

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ทุนวิจัย

กองทุนรัชดาภิเษกสมโภช

รายงานผลการวิจัย

การวิเคราะห์และจำลองการทำงานไดนามิกส์ของข้อเข่ามนุษย์

โดย

อ.ดร. ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี

สถาบันวิทยบริการ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

เดือน พฤศจิกายน พ.ศ. 2552

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับทุนอุดหนุนจากเงินทุนวิจัย กองทุนรัชดาภิเษกสมโภช จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่สนับสนุนเงินวิจัยในการซื้อโปรแกรม Adams-LifeMOD ตลอดจนวัสดุอุปกรณ์ต่างๆที่ใช้ในงานวิจัย



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ชื่อโครงการวิจัย	การวิเคราะห์และจำลองการทำงานไดนามิกส์ของข้อเข่ามนุษย์
ชื่อผู้วิจัย	อ.ดร. ชัญญาพันธ์ วิรุพหฺ์ศรี
เดือนและปีที่ทำวิจัยเสร็จ	พฤศจิกายน พ.ศ. 2552

บทคัดย่อ

ในปัจจุบันงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อต่อของร่างกายมนุษย์ในขณะที่กำลังทำกิจกรรมอยู่นั้นต้องการข้อมูลการเคลื่อนไหวของร่างกาย ซึ่งระบบการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวที่มีขายในเชิงการค้ามีราคาสูงมาก งานวิจัยนี้จึงศึกษาและวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อต่อจากการเคลื่อนไหวของร่างกายท่อนล่างโดยใช้เทคนิคการประมวลผลภาพเข้าช่วย โดยการเก็บภาพด้วยกล้องวิดีโอพร้อมทั้งติดมาร์กเกอร์ซึ่งเป็นวิธีที่สะดวกและมีราคาไม่แพง ทำการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของร่างกายท่อนล่างของคนในขณะกำลังเดิน ด้วยกล้องวิดีโอจำนวน 2 กล้อง โดยติดมาร์กเกอร์จำนวน 14 จุดที่ผิวหนังเพื่อใช้ระบุตำแหน่งพิกัด ภาพที่ได้จากกล้องวิดีโอจะเป็นภาพของร่างกายฝั่งซ้ายและขวาใน 2 มิติตามแนว Sagittal Plane ภาพที่ได้จะถูกนำไปประมวลผลภาพด้วยโปรแกรม MATLAB เพื่อหาตำแหน่งพิกัดต่าง ๆ ของมาร์กเกอร์ที่ติดบนร่างกาย ซึ่งจำเป็นต่อการนำไปจำลองการเคลื่อนไหวด้วยโปรแกรม Adams-LifeMOD ซึ่งเป็นโปรแกรมที่ใช้สำหรับวิเคราะห์ระบบทางกลศาสตร์ของร่างกายมนุษย์ โมเดลที่จำลองนั้นได้จำลองให้มีลักษณะใกล้เคียงกับความเป็นจริงโดยสามารถกำหนดพารามิเตอร์ เช่น น้ำหนักและส่วนสูง ค่าตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่ได้จากการประมวลผลภาพจะเป็นตัวกำหนดการเคลื่อนไหวของโมเดล เมื่อนำข้อมูลการเคลื่อนไหวที่และพารามิเตอร์ของร่างกายมาทำการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม Adams-LifeMOD แล้วพบว่าสามารถหาค่าพารามิเตอร์ทางพลศาสตร์ที่ข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพกในขณะเวลาต่าง ๆ เช่น ความเร็ว แรงบิด หรือโมเมนต์ได้ จากงานวิจัยนี้ทำให้ได้ข้อมูลที่เป็นและเป็นประโยชน์อย่างยิ่งต่อการออกแบบข้อเทียม รวมถึงการพัฒนาศัลยกรรมในการรักษาภาวะข้อเข่าเสื่อม และวงการวิทยาศาสตร์กีฬาในอนาคต

Project Title	Dynamics Analysis and Simulation of Human Knee Joint
Name of the Investigators	Chanyaphan Virulsri, Ph.D
Year	November 2009

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 program 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.

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญ

เรื่อง	หน้าที่
กิตติกรรมประกาศ	II
บทคัดย่อ ภาษาไทย	III
Abstract	IV
สารบัญ	V
รายการตารางประกอบ	VII
รายการรูปประกอบ	VIII
บทที่ 1 บทนำ (Introduction)	1
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	5
2.1 คำศัพท์เฉพาะทางในกายวิภาคศาสตร์ (Anatomical Nomenclature)	5
2.2 กายวิภาคศาสตร์ของข้อเข่า (Anatomy of Knee Joint)	8
2.3 ชีวกลศาสตร์ของข้อเข่า (Biomechanics of Knee Joints)	13
2.4 ทัศนวิจารณ์วรรณกรรม (Literature Review) ของงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการหาข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่า	19
2.5 หลักการของการวิเคราะห์การเดิน (Principle of Gait Analysis)	23
2.6 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการประมวลผลทางภาพ (Image Processing)	27
บทที่ 3 การดำเนินงานวิจัย	30
3.1 การทดลองศึกษาและเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่า (Preliminary Motion Capture)	31
3.2 การทดลองหาการเคลื่อนไหวของข้อเข่าด้วยกล้องฟลูออโรสโคปี (Motion Capture by Fluoroscopy)	38
3.3 การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวโดยใช้เทคนิคการประมวลผลภาพ (Motion Capture with Image Processing)	44
3.4 การจำลองการเคลื่อนไหวเพื่อวิเคราะห์พลศาสตร์ด้วยซอฟต์แวร์ ADAMS-LIFEMOD (Simulation)	50

เรื่อง	หน้าที่
บทที่ 4 ผลการจำลองการเคลื่อนไหวด้วย ADAMS-LifeMOD (Result)	53
4.1 ช่วงมุมของข้อเข่าในระหว่างการเคลื่อนไหว	53
4.2 อัตราเร็วเชิงมุมในระหว่างการเคลื่อนไหว	54
4.3 ค่าแรงในแนวตั้งของข้อเข่าในระหว่างการเคลื่อนไหว	55
4.4 ค่าแรงบิดที่ข้อเข่าในระหว่างการเคลื่อนไหว	56
บทที่ 5 อภิปรายและสรุปผลการวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อเข่ามนุษย์ (Discussion and Conclusion)	57
5.1 วิเคราะห์ความสัมพันธ์ของข้อมูลทางไดนามิกส์	57
5.2 สรุปผลการจำลองการเคลื่อนไหวในเชิงสถิติ	61
5.3 การนำผลลัพธ์ที่ได้ไปใช้ในการออกแบบข้อเข่าเทียม	61
5.4 สรุปผลของงานวิจัย	61
5.5 บทความที่ได้นำเสนอจากการทำวิจัยในครั้งนี้	62
เอกสารอ้างอิง (Reference)	62
ภาคผนวก	64

รายการตารางประกอบ

- ตารางที่ 2.1 ชื่อและความหมายของคำศัพท์ที่ใช้ในการระบุตำแหน่ง
- ตารางที่ 2.2 ชื่อและความหมายของคำศัพท์ที่ใช้ในการระบุการเคลื่อนไหวของอวัยวะต่าง
- ตารางที่ 2.3 ขนาดมุมมองของข้อเข่าในทาง Flexion-Extension ระหว่างกิจกรรมต่างๆ
- ตารางที่ 2.4 สรุปลักษณะการวิเคราะห์การเดินใน 1 รอบ
- ตารางที่ 3.1 ตำแหน่งของ Marker ที่เปลี่ยนไปในช่วงเวลา 0 – 0.06 วินาที
- ตารางที่ 3.2 ตารางข้อมูลเฉลี่ยของอาสาสมัครที่นำมาใช้ในการวิเคราะห์
- ตารางที่ 3.3 แสดงตัวอย่างข้อมูลการเคลื่อนไหวในพิกัด X-Y ของมาร์กเกอร์ใน 2 เฟรมแรก
- ตารางที่ 5.1 แสดงข้อมูลสรุปการจำลองการเคลื่อนไหว



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รายการรูปประกอบ

- รูปที่ 1.1 ผู้ที่ป่วยเป็นโรคข้อเข่าเสื่อม และภายหลังการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเทียมแล้วสามารถงอเข่าได้ดังเช่นปกติ
- รูปที่ 2.2 ชื่อเรียกการเคลื่อนที่ของอวัยวะในรูปแบบต่างๆ
- 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
- 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
- รูปที่ 2.10 ตำแหน่งของ Anterior Cruciate Ligament และ Posterior Cruciate Ligament ของเข่าขวา
- รูปที่ 2.11 ส่วนประกอบและตำแหน่งของกล้ามเนื้อ Quadriceps ของขาขวา (มองจากด้านหน้า)
- รูปที่ 2.12 ส่วนประกอบและตำแหน่งของกล้ามเนื้อ Hamstring ของขาขวา (มองจากด้านหลัง)
- รูปที่ 2.13 ข้อเข่าข้างขวาเมื่อมองจากด้านข้าง
- รูปที่ 2.14 ส่วนของลูกสะบ้าหัวเข่าที่สัมผัสกับกระดูกอ่อนของกระดูกต้นขา เป็นมุมมองต่างๆ กันโดยมองจากด้านข้างและด้านบนตามลำดับ
- รูปที่ 2.15 การเคลื่อนที่ของลูกสะบ้าหัวเข่าเมื่อกระดูกต้นขาขยับเป็นมุมต่าง ๆ กัน โดยมองจากด้านหน้าและด้านข้างตามลำดับ
- รูปที่ 2.16 การเคลื่อนที่ของ Lateral Femoral เมื่อเริ่มต้งอขา จะเกิดการก้ำกึ่งเป็นมุมประมาณ 25° จากนั้นเป็นการก้ำกึ่งและไถลไปพร้อมกัน และเมื่อ ACL ตึงจะจำกัดให้เกิดการก้ำกึ่งอย่างเดียวไปจนถึง Full Flexion (ประมาณ 130°)
- รูปที่ 2.17 การเคลื่อนที่ของ Medial Femoral Condyle เมื่อเริ่มต้งอขาจะเกิดการก้ำกึ่ง เป็นมุมประมาณ 15° จากนั้นเป็นการก้ำกึ่งและไถลไปพร้อมกัน และเมื่อ ACL ตึงจะจำกัดให้เกิดการก้ำกึ่งเพียงอย่างเดียวไปจนถึง Full Flexion (ประมาณ 130°)
- รูปที่ 2.18 การเคลื่อนที่ของ Femoral Condyle
- รูปที่ 2.19 แนวแกนขาปกติ
- รูปที่ 2.20 เครื่องซีอาร์เอ็มฟลูออโรสโคป
- รูปที่ 2.21 ตัวอย่างของ Intracortical Pins ที่ใช้ในการศึกษาการเคลื่อนที่
- รูปที่ 2.22 ตำแหน่งการติด Skin Marker (จุดวงกลม) บนขาที่อ่อนบนและล่าง
- รูปที่ 2.23 ผลการจำลองโมเดลโดยใช้ Motion Capture Systems

- รูปที่ 2.24 ค่าโมเมนต์ลัพท์ที่ข้อเข้าในระหว่างการเดิน 1 รอบ
- รูปที่ 2.25 การติด Marker วิธีที่ 1(a), วิธีที่ 2(b) และวิธีที่ 3(c)
- รูปที่ 2.26 การวิเคราะห์เส้นแนวแรงปฏิกิริยาจากตำแหน่ง Marker
- รูปที่ 2.27 ตำแหน่งการเคลื่อนไหวของเส้นโครงร่างโมเดล
- รูปที่ 2.28 ตัวเลขที่บอกถึงค่าสีในภาพแบบโทนวาดำ
- รูปที่ 2.29 ฮิสโตแกรมของภาพ
- รูปที่ 2.30 เฟรมที่ใช้ในการหาเส้นขอบ
- รูปที่ 3.1 ลำดับการดำเนินงานวิจัย
- รูปที่ 3.2 ตัวอย่างภาพที่ได้จากกล้องวิดีโอ เป็นภาพโมเดลที่ได้ติด Marker เรียบร้อยแล้ว
- รูปที่ 3.3 แสดงตำแหน่งที่ติด Marker (จุดสีดำ)
- รูปที่ 3.4 กล้องที่ใช้ในการบันทึกการเคลื่อนที่ของโมเดล
- รูปที่ 3.5 ชุดเครื่องมือที่ใช้ในการทำ Motion Capture มีกล้อง (ซ้าย) และเครื่องวิดีโอ (ขวา)
- รูปที่ 3.6 ลักษณะของ Marker ที่นำมาใช้ประกอบด้วยปุ่มและสายรัดด้านหลัง
- รูปที่ 3.7 ตำแหน่งที่ได้ทำการติด Marker และรายละเอียดของแต่ละตำแหน่ง
- รูปที่ 3.8 มุมของการยึดและงอขาของข้อเข้าระหว่างการเดินในช่วงเวลา 6 วินาที
- รูปที่ 3.9 Mobile C-Arm Unit สามารถปรับหมุนและเลื่อนแนวการฉายรังสีได้
- รูปที่ 3.10 ขั้นตอนการสร้างภาพของเครื่องฉายรังสีฟลูออโรสโคป
- รูปที่ 3.11 ภาพตัวอย่างของข้อเข้าที่ได้จากการฉายรังสีฟลูออโรสโคป
- รูปที่ 3.12 การหาขอบของภาพด้วยวิธีต่าง ๆ
- รูปที่ 3.13 การหาเส้นกึ่งกลางเพื่อใช้เป็นตำแหน่งอ้างอิงของโมเดล
- รูปที่ 3.14 มุมมอง ISO ของโมเดลที่จำลองขึ้นขณะที่ข้อเข้าเป็นมุมต่าง ๆ
- รูปที่ 3.15 มุมมองด้านข้างของโมเดลที่จำลองขึ้นขณะที่ข้อเข้าเป็นมุมต่าง ๆ
- รูปที่ 3.16 รูปแสดงเส้นทางการเคลื่อนที่ของกระดูกหน้าแข้งที่เคลื่อนที่ไปในระนาบ X-Y
- รูปที่ 3.17 รูปแสดงการเปลี่ยนแปลงของมุมที่ข้อเข้าในระนาบ X-Y
- รูปที่ 3.18 กล้องวิดีโอที่ใช้นำมาใช้ในงานวิจัยนี้
- รูปที่ 3.19 ตำแหน่งการติดมาร์กเกอร์
- รูปที่ 3.20 แผนผังการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหว
- รูปที่ 3.21 แสดงภาพหนึ่งที่ได้จากวิดีโอการเคลื่อนไหว
- รูปที่ 3.22 ขั้นตอนการประมวลผลภาพ
- รูปที่ 3.23 ภาพในเฟรมต่าง ๆ พร้อมจุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์จากการประมวลผลภาพ
- รูปที่ 3.24 แผนภูมิแสดงลำดับและขั้นตอนการจำลองโมเดล
- รูปที่ 3.25 ส่วนของโมเดลที่สร้างขึ้น

- รูปที่ 3.26 ข้อต่อที่สร้างขึ้นและเส้นบอกแนวแกนของโมเดล
- รูปที่ 3.27 โมเดลที่ได้จากการจำลอง
- รูปที่ 4.1 แสดงทิศทางการวัดมุมของข้อเข้าโดยเริ่มจากขาเหยียดตรง
- รูปที่ 4.2 กราฟแสดงข้อมูลช่วงมุมของข้อเข้าในช่วงเวลาต่าง ๆ
- รูปที่ 4.3 กราฟแสดงอัตราเร็วเชิงมุมของข้อเข้าในช่วงเวลาต่าง ๆ
- รูปที่ 4.4 กราฟแสดงค่าแรงในแนวตั้งของข้อเข้าข้างขวาในช่วงเวลาต่าง ๆ
- รูปที่ 4.5 กราฟแสดงค่าแรงบิดของข้อเข้าข้างขวาในช่วงเวลาต่าง ๆ
- รูปที่ 5.1 แสดงการเคลื่อนไหวของโมเดลที่วินาทีที่ 0.1, 0.4 และ 0.8 ตามลำดับ
- รูปที่ 5.2 ตัวอย่างข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข้าข้างขวาที่นำมาวิเคราะห์
- รูปที่ 7.1 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข้าข้างขวาของโมเดลที่ 1
- รูปที่ 7.2 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข้าข้างขวาของโมเดลที่ 2
- รูปที่ 7.3 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข้าข้างขวาของโมเดลที่ 3
- รูปที่ 7.4 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข้าข้างขวาของโมเดลที่ 4
- รูปที่ 7.5 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข้าข้างขวาของโมเดลที่ 5
- รูปที่ 7.6 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข้าข้างขวาของโมเดลที่ 6
- รูปที่ 7.7 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข้าข้างขวาของโมเดลที่ 7
- รูปที่ 7.8 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข้าข้างขวาของโมเดลที่ 8
- รูปที่ 7.9 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข้าข้างขวาของโมเดลที่ 9
- รูปที่ 7.10 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข้าข้างขวาของโมเดลที่ 10

บทที่ 1

บทนำ (Introduction)

ที่มาและความสำคัญของปัญหา (Theoretical Background)

ปัจจุบันงานทางด้านชีวกลศาสตร์เป็นงานที่สำคัญและน่าสนใจ และเริ่มมีการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับศาสตร์ทางด้านนี้กันมากขึ้นภายในประเทศ ชีวกลศาสตร์เป็นการบูรณาการองค์ความรู้จากกลศาสตร์วิศวกรรมและชีววิทยาร่วมกันในการอธิบายกลไกการเคลื่อนไหว ตลอดจนหน้าที่การทำงานของร่างกายมนุษย์ ช่วยให้แพทย์เข้าใจกลไกการเคลื่อนไหวและระบบการทำงานของร่างกายมนุษย์ ช่วยสร้างเครื่องมือที่ใช้ในทางการแพทย์เพื่ออำนวยความสะดวกในการผ่าตัดได้ดีขึ้น นอกจากนี้ยังทำให้ทราบระยะเคลื่อนที่ของกระดูก หรือแรงภายในกระดูกและกล้ามเนื้อที่บริเวณข้อต่อส่วนต่างๆของร่างกาย เช่น ข้อสะโพก, ข้อกระดูกสันหลัง, ข้อเข่า, ข้อเท้า เป็นต้น หากเข้าใจถึงกลไกการเคลื่อนไหวและระบบการทำงานของข้อต่อภายในร่างกายมนุษย์ที่ละเอียดและถูกต้องแล้ว จะนำไปสู่การออกแบบและสร้างข้อต่อเทียมให้กับผู้ป่วยที่เป็นโรคข้อเสื่อม เพื่อนำไปรักษาอาการเจ็บปวดข้อต่อและสามารถกลับมาใช้งานข้อต่อที่เสื่อมไปเหล่านั้นได้อีกครั้งหนึ่ง

จากข้อมูลของ The National Center for Health Statistics ในอเมริกาปี ค.ศ. 2001 พบว่ามีจำนวนผู้ป่วยที่ผ่าตัดข้อเข่าเทียมจำนวนมากถึง 326,000 คน [1] จากสถิติผู้ป่วยโรคกระดูกและข้อในประเทศไทยจากมูลนิธิโรคข้อพบว่าปัจจุบันประเทศไทยมีผู้เป็นโรคข้อเสื่อมกว่า 6 ล้านคน และมีโรคข้ออักเสบ รูมาตอยด์ และโรคเกาต์ รวมกันเกือบ 7 ล้านคน โรคข้อเสื่อมจะพบมากในกลุ่มผู้สูงอายุ มีอายุมากกว่า 60 ปีขึ้นไป มากถึงร้อยละ 50 และมีแนวโน้มเพิ่มมากขึ้นทุกปี เนื่องจากประชากรโลกมีชีวิตความเป็นอยู่ที่ดีขึ้น อายุยืนยาวขึ้น แต่ขณะเดียวกันผลจากการใช้ชีวิตที่สุขสบายมากขึ้นและขาดการออกกำลังกายทำให้เกิดโรคข้อกระดูกมากขึ้นด้วย [2]

อาการของผู้ที่เริ่มจะเป็นโรคข้อเสื่อมคือ มีอาการปวดเมื่อย เวลาใช้งานข้อ บางครั้งมีเสียงกรอบแกรบเวลาเคลื่อนไหว อาจจะมีอาการข้อตึงหรือติดขัดเวลาใช้ข้อนานๆ และจะค่อยๆเริ่มเป็นมากขึ้นทีละน้อย มาก อาจจะมีการผิดรูปของข้อนั้นๆ มีการบวมอักเสบ มีน้ำไขข้อมาก เมื่อผิวกระดูกมีการสึกหรอมากขึ้นเวลาใช้งานจะรู้สึกเจ็บปวด กรณีที่รุนแรงที่สุดคือไม่สามารถเคลื่อนไหวหรือใช้งานข้อนั้นๆได้เลย การวินิจฉัยทำได้โดยหากตรวจด้วยการฉายเอ็กซเรย์จะเห็นการเปลี่ยนแปลงอย่างชัดเจน เมื่อเป็นโรคข้อเสื่อมแล้วจะไม่สามารถรักษาให้หายขาดได้ เนื่องจากผิว

กระดูกอ่อนที่ทำหน้าที่รองรับการสัมผัสกันระหว่างกระดูกข้อต่อสึกหรอ เมื่อเสื่อมสลายไปร่างกาย จะไม่สามารถสร้างกระดูกอ่อนนั้นกลับคืนมาได้ ในผู้ป่วยระยะแรกอาจใช้ยาช่วยบรรเทาอาการ เจ็บปวดได้ การลดน้ำหนักตัวหรือหลีกเลี่ยงการใช้งานข้อ แต่เมื่อผิวกระดูกมีความสูญเสียมากจน ผู้ป่วยทนอาการเจ็บปวดไม่ไหว วิธีที่จะลดอาการเจ็บปวดนั้นได้คือต้องทำการผ่าตัดใส่ข้อเทียมให้ ผู้ป่วย เพื่อที่จะได้สามารถกลับมาใช้งานข้อที่เสื่อมไปได้อีกครั้งหนึ่ง [2]



รูปที่ 1.1 ผู้ที่ป่วยเป็นโรคข้อเข่าเสื่อมและภายหลังการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเทียม แล้วสามารถงอเข่าได้ดังเช่นปกติ

ข้อเข่าเทียมที่ใช้ในโรงพยาบาลจุฬา ฯ ในปัจจุบันเป็นข้อเข่าเทียมที่ซื้อ และนำเข้ามาจาก ต่าง ประเทศซึ่งผลิตโดยบริษัท ซิมเมอร์ และ จอห์นสันแอนด์จอห์นสัน รวมมูลค่าการนำเข้าข้อต่อ เทียมเป็นราคาสูงมาก การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเทียมนั้นเพียงแค่ว่าวัสดุข้อเทียมเพียงข้างเดียวก็สูง ถึง 8 หมื่นบาทและยังไม่ได้รวมค่าผ่าตัดอื่น ๆ อีก [3] โดยผู้ป่วยทั่วโลกไม่ว่าจะมีฐานะเศรษฐกิจ ใดๆ ก็จะต้องใช้ข้อเทียมในลักษณะเดียวกันนี้เหมือนกันทุกคน แม้กระนั้นในประเทศไทยก็ยังไม่ มีรายงานการวิจัยใดที่จะนำไปสู่การออกแบบข้อต่อเทียมเลย ลักษณะของข้อเข่าเทียมเป็นดังรูปที่

1.2



รูปที่ 1.2 เข่าของผู้ป่วยเป็นโรคข้อเสื่อมและลำดับการเปลี่ยนข้อเข่าเทียม

การจะออกแบบข้อเข่าเทียมให้กับผู้เป็นโรคข้อเข่าเสื่อมนั้นสิ่งสำคัญที่จะต้องทราบคือ กลไกและลักษณะการเคลื่อนที่ของข้อเข่า เช่น มุมของการงอและยืดในช่วงต่างๆ, ความเร็วเชิงมุม, ความเร่งเชิงมุม, การหมุนเข้าและออกในแนวแกนตั้ง, การบิดออกด้านข้างทั้งฝั่งในและนอก, การเลื่อนไถลระหว่างกระดูกไปทางด้านหน้าและหลัง, ระยะห่างน้อยที่สุดระหว่างผิวคอนไดล์กับกระดูกอ่อน และการยกตัวของกระดูก ซึ่งเป็นค่าที่จะนำไปใช้ในการออกแบบข้อเข่าเทียมให้มีการเคลื่อนที่ใกล้เคียงกับธรรมชาติของมนุษย์มากที่สุด

การศึกษาการเคลื่อนที่ของร่างกายส่วนใหญ่มักจะเป็นงานวิจัยเกี่ยวกับการวิเคราะห์การเดิน (Gait Analysis) การขึ้น-ลงบันได การลุก-นั่ง ซึ่งจะเน้นไปที่ข้อเท้า ข้อเข่า และสะโพก สำหรับการจะได้ข้อมูลเพื่อนำมาวิเคราะห์ไดนามิกส์ของข้อเข่าทำได้หลายวิธี เช่น การติด Marker ที่ภายนอกร่างกายหรือบริเวณผิวหนัง (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), การใช้ภาพจาก การสะท้อนทางคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetic Resonance Imaging, 3D Modeling Reconstruction) [4],[5]

ปัญหาสำคัญในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของร่างกาย คือ การระบุตำแหน่งที่แท้จริงของกระดูกให้ได้อย่างถูกต้องทำได้ลำบาก เนื่องจากการเคลื่อนที่ที่ซับซ้อนของข้อเข่าที่นอกจากจะมีการงอแล้วยังมีการบิดหมุนและเลื่อนไถลระหว่างกันด้วย การใช้วิธีการติด Marker

และการใช้เครื่องมือหรืออุปกรณ์การวัดทางกลศาสตร์ต่างๆ จะมีผลจากการเลื่อนของชั้นกล้ามเนื้อ และผิวหนังที่เรียกว่า Soft Tissue Artifacts ทำให้ผลลัพธ์ที่ได้มีความคลาดเคลื่อนค่อนข้างมาก [6] ส่วนการใช้ Internal Marker จะต้องทำการผ่าตัดเพื่อใส่ marker เข้าไปในร่างกาย ทำให้มีปัญหาในการหาตำแหน่งมาทำการทดลอง การใช้ X-rays Fluoroscopy ถูกจำกัดบริเวณของภาพที่จะนำไปวิเคราะห์ค่อนข้างแคบและมีผลข้างเคียงจากการได้รับรังสี การใช้ใช้วิเคราะห์โมเดลที่มีการเคลื่อนที่ไม่ได้ [7]

เนื่องจากการลักษณะการเคลื่อนที่ที่ซับซ้อนของข้อเข่าและการเลื่อนของชั้นผิวหนัง ในเบื้องต้นผู้วิจัยจึงได้เลือกใช้วิธีการเก็บข้อมูลการเคลื่อนที่ของร่างกายด้วยกล้องจำนวน 1 ตัวควบคู่ไปกับเครื่องฟลูออโรสโคป แต่เมื่อได้ทำการเก็บข้อมูลแล้วนำไปจำลองการเคลื่อนที่ด้วยโปรแกรม Adams-LifeMOD พบว่าข้อมูลการเคลื่อนที่ที่เก็บมานั้นไม่เพียงพอต่อการจำลองการเคลื่อนที่ให้มี ความสมบูรณ์ได้ จะต้องทำการเก็บข้อมูลการเคลื่อนที่ที่ครบสมบูรณ์มากขึ้น โดยใช้กล้องวิดีโอเพิ่ม อีกตัวหนึ่งมาเก็บข้อมูลในฝั่งตรงกันข้าม จึงจำเป็นต้องใช้พื้นที่ในการทำงานมากขึ้นเป็น 2 เท่า ทำให้พื้นที่ภายในห้องฟลูออโรสโคปที่มีจำกัดนั้นไม่เพียงพอต่อการเก็บข้อมูลและไม่สามารถย้ายไป เก็บข้อมูลที่สถานที่อื่นได้เพราะมีข้อจำกัดในการเคลื่อนย้ายอุปกรณ์ ผู้วิจัยจึงมีแนวทางในการ แก้ปัญหาโดยเลือกวิธีการเก็บข้อมูลการเคลื่อนที่ด้วยกล้องจำนวน 2 ตัวควบคู่ไปกับการติด อุปกรณ์เสริมที่เรียกว่า Plate-mounted skin marker เพื่อลดปัญหาที่เกิดจาก Skin Artifacts ทำให้ ข้อมูลที่ได้มีความแม่นยำสูงที่สุดรองจากการใช้ฟลูออโรสโคป อีกทั้งยังทำได้สะดวกกว่าเพราะไม่ ต้องเตรียมเครื่องมือหรืออุปกรณ์ที่ซับซ้อนและมีค่าใช้จ่ายในการเก็บข้อมูลน้อย ทำให้ผู้วิจัยเลือกที่จะใช้วิธีนี้ในการหาข้อมูลการเคลื่อนที่ของร่างกายเพื่อนำไปวิเคราะห์ไดนามิกส์ของข้อเข่ามนุษย์

