

พลศาสตร์ของข้อต่อของร่างกายท่อนล่างจากการประมวลผลภาพ Joints Dynamic of Human Lower Limb from Image Processing

ชญาน์พันธ์ วิรุฬห์ศรี* ไพรซ์ ตั้งพรประเสริฐ และ ดุสิต ภัทรนิธิคุณ
ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 *อีเมล: juksanee.v@chula.ac.th

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

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 ค่าตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่ได้จากการประมวลผลภาพจะเป็นตัวกำหนดการเคลื่อนไหวของโมเดลเมื่อนำข้อมูลการเคลื่อนไหวและพารามิเตอร์ของร่างกายมาทำการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม Adams-LifeMOD แล้วพบว่าสามารถหาค่าพารามิเตอร์ทางพลศาสตร์ที่ข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพกในขณะเวลาต่าง ๆ เช่น ความเร็ว แรงบิด หรือโมเมนต์ได้ จากงานวิจัยนี้ทำให้ได้ข้อมูลที่เป็นประโยชน์อย่างยิ่งต่อการออกแบบข้อเทียม รวมถึงการพัฒนาศักยภาพในการรักษาสุขภาพบำบัด และวงการวิทยาศาสตร์กีฬาในอนาคต

Abstract

Recently researches about joint dynamics of human movement require the human body motion data. Nevertheless, the commercial motion capture system is too expensive. The purpose of this research is to study and analyze joint dynamics from the motion of human lower limbs by image processing technique. The method for motion captures by video motion tracking with skin markers which convenient and inexpensive is selected. The motion data is collected by using two video cameras and fourteen markers attached to skin for defining position. The acquired video is images from two sides in Sagittal plane. The images were processed by MATLAB to find the marker positions on the body which are the necessary data for simulation in Adams-LifeMOD. Adams-LifeMOD is the commercial 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.

1. บทนำ

ข้อต่อของมนุษย์เป็นส่วนที่สำคัญที่สุดส่วนหนึ่งที่ใช้ในการเคลื่อนไหว ช่วยรับและส่งผ่านน้ำหนักของร่างกายจากท่อนบนลงสู่พื้นในร่างกายของมนุษย์นั้นข้อต่อหลักที่มีผลต่อการเคลื่อนไหวในชีวิตประจำวัน เช่น การเดิน การลุก-นั่ง คือข้อต่อของร่างกายท่อนล่าง

ซึ่งประกอบด้วย ข้อเท้า ข้อเข่า และ ข้อสะโพก ข้อต่อของมนุษย์ทุกคน มีหน้าที่และกลไกการทำงานเหมือนกัน แต่จะแตกต่างกันที่ขนาดของกระดูกแต่ละชิ้น ค่ามุมการงอขณะที่เคลื่อนไหว และค่าแรงกระทำในแต่ละกิจกรรม ซึ่งค่าต่าง ๆ เหล่านี้จะขึ้นอยู่กับลักษณะการเคลื่อนไหว ส่วนสูง และน้ำหนักตัวของแต่ละคน [1]

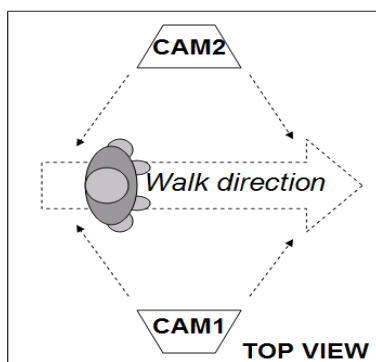
ในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของข้อต่อของร่างกายมนุษย์ จำเป็นต้องใช้ข้อมูลการเคลื่อนไหวในขณะที่ร่างกายกำลังทำกิจกรรมที่เวลาต่าง ๆ ระบบการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวที่มีขายในเชิงการค้ามีราคาที่สูงมาก วิธีหนึ่งที่จะทำให้สามารถเก็บข้อมูลได้สะดวกและมีราคาไม่แพง คือ การใช้กล้องวิดีโอบันทึกการเคลื่อนไหวของร่างกายจำนวน 2 ตัว โดยใช้เทคนิคการประมวลผลภาพเข้าช่วย ซึ่งเป็นวิธีที่จะทำให้ได้ข้อมูลการเคลื่อนไหวที่เป็นธรรมชาติตามการเคลื่อนไหวจริง

