

การศึกษาเชิงเปรียบเทียบทางชีวกลศาสตร์การเคลื่อนที่ระหว่างข้อเข่า
ปกติและข้อเข่าที่ผ่านการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมในท่าทางการเดิน



นายวีระยุทธ ชาติสุขวิจิตร

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกลและระบบกระบวนการ
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
ปีการศึกษา 2564

BIOMECHANICAL COMPARATIVE STUDY OF KNEE JOINT
MOVEMENT BETWEEN NORMAL KNEE AND TOTAL KNEE
ARTHROPLASTY DURING WALKING ACTIVITY



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the
Degree of Master of Engineering in Mechanical and
Process System Engineering
Suranaree University of Technology
Academic Year 2021

การศึกษาเชิงเปรียบเทียบทางชีวกลศาสตร์การเคลื่อนที่ระหว่างข้อเข่าปกติและข้อเข่า
ที่ผ่านการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมในท่าทางการเดิน

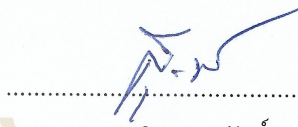
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้นักวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์



(รศ. ดร.ณัฐพล จันทร์พานิชย์)

ประธานกรรมการ



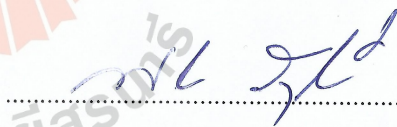
(รศ. ดร.สุกกิจ รูปจันทร์)

กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)




(ผศ. ดร.กীরติ สุกข์ขันธ์)

กรรมการ



(ผศ. ดร.พรเทพ ราชนาวิ)

กรรมการ



(รศ. ดร.ยุพาพร รักสกุลพิวัฒน์)

รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการและประกันคุณภาพ



(รศ. ดร.พรศิริ จงกล)

คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

วีระยุทธ ขาตะสุวัจนานนท์ : การศึกษาเชิงเปรียบเทียบทางชีวกลศาสตร์การเคลื่อนที่
ระหว่างข้อเข่าปกติและข้อเข่าที่ผ่านการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมในท่าทางการเดิน
(BIOMECHANICAL COMPARATIVE STUDY OF KNEE JOINT MOVEMENT BETWEEN
NORMAL KNEE AND TOTAL KNEE ARTHROPLASTY DURING WALKING ACTIVITY)
อาจารย์ที่ปรึกษา : รองศาสตราจารย์ ดร.สุภกิจ รูปจันทร์, 97 หน้า.

คำสำคัญ : ชีวกลศาสตร์ ข้อเข่าเทียม วงรอบการเดิน พลศาสตร์ย้อนกลับ

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาเชิงเปรียบเทียบพฤติกรรมทางชีวกลศาสตร์ข้อเข่าระหว่างคนปกติ
และผู้ที่ได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมภายใต้ท่าเดินด้วยเทคนิควิธีพลศาสตร์ย้อนกลับ
ทำการศึกษาในกลุ่มอาสาสมัครในกลุ่มคนปกติจำนวน 26 รายและกลุ่มผู้ที่ได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อ
เข่าเทียมจำนวน 26 ราย โดยมีค่าดัชนีมวลกายเฉลี่ยเท่ากับ 25.32 ± 6.82 และ 27.89 ± 4.30
กิโลกรัมต่อเมตร² ตามลำดับ ในงานวิจัยนี้ได้ใช้เทคนิคการตรวจจับการเคลื่อนไหวแบบสามมิติซึ่ง
ประกอบไปด้วยมาร์คเกอร์สะท้อนแสง กล้องอินฟราเรด และแผ่นรับแรง โดยที่ข้อมูลที่ได้จากการ
ตรวจจับการเคลื่อนไหวในรูปแบบพิกัด ระยะทาง ความเร็ว จะถูกนำไปใช้วิเคราะห์แรงลัพธ์ที่เกิดขึ้น
ในข้อเข่าด้วยวิธีพลศาสตร์ย้อนกลับบนโปรแกรมช่วยวิเคราะห์การเคลื่อนไหวทางชีวกลศาสตร์
ผลลัพธ์ที่ได้จะประกอบไปด้วย ข้อมูลการเดิน มุมยึด-งอ แรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นในข้อเข่าตาม
แนวแกนต่าง ๆ ในแต่ละช่วงของท่าทางการเคลื่อนไหวปกติของมนุษย์ ผลการศึกษาพบว่าแรงลัพธ์ที่
เกิดขึ้นในท่าเดินนั้นมีความแตกต่างกันในทุก ๆ แนวแกน ค่าวงรอบการเดิน, ความยาว, ความยาวก้าว
, เวลาขณะก้าวและเวลาขณะเหยียด มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ และค่า ความเร็ว, ความกว้าง,
ความยาว, ความยาวขณะก้าวของกลุ่มคนปกติมีค่าสูงกว่ากลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมที่ระดับ
ความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ โดยที่พบว่าแรงเฉลี่ยสูงสุดในกลุ่มคนปกติและกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าภายใต้
ท่าทางการเดินเกิดขึ้นที่อยู่ที่ 3.87 ± 0.49 และ 3.29 ± 0.96 เท่าของน้ำหนักตัว ที่ 46.5 เปอร์เซ็นต์
ของวงรอบการเดิน ตามลำดับ ข้อมูลที่ได้จากการศึกษาในครั้งนี้สามารถนำไปใช้ในการจำลองการ
เคลื่อนไหวของข้อเข่าของคนไทย การออกแบบอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนที่ของข้อเข่า งาน
ทางด้านวิทยาศาสตร์กีฬาและการแพทย์ได้

สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล
ปีการศึกษา 2564

ลายมือชื่อนักศึกษา.....
ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา.....

WEERAYUT CHATASUWATJANANON: BIOMECHANICAL COMPARATIVE STUDY OF
KNEE JOINT MOVEMENT BETWEEN NORMAL KNEE AND TOTAL KNEE
ARTHROPLASTY DURING WALKING ACTIVITY.

THESIS ADVISOR: ASSOC. PROF. SUPAKIT ROOPPAKHUN, Ph.D., 97 PP.

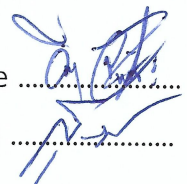
Keyword: BIOMECHANICS / TOTAL KNEE ARTHROPLASTY / GAIT CYCLE / INVERSE
DYNAMICS

This study on biomechanical forces of knee joints under gait movement activity using the inverse dynamics technique. A total of 52 volunteers were studied in normal and knee replacement surgery patients with average BMI of 25.32 ± 6.82 and $27.89 \pm 4.30 \text{ kg/m}^2$, respectively. The three-dimensional motion capturing technique which used reflective markers, infrared camera and force plate. In addition, the data obtained from motion detection in coordinates, distance, and speed were used to analyze the resulting force in the knee by processing in biomechanical motion analysis software. The results included gait data, extension-flexion angle, force, and moment in the knee joint along different axes in each range of normal human locomotion. The results showed that the resultant force in the gait was different across all axis. Spatiotemporal at 95 percent confidence level showed that the cycle time, stride length, step length, step time, and stance time there were significant differences, and velocity, stride width, stride length, and step length of the normal group were higher than the total knee replacement surgery group. It found that the highest mean force among the normal and the knee surgery group under the walking posture occurring at 3.87 ± 0.49 and 3.29 ± 0.96 times of body weight 46.5 percent of the gait cycle, respectively. It expected that the data obtained to use to simulated knee movement in Thai people. The design of knee displacement devices works on science, sports, and medicine.

School of Mechanical Engineering
Academic year 2021

Student's Signature

Advisor's Signature



กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณบุคคลและกลุ่มบุคคลต่อไปนี้ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษา คำแนะนำ และช่วยเหลืออย่างดียิ่งทั้งในด้านวิชาการ ด้านดำเนินงานวิจัยและคำปรึกษาในการดำรงชีวิต

ขอกราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.สุภกิจ รูปจันทร์ อาจารย์ประจำสาขา วิศวกรรมเครื่องกล มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ที่ให้โอกาสทางการศึกษา ช่วยแก้ปัญหา ให้แนวคิด กระตุ้นเตือนการทำวิจัย การใช้ชีวิตแก่ผู้วิจัยและให้คำปรึกษาแนวทางการทำวิจัย รวมทั้งช่วยตรวจทานและแก้ไขวิทยานิพนธ์เล่มนี้จนเสร็จสมบูรณ์

ขอกราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.ณัฐพล จันทร์พานิชย์, ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. กิรติ สุกข์เกษม และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรเทพ ราชนาวิ คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์และขอกราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ พันโท นายแพทย์บุระ สินธุภากร ที่ให้คำแนะนำในการทำวิจัย แก้ไขข้อบกพร่องต่าง ๆ เพื่อให้วิทยานิพนธ์เล่มนี้สมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

ขอขอบคุณ นายยุทธนา ชาตะสุวัจนานนท์ และนางนีรนุช ชาตะสุวัจนานนท์ ที่ให้กำเนิด เลี้ยงดู อบรมสั่งสอนและคอยให้กำลังใจ นายวรวิทย์ ชาตะสุวัจนานนท์ ที่คอยช่วยเหลือมาโดยตลอด ตลอดจนญาติ ๆ ทุกคนที่อยู่เคียงข้างคอยดูแล คอยช่วยเหลือ จนทำให้ประสบความสำเร็จการศึกษา

ขอขอบคุณ พี่น้องในกลุ่มวิจัยคอมพิวเตอร์เพื่อการออกแบบและวิเคราะห์ทางวิศวกรรมและกลุ่มวิจัยใกล้เคียงที่ให้คำแนะนำ ให้กำลังใจ เป็นที่พึ่งพาในยามลำบาก

สุดท้ายนี้ คุณค่าอันพึงมีที่เกิดจากงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยขอมอบเป็นเครื่องบูชาพระคุณ บิดา มารดา ครูอาจารย์ ผู้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้และวางรากฐานการศึกษาแก่ผู้วิจัย

วีระยุทธ ชาตะสุวัจนานนท์

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย).....	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ).....	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ค
สารบัญ.....	ง
สารบัญตาราง.....	ช
สารบัญรูป.....	ฉ
บทที่	
1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหาการวิจัย.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	1
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	2
2 ปรีทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	3
2.1 บทนำ.....	3
2.2 ระบบแกนและระนาบของมนุษย์.....	3
2.2.1 ระนาบของร่างกาย.....	3
2.2.1 แกนของการเคลื่อนไหว.....	4
2.3 กายวิภาคข้อเข่า.....	5
2.3.1 ส่วนประกอบข้อเข่า.....	5
2.3.2 เส้นเอ็นยึดข้อเข่า.....	5
2.4 ภาวะข้อเข่าเสื่อม.....	6
2.5 การเคลื่อนไหวข้อเข่า.....	7
2.6 ขอบเขตการเคลื่อนไหวข้อเข่า.....	8
2.7 วงรอบการเดิน.....	9
2.8 มาตรฐาน ASTM F3141-17a.....	10

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.9 การวิเคราะห์การเดิน.....	12
2.9.1 ช่วงที่เท้ายันพื้น.....	12
2.9.2 ช่วงที่เท้าแกว่งลอย.....	12
2.10 ชีวกลศาสตร์ของข้อเข่า	14
2.10.1 คิเนเมติกส์ของข้อเข่า.....	14
2.10.2 ไคเนติกส์ของข้อเข่า.....	15
2.11 การคำนวณแรงในข้อเข่าด้วยวิธีพลศาสตร์ย้อนกลับ.....	16
2.12 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์การวิเคราะห์แรงในข้อเข่าด้วยวิธีพลศาสตร์ย้อนกลับ.....	18
2.12.1 การคำนวณหาแรงที่ข้อต่อ.....	18
2.12.2 การคำนวณหาโมเมนต์ที่ข้อต่อ.....	19
2.13 การหาขนาดกลุ่มตัวอย่าง.....	20
2.13.1 การคำนวณขนาดตัวอย่างเพื่อการประมาณพารามิเตอร์ในประชากร.....	20
2.14 ประเภทของข้อเข่าเทียม.....	21
2.14.1 ข้อเข่าเทียมแบบเปลี่ยนผิวข้อเฉพาะบางส่วน.....	21
2.14.2 ข้อเข่าเทียมแบบเต็มข้อ.....	21
2.15 ค่าดัชนีมวลกาย.....	22
2.16 การใช้สถิติในงานวิจัย.....	22
2.16.1 การกำหนดขนาดกลุ่มที่เหมาะสม.....	22
2.16.2 การใช้สถิติสำหรับทดสอบสมมติฐานเพื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของกลุ่มตัวอย่าง.....	23
2.16.3 กรณีกลุ่มตัวอย่างเป็นอิสระต่อกัน.....	24
2.16.4 กรณีกลุ่มตัวอย่างมีความสัมพันธ์กัน.....	24
2.17 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	24
2.17.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องับการเคลื่อนไหวของมนุษย์.....	24
2.17.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการสร้างแบบจำลองสามมิติ.....	27

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3	วิธีดำเนินการวิจัย.....28
3.1	บทนำ.....28
3.2	การคัดกรองอาสาสมัคร.....30
3.2.1	เกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มคนปกติ 26 ราย.....30
3.2.2	เกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มคนที่ได้รับผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่ากชุด 26 ราย.....30
3.3	การหาความเที่ยงตรงของกล้องอินฟราเรดและแผ่นรับแรง.....30
3.4	การติดมาร์กเกอร์สะท้อนแสง.....31
3.4.1	ลำตัวบน (Upper Body Modeling).....32
3.4.2	ลำตัวล่าง (Lower Body Modeling).....33
3.5	การเก็บข้อมูลอาสาสมัครทำเดิน.....34
3.6	การสร้างแบบจำลองสามมิติด้วยโปรแกรม.....35
3.6.1	การบันทึกการเคลื่อนไหว.....35
3.6.2	การวิเคราะห์รูปแบบการเดินด้วยโปรแกรม Visual 3D.....36
3.6.3	การวิเคราะห์รูปแบบการเดินด้วยโปรแกรม Anybody.....37
3.7	ขั้นตอนการสร้างแบบจำลองสามมิติบนโปรแกรม.....38
3.7.1	การสร้างแบบจำลองสามมิติบนโปรแกรม Qualisy Track Manager.....38
3.7.2	การสร้างแบบจำลองสามมิติบนโปรแกรม Visual 3D.....38
3.7.3	การสร้างแบบจำลองสามมิติบนโปรแกรม AnyBody.....39
4	ผลการดำเนินการวิจัย.....40
4.1	บทนำ.....40
4.2	ผลการเปรียบเทียบข้อมูลการเดินของกลุ่มคนปกติเทียบกับกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม.....40
4.3	ผลการเปรียบเทียบพลศาสตร์การเดินของกลุ่มคนปกติ (Normal) เทียบกับมาตรฐาน ASTM F3141.....41

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

4.4 ผลการเปรียบเทียบผลศาสตร์การเดินของกลุ่มคนปกติเทียบกับกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม.....	46
4.5 ผลการเปรียบเทียบผลศาสตร์การเดินของกลุ่มคนปกติและกลุ่มผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมแบ่งตามดัชนีมวลกายอย่างละ 3 กลุ่ม.....	55
5 บทสรุปและข้อเสนอแนะ.....	58
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	58
5.1.1 ข้อมูลการเดิน.....	58
5.1.2 การศึกษาเปรียบเทียบทางผลศาสตร์การเดิน.....	58
5.1.3 การศึกษาเปรียบเทียบค่าผลศาสตร์การเดินแบ่งตามดัชนีมวลกาย.....	59
5.2 ข้อเสนอแนะ.....	60
รายการอ้างอิง.....	61
ภาคผนวก	
ภาคผนวก ก. เอกสารจริยธรรมงานวิจัยในมนุษย์.....	64
ภาคผนวก ข. ตัวอย่างการวิเคราะห์แบบจำลองทางคณิตศาสตร์.....	69
ภาคผนวก ค. ขั้นตอนการเก็บข้อมูลอาสาสมัครและสร้างแบบจำลองสามมิติบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์.....	77
ภาคผนวก ง. ค่าภาระกระทำจากการทดสอบ ASTM F3141-17a.....	89
ภาคผนวก จ. ข้อมูลอาสาสมัครที่เข้าร่วมในงานวิจัย.....	91
ภาคผนวก ฉ. บทความวิชาการที่เผยแพร่ในระหว่างศึกษา.....	95
ประวัติผู้เขียน.....	97

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 ชื่อและสัญลักษณ์ของการเคลื่อนที่ตามแกนอ้างอิง.....	10
2.2 แสดงค่า Z_α , Z_β	20
3.1 ชื่อและคำอธิบายตำแหน่งการตีตมาร์กเกอร์ของลำตัวบน.....	32
3.2 ชื่อและคำอธิบายตำแหน่งการตีตมาร์กเกอร์ของลำตัวล่าง.....	34
4.1 เปรียบเทียบพารามิเตอร์ของเวลาและระยะทางของกลุ่มคนปกติเทียบกับกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยน ข้อเข่าเทียม.....	40
4.2 ผลการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยสูงสุดพารามิเตอร์ต่าง ๆ ของกลุ่มคนปกติ (26 คน) กับกลุ่มคน ผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม (26 คน) เทียบกับมาตรฐานและงานวิจัยอื่น.....	54
6.1 ภาวะที่เกิดขึ้นขณะเดินในแต่ละช่วงเวลาของวงรอบการเดินของคนหนัก 100 กิโลกรัม.....	90
6.2 ข้อมูลอาสาสมัครทั้งหมดที่เข้าร่วมในงานวิจัย.....	92



สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1	แสดงระนาบและแกนในการเคลื่อนไหว ด้านข้าง,ด้านหน้า-หลัง และด้านแนวนอน.....4
2.2	ส่วนประกอบกายวิภาคข้อเข่า.....6
2.3	สภาวะข้อเข่าปกติและข้อเข่าเสื่อม.....6
2.4	ทิศทางและองศาอิสระการเคลื่อนไหวของข้อเข่า.....7
2.5	ขอบเขตการเคลื่อนที่ของข้อเข่า.....8
2.6	วงรอบการเดินของมนุษย์.....9
2.7	แกนอ้างอิงที่ใช้ในการเรียกการเคลื่อนไหวแบบต่าง ๆ ของข้อเข่าเทียม.....10
2.8	ภาระกระทำ โมเมนต์และมุมตามแกน โดยเส้นสีเหลืองแสดงแรงเฉื่อยและเส้นสีส้มแสดงแรงสูงสุดของคนหนัก 100 กิโลกรัม.....11
2.9	วงรอบการเดินของมนุษย์แบ่งเป็นช่วงเปอร์เซ็นต์ขณะเท้ายันพื้น.....13
2.10	ลักษณะการเดินของมนุษย์.....13
2.11	การเคลื่อนไหวข้อเข่าในสภาวะการเหยียดและงอ.....14
2.12	แบบพลศาสตร์โครงสร้างของกล้ามเนื้อและกระดูกและการอ้างอิงตามระบบพิกัดของศูนย์กลางแรงกดของข้อเข่าเทียม.....15
2.13	แผนภาพอิสระของเท้าและขาส่วนล่างที่แสดงถึงแรงต่าง ๆ ที่กระทำกับเท้าและขาส่วนล่าง รวมถึงแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นบริเวณเท้าและแรงที่เกิดในข้อเท้าและข้อเข่า.....17
2.14	แผนภาพอิสระที่ประกอบไปด้วย เท้า กระดูกหน้าแข้งและกระดูกต้นขา แสดงแรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นกับชิ้นส่วนต่าง ๆ.....18
2.15	ด้านหน้าและด้านข้างของข้อเข่าเทียมแบบเต็มข้อ.....21
2.16	เกณฑ์ค่าดัชนีมวลกายมาตรฐานของคนเอเชีย.....22
2.17	การกำหนดขนาดกลุ่มของข้อมูลที่เหมาะสมด้วยเทคนิค Elbow Method.....23
3.1	แผนผังแสดงขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย.....29
3.2	การสอบเทียบด้วยกล้องไม้เท้าที่และแผ่นรับแรง.....31
3.3	การติดมาร์คเกอร์บนตัวอาสาสมัครในคนปกติตามรูปแบบ Plug-in gait makers.....31
3.4	ชื่อย่อและตำแหน่งการติดมาร์คเกอร์ที่ลำตัวด้านบนแบบ Plug-in gait.....32

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.5	ชื่อย่อและตำแหน่งการติดมาร์กเกอร์ที่ลำตัวด้านล่างแบบ Plug-in gait.....33
3.6	วงรอบการเดินของมนุษย์แบ่งตามช่วงที่เหยียบพื้น.....35
3.7	แบบจำลองอาสาสมัครในท่ายืนนิ่งและท่าเดินด้วยโปรแกรม QTM.....36
3.8	แบบจำลองอาสาสมัครในท่ายืนนิ่งและท่าเดินด้วยโปรแกรม Visual 3D.....36
3.9	แบบจำลองอาสาสมัครในท่ายืนนิ่งและแบบจำลองอาสาสมัครในท่าเดิน ด้วยโปรแกรม AnyBody.....37
4.1	ความสัมพันธ์ของมุมยึด-งอของเข่า เทียบกับเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน ระหว่างคนปกติกับ ASTM F3141.....41
4.2	ความสัมพันธ์ของแรงในแนวตั้งเทียบกับเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน ระหว่างคนปกติกับ ASTM F3141 (Average & Heavy Load).....42
4.3	ความสัมพันธ์ของแรงในแนวหน้า-หลังเทียบกับเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน ระหว่างคนปกติกับ ASTM F3141-17a (Average& Heavy Load).....43
4.4	ความสัมพันธ์ของแรงในแนวด้านข้างเทียบกับเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน ระหว่างคนปกติกับ ASTM F3141-17a (Average& Heavy Load).....44
4.5	แสดงความสัมพันธ์ของโมเมนต์รอบแนวตั้งเทียบกับเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน ระหว่างคนปกติกับ ASTM F3141 (Average & Heavy Load).....45
4.6	ความสัมพันธ์ของมุมยึด-งอของเข่า เทียบกับเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน ระหว่างคนปกติกับคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม.....46
4.7	ความสัมพันธ์ของความเร็วเชิงมุมของเข่าเทียบกับเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน ระหว่างคนปกติกับคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม.....47
4.8	ความสัมพันธ์ของความเร่งเชิงมุมของเข่า เทียบกับเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน ระหว่างคนปกติกับคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม.....48
4.9	ความสัมพันธ์ของแรงในแนวตั้งของเข่าระหว่างกลุ่มคนปกติ กับกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม.....49

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.10 ความสัมพันธ์ของแรงในแนวด้านหน้า-หลังของเขาระหว่างคนปกติ กับคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม.....	50
4.11 ความสัมพันธ์ของแรงในแนวด้านหน้า-หลังของเขาระหว่างคนปกติ กับคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม.....	51
4.12 ความสัมพันธ์ของโมเมนต์รอบแนวตั้งของเขาระหว่างกลุ่มคนปกติ กับคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม.....	52
4.13 ความสัมพันธ์ของโมเมนต์ด้านข้างของเขาระหว่างกลุ่มคนปกติ กับคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม.....	53
4.14 ความสัมพันธ์ภาระกระทำต่างๆ เทียบกับวงรอบการเดินของกลุ่มคนปกติ ได้แก่ Light weight Middle weight และ Heavy weight.....	55
4.15 ความสัมพันธ์ภาระกระทำต่างๆ เทียบกับวงรอบการเดินของกลุ่มคนผ่าตัด เปลี่ยนข้อเข่าเทียม ได้แก่ Light weight Middle weight และ Heavy weight.....	56
6.1 แผนภาพอิสระที่ประกอบไปด้วย เท้า กระดูกหน้าแข้งและกระดูกต้นขา แสดงแรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นกับชิ้นส่วนต่าง ๆ.....	72
6.2 การติดมาร์กเกอร์บนตัวอาสาสมัครแบบ Plug-in gait.....	78
6.3 อาสาสมัครเดินผ่านแผ่นวัดแรงถูกบันทึกผ่านกล้องอินฟราเรด.....	79
6.4 รูปแบบมาร์กเกอร์ที่ถูบบันทึกลงใน QTM ในทำยีน.....	79
6.5 รูปแบบมาร์กเกอร์และโครงสร้างทดแทนกระดูกในทำยีน.....	80
6.6 รูปแบบมาร์กเกอร์และโครงสร้างทดแทนกระดูกขณะสร้างแม่แบบในทำยีน.....	80
6.7 รูปแบบมาร์กเกอร์และโครงสร้างทดแทนกระดูกในทำเดิน.....	81
6.8 Work Space หลักของโปรแกรม Visual 3D.....	81
6.9 การสร้างโมเดลสามมิติของกระดูกสะโพก.....	82
6.10 การสร้างโมเดลสามมิติกระดูกต้นขาซ้ายและขวา.....	83
6.11 การสร้างจุดศูนย์กลางของข้อต่อกระดูกต้นขาขวาและซ้าย.....	83
6.12 การสร้างโมเดลสามมิติกระดูกปลายขาขวาและซ้าย.....	84

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
6.13 การสร้างจุดศูนย์กลางของข้อต่อกระดูกข้อเท้าขาขวาและซ้าย.....	85
6.14 การสร้างโมเดลสามมิติกระดูกเท้าขวาและซ้าย.....	85
6.15 การเคลื่อนที่ของแบบจำลองสามมิติของกระดูกท่อนล่างของลำตัวในท่าเดิน.....	86
6.16 Work Space ของโปรแกรม AnyBody.....	87
6.17 การเคลื่อนที่ของแบบจำลองสามมิติในท่าเดิน.....	88



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหาการวิจัย

การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมนั้นเป็นการปลูกฝังอวัยวะเทียมเสริมทดแทนกระดูกเดิมที่สึกหรือเข้าไปในร่างกายส่งผลต่อกลศาสตร์การเคลื่อนที่ทางธรรมชาติของข้อเข่าเดิม หรือแม้กระทั่งหลัง การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าก็ต้องมีการติดตามอาการการทำกายภาพเพื่อฟื้นฟูให้ผู้ป่วยกลับมาเคลื่อนไหวได้ปกติ ตั้งแต่ปี 2560 ประเทศไทยได้เข้าสู่สังคมผู้สูงอายุและสัดส่วนผู้สูงอายุมากกว่า 1 ใน 3 มีโอกาสที่จะเป็นโรคข้อเข่าเสื่อมและพบมากในเพศหญิงในวัยหมดประจำเดือน แนวทางในการรักษามีอยู่หลายขั้นตอนตามความรุนแรงของอาการไม่ว่าจะเป็นการทำกายภาพ ทานอาหารเสริม ทายา รักษาข้อเสื่อมโดยเฉพาะและการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่า ตามลำดับ ข้อเข่าถูกจัดเป็นข้อต่อที่มีความสำคัญกับร่างกายของคน มีหน้าที่รับน้ำหนักจากลำตัวบนส่งมายังลำตัวล่างจนถึงพื้นและช่วยในเรื่องการเคลื่อนไหวในชีวิต เช่น การยืน การนั่งเก้าอี้ การเดิน การวิ่ง การย่อตัว ล้วนจำเป็นต้องใช้ข้อต่อลำตัวล่างไล่ตั้งแต่ ข้อสะโพก ข้อเข่าและข้อเท้า ทำให้เกิดพฤติกรรมการเคลื่อนไหวที่แตกต่างกันของข้อเข่าไม่ว่าจะเป็นการเลื่อน การงอ การบิด ด้วยเหตุนี้จึงทำให้เกิดการศึกษาค่าต่างๆ ที่เกิดกับข้อเข่าเพื่ออธิบายแรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้น

การศึกษาทางชีวกลศาสตร์การเคลื่อนไหวข้อเข่าซึ่งเกี่ยวข้องกับแรง การเคลื่อนไหวและโมเมนต์ที่กระทำต่อช่วงล่างนั้นมีหลายเทคนิคด้วยกันไม่ว่าจะเป็นการประมวลผลการเคลื่อนที่ด้วยภาพถ่าย การจับภาพด้วยกล้องถ่ายภาพความเร็ว การใช้เซนเซอร์วัดการเคลื่อนที่ด้วยสัญญาณไฟฟ้า การจับการเคลื่อนไหวของมาร์กเกอร์สะท้อนแสงด้วยกล้องอินฟราเรดบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์สร้างแบบจำลองสามมิติ สามารถช่วยวิเคราะห์ภาระแรงกระทำและการเคลื่อนไหว ผลที่ได้มีความใกล้เคียงน่าเชื่อถือช่วยประหยัดเรื่องเวลาและค่าใช้จ่ายมากกว่าการนำชิ้นงานจริงมาทดสอบในแต่ละรอบ ในปัจจุบันได้มีการศึกษาถึงคิเนมาติกส์และไดเนมิกส์ของข้อเข่าที่เกี่ยวกับการเคลื่อนไหวต่างๆ ที่เกิดขึ้นในชีวิตประจำวัน ซึ่งข้อมูลทางคิเนเมติกส์ถูกนำไปใช้เพื่อประเมินความปกติของการเคลื่อนไหวในคนปกติผู้ป่วยก่อนและหลังการรักษาถึงสามารถเคลื่อนไหวได้เป็นปกติหรือไม่ การศึกษาท่าทางการเคลื่อนไหวของกลุ่มคนปกติเทียบกับกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม ถูกบันทึกการเคลื่อนไหวด้วยเทคนิคการจับภาพการเคลื่อนไหวแบบสามมิติสร้างแบบจำลองโครงกระดูก กล้ามเนื้อ เส้นเอ็นและการคำนวณประมาณค่าของแรงที่เกิดขึ้นในข้อเข่า เพื่อใช้เป็นประโยชน์เบื้องต้นในงานด้านออกแบบ