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง โดยจะอธิบายเกี่ยวกับคำศัพท์เฉพาะต่างๆ ที่เกี่ยวข้อง กายวิภาคศาสตร์ของข้อเข่า ชีวกลศาสตร์ของข้อเข่า และวิเคราะห์ถึงงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการศึกษาด้านการวิเคราะห์และจำลองการทำงานไดนามิกส์ของข้อเข่ามนุษย์

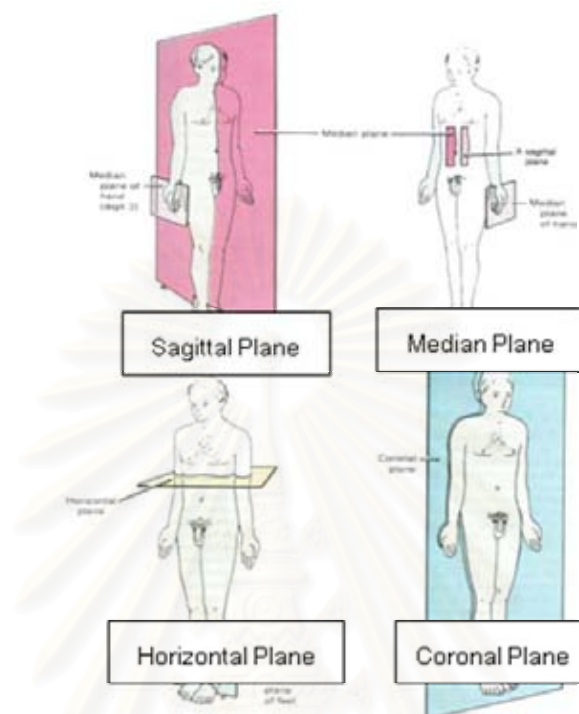
2.1 คำศัพท์เฉพาะทางในกายวิภาคศาสตร์ (Anatomical Nomenclature)

2.1.1 ระนาบซึ่งเกี่ยวข้องกับกายวิภาคศาสตร์ (Anatomical Planes)

ระนาบในทางกายวิภาคศาสตร์แบ่งออกเป็น 4 ระนาบ ดังแสดงระนาบต่างๆ ในรูปที่ 2.1 โดยมีชื่อเรียกสำหรับระนาบต่างๆ ดังนี้ [8]

- 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 เป็นระนาบซึ่งตั้งฉากกับ The Median Plane และแบ่งร่างกายออกเป็นซีกด้านหน้า (Anterior Portion) และซีกด้านหลัง (Posterior Portion) มีชื่อหนึ่งว่า The Frontal Plane
- The Horizontal Plane เป็นระนาบซึ่งตั้งฉากกับ The Median Plane และ The Coronal Plane วางตัวในแนวขนานกับพื้นโลก และแบ่งร่างกายออกเป็นซีกด้านบน (Superior Part) และซีกด้านล่าง (Inferior Part)

โดยงานวิจัยนี้จะเป็นการศึกษากการเคลื่อนที่ของข้อเข่าแต่เพียงในระนาบ Sagittal Plane เท่านั้น ดังจะกล่าวรายละเอียดในการศึกษาในบทหลัง



รูปที่ 2.1 ระนาบในทางกายวิภาคศาสตร์

2.1.2 คำศัพท์ซึ่งแสดงความสัมพันธ์ของตำแหน่งทางกายวิภาคศาสตร์

คำศัพท์สำคัญซึ่งใช้ในการระบุตำแหน่งของอวัยวะเทียบกับกับอวัยวะอื่นๆ และจะใช้อ้างอิงต่อไปในรายงานฉบับนี้ได้แสดงไว้ในตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 ชื่อและความหมายของคำศัพท์ที่ใช้ในการระบุตำแหน่ง

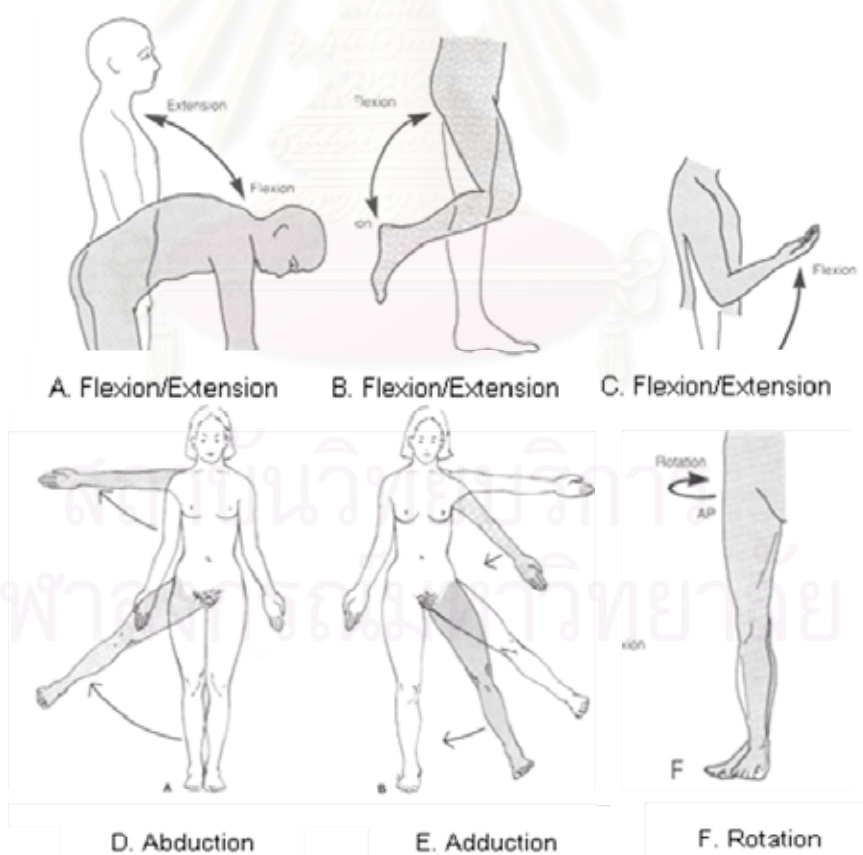
คำศัพท์	ความหมาย
Superior	อยู่ในตำแหน่งทางด้านหัว
Inferior	อยู่ในตำแหน่งทางด้านเท้า
Anterior	อยู่ในตำแหน่งด้านหน้า
Posterior	อยู่ในตำแหน่งด้านหลัง
Medial	อยู่ในตำแหน่งใกล้กับ The Median Plane
Lateral	อยู่ในตำแหน่งห่างออกจาก The Median Plane
External	เข้าหาหรืออยู่ในตำแหน่งทางด้านนอก
Internal	เข้าหาหรืออยู่ในตำแหน่งทางด้านใน

2.1.3 คำศัพท์แสดงลักษณะการเคลื่อนไหวของอวัยวะต่างๆ ซึ่งเกิดขึ้นที่บริเวณข้อ

คำศัพท์สำคัญซึ่งใช้ในการระบุการเคลื่อนไหวของอวัยวะเทียบกับกับอวัยวะอื่นๆ และจะใช้อ้างอิงต่อไปในรายงานฉบับนี้ได้แสดงไว้ในตารางที่ 2.2 และได้แสดงชื่อเรียกการเคลื่อนที่ของอวัยวะในรูปแบบต่างๆ 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	การเคลื่อนที่ออกห่างจาก The Median Plane (รูปที่ 2.3A)
Adduction	การเคลื่อนที่เข้าหา The Median Plane (รูปที่ 2.3B)
Rotation	การหมุนรอบแกนของอวัยวะ (รูปที่ 2.2F)



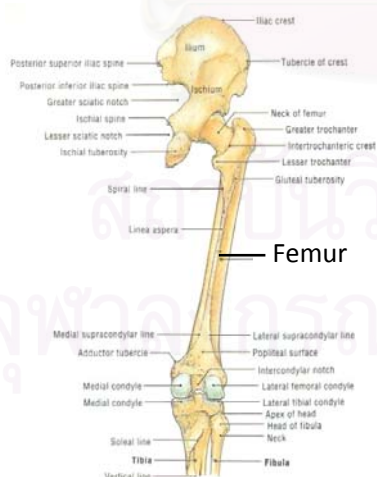
รูปที่ 2.2 ชื่อเรียกการเคลื่อนที่ของอวัยวะในรูปแบบต่างๆ

2.2 กายวิภาคศาสตร์ของข้อเข่า (Anatomy of Knee Joint) [9]

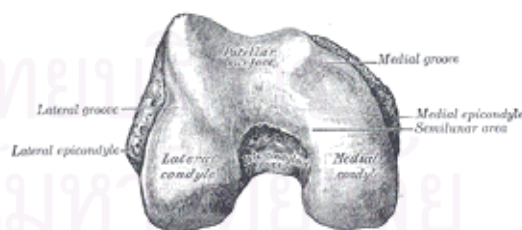
หากแบ่งชนิดของข้อเข่าตามลักษณะการเคลื่อนที่สามารถจัดข้อเข่าให้อยู่ในข้อต่อแบบ Hinge Type ซึ่งการเคลื่อนไหวหลักคือการงอและยืดขา (Flexion-Extension) โดยที่สามารถให้การหมุนรอบแกนตั้ง (Internal-External Rotation) และการหมุนแบบ Abduction-Adduction ได้เล็กน้อย ข้อเข่าประกอบด้วยกระดูก กล้ามเนื้อ และเส้นเอ็น ที่สำคัญได้แก่

2.2.1. กระดูกต้นขา (Femur) เป็นกระดูกที่แข็งแรงที่สุด หนักที่สุด และยาวที่สุดในร่างกายโดยมีความยาวเฉลี่ย 43.2 ซม.[112] ซึ่งเชื่อมต่อระหว่างข้อสะโพกและข้อเข่า (รูปที่ 2.3) กระดูกต้นขาด้านที่ติดกับข้อเข่า (Distal End) มีลักษณะเป็นกระดูกอ่อนซึ่งถูกแบ่งเป็น 2 ซีกเรียกว่า Medial Condyle และ Lateral Condyle (รูปที่ 2.4) ซึ่งกระดูกอ่อนทั้ง 2 ซีกนี้จะเป็นส่วนที่เคลื่อนที่สัมผัสกับกระดูกเข่า และรับแรงทั้งหมดที่ส่งผ่านขาแต่ละข้าง

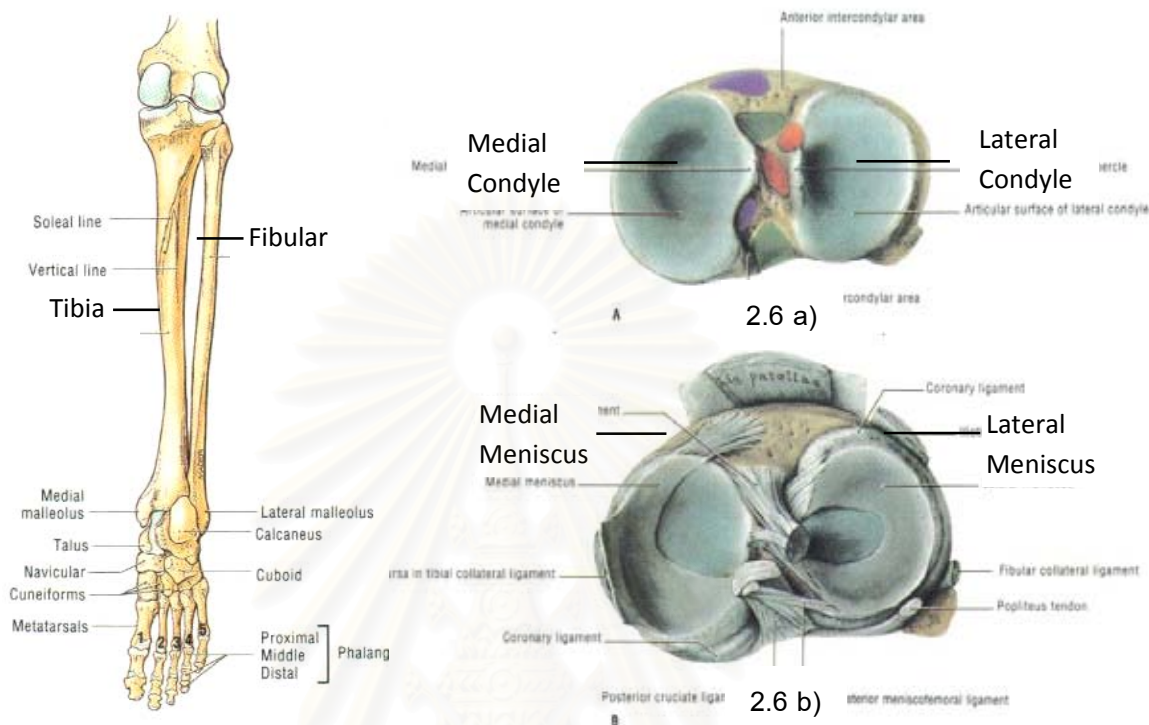
2.2.2. กระดูกเข่า (Tibia) เป็นกระดูกที่ยาวเป็นอันดับ 2 ของร่างกาย โดยเชื่อมต่อระหว่างข้อเข่ากับข้อเท้า ส่วนบนของกระดูกเข่ามีลักษณะบานออกเพื่อรองรับ Medial Condyle และ Lateral Condyle ของกระดูกต้นขา (รูปที่ 2.5) ส่วนที่สัมผัสกับกระดูกต้นขามีลักษณะเป็นกระดูกอ่อนผิวเรียบ (Tibial Plateaus) 2 ซีกคือ Medial Condyle และ Lateral Condyle (รูปที่ 2.6 a) โดยมี Medial Meniscus และ Lateral Meniscus ซึ่งเป็นกระดูกอ่อนรูปเสี้ยวพระจันทร์อยู่ด้านบนอีกชั้นหนึ่งเพื่อให้พื้นที่ผิวสัมผัสระหว่างกระดูกต้นขาและกระดูกเข่ามีมากขึ้น มีคุณสมบัติยืดหยุ่น จึงสามารถรับและช่วยกระจายแรงที่ส่งผ่านข้อเข่า ส่งผลให้ความเครียด (Stress) อยู่ในระดับที่เหมาะสม (รูปที่ 2.6 b))



รูปที่ 2.3 กระดูกต้นขาข้างขวา



รูปที่ 2.4 Medial Condyle และ Lateral Condyle ของกระดูกต้นขาข้างขวา (เมื่อมองจากล่างขึ้นบน)

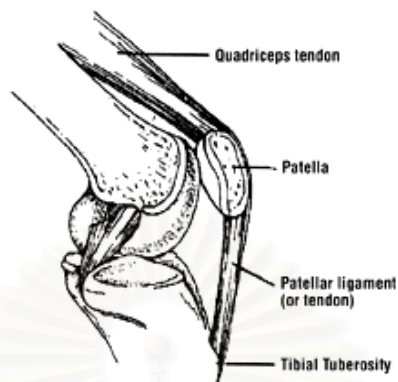


รูปที่ 2.5 กระดูกแข้ง และ
กระดูกน่องของขาข้างขวา

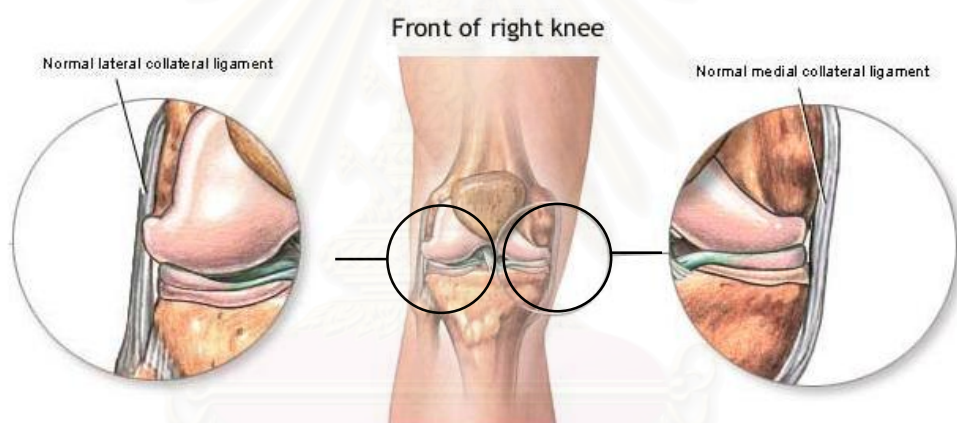
รูปที่ 2.6 Condyle และ Meniscus
ของกระดูกแข้งข้างขวา

2.2.3. กระดูกน่อง (Fibular) เป็นกระดูกที่มีลักษณะยาวและบิดเล็กน้อย อยู่เอียงไปทางด้านหลังของกระดูกแข้ง (รูปที่ 2.5) กระดูกน่องไม่ได้มีหน้าที่สำคัญในการรับน้ำหนักแต่มีหน้าที่ยึดให้กระดูกข้อเท้าอยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้อง เป็นหลักให้กล้ามเนื้อมายึดเกาะ และประกบกระดูกแข้งไว้ (ด้วย Plane Joint) เพื่อให้กระดูกแข้งสามารถรับการดัด (Bending) และการบิด (Twisting) ได้ หากไม่มีกระดูกน่องโอกาสที่กระดูกแข้งหักนั้นจะมีมากขึ้น

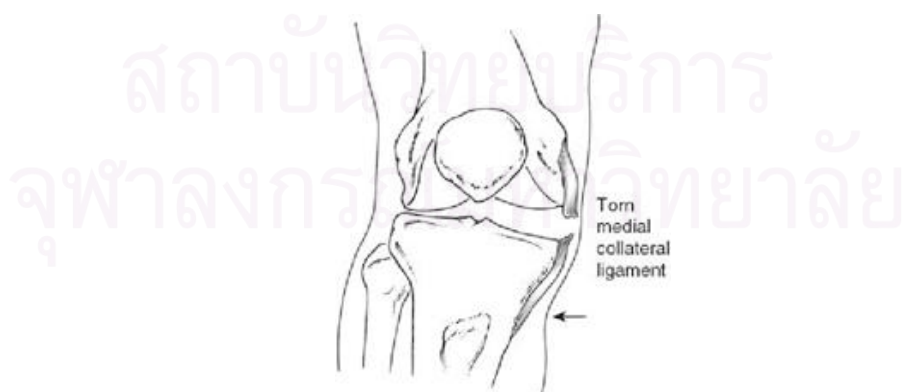
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 2.7 ลูกสะบ้าหัวเข่า, Quadriceps Femoris Tendon และ Patellar Ligament



รูปที่ 2.8 Lateral Collateral Ligament และ Medial Collateral Ligament ของเข่าข้างขวา

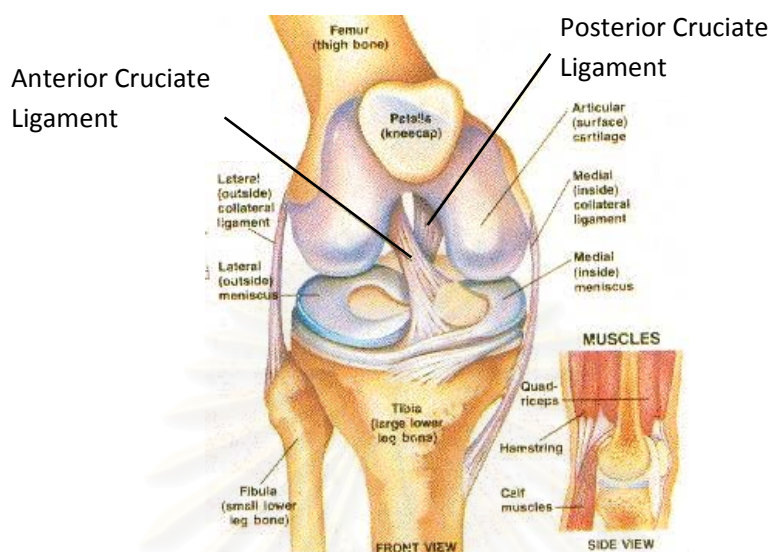


รูปที่ 2.9 สภาพเข่าข้างขวาที่ผิดปกติเนื่องจาก Medial Collateral Ligament ฉีกขาด

2.2.4. ลูกสะบ้าหัวเข่า (Patella) เป็นกระดูกซึ่งมีรูปร่างสามเหลี่ยมมนคล้ายเมล็ดงา (Sesamoid Bone) โดยมีมุมยอดชี้ไปทางด้านหลัง ส่วนบนของลูกสะบ้าหัวเข่าติดอยู่กับเส้นเอ็นที่ยึดระหว่างกระดูกกับกล้ามเนื้อ (Tendon) ที่ชื่อว่า Quadriceps Femoris Tendon และส่วนล่างติดอยู่กับเส้นเอ็นที่ยึดระหว่างกระดูกกับกระดูก (Ligament) ที่ชื่อว่า Patellar Ligament มุมยอดของลูกสะบ้าหัวเข่าจะเคลื่อนที่ไปตามร่องของกระดูกอ่อนที่ปลายกระดูกต้นขา (Patellar Surface) (รูปที่ 2.7) ในขณะที่ข้อขา ลูกสะบ้าหัวเข่ามีหน้าที่เพิ่มแขนของโมเมนต์ของกล้ามเนื้อ Quadriceps

2.2.5. Lateral Collateral Ligament (LCL) และ Medial Collateral Ligament (MCL) (รูปที่ 2.8) เป็นเส้นเอ็นซึ่งวางตัวอยู่ด้านข้างของข้อเข่า โดย Lateral Collateral Ligament วางตัวอยู่ด้าน Lateral ยึดระหว่างปลายกระดูกต้นขาเข้ากับส่วนบนของกระดูกน่อง ทำหน้าที่จำกัดการเคลื่อนที่แบบ Adduction ที่ข้อเข่าไม่ให้มากเกินไป ส่วน Medial Collateral Ligament วางตัวอยู่ด้าน Medial ยึดระหว่างปลายกระดูกต้นขาเข้ากับส่วนบนของกระดูกแข้ง ทำหน้าที่จำกัดการเคลื่อนที่แบบ Abduction ที่ข้อเข่าไม่ให้มากเกินไป ความเสียหายที่เส้นเอ็นเส้นใดเส้นหนึ่งนี้จะทำให้รูปร่างของเข่าผิดปกติ และกระดูกอ่อนข้างนั้นจะไม่สัมพันธ์กันดังรูปที่ 2.9

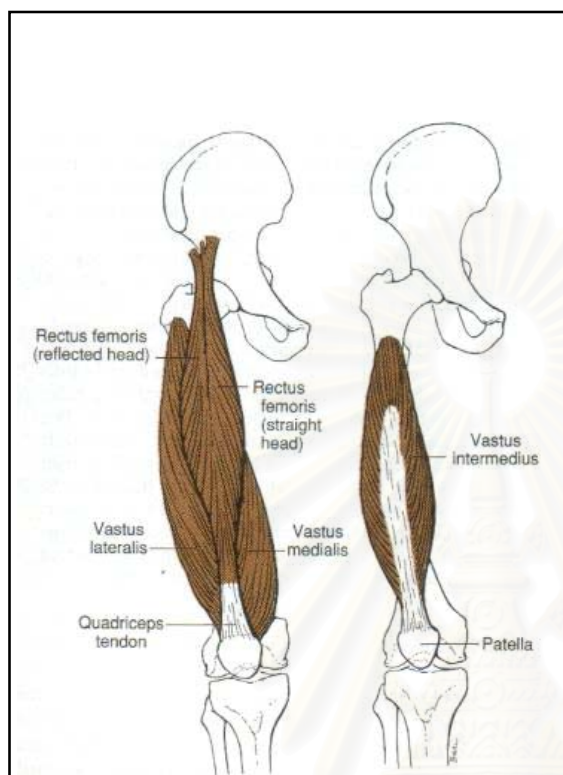
2.2.6. Anterior Cruciate Ligament (ACL) และ Posterior Cruciate Ligament (PCL) ดังแสดงในรูปที่ 2.10 เป็นเส้นเอ็นซึ่งยึดระหว่างกระดูกต้นขาและกระดูกแข้ง โดยเส้นเอ็นทั้งสองวางตัวอยู่ระหว่าง Medial และ Lateral Condyle ของกระดูกต้นขาและมีลักษณะไขว้กันเป็นรูปกากบาท โดย Anterior Cruciate Ligament ยึดกับกระดูกแข้งที่ด้านหน้า(Anterior)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



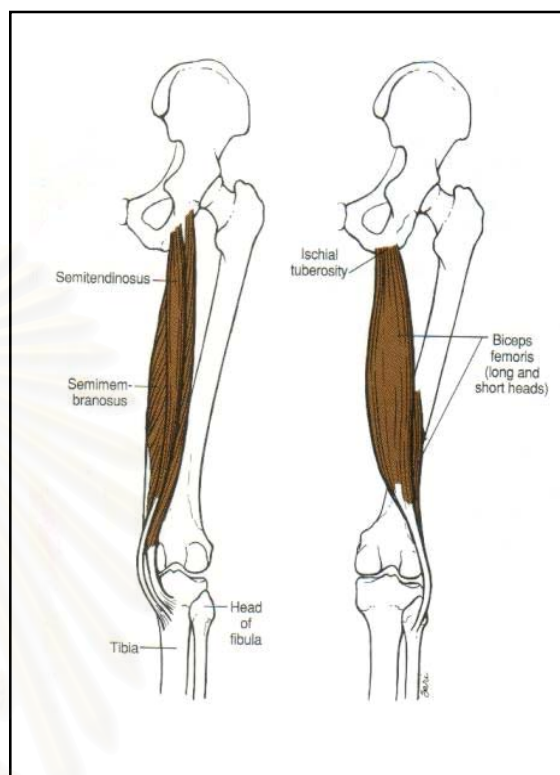
รูปที่ 2.10 ตำแหน่งของ Anterior Cruciate Ligament และ Posterior Cruciate Ligament ของเข่าขวา

2.2.7 กล้ามเนื้อ Quadriceps (รูปที่ 2.11) เป็นกล้ามเนื้อที่มีขนาดใหญ่ที่สุดในร่างกาย ครอบคลุมบริเวณด้านหน้าทั้งหมดของกระดูกต้นขา และเป็นกลไกสำคัญในการยืดขาส่วนล่าง 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 ไปเชื่อมต่อกับกระดูกเข่า เมื่อกล้ามเนื้อ Quadriceps หดตัวจะส่งแรงดึงไปที่ลูกสะบ้าหัวเข่าและไปยัง Patellar Ligament ทำให้ขาส่วนล่างยืดตรง (Extension) เช่นในขณะลุกจากเก้าอี้ ขึ้นบันได หรือกระโดดเป็นต้น

2.2.8 กล้ามเนื้อ Hamstring (รูปที่ 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]

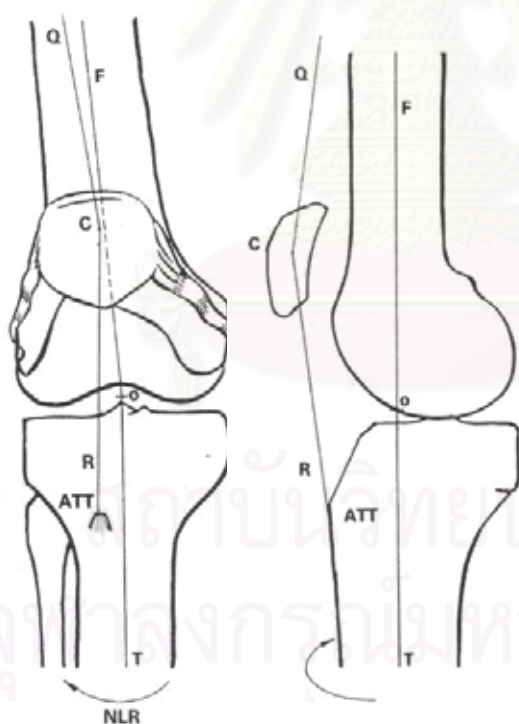
ชีวกลศาสตร์เป็นศาสตร์ที่ใช้กฎหรือหลักการทางฟิสิกส์และทางวิศวกรรม ในการอธิบายการเคลื่อนไหวซึ่งเกิดขึ้นโดยส่วนต่างๆ ของร่างกายและ แรงกระทำที่มีผลกระทบต่อส่วนร่างกายเหล่านั้น การศึกษาชีวกลศาสตร์แบ่งได้เป็น 2 แขนงคือสถิตยศาสตร์ (Static) และจลนศาสตร์ (Dynamics) ในที่นี้เราพิจารณาเฉพาะการเคลื่อนไหวของเข่าธรรมชาติที่ตำแหน่งหนึ่งๆ ดังนั้นจึงลงรายละเอียดไปที่ชีวกลศาสตร์แบบสถิตยศาสตร์

ชีวกลศาสตร์แบบสถิตยศาสตร์ของข้อเข่า แบ่งได้เป็น 2 แบบคือแบบ Passive Knee และแบบ Active Knee โดยการศึกษาแบบ Passive Knee เป็นการศึกษากลศาสตร์ของเข่าเมื่อเข่าได้รับแรงกระทำจากภายนอก เช่นการงอของเข่าในขณะที่นั่งลงโดยมีน้ำหนักตัวช่วยกดลงมา ส่วนการศึกษา