เมื่อนำภาพที่บันทึกได้ไปทำการประมวลผลภาพจะได้ข้อมูลตำแหน่งการเคลื่อนไหวที่เวลาต่าง ๆ ที่จำเป็นต่อการนำไปจำลองการเคลื่อนไหวด้วยโปรแกรม Adams-LifeMOD [2] ซึ่งเป็นโปรแกรมที่ใช้สำหรับวิเคราะห์ระบบทางกลศาสตร์ของร่างกายมนุษย์ ช่วยในการคำนวณหาพลศาสตร์ของข้อต่อภายในร่างกายได้ โปรแกรมนี้มีแบบจำลองของร่างกายมนุษย์ ข้อมูลกระดูกและกล้ามเนื้อต่าง ๆ อยู่แล้ว สามารถปรับแต่งพารามิเตอร์ต่าง ๆ อาทิเช่น น้ำหนักและส่วนสูงได้ จึงมีความสะดวกต่อการทำวิจัยในครั้งนี้

จากงานวิจัยนี้ทำให้ได้ข้อมูลที่จำเป็นและเป็นประโยชน์อย่างยิ่งต่อการออกแบบข้อเทียม รวมถึงการพัฒนาศักยภาพในการรักษาพยาบาลบำบัด และวงการวิทยาศาสตร์กีฬาในอนาคตได้

2. การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหว

ข้อมูลการเคลื่อนไหวในงานวิจัยนี้ เป็นข้อมูลของอาสาสมัครหญิงอายุ 20 ปี มีน้ำหนัก 50 กิโลกรัม สูง 155 เซนติเมตร มาทำการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหว โดยใช้กล้องวิดีโอในการบันทึกการเคลื่อนไหวจำนวน 2 ตัว บันทึกด้วยความละเอียด 1 ล้านพิกเซล ความถี่ 25 ภาพต่อวินาที กำหนดให้อาสาสมัครเดินผ่านระหว่างกล้องทั้งสองตัวตามแนวเส้นที่กำกับไว้ แล้วบันทึกภาพข้อมูลการเคลื่อนไหวใน 2 มิติ ตามแนวการเดิน (Sagittal Plane) ดังรูปที่ 1 บันทึกการเดินต่อเนื่องกัน 1 รอบของการเดิน คือตั้งแต่เริ่มก้าวเท้าเดินไปจนถึงเริ่มก้าวเท้าข้างเดียวกันนั้นอีกครั้งหนึ่ง โดยจัดวางกล้องให้มองเห็นบริเวณตั้งแต่สะโพกลงไปจนถึงพื้น มาร์กเกอร์ที่ใช้สำหรับอ้างอิงตำแหน่งมีขนาด



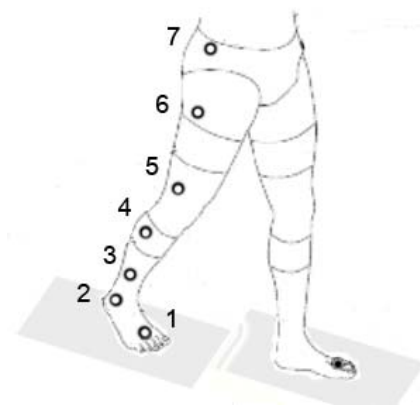
รูปที่ 1 แสดงแผนผังการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวด้วยกล้องวิดีโอ 2 ตัว

เส้นผ่านศูนย์กลาง 3 เซนติเมตร ติดไว้ที่ตำแหน่งต่าง ๆ ของร่างกายทั้งซ้ายและขวารวม 14 ตำแหน่ง ดังรูปที่ 2 เพื่อให้สามารถบอกตำแหน่งการเคลื่อนไหวของร่างกายท่อนล่างได้ครบ

