

การวิเคราะห์และจำลองการทำงานไดนามิกส์ของข้อเข่ามนุษย์ Dynamics Analysis and Simulation of Human Knee Joint

ชญานันท์ วิรุฬห์ศรี^{1*}, ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ² และ ดุสิต ภัทรนิธิคุณ³
^{1,2,3}ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
เขตปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330 *อีเมล: juksanee.v@chula.ac.th

Chanyaphan Virulsri^{1*}, Pairat Tangpornprasert², and Dusit Phattaranithikhun³
^{1,2,3}Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University,
Pathumwan, Bangkok 10330, *E-mail: juksanee.v@chula.ac.th

บทคัดย่อ

ในปัจจุบันประเทศไทยมีมูลค่าของการนำเข้าข้อเข่าเทียมเป็นราคาที่สูงมาก โดยข้อเข่าเป็นข้อต่อส่วนหนึ่งของร่างกายที่มีความซับซ้อน และมีกลไกการเคลื่อนไหวที่ซับซ้อนมากที่สุด ซึ่งคณะผู้วิจัยมีเป้าหมายที่จะออกแบบข้อเข่าเทียมเป็นของตนเอง และการที่จะออกแบบข้อเข่าเทียมให้ได้นั้น จะต้องอาศัยข้อมูล ความรู้ และความเข้าใจถึงกลไกการเคลื่อนไหวของข้อเข่าปกติอย่างลึกซึ้ง ดังนั้นงานวิจัยจึงเน้นเป็นการศึกษาเกี่ยวกับการเคลื่อนไหว และวิเคราะห์แรงที่กระทำกับข้อเข่าและเส้นเอ็นซึ่งเป็นส่วนประกอบสำคัญของข้อเข่า อันเนื่องมาจากการเคลื่อนไหวในกิจกรรมต่างๆ ในชีวิตประจำวัน เช่น การเดิน การลุก การนั่ง เป็นต้น โดยทำการจำลองการเคลื่อนไหว และคำนวณไดนามิกส์ด้วยโปรแกรม Adams-LifeMOD [1] เพื่อศึกษาพารามิเตอร์ต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับไดนามิกส์ของข้อเข่า เมื่อได้ทำการวิเคราะห์และจำลองการทำงานที่ของข้อเข่าแล้วผู้วิจัยสามารถหาค่าไดนามิกส์พารามิเตอร์ได้แก่ ช่วงของการเคลื่อนที่ ความเร็วเชิงมุม ความเร่งเชิงมุมและแรงที่เกิดขึ้นภายในข้อเข่า ณ เวลาต่างๆ ในขณะทำกิจกรรมประจำวันที่จะเอื้อต่ออย่างเพียงพอ เพื่อนำมาใช้เป็นข้อมูลสำหรับการออกแบบข้อเข่าเทียมเมื่อได้ทำการใส่ข้อเข่าเทียมเข้าไปแล้ว มีรูปแบบการเคลื่อนไหวใกล้เคียงกับการเคลื่อนไหวปกติในกิจกรรมประจำวันได้ต่อไปในอนาคต

Abstract

The knee joint is the largest and most complex joint in the human body. Every year, Thailand must import a large number of artificial knee joints. The import values of these medical parts are very high costs. The main aim of our research team is to design own artificial knee joint. The dynamics analyses of knee joint are needed for the design. Thus, this paper is to study motion and force acting on the human knee joint and its components (such as ligament, patella, etc.) from movement of life activities such as walking, running, sitting etc.

The simulations of motion were developed by using Adams-LifeMOD program to analyze the dynamics parameters such as velocity, acceleration and force. These parameters can be used for design of the artificial knee joint in the future.