แบบ Active Knee เป็นการศึกษากลศาสตร์ของเข่าเมื่อเข่าได้รับแรงกระทำจากกล้ามเนื้อภายในร่างกายเท่านั้น เช่นการงอขาเข้า (Flexion) ให้สุดในขณะที่ยืนตรงเป็นต้น ในที่นี้ผู้เขียนจะพิจารณาเฉพาะกลศาสตร์ของเข่าแบบ Passive เพียงอย่างเดียวเนื่องจากในชีวิตประจำวันการใช้งานข้อเข่าส่วนใหญ่เป็นการรับน้ำหนักจากกิจกรรมต่างๆ

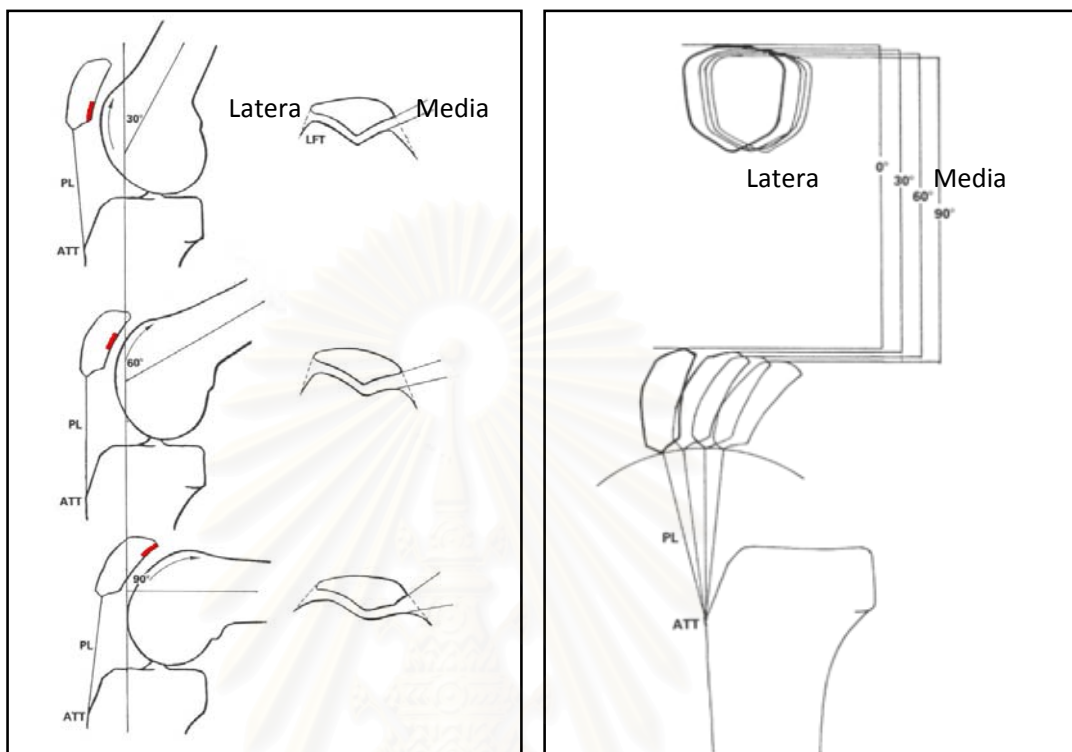
2.3.1 Passive Knee ในขณะที่ยืดตรง

ขณะที่ขายืดตรง (Full Extension) ข้อเข่าจะไม่สามารถเคลื่อนไหวได้ในทิศทางใดๆ เนื่องจากกลไกของกระดูกอ่อนและเส้นเอ็นที่เกี่ยวข้อง ส่งผลให้กระดูกต้นขา กระดูกเข่า และกระดูกน่องเสมือนเป็นกระดูกชิ้นใหญ่ชิ้นเดียว ค่าโดยประมาณของมุมต่างๆของข้อเข่าในตำแหน่ง Full Extension ได้แสดงดังรูปที่ 2.17 พร้อมคำอธิบายดังนี้



- ก. จุด C แทนศูนย์กลางของลูกสะบ้าหัวเข่า ซึ่งอยู่ที่จุดต่อระหว่างแนวของ Quadriceps Tendon (QC) และแนว Patellar Ligament (CR) โดยมีมุม QCR มีค่าประมาณ 170°
- ข. ATT คือ Anterior Tibial Tuberosity เป็นจุดที่ Patellar Ligament ยึดติดกับกระดูกเข่า
- ค. FO เป็นแนวแกนกลางของกระดูกต้นขา และ OT เป็นแนวแกนกลางของกระดูกเข่า โดยมีมุม FOT มีค่าประมาณ 174°
- ง. มุม QCR มีค่าประมาณ 165°
- จ. มุม FOT มีค่าประมาณ 185°

รูปที่ 2.13 ข้อเข่าข้างขวาเมื่อมองจากด้านข้าง



รูปที่ 2.14 ส่วนของลูกสะบ้าหัวเข่าที่สัมผัสกับกระดูกอ่อนของกระดูกต้นขา เป็นมุมองต่างๆ กันโดยมองจากด้านข้างและด้านบนตามลำดับ

รูปที่ 2.15 การเคลื่อนที่ของลูกสะบ้าหัวเข่าเมื่อกระดูกต้นขางอเป็นมุมต่าง ๆ กัน โดยมองจากด้าน หน้าและด้านข้างตามลำดับ

2.3.2 Passive Knee ในขณะที่ขางอเข้า

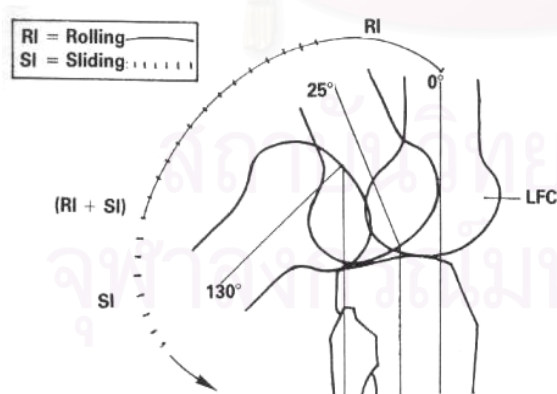
ในขณะที่ขางอเข้า (Flexion) มีการเคลื่อนที่สัมผัสกันระหว่างกระดูก 2 คู่คือ ระหว่างกระดูกต้นขากับลูกสะบ้าหัวเข่า (Patellofemoral Joint) และระหว่างกระดูกต้นขากับกระดูกแข้ง (Tibiofemoral Joint)

- ข้อต่อระหว่างกระดูกต้นขากับลูกสะบ้าหัวเข่า (Patellofemoral Joint) เป็นข้อต่อแบบ 1 องศาอิสระ (Degree of Freedom) โดยเป็นการเคลื่อนที่ (Sliding) อย่างเดียว โดยด้านหนึ่งของลูกสะบ้าหัวเข่าจะถูกตรึงติดกับกระดูกแข้งด้วย Patellar Ligament (รูปที่ 2.14 ถึง รูปที่ 2.15) และในขณะที่เข่างอเข้าส่วนด้านแหลมของลูกสะบ้าหัวเข่าจะสัมผัสกับ Patellar Surface ของกระดูกต้นขาโดยมีการเคลื่อนสัมผัสกันได้ เมื่อพิจารณาในระนาบ Sagittal ลูกสะบ้าหัวเข่าจะมีการเคลื่อนที่ไปด้านหลัง และด้าน Medial รวมทั้งมีการบิดรอบแกนในแนวราบเล็กน้อย ดังรูปที่ 2.14 และ รูปที่ 2.15

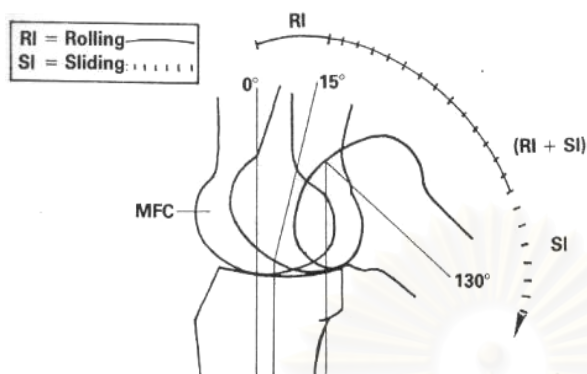
- ข้อต่อระหว่างกระดูกต้นขากับกระดูกเข้ง (Tibiofemoral Joint) เป็นข้อต่อแบบ 2 องศาอิสระ (Degree of Freedom) โดยเป็นการเคลื่อนที่ที่ซับซ้อนซึ่งเกี่ยวข้องกับควมมีเสถียรภาพ (Stability) ในทุกๆขณะของการเคลื่อนไหว ความสามารถในการเคลื่อนไหว (Passive Mobility) ของข้อเข้ามาจากส่วนด้าน Lateral เนื่องจากรูปร่างโดยธรรมชาติของ Lateral Femoral Condyle มีขนาดใหญ่กว่า Medial Femoral Condyle, ผิวกระดูกอ่อนที่กว้างและยาว รวมทั้งรูปร่างของ Lateral Tibial Condyle ซึ่งไม่พอดีกับ Lateral Femoral Condyle ทำให้สามารถให้การเคลื่อนไหวได้มาก ส่วนควมมีเสถียรภาพ (Stability) ของข้อเข้ามาจากส่วนด้าน 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 การเคลื่อนที่ของ Femoral Condyle และ Tibial Condyle เทียบกับกระดูกเข้งแสดงในรูปที่ 2.16 และรูปที่ 2.17 พร้อมคำอธิบายตามลำดับ

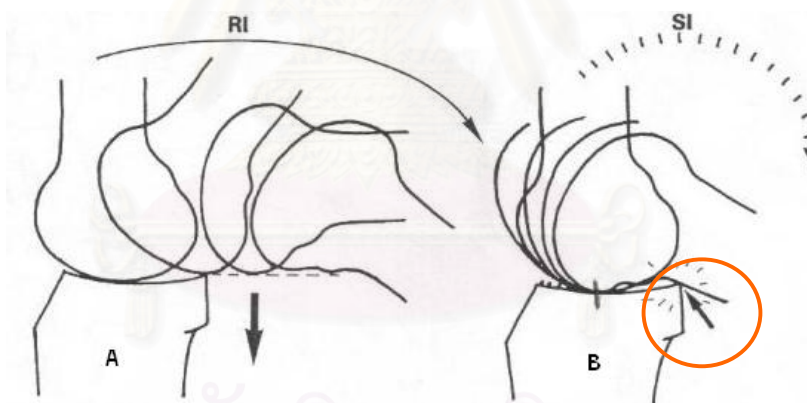


รูปที่ 2.16 การเคลื่อนที่ของ Lateral Femoral เมื่อเริ่มต้งงอขา จะเกิดการกลิ้งเป็นมุมประมาณ 25° จากนั้นเป็นการกลิ้งและไถลไปพร้อมกัน และเมื่อ ACL ตึงจะจำกัดให้เกิดการกลิ้งอย่างเดียวไปจนถึง Full Flexion (ประมาณ 130°)



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

สาเหตุที่ต้องมีการกลิ้งและการไถล (Femoral Rollback) เนื่องจากหากการเคลื่อนไหวระหว่าง Femoral Condyle และ Tibial Condyle มีแต่การกลิ้งอย่างเดียวจะทำให้เข่างอได้น้อยและหากงอต่อไป Femoral Condyle จะหลุดไปทางด้านหลังดังรูปที่ 2.18 a) และหากการเคลื่อนไหวระหว่าง Femoral Condyle และ Tibial Condyle มีแต่การไถลอย่างเดียวจะทำให้ได้มุมงอน้อยเนื่องจากการชนกันของกระดูกต้นขาและกระดูกเข่าดังรูปที่ 2.18 b)



2.18 a) แสดงการเคลื่อนที่ของ Femoral Condyle แบบกลิ้งอย่างเดียว

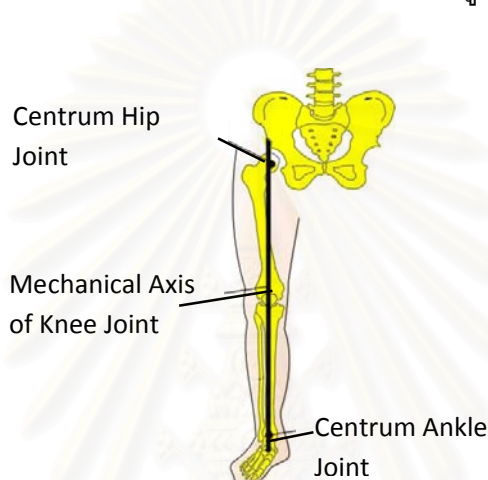
2.18 b) แสดงการเคลื่อนที่ของ Femoral Condyle แบบไถลอย่างเดียว

รูป 2.18 การเคลื่อนที่ของ Femoral Condyle

จากการที่ Lateral Femoral Condyle มีขนาดใหญ่กว่า Medial Femoral Condyle และกลิ้งไปเป็นมุมที่มากกว่าในขณะงอขาทำให้เกิดการหมุนรอบแกนตั้ง (Internal-External Rotation) ขึ้น โดยขณะที่ยืดขาจะเกิด Internal Rotation และขณะที่ยัดขาจะเกิด External Rotation (พิจารณาที่กระดูกต้นขาโดยให้กระดูกเข่าอยู่กับที่) โดยมุม Internal-External Rotation มีค่าประมาณ 4-13 องศา [11]

2.3.4 แนวแกนขา (Mechanical Axis)

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



รูปที่ 2.19 แนวแกนขาปกติ

2.3.5 ขนาดของมุมในกิจกรรมต่างๆ (Range of Motion of Knee Joint) [11] ดังแสดงรายละเอียดในตารางที่ 2.3

ตารางที่ 2.3 ขนาดมุมงอของข้อเข่าในทาง 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 คือการหาตำแหน่งการเคลื่อนไหวที่โดยใช้วัสดุยึดติดกับผิวหนัง (Skin Marker) วิธีนี้มีข้อดีคือสามารถเก็บข้อมูลได้อย่างรวดเร็วและสะดวกกว่าวิธีอื่นๆ การหาข้อมูลจากคนสามารถกระทำได้ง่ายเนื่องจากไม่ต้องผ่าตัดใส่วัสดุเข้าไปในร่างกายหรือผลกระทบบอันเนื่องมาจากการฉายรังสี ทำให้มีงานวิจัยที่ใช้การหาข้อมูลด้วยวิธีนี้มากมาย แต่ปัญหาและข้อจำกัดของวิธีนี้คือ ผลจากการเลื่อนของชั้นผิวหนังและกล้ามเนื้อซึ่งมีผลให้ข้อมูลที่วัดได้มีโอกาสคลาดเคลื่อนสูง ปัญหา Marker หลุดจากผิวหนัง ปัญหาการซ้อนทับหรือบังกันเองหรือถูกส่วนของร่างกายบดบัง ปัญหาการระบุตำแหน่งที่แน่นอนของ Marker ให้ตรงกับตำแหน่งของโมเดล

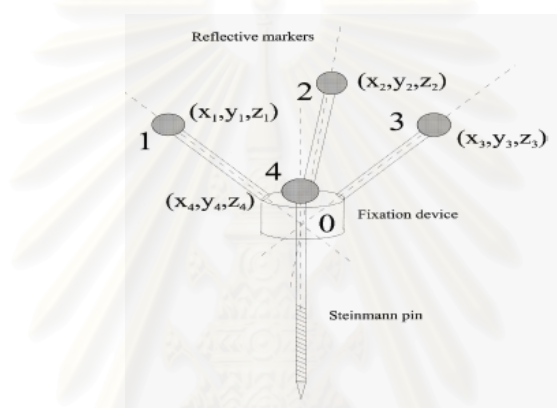
Alberto Leardini [6] แบ่งวิธีการหาข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ออกเป็น 4 แบบคือ Intracortical pins, External Fixators, Percutaneous Trackers และ Roentgen Photogrammetry. และแบ่งวิธีการลดความคลาดเคลื่อนที่เกิดจาก soft tissue artifact ออกเป็น 5 วิธี คือ Solidification Procedure, Multiple Anatomical Land Mark Calibration, Pliant Surface Modeling, Dynamics Calibration, Point Cluster Technique และ Global Optimization

Monika Silvia Zihlmann [8] ทำการวิเคราะห์ไดนามิกส์โดยใช้กล้องซีอาร์เอ็มฟลูออโรสโคป ดังรูปที่ 2.20 ควบคู่ไปกับ Vicon Motion Analysis Software ในการหาการเคลื่อนไหวที่ และใช้ Force Plate ในการหาแรงที่เกิดขึ้นในข้อเข่า โดยทำการเก็บข้อมูลไปพร้อมกันทำให้ได้ค่าแรงที่เกิดขึ้นจริงและตรงกับการเคลื่อนไหวที่ของคน โดยเป็นการวิเคราะห์ใน 3 มิติ

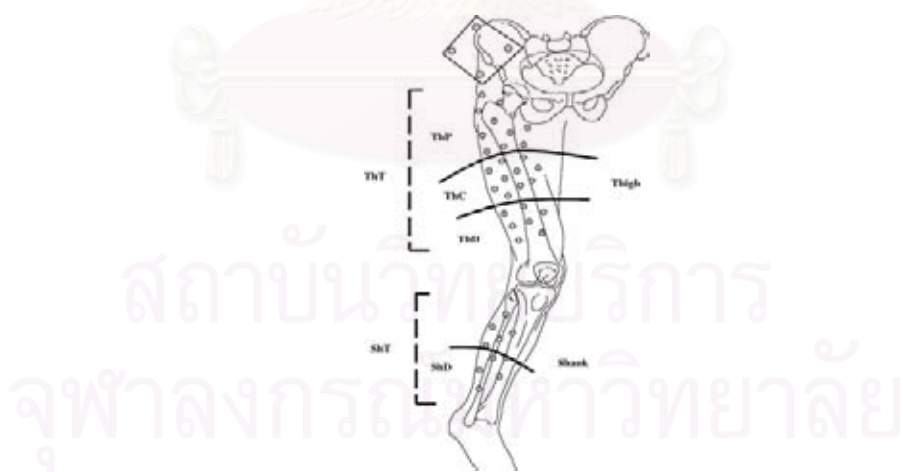


รูปที่ 2.20 เครื่องซีอาร์เอ็มฟลูออโรสโคป

Dan K. Ramsey [11] ได้วิเคราะห์การเคลื่อนไหวของข้อเข่าที่ข้อต่อกระดูกต้นขาเข้ากับกระดูกหน้าแข้ง และข้อต่อกระดูกต้นขาเข้ากับกระดูกสะบ้า โดยใช้เทคนิคการวัดการเคลื่อนที่ของกระดูกโดยตรงด้วยการฝังหมุดใช้บอกตำแหน่งไปในร่างกาย (Intracortical Pins) ดังรูปที่ 2.21 จากนั้นทำการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของข้อเข่าใน 3 มิติ ได้ผลว่ามุมของการงอเข่าในช่วงที่สันเท้าแตะพื้นจะอยู่ในช่วง 0 – 10 องศา และจะเพิ่มเป็น 15 – 20 องศาเมื่อก้าวขาไปในช่วงที่ 15 – 20 % ของ 1 รอบการเดิน แล้วกลับเป็นมุม 0 องศาเมื่อยืดขาตรง



รูปที่ 2.21 ตัวอย่างของ Intracortical Pins ที่ใช้ในการศึกษาการเคลื่อนที่

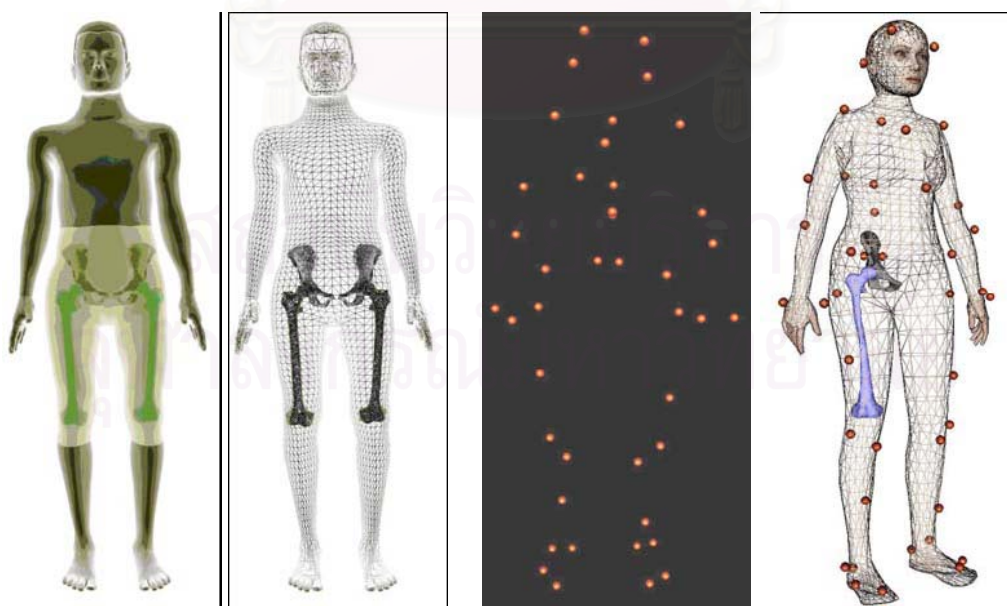


รูปที่ 2.22 ตำแหน่งการติด Skin Marker (จุดวงกลม) บนขาที่นอนบนและล่าง

Rita Stagni [12] วิเคราะห์ผลของการเลื่อนของชั้นกล้ามเนื้อและผิวหนัง โดยใช้ข้อมูลจากกล้องฟลูออโรสโคปแบบสามมิติและการใช้ Stereophotogrammetry ศึกษากับผู้ป่วยที่ทำการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมจำนวน 2 คน ได้ผลว่า ที่บริเวณต้นขาจะมีผลของการเลื่อนของชั้นกล้ามเนื้อ ทำให้การใช้ Skin Marker ดังรูปที่ 2.22 มีความคลาดเคลื่อน ในกรณีที่วัดมุมการงอของข้อเข่านั้นค่าความคลาดเคลื่อนยังอยู่ในขอบเขตที่ยอมรับได้ แต่เมื่อวัดการบิดหมุนรอบแกนและการบิดออกด้านข้างพบว่ามีความคลาดเคลื่อนสูงมากจนไม่สามารถนำมาใช้อธิบายหรือวิเคราะห์การเดินได้

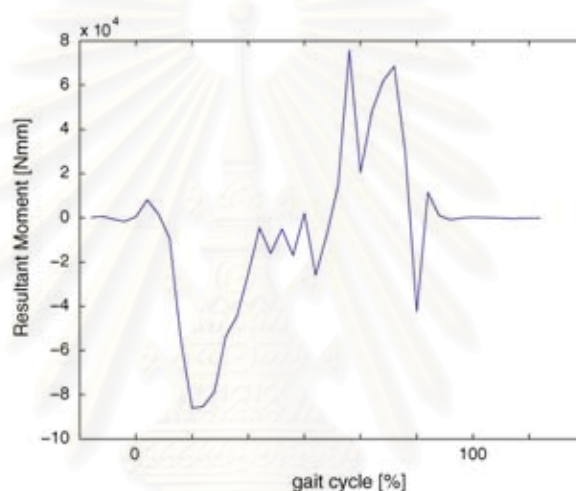
V.M. Pomeroy, E.Evans, J.D.Richards [13] พยายามเปรียบเทียบการใช้เครื่องวัดมุม (Electro-goniometer) กับโปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนที่ โดยหาค่ามุมของ Flexion/ Extension และค่าอัตราเร็วเชิงมุมของการเดินบนพื้นราบเป็นระยะทาง 4.5 เมตร ค่าอัตราเร็วเชิงมุมของการงอที่ได้จากเครื่องวัดมุมและจากการใช้กล้องวิเคราะห์เป็น 223 องศาต่อวินาทีและ 237 องศาต่อวินาทีตามลำดับ

Lydia Yahia-Cherif [14] ต้องการนำเสนอวิธีการศึกษาข้อสะโพก ได้ทำการบันทึกการเคลื่อนที่ของข้อสะโพกด้วยวิธี Dynamics MRI ร่วมกับวิธี Optical Motion Capture Systems โดยเริ่มต้นจาก Static MRI แล้วบันทึกการเคลื่อนไหวด้วย Motion Capture Systems ด้วย Skin Marker และพยายามเลือกตำแหน่งการติด Marker ให้ดีที่สุด ซึ่งมีปัญหาจาก Skin Artifacts เช่นกัน แต่ผู้วิจัยได้ใช้เทคนิคการอ้างอิงตำแหน่งจากภาพ MRI เข้ามาช่วย ทำให้ได้ผลการจำลองโมเดลและกระดูกภายในร่างกายตามที่ต้องการ ดังรูปที่ 2.23



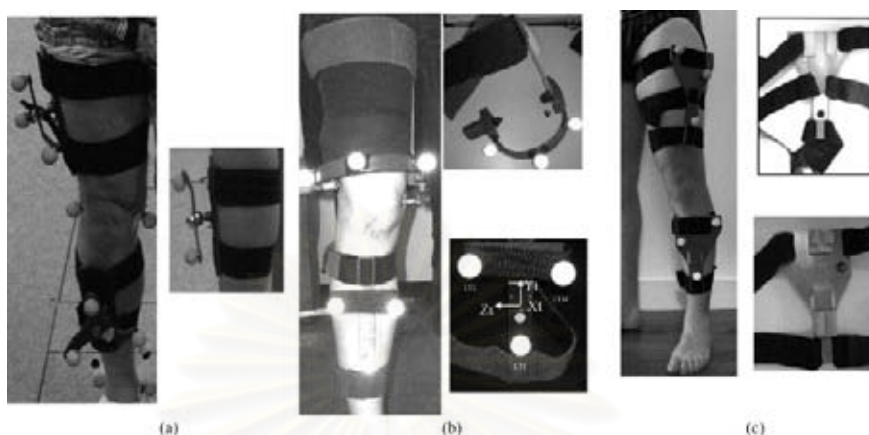
รูปที่ 2.23 ผลการจำลองโมเดลโดยใช้ Motion Capture Systems

Monika Silvia Zihlmann [9] ทำการศึกษาเบื้องต้นเพื่อหา kinematics และ kinetics ใน 3 มิติของผู้ที่ได้ทำการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม (Fixed Bearing, BalanSys™) ไปแล้วด้วยกล้องวิดีโอฟลูออโรสโคปและกล้องวิดีโอแบบชนิดบันทึกภาพเคลื่อนไหวทั่วไป และใช้ Force Plate ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ใช้สำหรับหาแรงปฏิกิริยาที่กระทำกับเท้ามาใช้ในการคำนวณหาแรงที่เกิดขึ้นที่บริเวณข้อเข่า แล้วนำค่าแรงลัพธ์ที่ได้ไปคำนวณหาค่าโมเมนต์ลัพธ์ โดยให้ผู้ป่วยเดินไปบนพื้นราบ แล้วได้ผลดังแสดงในรูปที่ 2.24



รูปที่ 2.24 ค่าโมเมนต์ลัพธ์ที่ข้อเข่าในระหว่างการเดิน 1 รอบ

Ingrid Sudhoff [15] เปรียบเทียบวิธีการหาข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่า จากวิธีการติด Skin Marker 3 วิธี ดังรูปที่ 2.25 โดยเปลี่ยนตำแหน่งการติด Skin Marker ไปยังตำแหน่งต่าง ๆ กัน ให้ผู้ถูกทดลองเดินไปจำนวน 50 รอบของการเดิน แล้วหาตำแหน่งด้วย X-ray Imaging System EOS® ส่วนมุมมองของเข่าใช้ Goniometer ในการวัด ผลที่ได้มีความคลาดเคลื่อนประมาณ ± 1 ของค่า standard deviation (อยู่ในระดับเซนติเมตร)



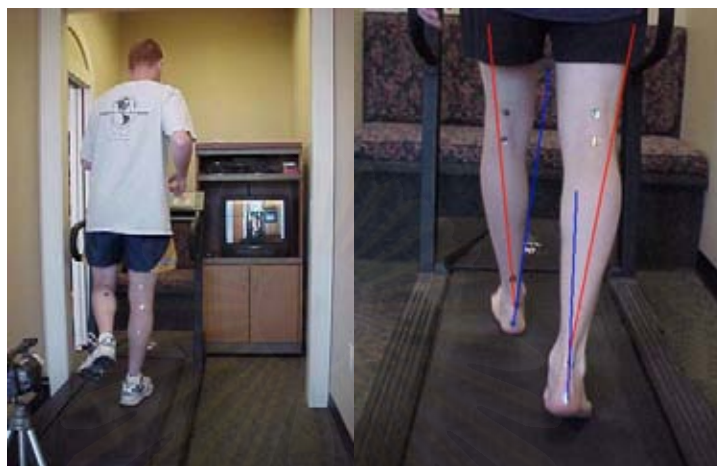
รูปที่ 2.25 การติด Marker วิธีที่ 1(a), วิธีที่ 2(b) และวิธีที่ 3(c)