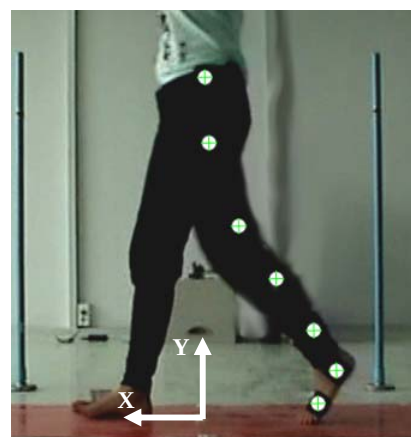
3. การประมวลผลภาพเพื่อหาตำแหน่งการเคลื่อนไหว

เมื่อบันทึกการเคลื่อนไหวได้ครบแล้ว จึงนำภาพการเคลื่อนไหวมาประมวลผลภาพโดยใช้โปรแกรม MATLAB [3] ซึ่งมีชุดคำสั่งเสริมสำหรับช่วยในการช่วยในการประมวลผลภาพ สามารถแปลงภาพเป็นข้อมูลเชิงตัวเลขในรูปแบบของเมทริกซ์ตามระดับความเข้มของแสงได้ มีขั้นตอนในการประมวลผลภาพมีดังนี้

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



รูปที่ 2 แสดงแผนผังตำแหน่งที่ติดมาร์กเกอร์ที่ร่างกายฝั่งขวา จำนวน 7 ตำแหน่ง



รูปที่ 3 แสดงตำแหน่งจุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์

3. จัดเรียงลำดับมาร์กเกอร์ ตามตำแหน่งที่มาร์กเกอร์นั้นติดอยู่ เพื่อใช้ในการระบุตำแหน่ง

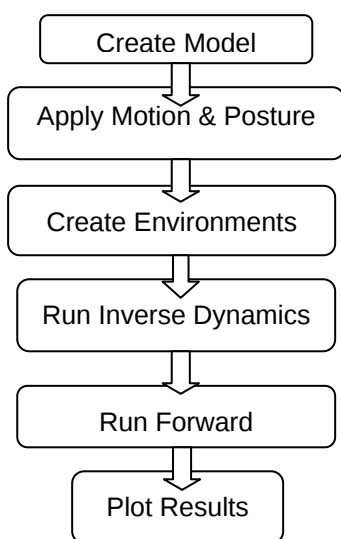
4. นำข้อมูลตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่ช่วงเวลาเดียวกันจากกล้อง ตัวที่สองมารวมกับข้อมูลชุดแรกและปรับให้ไ้ระยะความยาวจริง จะได้ ข้อมูลการเคลื่อนไหว ดังแสดงตัวอย่างของข้อมูลในตารางที่ 1

4. การจำลองการเคลื่อนไหวของร่างกาย

โปรแกรมที่ใช้ในการจำลองเคลื่อนไหวของร่างกาย คือโปรแกรม ADAMS-LifeMOD ประกอบด้วย ส่วนของ ADAMS ที่ใช้ในการจำลอง และการคำนวณระบบทางกลศาสตร์ และ LifeMOD ซึ่งเป็นส่วนเสริมของ ADAMS ที่มีข้อมูลโมเดลของกระดูก กล้ามเนื้อและข้อต่อ ตลอดจนคุณสมบัติต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับมนุษย์ การจำลองการเคลื่อนไหวนั้น เริ่มจากการสร้างโมเดลกระดูก กล้ามเนื้อและข้อต่อของร่างกายก่อนแล้ว สร้าง กำหนดคุณสมบัติของผิวสัมผัสระหว่างเท้ากับพื้นและท่าทาง เริ่มต้นในการวิเคราะห์ นำข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ได้จากการประมวลผล ภาพใส่ให้กับโมเดล การจำลองการเคลื่อนไหวและวิเคราะห์หา พหุศาสตร์ของข้อต่อ และขั้นตอนสุดท้ายคือการแสดงผลการวิเคราะห์ ตามลำดับ ดังรูปที่ 4 โดยจะกล่าวถึงรายละเอียดในแต่ละขั้นตอนดัง หัวข้อย่อยต่อไปนี้