ข้อเข่าเทียมให้เหมาะกับคนกายวิภาคคนไทยรวมไปถึงแนะนำการเคลื่อนไหวเพื่อเสริมสร้างความแข็งแรง ป้องกันการบาดเจ็บ ฟันฟูสมรรถภาพของข้อเข่าที่มีอาการบาดเจ็บ

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1.2.1 เพื่อศึกษาและรวบรวมข้อมูลพลศาสตร์การเคลื่อนที่ของข้อเข่าภายใต้ท่าทางการเดินด้วยเครื่องกล้องจับภาพการเคลื่อนไหวแบบสามมิติ

1.2.2 เพื่อสร้างและวิเคราะห์แบบจำลองระบบกล้ามเนื้อโครงกระดูกและข้อต่อ การเคลื่อนที่ของข้อเข่าบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ทางพลศาสตร์ย้อนกลับแบบมัลติบอดีภายใต้ข้อมูลท่าทางการเดิน

1.2.3 เพื่อศึกษาเชิงเปรียบเทียบข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่าภายใต้ท่าทางการเดินระหว่างกลุ่มตัวอย่างกลุ่มคนปกติและกลุ่มผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมแบบประเภทยกชุด

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

1.3.1 ศึกษาข้อมูลจากอาสาสมัครคนไทยเพศชายและหญิงที่มีกายวิภาคปกติ (ผ่านหลักเกณฑ์การคัดเลือกอาสาจากแพทย์ผู้คัดกรอง) จำนวน 52 คน (กลุ่มอาสาสมัครคนปกติ 26 คน และกลุ่มคนผ่าตัดข้อเข่า 26 คน)

1.3.2 ศึกษาแบ่งกลุ่มตามอัตราส่วนน้ำหนักต่อส่วนสูง (BMI) จำนวน 3 กลุ่ม

1.3.3 ศึกษาและรวบรวมข้อมูลเฉพาะท่าทางการเดิน

1.3.4 ศึกษาบนโปรแกรมในการบันทึกข้อมูลการเคลื่อนที่ เรียกว่า Qualisys Track Manager และสร้างแบบจำลองโครงสร้างกายวิภาคมนุษย์บนโปรแกรม Visual 3D และ Anybody

1.3.5 เปรียบเทียบข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่าภายใต้ท่าทางการเดินระหว่างกลุ่มอาสาสมัครคนปกติกับมาตรฐาน ASTM F3141

1.3.6 เปรียบเทียบข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่าภายใต้ท่าทางการเดินระหว่างกลุ่มอาสาสมัครคนปกติกับกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่า

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.4.1 ข้อมูลการวิเคราะห์ท่าทางการเดิน แรงและโมเมนต์ สำหรับนำไปใช้ในการจำลองการเคลื่อนไหวและทดสอบชุดข้อเข่าเทียมให้เหมาะสมกับกายวิภาคของคนไทย

1.4.2 เพื่อเป็นแนวทางในการรักษาและการวางแผนทำกายภาพของแพทย์เกี่ยวกับการผ่าตัดเปลี่ยนชุดข้อเข่าเทียม

1.4.3 เพื่อเป็นแนวทางในการเสนอทางเลือกการศึกษาบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ช่วยในจำลองพฤติกรรมและวิเคราะห์การเคลื่อนไหวมนุษย์ได้

บทที่ 2

ปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงข้อมูลเบื้องต้นที่ควรทราบก่อนที่จะทำการศึกษาคิเนเมติกส์และโคเนติกส์ของข้อเข่าที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวในชีวิตประจำวัน อาทิเช่น ระนาบอ้างอิง ชีวกลศาสตร์ของข้อเข่า รวมไปถึงงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับข้อเข่า ซึ่งข้อมูลทางคิเนเมติกส์และโคเนติกส์ได้ถูกใช้เพื่อนำมาประเมินความผิดปกติจากการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยหรือปรับปรุงการเคลื่อนไหวของคนปกติให้มีประสิทธิภาพสูงสุด ผู้ที่สนใจในงานวิจัยลักษณะนี้จำเป็นต้องรู้และเข้าใจลักษณะทางกายวิภาคของข้อเข่า ระบบระนาบและระบบแกน รวมถึงการเคลื่อนไหวในพฤติกรรมกิจวัตรต่าง ๆ ซึ่งเป็นพื้นฐานสำคัญสำหรับศัลยแพทย์ที่ต้องผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม หรือแม้กระทั่งนักกายภาพบำบัดและบุคคลทั่วไปที่สนใจในงานวิจัยนี้

2.2 ระบบอ้างอิงและระบบแกนของมนุษย์

2.2.1 ระนาบของร่างกาย คือ ระนาบสองมิติที่เคลื่อนผ่านวัตถุและแบ่งวัตถุภายในเส้นจินตภาพออกเป็นสองส่วนเท่า ๆ กัน โดยที่วัตถุสามารถแบ่งระนาบร่างกายออกเป็น 3 ส่วน ได้แก่

1. ระนาบหน้า-หลัง (Sagittal Plane หรือ Anteroposterior Plane) คือ ระนาบแนวตั้งหรือแนวตั้งที่แบ่งร่างกายจากด้านหน้าไปด้านหลัง ทำให้ร่างกายถูกแบ่งออกเป็นสองส่วนเท่า ๆ กัน คือ ด้านซ้ายและด้านขวา

2. ระนาบข้าง (Frontal Plane หรือ Lateral Plane) คือ ระนาบในแนวตั้งหรือแนวตั้งที่แบ่งส่วนของร่างกายจากด้านข้างหนึ่งไปสู่อีกด้านข้างหนึ่ง ทำให้ร่างกายถูกแบ่งออกเป็น 2 ส่วนเท่า ๆ กัน คือ ด้านหน้าและด้านหลัง

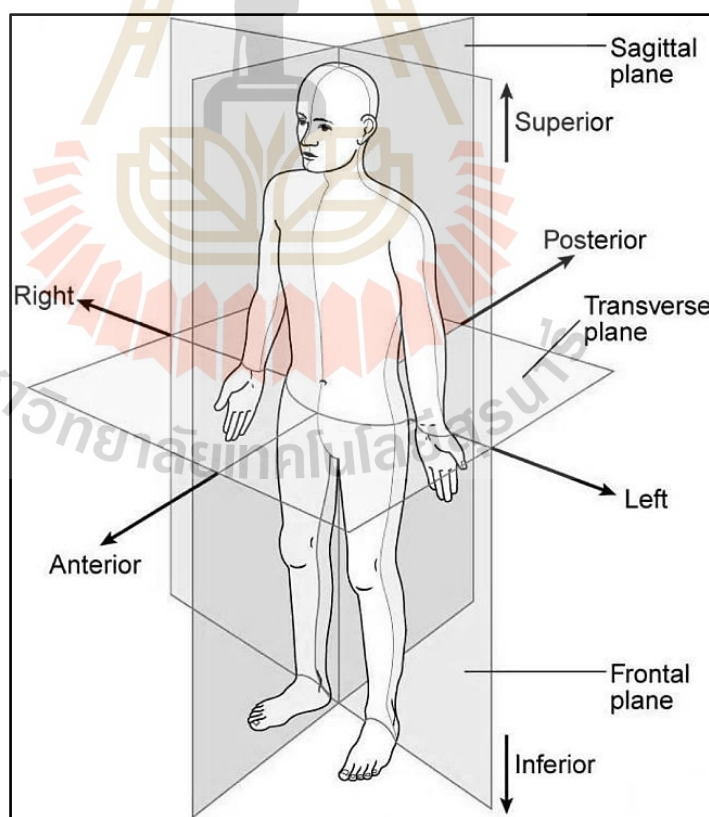
3. ระนาบแนวนอน (Transverse Plane หรือ Horizontal Plane) คือ ระนาบในแนวนอน ซึ่งแบ่งส่วนของร่างกายออกเป็น 2 ส่วนเท่า ๆ กัน คือ ส่วนบนและส่วนล่าง เมื่อเรายืนในท่ากายวิภาคระนาบทั้งสามนี้จะตัดกันหรือบรรจบกันที่จุด ๆ หนึ่ง จุดดังกล่าวนี้คือจุดศูนย์กลางของมวลสารของร่างกายหรือที่เราเรียกว่า “ จุดศูนย์กลางถ่วงของร่างกาย ” (Central Gravity = CG) การที่กล่าวว่าร่างกายหรือส่วนของร่างกายเคลื่อนไหวในระนาบใดนั้นหมายความว่าร่างกายหรือส่วนของร่างกายนั้นเคลื่อนไหวในแนวขนานกับระนาบนั้น

2.2.2 แกนของการเคลื่อนไหว ในการเคลื่อนไหวร่างกายหรือส่วนของร่างกายในระนาบใดระนาบหนึ่งนั้น แต่ละระนาบจะเคลื่อนผ่านแกนสมมุติซึ่งก็คือข้อต่อต่าง ๆ ของร่างกายนั่นเอง แกนของการเคลื่อนไหวแต่ละแกนจะตั้งฉากกับระนาบการเคลื่อนไหวแบบใดแบบหนึ่งในสามแบบดังกล่าวข้างต้นแบ่งออกได้เป็น 3 ชนิดคือ

1. แกนหน้า-หลังขนานแนวนอน (Sagittal horizontal axis หรือ Anteroposterior horizontal axis) เป็นแกนในแนวนอนซึ่งตั้งฉากกับระนาบข้างและทาคหน้าที่เป็นเสมือนตัวยึด เมื่อส่วนของร่างกายมีการเคลื่อนที่ในระนาบข้าง

2. แกนข้างขนานแนวนอน (Frontal horizontal axis หรือ Lateral horizontal axis) เป็นแกนในแนวนอนซึ่งตั้งฉากกับระนาบหน้า-หลัง ทาคหน้าที่เป็นเสมือนตัวยึด เมื่อส่วนของร่างกายมีการเคลื่อนที่ในระนาบหน้า-หลัง

3. แกนตั้งหรือแกนในแนวตั้ง (Vertical หรือ Longitudinal axis) เป็นแกนที่ตั้งฉากกับพื้นโลกหรือระนาบขอบฟ้า การเคลื่อนไหวส่วนของร่างกายไปในระนาบฟ้าจะเป็นการเคลื่อนไหวรอบแกนนี้



รูปที่ 2.1 แสดงระนาบและแกนในการเคลื่อนไหว ด้านข้าง, ด้านหน้า-หลัง และด้านแนวนอน (Churchill Livingston, 2012)

2.3 กายวิภาคข้อเข่า

ข้อเข่าเป็นจุดต่อที่ใหญ่และซับซ้อนที่สุดในร่างกายมนุษย์ มีหน้าที่รับและส่งผ่านน้ำหนักของร่างกายที่นอนบนตั้งแต่กระดูกต้นขาขึ้นไปลงสู่เท้ารวมไปถึงช่วยให้มนุษย์สามารถเคลื่อนไหวร่างกายไปยังที่ต่าง ๆ ได้ ดังแสดงในรูปที่ 2.2

2.3.1 ส่วนประกอบข้อเข่า ประกอบไปด้วยกระดูก 4 ส่วน คือ

1. กระดูกต้นขา (Femur) คือ กระดูกที่ยาวที่สุด หนักที่สุดและแข็งแรงที่สุดในร่างกาย เชื่อมต่ออยู่ระหว่างข้อเข่าและสะโพก

2. กระดูกหน้าแข้ง (Tibia) คือ กระดูกที่ยาวรองลงมาจากรกระดูกต้นขา เชื่อมต่ออยู่ระหว่างข้อเท้าและข้อเข่า

3. กระดูกสะบ้า (Patella) คือ กระดูกหน้าตาคล้ายสามเหลี่ยมมน ส่วนบนของกระดูกสะบ้าจะติดอยู่กับกระดูกและกล้ามเนื้อ ขณะที่ส่วนล่างติดอยู่กับเส้นเอ็นระหว่างกระดูกกับกระดูก

4. กระดูกอ่อน (Meniscus) คือ กระดูกอ่อนคล้ายพระจันทร์เสี้ยว คอยรับและกระจายแรงที่ผิวสัมผัสระหว่างกระดูกหน้าแข้งกับกระดูกต้นขาที่เป็นข้อเข่า

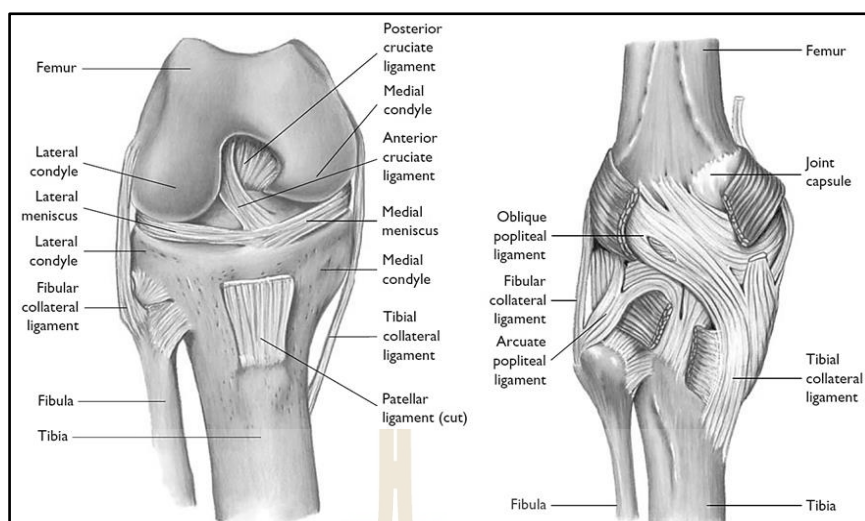
2.3.2 เส้นเอ็นยึดข้อเข่า ประกอบไปด้วยเส้นเอ็นยึดระหว่างกระดูกต้นขาและกระดูกหน้าแข้งจำนวน 4 เส้น ได้แก่

1. เอ็นไขว้หน้า (Anterior Cruciate Ligament - ACL) จะอยู่บริเวณจุดกึ่งกลางของข้อเข่าและยาวไปตามแนวเฉียงจากด้านหลังของกระดูกต้นขาไปจนถึงกระดูกหน้าแข้ง เส้นเอ็นนี้ทำหน้าที่ควบคุมการเคลื่อนไหวของกระดูกหน้าแข้งว่าจะสามารถเคลื่อนไหวได้มากน้อยเพียงใด โดยเส้นเอ็นไขว้หน้าข้อเข่าประกอบด้วย 2 ส่วนหลักๆ คือ Anteromedial และ Posterolateral ซึ่งแต่ละส่วนจะทำให้หัวเข่าและหน้าแข้งเคลื่อนไหวได้ในมุมต่าง ๆ

2. เอ็นไขว้หลัง (Posterior Cruciate Ligament - PCL) อยู่ตำแหน่งด้านหลังของเข่าซึ่งเป็นหนึ่งในหลาย ๆ เส้นเอ็นที่เชื่อมต้นขาและแข้ง เส้นเอ็นไขว้หลังคอยควบคุมให้แข้งไม่เคลื่อนที่ไปด้านหลังมากเกินไป

3. เอ็นยึดด้านข้างใน (Medial Collateral Ligament - MCL) อยู่ด้านข้างด้านในเชื่อมกระดูกต้นขาและกระดูกหน้าแข้ง

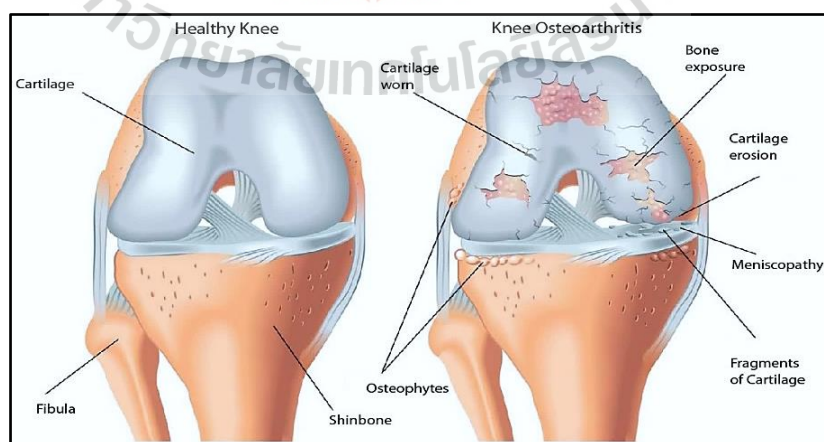
4. เอ็นยึดด้านข้างนอก (Lateral Collateral Ligament - LCL) อยู่ด้านข้างด้านนอกจะเชื่อมกระดูกต้นขาและกระดูกน่อง เส้นเหล่านี้จะควบคุมการเคลื่อนไหวไปด้านข้างของเข่าและคุมต้านการเคลื่อนไหวที่ผิดปกติและเส้นเอ็นที่ยึดกระดูกสะบ้ากับกล้ามเนื้อ (Patella Tendon)



รูปที่ 2.2 ส่วนประกอบกายวิภาคข้อเข่า (Hole's Human Anatomy and Physiology, 1996)

2.4 ภาวะข้อเข่าเสื่อม

โรคข้อเข่าเสื่อมเป็นโรคเกี่ยวกับข้อต่อที่มีการอักเสบซึ่งมีลักษณะการสึกหรอร่วมกับความพยายามของร่างกายในการซ่อมแซมส่วนที่สึกหรอ แต่อัตราการบำรุงรักษาไม่เพียงพอที่จะให้ทันกับอัตราการสึกหรอ ส่งผลให้สภาพของข้อเข่าเปลี่ยนไป ทำให้ไม่สามารถทำงานได้ตามปกติโดยเฉพาะในผู้สูงอายุที่เกี่ยวข้องกับอายุ ความเสื่อมของข้อเข่าส่งผลกระทบต่อจิตใจและร่างกายของผู้สูงอายุโรคนี้เป็นโรคเรื้อรังที่รักษาไม่หายซึ่งกำลังเป็นปัญหาสาธารณสุขที่สำคัญและส่งผลกระทบต่อประชาชน พบได้ในผู้หญิง 55 ปีขึ้นไป แต่จะพบมากในผู้สูงอายุและจะเพิ่มขึ้นตามอายุ ในประเทศไทยอุบัติการณ์ของโรคข้อเข่าเสื่อมคิดเป็น 6-35% ของประชากร

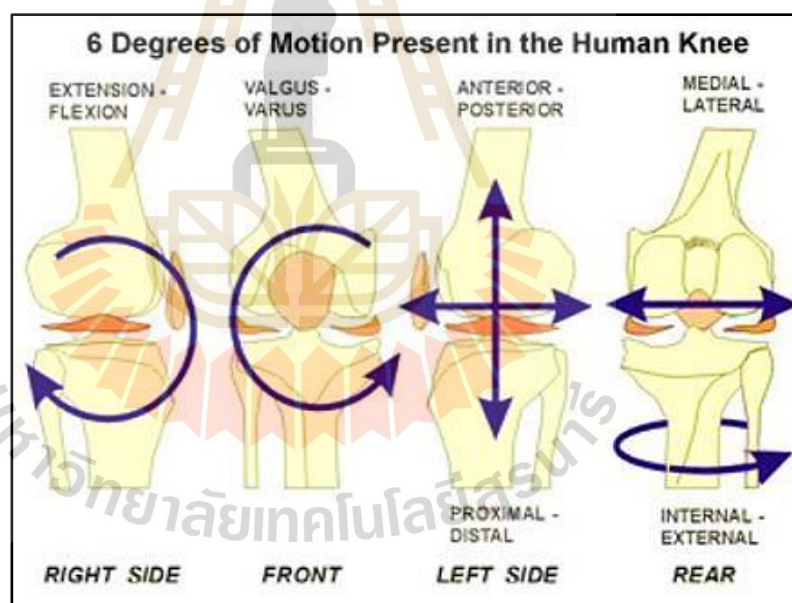


รูปที่ 2.3 สภาวะข้อเข่าปกติและข้อเข่าเสื่อม

(<https://sites.google.com/site/plaprintdirectsale/l8>)

2.5 การเคลื่อนไหวข้อเข่า

การเคลื่อนที่ของข้อเข่าเกิดจากการสัมผัสกันระหว่างกระดูกมี 2 ส่วน ได้แก่ ส่วนแรกคือกระดูกต้นขาสัมผัสกับกระดูกอ่อนที่อยู่บนกระดูกหน้าแข้งและส่วนที่สองคือกระดูกต้นขาสัมผัสกับกระดูกลูกสะบ้า การเคลื่อนไหวหลักของข้อเข่าคือการยืดและงอในแนวระนาบด้านข้างในลักษณะบานพับและยังมีการหมุนเข่าด้านในของกระดูกหน้าแข้งระหว่างการงอเข่าเล็กน้อย มีการเลื่อนไกลของกระดูกต้นขาที่กระดูกหน้าแข้งระหว่างการงอเล็กน้อยที่บริเวณปลายล่างของกระดูกต้นขา เรียกว่า คอนไดล์ มีลักษณะเป็นส่วนโค้งงอ 2 ส่วน มีร่องตรงกลางเป็นแนวให้กระดูกลูกสะบ้าเคลื่อนที่ไปมาบริเวณด้านหน้าระหว่างร่องนี้ กระดูกลูกสะบ้ามีหน้าที่คล้ายจุดหมุนในการเพิ่มแรงดึงจากเส้นเอ็นให้มากขึ้น เอ็นยึดด้านข้างในอยู่ด้านในของข้อเข่า ส่วนเอ็นยึดด้านข้างนอกอยู่ด้านนอกของข้อเข่า ซึ่งเส้นเอ็นสองเส้นนี้มีหน้าที่ในการยึดกระดูกทั้งสองไม่ให้บิดออกทางด้านข้าง ส่วนเอ็นไขว้หน้า (ACL) และ เอ็นไขว้หลัง (PCL) จะไขว้กันอยู่ตรงกลางป้องกันไม่ให้กระดูกหน้าแข้งเคลื่อนหลุดไปนอกข้อเข่าทางด้านหน้าและหลังตามลำดับ



รูปที่ 2.4 ทิศทางและองศาอิสระการเคลื่อนไหวของข้อเข่า

(Arun Pal Singh, 2020)

ข้อเข่ามีการเคลื่อนไหวที่ซับซ้อนและมีจำนวนองศาอิสระของการเคลื่อนไหวจำนวน 6 องศาอิสระ แสดงในรูปที่ 2.4 โดยสามารถแบ่งได้เป็นดังนี้

1. Flexion-Extension (FE) การยืดและงอเข่าซึ่งเกิดขึ้นโดยกระดูกต้นขาจะเคลื่อนที่หมุนบนกระดูกหน้าแข้งรอบแกนในแนวข้าง

2. Anterior-Posterior (AP) translation การเคลื่อนที่ในแนวหน้า-หลัง ซึ่งเกิดขึ้นโดยบนกระดูกหน้าแข้งเคลื่อนที่ในแนวหน้า-หลัง

3. Internal-External (IE) rotation การหมุนเข้าด้านในและด้านนอกของกระดูกหน้าแข้งรอบแกนแนวตั้ง

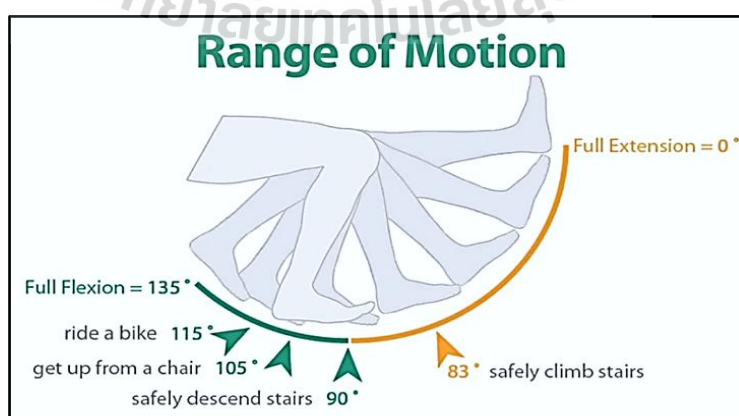
4. Adduction-Abduction Rotation การหมุนของกระดูกหน้าแข้งบนระนาบด้านหน้า บางครั้งจะถูกเรียกว่า Varus-Valgus

5. Medial-Lateral (ML) Translation การเคลื่อนที่ในแนวด้านข้างของกระดูกหน้าแข้ง

6. Superior-Inferior Translation การเคลื่อนที่ขึ้น-ลงของกระดูกต้นขาและกระดูกหน้าแข้งตามแกนในแนวยาว

2.6 ขอบเขตการเคลื่อนไหวข้อเข่า

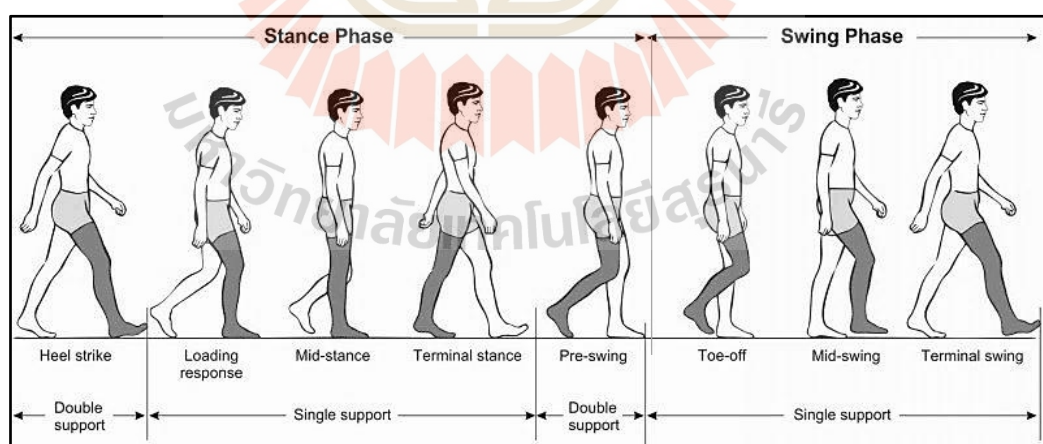
การเคลื่อนที่ของข้อเข่าจะมีลักษณะเป็นกลไกการเลื่อนตำแหน่งและการหมุนเกิดขึ้นร่วมกัน บริเวณพื้นผิวคอนไดล์ ซึ่งการเคลื่อนที่ระหว่างกระดูกส่วนต้นขาและกระดูกหน้าแข้งจะถูกจำกัดด้วยลักษณะของโครงสร้างกระดูกข้อเข่าและกล้ามเนื้อเส้นเอ็น ทั้งนี้จากการศึกษาพบว่ามุมของการเคลื่อนไหวในกิจกรรมทั่วไปข้อเข่าจะงอได้เป็นมุมเฉลี่ยประมาณ 0 ถึง 135 องศา ในขณะที่เดียวกันข้อเข่าจะสามารถเคลื่อนที่หมุนรอบแกนเป็นมุมเฉลี่ยประมาณ 5 ถึง 10 องศา ในแต่ละทิศทาง อย่างไรก็ตามข้อเข่าจะไม่สามารถเคลื่อนที่อย่างเต็มที่โดยปราศจากการหมุนรอบแกนระหว่างกระดูกต้นขาและกระดูกหน้าแข้ง เนื่องจากรูปร่างของกระดูกต้นขาโดยปุ่มด้านในของกระดูกจะยาวกว่าปุ่มด้านนอกประมาณ 0.5 นิ้ว และจุดสัมผัสระหว่างกระดูกต้นขาที่กระดูกหน้าแข้งเคลื่อนที่ไปด้านหลังประมาณ 6 ถึง 10 มิลลิเมตร



รูปที่ 2.5 ขอบเขตการเคลื่อนที่ของข้อเข่า (<https://x10therapy.com/knee-range-of-motion>)