Catia Miyuki Kawamura [16] เปรียบเทียบข้อมูลการเคลื่อนที่ที่ได้จากการสังเกตด้วยตาเปล่ากับการวิเคราะห์การเดินใน 3 มิติ พบว่ามีค่าใกล้เคียงกันในส่วนของการงอและยืดขา ในการสังเกตมุมมองนั้นสามารถนำข้อมูลจากวิธีนี้ไปใช้แทนข้อมูลที่ได้จากวิธีในการวิเคราะห์การเดินใน 3 มิติ แต่ข้อมูลอื่นที่ละเอียดจำเป็นต้องใช้วิธีการเพิ่มเติมอีก

2.5 หลักการของการวิเคราะห์การเดิน (Principle of Gait Analysis)

การวิเคราะห์การเดินหรือในบางครั้งเรียกว่าการวิเคราะห์การเคลื่อนที่หรือชีวกลศาสตร์โดยการใช้กล้องเคยมีผู้ทำกันมาบ้างแล้วในช่วงปี 1880 เริ่มจากการศึกษาการเดินของสัตว์สี่เท้า ต่อมาเทคโนโลยีได้พัฒนาความไวในการถ่ายภาพที่เคลื่อนที่ไปด้วยความเร็วสูงได้ โดยสามารถถ่ายภาพได้ด้วยอัตรา 100 เฟรมต่อวินาที (เมื่อเทียบกับกล้องวิดีโอปกติคือ 30 ภาพต่อวินาที จากนั้นเมื่อฉายภาพอย่างช้าลงจะทำให้สายตาของคนสังเกตเห็นรายละเอียดได้ โดยลูกตาคนสามารถเห็นรายละเอียดของภาพได้ทั้งหมด เมื่อภาพมีความเร็วในการเปลี่ยนเฟรมไม่เกิน 0.1 วินาที

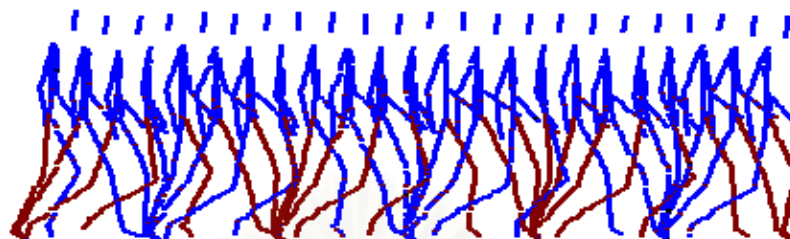
การนำภาพที่ได้ไปแปลงเป็นตัวเลขที่ต้องการเป็นลำดับถัดไปในการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ การวิเคราะห์สามารถทำได้หลากหลายขึ้นอยู่กับจุดประสงค์ที่ต้องการ ตัวอย่างเช่น หากต้องการรู้เกี่ยวกับลักษณะช่วงของการวิ่งของม้า โดยวัดระยะบนภาพระหว่างช่วงที่เท้าแตะพื้นจนกระทั่งถึงช่วงที่เท้าข้างเดิมนั้นแตะพื้นอีกครั้ง และเปรียบเทียบกับจุดอ้างอิงที่ทราบระยะที่แท้จริง ก็จะสามารถหาช่วงการก้าวขาของม้าได้ ในกรณีที่กล้องมีนาฬิกาจับเวลาหรือว่าทราบช่วงเวลาในการบันทึกภาพแต่ละเฟรมแล้ว จะสามารถคำนวณหาระยะเวลาในการก้าวขาได้ด้วย จากที่กล่าวข้างต้น ความถี่และความเร็วในการก้าวขาก็สามารถจะคำนวณหาได้



รูปที่ 2.26 การวิเคราะห์เส้นแนวแรงปฏิกิริยาจากตำแหน่ง Marker

มุมของข้อต่อ การเคลื่อนที่ในแนวตั้งของส่วนต่างๆก็สามารถหาได้โดยใช้ความสัมพันธ์ของตำแหน่งของระยางค์เหล่านั้น ในความเป็นจริงแล้วขึ้นอยู่กับว่ามุมของกล้องที่ใช้บันทึกและตำแหน่งอ้างอิง ซึ่งสามารถวิเคราะห์การเคลื่อนที่ใดๆได้ไม่จำกัด ยิ่งหากว่ามีแท่นที่ใช้ในการวัดแรง (Force Plate) ประกอบการวิเคราะห์เส้นแนวแรง จากรูปที่ 2.26 ซึ่งเส้นแนวแรงที่พุ่งออกนอกบริเวณขามีผลให้ลักษณะการเดินผิดปกติไปได้ เมื่อนำค่าแรงที่ได้มาวิเคราะห์เพิ่มเติมจะทำให้ได้ชุดข้อมูลตัวแปรเพิ่มขึ้นอีกคือจะได้ทั้งลักษณะของการเคลื่อนที่ (Kinematics) และแรงที่เกิดขึ้นในระหว่างการวิ่งได้อีกด้วย (Kinetics)

ถึงแม้ว่าการวิเคราะห์การเดินในรูปแบบต่างๆทำให้สามารถทราบค่าจำนวน, ความเร็ว, ความสูง, ระยะทางและได้คำตอบสำหรับคำถามอื่นๆอีกมากมาย แต่สิ่งที่จำเป็นต้องใช้ในการวิเคราะห์คือระยะเวลาในการเก็บข้อมูลและขั้นตอนการวิเคราะห์ที่ยุ่งยากซับซ้อน เช่น การแปลงค่าตำแหน่งทางกายภาพไปเป็นตำแหน่งพิกัดที่ใช้อ้างอิงแล้วแก่สมการหาค่าตัวแปรต่างๆ ในปัจจุบันมีการนำเทคโนโลยีทางคอมพิวเตอร์มาช่วยทดแทนการคำนวณด้วยมือทำให้สามารถแก้ปัญหาสมการการเคลื่อนที่ที่ซับซ้อนได้อย่างรวดเร็วแล้วแสดงผลการเคลื่อนที่ในรูปแบบของตาราง กราฟ แผนภูมิ และการเคลื่อนไหวของเส้นโครงร่างของโมเดล ดังรูปที่ 2.27



รูปที่ 2.27 ตำแหน่งการเคลื่อนไหวของเส้นโครงร่างโมเดล

การวิเคราะห์การเดินนั้น สิ่งสำคัญอีกสิ่งหนึ่งคือ การกำหนดลักษณะและท่าทางของการเดินให้ชัดเจน เพื่อให้ได้ผลการวิเคราะห์ที่ถูกต้องสอดคล้องกันกับท่าทางของการเดินในขณะนั้น ซึ่งสามารถสรุปรวมท่าทางของการเดินใน 1 รอบ ได้ดังตารางที่ 2.4

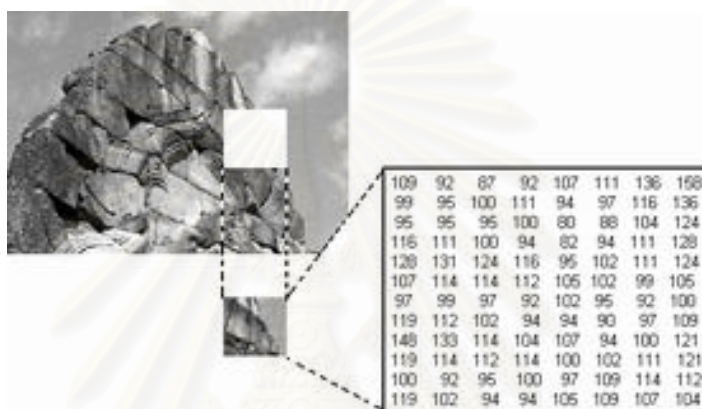
สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

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 ▼					
	60	toe-off ▼	flexion	plantar flexion			
SWING	80		medial rotation	extension	dorsi-flexion		
	100	I.C. ↗					

2.6 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องการกับประมวลผลทางภาพ (Image Processing)

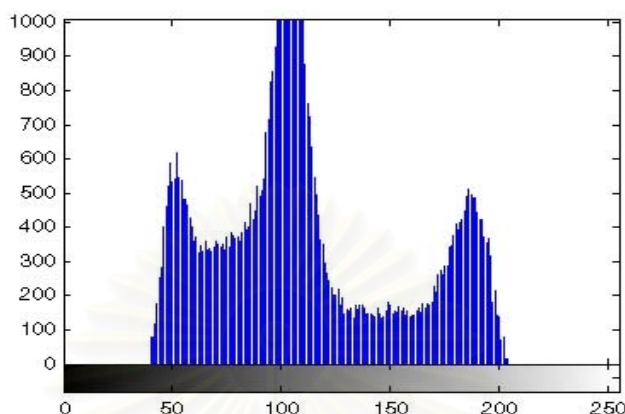
การจะเข้าใจวิธีการประมวลผลทางภาพในลำดับแรกต้องศึกษาหลักการการมองภาพในรูปแบบคอมพิวเตอร์ก่อน ระบบการเก็บข้อมูลของรูปภาพโดยคอมพิวเตอร์นั้นเมื่อได้รับภาพมาแล้ว จะทำการเก็บข้อมูลของภาพในรูปของเมทริกซ์ หากเป็นภาพโทนขาวดำ (Grayscale) แต่ละจุดของภาพจะถูกแทนที่ด้วยตัวเลขที่บอกถึงค่าระดับความเข้มแสงตั้งแต่ 0-255 ดังรูปที่ 2.28



รูปที่ 2.28 ตัวเลขที่บอกถึงค่าสีในภาพแบบโทนขาวดำ

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

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



รูปที่ 2.29 ฮิสโตแกรมของภาพ

การตรวจจับภาพด้วยหลักการพื้นฐานมี 3 แบบคือ การหาจุด, การหาเส้น และการหาขอบของภาพ 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 3×3 ด้านล่างกับภาพ สามารถทำได้ทั้งการตรวจจับเส้นตรงในแนวตั้ง แนวระดับ และเส้นเอียงทำมุมใด ๆ กับแนวระดับของภาพ ดังแสดงในรูปที่ 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
แนวตั้ง			แนวระดับ			แนวเอียง 45°			แนวเอียง -45°		

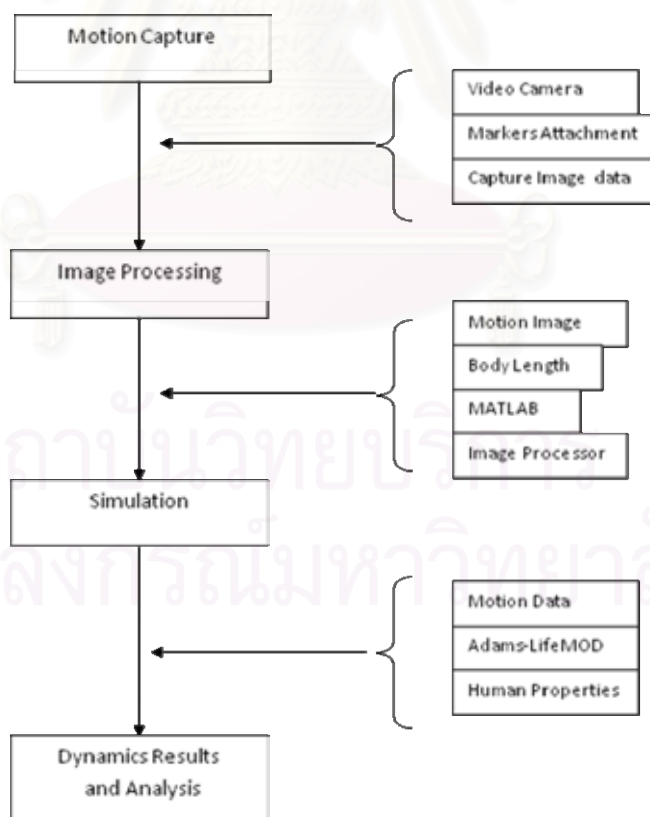
รูปที่ 2.30 เฟรมที่ใช้ในการหาเส้นขอบ

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 3

การดำเนินงานวิจัย

งานวิจัยนี้จะทำการวิเคราะห์และจำลองพลศาสตร์ของข้อเข่ามนุษย์จากการประมวลผลภาพ โดยจะต้องทำการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่ามนุษย์ที่ใกล้เคียงกับธรรมชาติมากที่สุด เพื่อให้ได้ข้อมูลที่ใกล้เคียงกับความเป็นจริง ลำดับแรกจึงทำการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวด้วยกล้องวิดีโอและทำการติดมาร์กเกอร์เพื่อระบุตำแหน่งการเคลื่อนไหวของร่างกายด้วย ข้อมูลที่เก็บได้จะอยู่ในรูปแบบของภาพวิดีโอการเคลื่อนไหวของร่างกายที่มีมาร์กเกอร์ติดอยู่ จากนั้นนำภาพที่ได้ไปหาตำแหน่งการเคลื่อนไหวในช่วงเวลาต่าง ๆ ในเชิงตัวเลขโดยใช้เทคนิคการประมวลผลภาพเข้าช่วย แล้วส่งข้อมูลตำแหน่งการเคลื่อนไหวที่เหมาะสมต่อการจำลองการเคลื่อนไหวไปทำการวิเคราะห์และจำลองการเคลื่อนไหวด้วยซอฟต์แวร์ ADAMS-LIFEMOD เมื่อจำลองการเคลื่อนไหวได้สมบูรณ์แล้ว จะทำให้ได้ข้อมูลคิเนเมติกส์และคิเนติกส์ของข้อเข่ามนุษย์ และสามารถนำข้อมูลนี้ไปใช้ในการออกแบบข้อเข่าเทียมได้ต่อไปในอนาคต โดยมีลำดับการดำเนินงานวิจัย ดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 ลำดับการดำเนินงานวิจัย

ผู้วิจัยได้แบ่งการดำเนินงานวิจัยออกเป็น 4 ส่วน ได้แก่ การทดลองศึกษาและเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่า (Preliminary Motion Capture) การทดลองหาการเคลื่อนไหวของข้อเข่าด้วยกล้องฟลูออโรสโคป (Motion Capture by Fluoroscopy) การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวและใช้เทคนิคการประมวลผลภาพเข้าช่วย (Motion Capture with Image Processing) การจำลองการเคลื่อนไหวเพื่อวิเคราะห์พลศาสตร์ด้วยซอฟต์แวร์ ADAMS-LIFEMOD (Simulation)

3.1 การทดลองศึกษาและเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่า (Preliminary Motion Capture)

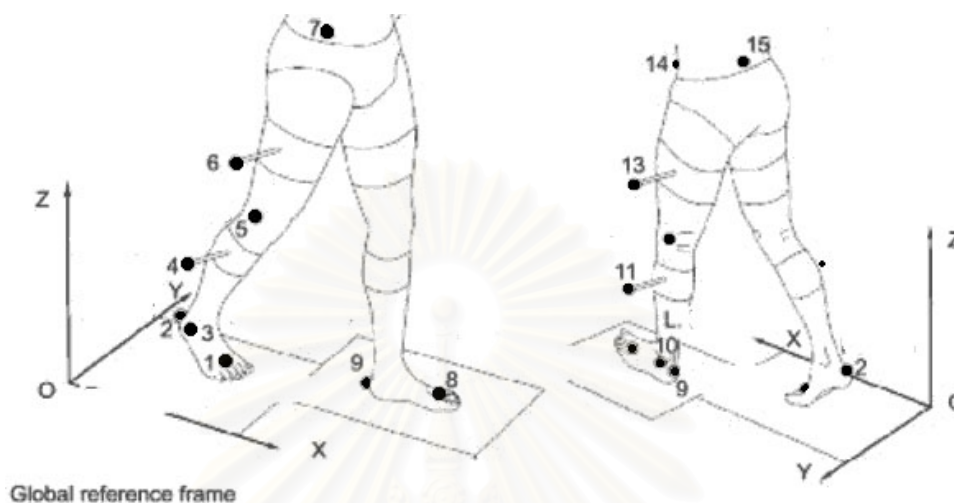
การทำ Motion Capture โดยวิธีการติด Skin Marker เป็นการบันทึกการเคลื่อนไหวของโมเดลด้วยกล้องวิดีโอคุณภาพสูงเพื่อให้ได้ภาพข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ชัดเจน ในลำดับแรก ผู้วิจัยได้ศึกษาวิธีการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวจาก Vicon ซึ่งเป็นผู้ผลิตอุปกรณ์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของร่างกาย จากนั้นผู้วิจัยได้ทดลองเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวเองโดยใช้ชุดเครื่องมือ Motion Capture Systems ภายในคณะวิศวกรรมศาสตร์ และใช้ชุดเครื่องมือ Fluoroscopic จากคณะแพทยศาสตร์ และทำยที่สุดได้ใช้วิธีการติด Skin Marker เข้ามาช่วย ซึ่งมีความสะดวกและเหมาะสมที่สุดกับการวิจัยในครั้งนี้ โดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

3.1.1 ศึกษาวิธีการหาข้อมูลการเคลื่อนไหวจากข้อมูลของ Vicon [12]

วิธีการหาตำแหน่งการเคลื่อนไหวของโมเดลจากข้อมูลของ Vicon เป็นการหาตำแหน่งของการเคลื่อนไหวโดยการติดมาร์กเกอร์ที่ผิวหนัง (Skin Marker) ของผู้ทดลอง โดยจะสังเกตเห็นว่า Skin Marker ที่นำมาติดจะมีคุณสมบัติที่สะท้อนแสง เมื่อถ่ายภาพด้วยกล้องวิดีโอจะได้ภาพที่สามารถมองเห็นตำแหน่งของ Marker ที่เคลื่อนที่ไปได้อย่างชัดเจน ดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 ตัวอย่างภาพที่ได้จากกล้องวิดีโอ เป็นภาพโมเดลที่ได้ติด Marker เรียบร้อยแล้ว



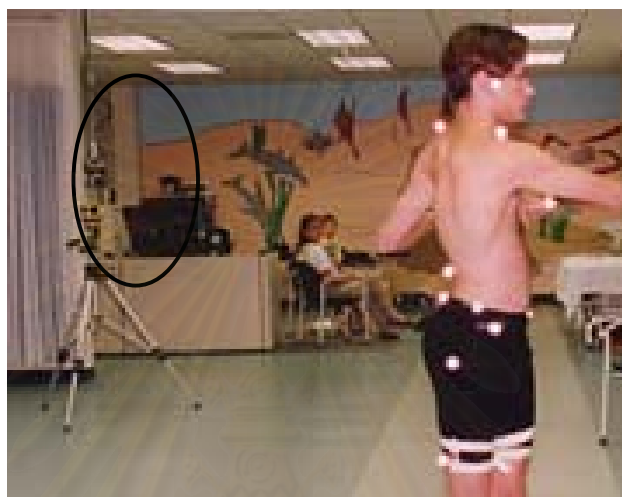
- | | |
|------------------------------------|--------------------------------------|
| 1. ด้านบนของปลายเท้าข้างขวา | 2. ด้านหลังของส้นเท้าข้างขวา |
| 3. ด้านนอกของข้อเท้าข้างขวา | 4. ด้านนอกของหน้าแข้งข้างขวา |
| 5. ด้านนอกของข้อเข่าข้างขวา | 6. ด้านนอกของน่องข้างขวา |
| 7. ด้านหน้าของเอวเอียงไปทางข้างขวา | 8. ด้านบนของปลายเท้าข้างซ้าย |
| 9. ด้านหลังของส้นเท้าข้างซ้าย | 10. ด้านนอกของข้อเท้าข้างซ้าย |
| 11. ด้านนอกของหน้าแข้งข้างซ้าย | 12. ด้านนอกของข้อเข่าข้างซ้าย |
| 13. ด้านนอกของน่องข้างซ้าย | 14. ด้านหน้าของเอวเอียงไปทางข้างซ้าย |
| 15. ด้านหลังของเอวบริเวณกึ่งกลาง | |

รูปที่ 3.3 แสดงตำแหน่งที่ติด Marker (จุดสีดำ)

ในการวิเคราะห์การเดินและการหาตำแหน่งการเคลื่อนที่ของร่างกาย ด้วยการติด Marker นั้นจะต้องกำหนดตำแหน่งที่จะติดให้แน่นอน เพื่อใช้ในการระบุตำแหน่งในอ้างอิงที่ให้ตรงกับโมเดลที่จะจำลองการเคลื่อนไหว จากข้อมูลของ Vicon ได้มีการทดลองวิเคราะห์การเดินและติด Marker ไว้จำนวน 15 ตำแหน่งด้วยกัน ดังรูปที่ 3.3 โดยติดไว้ที่ตำแหน่งต่างๆ ดังนี้

เมื่อได้ติด Marker และกำหนดตำแหน่งที่แน่นอนเรียบร้อยแล้ว จากนั้นจะทำการบันทึกการเคลื่อนไหวโดยใช้กล้องวิดีโอคุณภาพสูง ดังรูปที่ 3.4 อาจมีการใช้กล้องได้มากกว่า 1 ตัว จำนวนกล้องที่ใช้ยังมีจำนวนมากโดยเฉพาะตั้งแต่ 2 ตัวขึ้นไปจะทำให้ได้ภาพที่เห็นของตำแหน่งของ Marker ครบและนำไปสู่การหาข้อมูลได้ถูกต้องมากยิ่งขึ้น โดยทั่วไปกล้อง 1 ตัวสามารถหาการเคลื่อนที่ได้เพียง 2 มิติ ดังรูปที่ ส่วนกล้องตั้งแต่ 2 ตัวขึ้นไปจะสามารถหาการเคลื่อนที่ใน 3 มิติได้

โดยกล้องที่นำมาใช้จะต้องมีคุณสมบัติที่สามารถส่งผ่านข้อมูลที่เหมาะสมไปยังซอฟต์แวร์ที่นำมาใช้
ควบคู่กันของ vicon ในการประมวลผลเพื่อหาตำแหน่งในการเคลื่อนที่ต่อไป



รูปที่ 3.4 กล้องที่ใช้ในการบันทึกการเคลื่อนที่ของโมเดล

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

3.1.2 การทดลองหาข้อมูลการเคลื่อนไหวโดยใช้เครื่องมือและอุปกรณ์จากห้องปฏิบัติการวิจัยทางกายศาสตร์

ในการทดลองหาข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ได้ใช้เครื่องมือและอุปกรณ์จากห้องปฏิบัติการวิจัยทางกายศาสตร์ของภาควิชาอุตสาหกรรม คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย มีเครื่องมือและอุปกรณ์ที่สำคัญคือกล้องวิดีโอที่ใช้ในการถ่ายภาพการเคลื่อนไหวของร่างกายจำนวน 1 ชุด เครื่องบันทึกและเครื่องเล่นวิดีโอที่บันทึกข้อมูลในรูปแบบวิดีโอเทป และคอมพิวเตอร์ที่ประกอบด้วยโปรแกรม Peak Motus ช่วยในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของโมเดล ดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 ชุดเครื่องมือที่ใช้ในการทำ Motion Capture มีกล้อง (ซ้าย) และเครื่องวิดีโอ (ขวา)

การติด Skin Marker เป็นการใส่สายรัดไว้ที่บริเวณข้อต่อ และส่วนของร่างกายในบริเวณที่ต้องการหาตำแหน่งการเคลื่อนไหว ลักษณะของ Marker ที่นำมาใช้เป็นดังรูปที่ 3.6 ซึ่งก้อนทรงกลมสีขาวนี้เป็นวัสดุที่มีคุณสมบัติสะท้อนแสงได้ดี ในการใช้โปรแกรมเพื่อหาตำแหน่งการเคลื่อนที่จะตรวจจับการเคลื่อนที่ของก้อนทรงกลมจากภาพ ยิ่งก้อนทรงกลมนี้มีขนาดใหญ่และสะท้อนแสงได้ดีภาพที่ได้ก็จะยิ่งมองเห็นตำแหน่งของมาร์กเกอร์ได้ชัดเจน ทำให้สามารถตรวจจับการเคลื่อนไหวของร่างกายได้ง่าย แต่จะมีผลต่อความแม่นยำในการระบุตำแหน่งด้วยคอมพิวเตอร์ ทำให้ข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ได้มีความคลาดเคลื่อนมากขึ้นเล็กน้อย จำนวน Skin Marker ที่นำมาใช้นั้นสามารถนำมาใช้ได้อิสระไม่จำกัดจำนวน อย่างไรก็ตามจำนวนมาร์กเกอร์ที่มากขึ้น จะทำให้ต้องใช้เวลาในการหาตำแหน่งของมาร์กเกอร์มากขึ้นตามไปด้วย จากรูปที่ 3.7 เป็นการเลือกติดมาร์ก

เกอร์เฉพาะส่วนที่จำเป็นต่อการนำไปใช้ในการหาข้อมูลการเคลื่อนไหว โดยติดไว้จำนวนทั้งสิ้น 11 ตำแหน่ง คือบริเวณที่เท้าและจุดข้อต่อของร่างกาย



รูปที่ 3.6 ลักษณะของ Marker ที่นำมาใช้ประกอบด้วยปุ่มและสายรัดด้านหลัง



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

รูปที่ 3.7 ตำแหน่งที่ได้ทำการติด Marker และรายละเอียดของแต่ละตำแหน่ง

ขั้นตอนการเก็บข้อมูลและหาตำแหน่งการเคลื่อนที่ของโมเดล

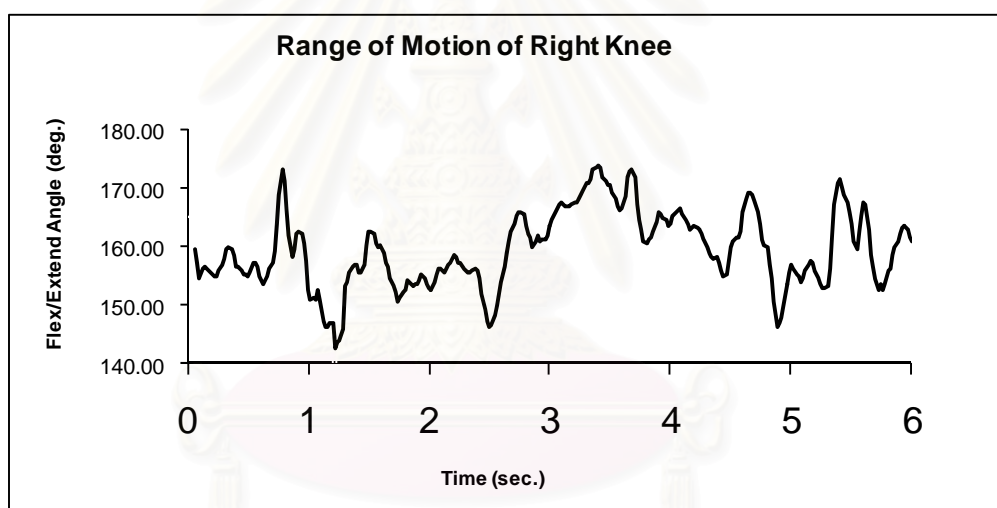
1. กำหนดตำแหน่งที่ต้องการจะติด Marker ในที่นี้มี 11 ตำแหน่ง ดังที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น
2. ติด Marker โดยใช้สายรัดข้อมือที่บริเวณข้อ และสวมรองเท้าที่มี Marker ติดอยู่ ดังรูปที่ 3.7 โดยเป็นวัสดุที่สะท้อนแสงได้ดีในบริเวณที่มีแสงน้อย
3. ติดตั้งกล้องและเครื่องบันทึกวิดีโอ ดังรูปที่ ควบคุมปริมาณแสงในห้องทดลอง ปรับระดับแสงที่ผ่านเข้าไปในเลนส์กล้องให้สามารถเห็น Marker ได้ชัดเจนที่สุด
4. บันทึกภาพแท่งเหล็กขนาด 1 เมตรเพื่อนำไปใช้อ้างอิงขนาดของภาพเทียบกับระยะที่แท้จริง
5. บันทึกการเคลื่อนไหวด้วยกล้องวิดีโอที่ความถี่ปกติของกล้อง คือ 50 เฟรม/วินาที
6. นำข้อมูลเข้าคอมพิวเตอร์เพื่อแปลงภาพที่ได้ไปเป็นตำแหน่งของ Marker ในเวลาต่างๆ (Digitization)
7. ประมวลผลเพื่อหาตำแหน่งที่เปลี่ยนไปตำแหน่งของ Marker แต่ละอันในเวลาต่างๆ ซึ่งจะได้ชุดข้อมูลดังตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 ตำแหน่งของ Marker ที่เปลี่ยนไปในช่วงเวลา 0 – 0.06 วินาที