ตารางที่ 1 แสดงตัวอย่างข้อมูลการเคลื่อนไหวในช่วงเวลาต่าง ๆ

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

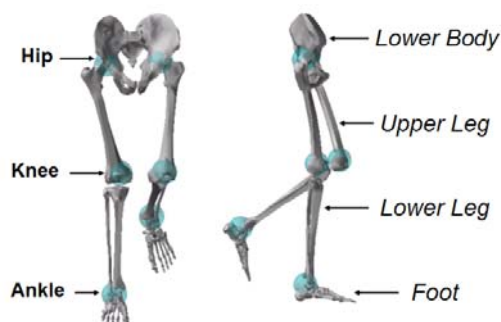


รูปที่ 4 แผนภูมิแสดงลำดับและขั้นตอนการจำลองโมเดล

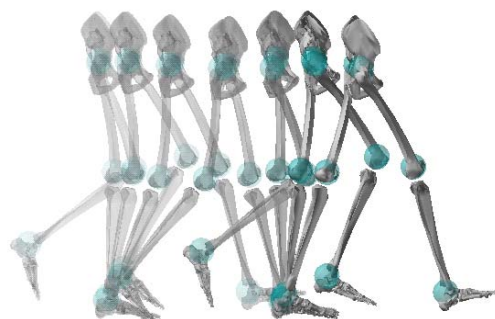
4.1 สร้างโมเดลกระดูก สร้างโมเดลกระดูกส่วนต่าง ๆ ได้แก่กระดูก สะโพก ต้นขา หน้าแข้ง และเท้า จากฐานข้อมูลของ LifeMOD (anthropometric database) ดังแสดงในรูปที่ 5 สำหรับโมเดลที่สร้างขึ้น นี้สามารถปรับขนาดความยาวและเส้นผ่านศูนย์กลางของกระดูกให้มี ขนาดใกล้เคียงกับขนาดกระดูกจริงของอาสาสมัครได้โดยปรับที่ความ ยาวของกระดูกแต่ละท่อน สร้างข้อต่อระหว่างกระดูก 2 ท่อนที่มีการ สัมผัสกัน คือ กระดูกสะโพกและกระดูกต้นขา (ข้อสะโพก) กระดูกต้น ขาและกระดูกหน้าแข้ง (ข้อเข่า) กระดูกหน้าแข้งและกระดูกเท้า (ข้อ เท้า) ดังรูปที่ 5 กำหนดให้ข้อต่อทั้ง 3 เคลื่อนที่สัมพันธ์กันแบบหมุนได้ รอบ 3 แกน (ball-socket joint) และกำหนดค่า stiffness ให้กับข้อต่อ

4.2 กำหนดการเคลื่อนไหวให้กับโมเดล นำข้อมูลการเคลื่อนไหวของ กระดูกที่ได้จากการประมวลผลภาพ มาสร้างเส้นโค้งใน 2 มิติ ที่กำหนด เส้นทางการเคลื่อนที่ของกระดูกแต่ละท่อน จากตารางที่ 1 โดยกำหนด จุดเริ่มต้น (origin) ไว้ที่กึ่งกลางของกระดูกสะโพก และกำหนดท่าทาง เริ่มต้นให้เหมือนกับภาพแรกที่ได้เก็บข้อมูลไว้ สามารถจำลองหาการ เคลื่อนไหวของโมเดลได้ ดังรูปที่ 6

4.3 สร้างกล้ามเนื้อและกำหนดหน้าสัมผัสของโมเดล กำหนดให้ กล้ามเนื้อแต่ละส่วนออกแรงดึงแปรผันตรงกับระยะยืด โดยใช้ข้อมูล ขนาดของแรงสูงสุดที่รับได้ของกล้ามเนื้อจากฐานข้อมูลของ LifeMOD ที่ได้มาจากการวิจัย [4] และกำหนดหน้าสัมผัสระหว่างเท้ากับพื้นซึ่งจะ ทำให้ทราบแรงที่เกิดขึ้นในระหว่างการเคลื่อนไหว