2.7 วงรอบการเดิน

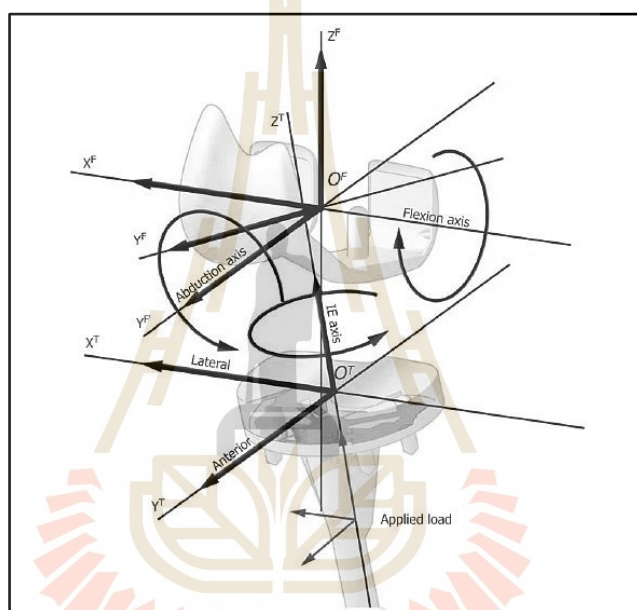
วงรอบการเดิน (Gait Cycle) ถูกแบ่งเป็น 2 ช่วง ในรอบการเดินโดยทั่วไปเหตุการณ์ทั้งสองจะมีลักษณะที่เหมือนกันตรงที่เท้าข้างหนึ่งเริ่มต้นที่เท้าอยู่กับพื้นและจบลงเมื่อเท้าข้างเดียวกันพื้นอีกครั้ง (เรียกว่าหน้าสัมผัสเริ่มต้น) ในช่วงรอบการเดินแขนขาที่ต่ำกว่าจะพิจารณาเป็นระยะสลับท่าทาง (เท้าสัมผัสกับพื้นดิน) และระยะการยกเท้า (เท้าที่ไม่ต้องสัมผัสพื้นดิน) ดังนั้นการเดินรอบแบ่งออกเป็นช่วงเวลาที่เท้ายันพื้น (Stance Phase) ประมาณ 60% ของรอบ และในช่วงของเท้าแกว่งลอยจากพื้น (Swing Phase) ประมาณ 40% ของรอบ ดังรูปภาพที่ 2.6 ซึ่งทำให้เราเห็นได้ว่าจุดเริ่มต้นที่เป็น Heel strike เป็นช่วงที่สั้นเนื่องด้วยเป็นระยะเริ่มต้นที่เท้าสัมผัสกับพื้นรวมทั้งเป็นการทรงตัวด้วยขาทั้งสองข้าง ถัดมาในช่วง Loading Response ร่างกายรองรับแรงกระแทกของเท้า ในช่วง Mid Stance ร่างกายจะเริ่มเคลื่อนไหวจากแรงกระแทกที่ถูกสะสมไว้เพื่อใช้เป็นแรงผลักร่างกายไปข้างหน้า เมื่อส้นเท้าเริ่มยกออกจากพื้น ในช่วงนี้น้ำหนักตัวของคนเราจะถูกแบ่งออกไปเหนือหัวแม่เท้า เมื่อนิ้วแม่เท้าเริ่มออกจากพื้น แสดงถึงการเริ่มต้นของ Swing Phase ในช่วงต้นของการแกว่งสะโพกจะขยายออก ในช่วงกลางการแกว่งสะโพกจะเกร็งตัว ช่วงปลายการแกว่งเริ่มต้นด้วยการงอสะโพกส่วนขยายที่ลึอกของหัวเข่าและตำแหน่งที่กลางของข้อเท้า และเท้าแบนราบกลับสู่พื้นเช่นเดิมลำดับต่อไปนี้และชื่อเรียกมีดังต่อไปนี้ เริ่มต้นที่ Stance Phase ประกอบไปด้วย Initial Contact, Load Responding, Mid Stance, Terminal Stance และ Pre-Swing ในทำนองเดียวกัน Swing Phase จะแบ่งออกเป็นสามเฟสย่อยการทำงานที่เกิดขึ้นในลำดับต่อไปโดย Toe-off, Mid-Swing และ Terminal Swing



รูปที่ 2.6 วงรอบการเดินของมนุษย์ (Armad, 2015)

2.8 มาตรฐานรูปแบบภาวะข้อเข่าเทียม ASTM F3141

ASTM F3141 เป็นมาตรฐานที่ใช้ประเมินการกระทำที่เกิดขึ้นกับชุดข้อเข่าเทียม โดยจะเน้นการทำงานและการสึกหรอในระหว่างการเคลื่อนไหวของข้อเข่าในท่าต่างๆ บ่งบอกถึงภาระของการกระทำที่เกิดขึ้นในชีวิตประจำวัน ภาระการกระทำจะปรากฏในรูปแบบของรอบภาระการกระทำในมาตรฐานนี้ประกอบด้วยภาระการกระทำที่เกิดจากการกระทำ เช่น การเดิน, ขึ้นและลงบันได, ลูกชั้่นนั่งและการก้าวขาออกจากอ่างอาบน้ำ ในรูปที่ 2.7 แสดงแกนอ้างอิงและตารางที่ 2.1 จะแสดงชื่อและสัญลักษณ์ของการเคลื่อนที่ตามแกนอ้างอิง

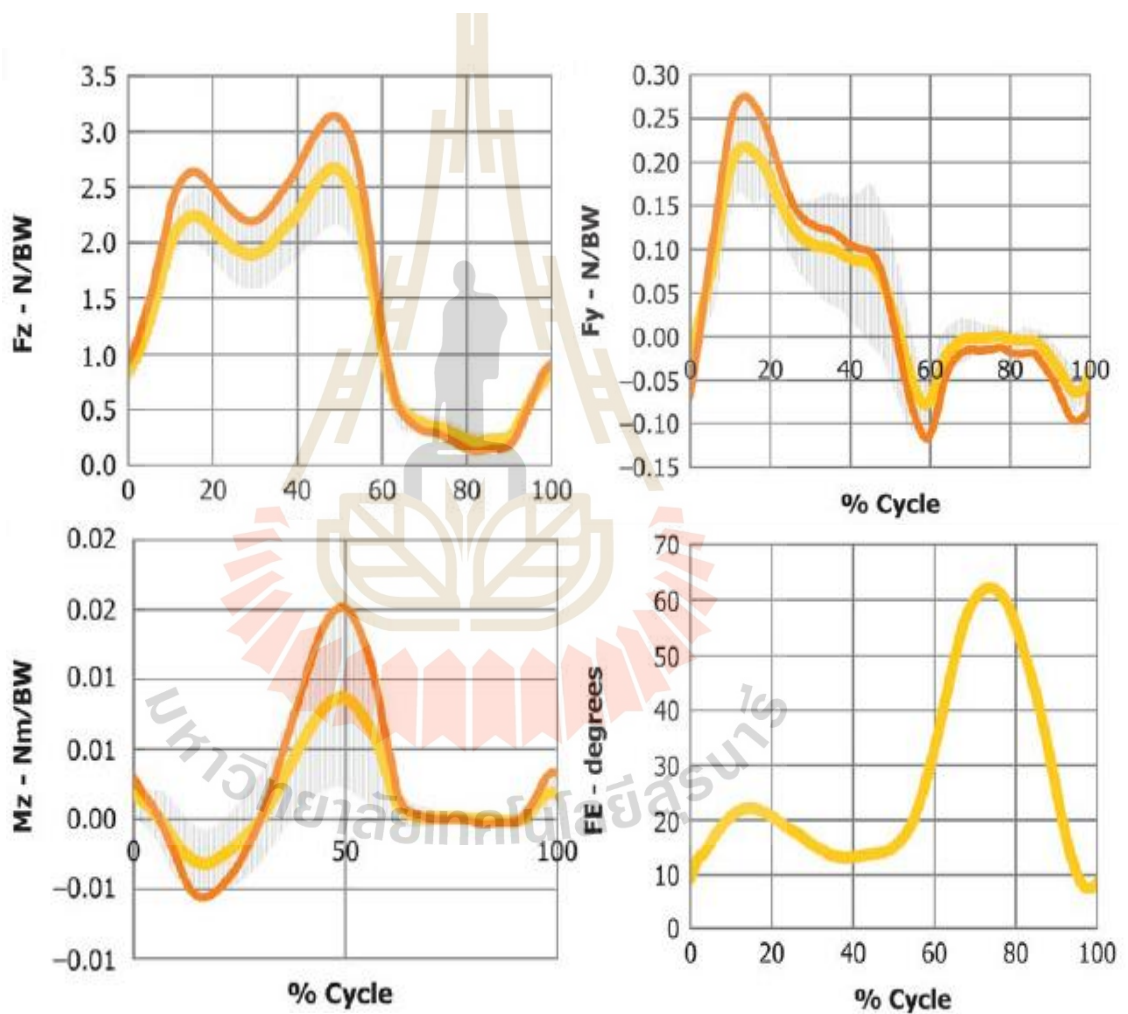


รูปที่ 2.7 แกนอ้างอิงที่ใช้ในการเรียกการเคลื่อนแบบต่าง ๆ ของข้อเข่าเทียม

ตารางที่ 2.1 ชื่อและสัญลักษณ์ของการเคลื่อนที่ตามแกนอ้างอิง

ระนาบอ้างอิง	พิกัดแกน	คำย่อ
Medial-Lateral	X^F	ML
Anterior – Posterior	Y^T	AP
Axial	Z^T	AX
Flexion – Extension	X^F	FE
Internal – External Rotation	Z^T	IE
Abduction – Adduction	Y^F	AA

ในมาตรฐานการทดสอบ ASTM F3141 นี้จำลองการเคลื่อนไหวของข้อเข่าที่ใช้สำหรับทดสอบทาง ชีวกลศาสตร์เพื่อจำลองการเคลื่อนไหวตามสรีรวิทยาของข้อเข่า ช่วยให้จำลองกิจกรรมต่าง ๆ เช่น การเดิน, เดินเร็ว, การขึ้น-ลงบันได, การลุกขึ้นจากที่นั่ง, การลงนั่ง, การย่อขา, การก้าวขาเข้า-ออกอ่างน้ำ ทำให้สามารถประเมินประสิทธิภาพและความคงทนของชุดข้อเทียมได้ ซึ่งในที่นี้ขอยกตัวอย่างของภาวะกระทำที่เกิดขึ้นขณะเดินในแต่ละช่วงเวลาของวงรอบการเดิน ดังรูปที่ 2.8 และได้แนบตารางค่าภาวะกระทำที่เกิดขึ้นในช่วงเวลาต่าง ๆ ไว้ที่ภาคผนวก ง ท้ายเล่มซึ่งจะเป็นภาวะกระทำในท่าเดิน



รูปที่ 2.8 ภาวะกระทำ โมเมนต์และมุมตามแกน โดยเส้นสีเหลืองแสดงแรงเฉลี่ย และเส้นสีส้มแสดงแรงสูงสุดของคนหนัก 100 กิโลกรัม

2.9 การวิเคราะห์การเดิน

การเดินคือการเคลื่อนที่ของร่างกายจากที่หนึ่งไปยังอีกที่หนึ่งโดยอาศัยเท้า มักเกี่ยวข้องกับ การรักษาสสมดุลของร่างกายโดยการเคลื่อนที่ของขาทั้ง 2 ข้างทำงานซ้ำ ๆ อย่างเป็นจังหวะ ขณะมี การเคลื่อนไหวจะเกิดการ ทำงานบริเวณกล้ามเนื้อ เส้นเอ็น ข้อต่อ กระดูกสันหลัง รวมถึงการแกว่ง แขน ซึ่งการทำงานของอวัยวะต่าง ๆ จะถูกควบคุมด้วยระบบประสาท ในทางการแพทย์นิยมใช้คำว่า Gait ซึ่งหมายถึง รูปแบบการเดินที่สัมพันธ์กับระยะทาง เวลา การทำงานของข้อต่อและพลังงาน สูญเสียในการเดิน 1 รอบ การเดินของคนปกติจะใช้พลังงานเพียงเล็กน้อยซึ่งต่างจากผู้ป่วยที่ต้องใช้ พลังงานมากกว่าปกติ หากเข้าใจรูปแบบการเดินจะสามารถวางแผนการรักษาผู้ป่วยให้มีการ เคลื่อนไหวใกล้เคียงกับคนปกติได้

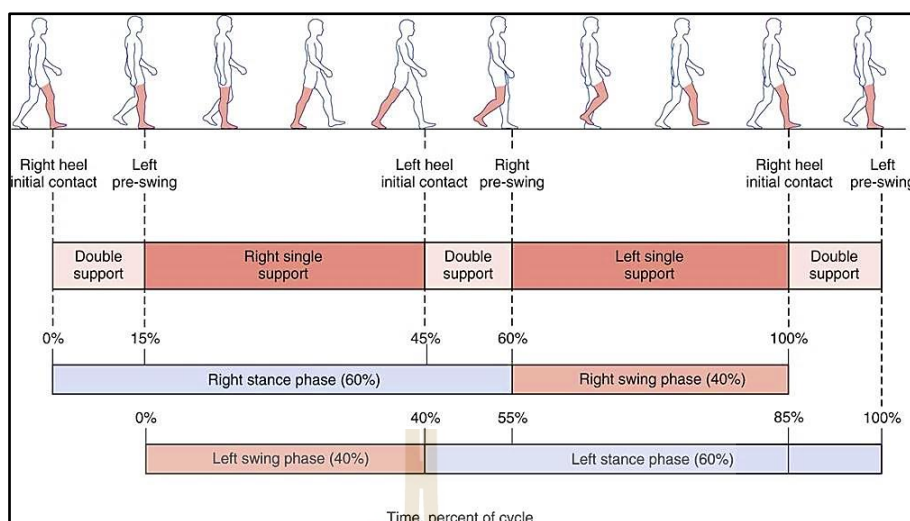
วงรอบการเดิน หมายถึง รอบการเดินหรือช่วงเวลาที่เกิดขึ้นขณะเดิน โดยเริ่มสังเกตจากสัน เท้าของขาข้างหนึ่งและพื้นจนถึงสันเท้าของขาข้างนั้นและพื้นอีกครั้ง วงรอบการเดินสามารถแบ่ง ออกเป็น 2 ช่วง ดังแสดงในรูปที่ 2.9

2.9.1 ช่วงที่เท้ายันพื้น หมายถึง ช่วงระยะเวลาที่เท้าสัมผัสกับพื้นในขณะที่เดินและสามารถ แบ่งย่อยตามเหตุการณ์ได้แก่

1. Heel strike คือ ช่วงที่สันเท้าแตะหรือสัมผัสพื้นเป็นส่วนแรกในช่วงนี้จะเกิดเท้า สัมผัสพื้นพร้อมกัน (Double support) ทั้งเท้าซ้ายและเท้าขวา
2. Foot flat คือ ช่วงเวลาที่เท้าวางราบขนานกับพื้นในช่วงนี้เท้าไม่ได้สังเกตเตรียมยก ตัวออกจากพื้น
3. Mid stance คือ ช่วงที่เท้าและขายันน้ำหนักตัวเท้าที่ไม่ได้สังเกตจะลอยแกว่งออก จากพื้น
4. Toe off คือ ช่วงที่ยกสันเท้าและดันปลายเท้าออกจากพื้นเพื่อเตรียมการแกว่งเท้า กลางอากาศ

2.9.2 ช่วงที่เท้าแกว่งลอย หมายถึง ช่วงระยะเวลาที่เท้าแกว่งลอยกลางอากาศสังเกตโดย ปลายเท้าลอยออกจากพื้น สามารถแบ่งย่อยตามเหตุการณ์ได้แก่

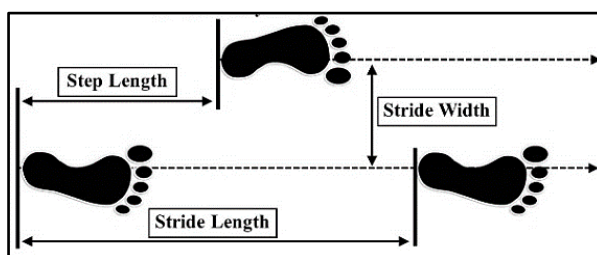
1. Acceleration คือ การเคลื่อนที่ไปด้านหน้าของขาอย่างรวดเร็ว จากการทำงาน ของแรงในกล้ามเนื้อสะโพกและน่อง
2. Mid swing คือ การเคลื่อนไหวที่สะโพกและเข่า ทำงานมากที่สุด โดยจะทำงานตรง ข้ามกับ Mid stance ของขาฝั่งตรงข้าม
3. Deceleration คือ ช่วงที่กล้ามเนื้อทำงานน้อยสุดเพื่อลดความเร่งของสัมผัสเท้าที่จะ สัมผัสกับพื้นอีกครั้ง ซึ่งจะเกิดในช่วงท่าของการแกว่งขา



รูปที่ 2.9 วงรอบการเดินของมนุษย์แบ่งเป็นช่วงเปอร์เซ็นต์ระยะเวลาที่เท้ายันพื้น
(Williams & Wilkins, 1981)

นอกจากข้อมูลที่กล่าวข้างต้นยังมีคำศัพท์ที่นิยามเกี่ยวกับการเดินดังรูปที่ 2.10 ได้แก่

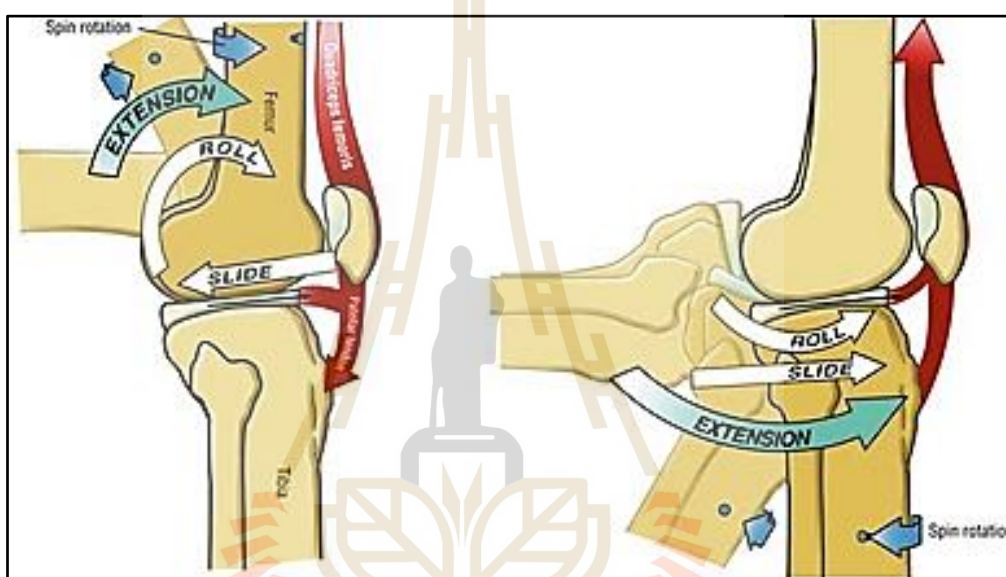
1. Velocity คือ ความเร็วขณะเดิน โดยคิดจากระยะทางทั้งหมดที่เดินต่อเวลาที่ใช้ขณะเดิน หน่วยเป็น เมตรต่อวินาที (m/s)
2. Cycle time คือ เวลาทั้งหมดที่ใช้ในการก้าวเดินใน 1 รอบการเดิน หน่วยเป็น วินาที (s)
3. Stride width คือ ระยะห่างระหว่างเท้าทั้ง 2 ข้างขณะก้าวเดิน หน่วยเป็น เมตร (m)
4. Stride length คือ ระยะห่างที่วัดจากความยาวก้าวของสันเท้าที่สนใจจนถึงสันเท้าลงมาแตะกับพื้นในก้าวถัดไป หน่วยเป็น เมตร (m)
5. Step length คือ ระยะห่างที่วัดจากความยาวก้าวของสันเท้าข้างหนึ่งไปยังสันเท้าฝั่งตรงข้าม หน่วยเป็น เมตร (m)
6. Cadence คือ จำนวนก้าวต่อนาทีซึ่งถูกวัดขณะเดิน หน่วยเป็น จำนวนก้าวต่อนาที (step/m)



รูปที่ 2.10 ลักษณะการเดินของมนุษย์

2.10 ชีวกลศาสตร์ของข้อเข่า

ข้อเข่าถูกจัดเป็น Condylar joint เนื่องจากการเคลื่อนไหวได้ใน 2 ระนาบ คือ การงอและการเหยียดของข้อเข่า ขณะที่มีการหมุนไปเล็กน้อยด้วยในขณะที่มีการงอหรือเหยียดของข้อเข่า ในบริเวณของข้อเข่านี้มีข้อต่ออยู่ 3 ข้อ ได้แก่ Tibiofemoral joint, Patellofemoral joint และ Superior tibiofibular joint ซึ่ง Tibiofemoral joint นั้นเป็นข้อหลักที่มีการเคลื่อนไหวหลัก คือ การงอและการเหยียดข้อเข่าและมีการหมุนของกระดูกหน้าแข้งรอบกระดูกต้นขาพร้อมด้วยขณะที่มีการงอและเหยียดเข่า



รูปที่ 2.11 การเคลื่อนไหวข้อเข่าในสภาวะการเหยียดและงอ (Mari Long, 2016)

2.10.1 คิเนเมติกส์ของข้อเข่า

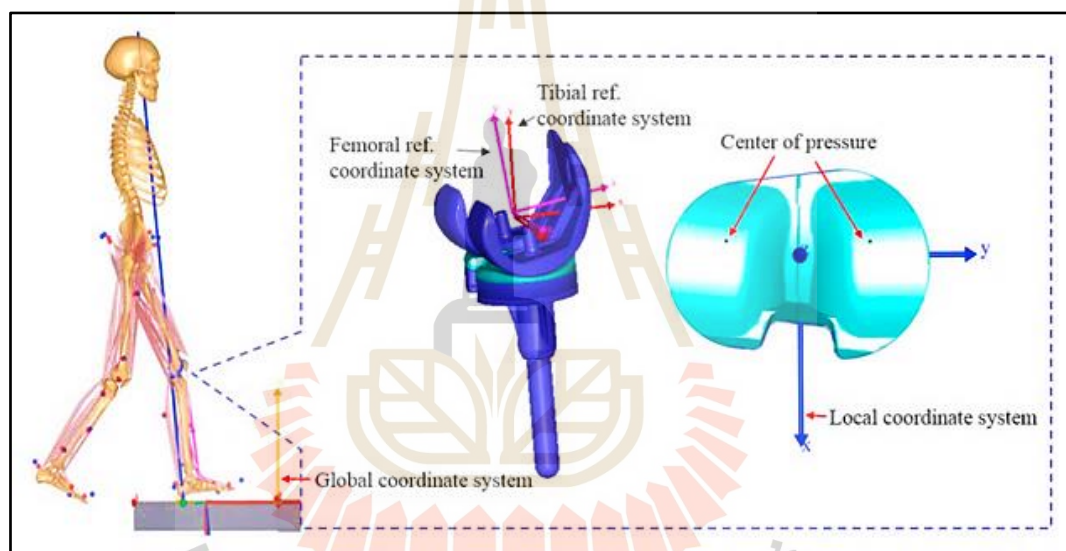
การเคลื่อนไหวที่ประกอบไปด้วยรูปแบบและความเร็วของการเคลื่อนไหว ลำดับการเคลื่อนไหวของส่วนต้นและส่วนปลายของข้อซึ่งแสดงถึงลักษณะการเคลื่อนไหวของคนแต่ละคน เครื่องมือที่ใช้วิเคราะห์ทางคิเนเมติกส์คือกล้องความถี่สูงและโปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหวคิเนเมติกส์ของข้อเข่า มีการศึกษาในท่าทางการเคลื่อนไหวต่าง ๆ ในชีวิตประจำวัน ซึ่งในที่นี้จะขอกล่าวเฉพาะกิจกรรมที่มีการศึกษามากที่สุดคือการเดิน

จากข้อมูลการวิเคราะห์คิเนเมติกส์ขณะเดิน ในขณะที่เดินช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นจะมีการงอเข่ามากขึ้นตามความเร็วของการเดิน พบว่าจะมีการงอเข่าประมาณ 0-6 องศาในการเดินช้า 6-12 องศาในการเดินปกติ และ 12-18 องศาในการเดินเร็ว ขณะที่การงอและเหยียดของข้อเข่าในช่วงเท้าลอยจากพื้นจะมีช่วงการเคลื่อนไหวประมาณ 67 องศา และเพิ่มมากขึ้นเป็น 83 และ 90 องศาในขณะที่ลงบันได นอกจากนี้ยังพบว่าในช่วงเท้าลอยจากพื้นข้อเข่าจะมีการเหยียดพร้อมกับเกิด External

Rotation ของ Tibia ไปด้วยกันเรียกว่า Screw Home Mechanism ซึ่งในทางตรงกันข้ามจะเกิด Internal Rotation ของ Tibia ขณะที่ข้อเข่ามีการงอ

2.10.2 ไคเนติกส์ของข้อเข่า

การศึกษาของแรงที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหว ซึ่งแรงนั้นอาจเป็นแรงที่เกิดภายนอกข้อเข่าหรือเกิดขึ้นภายในข้อเข่าได้ ในกรณีของไคเนติกส์จะไม่สนใจรูปแบบของการเคลื่อนไหวเลยเครื่องมือที่ใช้วัดแรงคือ Force Transducer ถ้ามีการประกอบให้เป็นรูปแบบที่ใช้วัดกับจุดสัมผัสที่เป็นมาตรฐาน คือ แผ่นรับแรง (Force Plate) ปกติจะมี 4 Transducer อยู่ที่แต่ละมุมของแผ่นรับแรงซึ่งสามารถวัดแรงที่จุดสัมผัสกับแผ่นรับแรงได้ในสามแกนที่ตั้งฉากกัน คือ X Y และ Z รวมทั้งสามารถคำนวณตำแหน่งที่เสมือนว่าแรงทั้งหมดกระทำที่ผิวสัมผัส



รูปที่ 2.12 แบบพลศาสตร์โครงสร้างของกล้ามเนื้อและกระดูกและการอ้างอิงตามระบบพิกัดของศูนย์กลางแรงกดของข้อเข่าเทียม (Zhenxian Chen, 2016)

การวัดแรงภายนอกของร่างกายสามารถใช้แผ่นรับแรงได้วัดแรงปฏิกิริยาที่พื้นโดยวัดจากแผ่นรับแรง ส่วนการวัดแรงที่เกิดขึ้นในข้อเข่าหากจะทำทางตรงจะต้องมีการฝังชุดวัดแรงเข้าไปในข้อต่อซึ่งเป็นกระบวนการที่เสี่ยงต่ออันตรายของข้อจึงมีการคิดคำนวณแรงที่เกิดขึ้นในข้อทางอ้อม การคำนวณแรงในท่าอยู่นิ่งโดยคำนวณตามหลักกลศาสตร์ตามกฎของนิวตันโดยการคำนวณจากข้อมูลที่ทราบเช่น น้ำหนักของส่วนต้นขา น้ำหนักของขาส่วนล่าง แนวแรงที่กล้ามเนื้อหลักกระทำ เป็นต้น

แรงที่เกิดขึ้นขณะการเคลื่อนไหวโดยทั่วไปจะต้องคำนวณโดยมีความเร่งมาเกี่ยวข้อง ซึ่งต้องใช้การคำนวณจากข้อมูลทั้งไคเนเมติกส์และไคเนติกส์ จึงมีการคิดวิธีมาตรฐานในการคำนวณ

ส่วนใหญ่จะใช้กับส่วนขาเนื่องจากแรงที่จุดสัมผัสที่ทราบนั้นวัดจากเครื่องมือมาตรฐานคือแผ่นรับแรง โดยปกติจะฝังลงกับพื้นที่ทำการทดลองและสามารถวัดแรงที่เท้าสัมผัสพื้นจากการเคลื่อนไหวต่าง ๆ เช่น การเดิน การวิ่ง การกระโดด เป็นต้น แล้วนำค่าที่ได้ไปใช้ในการคำนวณแรงที่เกิดขึ้นที่ข้อเท้า ข้อเข่า ข้อสะโพก เป็นต้น ด้วยวิธีที่เรียกว่าพลศาสตร์ย้อนกลับ

2.11 การคำนวณแรงในข้อเข่าด้วยวิธีพลศาสตร์ย้อนกลับ

ข้อมูลทางชีวกลศาสตร์ การประมาณค่าแรงและโมเมนต์ในการคำนวณแบบต่างๆ นั้นใช้หลักการที่เรียกว่าพลศาสตร์ย้อนกลับ (Inverse Dynamics) ซึ่งกำหนดให้มีการคำนวณข้อมูลคิเนแมติกส์และโคเนติกส์ตามกฎนิวตันข้อ 2 การประมาณค่าแรงที่กระทำบนเข่าต้องใช้ข้อมูลคิเนแมติกส์ กล่าวคือ ความเร่งของเท้าและขาส่วนล่าง ข้อมูลโคเนติกส์ คือ แรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นที่เท้า เป็นต้น การประมวลผลมวลของเท้าและขาส่วนล่าง โดยทั่วไปจะคำนวณเป็นผลคูณของมวลของร่างกายและเศษส่วนมวลของเท้าและขาส่วนล่างซึ่งเป็น ค่าคงที่ที่ได้จากตาราง Body Segment Parameters ซึ่งเป็นค่าประมาณที่ได้จากการตัดส่วนต่าง ๆ ของร่างกายใหญ่ไปหาสัดส่วนของมวลนั้นเทียบกับมวลรวมของร่างกาย ค่าที่ยอมรับโดยทั่วไปสำหรับการคำนวณจะขึ้นอยู่กับข้อมูลของ Dempster มวลของเท้าและขาส่วนล่างหนึ่งข้างเท่ากับ 1.45 และ 4.65 เปอร์เซ็นต์ของมวลกาย