1. บทนำ

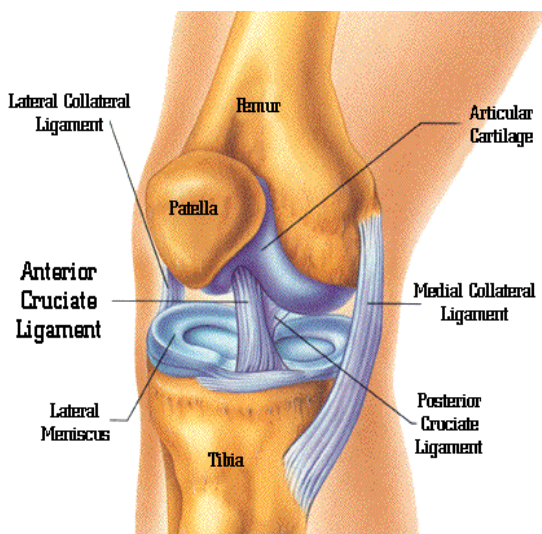
ปัจจุบันมีผู้ป่วยโดยเฉพาะผู้สูงอายุที่เป็นโรคเกี่ยวกับข้อเข่าเสื่อมมีจำนวนมากขึ้นทั้งคนไทยและคนต่างชาติทั่วโลก จากข้อมูลของ The Nation Center for Health Statistics ในอเมริกาปี ค.ศ. 2001 พบว่ามีจำนวนของผู้ป่วยที่ต้องทำการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่ามากถึง 326,000 คน [2] ซึ่งการศึกษาวิจัยด้านกลไกการเคลื่อนไหวของข้อเข่าเป็นส่วนสำคัญที่จะใช้ในการออกแบบข้อเข่าเทียมเพื่อนำไปรักษาผู้ป่วยข้างต้น โดยงานวิจัยนี้เป็นการศึกษากายวิภาคของข้อเข่า กลไกของการเคลื่อนไหว และหน้าที่ของส่วนประกอบต่างๆของข้อเข่า แล้วนำโมเดลที่มีอยู่ในฐานข้อมูลของโปรแกรม Adams-LifeMOD[1] ซึ่งโปรแกรมนี้ได้มีการพัฒนาโดยกลุ่มนักวิทยาศาสตร์และนักวิจัยทางด้านชีวกลศาสตร์ เป็นเวลากว่า 20 ปี มีหลายสถาบันและบริษัทนำโปรแกรม Adams-LifeMOD ไปช่วยในการวิจัยและพัฒนา เช่น บริษัท Johnson & Johnson Professional Knee Division, California Institute to Technology's Jet Propulsion Laboratory (JPL) in Pasadena, Zimmer Inc., Biomet Inc. โดยสามารถนำไปใช้ช่วยในการรักษาทางด้านศัลยกรรมกระดูก การศึกษาทางด้านชีวกลศาสตร์ ด้านวิทยาศาสตร์การกีฬา การออกแบบอุปกรณ์อำนวยความสะดวก การวิเคราะห์การบาดเจ็บจากอุบัติเหตุ เป็นต้น มาสร้างให้ละเอียดและใกล้เคียงกับข้อเข่าจริงตามที่ผู้วิจัยที่ได้ทำการศึกษา มา โดยผู้วิจัยได้สร้างเส้นเอ็นภายในข้อเข่าขึ้น ซึ่งเป็นส่วนสำคัญที่จะทำให้ผลการจำลองและวิเคราะห์การเคลื่อนที่ใกล้เคียงกับความเป็นจริงมากยิ่งขึ้น เมื่อสร้างโมเดลเสร็จแล้วนำเส้นทางการเคลื่อนที่คือการเดิน การลุก การนั่ง ที่ได้จากVicon [3] ไปทำการจำลองการเคลื่อนที่และวิเคราะห์ไดนามิกส์ของข้อเข่า โดยในงานวิจัยนี้ได้จำลองและวิเคราะห์ไดนามิกส์ของข้อเข่ามนุษย์ได้แก่ตำแหน่งที่เคลื่อนที่ได้ ความเร็ว ความเร่ง และแรงในกิจกรรมต่างๆในชีวิตประจำวันซึ่งในที่นี้ได้แก่การเดิน การลุก

และการนั่ง แล้วแสดงผลในรูปของกราฟความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ข้างต้นเทียบกับเวลาที่เปลี่ยนแปลงไป