รูปที่ 5 แสดงโมเดลกระดูกและข้อต่อที่สร้างขึ้น



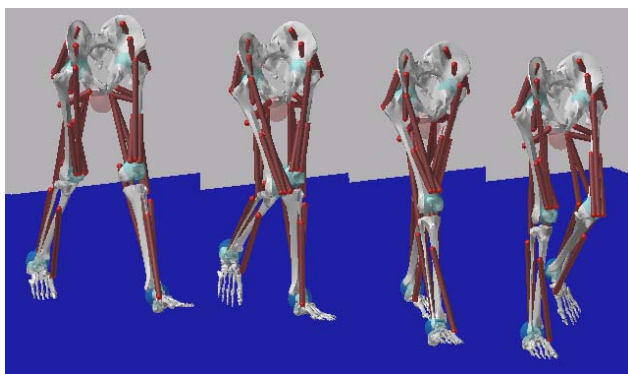
รูปที่ 6 แสดงการเคลื่อนไหวของโมเดล

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

5. ผลที่ได้จากการหาพลศาสตร์ของข้อต่อ และอภิปรายผล

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

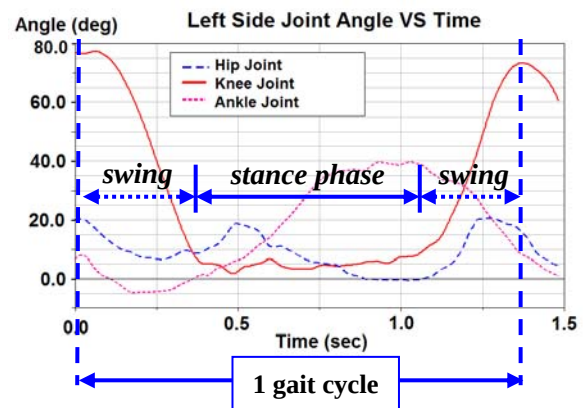
ผลการจำลองการเคลื่อนไหวที่ได้คือ เริ่มนับเวลาที่โมเดลใช้ในการเดินจากวินาทีที่ 0 ไปสิ้นสุดที่วินาทีที่ 1.32 แสดงว่าโมเดลนี้ใช้เวลาในการเดิน 1 รอบ (gait cycle) เป็น 1.32 วินาที ซึ่งมีค่าอยู่ในช่วงระยะเวลาของการเดิน 1 รอบของคนโดยเฉลี่ย คือ ประมาณ 1.0 - 1.4 วินาที วิเคราะห์การเดินโดยแบ่งออกเป็น 2 ช่วง คือ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



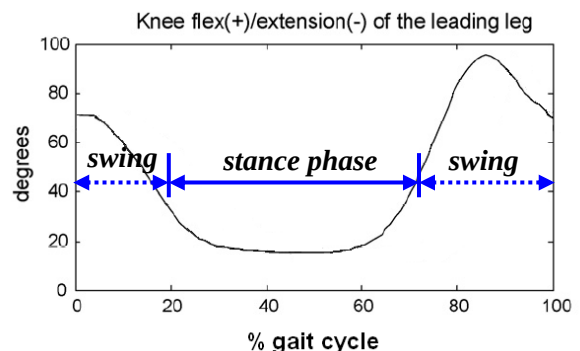
รูปที่ 7 โมเดลที่จำลองขึ้นใน 4 ช่วงเวลา

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

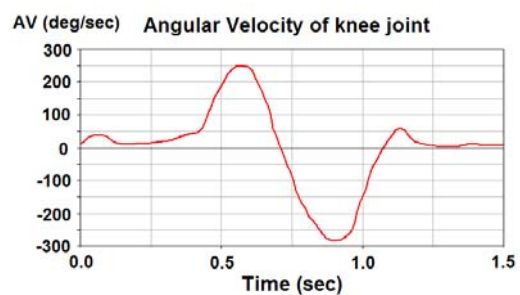
จากรูปที่ 10 อัตราเร็วเชิงมุมของข้อเท้าข้างขวาในขณะเดินของโมเดลมีค่าสูงสุดเป็น 300 องศาต่อวินาที ทั้งช่วงการงอและช่วงการยืดขา โมเดลนี้มีอัตราเร็วสูงสุดในการแกว่งขาขณะเดินใกล้เคียงและอยู่ในช่วงที่ Diane L ทำการวิเคราะห์ไว้คือ 190 – 420 องศาต่อวินาที [7]