[MOTION_DATA]				[MOTION_DATA]			
No.	Time(sec)	x (pixel)	y (pixel)	No.	Time(sec)	x (pixel)	y (pixel)
1	0	2148.03	1062.82	1	0.04	2143.37	1057.52
2	0	2015.18	718.14	2	0.04	2036.50	711.31
3	0	2037.20	628.48	3	0.04	2054.11	613.86
4	0	2114.59	254.16	4	0.04	2102.59	256.39
5	0	2142.48	198.73	5	0.04	2140.78	204.23
6	0	1929.50	205.86	6	0.04	1925.98	206.18
7	0	2012.25	720.98	7	0.04	2006.53	721.99
8	0	2025.54	638.01	8	0.04	2019.77	637.50
9	0	2147.47	175.75	9	0.04	2105.25	236.30
10	0	2166.19	158.04	10	0.04	2141.11	174.58
11	0	1950.02	130.38	11	0.04	1926.93	134.19
1	0.02	2148.03	1062.82	1	0.06	2139.33	1055.75
2	0.02	2015.18	718.14	2	0.06	2060.39	705.90
3	0.02	2037.20	628.48	3	0.06	2075.01	605.76
4	0.02	2114.59	254.16	4	0.06	2103.92	267.61
5	0.02	2142.48	198.73	5	0.06	2139.65	203.83
6	0.02	1929.50	205.86	6	0.06	1920.04	202.83
7	0.02	2012.25	720.98	7	0.06	2000.62	723.50
8	0.02	2025.54	638.01	8	0.06	2012.20	638.34
9	0.02	2147.47	175.75	9	0.06	2074.97	251.76
10	0.02	2166.19	158.04	10	0.06	2111.78	176.60
11	0.02	1950.02	130.38	11	0.06	1898.38	140.58

จากตารางที่ 3.1 เป็นการทดลองหาตำแหน่งที่เปลี่ยนแปลงไปของ Marker ที่ได้มาจากการเก็บข้อมูล โดยได้แสดงตำแหน่งการเคลื่อนที่ตามเวลาที่เปลี่ยนแปลงไปในทุก 0.02 วินาที (จากการบันทึกภาพจำนวน 50 ภาพต่อวินาที) และใช้การระบุตำแหน่งใน 2 มิติ คือ ระบบพิกัด x และ y ในหน่วยพิคเซล โดยที่แกน x ซี่ไปทางด้านหน้าตามทิศทางการเคลื่อนที่ แกน y ซี่ไปทางด้านบน

เมื่อนำข้อมูลที่ได้ไปพลอตกราฟเพื่อดูผลทางคิเนมาติกส์เบื้องต้น เช่น มุมการงอของข้อเข่า ข้างขวาตลอดระหว่างการเดิน ได้ผลดังรูปที่ 3.8 (กำหนดให้มุมที่เข่างอพับสุดเป็น 0 องศา และเหยียดขาตรงเป็น 180 องศา) โดยมีค่ามุมการงอที่ได้อยู่ในช่วงประมาณ 160 องศา มีการยืดมากที่สุด 174 องศาและงอไปมากที่สุด 142 องศา โดยที่จะนำข้อมูลตำแหน่งการเคลื่อนที่ของกระดูกไปจำลองและวิเคราะห์อย่างละเอียดด้วยโปรแกรม ADAMS-LifeMOD ในลำดับต่อไป



รูปที่ 3.8 มุมของการยืดและงอขาของข้อเข่าระหว่างการเดินในช่วงเวลา 6 วินาที

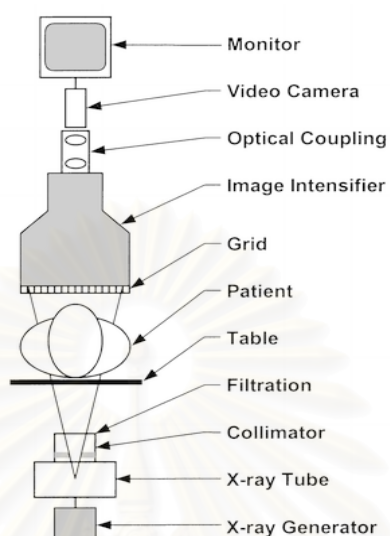
3.2 การทดลองหาการเคลื่อนไหวของข้อเข่าด้วยกล้องฟลูออโรสโคป (Motion Capture by Fluoroscopy)

จากงานวิจัย พบว่า วิธีที่ให้ความแม่นยำสูงที่สุดในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของกระดูกข้อเข่าคือ การใช้เครื่องฉายรังสีฟลูออโรสโคป ผู้วิจัยได้ทดลองศึกษาเครื่องฉายรังสีฟลูออโรสโคปของภาควิชาออร์โธปิดิกส์คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ชนิด Mobile C-Arm Unit รุ่น BV Libra ขนาดความกว้างของจอรับภาพ 9" ดังรูปที่ 3.9 เครื่องฉายรังสีฟลูออโรสโคปนี้สามารถฉายภาพออกมาเป็นภาพการเคลื่อนไหวของกระดูกโดยตรงได้อย่างชัดเจน ไม่ต้องกังวลถึงผลที่เกิดจาก Soft Tissue Artifacts ซึ่งเป็นปัญหาต่อการหาตำแหน่งที่แท้จริงของกระดูก ทำให้ผลการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ได้มีความแม่นยำสูง โดยมีหลักการทำงานดังรูปที่ 3.10 นอกจากนี้เครื่องฟลูออโรสโคปนี้ยังมีล้อที่สามารถเคลื่อนที่ได้ยังที่ต่าง ๆ ได้เล็กน้อย ทำให้ฉายภาพไปพร้อมกับการเคลื่อนที่ของโมเดลได้

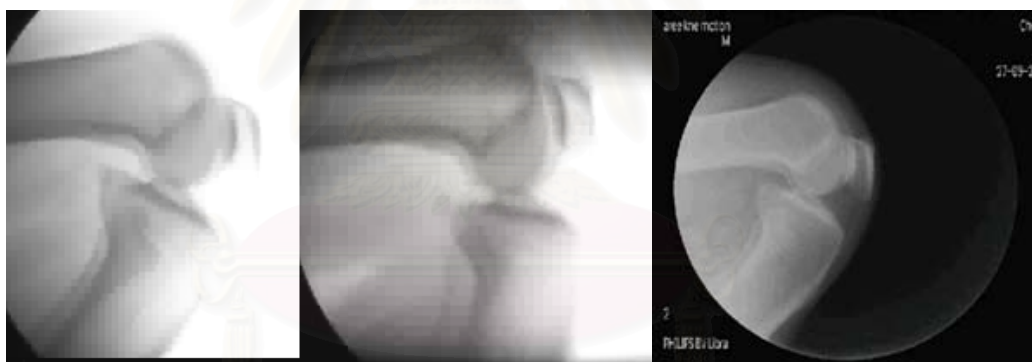
การศึกษากการเคลื่อนที่ของกระดูกที่ข้อเข่าทำได้โดยปรับหมุน C-Arm Unit ให้อยู่ในแนวระดับ แล้วพยายามควบคุมให้บริเวณที่ฉายรังสีอยู่ในช่วงที่อาสาสมัครได้มีการเคลื่อนไหว จากนั้นฉายรังสีเพื่อบันทึกการเคลื่อนไหวของกระดูกในรูปแบบของภาพเคลื่อนไหวด้วยอัตราเร็ว 10 ภาพ/วินาที จนกระทั่งอาสาสมัครเดินไปครบหนึ่งรอบการเดิน ขณะเดียวกันนั้นก็ให้เครื่องฉายรังสีเคลื่อนที่ตามไปด้วยอัตราเร็วที่เท่ากับที่อาสาสมัครเดิน โดยทั่วไปคนปกติจะเดินไปด้วยอัตราเร็ว 1 เมตรต่อวินาที พยายามจับภาพไปที่บริเวณข้อเข่าให้อยู่ในเฟรมที่สามารถมองเห็นได้ตลอดการ



รูปที่ 3.9 Mobile C-Arm Unit สามารถปรับหมุนและเลื่อนแนวการฉายรังสีได้



รูปที่ 3.10 ขั้นตอนการสร้างภาพของเครื่องฉายรังสีฟลูออโรสโคป



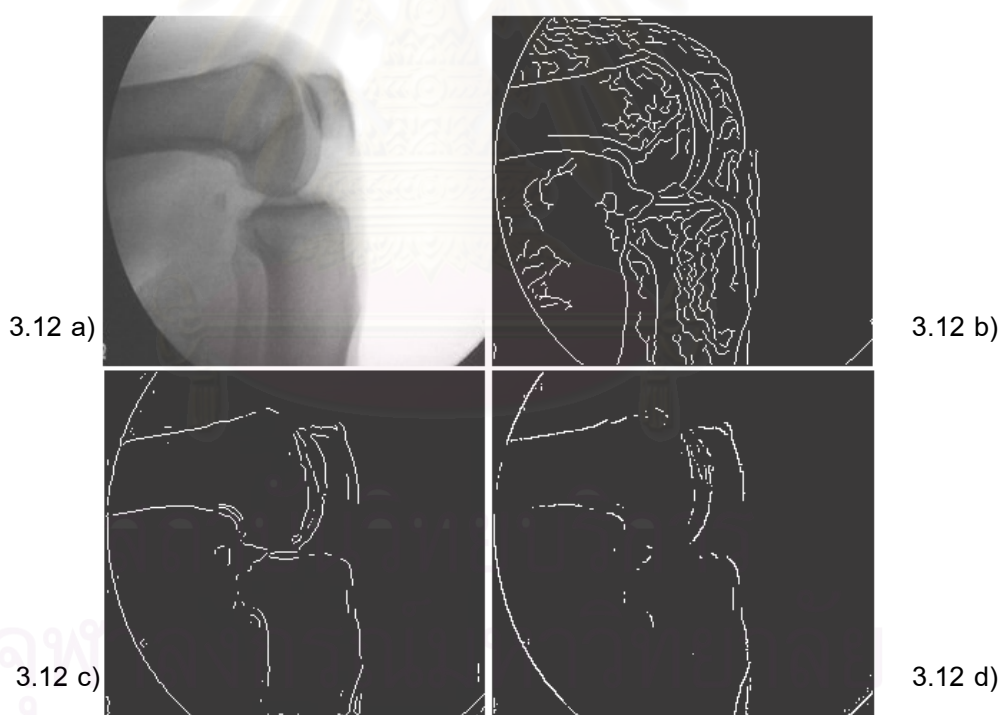
รูปที่ 3.11 ภาพข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่าที่ได้จากการฉายรังสีฟลูออโรสโคป

เคลื่อนไหวที่ ติดตั้งอุปกรณ์เพื่อใช้ในการคาลิเบรท (Calibrate) ให้ภาพที่ได้ไม่บิดเพี้ยนและมีขนาดเท่าขนาดจริง และเมื่อฉายรังสีไปยังข้อเข่าจะได้ภาพดังรูปที่ 3.11

เมื่อนำข้อมูลจากวิดีโอฟลูออโรสโคปไปทำการจำลองการเคลื่อนไหวด้วย ADAMS-LifeMOD พบว่า จะได้เพียงค่าการเคลื่อนทางคิเนมาติกส์เท่านั้น อีกทั้งการเคลื่อนไหวที่ได้เป็นเพียงแค่การงอเข่า ซึ่งยังไม่สามารถตอบสนองต่อสิ่งที่ผู้วิจัยต้องการ คือ ข้อมูลพลศาสตร์ทั้งหมดของข้อเข่า ซึ่งประกอบไปด้วยค่าคิเนมาติกส์และคิเนติกส์ ดังนั้นผู้วิจัยจึงเลือกใช้วิธีการหาข้อมูล

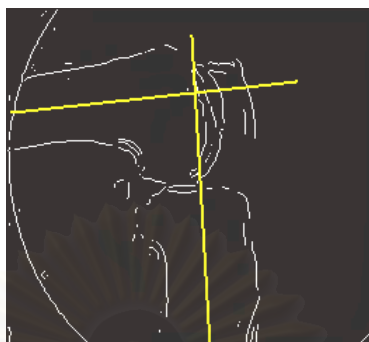
การเคลื่อนไหวของข้อเข่าด้วยวิธีการใช้กล้องวิดีโอพร้อมกับการติดมาร์กเกอร์ที่ผิวหนัง ซึ่งได้ข้อมูลที่ครบตามที่ต้องการ แม้ว่าวิธีนี้จะไม่ใช่วิธีที่ได้ข้อมูลการเคลื่อนไหวที่แม่นยำมากที่สุดก็ตามแต่ก็ยังถือว่าได้ข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ใกล้เคียงกับธรรมชาติมากพอในระดับที่ยอมรับได้

จากการใช้โปรแกรม MATLAB ช่วยในการหาขอบของภาพที่ได้จากกล้องฟลูออโรสโคป ได้ผลดังรูปที่ 3.12 และพบว่าตัวกรองแบบ Zerocross ดังรูปที่ 3.11C ให้ภาพชัดเจนมากที่สุด เนื่องจากเป็นการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของกระดูกในภาพ ทำให้ไม่สามารถกำหนดตำแหน่งการวิเคราะห์ที่ตายตัวได้ จึงต้องทำการหาตำแหน่งอ้างอิงที่เป็นตำแหน่งเดียวกันกับตำแหน่งเดิมเมื่อภาพมีการเปลี่ยนแปลงไป ดังนั้นจะต้องสร้างเทคนิคที่ใช้ในการหาตำแหน่งอ้างอิงนี้ โดยการสร้างเส้นแนวกึ่งกลางของกระดูกทั้ง 2 ท่อน ดังรูปที่ 3.12 แล้วนำข้อมูลจากการทำประมวลผลภาพไปทำการวิเคราะห์หาคิเนมาติกส์ด้วยโปรแกรม ADAMS-LifeMOD ในลำดับต่อไป



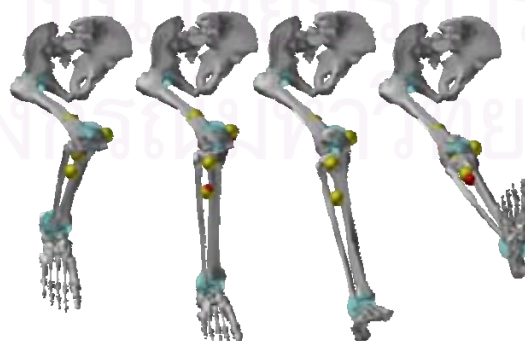
3.12a) ภาพเริ่มต้นที่ได้จากกล้องฟลูออโรสโคป 3.12b) เมื่อใช้ตัวกรองภาพแบบ Canny 3.12c) เมื่อใช้ตัวกรองภาพแบบ Zerocross และ 3.12d) เมื่อใช้ตัวกรองภาพแบบ Sobel

รูปที่ 3.12 การหาขอบของภาพด้วยวิธีต่าง ๆ

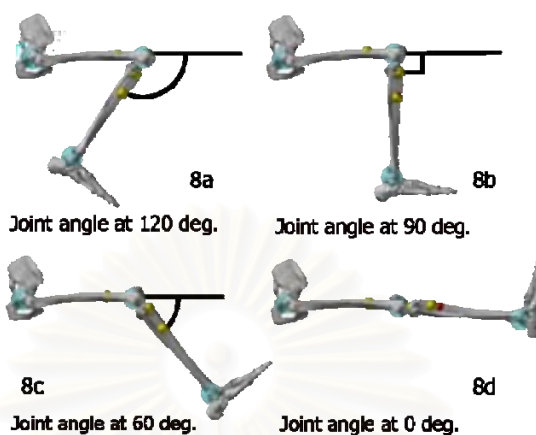


รูปที่ 3.13 การหาเส้นกึ่งกลางเพื่อใช้เป็นตำแหน่งอ้างอิงของโมเดล

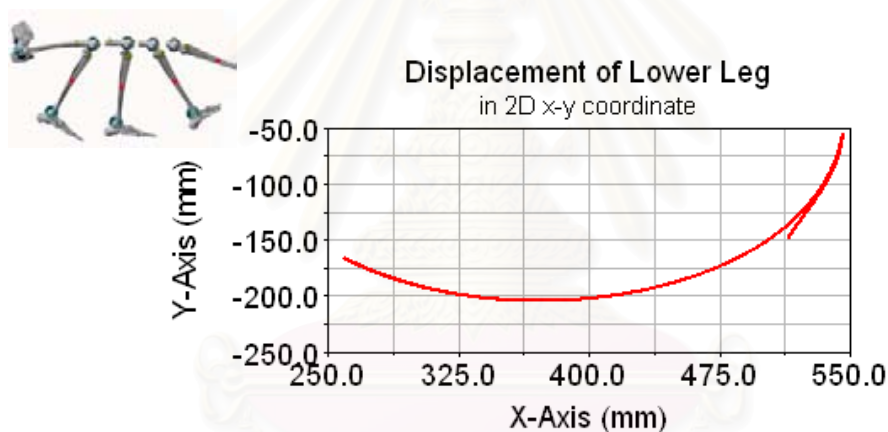
ข้อมูลการเคลื่อนไหวจากเครื่องฟลูออโรสโคปในที่นี้ เป็นข้อมูลวิดีโอของกระดูกที่ข้อเข่า จากการฉายรังสีซึ่งมีขอบเขตจำกัด ดังรูปที่ 3.11-3.13 ดังนั้นผลการวิเคราะห์จึงต้องเลือกใช้จุดมาร์กเกอร์ที่ใกล้กับบริเวณจุดหมุนของข้อต่อมากพอสมควร และในที่นี้ได้เลือกใช้วิธีกำหนดจุด 2 จุด เพื่ออ้างอิงตำแหน่งของกระดูกในแต่ละท่อน ดังนั้นการจำลองการเคลื่อนไหวนี้จึงมีมาร์กเกอร์เพียง 4 มาร์กเกอร์นำมาใช้ในการอ้างอิงตำแหน่ง เมื่อนำข้อมูลจากวิดีโอฟลูออโรสโคปไปทำการจำลองการเคลื่อนไหวด้วย ADAMS-LifeMOD โดยเริ่มต้นวิเคราะห์จากช่วงที่ข้อเข่าจนเกือบสุด จากนั้นโมเดลเริ่มเหยียดขาตรงออกไปจนกระทั่งกระดูกทั้งสองท่อนเกือบจะทำมุมเป็นแนวเส้นตรง แล้วจึงงอเข่ากลับไปยังตำแหน่งเริ่มต้น อย่างไรก็ตามข้อมูลที่ได้จากวิธีนี้เป็นข้อมูลของกระดูกเพียง 2 ท่อนซึ่งไม่สามารถวิเคราะห์ระบบเพื่อคำนวณหาแรงกระทำในส่วนต่าง ๆ ได้ ดังนั้นผลการวิเคราะห์จึงมีเพียงข้อมูลทางคิเนมาติกส์เท่านั้น โดยมีภาพที่ได้จากการจำลองการเคลื่อนไหวดังรูปที่ 3.14 และรูปที่ 3.15 การวิเคราะห์จะได้ผลลัพธ์เป็นข้อมูลการเคลื่อนไหว มุมงอของข้อเข่า อัตราเร็วเชิงมุม และอัตราเร่งเชิงมุม โดยได้แสดงผลการจำลองบางส่วนไว้ดังรูปที่ 3.16 และ 3.17



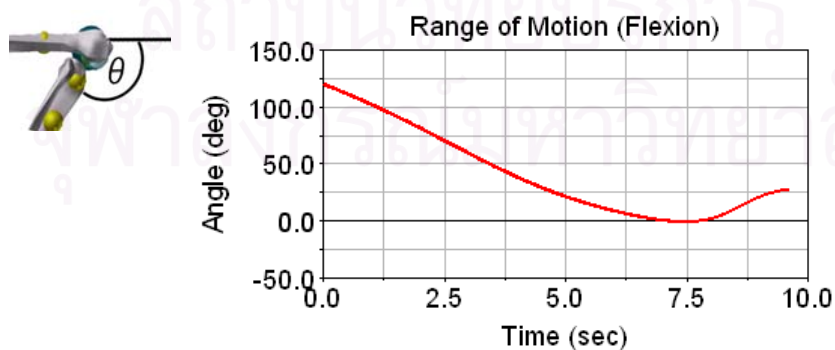
รูปที่ 3.14 มุมมอง ISO ของโมเดลที่จำลองขึ้นขณะที่ข้อของเข่าเป็นมุมต่าง ๆ



รูปที่ 3.15 มุมมองด้านข้างของโมเดลที่จำลองขึ้นขณะที่งอของเข่าเป็นมุมต่าง ๆ



รูปที่ 3.16 รูปแสดงเส้นทางการเคลื่อนที่ของกระดูกหน้าแข้งที่เคลื่อนที่ไปในระนาบ X-Y



รูปที่ 3.17 รูปแสดงการเปลี่ยนแปลงของมุมที่ข้อเข่าในระนาบ X-Y

จากงานวิจัยที่ได้ศึกษามาและการทดลองเก็บข้อมูลจากห้องปฏิบัติการวิจัยทางการยศาสตร์ สามารถสรุปได้ว่า การใช้วิธีติด Skin Marker แล้วใช้โปรแกรม Motion Capture Analysis เป็นวิธีที่สะดวกและเหมาะสมที่สุดในการหาข้อมูลการเคลื่อนที่ของคน แต่ยังเป็นวิธีที่ต้องเสียค่าใช้จ่ายสูง เนื่องจากตัวกล้องและโปรแกรมที่ใช้มีราคาสูงมาก การใช้วิธี X-rays Fluoroscopy ร่วมกับการใช้กล้องแบบธรรมดาบันทึกข้อมูลการเคลื่อนไหวเพื่อหาข้อมูลการเคลื่อนไหวของกระดูกโดยตรง เป็นวิธีที่ให้ข้อมูลทางคิเนมาติกส์ที่แม่นยำที่สุด [9] แต่ยังมีปัญหาเรื่องปริมาณรังสีที่ฉายไปที่ข้อเข่าของอาสาสมัคร และช่วงการเก็บข้อมูลที่แคบมากจนไม่สามารถนำไปจำลองการเคลื่อนไหวเพื่อวิเคราะห์ทางคิเนติกส์ได้ ในเบื้องต้นผู้วิจัยจึงเลือกใช้วิธีติด Skin Marker แล้วทำการเขียนโปรแกรมบน MATLAB เพื่อทำการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวขึ้นเอง แล้วนำไปจำลองการเคลื่อนไหวด้วย ADAMS-LifeMOD ซึ่งจะสามารถวิเคราะห์หาพารามิเตอร์ทั้งคิเนมาติกส์และคิเนติกส์ได้ครบสมบูรณ์ และเป็นการพัฒนาวิธีการเก็บข้อมูลที่ใช้งานได้จริงและยังลดค่าใช้จ่ายในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนที่ได้ด้วย

3.3 การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวโดยใช้เทคนิคการประมวลผลภาพ (Motion Capture with Image Processing)

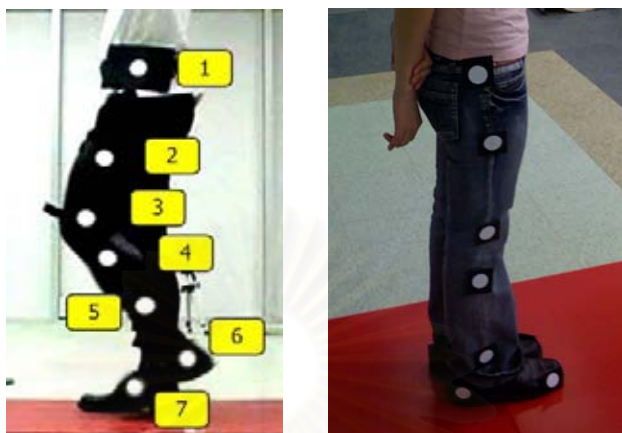
3.3.1 การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวด้วยกล้องวิดีโอจำนวน 2 ตัว

การหาข้อมูลการเคลื่อนไหวโดยใช้กล้องวิดีโอจากหัวข้อ 3.1.2 นั้น เป็นการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวเพียงด้านซ้ายหรือด้านขวาของร่างกายเพียงด้านใดด้านหนึ่ง ซึ่งทำให้ผลการเคลื่อนไหวที่ได้ไม่เพียงพอต่อการนำไปจำลองการเคลื่อนไหวที่ถูกต้องและแม่นยำ ดังนั้นผู้วิจัยจึงได้เพิ่มจำนวนกล้องวิดีโอไปอีกหนึ่งในฝั่งตรงข้าม กล่าวคือ ผู้วิจัยได้ทำการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวโดยนำกล้องวิดีโอไปตั้งไว้สองด้านที่อยู่ตรงข้ามกันเพื่อให้สามารถบันทึกข้อมูลได้ครบทั้งด้านซ้ายและขวา กล้องวิดีโอที่นำมาประยุกต์ใช้การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวในงานวิจัยนี้มีอยู่ทั่วไปในท้องตลาดและมีราคาถูก เป็นกล้อง JVC รุ่น GZ-MG330A ทั้ง 2 ตัว ดังรูปที่ 3.18 สามารถบันทึกภาพด้วยอัตรา 1000 ภาพต่อวินาที แต่ในงานวิจัยนี้ใช้อัตราการบันทึกภาพเพียง 25 ภาพต่อวินาที ซึ่งละเอียดเพียงพอต่อการนำไปจำลองเพื่อวิเคราะห์การเคลื่อนไหว

การติดจุดอ้างอิงตำแหน่งการเคลื่อนไหวของร่างกายมีหลายวิธีด้วยกัน ในที่นี้ผู้วิจัยได้กำหนดขอบเขตที่จะศึกษาข้อมูลการเคลื่อนไหวใน 2 มิติ วิธีที่เหมาะสมที่สุดต่อการนำไปจำลองการเคลื่อนไหวในขั้นตอนต่อไปนั้นคือการใช้หลักการมาร์กเกอร์จำนวนสองจุดแทนกระดูกหนึ่งท่อน คือใช้มาร์กเกอร์สองจุดที่กระดูกส่วนเท้า, ขาท่อนล่าง และขาท่อนบน และอีกหนึ่งจุดที่สะโพก รวมเป็น 7 จุด เมื่อรวมทั้งด้านซ้ายและขวาก็ต้องใช้มาร์กเกอร์จำนวนทั้งหมด 14 จุด ดังรูป 3.19



รูปที่ 3.18 กล้องวิดีโอที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้



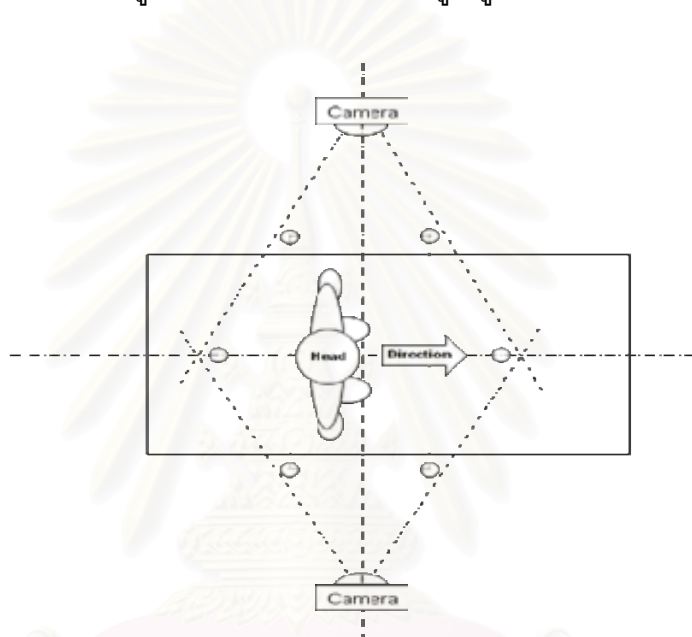
รูปที่ 3.19 ตำแหน่งการติดมาร์กเกอร์

ตารางที่ 3.2 ตารางข้อมูลเฉลี่ยของอาสาสมัครที่นำมาใช้ในการวิเคราะห์

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)

ในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหว ผู้วิจัยเลือกศึกษาพลศาสตร์ของข้อเข่าจากการเดินในแนวราบเนื่องจากเป็นลักษณะการเคลื่อนไหวที่มนุษย์ใช้ในชีวิตประจำวันเป็นส่วนมาก สามารถเก็บรวบรวมและนำมาวิเคราะห์ได้ง่ายและสะดวกเนื่องจากเป็นการเคลื่อนไหวที่แต่ละคนทำได้ในลักษณะใกล้เคียงกัน โดยอาสาสมัครทั้งหมดที่ได้เก็บข้อมูลนี้ประกอบไปด้วยชาย 5 คน หญิง 5 คน ดังข้อมูลในตารางที่ 3.2 ซึ่งแจ้งให้อาสาสมัครเดินอยู่ในแนวเส้นตรงผ่านช่วงการบันทึกภาพด้วยลักษณะที่เป็นธรรมชาติ เป็นระยะประมาณ 4 ก้าว และมีระยะห่างจากกล้องทั้งสองตัวเท่า ๆ กัน โดยจัดขาตั้งกล้องให้มั่นคงไม่มีการเคลื่อนไหว ปรับการกำหนดระยะโฟกัสของกล้องให้คงที่ ปรับขาตั้งกล้องให้บันทึกข้อมูลได้กึ่งกลางพอดีกับช่วงการบันทึกข้อมูล แล้วเริ่มทำการบันทึกผลการเคลื่อนไหวตามแผนผังการเก็บข้อมูล ซึ่งประกอบด้วยการจัดวางตำแหน่งของกล้องและเส้นทางการเดิน ดังรูปที่ 3.20