2. กายวิภาค(Anatomy)ของข้อเข่า

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

การเคลื่อนที่สัมพันธ์กันระหว่างกระดูกมี 2 ส่วน ส่วนแรกคือกระดูกต้นขาสัมพันธ์กับกระดูกอ่อนที่อยู่บนกระดูกหน้าแข้ง และส่วนที่สองคือกระดูกต้นขาสัมพันธ์กับกระดูกลูกสะบ้า การเคลื่อนไหวหลักของข้อเข่าคือ การยืดและงอในแนว Sagittal Plane ในลักษณะบานพับ และยังมี การหมุนเข้าด้านในของกระดูกหน้าแข้งใน Transverse Plane ระหว่างการงอเล็กน้อย มีการเลื่อนไถลของกระดูกต้นขาบนกระดูกหน้าแข้งระหว่างการงอเล็กน้อยเช่นกัน ส่วนที่บริเวณปลายล่างของกระดูกต้นขาเรียกว่าคอนไดล์ (Condyle) มีลักษณะเป็นส่วนโค้งงอ 2 ส่วน มีร่องตรงกลางเป็นแนวให้กระดูกลูกสะบ้าเคลื่อนที่ไปมาบริเวณด้านหน้าระหว่างร่องนี้ กระดูกลูกสะบ้ามีหน้าที่คล้ายจุดหมุนในการเพิ่มแรงดึงจาก Patella Tendon ให้มากขึ้น เส้นเอ็น MCLอยู่ด้านในของข้อเข่า ส่วน LCL อยู่ด้านนอกของข้อเข่า ซึ่งเส้นเอ็นสองเส้นข้างต้นมีหน้าที่ในการยึดกระดูกทั้งสองไม่ให้บิดออกทางด้านข้างในแนว Frontal Plane ส่วน ACL และ PCL จะไขว้กันอยู่ตรงกลางป้องกันไม่ให้กระดูกหน้าแข้งเคลื่อนหลุดไปนอกข้อเข่าทางด้านหน้าและหลังตามลำดับ [4,5]

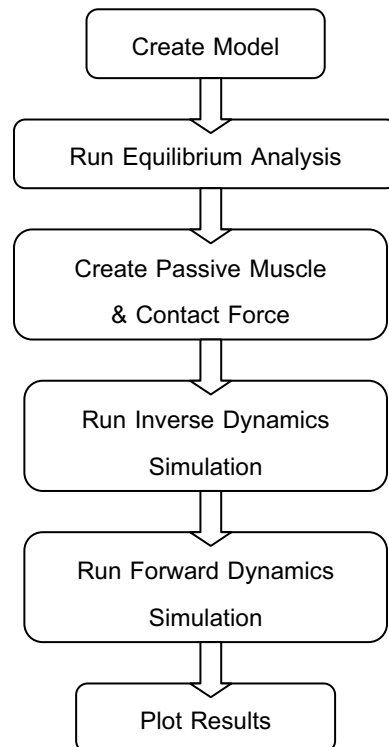


รูปที่ 1 แสดงการวางตัวของกระดูกและเส้นเอ็นในข้อเข่า

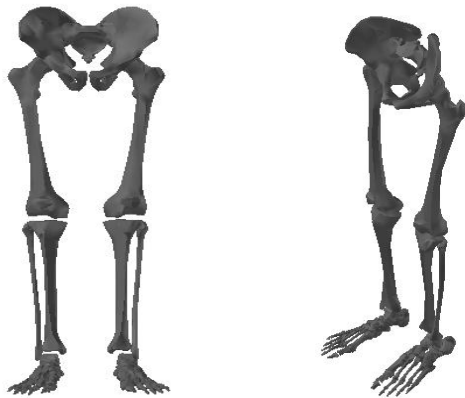
3. ขั้นตอนการจำลองโมเดล

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

3.1 ขั้นตอนสร้างโมเดล โดยเริ่มจากการนำโมเดลร่างกายก่อนล่างของคนมาจากฐานข้อมูลของ Adams-LifeMOD (anthropometric database) ซึ่งประกอบไปด้วย กระดูกเชิงกราน กระดูกต้นขา กระดูกหน้าแข้ง กระดูกเท้า สร้างข้อต่อที่สะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า ซึ่งโมเดลนี้เป็นการลดรูปร่างก่อนบนลงไปอยู่ในส่วนของกระดูกเชิงกราน โดยเพิ่มมวลเข้าไปในส่วนกระดูกเชิงกราน ดังแสดงในรูปที่ 3 สำหรับโมเดลที่ทำการจำลองนี้เป็นชายอายุ 36 ปีหนัก 60 กิโลกรัม สูง 170 เซนติเมตร จากนั้นเป็นการสร้างข้อต่อที่โมเดล โดยกำหนดข้อต่อที่ข้อเข่าให้เป็นลักษณะข้อต่อที่หมุนได้ทุกทิศทางที่ไม่มีการเคลื่อนตำแหน่งออกจากกัน โดยสามารถระบุค่าคุณสมบัติของข้อต่อได้ 2 ค่าคือค่า Joint stiffness และ Joint Damping