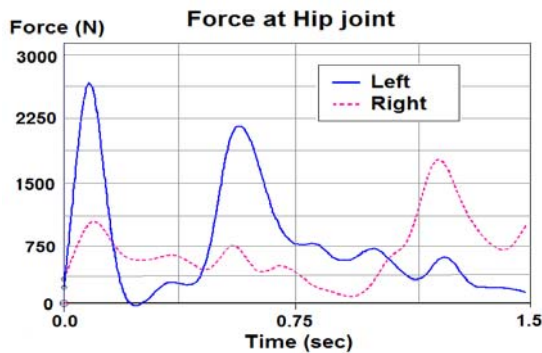
รูปที่ 8 แสดงมุมของข้อต่อของขาข้างซ้าย



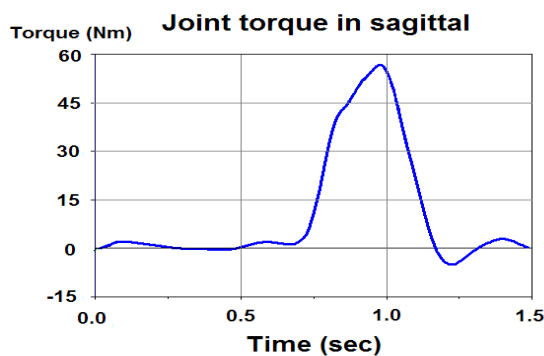
รูปที่ 9 แสดงมุมของข้อเข่าจากงานวิจัยของ Bih-Jen Hsu



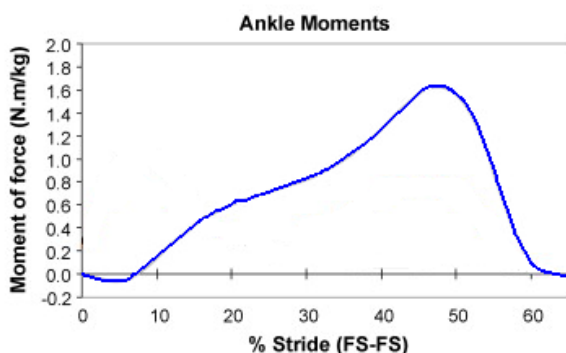
รูปที่ 10 แสดงค่าอัตราเร็วเชิงมุมของข้อเข่าข้างขวา



รูปที่ 11 แสดงการเปรียบเทียบแรงในข้อสะโพกข้างซ้ายและขวา



รูปที่ 12 แสดงค่าแรงบิดที่ข้อเท้าซ้ายของโมเดล



รูปที่ 13 แสดงค่าแรงบิดที่ข้อเท้าจากงานวิจัยของ Francois

จากรูปที่ 11 แรงที่กระทำกับข้อสะโพกมีค่าสูงสุดที่ 2,500 นิวตัน เกิดขึ้นในช่วงแรกที่เท้าซ้ายลอยจากพื้น และในการเดินของโมเดลนี้ได้ ทิ้งน้ำหนักกดลงพื้นในช่วงที่ฝ่าเท้าสัมผัสพื้นคล้ายการกระแทกจนเกิด แรงกระทำกับข้อสะโพกประมาณ 4 เท่าของน้ำหนักตัว จากนั้นแรง กระทำที่ข้อต่อจะลดลงจนมีค่าน้อยที่สุดเมื่อเข้าสู่ช่วงที่เริ่มยกขาขึ้นเพื่อ ก้าวขาเดินต่อไป โดยแรงในข้อสะโพกทั้งฝั่งซ้ายและขวาได้กราฟ ลักษณะใกล้เคียงกัน

ในช่วงที่เท้าลอยจากพื้น ข้อต่อจะไม่ต้องรับแรงกดอันเนื่องมาจาก น้ำหนักตัว แต่จะเกิดแรงอันเนื่องมาจากกล้ามเนื้อเพื่อควบคุมการ เคลื่อนไหวของขาให้ก้าวไปทางด้านหน้า ในขณะที่เดียวกันข้อต่อของเท้า ที่อยู่บนพื้นจะต้องรับแรงอันเนื่องมาจากน้ำหนักตัว และในช่วงแรกของ ช่วงนั้นจะมีแรงกระแทกบางส่วนซึ่งขึ้นอยู่กับลักษณะการเดินของแต่ละ

คนด้วย หลังจากนั้นจะเป็นช่วงที่กล้ามเนื้อออกแรงเพื่อให้ร่างกาย ทั้งหมดเคลื่อนที่ไปข้างหน้า