การคำนวณแบบพลศาสตร์ย้อนกลับจะคำนวณแรงและโมเมนต์ที่ไม่ทราบ ดังนั้นเราต้องเริ่มจากจุดที่เรารู้ค่าของแรงคือพื้นที่เท้าเพราะในการวิเคราะห์แรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นบนเท้าวัดโดยใช้เครื่องมือที่เรียกว่าแผ่นรับแรง ดังนั้นการคำนวณส่วนของขาจึงต้องเริ่มจากข้อเท้าและไปที่ข้อเข่าและข้อสะโพกตามลำดับ

การคำนวณจะใช้วิธีแผนภาพอิสระตามหลักการคำนวณทางกลศาสตร์ ดังรูปที่ 2.13 เพื่อคำนวณแรงในข้อเท้า และข้อเข่า ตามลำดับ ตามสูตรต่อไปนี้

$$\text{แรงที่ข้อเท้า} \quad A_X = -F_X + m_F a_{FX} \quad (1)$$

$$A_Y = -F_Y + m_F a_{FY} + m_F g \quad (2)$$

$$\text{แรงที่ข้อเข่า} \quad K_X = -A_X + m_S a_{SX} \quad (3)$$

$$K_Y = -A_Y + m_S a_{SY} + m_S g \quad (4)$$

โดยที่

F_X, F_Y คือแรงปฏิกิริยาที่เท้าในแกน X และ Y

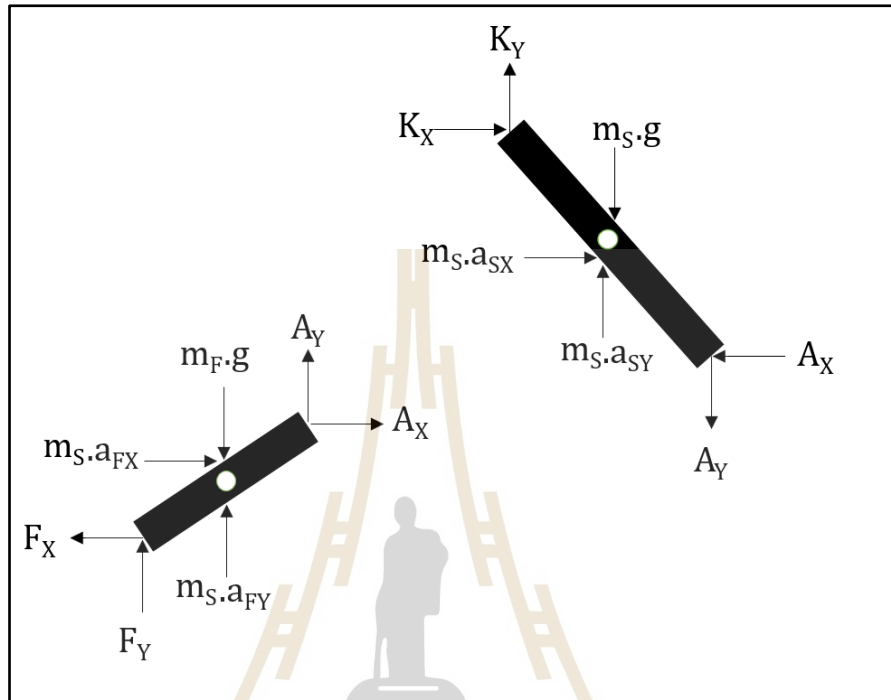
A_X, A_Y คือแรงที่เกิดที่ข้อเท้าในแนวแกน X และ Y

K_X, K_Y คือแรงที่เกิดที่ข้อเข่าในแนวแกน X และ Y

m_F, m_S คือมวลของเท้าและมวลของขาส่วนล่าง

a_{FX}, a_{FY} คือ ความเร่งของเท้าในแนวแกน X และ Y

a_{SX} , a_{SY} คือความเร่งของขาส่วนล่างในแนวแกน X และ Y
 g คือความเร่งจากแรงโน้มถ่วงของโลก

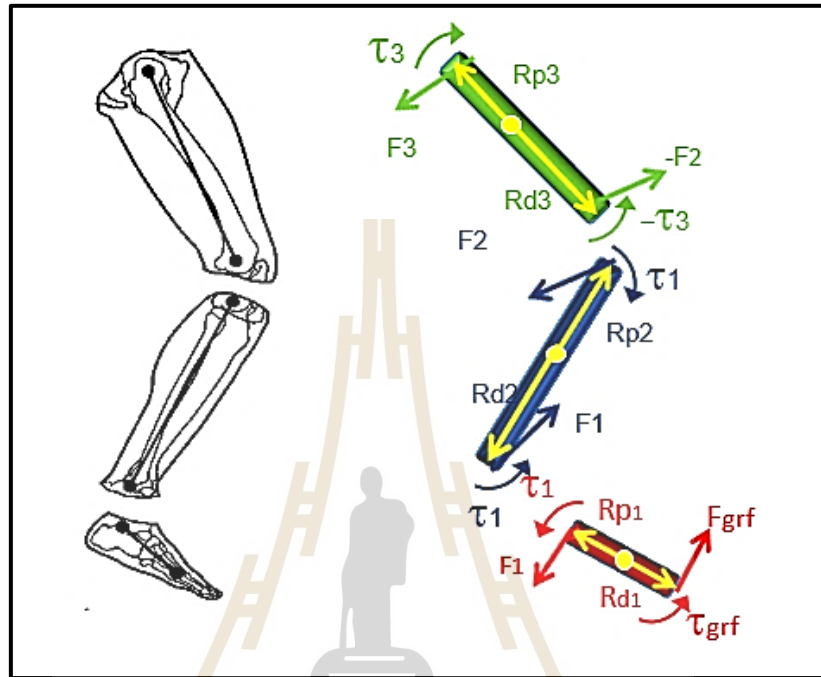


รูปที่ 2.13 แผนภาพอิสระของเท้าและขาส่วนล่างที่แสดงถึงแรงต่าง ๆ ที่กระทำกับเท้าและขา รวมถึงแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นบริเวณเท้าและแรงที่เกิดในข้อเท้าและข้อเข่า

การคำนวณนี้เป็นการเคลื่อนไหวในสองมิติ (2D) คือ แกน X (Anteroposterior) และ Y (Vertical) เท่านั้น สามารถใช้ในการประมาณแรงในการเคลื่อนไหวที่อยู่ใกล้เคียงกับระนาบเดียว เช่น การเดิน การวิ่งการกระโดดในแนวตั้ง เป็นต้น หากเป็นการเคลื่อนไหวที่ซับซ้อน เช่น มีการบิด หมุน ตัว ควรพิจารณาการคำนวณเป็นสามมิติ (3D) ในแนวแกน Z (Medio latera) ด้วย

2.12 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์การวิเคราะห์แรงในข้อเข่าด้วยวิธีพลศาสตร์ย้อนกลับ

2.12.1 การคำนวณหาแรงที่ข้อต่อ



รูปที่ 2.14 แผนภาพโพสิสที่ประกอบไปด้วย เท้า กระดูกหน้าแข้งและกระดูกต้นขา แสดงแรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นกับชิ้นส่วนต่าง ๆ

แรงที่ข้อเท้าหาได้จาก :

$$\sum \vec{F} = m_{foot} \vec{a}_{foot} \quad (5)$$

$$\vec{F}_{ankle} = m_1 \vec{a}_1 - m_1 \vec{g} - \vec{F}_{grf} \quad (6)$$

เมื่อ m_{foot} , m_{leg} คือ มวลของเท้าและมวลของขาส่วนล่าง

a_{foot} , a_{leg} คือ ความเร่งของเท้า

\vec{F}_{grf} คือ แรงกระทำจากพื้น, \vec{F}_{knee} คือ แรงกระทำจากข้อเข่า

หาแรงที่ข้อเข่าได้จาก :

$$\sum \vec{F} = m_{leg} \vec{a}_{leg} \quad (7)$$

$$\vec{F}_{knee} = (m_{leg} \vec{a}_{leg} - m_{leg} \vec{g}) + (m_{foot} \vec{a}_{foot} - m_{foot} \vec{g}) - \vec{F}_{grf} \quad (8)$$

โดยทั่วไปสำหรับการเชื่อมแรงของชิ้นส่วน m ส่วนปลายสู่ข้อต่อ แรงปฏิกิริยาสำหรับข้อต่อคือ :

$$\bar{F}_m = [\sum_{n=1}^m (m_n \bar{a}_n - m_n \bar{g})] - \bar{F}_{grf} \quad (9)$$

2.12.2 การคำนวณหาโมเมนต์ที่ข้อต่อ

โมเมนต์ที่เท้า:

$$\sum \bar{\tau}_{foot} = I_{foot} \bar{\alpha}_{foot} \quad (10)$$

$$\begin{aligned} \bar{\tau}_{ankle} = & I_{foot} \bar{\alpha}_{foot} - \bar{\tau}_{grf} + \bar{\omega}_{foot} \times I_{foot} \bar{\omega}_{foot} - \bar{r}_{p_{foot}} \\ & \times (m_{foot} \bar{a}_{foot} - m_{foot} \bar{g} - \bar{F}_{grf}) - \bar{r}_{grf_{foot}} \times \bar{F}_{grf} \end{aligned} \quad (11)$$

โมเมนต์ที่ข้อเข่า :

$$\sum \bar{\tau}_{leg} = I_{leg} \bar{\alpha}_{leg} \quad (12)$$

$r_{com_{foot}}$ คือ เวกเตอร์จากข้อต่อไปยังจุดศูนย์กลางของเท้า

$-\bar{r}_{p_{leg}}$ คือ เวกเตอร์จากข้อต่อถึงจุดศูนย์กลางมวลของขา (r_{com_2})

$$\begin{aligned} \bar{\tau}_{knee} = & I_{leg} \bar{\alpha}_{leg} + I_{foot} \bar{\alpha}_{foot} + \bar{\omega}_{foot} \times I_{foot} \bar{\omega}_{foot} \\ & + \bar{\omega}_{leg} \times I_{leg} \bar{\omega}_{leg} + r_{com_2} \times (m_{leg} \bar{a}_{leg} - m_{leg} \bar{g}) \\ & + \bar{r}_{com_1} \times (m_{foot} \bar{a}_{foot} - m_{foot} \bar{g}) - \bar{\tau}_{grf} - \bar{r}_{grf_2} \times \bar{F}_{grf} \end{aligned} \quad (13)$$

ดังนั้นรูปแบบโดยทั่วไป:

$$\begin{aligned} \bar{\tau}_m = & \left[\sum_{n=1}^m I_n \alpha_n - (\bar{\omega}_n \times I_n \bar{\omega}_n) + r_{com_n} \times (m_n \bar{a}_n - m_n \bar{g}) \right] \\ & - \bar{\tau}_{grf} - \bar{r}_{grf_m} \times \bar{F}_{grf} \end{aligned} \quad (14)$$

เมื่อรวมส่วนทั้งหมด (m) ส่วนปลายของข้อต่อ (ในลำดับใดก็ได้) โดยที่ \bar{r}_{grf_m} เป็นเวกเตอร์จากข้อต่อถึงแรงปฏิกิริยาพื้น และ \bar{r}_{com_n} คือเวกเตอร์จากข้อต่อไปยังจุดศูนย์กลางมวลของ m

2.13 การคำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่าง

การคำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่างนั้นมีความจำเป็นต่อการทำงานวิจัย ช่วยให้ผู้ที่ทำวิจัยทราบความเป็นไปได้ ระยะเวลาของการศึกษา งบประมาณค่าใช้จ่ายในงานวิจัยได้ การคำนวณขนาดตัวอย่างมักจะคำนวณตามวัตถุประสงค์หลักของการศึกษา แต่ถ้าสามารถคำนวณตามวัตถุประสงค์รองได้จะทำให้มั่นใจได้ว่าจำนวนตัวอย่างเพียงพอในการตอบคำถามของงานวิจัยได้

2.13.1 การคำนวณขนาดตัวอย่างเพื่อการประมาณพารามิเตอร์ในประชากร

การคำนวณขนาดตัวอย่างเพื่อการประมาณพารามิเตอร์ในประชากรมีจุดประสงค์เพื่อให้ได้ค่าประมาณที่มีความแม่นยำ ไม่มีสมมติฐานทางสถิติที่ต้องทดสอบ การรายงานผลการศึกษาลงในรายงานค่าที่ได้จากตัวอย่างและค่า $(1-\alpha)100\%$ Confidence Interval (CI) กรณีที่ใช้บ่อยได้แก่ การประมาณค่าสัดส่วน 1 ค่า เช่น การประมาณค่าความชุก, อุบัติการณ์ของโรคและการประมาณความไว, ความจำเพาะและความถูกต้องของวิธีการทดสอบและเครื่องมือ เป็นต้น

โดยทั่วไปสมการของ $(1-\alpha)100\%$ CI คือ $(1-\alpha)100\%$ CI ของค่าพารามิเตอร์ $P =$ ค่าสถิติจากตัวอย่าง $\pm Z_{\alpha/2}$ SE ของค่าสถิติ

$$\begin{aligned}
 P &= p \pm Z_{\alpha/2} SE(p) \\
 &= p \pm Z_{\alpha/2} \sqrt{\frac{p(1-p)}{n}} \\
 \text{เมื่อกำหนดให้ } (1-\alpha)100\% \text{ CI ของ } P &= p \pm e \\
 \text{ดังนั้น} \quad e &= Z_{\alpha/2} \sqrt{\frac{p(1-p)}{n}} \\
 \text{จะได้} \quad n &= \frac{Z_{\alpha/2}^2 p(1-p)}{e^2} \quad (15)
 \end{aligned}$$

จึงสรุปได้ว่า สมการที่ (15) คือ การคำนวณขนาดตัวอย่างเพื่อการประมาณค่าสัดส่วน 1 ค่า

ตารางที่ 2.2 แสดงค่า Z_{α} , Z_{β}

2 sided Type I error		1 sided Type I error		Type II error	
2 sided α	$Z_{\alpha/2}$	1 sided α	Z_{α}	Power $(1-\beta)$	Z_{β}
0.10	1.645	0.10	1.282	0.80	0.842
0.05	1.960	0.05	1.645	0.85	1.036
0.01	2.576	0.01	2.326	0.90	1.282

2.14 ประเภทของข้อเข่าเทียม

ผู้ป่วยแต่ละคนมีความรุนแรงของภาวะข้อเข่าเสื่อมมากน้อยแตกต่างกันไป ข้อเข่าเทียมเองก็มีการออกแบบมาหลายชนิดแตกต่างกันเพื่อใช้ทดแทนผิวข้อที่มีการสึกหรอในแบบที่ไม่เหมือนกัน ข้อเข่าเทียมสามารถแบ่งได้เป็นสองประเภท ได้แก่

2.14.1 ข้อเข่าเทียมแบบเปลี่ยนผิวข้อเฉพาะบางส่วน แบ่งได้อีก 2 แบบ คือ

1. ข้อเข่าเทียมแบบซีกเดียว (Unicompartmental Knee Arthroplasty) ใช้ทดแทนผิวข้อที่สึกเพียงด้านใดด้านหนึ่งของผิวข้อ ที่พบมากคือผู้ป่วยที่มีอาการปวดเข่าทางด้านในเพียงด้านเดียวและแกนขาไม่โก่งมาก แพทย์จะนำเอาผิวกระดูกที่เสื่อมสภาพเพียงบางส่วนนั้นออกไปแล้วใช้ข้อเข่าเทียมชนิดซีกเดียวเปลี่ยนให้

2. ข้อเข่าเทียมแบบสองซีก (Bicompartmental Knee Arthroplasty) เป็นข้อเข่าเทียมที่ใช้เปลี่ยนผิวข้อทางด้านในและลูกสะบ้า เหมาะจะใช้ในคนไข้ที่มีผิวข้อเสื่อมทางด้านในและผิวลูกสะบ้าสึกหรอ มีแกนขาโก่งไม่มาก และผิวข้อทางด้านนอกปกติดี

2.14.2 ข้อเข่าเทียมแบบเต็มข้อ (Total Knee Arthroplasty)

เป็นข้อเข่าเทียมที่ใช้ในผู้ป่วยที่มีความรุนแรงของข้อเข่าเสื่อมมาก ๆ ผู้ป่วยมีอาการปวดเข่าทั่วทั้งเข่าและแกนขาผิดรูปมาก แพทย์จะนำผิวข้อที่เสื่อมแล้วออกทั้งหมด แล้วทดแทนด้วยข้อเข่าเทียมแบบเต็มข้อส่วนประกอบของข้อเข่าเทียมแบบเต็มข้อมีแบ่งเป็น 3 ส่วนหลัก ได้แก่

1. ส่วนฝาครอบบนกระดูกต้นขา (Femoral Component)
2. ส่วนแป้นวางบนกระดูกหน้าแข้งพร้อมหมอนรองข้อเทียม (Tibial Component)
3. ผิวกระดูกสะบ้าเทียม (Patella Component) ดังรูปที่ 2.10 ซึ่งงานวิจัยชิ้นนี้สนใจศึกษาเฉพาะข้อเข่าเทียมแบบเต็มข้อเท่านั้น



รูปที่ 2.15 ด้านหน้าและด้านข้างของข้อเข่าเทียมแบบเต็มข้อ (www.implantcast.de)

2.15 ค่าดัชนีมวลกาย

คือ ค่าที่อาศัยความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักตัวและส่วนสูงมาเป็นตัวชี้วัดสถานะของร่างกาย ว่ามีความสมดุลของน้ำหนักตัวต่อส่วนสูงอยู่ในเกณฑ์ที่เหมาะสมหรือไม่ ซึ่งค่าดัชนีมวลกายสามารถคำนวณได้โดยนำน้ำหนักตัว (กิโลกรัม) หารด้วย ส่วนสูงกำลังสอง (เมตร)

$$BMI = \frac{\text{น้ำหนักตัว (กิโลกรัม)}}{\text{ส่วนสูง}^2 \text{ (เมตร)}} \quad (16)$$

ซึ่งเกณฑ์มาตรฐานของดัชนีมวลกายปกติของคนเอเชียควรอยู่ที่ 18.5 – 22.9

BMI มาตรฐานอาเซียน	ภาวะน้ำหนักตัว
ต่ำกว่า 18.5	น้ำหนักต่ำกว่าเกณฑ์
18.5-22.9	สมส่วน
23.0-24.9	น้ำหนักเกิน
25.0-29.9	โรคอ้วน
มากกว่า 30	โรคอ้วนอันตราย

รูปที่ 2.16 เกณฑ์ค่าดัชนีมวลกายมาตรฐานของอาเซียน

นอกเหนือจากค่าดัชนีมวลกาย(น้ำหนักกับส่วนสูง) เพื่อให้แบบจำลองโครงกระดูกบริเวณข้อเข้าให้มีความสมบูรณ์และใกล้เคียงกับผู้ทดลองมากที่สุด ในบางโปรแกรมจำเป็นต้องวัดค่าความกว้างของข้อเข้า (Knee Width) ความกว้างของข้อเท้า (Ankle Width) และความยาวขา (Leg Length) เพิ่มอีกด้วย

2.16 การใช้สถิติในงานวิจัย

2.16.1 การกำหนดขนาดกลุ่มที่เหมาะสม

ในงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้วิธี K-means เป็นการแบ่งกลุ่ม แบบ Clustering ซึ่งการแบ่งกลุ่มในลักษณะนี้จะใช้พื้นฐานทางสถิติ ซึ่งต้องมีตัวเลขประกอบอย่างน้อย 2 ตัวแปรขึ้นไปและได้ใช้หลักการ Elbow Method กำหนดจำนวนกลุ่มที่เหมาะสมที่สุดเพื่อใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูล โดยมี

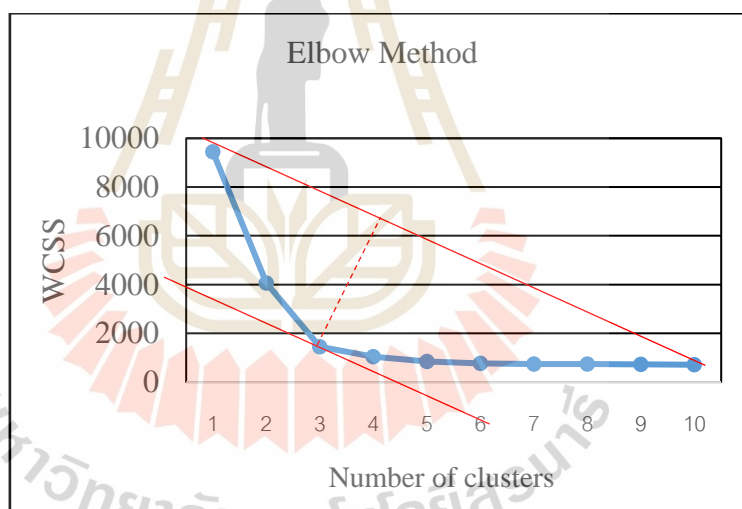
หลักการวัดค่าความคลาดเคลื่อนของผลรวมระยะห่างระหว่าง “ข้อมูล” กับ “จุดศูนย์กลาง” หรือเรียกว่า Within Cluster Sum of Square (WCSS)

$$WCSS = \sum_{C_k}^{C_n} \left(\sum_{d_i \in C_k}^{d_m} distance(d_i, C_k)^2 \right) \quad (17)$$

เมื่อ C คือ กลุ่มของข้อมูลจุดศูนย์กลาง

d คือ กลุ่มของข้อมูลในแต่ละจุด

โดยการจัดแบ่งกลุ่มในแต่ละรอบจะถูกลดจำนวนลงจากจำนวนกลุ่มที่เพิ่มขึ้นเรื่อย ๆ โดยวิธีการสังเกตจุดที่เหมาะสมของจำนวน Clusters คือ จุดที่กราฟมีลักษณะหักมุมหรือแหลมมากที่สุดซึ่งในงานวิจัยนี้ได้คำนวณจำนวนขนาดกลุ่มของคนปกติและกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าที่เหมาะสมที่สุด คือ 3 กลุ่มดังรูปที่ 2.17



รูปที่ 2.17 การกำหนดขนาดกลุ่มของข้อมูลที่เหมาะสมด้วยเทคนิค Elbow Method

2.16.2 การใช้สถิติสำหรับทดสอบสมมติฐานเพื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของกลุ่มตัวอย่าง

ในงานวิจัยมีวัตถุประสงค์ที่จะทำการทดสอบสมมติฐานเกี่ยวกับค่าเฉลี่ยของประชากรได้ทำการทดลองและเก็บข้อมูลจากกลุ่มตัวอย่างเพื่อนำมาทำการทดสอบสมมติฐาน ในที่นี้จะกล่าวถึงการทดสอบค่าเฉลี่ยของประชากร 2 กลุ่มเท่านั้น

ในการทดสอบค่าเฉลี่ยกรณีกลุ่มตัวอย่าง 2 กลุ่มนั้นจะพิจารณาว่า กลุ่มตัวอย่างทั้งสองกลุ่มเป็นอิสระจากการหรือไม่ เพื่อเลือกใช้สูตรของสถิติทดสอบให้ถูกต้อง นอกจากนี้ยังพิจารณาอีกว่าความแปรปรวนของประชากรของกลุ่มตัวอย่างเท่ากันหรือไม่ ซึ่งในการใช้สถิติ t-test ทดสอบ

กรณีกลุ่มตัวอย่าง 2 กลุ่ม ที่เป็นอิสระต่อกันนั้นมีสูตรที่ใช้ทดสอบอยู่ 2 สูตรด้วยกัน กล่าวคือ สูตรที่ใช้ในกรณีความแปรปรวนของประชากร 2 กลุ่มมีค่าเท่ากัน ($\sigma_1^2 = \sigma_2^2$) หรือในกรณีกลุ่มตัวอย่างแต่ละกลุ่มมีจำนวนเท่ากัน (t-test แบบ Pooled variance) และสูตรที่ใช้ในกรณีความแปรปรวนของประชากร 2 กลุ่ม มีค่าไม่เท่ากัน ($\sigma_1^2 \neq \sigma_2^2$) (t-test แบบ Separated variance) ดังนั้นเมื่อผู้วิจัยจะใช้ t-test กรณีดังกล่าวจะต้องทำการทดสอบก่อนว่า ความแปรปรวนของประชากรแต่ละกลุ่มมีค่าเท่ากันหรือไม่โดยใช้ F-test เพื่อจะได้เลือกใช้สูตรของ t-test ได้อย่างถูกต้องและเหมาะสมต่อไป

2.16.3 กรณีกลุ่มตัวอย่างเป็นอิสระต่อกัน

1. เมื่อสุ่มตัวอย่างขนาด n_1 และ n_2 มาโดยอิสระจากกัน มีการแจกแจงแบบปกติที่มีค่าเฉลี่ย μ_1 และ μ_2 ความแปรปรวน σ_1^2 และ σ_2^2 ซึ่งไม่ทราบค่า แต่ทราบว่า $\sigma_1^2 = \sigma_2^2$ โดย n_1 และ n_2 น้อยกว่า 30 ใช้สูตร T - test (variance)

2. เมื่อสุ่มตัวอย่างขนาด n_1 และ n_2 มาโดยอิสระจากกัน มีการแจกแจงแบบปกติที่มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ μ_1 และ μ_2 ความแปรปรวนเท่ากับ σ_1^2 และ σ_2^2 ซึ่งไม่ทราบค่าแต่ทราบว่า $\sigma_1^2 \neq \sigma_2^2$ โดย n_1 และ n_2 น้อยกว่า 30 ใช้สูตร T- test (Separated variance)

จากการทดสอบทั้ง 2 กรณีข้างต้นเกี่ยวข้องกับการทราบค่าของความแปรปรวน σ_1^2 และ σ_2^2 ว่า เท่ากันหรือไม่ ดังนั้นในการวิเคราะห์ข้อมูลกรณีตัวอย่าง 2 กลุ่ม เราจึงจำเป็นต้องทำการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนโดยใช้สถิติทดสอบ F-test ก่อนเพื่อเลือกใช้ให้ถูกต้อง

2.16.4 กรณีกลุ่มตัวอย่างมีความสัมพันธ์กัน

การเปรียบเทียบความแตกต่างของคะแนนเฉลี่ย 2 กลุ่มที่มีความสัมพันธ์กัน (ไม่อิสระจากกัน) เช่นในกรณีที่ทำการศึกษาที่มีลักษณะเป็นคู่กัน เช่น ฝาแฝด หรือคนกลุ่มเดียวแต่มีการทดสอบสองครั้ง เช่น ทดสอบก่อนการทดลองและทดสอบหลังการทดลอง โดยใช้ค่าแจกแจง T-test แบบ Dependent Samples

2.17 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.17.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวของมนุษย์

Taylor WR et al. (2004) ได้ประมาณแรงที่เกิดขึ้นภายในข้อเท้าของผู้ป่วยที่ใส่ข้อสะโพกเทียม 4 คนด้วยเทคนิคพลศาสตร์ย้อนกลับในรูปแบบการเดินบนพื้นราบและเดินขึ้นบันได พบว่าค่าเฉลี่ยของแรงกดระหว่างปลายกระดูกต้นขาและต้นกระดูกหน้าแข้งสูงสุดมีค่าประมาณ 3.1 และ 5.4 เท่าของน้ำหนักตัว ตามลำดับ ขณะที่แรงเฉือนในแนวหน้า-หลัง เฉลี่ยสูงสุดอยู่ที่ 0.6 และ 1.3 เท่าของน้ำหนักตัว ในการเดินบนพื้นราบและเดินขึ้นบันไดและพบว่าแรงที่มีค่าสูงจะเกิดขึ้นขณะ

ลงน้ำหนักตัวร่วมกับการงอเข่าที่มากกว่า 15 องศาขึ้นไป จากข้อมูลที่ได้ควรระวังทำการเคลื่อนไหวในการฟื้นฟูหลังการผ่าตัดข้อเข่าที่มีมุมการงอข้อเข่ามาก ๆ

ชัยญาพันธ์ วิรุฬห์ศรีและคณะ (2009) ศึกษาการเคลื่อนไหวข้อเข่ามนุษย์จากการประมวลผลภาพที่ได้จากกล้องวิดีโอ วิเคราะห์และหาพารามิเตอร์ของข้อเข่าโดยใช้ซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD เก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่า นำข้อมูลที่ได้ไปทำการประมวลผลภาพเพื่อหาพิสัยของส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย ประเมินผลการจำลองพลศาสตร์ของข้อเข่า พบว่ามุมระหว่างกระดูกต้นขากับกระดูกหน้าแข้งของขาข้างซ้ายที่เปลี่ยนแปลงไปในช่วงที่ 1 และ 5 หรือช่วงการเดินมีค่าอยู่ระหว่าง 130 ถึง 175 องศา คือมีช่วงของการแกว่งของขาประมาณ 45 องศา และขณะที่นั่งบนเก้าอี้มีการงอขาเป็นมุม 90 องศา ค่าความเร็วเชิงมุมของกระดูกต้นขาซ้ายเทียบกับเวลาจะมีค่าเฉลี่ยอยู่ที่ 50 องศาต่อวินาที และมีค่าสูงสุดคือ 125 องศา ค่าความเร่งเชิงมุมของกระดูกต้นขาซ้ายเทียบกับเวลามีค่าสูงสุดเป็น 3,500 องศาต่อวินาที แรงภายในข้อเข่าขณะที่เดินจะเกิดแรงขึ้นมากที่สุดคือ 8 กิโลนิวตันในช่วงของการงอเข่า และเกิดแรงในช่วงการนั่ง 800 นิวตัน ค่าแรงเฉลี่ยที่เกิดขึ้นตลอดกิจกรรมคือ 2.35 กิโลนิวตัน สามารถนำผลที่ได้นี้ไปใช้เป็นข้อมูลสำหรับการออกแบบข้อเข่าเทียมได้ต่อไปในอนาคต