รูปที่ 2 แผนภูมิแสดงลำดับและขั้นตอนการจำลองโมเดล



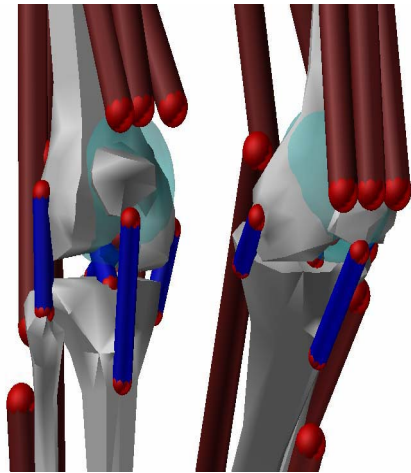
รูปที่ 3 โมเดลร่างกายก่อนล่าง

ตารางที่ 1 แสดงตัวอย่างของเส้นทางการเคลื่อนที่ของกระดูกเชิงกราน
ตั้งแต่เวลาที่ 0 ถึง 0.2 วินาที

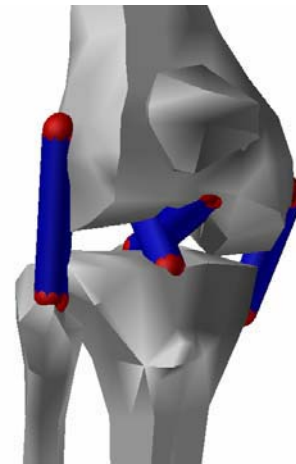
MOTION_DATA			
Time(sec.)	X(mm.)	Y(mm.)	Z(mm.)
0.000	-943.54	964.76	77.04
0.017	-932.76	966.51	83.50
0.033	-922.17	968.31	90.15
0.050	-912.18	969.76	95.69
0.067	-901.18	970.88	101.36
0.083	-890.86	971.80	107.01
0.100	-880.13	972.40	112.76
0.117	-869.88	973.21	116.93
0.133	-858.55	972.96	122.34
0.150	-847.22	972.78	127.31
0.167	-837.17	972.80	131.44
0.183	-825.90	972.03	135.56
0.200	-814.79	971.27	140.39

ระบุเส้นทางการเคลื่อนที่ของกระดูกแต่ละชิ้นตั้งแต่การเดิน การนั่ง และการลุกขึ้นยืนจากข้อมูลตำแหน่งของจุดที่ติดบนร่างกาย เพื่อใช้ออกตำแหน่งที่โมเดลเคลื่อนที่ไป (Motion Capture) [5] แล้วแปลงค่าออกมาเป็นพิกัดในโมเดล ดังแสดงในตารางที่ 1

3.2 ขั้นตอนวิเคราะห์และปรับสมดุลให้กับโมเดล ทำการวิเคราะห์การเคลื่อนที่แบบอยู่นิ่ง (Static Analysis) เพื่อปรับสมดุลของแรงซึ่งมีผลต่อการจำลองการเคลื่อนที่แบบย้อนกลับและไปข้างหน้า ซึ่งการวิเคราะห์ในขั้นตอนนี้จะเป็นการหาเพื่อลดความคลาดเคลื่อนระหว่างตำแหน่งของโมเดลที่จำลองขึ้นกับตำแหน่งของจุดวัดที่ได้จากการทำ data motion capture จากนั้นทำการปรับการจัดตำแหน่งของโมเดลที่จำลองขึ้นจากโปรแกรมให้เข้ากันกับตำแหน่งที่ได้จากตำแหน่ง data motion capture ที่โมเดลเคลื่อนที่ไป (Synchronization) [1]