เมื่อได้ทำการเก็บข้อมูลเรียบร้อยแล้ว จะต้องทำการตัดข้อมูลการเคลื่อนที่โดยจะเริ่มต้นจากช่วงที่อาสาสมัครเดินผ่านเข้ามาในช่วงการบันทึกภาพแล้วมองเห็นมาร์กเกอร์ทั้งสองด้านไปจบพ้นระยะการมองเห็นของกล้อง แปลงข้อมูลวิดีโอจากกล้องทั้งสองตัวให้เป็นภาพที่ละเฟรม โดยใช้โปรแกรม Adobe Premiere แยกออกเป็นเฟรม โดยเลือกข้อมูลที่ได้จากกล้องทั้งสองตัวให้เริ่มต้นในขณะเวลาเดียวกัน จะได้ข้อมูลการเคลื่อนที่ให้ออกมาอยู่ในรูปแบบภาพนิ่ง ดังรูปที่ 3.21



รูปที่ 3.20 แผนผังการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหว

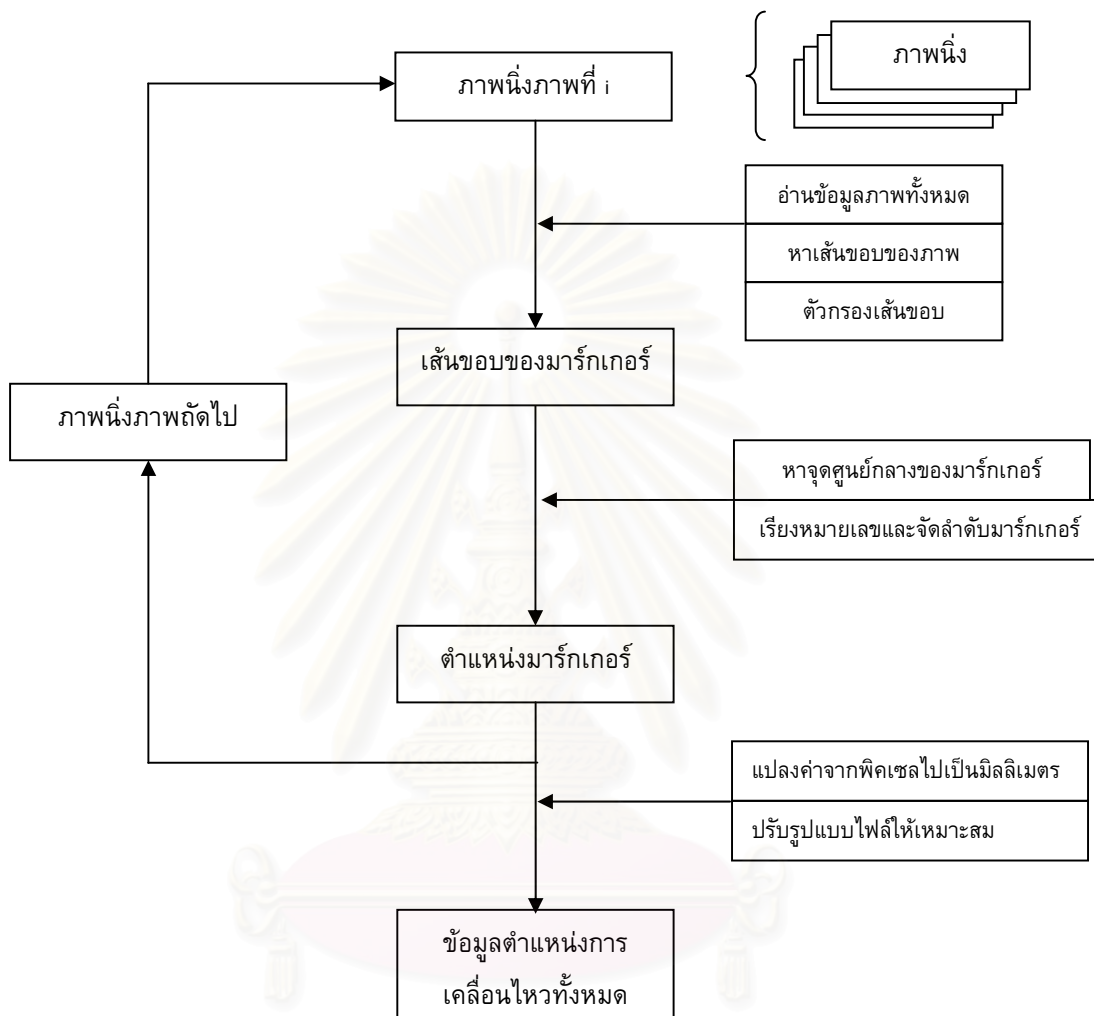


รูปที่ 3.21 แสดงภาพนิ่งที่ได้จากวิดีโอการเคลื่อนไหว

3.3.2 รูปแบบของการประมวลผลภาพที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย

การประมวลผลภาพในงานวิจัยนี้เป็นการแปลงข้อมูลจากรูปภาพไปเป็นข้อมูลเชิงตัวเลข พร้อมทั้งคำนวณหาข้อมูลที่ต้องการจากภาพด้วยเทคนิคการประมวลผลภาพต่าง ๆ การประมวลผลภาพทำได้โดยใช้โปรแกรม MATLAB, ภาษา C, C++ ,Photoshop หรือการใช้โปรแกรมสำเร็จรูปอื่น ๆ ในเบื้องต้นนี้ได้ใช้โปรแกรม MATLAB ซึ่งเป็นโปรแกรมประยุกต์ทางด้านคณิตศาสตร์ วิศวกรรมศาสตร์และวิทยาศาสตร์ ซึ่งมีโครงสร้างพื้นฐานอยู่ในรูปของเวกเตอร์และเมตริกซ์ มีจุดเด่นอยู่ที่การพัฒนาและปรับปรุงจนมีความสามารถเสริมต่าง ๆ มากมาย มีชุดคำสั่งจำนวนมากที่ใช้ในการทำ Image Processing โดยเฉพาะการมี Image Processing Toolbox ทำให้ง่ายต่อการหาตำแหน่งการเคลื่อนที่ของกระดูกมากขึ้น

ขั้นตอนการประมวลผลภาพเริ่มจากการส่งข้อมูลภาพหนึ่งที่มีทั้งหมด ดังรูปที่ 3.22 เข้าสู่โปรแกรม MATLAB จากนั้นเมื่ออ่านข้อมูลภาพครบทั้งหมดแล้วจะส่งภาพไปหาเส้นขอบของภาพ เส้นขอบที่ได้จะเป็นเส้นขอบทั้งหมดซึ่งประกอบด้วย เส้นขอบของตัวโมเดล เส้นขอบของภาพพื้นหลัง และเส้นขอบของมาร์กเกอร์ ใช้ตัวกรองในการกรองข้อมูลให้ได้เฉพาะเส้นขอบของมาร์กเกอร์ จากนั้นหาจุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์ (เพื่อใช้ในการระบุตำแหน่งการเคลื่อนไหวของกระดูกในขั้นตอนการจำลองการเคลื่อนไหว) และจับคู่ลำดับจุดศูนย์กลางแต่ละจุดที่ได้เข้ากับตำแหน่งของร่างกายที่มาร์กเกอร์นั้นติดอยู่ ปรับสเกลระยะในหน่วยของพิคเซลให้มีค่าเป็นระยะความยาวจริงในหน่วยมิลลิเมตร และขั้นตอนสุดท้ายเป็นการรวมข้อมูลจากกล้องทั้งสองตัวและจัดเรียงข้อมูลให้เหมาะสมต่อการนำไปจำลองการเคลื่อนไหวด้วยโปรแกรม ADAMS-LifeMOD ในขั้นตอนต่อไป



รูปที่ 3.22 ขั้นตอนการประมวลผลภาพ

3.3.3 ผลการประมวลผลภาพและข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ได้จาก MATLAB

การประมวลผลภาพแบ่งเป็น 2 ลำดับคือ ลำดับแรกจะได้ภาพที่มีจุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์ชัดเจนครบทุกตำแหน่ง ดังรูปที่ 3.23 โดยมีลักษณะของข้อมูลเป็นพิกัดในหน่วย pixel ซึ่งเป็นหน่วยในระบบรูปภาพ ลำดับที่สองคือผลจากการปรับมาตราส่วนและรวมเอาข้อมูลจากกล้องตัวที่สองเข้าด้วยกันโดยเทียบจากช่วงเวลาตรงกัน จะได้ข้อมูลการเคลื่อนไหวเป็นพิกัดในหน่วยมิลลิเมตร เนื่องจากข้อมูลที่มีจำนวนมากจึงแสดงตัวอย่างข้อมูลไว้ดังตารางที่ 3.3



รูปที่ 3.23 ภาพในเฟรมต่าง ๆ พร้อมจุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์จากการประมวลผลภาพ

ตารางที่ 3.3 แสดงตัวอย่างข้อมูลการเคลื่อนไหวในพิกัด X-Y ของมาร์กเกอร์ใน 2 เฟรมแรก

Time	Marker	X(mm)	Y(mm)	Time	Marker	X(mm)	Y(mm)
0	1	-380.727	81.18	0.04	1	-380.727	81.18
0	2	-419.445	159.9	0.04	2	-419.445	159.9
0	3	-354.915	231.24	0.04	3	-354.915	231.24
0	4	-258.12	369	0.04	4	-258.12	369
0	5	-176.382	533.82	0.04	5	-176.382	533.82
0	6	-189.288	669.12	0.04	6	-189.288	669.12
0	7	-219.402	875.76	0.04	7	-219.402	875.76
0	8	-117.645	13.9536	0.04	8	-117.645	13.9536
0	9	-218.178	13.9536	0.04	9	-218.178	13.9536
0	10	-224.595	97.6752	0.04	10	-224.595	97.6752
0	11	-263.097	286.0488	0.04	11	-263.097	286.0488
0	12	-241.707	502.3296	0.04	12	-241.707	502.3296
0	13	-256.68	653.4936	0.04	13	-256.68	653.4936
0	14	-286.626	872.1	0.04	14	-286.626	872.1

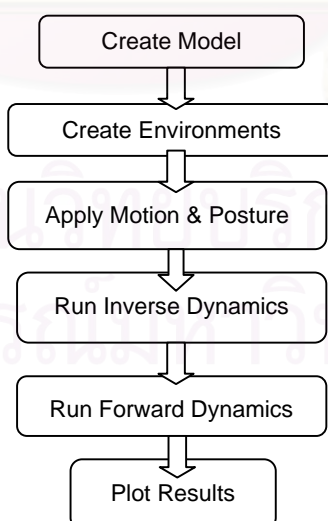
3.4 การจำลองการเคลื่อนไหวเพื่อวิเคราะห์พลศาสตร์ด้วยซอฟต์แวร์ ADAMS-LIFEMOD

(Simulation)

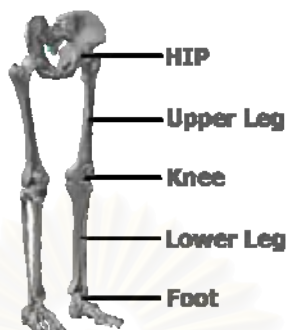
โปรแกรมที่ใช้ในการจำลองเคลื่อนไหวของร่างกาย คือโปรแกรม ADAMS-LifeMOD ประกอบไปด้วย 2 ส่วนด้วยกัน คือ ADAMS ซึ่งเป็นส่วนที่ใช้ในการและจำลองและคำนวณหาผลลัพธ์ ส่วน LifeMOD เป็นส่วนเสริมของ ADAMS ที่มีข้อมูลโมเดลและกล้ามเนื้อ ตลอดจนคุณสมบัติต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับมนุษย์ การจำลองการเคลื่อนไหวนั้น เริ่มจากการสร้างโมเดลกระดูกของร่างกายก่อนแล้ว สร้างข้อต่อและกล้ามเนื้อให้กับโมเดล กำหนดคุณสมบัติของผิวสัมผัสระหว่างเท้ากับพื้นและท่าทางเริ่มต้นในการวิเคราะห์ นำข้อมูลตำแหน่งการเคลื่อนไหวที่ได้จากโปรแกรม MATLAB ใส่ให้กับโมเดล การจำลองการเคลื่อนไหวที่และวิเคราะห์หาพลศาสตร์ของข้อต่อ และขั้นตอนสุดท้ายคือการแสดงผลการวิเคราะห์ตามลำดับ ขั้นตอนต่าง ๆ แสดงได้ดังแผนภูมิแสดงลำดับและขั้นตอนการจำลองโมเดลในรูปที่ 3.24 โดยจะกล่าวถึงรายละเอียดในแต่ละขั้นตอนดังหัวข้อย่อยต่อไปนี้

3.4.1 การสร้างโมเดลกระดูก

สร้างโมเดลกระดูกส่วนต่าง ๆ คือกระดูกสะโพก ต้นขา หน้าแข้ง และเท้า จากฐานข้อมูลของ LifeMOD (anthropometric database) สำหรับโมเดลที่สร้างขึ้นนี้สามารถปรับขนาดความกว้างและความยาวของกระดูกได้ โดยพยายามปรับให้มีขนาดใกล้เคียงกับขนาดกระดูกจริงของคนที่มาเดินเป็นแบบให้มากที่สุด ดังแสดงตัวอย่างส่วนของโมเดลที่สร้างขึ้นในรูปที่ 3.25



รูปที่ 3.24 แผนภูมิแสดงลำดับและขั้นตอนการจำลองโมเดล



รูปที่ 3.25 ส่วนของโมเดลที่สร้างขึ้น

3.4.2 การสร้างข้อต่อ

กำหนดข้อต่อระหว่างกระดูก 2 ท่อนที่มีการสัมผัสกัน (รูปทรงกลม) คือ กระดูกสะโพกและกระดูกต้นขา(ข้อสะโพก) กระดูกต้นขาและกระดูกหน้าแข้ง(ข้อเข่า) กระดูกหน้าแข้งและกระดูกเท้า(ข้อเท้า) ดังรูป ที่ 3.26 กำหนดให้ข้อเข่าเป็นข้อต่อแบบหมุนได้เฉพาะในแนว Sagittal (รอบแกนสีแดง) และสามารถเลื่อนตำแหน่งในพิกัด x-y ได้อย่างอิสระ กระดูกส่วนของสะโพกให้อยู่หนึ่งไม่มีการเคลื่อนไหว และให้ข้อเท้าเป็นแบบ Fixed-Joint เคลื่อนที่สัมพันธ์ไปกับกระดูกหน้าแข้ง



รูปที่ 3.26 ข้อต่อที่สร้างขึ้นและเส้นบอกแนวแกนของโมเดล

3.4.3 การกำหนดท่าทางเริ่มต้น

กำหนดให้ท่าทางเริ่มต้นให้เหมือนกับท่าทางจากวิดีโอฟลูออโรสโคป คือ มุมของสะโพกอยู่ที่ 90 องศา และข้อเข่าของข้อเข่าอยู่ที่ 120 องศา และให้มุมของข้อเท้าคงที่ที่ 90 องศา

3.4.4 กำหนดการเคลื่อนที่ให้กับกระดูก

นำข้อมูลการเคลื่อนไหวของกระดูกที่ได้จาก MATLAB มาสร้างเส้นโค้งใน 2 มิติ ที่กำหนดเส้นทางการเคลื่อนที่ของกระดูกหน้าแข้งและกระดูกต้นขา ดังแสดงในตารางที่ 1 โดยกำหนดจุดเริ่มต้น(origin) ไว้ที่กึ่งกลางของกระดูกสะโพก

3.4.5 วิเคราะห์และจำลองไดนามิกส์ของข้อเข่า

วิเคราะห์ผลโดยใช้โปรแกรม Adams-LifeMOD วิเคราะห์และจำลองการเคลื่อนที่แบบย้อนกลับ โดยวิเคราะห์หาแรงกระทำในกล้ามเนื้อและข้อต่อ จากนั้นจำลองการเคลื่อนที่แบบไปข้างหน้าเพื่อให้ได้การเคลื่อนที่ที่ใกล้เคียงกับธรรมชาติยิ่งขึ้น คำนวณค่าพารามิเตอร์ต่างๆ เช่น ช่วงมุมในการงอเข่า ความเร็วและความเร่งทั้งเชิงเส้นและเชิงมุมในการงอเข่า ตลอดจนถึงค่าแรงลัพธ์ที่กระทำกับส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย และแรงบิดภายในข้อต่อ

3.4.6 การนำเสนอผลการวิเคราะห์การเคลื่อนที่

นำผลจากการวิเคราะห์การเคลื่อนที่มาสร้างกราฟแสดงผล เลือกรูปแบบการแสดงผลของการจำลองแบบไดนามิกส์ และทำการตรวจสอบการเคลื่อนไหวจริงเทียบกับกราฟแสดงผลการวิเคราะห์ได้ ซึ่งจะได้นำเสนอต่อไปในบทที่ 4 ซึ่งประกอบไปด้วยกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ต่างๆ เทียบกับเวลา เมื่อสร้างโมเดลและจำลองการเคลื่อนไหวสำเร็จตามขั้นตอนข้างต้นแล้ว จะได้โมเดลดังรูปที่ 3.27



รูปที่ 3.27 โมเดลที่ได้จากการจำลอง (นำเสนอในลักษณะภาพซ้อนเพื่อให้เห็นการเคลื่อนไหว)

บทที่ 4

ผลการจำลองการเคลื่อนไหวด้วย ADAMS-LifeMOD (Result)

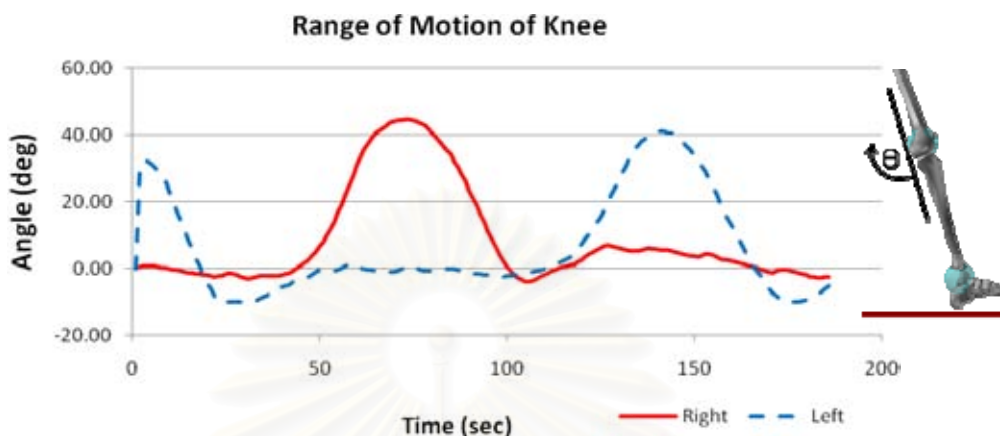
จากการจำลองการเคลื่อนไหวของข้อเข่ามนุษย์ด้วยโปรแกรม ADAMS-LifeMOD พบว่าสามารถใช้โปรแกรม ADAMS-LifeMOD จำลองการเคลื่อนไหวของโมเดลใน 3 มิติ จากการเก็บข้อมูลใน 2 มิติได้ และผลการเคลื่อนไหวของโมเดลมีลักษณะที่ใกล้เคียงกับการเคลื่อนไหวของต้นแบบหรืออาสาสมัคร โดยสามารถหาค่าพารามิเตอร์ทางไดนามิกส์ต่าง ๆ ที่ต้องการได้โดยพารามิเตอร์ทางคิเนมาติกส์ที่จะนำเสนอในที่นี้ คือ ช่วงมุมการเคลื่อนไหวของข้อเข่าในเวลาต่าง ๆ อัตราเร็วเชิงมุมของข้อเข่า ในระหว่างการเคลื่อนไหว ส่วนพารามิเตอร์ทางคิเนติกส์ที่จะนำเสนอได้แก่ แรงที่เกิดขึ้นในข้อเข่าอันเนื่องมาจากการสัมผัสกันระหว่างกระดูกรวมทั้งกล้ามเนื้อต่าง ๆ และแรงบิดรอบจุดหมุนที่เกิดขึ้นที่ข้อเข่า โดยแต่ละพารามิเตอร์จะมีข้อมูล 10 ชุด ซึ่งเป็นข้อมูลของผู้ชายจำนวน 5 ชุดและผู้หญิง 5 ชุด แต่ในที่นี้จะแสดงผลการจำลองและวิเคราะห์ไดนามิกส์ไว้ในบทที่ 4 นี้เพียงชุดเดียว โดยเลือกข้อมูลชุดที่ 1 มาเป็นตัวอย่าง ส่วนชุดข้อมูลที่เหลือจะแสดงไว้ในภาคผนวก

4.1 ช่วงมุมของข้อเข่าในระหว่างการเคลื่อนไหว

ช่วงมุมของข้อเข่าในระหว่างการเคลื่อนไหวในระหว่างการเดิน สามารถแสดงในรูปแบบของมุมระหว่างกระดูกขาท่อนบนและกระดูกท่อนล่างที่กระทำต่อกัน โดยที่กำหนดให้ค่าของมุมเป็นศูนย์ ในขณะที่เหยียดขาตรง และมีค่าเป็นบวกเมื่องอเข่า ดังรูปที่ 4.1 และมีกราฟดังแสดงในรูปที่ 4.2 โดยที่เส้นทึบเป็นข้อมูลของขาข้างขวาและเส้นประเป็นข้อมูลของขาข้างซ้าย



รูปที่ 4.1 แสดงทิศทางการวัดมุมของข้อเข่าโดยเริ่มจากขาเหยียดตรง

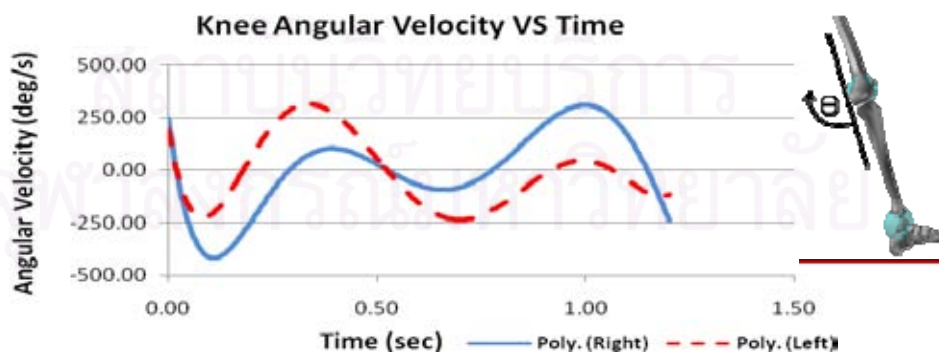


รูปที่ 4.2 กราฟแสดงข้อมูลช่วงมุมของข้อเข่าในช่วงเวลาต่าง ๆ

จากรูปที่ 4.2 พบว่าค่ามุมสูงสุดเกิดที่ข้อเข่าข้างขวามีค่าเป็น 45 องศา ที่วินาทีที่ 0.75 โดยกราฟมีลักษณะเป็นลูกคลื่นที่มีช่วงสูงสุด 1 ช่วง ในหนึ่งรอบการเดิน

4.2 อัตราเร็วเชิงมุมของข้อเข่าในระหว่างการเคลื่อนไหว

ค่าอัตราเร็วเชิงมุมที่บริเวณข้อเข่าในที่นี้เป็นข้อมูลที่แสดงถึงค่าอัตราการเปลี่ยนแปลงเชิงมุมที่กระดูกขาที่บนและที่ล่างที่กระทำต่อกัน โดยกำหนดให้ ค่าของอัตราเร็วเชิงมุมมีค่าเป็นศูนย์ในขณะที่อยู่นิ่งหรือมีค่าอัตราการงอเข้าคงที่ มีค่าเป็นบวกเมื่อโมเดลมีการงอเข้าด้วยมุมที่เพิ่มขึ้น และมีค่าเป็นลบเมื่อโมเดลมีการยืดขาตรง

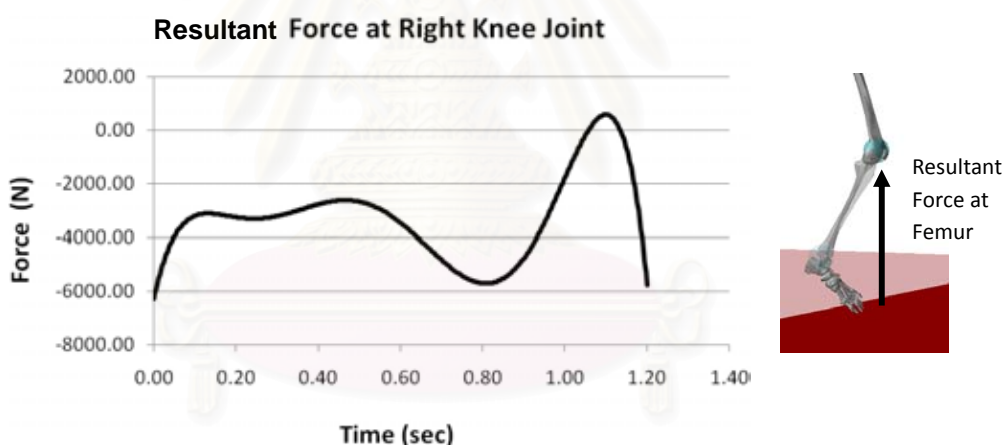


รูปที่ 4.3 กราฟแสดงอัตราเร็วเชิงมุมของข้อเข่าในช่วงเวลาต่าง ๆ

จากรูปที่ 4.3 พบว่าค่าอัตราเร็วเชิงมุมของข้อเข่าแต่ละข้างจะมีจุดยอดของกราฟสองจุด โดยเข่าข้างขวาซึ่งเป็นเส้นทึบ มีจุดยอดอยู่ในวินาทีที่ 0.1 และ 1.0 มีค่า -400 องศา/วินาที และ 300 องศา/วินาที ตามลำดับ

4.3 ค่าแรงในแนวตั้งของข้อเข่าในระหว่างการเคลื่อนไหว

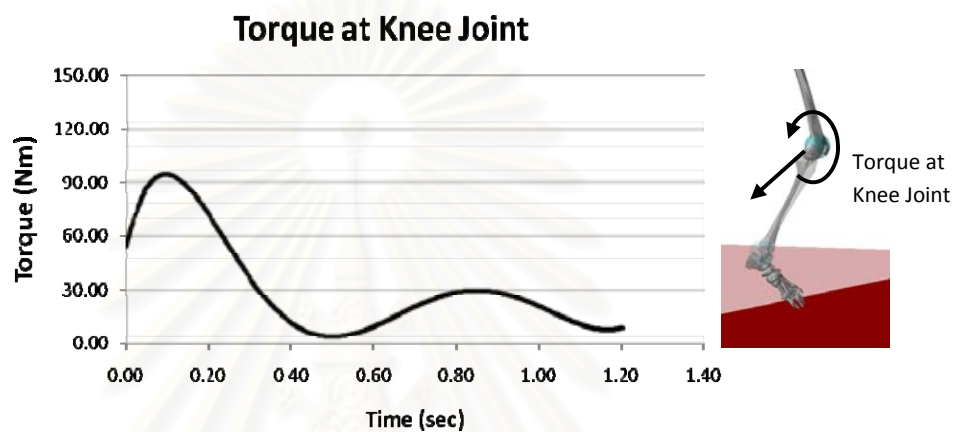
ค่าแรงในแนวตั้งของข้อเข่าเป็นข้อมูลที่แสดงถึงค่าแรงในแนวตั้งที่กระดูกขาท่อนบนและท่อนล่างกระทำต่อกัน โดยกำหนดให้มีค่าเป็นลบเมื่อมีแรงบีบอัดที่ข้อเข่า หรือมีแรงที่เกิดจากน้ำหนักตัวตกลงและส่งผ่านจากกระดูกขาท่อนบนไปกระทำกับกระดูกขาท่อนล่าง ได้ผลดังรูปที่ 4.4 จากรูปที่ 4.4 พบว่าค่าแรงที่เกิดขึ้นในข้อเข่าข้างขวามีค่าสูงสุดในช่วงเวลาวินาทีที่ 0.8 มีค่า 6 กิโลนิวตัน



รูปที่ 4.4 กราฟแสดงค่าแรงในแนวตั้งของข้อเข่าข้างขวาในช่วงเวลาต่าง ๆ

4.4 ค่าแรงบิดที่ข้อเข่าในระหว่างการเคลื่อนไหว

ค่าแรงบิดของข้อเข่าแสดงถึงค่าแรงบิดหรือทอร์กที่กระทำกับข้อเข่าในแนวแกน Sagittal โดยมีค่าสูงสุดเป็น 92 นิวตันเมตรที่เวลา 0.1 วินาที ดังรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.5 กราฟแสดงค่าแรงบิดของข้อเข่าข้างขวาในช่วงเวลาต่าง ๆ