จากรูปที่ 12 แรงบิดที่ข้อเท้าซ้ายของโมเดลมีค่าสูงสุดที่ช่วงวินาที ที่ 1.0 ซึ่งเป็นช่วงที่เท้าซ้ายของโมเดลอยู่บนพื้นและเท้าขวากำลังจะ แตะถึงพื้น มีค่าแรงบิดเป็น 1.2 Nm/kg และมีค่ามากที่สุดเมื่อเทียบกับ ข้อต่อส่วนอื่นเนื่องจากข้อเท้าเป็นข้อต่อมีตำแหน่งอยู่ไกลจากลำตัวมากที่สุด และค่าแรงบิดนี้ใกล้เคียงกับค่าแรงบิดสูงสุดจากงานวิจัยของ Francois [8] แต่มีเส้นกราฟที่แตกต่างกันอันเนื่องมาจากลักษณะการ เดินของแต่ละคนที่แตกต่างกัน ดังรูปที่ 13

อย่างไรก็ตาม การวิจัยครั้งนี้เป็นการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของข้อ ต่อเพียงร่างกายท่อนล่าง เนื่องจากข้อจำกัดของพื้นที่การเก็บข้อมูลของ กล้องวิดีโอและเป็นการเก็บข้อมูลการเดินเพียงแบบเดียว ในอนาคต หากสามารถรวบรวมข้อมูลการเคลื่อนไหวของในกิจกรรมต่าง ๆ ได้มาก ขึ้นจะได้ผลการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ไหวของข้อต่อที่มากขึ้นด้วย อย่างไรก็ตามความถูกต้องของผลการวิเคราะห์นั้นขึ้นอยู่กับความ ใกล้เคียงกันระหว่างโมเดลที่สร้างขึ้นกับคนจริงเป็นสำคัญ กล่าวคือ ยัง สามารถจำลองโมเดลให้ใกล้เคียงกับความเป็นจริงมากเท่าไรก็จะได้ ผลลัพธ์ที่ถูกต้องและมั่นใจได้มากขึ้นเท่านั้น สำหรับข้อมูลที่ได้จาก บทความนี้สามารถนำไปเป็นส่วนหนึ่งในการพัฒนาและใช้ในการ ออกแบบข้อต่อเทียมในอนาคตได้

ในการพัฒนางานวิจัยในอนาคตจะทำการเก็บข้อมูลการเคลื่อนที่ ใน 3 มิติ เพื่อให้ได้ผลการเคลื่อนที่ที่มีความถูกต้องมากที่สุด และสามารถทำการจำลองการเคลื่อนไหวด้วยโมเดลในส่วนของร่างกายท่อน บนเพิ่มเติมเพื่อหาพลศาสตร์ของข้อต่อของร่างกายท่อนบนได้ในลำดับ ต่อไป

6. สรุป

งานวิจัยนี้สามารถหาพลศาสตร์ของข้อต่อของร่างกายท่อนล่าง ของมนุษย์ได้แก่ ข้อสะโพก ข้อเท้า และข้อเข่าจากการใช้เทคนิคการ ประมวลผลภาพได้ และเมื่อนำข้อมูลไปจำลองการเคลื่อนไหวและ วิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อต่อด้วยโปรแกรม Adams-LifeMOD สามารถ หาข้อมูลทางด้านพลศาสตร์ของข้อต่อที่ถูกต้องได้ ซึ่งสามารถนำผลที่ได้ นี้ไปใช้เป็นข้อมูลสำหรับการออกแบบข้อเทียมได้ต่อไปในอนาคต

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคุณกองทุนรัชดาภิเษกสมโภช จุฬาลงกรณ์ มหาวิทยาลัย ที่สนับสนุนเงินวิจัยในการซื้อโปรแกรม Adams-LifeMOD มาช่วยในงานวิจัยนี้

เอกสารอ้างอิง

- [1] Margareta Nordin., Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. 3rd Edition. United States of America. Lippincott Williams & Wilkins Company. 2001.
- [2] LifeMOD™, Biomechanics Research Group, Inc. "Software Features," July 2007, <http://www.lifemodeler.com>.

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