รูปที่ 4 (ก) โมเดลของกระดูกและกล้ามเนื้อทั้งหมดที่ใช้ในการจำลอง



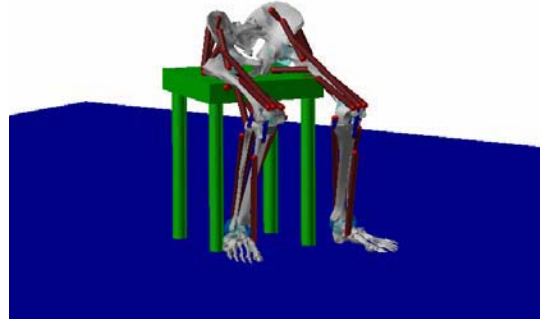
รูปที่ 4 (ข) โมเดลของเข่าที่แสดงเฉพาะเส้นเอ็น 4 เส้น

รูปที่ 4 โมเดลของข้อเข่าที่จำลองในบทความนี้

3.3 ขั้นตอนสร้างกล้ามเนื้อและแรงที่ผิวสัมผัสต่าง ๆ นำค่าความยาวและพื้นที่หน้าตัดของกล้ามเนื้อจากฐานข้อมูลของโปรแกรม Adams-LifeMOD [1] ไปสร้างกล้ามเนื้อที่ยึดกระดูกต้นขาและกระดูกหน้าแข้ง ดังรูปที่ 4 ทางผู้วิจัยได้สร้างเส้นเอ็นเพิ่มเข้าไปในโมเดลจำนวน 5 เส้น ประกอบด้วย ACL, PCL, LCL, MCL และ Patellar Ligament ที่ข้อเข่าแต่ละข้างเพื่อให้โมเดลมีความใกล้เคียงกับกายวิภาคของข้อเข่าจริงมากที่สุด กล้ามเนื้อและเส้นเอ็นที่สร้างขึ้นนี้มีคุณสมบัติดังแสดงในตารางที่ 2 โดยรูปแบบคล้ายกับสปริงโดยสามารถยืดและหดตัวได้ สำหรับการสร้างกล้ามเนื้อให้กับโมเดลสามารถปรับให้เหมาะสมกับอายุ เพศ น้ำหนักและส่วนสูงของโมเดลที่ใช้ในการวิเคราะห์นี้ได้ ซึ่งรายละเอียดของโมเดลนี้ได้อธิบายไว้ในหัวข้อ 3.1 จากนั้นสร้างโมเดลพื้นเป็นแผ่นสี่เหลี่ยมจัตุรัสและเก้าอี้ ดังรูปที่ 5 และกำหนดหน้าสัมผัสที่จะเกิดแรงระหว่างกันขึ้น คือ หน้าสัมผัสระหว่างเท้ากับพื้น และกันกับเก้าอี้

ตารางที่ 2 แสดงตัวอย่างของคุณสมบัติของกล้ามเนื้อ

MUSCLE	pCSA.	% Force	Max. Stress
Gluteus Maximus	1820	100	1.786
Gluteus Medius1	1798	100	1.786
Gluteus Medius2	1398	100	1.786
Adductor Magnus	1415	100	1.786
Semitendinosus	781	100	1.786
Vastus Medialis	3893	100	1.786
Vastus Lateralis	5730	100	1.786
Biceps Femoris1	852	100	1.786
Biceps Femoris2	2399	100	1.786
Rectus Femoris	2796	100	1.786
Iliacus	1513	100	1.786
Gastrocnemius1	3479	100	1.786
Gastrocnemius2	1657	100	1.786
Tibialis Anterior	1699	100	1.786
pCSA. = Physiological cross sectional area (mm. ²)			
Max. Stress = Maximum Stress (N/mm ²)			



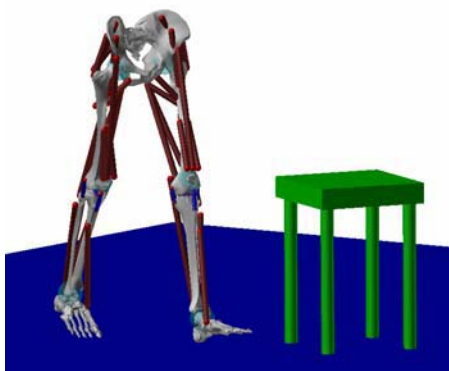
รูปที่ 5 (ข) โมเดลที่ใช้จำลองเพื่อศึกษาไดนามิกส์ในขณะนั่ง