Hua-Wei Liu et al. (2016) ศึกษาพลศาสตร์การเคลื่อนไหวหลังการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมด้วยการจำลองสร้างเอ็นไขว้หน้าในระหว่างการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมอาสาสมัครหญิงอายุ 28 ปี น้ำหนัก 55 กิโลกรัม สูง 160 เซนติเมตร ไปสแกนด้วยเครื่อง Magnetic Resonance ตั้งแต่ Proximal Tibia จนถึง Distal Femoral ใช้โปรแกรม Geomagic ในการปรับผิวโมเดลให้เรียบ ใช้ Msc Adams จำลองเพื่อสร้างรูปแบบเข่าแบบไดนามิกสี่รูปแบบ ได้แก่ แบบจำลองข้อเข่าปกติ, ข้อเข่าเทียมแบบ PS, ข้อเข่าเทียมแบบ CR และข้อเข่าเทียมแบบไม่ตัดเอ็นไขว้หน้า พบว่าการจำลองสร้างเอ็นไขว้หลังที่เก็บรักษาไว้ที่และแบบเอ็นไขว้ขาดกรโกรกลางด้านหลังการสร้างเอ็นไขว้หน้าใหม่จะช่วยเพิ่มการเคลื่อนไหวด้านของ condyle ด้านข้างและตรงกลาง การหมุนภายในของ tibial ผ่านทางองศาการงอเข่า ค่าสูงสุดของการเคลื่อนไหวตัวด้านหลังด้านหลังของ condyle ด้านข้าง, condyles กลางและการหมุนภายใน tibial ของเอ็นเข่าใหม่ที่ทำขึ้นใหม่มีค่า 15.3 มิลลิเมตร, 4.6 มิลลิเมตร และ 20.6 มิลลิเมตร ที่ 135 องศาการงอเข่า การสร้างเอ็นไขว้หน้าในการผ่าตัดข้อเข่าเทียม เป็นวิธีที่มีประสิทธิภาพมากขึ้นในการรักษาหัวเข่าตามปกติเมื่อเทียบกับเอ็นไขว้หลังที่เก็บรักษาไว้และการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเอ็นหัวเข่าหลังรวมทั้งไขว้กัน

วีระชัย มะโนมัย (2016) ศึกษาความแตกต่างคิเนมาติกส์ของข้อเข่าในขณะเทคตัวของนักกีฬาเซปักตะกร้อชายระดับมหาวิทยาลัย จำนวน 12 คน อายุเฉลี่ย 19.9 ± 3.0 ปี น้ำหนักเฉลี่ย 60.7 ± 6.7 กิโลกรัม และ ส่วนสูงเฉลี่ย 1.69 ± 0.1 เมตร อาสาสมัครเข้าร่วมในการศึกษานี้ใช้เครื่องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวสามมิติ จะประกอบด้วยกล้องจำนวน 10 ตัว ความถี่ 200 เฮิรตซ์ โดย

ให้เท้าที่ทดสอบขึ้นเหยียบลงบนแผ่นวัดแรง (Kitsler Inc., USA) ขนาด 40 x 60 เซนติเมตร หลังจากนั้นก็ติดมาร์คเกอร์สะท้อนแสงจำนวน 44 ตัว การพาดตะกร้อ 3 รูปแบบจะถูกสุ่มเพื่อเก็บข้อมูล ได้แก่ การกระโดดพาดเต็มรอบ (RS) การกระโดดพาดครึ่งรอบ (HRS) และการกระโดดพาดชันแบ็ค (SS) ใช้การทำสำเร็จ 5 ครั้งของแต่ละท่าเพื่อวิเคราะห์ข้อมูล สถิติ One-way repeated measurement ANOVA แสดงให้เห็นว่า knee joint rotation ในช่วง initial contact มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) Post-hoc analysis พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ได้แก่ RS vs HRS and RS vs SS โดยที่ RS มี internal rotation มากที่สุดและสถิติ Friedman test แสดงให้เห็นว่า พิสัยการเคลื่อนไหวของข้อเข่า ในช่วง initial contact ถึง peak vertical ground reaction force มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) โดยที่ HRS มีพิสัยการเคลื่อนไหวมากที่สุด และไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของความเร็วเชิงมุมของข้อเข่า ผลการศึกษาการทดสอบพาดตะกร้อของท่า RS มีการเกิดการหมุนภายในข้อเข่าในช่วง initial contact มากกว่า HRS และ SS ท่า HRS มีพิสัยการเคลื่อนไหวมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับ RS และ SS

ณัฐพร ประดิษฐ์พจน์ และ ผ่องพรรณ ตันติบูล (2016) ได้ศึกษาผลของอายุและเพศต่อค่าตัวแปรทางด้านกลศาสตร์การเดินในอาสาสมัคร 100 คน ซึ่งถูกแบ่งเป็น 5 กลุ่มช่วงอายุ (20-29, 30-39, 40-49, 50-59 และ 60-69 ปี) ทำการวิเคราะห์ด้วยเครื่องมือ VICON Mx system ผลการศึกษาพบว่า จำนวนก้าวต่อนาทีและความเร็วในการเดิน มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างกลุ่มช่วงอายุในส่วนความยาวของการก้าว พบว่าไม่มีความแตกต่างกันระหว่างช่วงอายุต่าง ๆ นอกจากนี้ยังพบว่าจำนวนก้าวต่อนาทีและความเร็วในการเดินมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ

Kyoung-Tak Kang et al. (2018) ศึกษาผลกระทบของโครงสร้างมุมหลังด้านข้าง (PLC) ที่มีข้อบกพร่องต่อการเคลื่อนไหวทางจลศาสตร์ของข้อเข่าภายใต้สภาวะการเดินและการทำสควอช ข้อมูลเฉพาะมาใช้ในการพัฒนารูปแบบ MSK (Musculoskeletal) และใช้เซ็นเซอร์ EMG เพื่อจับภาพเคลื่อนไหว ผู้ชาย 4 คนอายุเฉลี่ย 34 ปี และผู้หญิง 26 ปี ทำการเดินและสควอชบนแผ่นรับแรงตำแหน่งของมาร์คเกอร์ถูกวัดโดยใช้ระบบจับภาพเคลื่อนไหวสามมิติ ข้อมูลดิบจากสัญญาณคลื่นแม่เหล็กถูกแปลงเป็นข้อมูลการกระตุ้นกล้ามเนื้อโดยใช้การวิเคราะห์แบบค่าเฉลี่ยกำลังสอง ใช้โปรแกรม AnyBody (V6.0.5) เครื่อง Computed Tomography และ ภาพ Magnetic Resonance Imaging พบองศาการหมุนออกของเข่าเป็น $8.0^\circ \pm 1.3^\circ$, $16.8^\circ \pm 1.2^\circ$, $17.9^\circ \pm 1.1^\circ$, and $18.3^\circ \pm 0.9^\circ$, at 0° , 30° , 60° and 90° ของการงอเข่า ขณะที่โครงสร้างมุมหลังด้านข้างของเข่าเป็น $13.6^\circ \pm 1.5^\circ$, $27.8^\circ \pm 1.8^\circ$, $28.8^\circ \pm 2.5^\circ$ และ $23.5^\circ \pm 2.1^\circ$ ที่มุมงอเข่าแต่ละครั้ง ในสภาวะการเดินพบค่าเฉลี่ยสูงสุดของ A-P translation มุมของ varus และการหมุนภายนอก 6.2 มิลลิเมตร 3.7

องศาและ 12.9 องศา ส่วนในสภาวะการทำท่าสควอชค่าเฉลี่ยสูงสุดของ A-P translation มุมของ Varus และการหมุนรอบนอก 6.2 มิลลิเมตร 3.7 องศาและ 12.9 องศา ตามลำดับ

2.17.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการสร้างแบบจำลองสามมิติ

จริยาภรณ์ อุ่นวงษ์ (2010) สร้างแบบจำลองปลายแขนด้วยซอฟต์แวร์และตรวจสอบการเคลื่อนไหวระหว่างกระดูกแต่ละชิ้นได้ โดยสแกนหญิงไทยอายุ 25 ปี นำข้อมูลจากภาพถ่ายเอกซเรย์ แปลงข้อมูลจากภาพ 2 มิติ เป็น 3 มิติ โดยใช้โปรแกรม MIMICS แล้วแปลงข้อมูลระบบมาตรฐาน STL, ASCII นำไปสู่การสร้างแบบจำลองโดยใช้ Msc Adams จากนั้นกำหนดการเคลื่อนไหวตามทฤษฎี Euler วัดการเคลื่อนไหวด้วยการระบุมาร์กเกอร์และเซนเซอร์ภาพสแกนคอมพิวเตอร์ทำให้ได้รูปทรงกระดูกที่ชัดเจน สามารถนำไปจำลองการเคลื่อนไหวได้ การจำลองการเคลื่อนไหวปลายแขนด้วยซอฟต์แวร์มาตรฐานสามารถจำลองได้เสมือนจริงระดับหนึ่ง การจำลองนี้สามารถเป็นแนวทางสำหรับศึกษาอวัยวะอื่นและสามารถศึกษาความบกพร่องของการเคลื่อนไหวการทดแทนอวัยวะเทียมที่เสื่อมสภาพและการพัฒนาอุปกรณ์ทางการแพทย์

Zhenxian Chen et. al. (2014) ได้สร้างแบบจำลองระบบกล้ามเนื้อและกระดูก รยางค์ส่วนล่างด้วยวิธีพลศาสตร์ของวัตถุหลายชิ้น โดยใช้โปรแกรม Anybody สร้างแบบจำลองในท่า การเดิน เพื่อวิเคราะห์แรงและการเคลื่อนที่ต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นบริเวณข้อต่อของข้อเข่าที่ได้รับการผ่าตัด เปลี่ยนข้อเข่าเทียมแล้ว โดยโปรแกรมสามารถวิเคราะห์แรงที่เกิดขึ้นที่ข้อต่อ แรงในกล้ามเนื้อ และการเคลื่อนที่ของข้อต่อได้ ผลการวิเคราะห์แรงกระทำที่ผิวสัมผัสระหว่างกระดูกต้นขาส่วนปลายกับ กระดูกต้นขาส่วนต้นและแรงกระทำที่ผิวสัมผัสระหว่างกระดูกสะบ้ากับกระดูกต้นขาที่เกิดขึ้นใน แบบจำลองมีค่าใกล้เคียงกับผลการวัดค่าที่ได้จากการทดสอบ

งานวิจัยด้านที่เกี่ยวกับการศึกษาการเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติ เช่น การเดิน การนั่ง เพื่อเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างกลุ่มผู้ที่มีภาวะข้อเข่าเสื่อมและผู้ที่มีภาวะปกติ มีการศึกษาบ้าง เช่นงานวิจัยของ Al-Zahrani, Zoltán B. et. al., และ Amanpreet K. et al., ที่ได้ศึกษารูปแบบการ เดินในผู้ที่มีภาวะข้อเข่าเสื่อมและผู้ที่มีภาวะปกติด้วยการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบสามมิติ ผล การศึกษาพบว่าค่าตัวแปรจากรูปแบบการเดินที่ศึกษามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ระหว่างผู้ที่มีภาวะข้อเข่าเสื่อมและผู้ที่มีภาวะปกติ โดยผู้ที่มีภาวะข้อเข่าเสื่อมจะมีความเร็วการเดินที่ ช้าลง ระยะก้าวที่สั้นกว่า และมีระยะเวลาช่วงเท้าเหยียบพื้นนานขึ้น นอกจากวงรอบการเดินที่ แตกต่างกันแล้วมุมการงอของข้อเข่ายังมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติด้วย โดยผู้ที่มี ภาวะข้อเข่าเสื่อมจะมีมุมการงอของข้อเข่าเฉลี่ยตลอดวงรอบการเดินน้อยกว่าผู้ที่มีภาวะปกติซึ่ง สอดคล้องกับการศึกษาของ Deluzio, K. J.

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

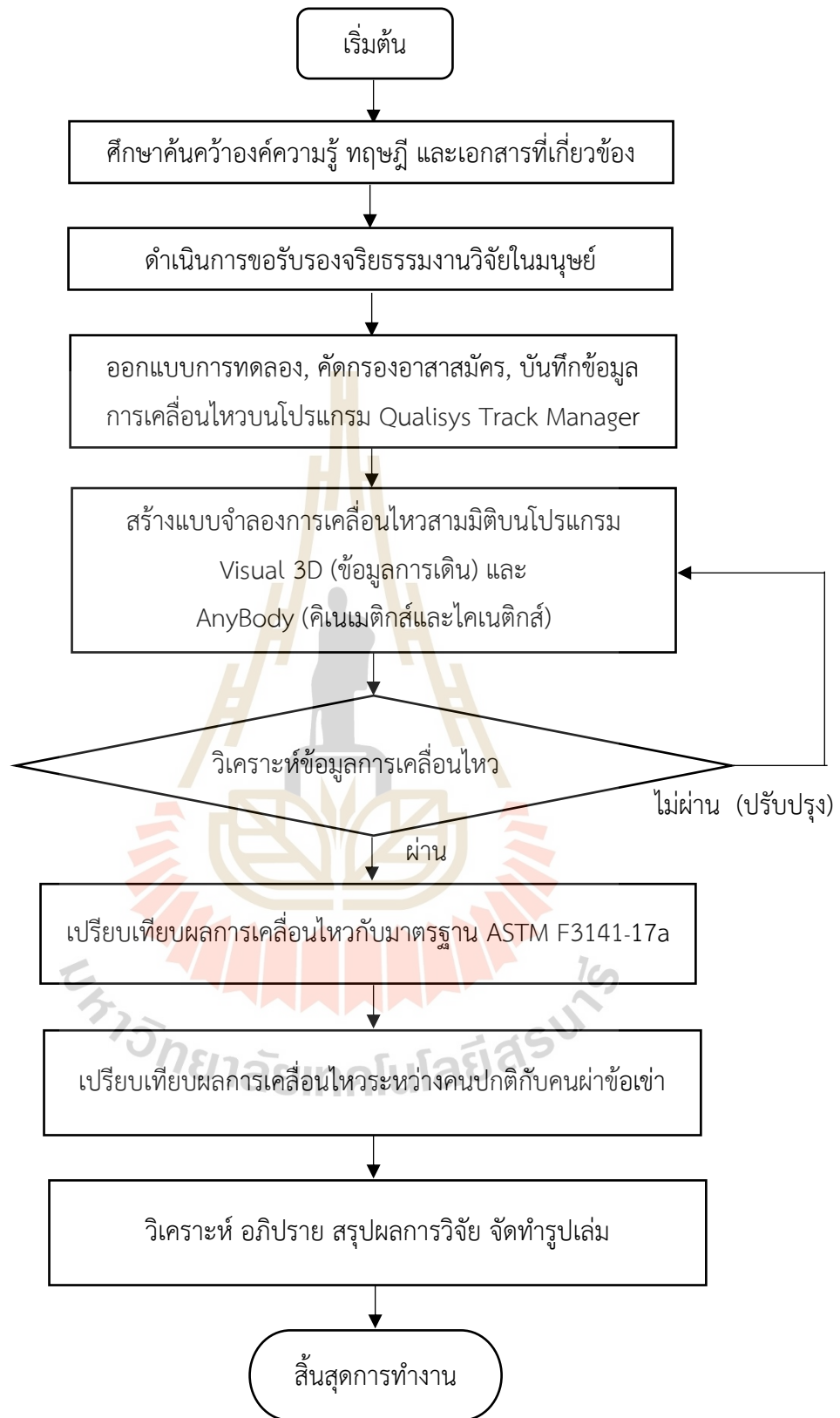
3.1 บทนำ

งานวิจัยนี้ได้นำเสนอขั้นตอนการเก็บข้อมูลจำนวนอาสาสมัคร การสร้างแบบจำลองและวิเคราะห์แบบจำลองข้อเข้าของคนปกติเทียบกับคนที่ได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมในท่าเดิน โดยกลุ่มคนปกติจะเป็นกลุ่มนักศึกษาของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ส่วนคนที่ได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมจะต้องมีประวัติอายุการผ่าตัดไม่ต่ำกว่า 1 ปีขึ้นไป

เครื่องมือที่ใช้ทำวิจัยจะประกอบไปด้วยชุดคอมพิวเตอร์ มาร์กเกอร์สะท้อนแสง กล้องอินฟราเรดและแผ่นรับแรง ร่วมกับโปรแกรม Qualisys Track Manager เพื่อบันทึกข้อมูลการเคลื่อนไหวในเบื้องต้นและโปรแกรม Visual 3D เพื่อสร้างแบบจำลองโครงสร้างกายวิภาคมนุษย์และใช้โปรแกรม Anybody จำลองและวิเคราะห์แบบจำลองข้อเข้าซึ่งประกอบไปด้วยแบบจำลองกระดูกต้นขาส่วนปลาย หมอนรองกระดูก กระดูกหน้าขาส่วนต้น และแบบจำลองเส้นเอ็น กล้ามเนื้อในส่วนต่างๆ บนโปรแกรมจำลองทางพลศาสตร์การเคลื่อนที่

ในการทดลองนี้ได้ทำการเปรียบเทียบเพื่อยืนยันผลการวิเคราะห์กับมาตรฐาน ASTM F3141 ซึ่งได้ทำการจำลองหาค่ามุม ความเร็ว ความเร่ง แรงภาระกระทำในแนวแกนต่างๆ ภาระโมเมนต์ในแนวแกนและโมเมนต์ด้านข้างซึ่งแผนการดำเนินงานจะแสดงในรูปที่ 3.1

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 3.1 แผนผังแสดงขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

3.2 การคัดกรองอาสาสมัคร

ดำเนินการคัดกรองอาสาสมัครคนไทยกลุ่มคนที่มีกายวิภาคปกติและกลุ่มคนที่ได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม (ผ่านหลักเกณฑ์การคัดเลือกอาสาจากแพทย์ผู้คัดกรอง) จำนวนทั้งสิ้น 52 คน และศึกษาแบ่งกลุ่มตามอัตราส่วนน้ำหนักต่อส่วนสูงหรือดัชนีมวลกาย (BODY MASS INDEX : BMI) จำนวน 3 กลุ่ม

3.2.1 เกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มคนปกติ 26 ราย

- สภาพร่างกายสมบูรณ์ แข็งแรง และมี BMI อยู่ในเกณฑ์ที่กำหนด
- ต้องไม่มีเป็นโรคที่เกี่ยวกับข้อเข่า
- ไม่มีอาการการบาดเจ็บที่บริเวณข้อเข่า
- ไม่มีความผิดปกติของโครงสร้างร่างกายที่ส่งผลต่อการเดิน

3.2.2 เกณฑ์การคัดเลือกกลุ่มคนที่ได้รับผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม 26 ราย

- มีระยะเวลาฟื้นฟูหลังการผ่าตัดไม่น้อยกว่า 1 ปี
- เป็นประเภทตัดเอ็นไขว้หลังทั้งหมด
- ไม่มีอาการการบาดเจ็บที่บริเวณข้อเข่า
- ไม่มีความผิดปกติของโครงสร้างร่างกายที่ส่งผลต่อการเดิน

จากนั้นวัดค่าดัชนีมวลกาย ของคนปกติ 26 รายและคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม 26 ราย ผลการวัดอยู่ที่ 25.32 ± 6.82 และ 27.89 ± 4.30 กิโลกรัมต่อเมตร² มีน้ำหนักเฉลี่ย 70.85 ± 19.43 และ 68.76 ± 11.27 กิโลกรัม ส่วนสูงเฉลี่ย 1.67 ± 0.06 และ 1.57 ± 0.07 เมตร ตามลำดับ

3.3 การหาความเที่ยงตรงของกล้องอินฟราเรดและแผ่นรับแรง

ก่อนการวัดสำหรับบันทึกค่าจำเป็นจะต้องทำการสอบเทียบกล้องและแผ่นรับแรง สำหรับโปรแกรม Qualisys Track Manager ใช้วิธีการสอบเทียบแบบไดนามิก โดยวางไม้ฉากที่มุมของแผ่นรับแรงและใช้ไม้ตัวรูปตัวที (T) วัดพื้นที่สังเกตการณ์เป็นเวลา 60 วินาทีขึ้นอยู่กับท่าการเคลื่อนไหว และระยะเวลาเคลื่อนที่ของอาสาสมัคร โดยค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้ควรน้อยกว่า 0.5 มิลลิเมตร (≤ 0.5 mm) สำหรับการสอบเทียบแผ่นรับแรงผู้ทดสอบต้องขึ้นไปเหยียบบน แผ่นรับแรง ด้วยเท้าทั้ง 2 ข้าง แรงที่ได้ออกมาจะต้องใกล้เคียงกับน้ำหนักของผู้ทดสอบซึ่งค่าของแรงที่ปรากฏจะอยู่ในหน่วยนิวตัน (N) ดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 การสอบเทียบด้วยกล้องไม้ตัวที่ (ซ้าย) และแผ่นรับแรง (ขวา)

3.4 การติดมาร์กเกอร์สะท้อนแสง

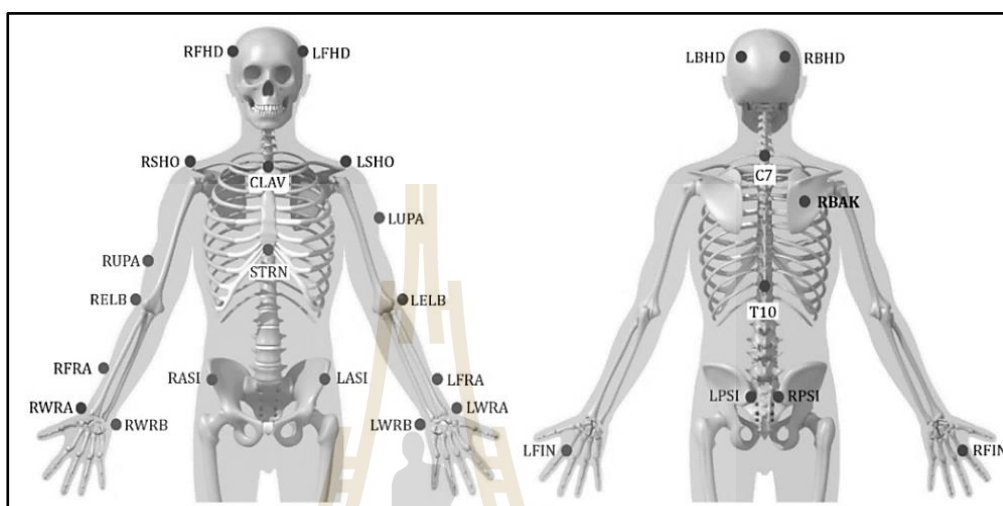
ก่อนทำการเก็บข้อมูลจำเป็นต้องขอการรับรองจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ ตามระเบียบ มทส. ว่าด้วยการศึกษาวิจัยและการทดลองในมนุษย์ พ.ศ. 2555 ก่อน เมื่อผ่านพิจารณาการรับรองจึงเริ่มทำการคัดกรองอาสาสมัครคนปกติกับคนตัดผ้าตัดเปลี่ยนข้อเข่ารวมทั้งสิ้น 52 คน แล้วให้ลงใบยินยอมก่อนเริ่มกระบวนการวิจัยและต้องไม่มีการบาดเจ็บที่บริเวณข้อเข่า ไม่มีความผิดปกติของโครงสร้างร่างกายที่ส่งผลต่อการเดินซึ่งอาสาสมัครจะถูกติดมาร์กเกอร์สะท้อนแสงจำนวน 41 จุดบนร่างกาย ตามรูปของแบบ Plug-in gait makers (Vicon) ดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 การติดมาร์คเกอร์บนตัวอาสาสมัครในคนปกติตามรูปแบบ Plug-in gait makers

ในการติดมาร์กเกอร์ Plug-in gait makers ในแต่ละจุดสามารถแบ่งได้ 2 ส่วน ได้แก่ ลำตัวบน (ส่วนเหนือสะโพกขึ้นไป) และ ลำตัวล่าง (ส่วนต่ำกว่าสะโพก)

3.4.1 ลำตัวบน (Upper Body Modeling)



รูปที่ 3.4 ชื่อย่อและตำแหน่งการติดมาร์กเกอร์ที่ลำตัวด้านบนแบบ Plug-in gait

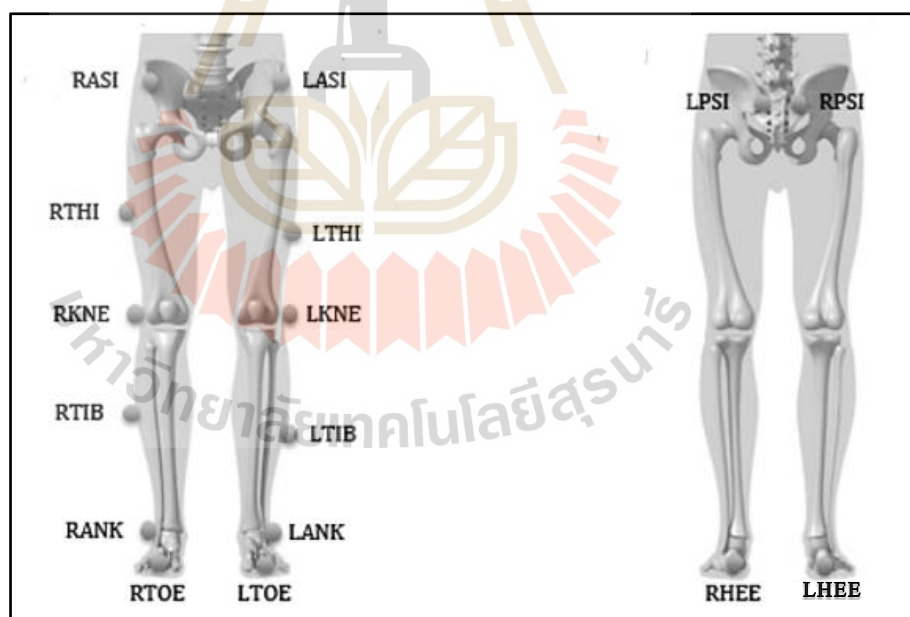
(https://www.c-motion.com/v3dwiki/Tutorial:_Plug-In_Gait_Full-Body)

ตารางที่ 3.1 ชื่อและคำอธิบายตำแหน่งการติดมาร์กเกอร์ของลำตัวบน

ชื่อ	คำอธิบายตำแหน่งการติด
R/L FHD (Front head)	ติดด้านหน้าขวา/ซ้ายบนของศีรษะ
R/L BHD (Back head)	ติดด้านหลังศีรษะในระนาบเดียวกับจุดด้านหน้าขวา/ซ้าย
C7 (7 th Cervical Vertebrae)	ปุ่มกระดูกสันหลังคอชั้นที่ 7
T10 (10 th Thoracic Vertebrae)	ปุ่มกระดูกสันหลังส่วนอกชั้นที่ 10
CLAV (Clavicle)	ตรงกลางลำตัวของกระดูกไหปลาร้า
STRN (Sternum)	ปลายล่างสุดบนกระดูกอก
RBAK (Right back)	ตรงกลางของสะบักขวา

ชื่อ	คำอธิบายตำแหน่งการติด
R/L SHO (Shoulder)	ปลายของกระดูกไหปลาร้ากับกระดูกต้นแขนขวา/ซ้าย
R/L UPA (Upper arm)	กลางต้นแขนด้านนอกระหว่างข้อศอกและไหล่ขวา/ซ้าย
R/L ELB (Elbow)	กระดูกด้านนอกกลางข้อศอกขวา/ซ้าย
R/L FRA (Forearm)	ระหว่างข้อศอกกับข้อมือขวา/ซ้าย
R/L WRA (Wrist A)	กระดูกข้อมือขวา/ซ้ายฝั่งนิ้วโป้ง
R/L WRB (Wrist B)	กระดูกข้อมือขวา/ซ้ายฝั่งนิ้วก้อย
R/L FIN (Fingers)	กระดูกหลังมือต้นนิ้วชี้ขวา/ซ้าย

3.4.2 ลำตัวล่าง (Lower Body Modeling)



รูปที่ 3.5 ชื่อย่อและตำแหน่งการติดมาร์กเกอร์ที่ลำตัวด้านล่างแบบ Plug-in gait
(https://www.c-motion.com/v3dwiki/Tutorial:_Plug-In_Gait_Full-Body)