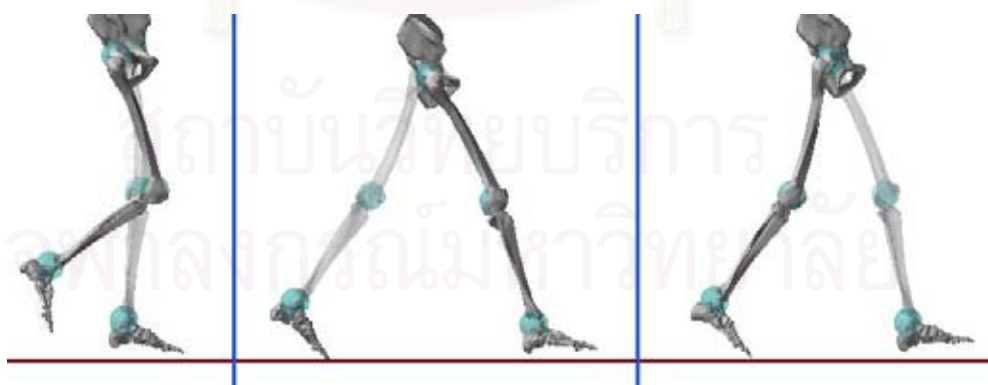
บทที่ 5

อภิปรายและสรุปผลการวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อเข่ามนุษย์ (Discussion and Conclusion)

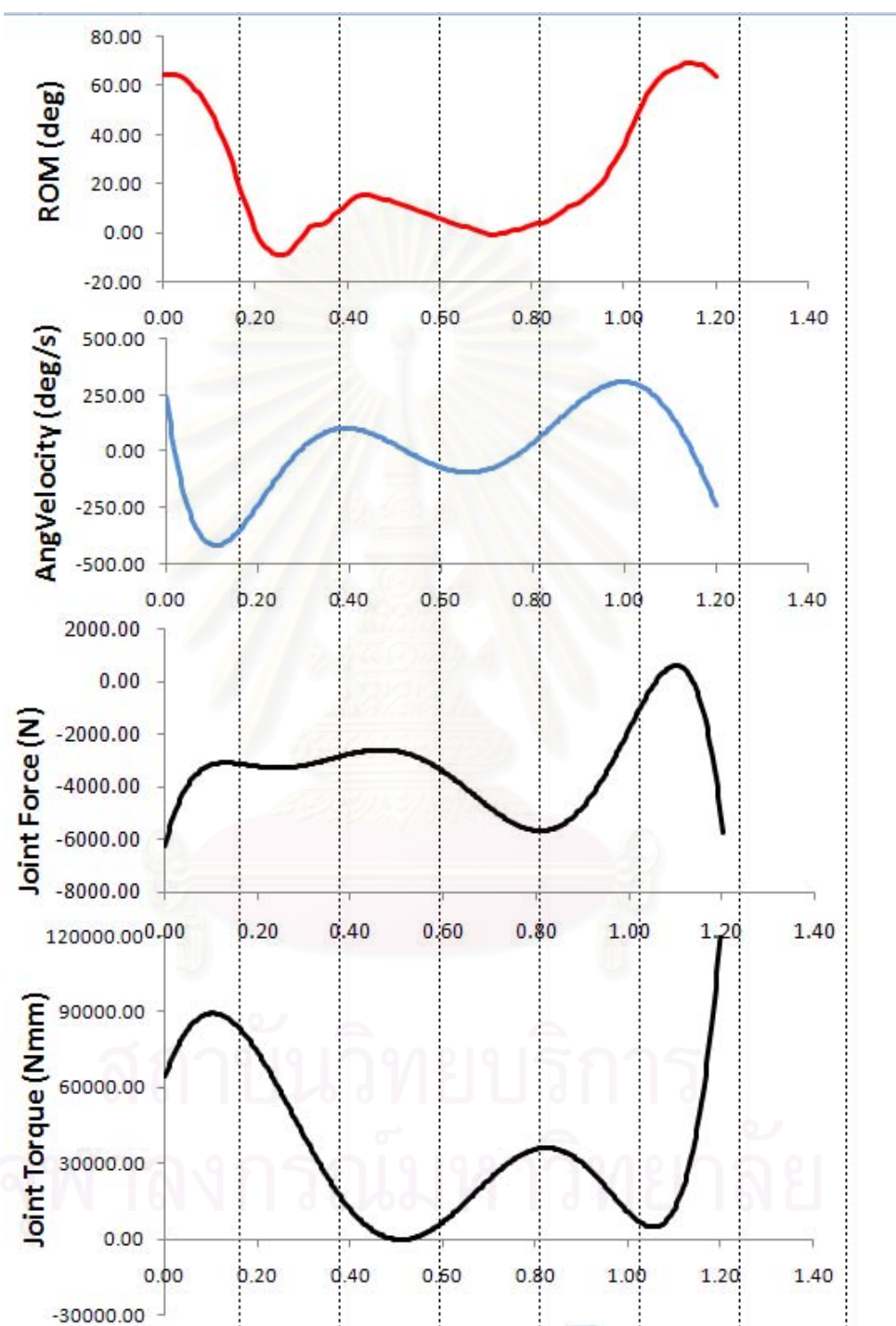
จากผลการวิจัยที่ได้ในบทที่ 5 สามารถวิเคราะห์ข้อมูลในด้านความสอดคล้องกันของข้อมูล การเคลื่อนไหวในเชิงไดนามิกส์ได้ ทำให้เห็นถึงความสัมพันธ์ของพารามิเตอร์แต่ละตัวในระหว่างการเคลื่อนไหว นอกจากนี้ยังมีการวิเคราะห์ข้อมูลเชิงสถิติ ซึ่งบ่งบอกถึงค่าผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นที่จะสามารถนำไปใช้เป็นตัวแทนของข้อมูลเพื่อการนำไปใช้ประโยชน์ในการออกแบบข้อเข่าเทียมได้

5.1 วิเคราะห์ความสัมพันธ์ของข้อมูลทางไดนามิกส์

ผู้วิจัยได้ใช้ตัวแทนของข้อมูลหนึ่งมาทำการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของพารามิเตอร์ต่าง ๆ ได้แก่ ช่วงของมุมงอของข้อเข่า อัตราเร็วเชิงมุมของการงอข้อเข่า ค่าแรงในข้อเข่าที่เกิดขึ้น และค่าแรงบิดในระหว่างการเคลื่อนไหวตามลำดับ ในการจำลองการเคลื่อนไหวของโมเดลนี้ ขณะเริ่มต้นโมเดลกำลังงอข้อเข่าเพื่อก้าวขาขวาไปข้างหน้า(รูปที่ 5.1 ซ้าย) จากนั้นจึงเริ่มเหยียดขาขวาตรงทำให้มุมที่ข้อเข่าข้างขวามีค่าเป็นศูนย์เพื่อวางสันเท้าขวาลงไปสัมผัสพื้น แล้วเริ่มยกเท้าซ้ายขึ้น(รูปที่ 5.1 กลาง) ขาซ้ายเริ่มยกและแกว่งไปข้างหน้า เข่าอาจทำมุมงอเล็กน้อย จากนั้นเมื่อวางเท้าซ้ายที่ได้ก้าวไปสัมผัสพื้น ขาขวาจะเริ่มเหยียดตรงอีกครั้ง(รูปที่ 5.1 ขวา) แล้วจึงเคลื่อนที่ก้าวรอบการเดินก่อนหน้าตามลำดับ



รูปที่ 5.1 แสดงการเคลื่อนไหวของโมเดลขาขวาที่วินาทีที่ 0.1, 0.4 และ 0.8 ตามลำดับ

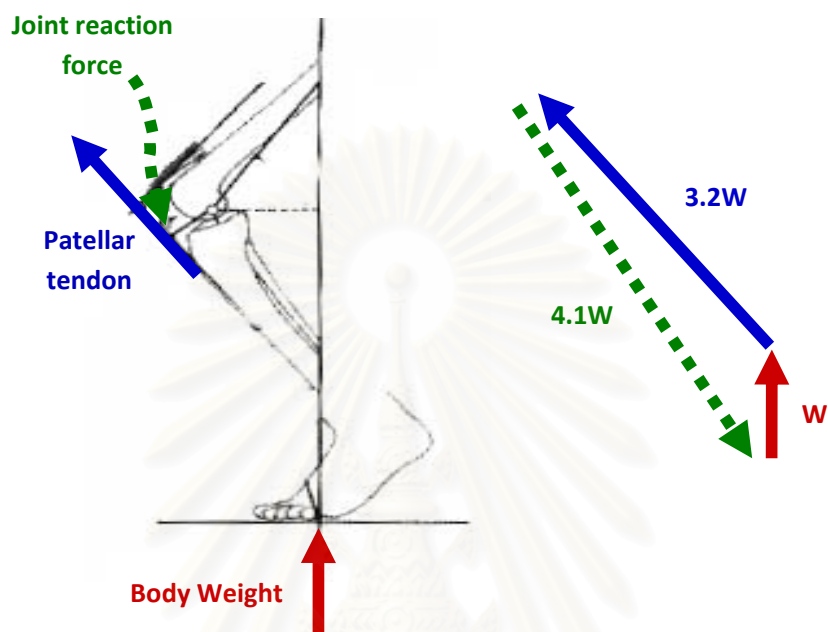


รูปที่ 5.2 ตัวอย่างข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข่าข้างขวาที่นำมาวิเคราะห์

จากการนำตัวอย่างการจำลองมาวิเคราะห์ได้ผลดังรูปที่ 5.2 เมื่อเปรียบเทียบกราฟต่าง ๆ กับผลการจำลองการเคลื่อนไหว พบว่าข้อมูลที่ได้มีความสอดคล้องกันอย่างชัดเจนทั้งภาพการจำลองการเคลื่อนไหวและข้อมูลผลลัพธ์ที่ได้ การจำลองเริ่มขึ้นจากการที่โมเดลเหยียดขาขวาออกไป(รูปที่ 5.1 ซ้าย) ในขณะนั้นค่าอัตราเร็วเชิงมุมจะมีค่าเป็นลบ เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงทิศทางของเวกเตอร์ความเร็วเชิงมุมไปในทิศตรงข้ามกับแกนอ้างอิง และมีค่าเป็นลบมากที่สุด(-400 องศา/วินาที) ในช่วงกลางระหว่างที่กำลังแกว่งไปข้างหน้า ขณะเดียวกันกับค่าทอร์กที่ข้อเข่ามีค่าสูง (90 นิวตันเมตร) เนื่องจากกล้ามเนื้อพยายามออกแรงหมุนส่งไปที่ข้อเข่า เพื่อแกว่งขาที่อ่อนล้าออกไป

เมื่อเวลาผ่านไปที่วินาทีที่ 0.4 ซึ่งเป็นตำแหน่งที่ขาขวาเหยียดตรงและเท้าซ้ายเริ่มสัมผัสพื้น มุมที่ข้อเข่าจะมีค่าเข้าใกล้ศูนย์ ตรงกับค่าความเร็วเชิงมุมที่เป็นศูนย์ด้วยเนื่องจากมุมของข้อเข่ามีค่าคงที่ ในขณะที่แรงในข้อเข่าเริ่มมีค่าเพิ่มขึ้น ส่วนแรงบิดที่ข้อเข่าเริ่มมีค่าลดลงและมีค่าเข้าใกล้ศูนย์ในขณะที่ขาขวาทำมุมตั้งฉากกับพื้น เมื่อเวลาผ่านไปที่วินาทีที่ 0.8 ซึ่งเป็นตำแหน่งที่ขาขวาเหยียดตรงเพื่อดันร่างกายให้เคลื่อนที่ไปข้างหน้า ค่าแรงกระทำที่ข้อเข่าจะมีค่าเพิ่มขึ้นจนถึงค่าสูงสุดที่ 5,500 นิวตัน และเท้าซ้ายเริ่มสัมผัสพื้น เมื่อเวลาผ่านไปที่วินาทีที่ 1 เป็นช่วงที่โมเดลเริ่มแกว่งขาขึ้น ตรงกับกราฟแสดงตำแหน่งที่ข้อเข่ากำลังงอทำมุมมากขึ้น ความเร็วเชิงมุมของข้อเข่ามีค่าเป็นบวกมากที่สุด (260 องศา/วินาที) และแรงที่ข้อเข่ามีค่าลดลงซึ่งสอดคล้องกับลักษณะการเคลื่อนที่เนื่องจากในระหว่างการยกขาแกว่งไปข้างหน้าจะไม่มีแรงปฏิกิริยาจากพื้น สำหรับผลการจำลองของโมเดลอื่น ๆ มีความสัมพันธ์สอดคล้องกันกับที่ได้วิเคราะห์ไว้ข้างต้นซึ่งได้แสดงข้อมูลทั้งหมดไว้ในภาคผนวก

เมื่อได้ทำการวิเคราะห์ในเชิงสถิติศาสตร์ โดยสมมติให้อัตราส่วนแรงที่พื้นกระทำกับเท้าเทียบกับน้ำหนักตัว มีค่าเป็น 1 เท่าของน้ำหนักตัว ในกรณีเมื่อทราบค่าแรงที่พื้นกระทำกับเท้า และแรงที่เส้นเอ็นที่ยึดกระดูก จะสามารถหาแรงลัพธ์ที่กระทำกับกระดูกที่ข้อเข่าได้เป็น 4.1 เท่าของน้ำหนักตัว ดังรูปที่ 5.3 อย่างไรก็ตามค่าที่คำนวณนี้ยังเป็นการคำนวณแบบง่าย ๆ ในเชิงสถิติศาสตร์เท่านั้น เมื่อทำการวิเคราะห์ในเชิงพลศาสตร์จะมีผลจากมวลและความเร่ง ทำให้ค่าแรงที่วิเคราะห์ได้มีค่าสูงขึ้นตามไปด้วย



รูปที่ 5.3 การวิเคราะห์หาแรงลัพธ์ที่ข้อเข่าโดยเทียบกับน้ำหนักตัว

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

5.2 สรุปผลการจำลองการเคลื่อนไหวในเชิงสถิติ

จากข้อมูลทั้งหมดที่ได้จากการจำลองทางไดนามิกส์สามารถสรุปและแสดงผลออกมาในรูปแบบข้อมูลค่าเฉลี่ย ค่าสูงสุดและต่ำสุด ซึ่งสามารถนำมาใช้เป็นตัวแทนในการแสดงผลการวิเคราะห์ของข้อเข่านี้ได้ โดยแสดงในตารางที่ 5.1

ตารางที่ 5.1 แสดงข้อมูลสรุปการจำลองการเคลื่อนไหว

	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	

5.3 การนำผลลัพธ์ที่ได้ไปใช้ในการออกแบบข้อเข่าเทียม

ช่วงของแรงลัพธ์ในข้อเข่าที่คำนวณได้จากตารางที่ 5.1 นั้น สามารถนำไปใช้เป็นส่วนหนึ่งของการออกแบบข้อเข่าเทียม โดยข้อเทียมที่จะทำการออกแบบจะต้องสามารถรองรับค่าความเค้นสูงสุดอันเนื่องมาจากแรงลัพธ์ตลอดระยะเวลาที่มีการเคลื่อนไหว อีกทั้งยังมีผลต่อชนิดของวัสดุที่จะนำมาใช้ในการผลิตข้อเทียมจะต้องสามารถรองรับค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ เหล่านี้ และส่งผลต่อขนาดของข้อเทียมจะทำการออกแบบนี้ด้วย

สำหรับข้อมูลช่วงของมุมงอและอัตราเร็วเชิงมุมของข้อเข่า สามารถนำไปใช้ในการกำหนดรูปร่างลักษณะ และฟังก์ชันการทำงานของข้อเข่าเทียม และข้อเข่าเทียมนั้นจะต้องสามารถการจำลองการเคลื่อนไหวที่เป็นธรรมชาติให้กับโมเดลได้

5.4 สรุปผลของงานวิจัย

การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวด้วยวิธีการติด Marker และใช้การประมวลผลภาพเข้าช่วยในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวนั้นสามารถนำไปจำลองเพื่อวิเคราะห์หาข้อมูลทางคิเนมาติกส์และคิเนติกส์ได้ และเมื่อนำข้อมูลที่ได้ไปจำลองการเคลื่อนไหวด้วยโปรแกรมช่วยวิเคราะห์ ADAMS-LifeMOD ทำให้ทราบค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ทางพลศาสตร์ที่จำเป็นต่อการออกแบบข้อเข่าเทียมได้

5.5 บทความที่ได้นำเสนอจากการทำวิจัยในครั้งนี้

1. Virulsri, C., Tangpornprasert, P. and Phattaranithikhun, D., "Dynamics Analysis and Simulation of Human Knee Joint", Proceedings of the 20th National Mechanical Engineering Conference, Nakhon Ratchasima, 2006.
2. Virulsri, C., Tangpornprasert, P. and Phattaranithikhun, D., "Kinematics Analysis of Human Knee Joint from Image Processing", Proceedings of the 21st National Mechanical Engineering Conference, Chonburi, 2007.
3. Virulsri, C., Tangpornprasert, P. and Phattaranithikhun, D., "Joints dynamic of human lower limb from image processing", Proceedings of the 22th National Mechanical Engineering Conference, Pathumthani, 2008.

เอกสารอ้างอิง (Reference)

- [1] ศูนย์วิทยบริการ สำนักงานคณะกรรมการอาหารและยา. 2549. http://elib.fda.moph.go.th/library/default.asp?page=news_detail&id=5779
- [2] มนตรี สิริไพบูลย์กิจ, "โรคข้อเสื่อม." 2544. <http://www.thaiclinic.com/medbible/oa.html>
- [3] อารี ตनावลี, "ผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม." 2007. <http://www.orthochula.com>
- [4] Alberto Leardini, Lorenzo Chiari. 2004. Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. Gait & Posture, Vol.21, pp. 212-225
- [5] 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.
- [6] William R. Taylor. 2005. "On the Influence of soft tissue coverage in the determination of bone kinematics using skin markers." J. Orthopaedic Research, Vol.23, pp. 726-734.

- [7] 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.
- [8] วิทย์ เทียงบูรณธรรม, 2538. "พจนานุกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์." พิมพ์ครั้งที่ 8. กรุงเทพฯ
- [9] Keith L. Moore. "Clinically Oriented Anatomy." 3rd Edition. United States of America. Williams & Wikins Company. 1992.
- [10] Philippe Segal, Marcel Jacob. "The Knee." 10th Edition. London. Wolfe Medical Publishing Company. 1984.
- [11] Margareta Nordin. "Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System." 3rd Edition. United States of America. Lippincott Williams & Wilkins Company. 2001.
- [12] Vicon, Life Science, "Gait Analysis & Rehabilitation," July 12, 2006, http://www.vicon.com/applications/gait_analysis.html
- [13] Rita Stagni, Silvia Fantozzi, Angelo Cappello and Alberto Leardini. 2005. "Quantification of soft tissue artifact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and Stereophotogrammetry : a study on two subjects." *Clinical Biomechanics* Vol.20, pp. 320-329.
- [14] Pavan Chamarthy, R.Joe Stanley, Gregory Cizek, Rodney Long and George Thoma. 2004. "Image analysis techniques for characterizing disc space narrowing in cervical vertebrae interfaces." *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Vol.28, pp.39 - 50.
- [15] Julio Carballido-Gamio, Jan S. Bauer, Keh-Yang Lee, Stefanie Krause Sharmila Majumdar. 2005. "Combined image processing techniques characterization of MRI cartilage of the knee." *Proceedings of the IEEE 2005 Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference Shanghai, China, September 1-4*

ภาคผนวก ก

ฟังก์ชันที่ได้พัฒนาขึ้นสำหรับนำมาช่วยในการประมวลผลภาพ

7.1.1 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
```

7.1.2 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
end

```

7.1.3 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
else note='mode in IntAdjust(x,mode,value) can be only "add" or
"multi" '
end
end
end

```

7.1.4 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); % Convt 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

```

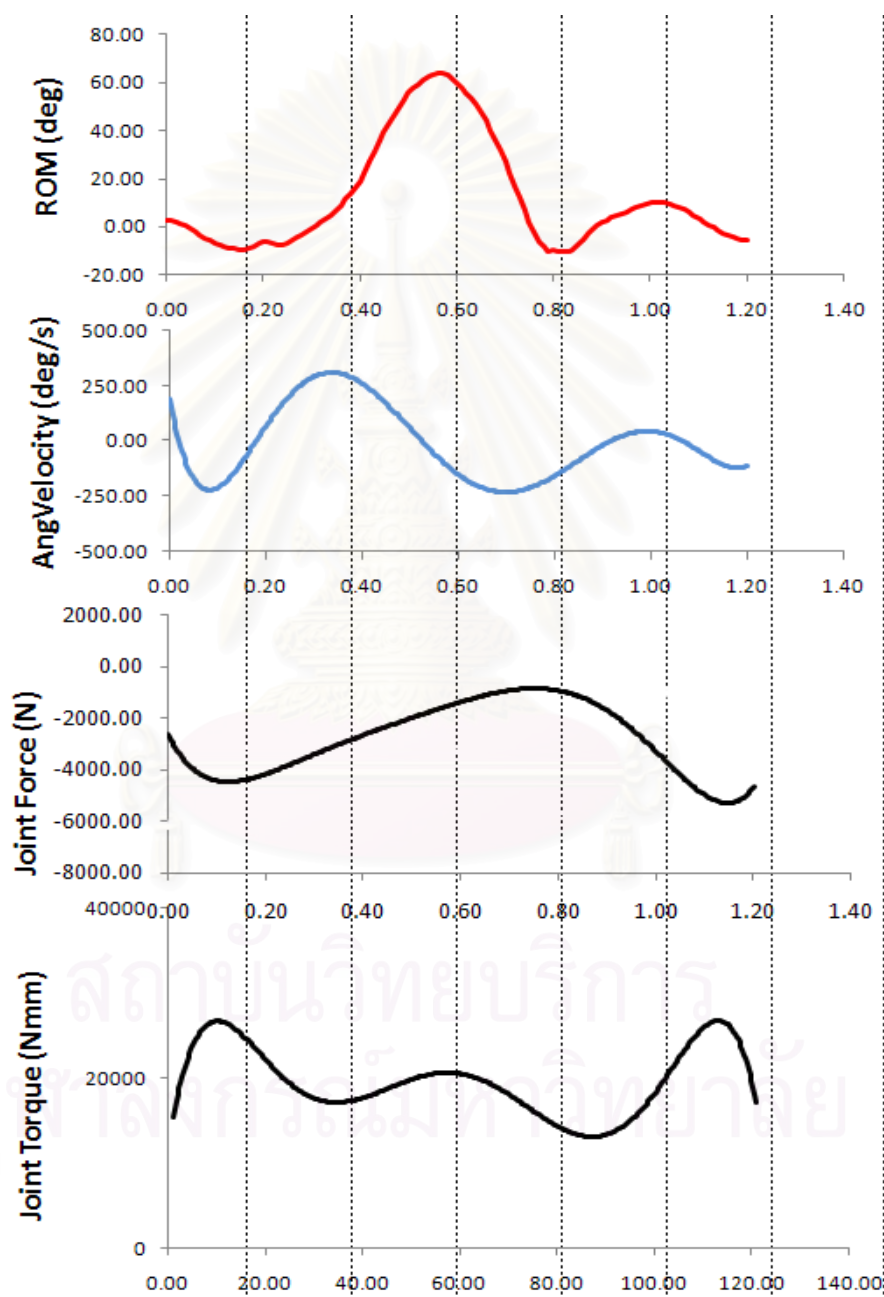
```

        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
        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
end
yy=pose_all;
end

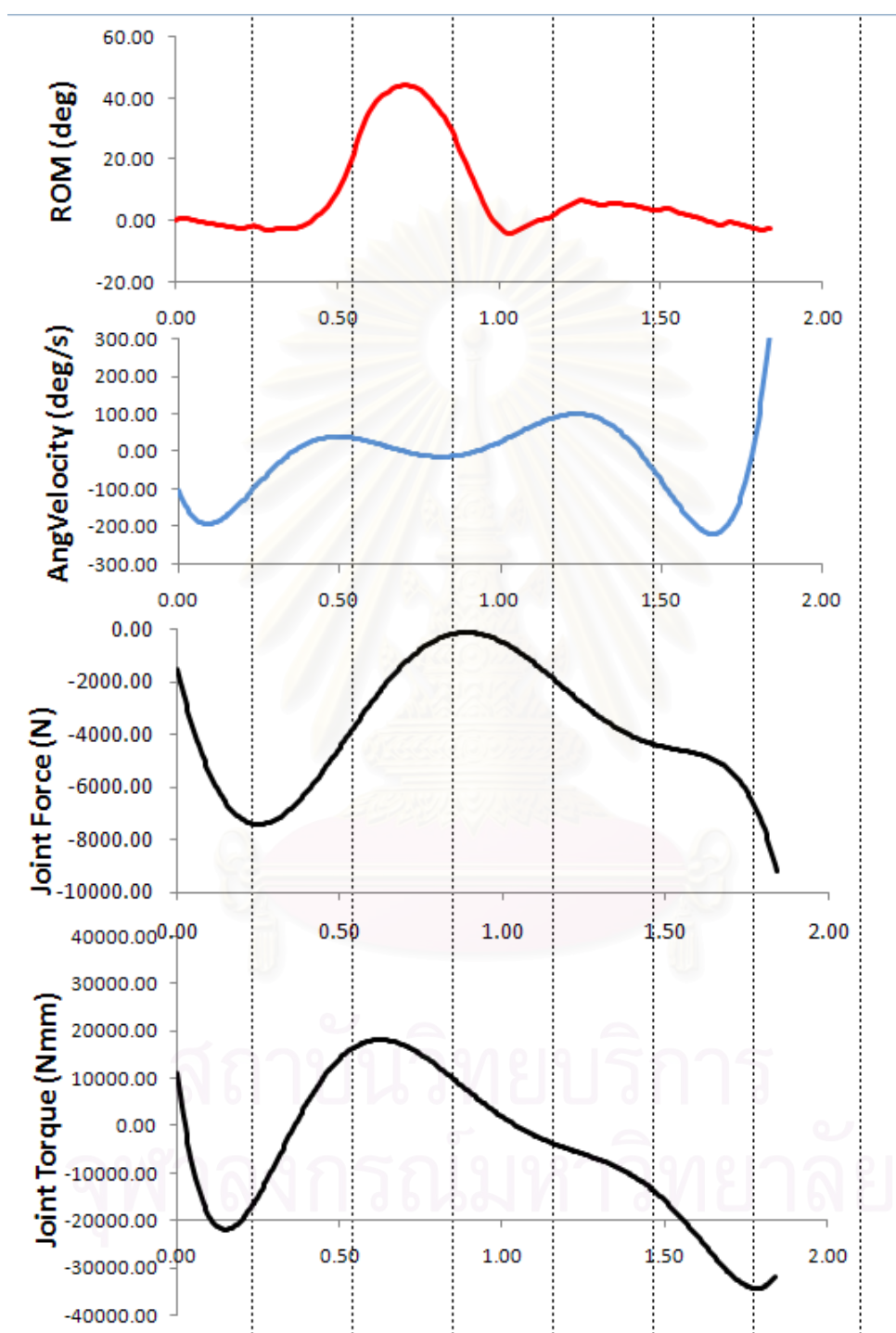
```