รูปที่ 5 โมเดลที่ใช้จำลองเพื่อศึกษาไดนามิกส์

3.4 ขั้นตอนการจำลองการเคลื่อนที่แบบย้อนกลับ โดยให้โมเดลเคลื่อนที่ไปตามตัวกำหนดการเคลื่อนที่จาก Motion Capture เพื่อหาแรงปฏิกิริยาที่พื้นและเก้าอี้กระทำกับร่างกาย และแรงเนื่องจากการยืดหรือหดตัวของกล้ามเนื้อ แล้วบันทึกเก็บไว้ จากนั้นทำการสร้างตัวกำหนดการเคลื่อนที่ใหม่โดยกำหนดการเคลื่อนที่ของกระดูกเชิงกรานเพียงส่วนเดียวเพื่อรักษาแนวทางการเคลื่อนที่ของโมเดลไว้คงเดิม

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

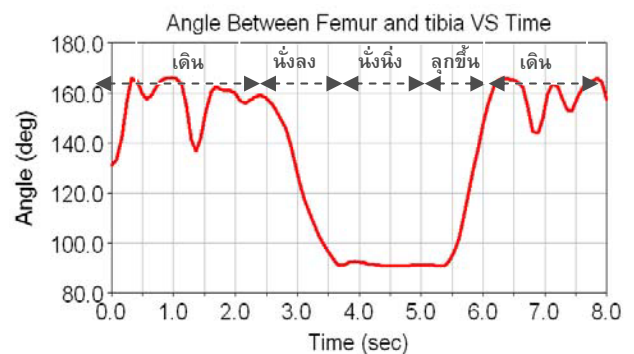
3.6 การสร้างกราฟแสดงผลและการวิเคราะห์ รวบรวมผลจากการจำลองการเคลื่อนที่จากการจำลองการเคลื่อนที่แบบไปข้างหน้า เลือกโหมดรูปแบบการแสดงผลของการจำลองไดนามิกส์ โดยจัดแสดงผลในรูปแบบของภาพเคลื่อนไหว(Animation) และสร้างกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ต่างๆ เทียบกับเวลา



รูปที่ 5 (ก) โมเดลที่ใช้จำลองเพื่อศึกษาไดนามิกส์ในขณะเดิน

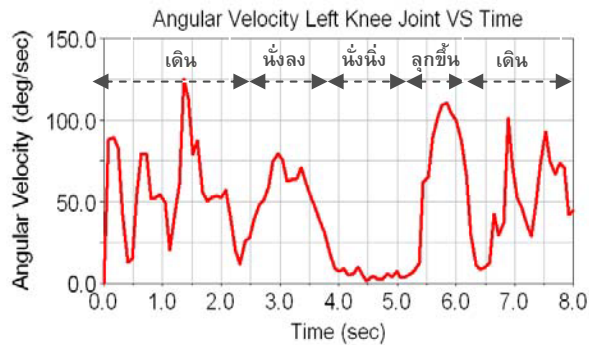
4. ผลที่ได้จากการจำลองโมเดลและการวิเคราะห์ไดนามิกส์