ตารางที่ 3.2 ชื่อและคำอธิบายตำแหน่งการติดมาร์กเกอร์ของลำตัวล่าง

ชื่อ	คำอธิบายตำแหน่งการติด
R/L ASI (ASIS)	หน้ากระดูกอุ้งเชิงกรานด้านขวา/ซ้าย
R/L PSI (PSIS)	อุ้งเชิงกรานด้านหลังที่ต่อจากกระดูกสันด้านทางขวา/ซ้าย
R/L THI (Thigh)	เนื้อผิวหนัง 1 ใน 3 ของกระดูกต้นขาขวา/ซ้าย
R/L KNEE (Knee)	ปุ่มด้านข้างนอกแกนยึด-งอของเข่าขวา/ซ้าย
R/L TIB (Tibia)	ด้านข้าง 1 ใน 3 ของกระดูกหน้าแข้งขวา/ซ้าย อ่างอิงระนาบของข้อเท้าขวา/ซ้าย
R/L ANK (Ankle)	เนื้อตุ่มด้านข้างนอกกระดูกข้อเท้าขวา/ซ้าย
R/L TOE (Toe)	บนหัวกระดูกเท้าต้นนิ้วชี้ที่ใกล้ฝั่งด้านกลางเท้าขวา/ซ้าย
R/L HEE (Heel)	กระดูกสันเท้าขวา/ซ้าย ความสูงระดับเดียวกับจุด RTOE

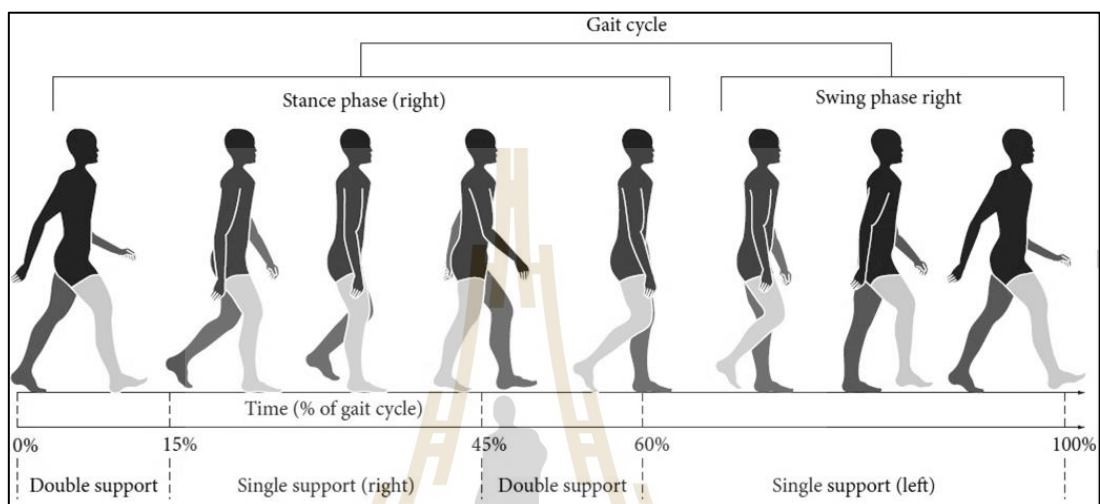
3.5 การเก็บข้อมูลอาสาสมัครทำเดิน

ในการเก็บข้อมูลในครั้งนี้ผู้จัดทำได้ศึกษาอาสาสมัครคนไทยกลุ่มคนที่มีกายวิภาคปกติและกลุ่มคนที่ได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม โดยหลังจากที่อาสาสมัครถูกติดมาร์กเกอร์บนร่างกายครบทุกจุด ทำการเดินตรงเหยียบพื้นปกติผ่านไปถึงพื้นที่มีแผ่นรับแรงแล้วออกจากแผ่นรับแรงไปอีก 2 ถึง 3 ก้าว ระยะทางประมาณ 5 เมตร เดินจำนวนทั้งสิ้น 3 รอบเพื่อนำไปหาค่าเฉลี่ยการเดิน ได้แก่ ข้อมูลการเดิน (Spatiotemporal) แรงที่กระทำในแกนแนวตั้ง แนวด้านข้าง แนวด้านหน้า-หลัง โมเมนต์รอบแกนต่าง ๆ รวมไปถึงมุมยึด-มุมงอ ความเร็วเชิงมุม ความเร่งเชิงมุม ตามลำดับ

การเปรียบเทียบทำเดินในทั่วไปรอบการเดินถูกแบ่งเป็น 2 ช่วง ในรอบการเดินโดยเหตุการณ์ทั้งสองจะมีลักษณะที่เหมือนกันตรงที่เท้าข้างหนึ่งเริ่มต้นที่เท้าอยู่กับพื้นและจบลงเมื่อเท้าข้างเดียวกันจรดพื้นอีกครั้ง (หน้าสัมผัสเริ่มต้น) ในช่วงรอบการเดินแขนขาที่ต่ำกว่าจะพิจารณาเป็นระยะสลับท่าทาง (เท้าสัมผัสกับพื้นราบ) และระยะการยกเท้า (เท้าที่ไม่สัมผัสพื้น)

การเดิน 1 วงรอบถูกแบ่งออกเป็นช่วงเวลาของท่าทางเหยียดเท้า (0 ถึง 60 เปอร์เซ็นต์) โดยในช่วง 0 ถึง 15 เปอร์เซ็นต์ จะเกิดสถานะที่เท้าทั้งสองข้างเหยียบลงบนพื้นขณะเคลื่อนตัวไปข้างหน้า ช่วง 15 ถึง 45 เปอร์เซ็นต์ เท้าที่สนใจ (เท้าขวา) จะเหยียบบนพื้นเพื่อเคลื่อนตัวไปข้างหน้า ส่วนเท้า

ซ้ายจะลอยออกจากพื้นเพื่อเคลื่อนไปข้างหน้ารอที่จะกลับสู่พื้นอีกครั้ง ช่วง 45 ถึง 60 เปอร์เซ็นต์ เท้าซ้ายจะกลับสู่พื้นเกิดสภาวะเท้าทั้ง 2 เหยียบพื้นอีกครั้งเท้าซ้ายจะเป็นตัวยันพื้นให้เท้าขวาลอยออกจากพื้น ส่วนในช่วงของการก้าวเท้า ช่วง 60 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์จะเริ่มจากเท้าซ้ายยันพื้นเคลื่อนตัวไปข้างหน้า เท้าขวาจะลอยออกจากพื้นเคลื่อนผ่านเท้าซ้ายไปแล้วสัมผัสกับพื้นอีกครั้ง ดังรูปที่ 3.6

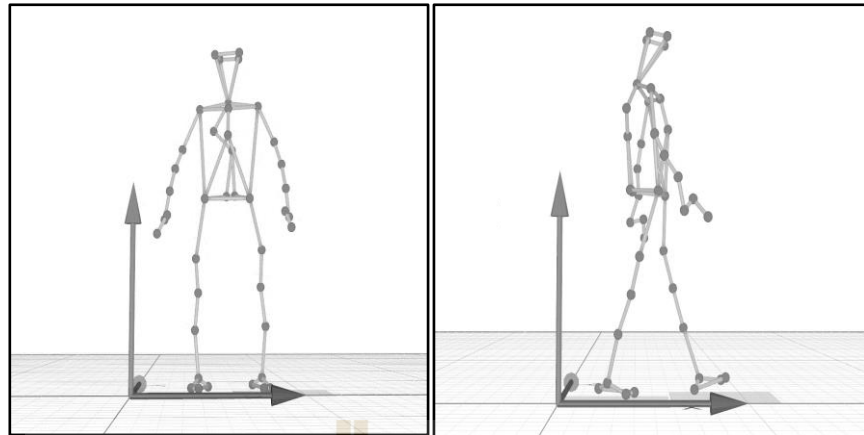


รูปที่ 3.6 วงรอบการเดินของมนุษย์แบ่งตามช่วงที่เท้าเหยียบพื้น (Mariem Abid, 2019)

3.6 การสร้างแบบจำลองสามมิติด้วยโปรแกรม

3.6.1 การบันทึกการเคลื่อนไหว

ในการบันทึกการเคลื่อนไหวของอาสาสมัครจะใช้โปรแกรมสำหรับบันทึกการเคลื่อนไหวที่เรียกว่า Qualisys Track Manager (QTM) ร่วมกับการใช้กล้อง Qualisys Camera Oqus 700+ จำนวน 6 ตัว ความเร็วในการบันทึกภาพ 1,000 ภาพต่อวินาทีที่ 200 Hz โดยกล้องจะคอยจับการเคลื่อนที่ของมาร์กเกอร์สะท้อนแสง ดังรูปที่ 3.7 รวมกับแผ่นรับแรงขนาด 40x60 เซนติเมตร จำนวน 2 แผ่นของบริษัท Kistler โดยหลังจากที่ติด Makers ลงบนตัวอาสาสมัครทั้ง 41 จุด หลังจากนั้นให้อาสาสมัครยืนนิ่งกางแขนออกเล็กน้อยเพื่อบันทึกทำยีนนิ่ง (Statics) เสียก่อน แล้วจึงให้อาสาสมัครทำการเดิน หรือ (Dynamics) ในพื้นที่ ๆ ทำที่กำหนด ข้อมูลที่ได้จะถูกนำไปกำหนดชื่อในแต่ละจุดตามตารางที่ 3.1 และ 3.2 ทำการตัดช่วงเวลาที่น่าสนใจคือ 1 วงรอบการเดิน

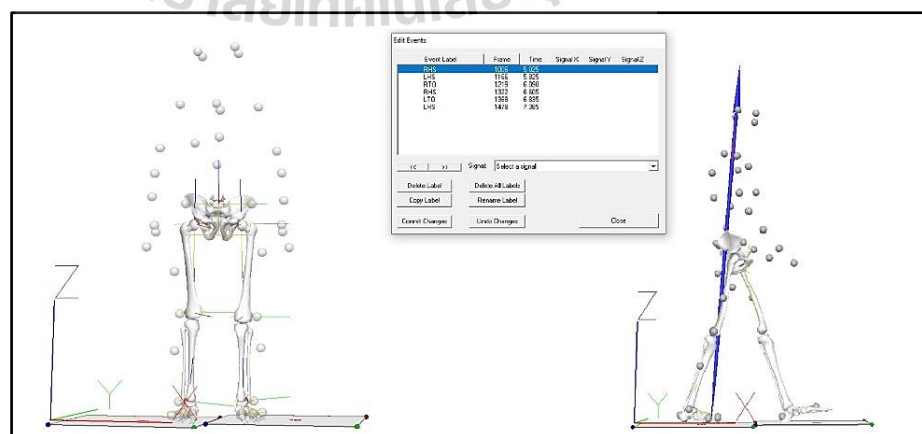


รูปที่ 3.7 แบบจำลองอาสาสมัครในท่ายืนนิ่งและท่าเดินด้วยโปรแกรม QTM

3.6.2 การวิเคราะห์รูปแบบการเดินด้วยโปรแกรม Visual 3D

เป็นเครื่องมือวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์สำหรับการวัดการเคลื่อนไหวและแรงโดยระบบจับการเคลื่อนไหวแบบสามมิติเกือบทั้งหมดเป็นโปรแกรมใช้บนปฏิบัติการ Microsoft Windows ที่ให้ค่าการคำนวณที่จำเป็นสำหรับค่าพลศาสตร์และจลนศาสตร์รวมถึงการสนับสนุนเครื่องมือที่ใช้ได้แก่ เทคนิคการคำนวณทางคณิตศาสตร์สำหรับการเพิ่มประสิทธิภาพการประมวลผล และการกรองสัญญาณพลวัตแปรผกผัน การสร้างแบบจำลองทางชีวกลศาสตร์ที่มีโครงสร้างซับซ้อน ฯลฯ

กลุ่มคนที่ใช้ส่วนใหญ่มักจะเป็น มหาวิทยาลัย นักวิจัยและนักฟื้นฟูสมรรถภาพด้านการวิจัยประสาท ชีวการแพทย์ วิศวกรรมและการกีฬา เช่น การติดตามประสิทธิภาพการเพื่อป้องกันการอาการบาดเจ็บ การออกแบบและผลิตเครื่องมือและอุปกรณ์การแพทย์ การศึกษาการออกกำลังกาย การทำศัลยกรรมกระดูก ชูตขาเทียม การวิจัยในสัตว์และการประเมินความพิการ เป็นต้น

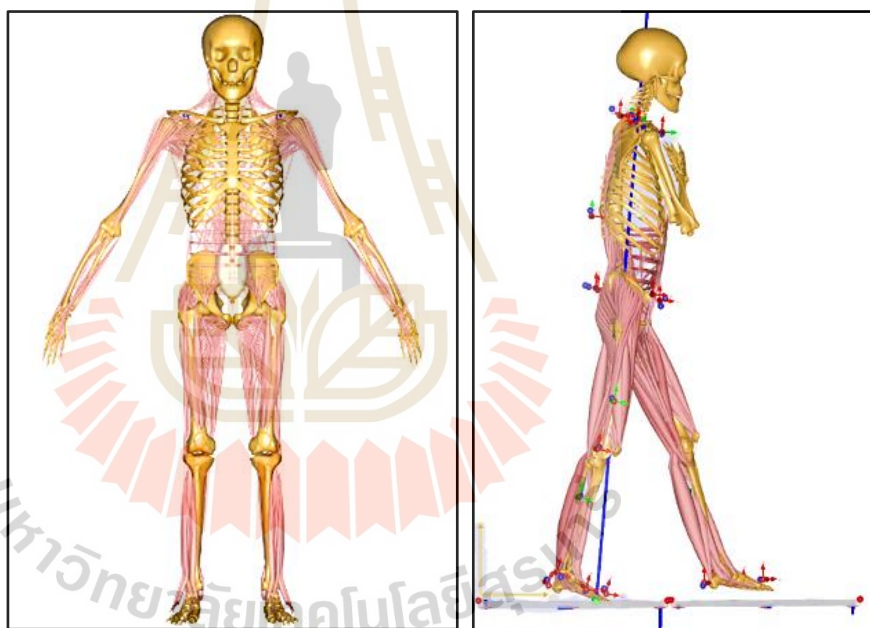


รูปที่ 3.8 แบบจำลองอาสาสมัครในท่ายืนนิ่งและท่าเดินด้วยโปรแกรม Visual 3D

ในงานวิจัยนี้ได้ใช้โปรแกรม Visual 3D เพื่อสร้างแบบจำลองโครงกระดูกสามมิติที่ได้ข้อมูลจากการบันทึกการเคลื่อนที่ของโปรแกรม QTM ในรูปแบบไฟล์ .C3D เพื่อวิเคราะห์ข้อมูลการเดิน (Spatiotemporal) ของคนปกติเทียบกับคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม ซึ่งข้อมูลที่ได้จะประกอบไปด้วย วงรอบการเดิน ความเร็วในการเดิน ความยาว ความกว้างของเท้าขณะก้าวเดินใน 1 วงรอบการเดิน เป็นต้น

3.6.3 การวิเคราะห์รูปแบบการเดินด้วยโปรแกรม AnyBody

โปรแกรมแบบจำลองระบบโครงกระดูก กล้ามเนื้อและเส้นเอ็นซึ่งเกี่ยวข้องกับการจำลองโครงกระดูกมนุษย์และสภาพแวดล้อม สามารถคำนวณหาปริมาณของแรงและปริมาณกำลังภายในร่างกายผ่านการจำลองที่ยากต่อการวัดและข้อมูลแบบจำลองจากโมเดลสามมิติที่เกี่ยวข้องจะช่วยสร้างแบบจำลองที่เป็นตัวแทนเสมือนจริงของผู้ทดลองดังแสดงในรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.9 แบบจำลองอาสาสมัครในท่ายืนนิ่งและแบบจำลองอาสาสมัครในท่าเดินด้วยโปรแกรม AnyBody

ระบบการสร้างแบบจำลองของ AnyBody เป็นการสร้างแบบจำลองระบบกล้ามเนื้อและโครงกระดูก ช่วยให้นักวิจัยสร้างแบบจำลองกล้ามเนื้อและกระดูกโดยละเอียด สามารถเรียกใช้การจำลองด้วยคอมพิวเตอร์ที่รวมร่างกายมนุษย์เข้ากับการออกแบบผลิตภัณฑ์ ฟังก์ชันของระบบการสร้างแบบจำลองของโปรแกรมประกอบไปด้วยการวิเคราะห์กล้ามเนื้อและโครงกระดูกในกิจวัตรประจำวัน โดยใช้ระบบ Graphical User Interface (GUI) ในตัวสำหรับการใช้งานแบบโต้ตอบใน

สภาวะจลนศาสตร์ผกผันกับจลนศาสตร์ที่ขึ้นอยู่กับแรง การทำนายท่าทางและการเคลื่อนไหวสามารถใช้งานร่วมกับกับไฟล์ .C3D, .BVH และ .FEA ได้ ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้ใช้โปรแกรม Anybody ในการสร้างแบบจำลองสามมิติที่ประกอบด้วยโครงกระดูก กล้ามเนื้อและเส้นเอ็นของมนุษย์เพื่อใช้ในการวิเคราะห์แรงที่เกิดขึ้นในแนวดิ่ง (Proximal-Distal force), แรงในแนวด้านหน้า-หลัง (Anterior-Posterior force), แรงในแนวด้านข้าง (Medial-Lateral force), โมเมนต์รอบแกนแนวดิ่ง (Internal-External moment) รวมไปถึง มุม (Flexion-Extension Angle) ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity) และความเร่งเชิงมุม (Angular Acceleration) ของข้อเข่าขณะเดินใน 1 รอบของกลุ่มคนปกติเทียบกับกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมยกชุด

3.7 ขั้นตอนการสร้างแบบจำลองสามมิติบนโปรแกรม

3.7.1 การสร้างแบบจำลองสามมิติบนโปรแกรม Qualisys Track Manager (QTM)

1. เปิดโปรแกรม QTM เลือกเปิดไฟล์ Statics สร้าง Template โดยอ้างอิงมาร์กเกอร์ที่ติดบนร่างกาย
2. ลากมาร์กเกอร์แต่ละจุดวางให้ตรงกับชื่อของมาร์กเกอร์ให้ครบ 41 จุด
3. หลังจากนั้นไปที่แถบเครื่องมือด้านบนเลือกคำสั่ง AIM > Generate Model... > Create New Model > Verify and Edit AIM Bones แล้วตั้งชื่อบันทึกไฟล์นามสกุล .qam
4. เปิดไฟล์ที่เป็นท่าเดินไปที่ AIM > Apply Model เลือก .qam บันทึกไว้ก่อนหน้า แล้วกดตกลงจะมาร์กเกอร์ที่อยู่ใน .qam จะแสดงในไฟล์ท่าเดินเช่นเดียวกัน
5. ปรับเฟรมที่อยู่แถบด้านล่างโดยเลือกแสดงให้ได้ 1 วงรอบการเดินจากนั้น Export ไฟล์ออกเป็น นามสกุล .c3d เพื่อนำไปสร้างโมเดลโครงกระดูกและกล้ามเนื้อบนโปรแกรม Visual 3D และ Anybody ต่อไป

3.7.2 การสร้างแบบจำลองสามมิติบนโปรแกรม Visual 3D

1. เปิดโปรแกรม Visual 3D เลือกเปิดไฟล์ Statics.c3d โดยครั้งแรกเราจะต้องสร้าง Template ของแบบจำลองสามมิติ ร่วมกับข้อมูลที่ต้องใช้ได้แก่ ส่วนสูง (เมตร) น้ำหนัก (กิโลกรัม) ความกว้างข้อเข่าและข้อเท้า (เมตร) เส้นผ่านศูนย์กลางของมาร์กเกอร์สะท้อนแสง (เมตร)
2. ไปที่แถบ Model > Segment Name เลือก Pelvis, Segment Type เลือก Coda กด Create เลือกชื่อมาร์กเกอร์ให้ถูกตำแหน่งแล้วกด Build Model จากนั้นป้อนน้ำหนัก ส่วนสูงลงโปรแกรมจะแสดงกระดูกสะโพกรวมถึงโดยด้านซ้ายและขวาจะปรากฏ Hip Joint Centers
3. ไปที่แถบ Subject Data / Metrics คลิก Add New Item สร้างตัวแปรไว้รอโดยพิมพ์ จากนั้นป้อนค่าที่วัดจากอาสาสมัครทุกค่าดังที่กล่าวข้างต้นในหน่วยเมตร

4. การสร้างกระดูกต้นขาขวาและขาซ้าย แล้วสร้างศูนย์กลางของเข่าขวาและซ้ายซึ่งต้องอ้างอิงจากปลายกระดูกต้นขาต่ำ ลงมา -1 มิลลิเมตร

5. สร้างกระดูกปลายขาและศูนย์กลางของข้อเท้าขวาและซ้ายซึ่งต้องอ้างอิงจากกระดูกปลายขาต่ำ ลงมา -1 มิลลิเมตร

6. สร้างกระดูกเท้าขวาและซ้าย เมื่อได้โครงสร้างโมเดลกระดูกสามมิติแล้วทำการบันทึกไฟล์ ไฟล์จะถูกจัดเก็บในรูปแบบ Statics.mdh จากนั้นเพิ่มไฟล์การเคลื่อนไหว เช่น Walk1.c3d โดยไปที่แถบ Model เลือก Assign Model to Motion Files > Select a Model เลือก Static.c3d ถัดมาในช่อง Check the checkbox for the trials to build with this model ให้เลือก Walk1.c3d ก็จะปรากฏโมเดลโครงกระดูกสามมิติท่อนล่างลำตัว

3.7.3 การสร้างแบบจำลองสามมิติบนโปรแกรม AnyBody

1. นำไฟล์ 01-Static.c3d และ 01-Walk1.c3d ไปวางในโฟลเดอร์ AMMR ซึ่งจะถูกสร้างขึ้นอัตโนมัติใน MY DOCUMENT เช่น AMMR.v2.2.beta-demo > Subjects จากนั้นทำการสร้างโฟลเดอร์แยกเป็นโมเดลโดยใน 1 โฟลเดอร์จะต้องมีไฟล์ Statics เช่น Statics.c3d และ Dynamics

2. เปิดไฟล์ Subject จะพบชุดไฟล์ AnyBody (Any File) ในนั้นจะประกอบไปด้วยโค้ดสำหรับกรอกค่า 3 ส่วน ได้แก่ Subject Specific Data.any, Main.any, Trial Specific Data.any

3. Run Model โดย Run Parameter Identification เพื่อ Optimize Marker ให้เข้ากับร่างกายของอาสาสมัคร บันทึกผลการรัน

4. Run Analysis โปรแกรมจะทำการ Run Kinematics ก่อนจนเสร็จสิ้น หลังจากนั้นจะ Run Inverse dynamics Analysis เป็นอย่างสุดท้าย เมื่อครบ 100 เปอร์เซ็นต์ตัวโปรแกรมโมเดลการเคลื่อนไหว บันทึกผลการรัน

ในขั้นตอนทั้ง 3 โปรแกรมนี้เป็นเพียงขั้นตอนการตั้งค่าบางส่วนเท่านั้น ผู้จัดทำได้แสดงขั้นตอนการสร้างโมเดลแบบจำลองสามมิติในแต่ละโปรแกรมไว้ในภาคผนวก ค. ซึ่งมีภาพประกอบและการตั้งค่าโดยละเอียด

บทที่ 4

ผลการดำเนินการวิจัย

4.1 บทนำ

จากการศึกษาการเคลื่อนไหวของร่างกายภายใต้กิจกรรมการเดินโดยใช้เทคนิคการวิเคราะห์การเคลื่อนไหว 3 มิติ เพื่อหาค่าคิเนแมติกส์และโคเนติกส์ของข้อเข่าซึ่งประกอบด้วย ข้อมูลการเดินด้วยโปรแกรม Visual 3D มุมยึด-งอ ความเร็ว ความเร่ง แรงในแนวแกนและโมเมนต์ต่าง ๆ ด้วยโปรแกรม AnyBody ของข้อเข่าอาสาสมัครทั้งหมด 52 ราย ซึ่งบางข้อมูลจะถูกนำไปเปรียบเทียบกับโพลตามาตรฐาน ASTM F3141-17a หรือ Standard Guide for Total Knee Replacement Loading Profiles ตามลำดับ

4.2 ผลการเปรียบเทียบข้อมูลการเดินของกลุ่มคนปกติเทียบกับกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม

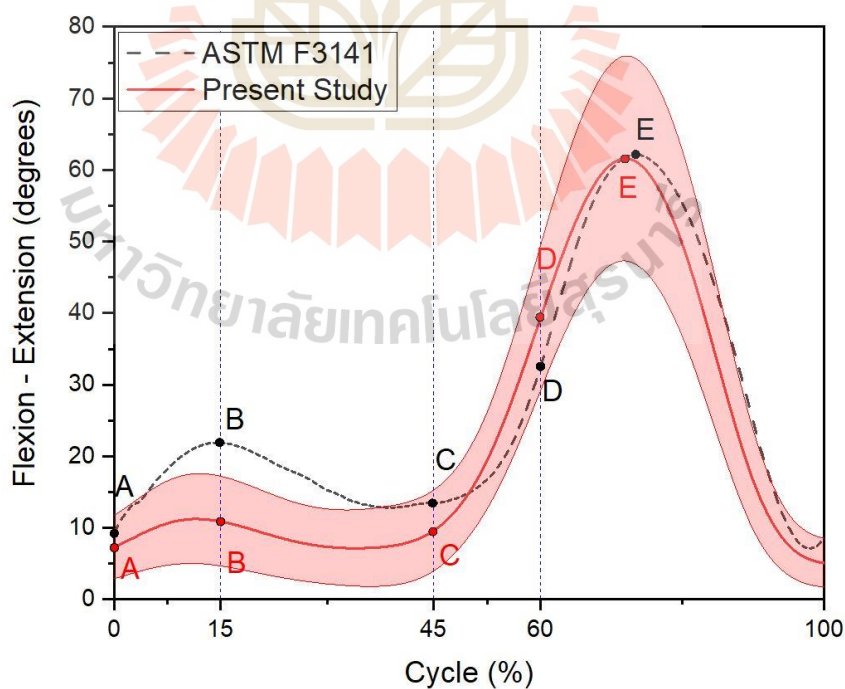
ตารางที่ 4.1 เปรียบเทียบพารามิเตอร์ของเวลา (วินาที) และระยะทาง (เมตร) ของกลุ่มคนปกติเทียบ (26 คน) กับกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม (26 คน)

	กลุ่มคนปกติ (ค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบน)		กลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่า (ค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบน)	
	ชาย (N=26)	หญิง (N=26)	ชาย (N=10)	หญิง (N=12)
ความเร็ว (เมตร/วินาที)	0.864 \pm 0.53		0.677 \pm 0.41	
วงรอบการเดิน (วินาที)*	1.322 \pm 0.20		1.563 \pm 0.24	
ความกว้าง (เมตร)	0.117 \pm 0.03		0.107 \pm 0.03	
ความยาว (เมตร)*	1.142 \pm 0.05		1.059 \pm 0.04	
ความยาวก้าว (เมตร)*	0.512 \pm 0.24	0.580 \pm 0.04	0.470 \pm 0.08	0.463 \pm 0.08
เวลาขณะก้าว (วินาที)*	0.641 \pm 0.13	0.70 \pm 0.08	0.831 \pm 0.12	0.824 \pm 0.14
เวลาขณะเหยียด (วินาที)*	0.841 \pm 0.08	0.833 \pm 0.07	1.133 \pm 0.09	1.098 \pm 0.39
เวลาขณะก้าวเท้า (วินาที)	0.546 \pm 0.13	0.532 \pm 0.08	0.548 \pm 0.08	0.544 \pm 0.09
เวลาขณะเท้าเหยียดลงพื้นทั้ง 2 ข้าง (วินาที)	0.276 \pm 0.11	0.282 \pm 0.09	0.277 \pm 0.04	0.297 \pm 0.12

จากตารางที่ 4.1 เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของข้อมูลการเดิน (Comparison of means) ของกลุ่มคนปกติ 26 รายเทียบกับกลุ่มคนที่ได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่า 22 ราย (4 รายผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม 2 ข้าง) ด้วยการทำ t-test ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ พบว่า ค่าวงรอบการเดิน, ความยาว, ความยาวก้าว, เวลาขณะก้าวและเวลาขณะเหยียด มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ ส่วนค่าความเร็ว, ความกว้าง, ความยาว, ความยาวขณะก้าวของกลุ่มคนปกติมีค่าสูงกว่ากลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมยกชุด ขณะที่ค่าวงรอบการเดิน, เวลาขณะก้าว, เวลาขณะแกว่งเท้าและเวลาขณะเท้าเหยียดลงพื้นทั้ง 2 ข้างของกลุ่มคนปกติจะใช้เวลาน้อยกว่ากลุ่มคนกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม

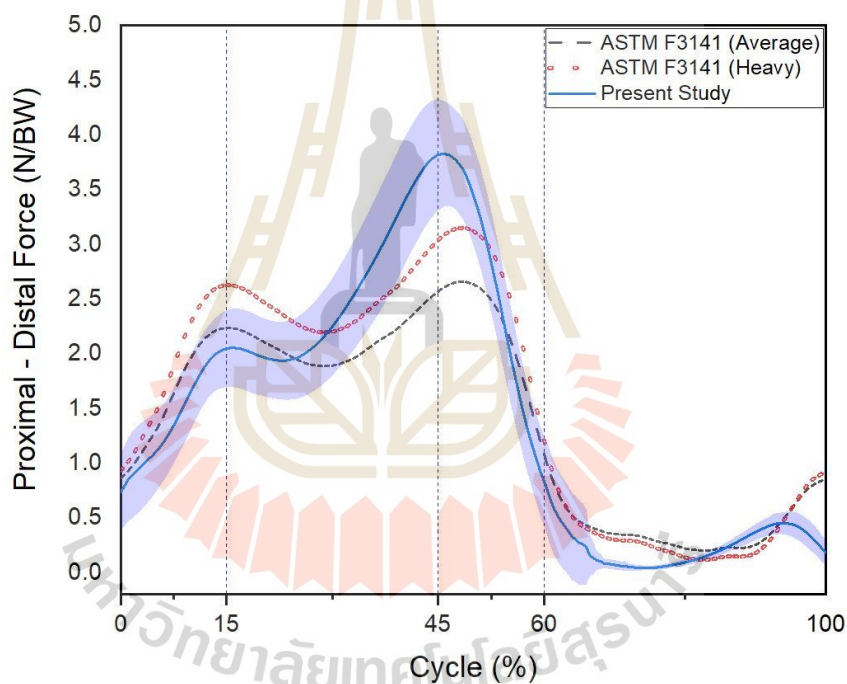
สำหรับวงรอบการเดินเฉลี่ยของกลุ่มคนปกติในงานวิจัยมีค่าเท่ากับ 1.32 ± 0.20 วินาที ซึ่งค่าในช่วงรอบระยะเวลาการเดิน 1 รอบของคนปกติโดยเฉลี่ยจะอยู่ที่ประมาณ 1.0 ถึง 1.4 วินาที ซึ่งแตกต่างจากวงรอบการเดินของกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมยกชุดในงานวิจัยมีค่าเท่ากับ 1.56 ± 0.24 วินาที แสดงให้เห็นถึงเวลาที่ใช้ก้าวเดินในหนึ่งรอบของกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมยกชุดยังแตกต่างจากกลุ่มคนปกติอยู่

4.3 ผลการเปรียบเทียบพลศาสตร์การเดินของกลุ่มคนปกติ (Normal) เทียบกับมาตรฐาน ASTM F3141



รูปที่ 4.1 ความสัมพันธ์ของมุมยืด-งอของเข่าเทียบกับเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดินระหว่างคนปกติกับ ASTM F3141

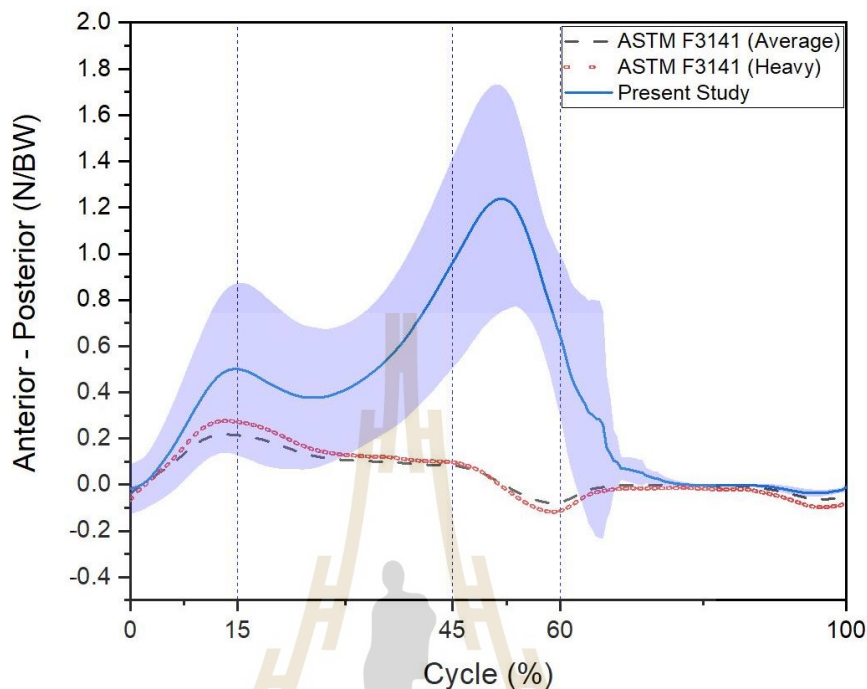
จากรูปที่ 4.1 ความสัมพันธ์ของมุมยืด-มุมงอของเข่าของขาข้างขวาของคนปกติ 26 ราย กับ เพอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน เปรียบเทียบกับมาตรฐานการทดสอบ ASTM F3141-17a จุดเริ่มต้นที่สันเท้าสัมผัสพื้นคือ จุดเริ่มต้น 0 เพอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน มุมเริ่มต้นของกราฟทั้ง 2 เส้นมีความใกล้เคียงกันโดยคนปกติ (Present Study) มีค่าอยู่ที่ 7.70 ± 4.36 องศา ส่วนมาตรฐาน F3141 อยู่ที่ 9.13 องศา ส่วนช่วง 15 เพอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน จะมีความต่างประมาณ 10 องศา ในช่วง 45 ถึง 60 เพอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน ค่าทั้ง 2 มีความใกล้เคียงกันแต่จะพบจุดตัดกราฟทำให้ค่าของคนปกติมีค่ามากกว่าเล็กน้อย ในส่วนของค่าเฉลี่ยสูงสุดของมุมยืด-มุมงอของกลุ่มคนปกติเทียบกับมาตรฐาน ASTM F3141 อยู่ที่ 59.82 ± 13.05 องศา ที่ 72 เพอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน และ 62.14 องศา ที่ 73.5 เพอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน ตามลำดับ



รูปที่ 4.2 ความสัมพันธ์ของแรงในแนวตั้งเทียบกับเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน ระหว่างคนปกติกับ ASTM F3141 (Average & Heavy Load)

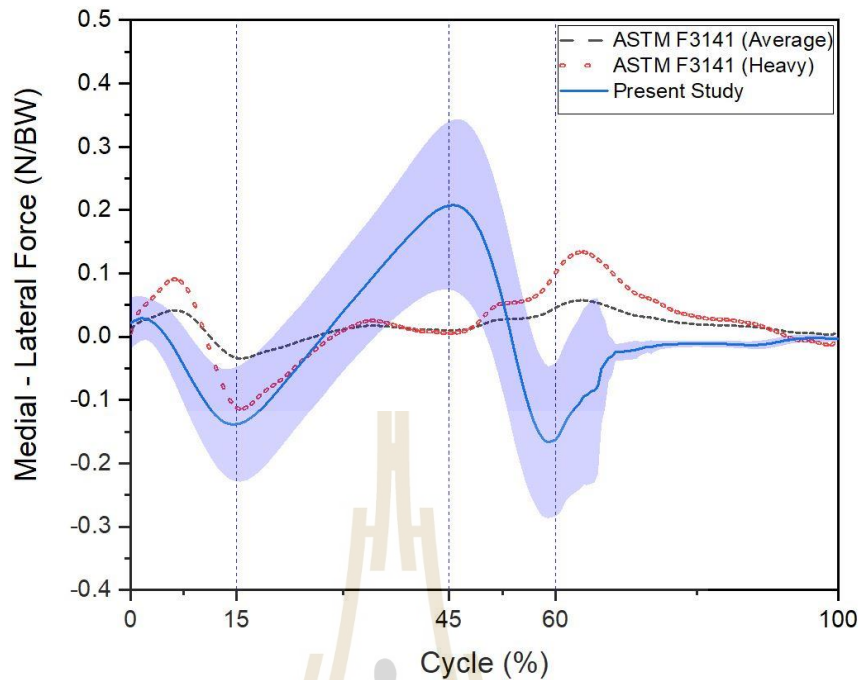
จากรูปที่ 4.2 ความสัมพันธ์ของแรงแนวตั้งของเข่าระหว่างกลุ่มคนปกติกับมาตรฐาน ASTM F3141-17a พบว่าที่จุดเริ่มต้น 0 เพอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน มีความใกล้เคียงที่กันทั้ง 3 กลุ่มและมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นและลดลงเมื่อผ่านจุดสูงสุดที่ประมาณ 47 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน ส่วนค่าเฉลี่ยสูงสุดของแรงในแนวตั้งของคนปกติ (Present Study) อยู่ที่ 3.87 ± 0.49 นิวตันต่อน้ำหนัก

ตัว ที่ 46.5 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน ในขณะที่แรงเฉลี่ย (Average) และแรงสูงสุด (Heavy) จะอยู่ที่ 2.65 และ 3.15 นิวตันต่อน้ำหนักตัว ตามลำดับ



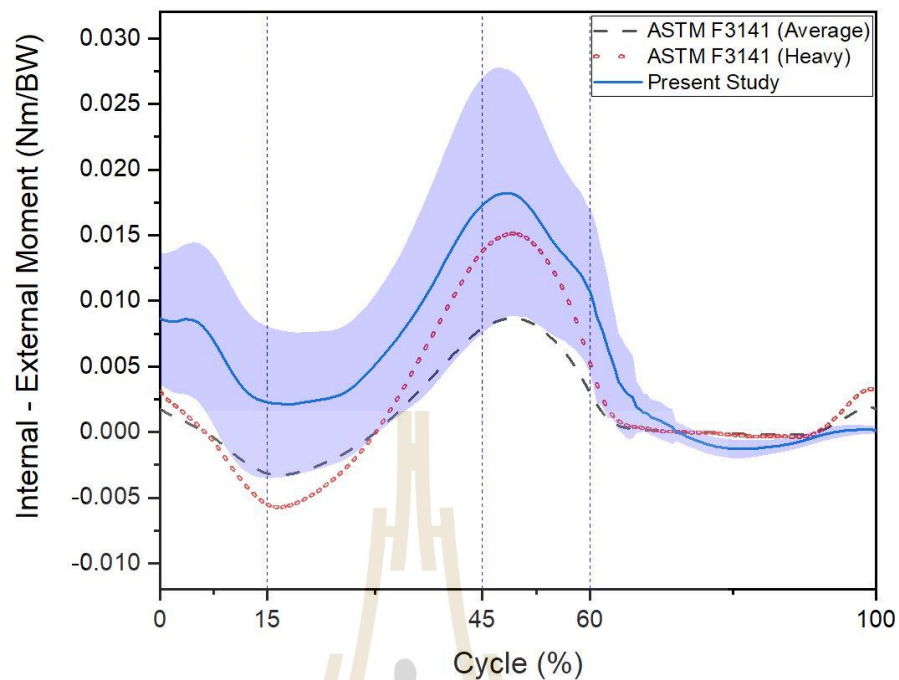
รูปที่ 4.3 ความสัมพันธ์ของแรงในแนวหน้า-หลังเทียบกับเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน ระหว่างคนปกติกับ ASTM F3141-17a (Average& Heavy Load)

จากรูปที่ 4.3 ความสัมพันธ์ของแรงแนวหน้า-หลังของเข่าระหว่างกลุ่มคนปกติกับมาตรฐาน ASTM F3141-17a พบว่าที่จุดเริ่มต้น 0 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน มีความใกล้เคียงที่กันทั้ง 3 กลุ่มและมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเล็กน้อย ส่วนค่าเฉลี่ยสูงสุดของแรงในแนวหน้าและหลังของคนปกติ อยู่ที่ 1.34 ± 0.50 นิวตันต่อน้ำหนักตัว ที่ 51.5 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน เป็นช่วงที่ขาเหยียดพื้น ในขณะที่แรงเฉลี่ย (Average) และแรงสูงสุด (Heavy) จะอยู่ที่ 0.22 และ 0.27 นิวตันต่อน้ำหนักตัว ที่ 13.5 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบ ตามลำดับ



รูปที่ 4.4 ความสัมพันธ์ของแรงในแนวด้านข้างเทียบกับเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน
ระหว่างคนปกติกับ ASTM F3141-17a (Average & Heavy Load)

จากรูปที่ 4.4 ความสัมพันธ์ของแรงแนวด้านข้างของเข่าระหว่างกลุ่มคนปกติกับมาตรฐาน ASTM F3141-17a พบว่าที่จุดเริ่มต้น 0 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน มีความใกล้เคียงที่กันทั้ง 3 กลุ่มและมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเล็กน้อยและมีค่าเฉลี่ยสูงสุดของแรงในแนวด้านในและด้านนอกของคนปกติ อยู่ที่ 0.16 ± 0.11 นิวตันต่อน้ำหนักตัว ที่ 46 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดินเป็นช่วงที่ขาเหยียดพื้น ในขณะที่แรงเฉลี่ย (Average) และแรงสูงสุด (Heavy) จะอยู่ที่ 0.05 และ 0.13 นิวตันต่อน้ำหนักตัว ที่ 63.5 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบ ตามลำดับ

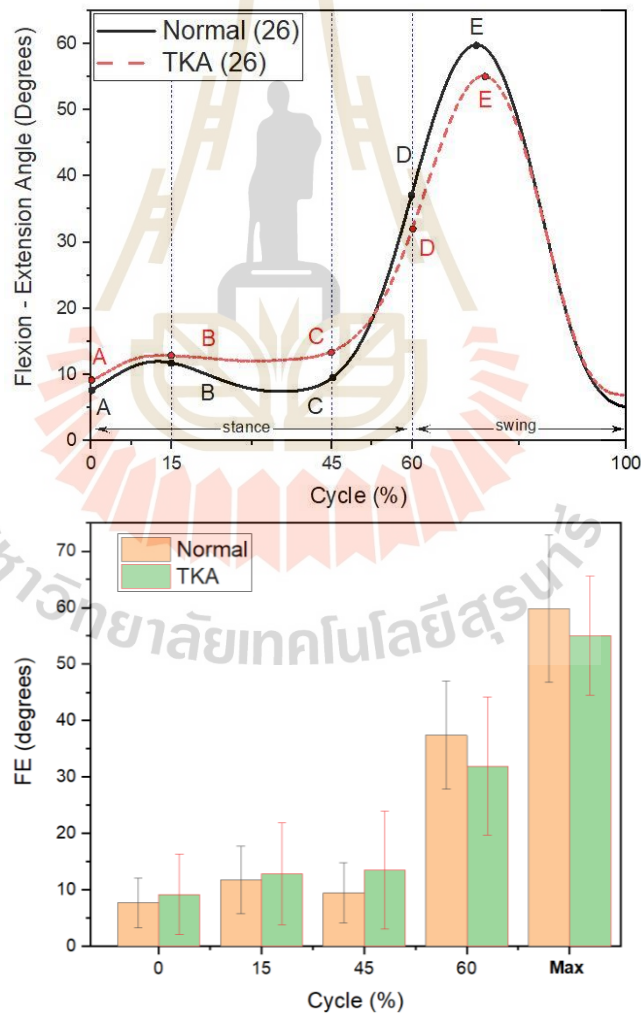


รูปที่ 4.5 แสดงความสัมพันธ์ของโมเมนต์รอบแนวตั้งเทียบกับเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดินระหว่างคนปกติกับ ASTM F3141 (Average & Heavy Load)

จากรูปที่ 4.5 ความสัมพันธ์ของโมเมนต์รอบแนวตั้งของเข่าระหว่างกลุ่มคนปกติกับมาตรฐาน ASTM F3141-17a พบว่าที่จุดเริ่มต้น 0 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน โมเมนต์ของกลุ่มคนปกติอยู่ที่ 0.008 ± 0.004 ส่วนค่าเฉลี่ยสูงสุดของโมเมนต์รอบแนวตั้งของคนปกติ อยู่ที่ 0.017 ± 0.007 นิวตันเมตรต่อน้ำหนักตัว ที่ 49.5 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน เป็นช่วงที่ขาเหยียดพื้น ในขณะที่แรงเฉลี่ย (Average) และแรงสูงสุด (Heavy) ค่าสูงสุดจะอยู่ที่ 0.008 และ 0.015 นิวตันเมตรต่อน้ำหนักตัว ที่ 49.5 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบ ตามลำดับ

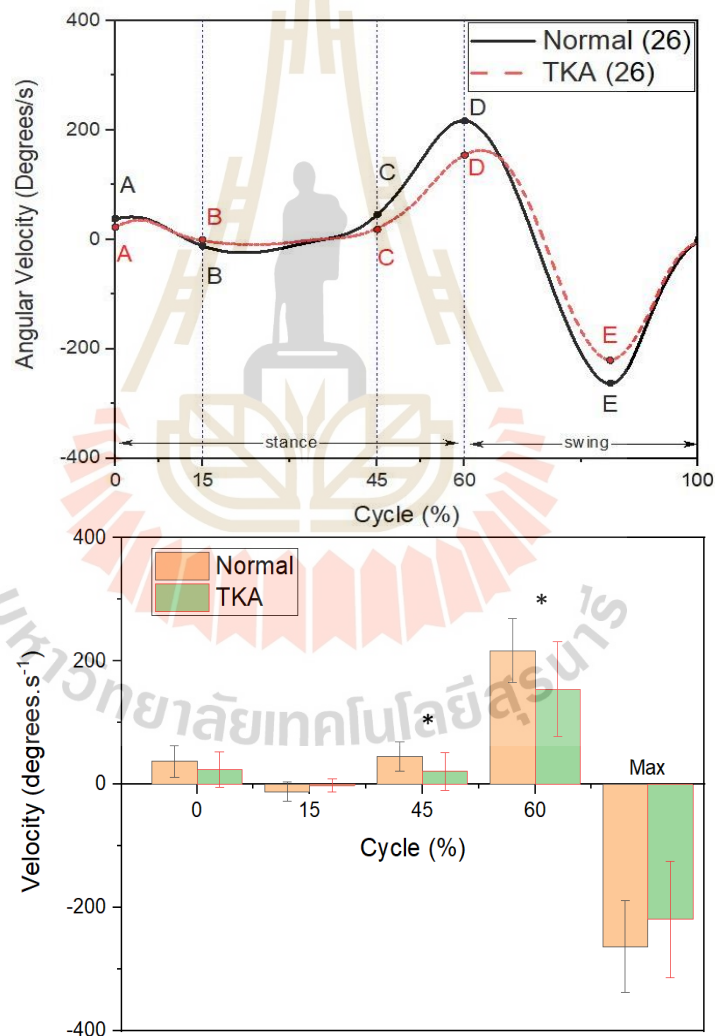
4.4 ผลการเปรียบเทียบพลศาสตร์การเดินของกลุ่มคนปกติเทียบกับกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม

ความสัมพันธ์ของมุมยืด-งอของเข่าเทียบกับเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดินระหว่างคนปกติกับคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมพบว่าจุดเริ่มต้น (จุด A) ที่ 0 เปอร์เซ็นต์รอบการเดิน มุมเริ่มต้นของกราฟทั้ง 2 เส้นมีความใกล้เคียงกัน ค่าเฉลี่ยสูงสุด (จุด E) อยู่ที่ 59.82 ± 13.05 องศา ที่ 72 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน และ 55.10 ± 10.55 องศา ที่ 73.5 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดินตามลำดับ (ซึ่งอยู่ในช่วงแกว่งขาทั้ง 2 กลุ่ม) ดังแสดงรูปที่ 4.6 โดยทั่วไปค่าเฉลี่ยสูงของมุมยืด-งอข้อเข่าจะอยู่ที่ 67 องศา ในท่าเดินและมุมเริ่มต้นก่อนการงอขาของกลุ่มคนปกติจะมากกว่ากลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่า 2 – 3 องศา ส่วนค่าเฉลี่ยสูงสุดนั้นไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์



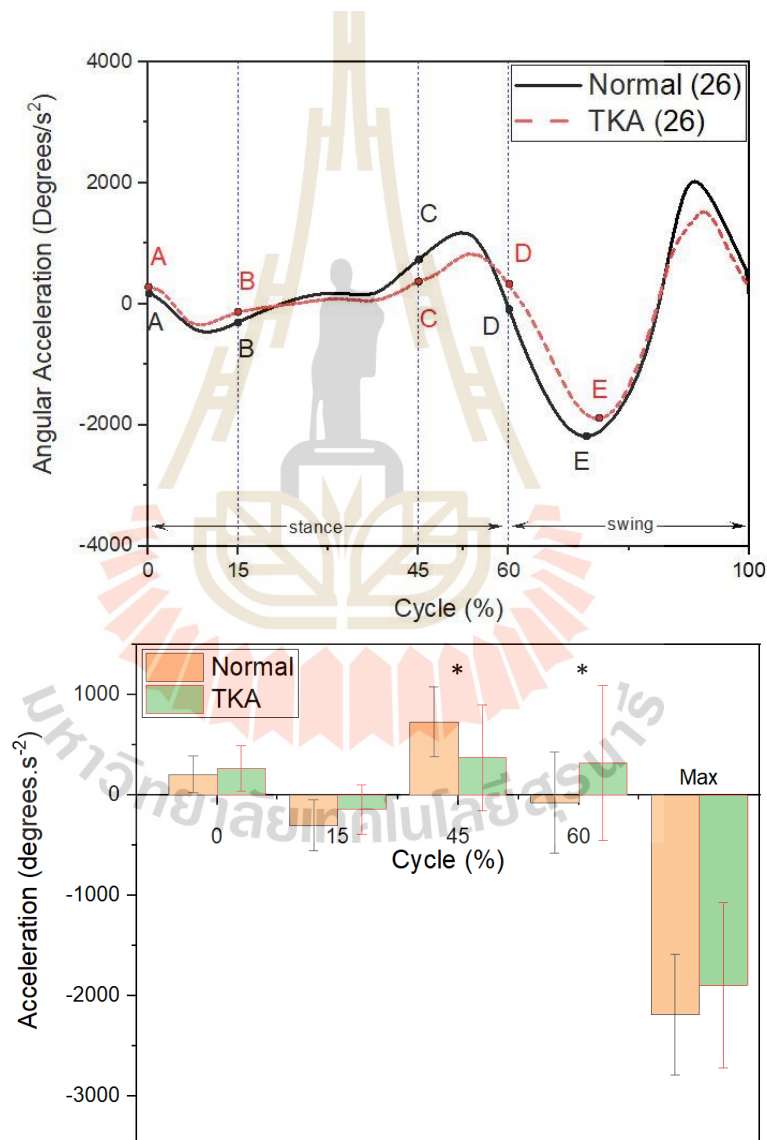
รูปที่ 4.6 ความสัมพันธ์ของมุมยืด-งอของเข่าเทียบกับเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดินระหว่างคนปกติกับคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม

ความสัมพันธ์ของความเร็วเชิงมุมของเข่า เทียบกับเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดินระหว่างกลุ่มคนปกติกับกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมพบว่าจุดเริ่มต้น (จุด A) ที่ 0 เปอร์เซ็นต์รอบการเดินความเร็วเชิงมุมเริ่มต้นของกราฟทั้ง 2 เส้นมีความใกล้เคียงกัน ค่าเฉลี่ยสูงสุด (จุด E) อยู่ที่ 263.58 ± 74.33 องศาต่อวินาที และ 219.47 ± 94.41 องศาต่อวินาที ที่ 85 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดินตามลำดับ ซึ่งอยู่ในช่วงแกว่งขาทั้ง 2 กลุ่ม ดังแสดงในรูปที่ 4.7 โดยทั่วไปค่าเฉลี่ยสูงสุดของความเร็วเชิงมุมข้อเข่าจะอยู่ที่ 219.29 ถึง 384.05 องศาต่อวินาที ในท่าเดินและพบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างจุด C (45%) ถึง จุด D (60%) ซึ่งอยู่ในช่วงเท้ายันพื้นทั้ง 2 ข้างค่าเฉลี่ยสูงสุดนั้นไม่พบพบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับความเชื่อมั่น 95 %



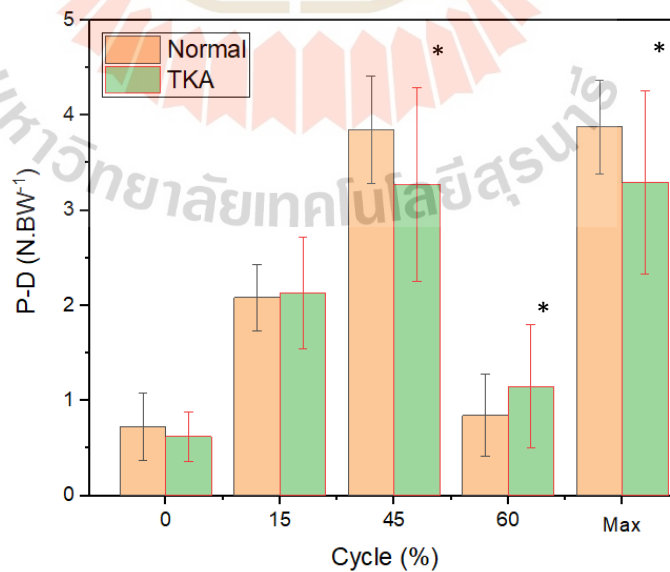
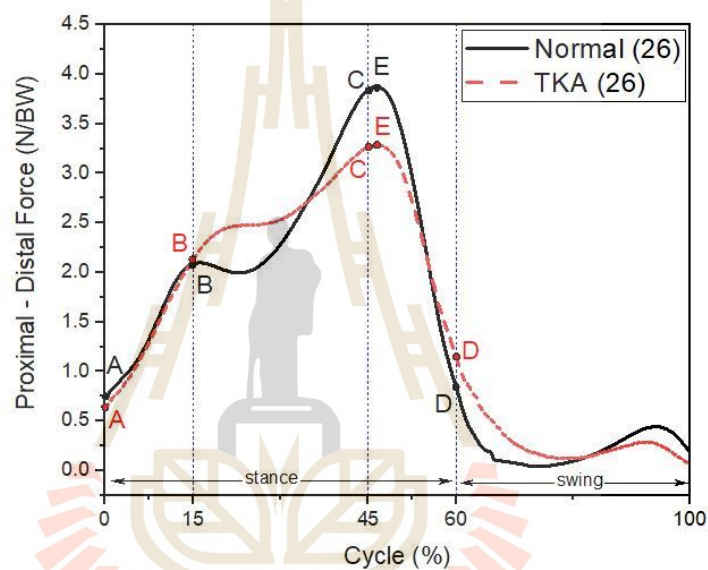
รูปที่ 4.7 ความสัมพันธ์ของความเร็วเชิงมุมของเข่าเทียบกับเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดินระหว่างคนปกติกับคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม

รูปที่ 4.8 แสดงความสัมพันธ์ของความเร่งเชิงมุมของเข่าเทียบกับเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน ระหว่างกลุ่มคนปกติกับกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมพบว่า จุดเริ่มต้น (จุด A) ที่ 0 เปอร์เซ็นต์รอบการเดิน ความเร่งเชิงมุมเริ่มต้นของกราฟทั้ง 2 เส้นมีความใกล้เคียงกัน ค่าเฉลี่ยสูงสุด (จุด E) อยู่ที่ $2,187.78 \pm 603.16$ องศาต่อวินาที² ที่ 73 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน และ $1,896 \pm 823.68$ องศาต่อวินาที² ที่ 74.5 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน ตามลำดับ พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างจุด B (15%) ถึง จุด D (60%) ซึ่งอยู่ในช่วงเท้ายันพื้นข้างเดียวไปจนถึงเท้ายันพื้น 2 ข้าง โดยค่าเฉลี่ยสูงสุดเกิดที่จุด E นั้นไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับความเชื่อมั่น 95 %