ภาคผนวก ข

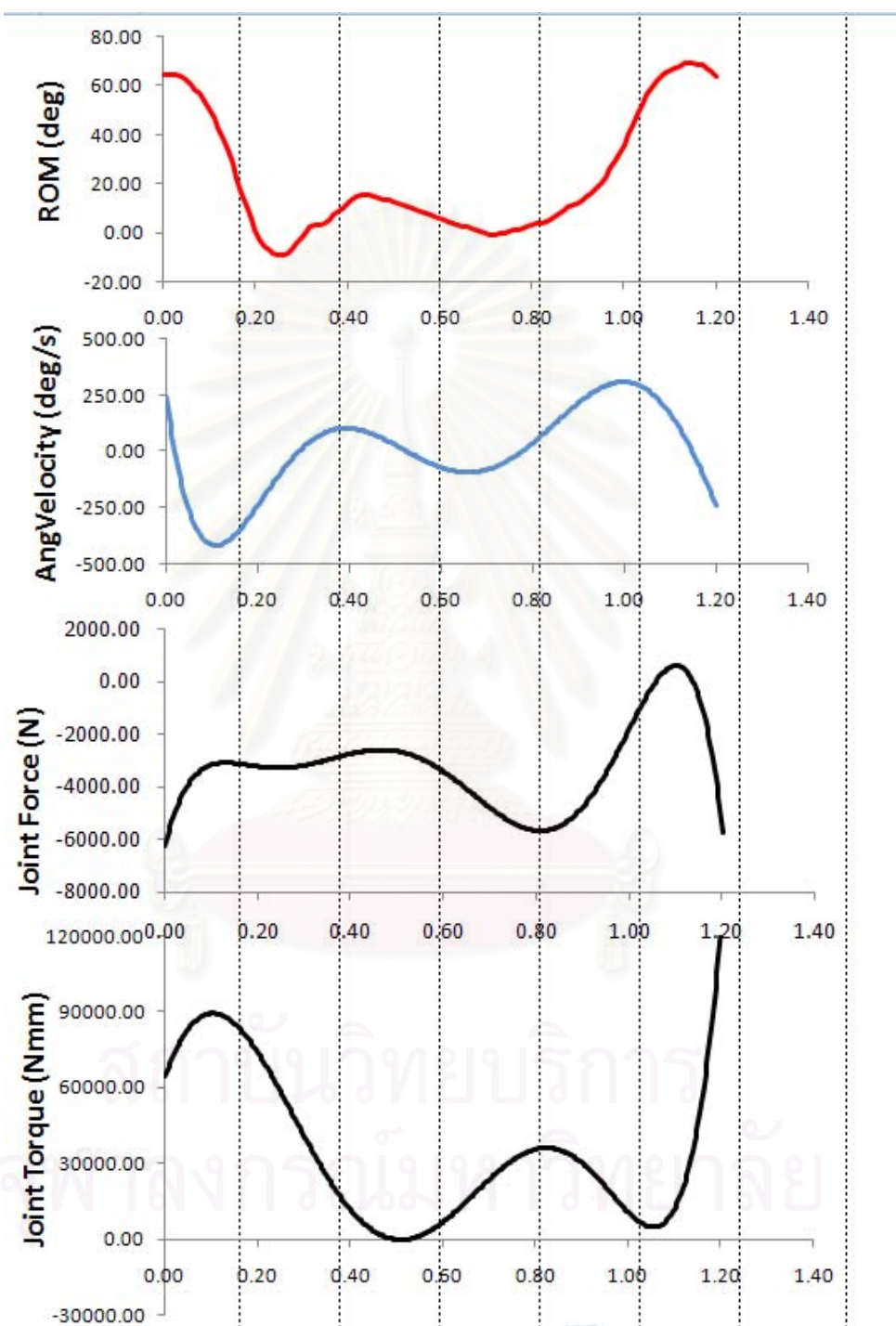
ข้อมูลไดนามิกส์ได้จากการจำลองโมเดลด้วยโปรแกรม ADAMS-LifeMOD



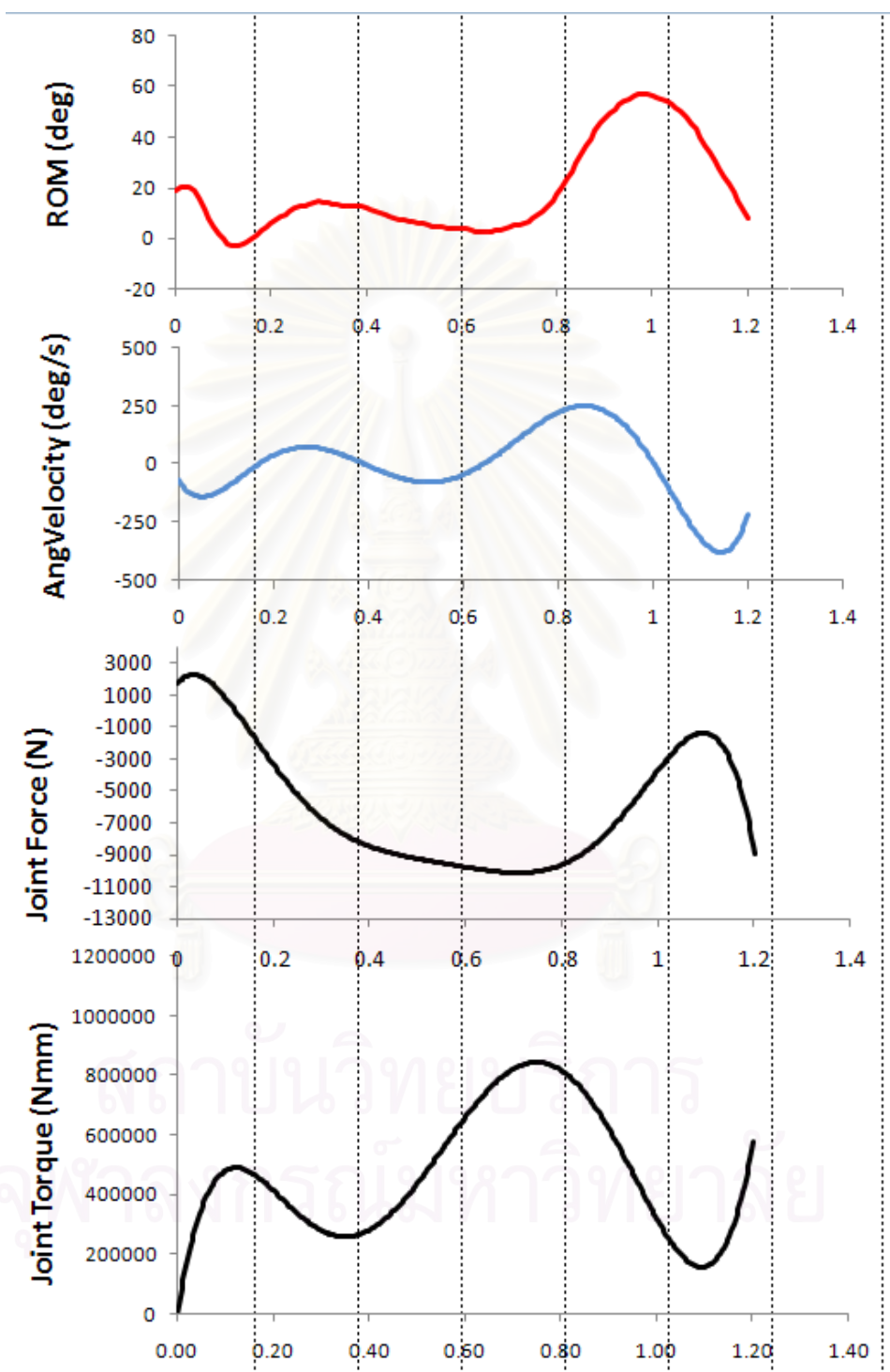
รูปที่ 7.1 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข่าข้างขวาของโมเดลที่ 1



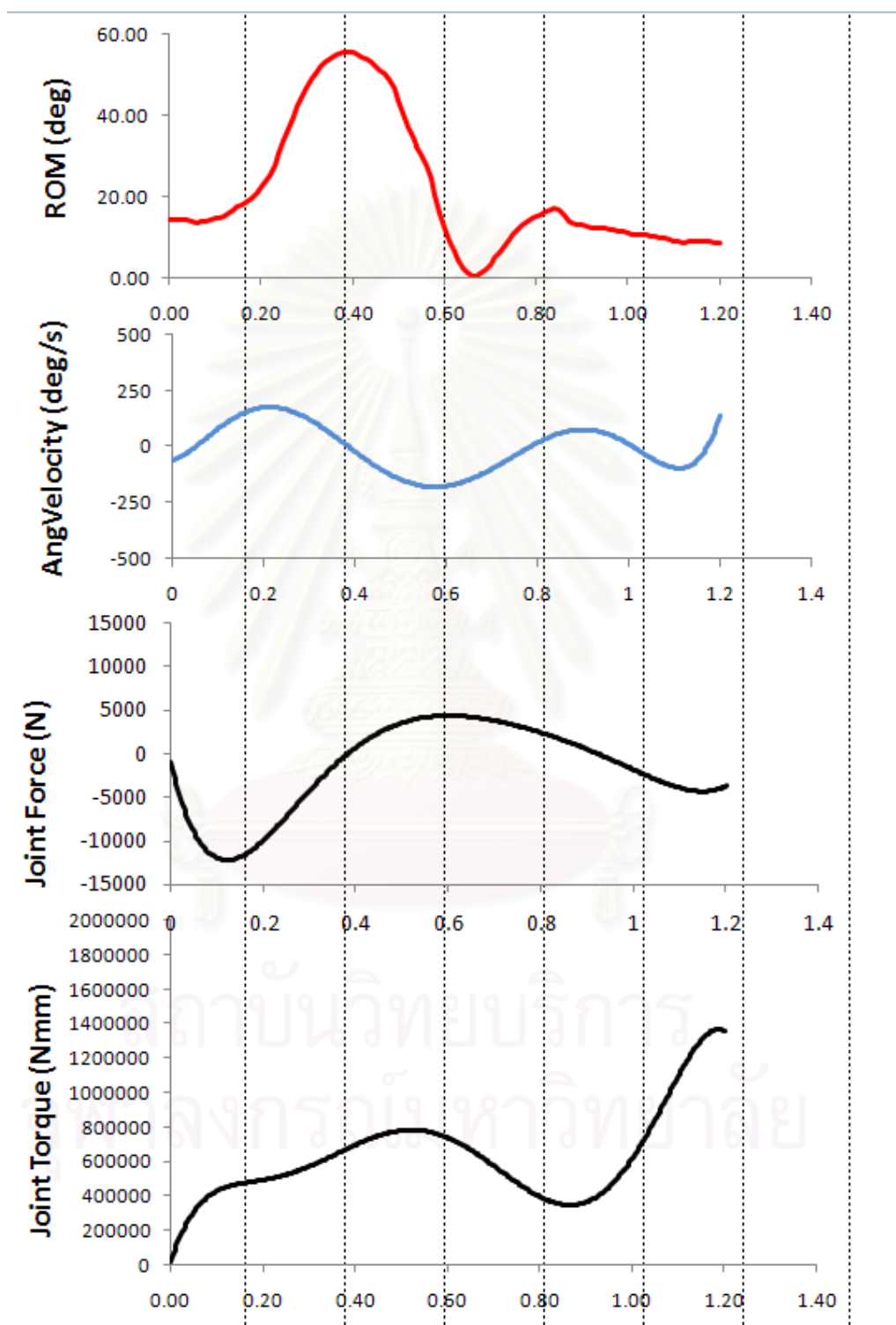
รูปที่ 7.2 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข่าข้างขวาของโมเดลที่ 2



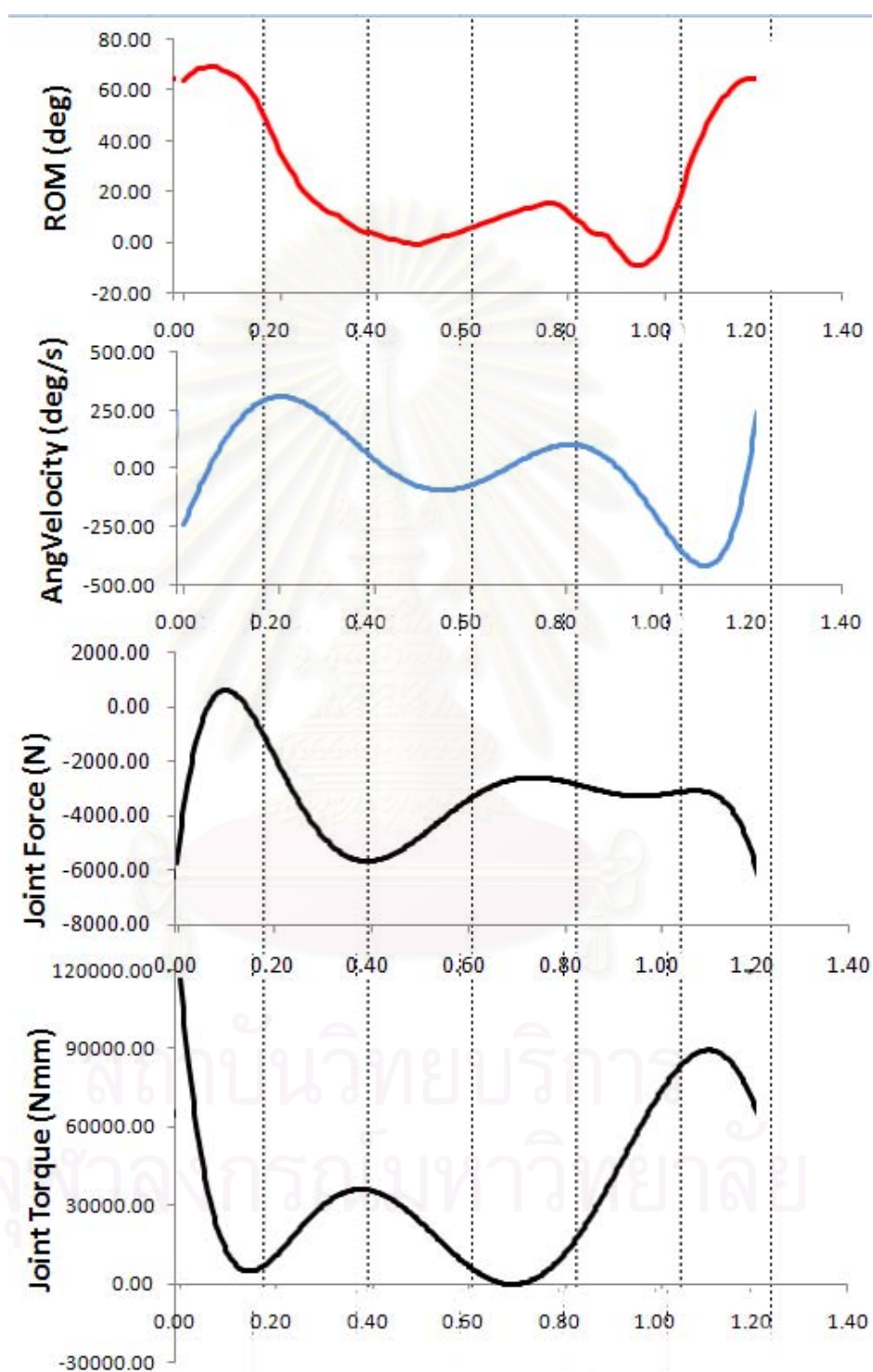
รูปที่ 7.3 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข่าข้างขวาของโมเดลที่ 3



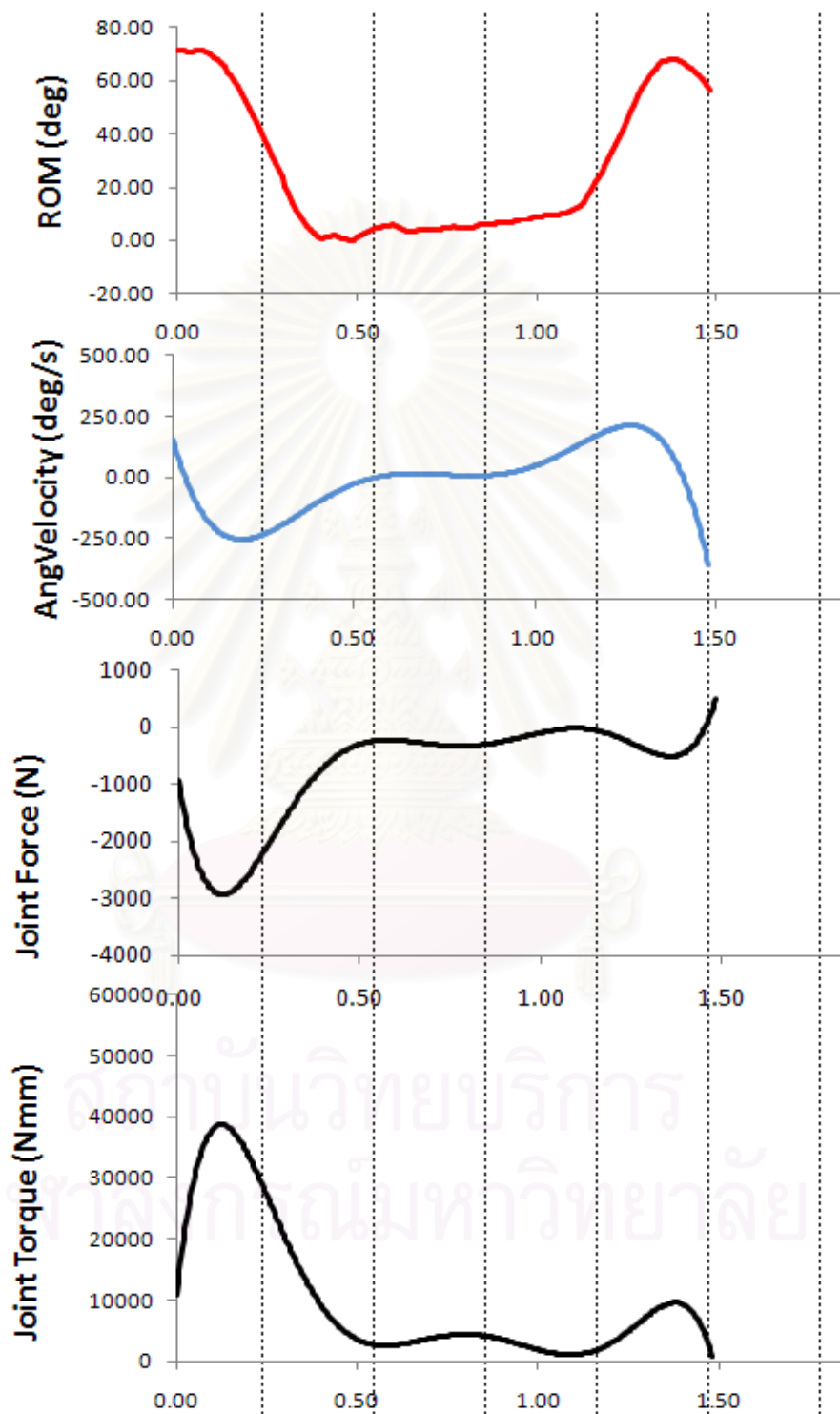
รูปที่ 7.4 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข่าข้างขวาของโมเดลที่ 4



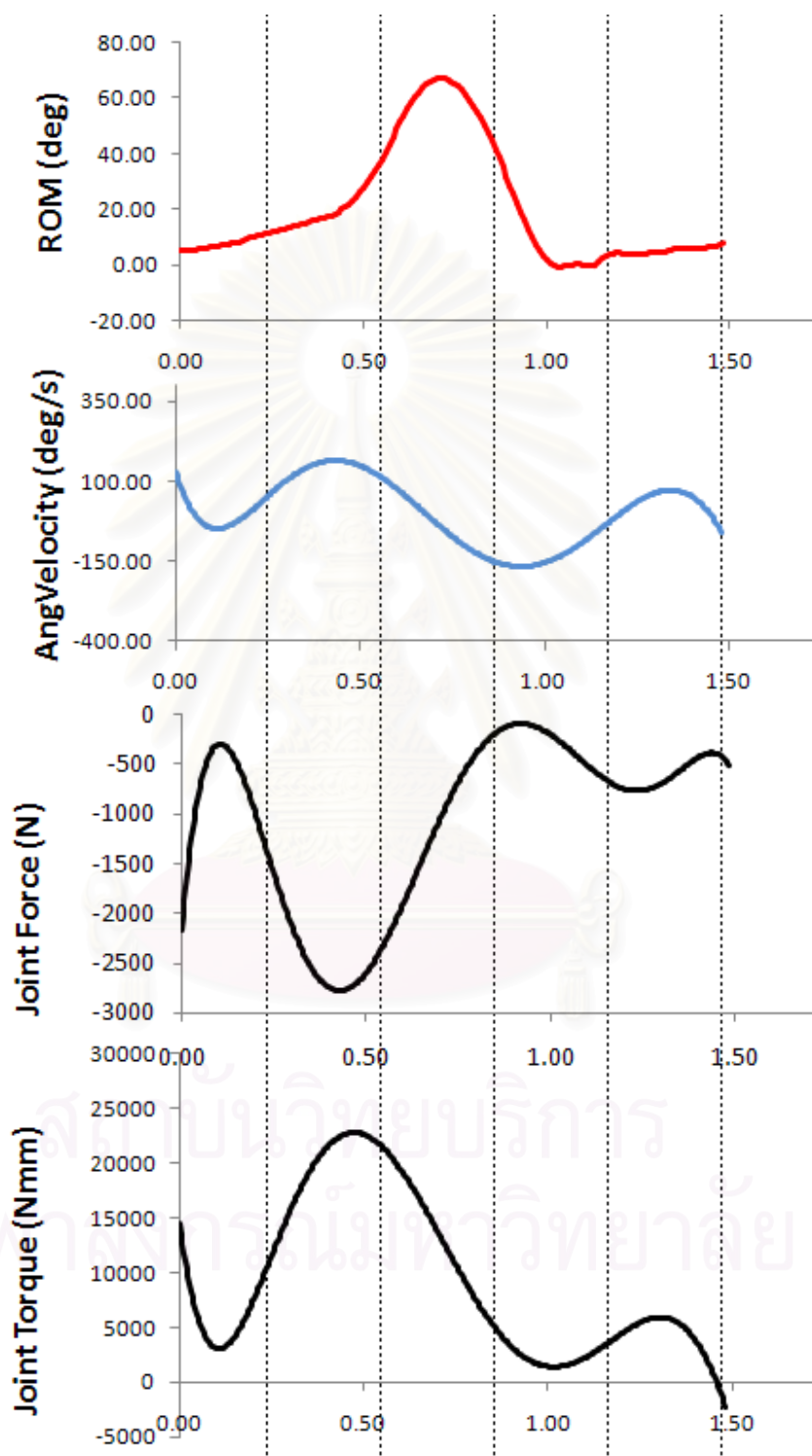
รูปที่ 7.5 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข่าข้างขวาของโมเดลที่ 5



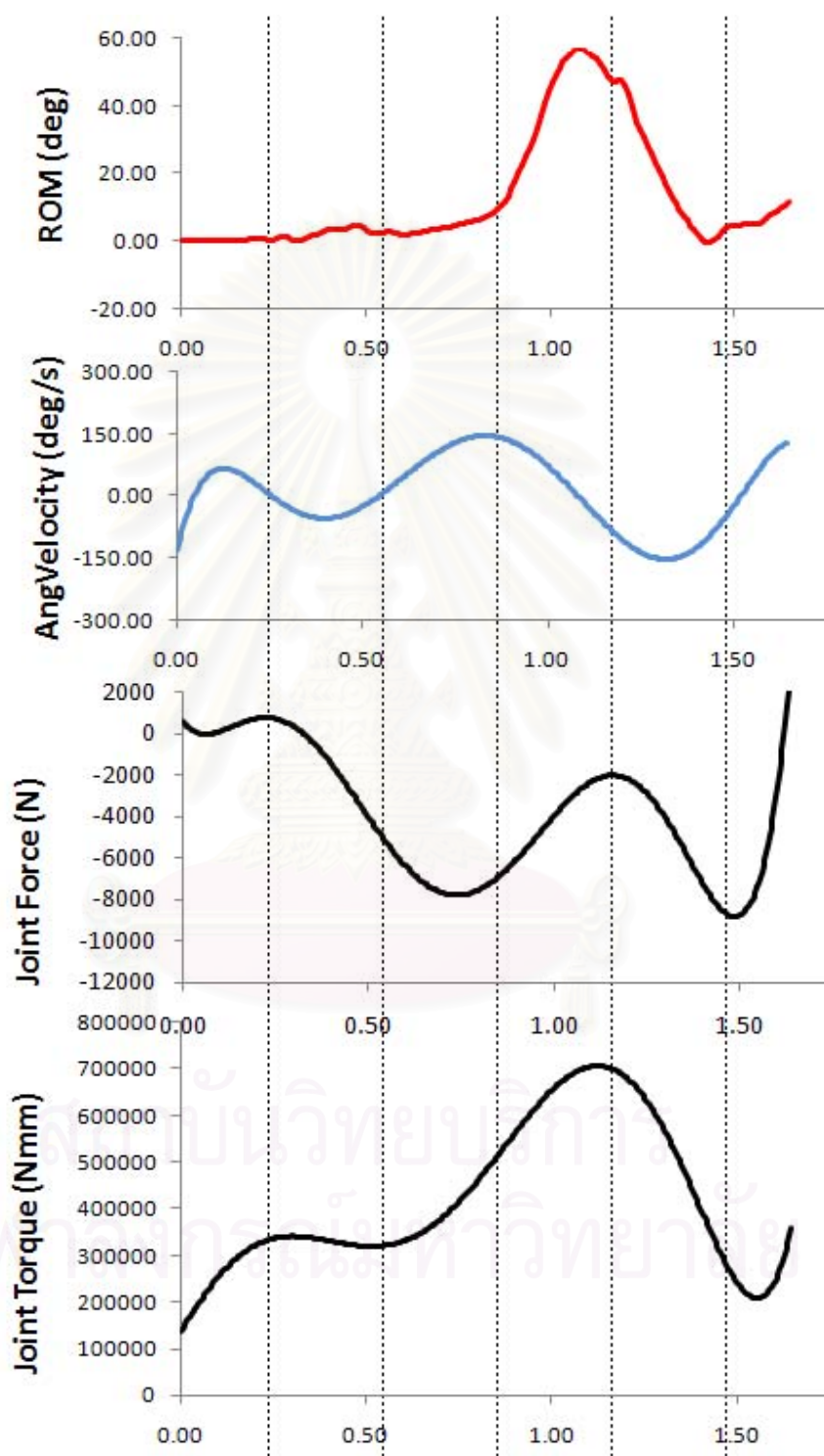
รูปที่ 7.6 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข่าข้างขวาของโมเดลที่ 6



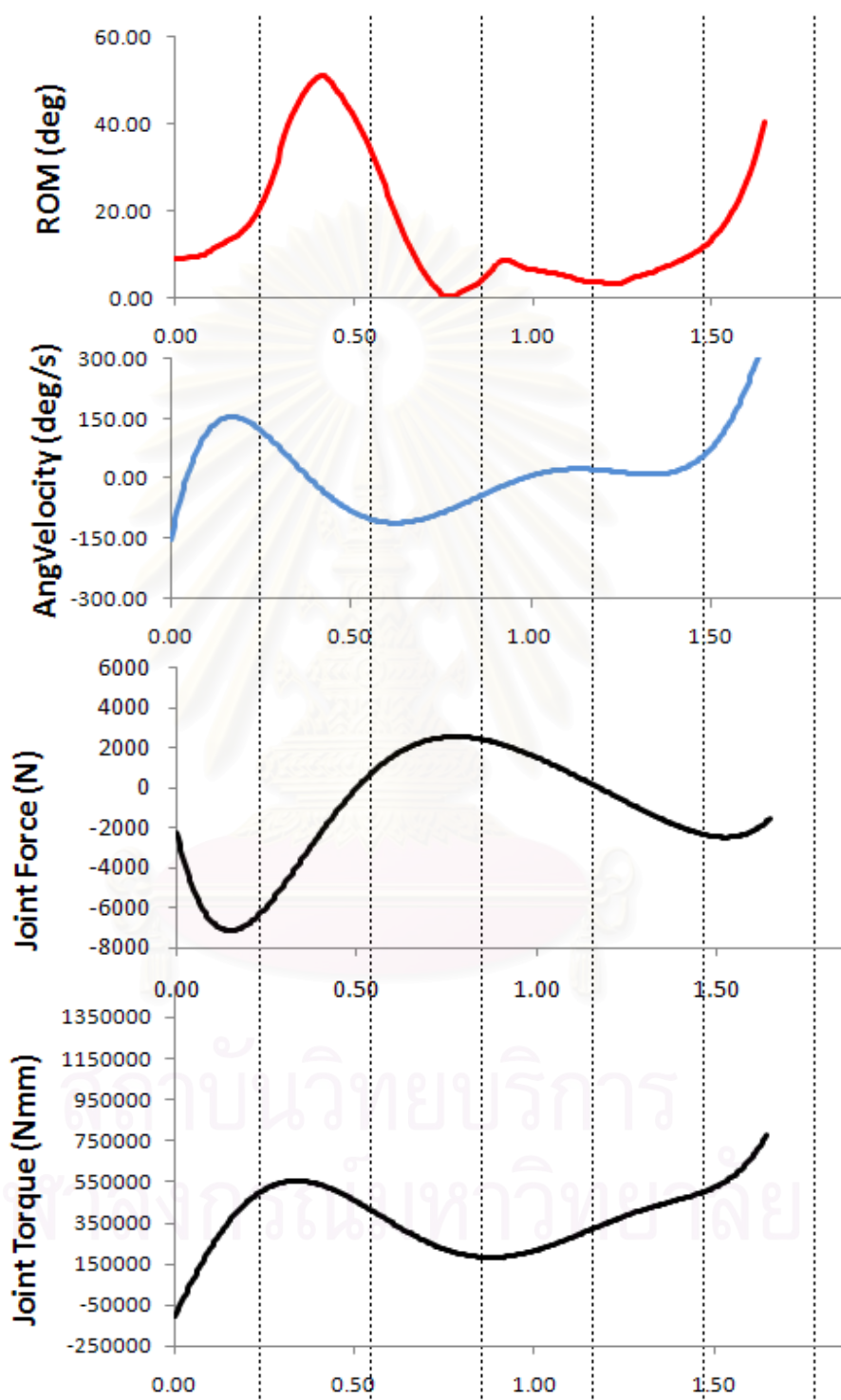
รูปที่ 7.7 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข่าข้างขวาของโมเดลที่ 7



รูปที่ 7.8 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข่าข้างขวาของโมเดลที่ 8



รูปที่ 7.9 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข่าข้างขวาของโมเดลที่ 9



รูปที่ 7.10 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข่าข้างขวาของโมเดลที่ 10