ผลการจำลองโมเดลแสดงในลักษณะของกราฟความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ต่างๆ เทียบกับเวลา ในขณะที่โมเดลกำลัง เดิน นั่ง และลุก โดยช่วงที่ 1 (วินาทีที่ 0 – 2.7) เป็นช่วงของการเดินโดยก้าวเท้าซ้าย ก้าวเท้าขวาไปที่เก้าอี้ และก้าวเท้าซ้ายตามไป จากนั้นเป็นช่วงที่ 2 (วินาทีที่ 2.7 – 3.8) คือเริ่มย่อตัวลงนั่งจนกระทั่งสัมผัสกับเก้าอี้ ช่วงที่ 3 (วินาทีที่ 3.8 – 5.3) เป็นช่วงที่นั่งอยู่นิ่ง ช่วงที่ 4 (วินาทีที่ 5.3 – 6.5) เป็นช่วงของการลุกขึ้นจนยืนตรง และช่วงสุดท้าย (วินาทีที่ 6.5 – 8) เป็นการก้าวเท้าซ้ายเดินต่อไป ซึ่งพารามิเตอร์ที่สำคัญอันจะนำมาเป็นข้อมูลช่วยในการออกแบบข้อเข้าเทียมให้สามารถเลียนแบบการเคลื่อนที่ตามธรรมชาติได้แก่ ช่วงการเคลื่อนที่ ความเร็วเชิงมุม ความเร่งเชิงมุม และแรง ในบทความนี้จะจึงได้แสดงถึงผลการวิเคราะห์พารามิเตอร์ต่างๆ ดังกล่าวข้างต้น ในรูปของกราฟของมุมระหว่างกระดูกหน้าแข้งกับกระดูกต้นขา ดังรูปที่ 6 กราฟของความเร็วเชิงมุมของกระดูกต้นขา ดังรูปที่ 7 กราฟของความเร็วเชิงมุมของกระดูกต้นขา ดังรูปที่ 8 กราฟของแรงที่เกิดขึ้นในข้อเข่า ดังรูปที่ 9 และกราฟของแรงในเส้นเอ็น ดังรูปที่ 10 โดยพารามิเตอร์ต่างๆ ได้แสดงผลเทียบกับเวลา



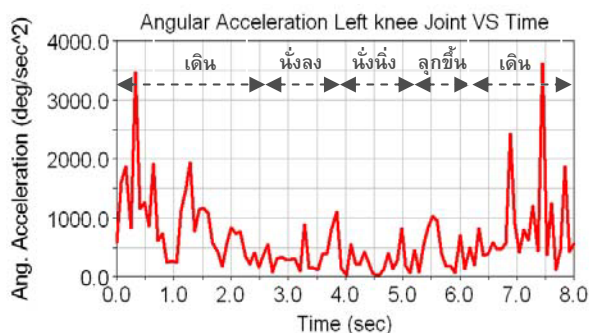
รูปที่ 6 แสดงมุมระหว่างกระดูกต้นขาและกระดูกหน้าแข้งที่เปลี่ยนแปลงไปเทียบกับเวลา

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



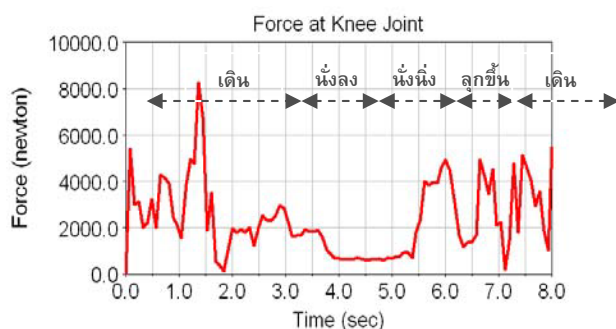
รูปที่ 7 แสดงค่าความเร็วเชิงมุมของกระดูกต้นขาซ้ายเทียบกับเวลา

จากรูปที่ 7 ค่าความเร็วเชิงมุมของกระดูกต้นขาซ้ายเทียบกับเวลาจะมีค่าเฉลี่ยอยู่ที่ 50 องศาต่อวินาที และมีค่าสูงสุดคือ 125 องศาต่อวินาที ในขณะที่กำลังก้าวเท้าไปข้างหน้าซึ่งเป็นช่วงที่มีการเปลี่ยนแปลงมุมระหว่างกระดูกต้นขากับกระดูกหน้าแข้งมากที่สุด



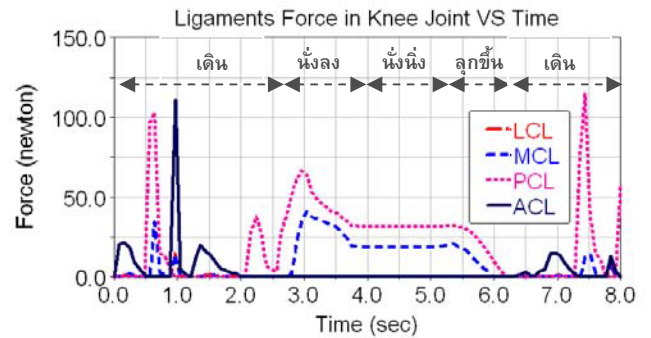
รูปที่ 8 แสดงค่าความเร่งเชิงมุมของกระดูกต้นขาซ้ายเทียบกับเวลา

จากรูปที่ 8 ค่าความเร่งเชิงมุมของกระดูกต้นขาซ้ายเทียบกับเวลาจะมีค่าสูงสุดเป็น 3500 องศาต่อวินาที² ซึ่งเป็นช่วงที่มีการเปลี่ยนทิศทางท่าทางของกระดูกต้นขา และในช่วงที่ 3 นั้นโมเดลมีการขยับขาบ้างเล็กน้อย จึงมีค่าความเร่งเชิงมุมเกิดขึ้นดังรูป



รูปที่ 9 แสดงค่าแรงภายในข้อเข่าข้างซ้ายเทียบกับเวลา

จากรูปที่ 9 แรงภายในข้อเข่าซึ่งเป็นแรงที่ปฏิกิริยาที่มากกระทำกับกระดูกต้นขาในเวลาต่างๆ จากรูปพบว่าขณะที่เดินจะเกิดแรงขึ้นมากที่สุดคือ 8 กิโลนิวตันในช่วงของการงอเข่า และเกิดแรงในช่วงการนั่ง 800 นิวตัน มีค่าแรงเฉลี่ยที่เกิดขึ้นตลอดกิจกรรมคือ 2.35 กิโลนิวตัน



รูปที่ 10 แรงในเส้นเอ็นแต่ละเส้นในข้อเข่า

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

อย่างไรก็ตามผลที่ได้จากการวิเคราะห์ไดนามิกส์จะไม่เหมือนกับงานวิจัยอื่นที่มีสภาวะต่างไปจากงานวิจัยนี้ สภาวะที่กล่าวถึงนั้นเช่น ลักษณะขนาดของโมเดล น้ำหนักและส่วนสูง รูปแบบการเดินหรือการนั่งของแต่ละคนที่ไม่เหมือนกัน ซึ่งความถูกต้องของผลการวิเคราะห์ไดนามิกส์ขึ้นก็ขึ้นอยู่กับความใกล้เคียงกันระหว่างโมเดลที่สร้างขึ้นกับคนจริง กล่าวคือ ยังสามารถจำลองโมเดลให้ใกล้เคียงกับความเป็นจริงมากเท่าไรก็จะได้ผลลัพธ์ที่ถูกต้องและมั่นใจได้มากขึ้นเท่านั้น โดยข้อมูลที่ได้จากบทความนี้สามารถนำไปใช้ในการพัฒนาการออกแบบข้อเข่าเทียมในอนาคตได้ โดยในอนาคตจะเป็นการจำลองการเคลื่อนที่หลังจากใส่ข้อเข่าเทียมที่ออกแบบเข้าไปในโมเดลแล้วออกแบบและวิเคราะห์จนกระทั่งได้ข้อเข่าเทียมที่สามารถเลียนแบบให้มีกลไกการเคลื่อนไหวเหมือนกับการเคลื่อนไหวของโมเดลที่ได้ทำการวิเคราะห์หรือใกล้เคียงกับการเคลื่อนไหวปกติในกิจกรรมประจำวันได้

5. สรุป

จากการวิเคราะห์ไดนามิกส์ที่เกิดขึ้นที่ข้อเข่าสรุปได้ว่าการใช้โปรแกรม Adams-LifeMOD สามารถช่วยวิเคราะห์และจำลองการทำงานของข้อเข่าซึ่งสามารถวิเคราะห์ช่วงของการเคลื่อนที่ ความเร็วเชิงมุม ความเร่งเชิงมุมและแรงที่เกิดขึ้นภายในข้อเข่า ณ เวลาต่างๆได้ และได้ข้อมูลทางด้านไดนามิกส์ของข้อเข่าในขณะที่ทำกิจกรรมประจำวันที่จะเอื้อต่ออย่างเพียงพอ ซึ่งสามารถนำผลที่ได้นี้ไปใช้เป็นข้อมูลสำหรับการออกแบบข้อเข่าเทียมได้ต่อไปในอนาคต

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคุณกองทุนรัชดาภิเษกสมโภช จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่สนับสนุนเงินวิจัยในการซื้อโปรแกรม Adams-LifeMOD มาช่วยในงานวิจัยนี้

เอกสารอ้างอิง

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