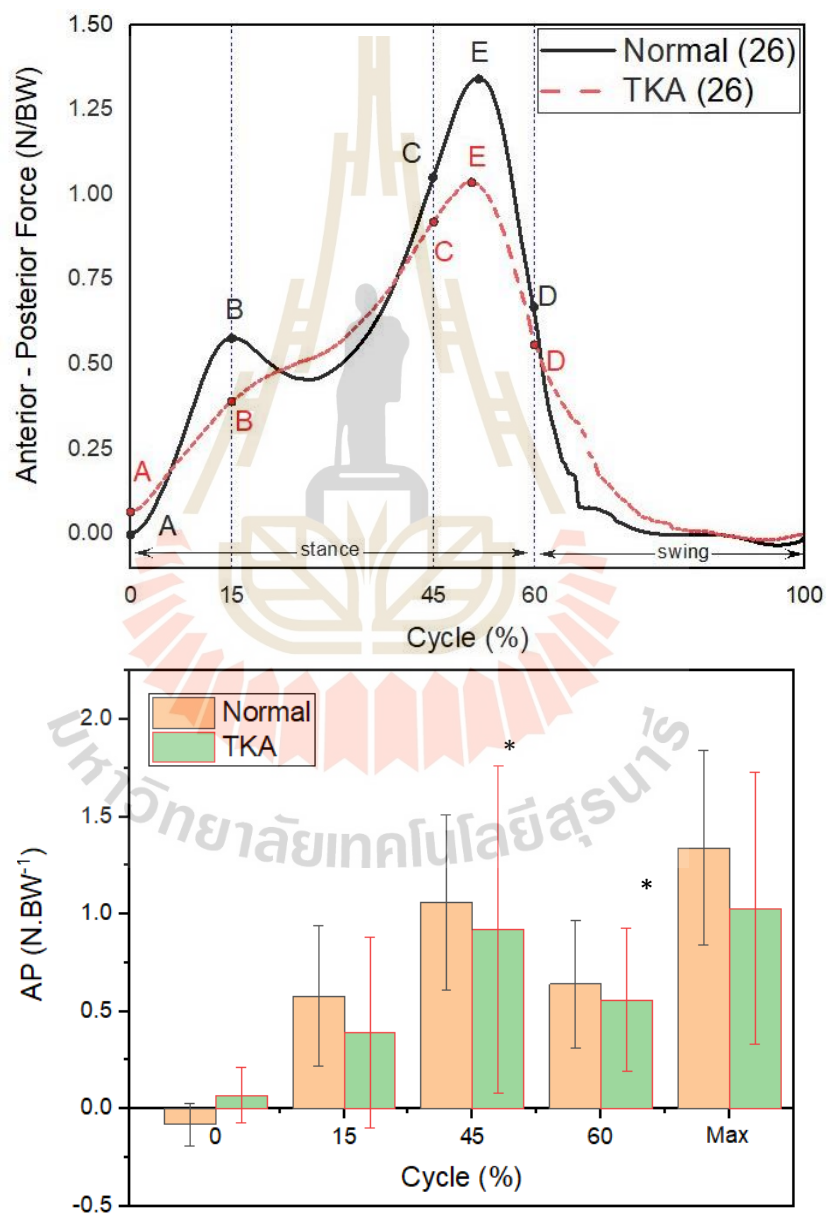
รูปที่ 4.8 ความสัมพันธ์ของความเร่งเชิงมุมของเข่าเทียบกับเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน ระหว่างคนปกติกับคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม

ความสัมพันธ์ของแรงแนวตั้งของเข่าระหว่างกลุ่มคนปกติกับคนผ่าข้อเข่าพบว่าค่าเฉลี่ยสูงสุดของแรงในแนวตั้ง (แกน Z) อยู่ที่ 3.87 ± 0.49 นิวตันต่อน้ำหนักตัว ที่ 46.5 เปอร์เซ็นต์ของการเดิน และ 3.29 ± 0.96 นิวตันต่อน้ำหนักตัว ที่ 46.5 เปอร์เซ็นต์เช่นกัน ตามลำดับซึ่งอยู่ในช่วงเหยียดขาทั้ง 2 กลุ่ม (จุด C ถึง จุด D) ดังรูปที่ 4.9 โดยทั่วไปค่าแรงเฉลี่ยสูงสุดที่กระทำกับข้อเข่าจะอยู่ที่ 3.06 นิวตันต่อน้ำหนักตัว ในท่าเดินบนพื้นราบสูงสุดถึง 3.15 นิวตันต่อน้ำหนักตัวและพบว่าแรงที่มีค่าสูงจะเกิดตอนลงน้ำหนักตัวร่วมกับมีการงอเข่ามากกว่า 15 องศาขึ้นไป จึงควรระวังท่าการเคลื่อนไหวในช่วงทำกายภาพฟื้นฟูหลังผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าที่มีมุมการงอข้อเข่ามาก



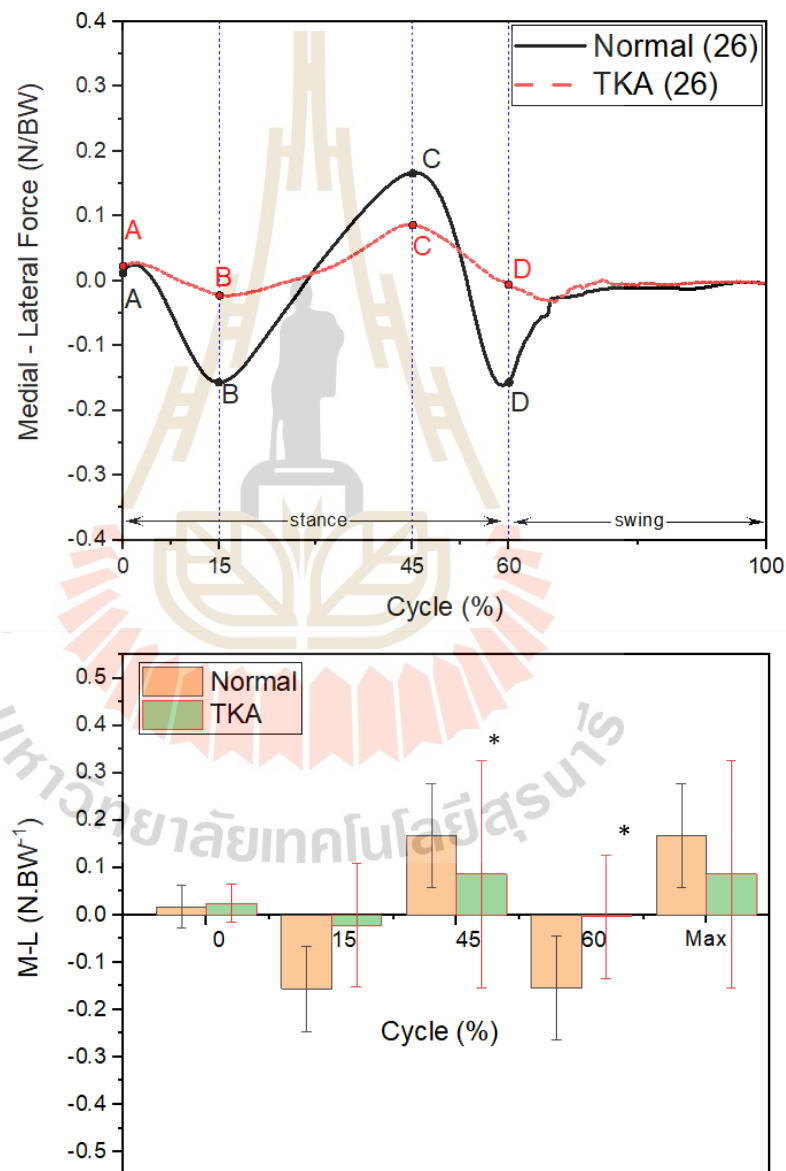
รูปที่ 4.9 ความสัมพันธ์ของแรงในแนวตั้งของเข่าระหว่างกลุ่มคนปกติกับกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม

จากรูปที่ 4.10 ซึ่งแสดงความสัมพันธ์ของแรงในแนวด้านหน้า-หลังของเข่าระหว่างคนปกติ กับคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมพบว่าที่จุดเริ่มต้น (จุด A) ของกลุ่มคนปกติและกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยน ข้อเข่าแทบจะเป็นศูนย์และมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเรื่อย ๆ โดยค่าเฉลี่ยสูงสุดของแรงในแนวหน้า-หลัง (Y) อยู่ที่ 1.34 ± 0.50 นิวตันต่อน้ำหนักตัว ที่ 51.5 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน และ 1.03 ± 0.70 นิวตันต่อน้ำหนักตัว ที่ 50.5 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดินตามลำดับ ซึ่งค่าสูงสุดทั้งสองจะอยู่ในจุด C ถึงจุด D เป็นช่วงที่ขาเหยียดพื้น



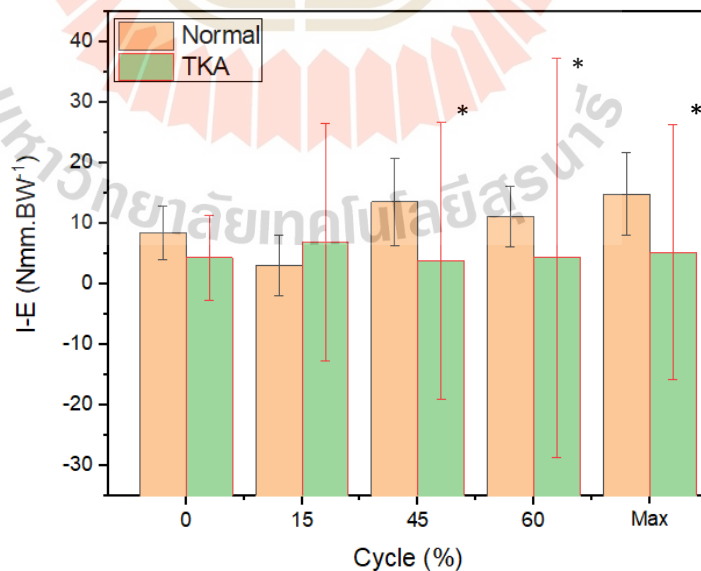
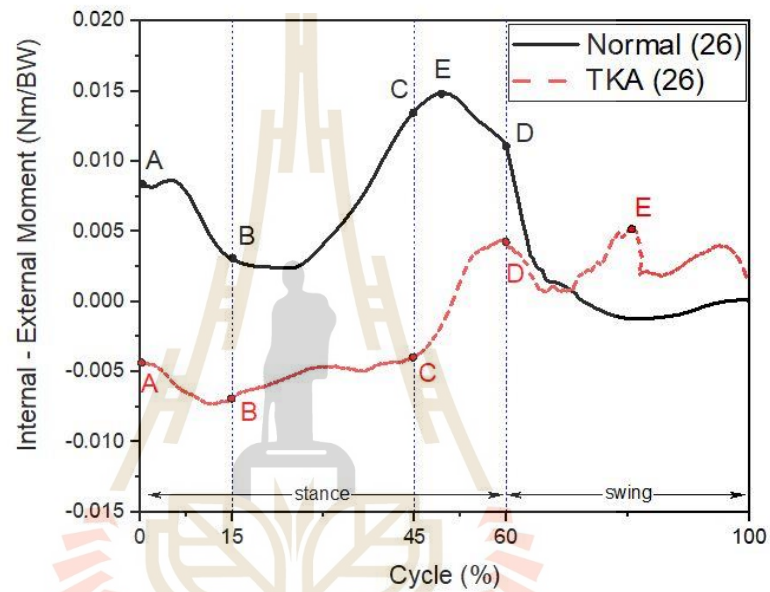
รูปที่ 4.10 ความสัมพันธ์ของแรงในแนวด้านหน้า-หลังของเข่าระหว่างคนปกติ กับคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม

รูปที่ 4.11 แสดงความสัมพันธ์ของแรงแนวด้านข้างของเข่าระหว่างกลุ่มคนปกติกับคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมพบว่าที่จุดเริ่มต้น (จุด A) ทั้งสองกลุ่มมีค่าน้อยและใกล้เคียงกัน ส่วนค่าเฉลี่ยสูงสุดของแรงในแนวด้านในและด้านนอก (X) อยู่ที่ 0.16 ± 0.11 นิวตันต่อน้ำหนักตัว ที่ 46 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน และ 0.08 ± 0.24 นิวตันต่อน้ำหนักตัว ที่ 44 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดินตามลำดับ ซึ่งอยู่ในช่วงเหยียดขา โดยทั่วไปค่าแรงเฉลี่ยสูงสุดที่กระทำกับข้อเข่าจะอยู่ที่ 0.27 นิวตันต่อน้ำหนักตัวและในท่าเดินบนพื้นราบ



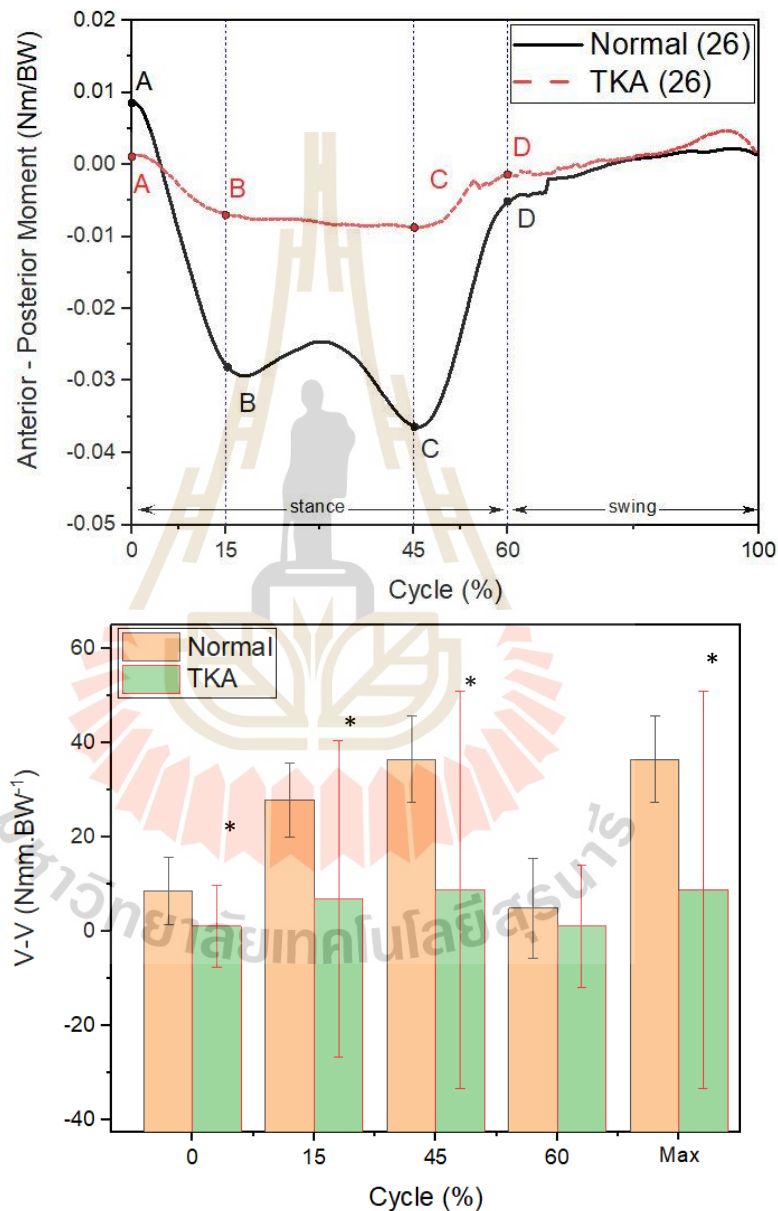
รูปที่ 4.11 ความสัมพันธ์ของแรงในแนวด้านใน-ด้านนอกของเข่าระหว่างคนปกติกับคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม

รูปที่ 4.12 แสดงความสัมพันธ์ของโมเมนต์รอบแนวตั้งของข้อเข่าระหว่างกลุ่มคนปกติกับคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมพบว่า โมเมนต์รอบแนวตั้งของทั้งสองกลุ่มมีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกันแต่ค่าเฉลี่ยสูงสุดของกลุ่มคนผ่าตัดข้อเข่าจะเกิดขณะเปลี่ยนจากเหยียดขาเข้าสู่จังหวะแกว่งขามีค่า 0.005 ± 0.21 ที่ 80.5 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน ส่วนโมเมนต์ของกลุ่มคนปกติเกิด ค่าเฉลี่ยสูงสุดในจังหวะเหยียดขาอยู่ที่ 0.015 ± 0.007 นิวตันเมตรต่อน้ำหนักตัว ที่ 49.5 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน



จากรูปที่ 4.12 ความสัมพันธ์ของโมเมนต์รอบแนวตั้งของข้อเข่าระหว่างกลุ่มคนปกติกับคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม

รูปที่ 4.13 แสดงความสัมพันธ์ของโมเมนต์ด้านข้างของเข่าระหว่างกลุ่มคนปกติกับคนผ่าข้อเข่าพบว่า ส่วนโมเมนต์ในแนวด้านข้างในกลุ่มคนผ่าข้อเข่าแทบไม่เกิดโมเมนต์ในรอบแกน ในขณะที่กลุ่มคนปกติเกิดโมเมนต์เฉลี่ยสูงสุดที่ อยู่ที่ 0.036 ± 0.01 นิวตันเมตรต่อน้ำหนักตัว ณ จุด C (45 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน) ซึ่งอยู่ในช่วงเหยียดขา



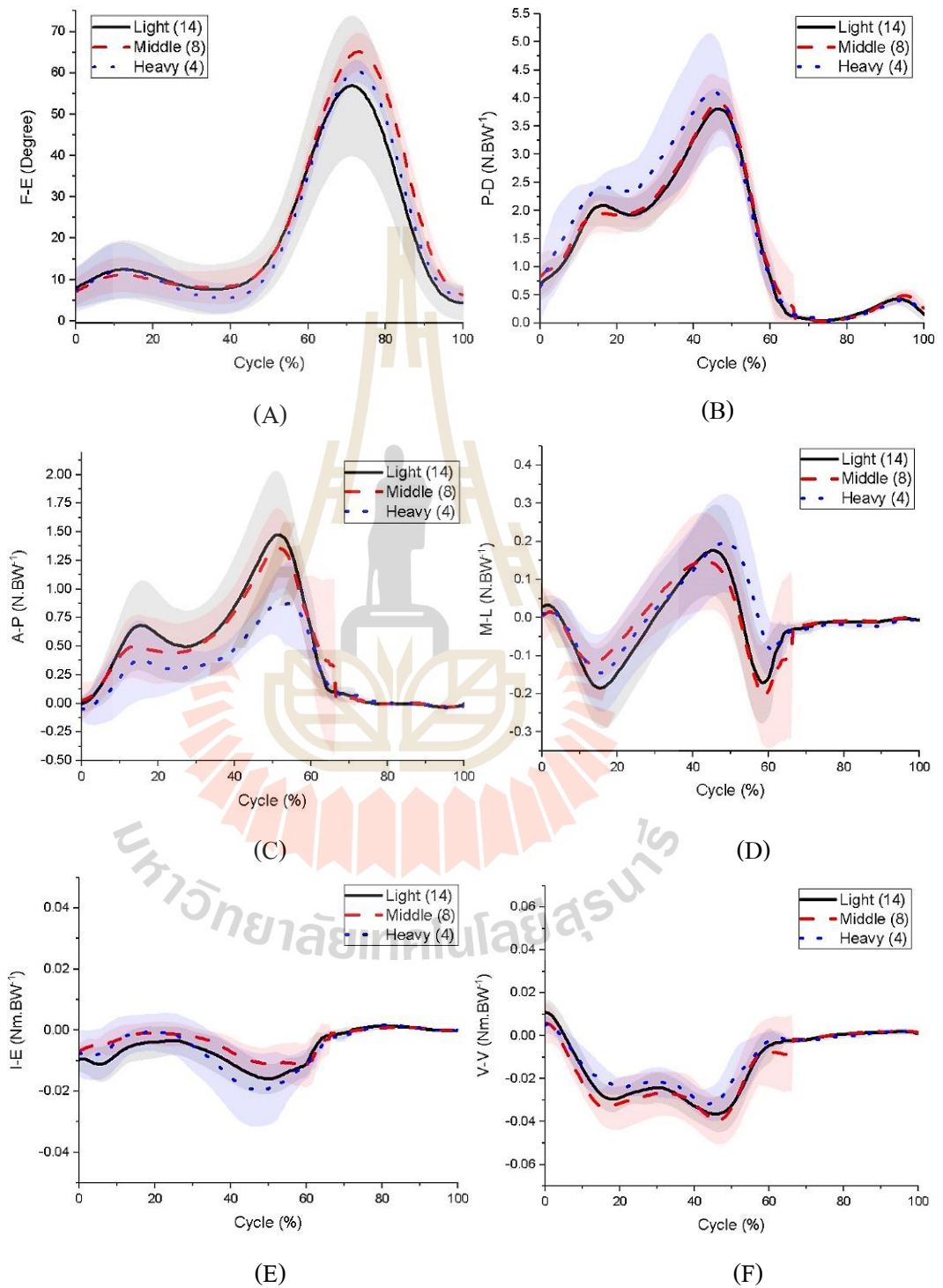
จากรูปที่ 4.13 ความสัมพันธ์ของโมเมนต์ด้านข้างของเข่าระหว่างกลุ่มคนปกติกับคนผ่าข้อเข่าที่เปลี่ยนข้อเข่าเทียม

ตารางที่ 4.2 ผลการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยสูงสุดพารามิเตอร์ต่าง ๆ ของกลุ่มคนปกติ (26 คน) กับกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม (26 คน) เทียบกับมาตรฐานและงานวิจัยอื่น

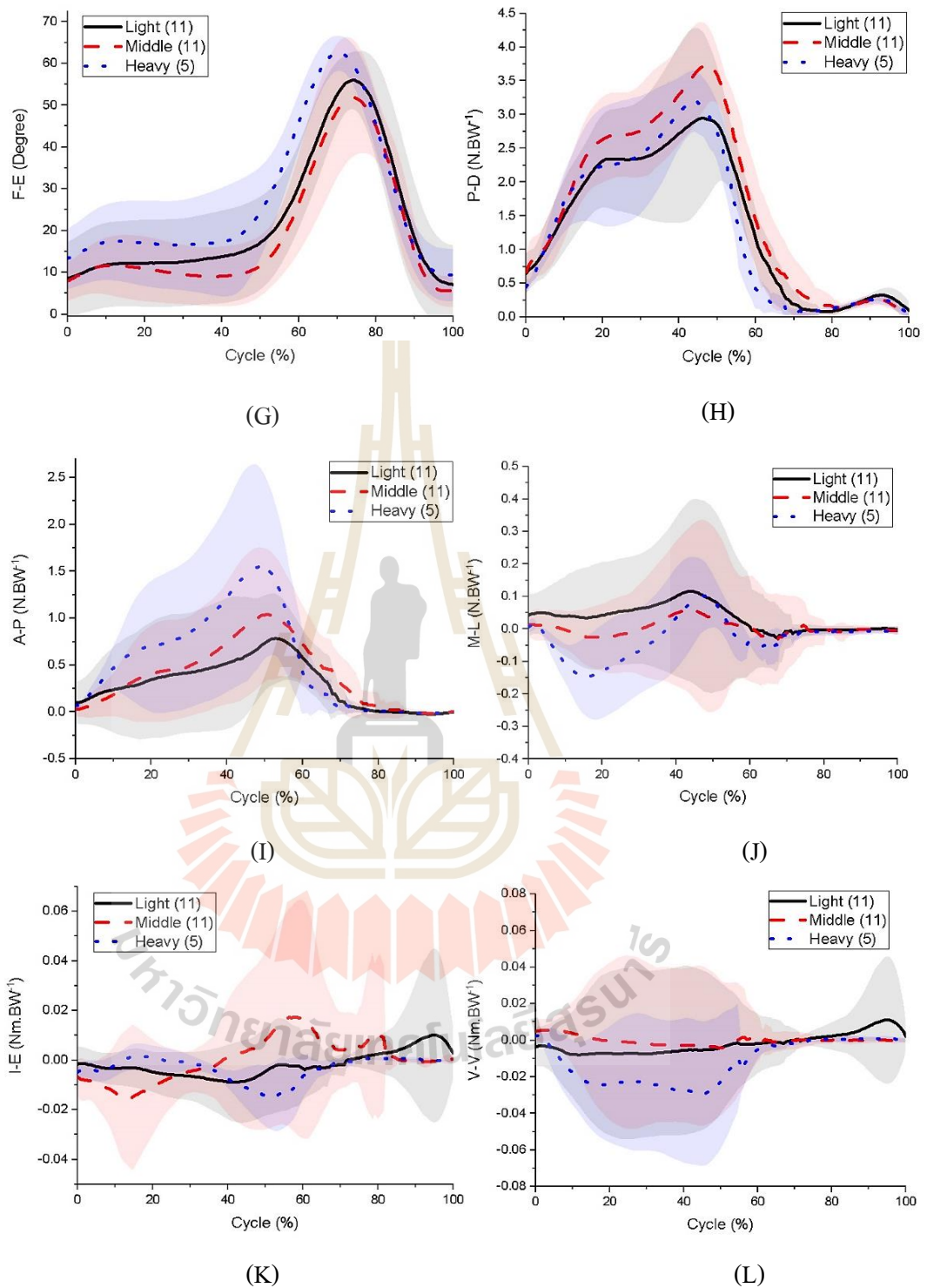
ค่าเฉลี่ยสูงสุดในแต่ละพารามิเตอร์	งานศึกษาในปัจจุบัน		F3141	ดุซิด (2009)	P.Worsley (2010)	P.Obrebska (2020)
	คนปกติ	คนผ่าตัดข้อเข่า				
แรงแนวตั้ง (N/BW)	3.87 ± 0.49	3.29 ± 0.96	3.15	9.92 ± 2.91	3.06 ± 0.89	3.90 ± 0.77
แรงแนวด้านข้าง (N/BW)	0.16 ± 0.11	0.086 ± 0.24	0.13	-	0.14 ± 0.08	0.77 ± 0.17
แรงแนวด้านหน้า-หลัง (N/BW)	1.34 ± 0.50	1.04 ± 0.70	0.27	-	0.70 ± 0.31	1.12 ± 0.52
โมเมนต์รอบแกนตั้ง (Nm/BW)	0.015 ± 0.01	0.005 ± 0.02	0.015	0.11 ± 0.05	0.01 ± 0.01	0.009 ± 0.007
โมเมนต์รอบแกนหน้า-หลัง (Nm/BW)	0.036 ± 0.01	0.009 ± 0.04	-	-	0.07 ± 0.03	0.057 ± 0.020
มุมยึด - มุมงอ (Degrees)	59.81 ± 13.05	55.09 ± 10.55	62.14	63.40 ± 7.40	-	60 - 70
ความเร็วเชิงมุม (Degrees/s)	263.58 ± 74.33	219.47 ± 94.41	-	240.5 ± 48.60	-	-
ความเร่งเชิงมุม (Degrees/s ²)	2,187.78 ± 603.16	1,895.71 ± 823.68	-	-	-	-

จากตารางที่ 4.2 ค่าโคเนติกส์ของแรงในแนวตั้ง (P-D) ของงานในปัจจุบันมีความใกล้เคียงกับงานของ Obrebska ซึ่งมีค่าอยู่ที่ 3.90 ± 0.77 เท่าของต่อหน้ากตัว แรงในแนวด้านข้าง (M-L) จะใกล้เคียงกับงานของ Worsley ซึ่งมีค่าอยู่ที่ 0.14 ± 0.08 เท่าต่อหน้ากตัว เช่นเดียวกับแรงในแนวหน้า-หลัง (A-P) จะใกล้เคียงกับงานวิจัยที่สองที่กล่าวมาข้างต้น ในส่วนของโมเมนต์ในแนวตั้งและโมเมนต์รอบแกนหน้า-หลัง ในคนปกติและคนผ่าตัดข้อเข่าจะใกล้เคียงกับงานของ Worsley และ Obrebska ส่วนค่าโคเนติกส์ของมุมยึด-มุมงอกับความเร่งเชิงมุมของข้อเข่าของคนปกติและคนผ่าตัดข้อเข่าความใกล้เคียงกับงานของดุซิดและ ASTM F3141 เช่นกัน

4.5 ผลการเปรียบเทียบพลศาสตร์การเดินของกลุ่มคนปกติและกลุ่มผ่าตัดเปลี่ยนข้อ เข่าเทียมแบ่งตามดัชนีมวลกายอย่างละ 3 กลุ่ม



รูปที่ 4.14 ความสัมพันธ์การกระทำต่าง ๆ เทียบกับวงรอบการเดินของกลุ่มคนปกติ
ได้แก่ Light weight Middle weight และ Heavy weight



รูปที่ 4.15 ความสัมพันธ์ภาระกระทำต่างๆ เทียบกับวงจรการเดินของกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยน
ข้อเข่าเทียม ได้แก่ Light weight Middle weight และ Heavy weight

จากรูปที่ 4.14 เปรียบเทียบค่าพลศาสตร์การเดินของกลุ่มคนปกติที่ถูกแบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม ได้แก่ Light Weight (ดัชนีมวลกาย = 19.2 กิโลกรัมต่อเมตร²) Middle Weight (ดัชนีมวลกาย = 25.4 กิโลกรัมต่อเมตร²) และ Heavy Weight (ดัชนีมวลกาย = 37.4 กิโลกรัมต่อเมตร²) ในแต่ละกลุ่มจะมีจำนวนสมาชิกไม่เท่ากันพบว่าค่าทุกค่าสอดคล้องไปในทางเดียวกัน โดย

1. ค่าเฉลี่ยสูงสุดของมุมยัด-งอข้อเข่า (A) เกิดในกลุ่ม Middle Weight
2. ค่าเฉลี่ยสูงสุดแรงภาระกระทำในแนวตั้ง (B) และแนวด้านข้าง (D) เกิดในกลุ่ม Heavy Weight
3. ค่าเฉลี่ยสูงสุดแรงภาระกระทำในแนวหน้า-หลัง (C) เกิดในกลุ่ม Light Weight
4. ค่าเฉลี่ยสูงสุดของโมเมนต์รอบแกนทั้งสอง (E, F) มีแนวโน้มไปในทิศเดียวกันและมีค่าเข้าใกล้ศูนย์

จากรูปที่ 4.15 เปรียบเทียบค่าพลศาสตร์การเดินของกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมที่ถูกแบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม ได้แก่ Light Weight (ดัชนีมวลกาย = 24.1 กิโลกรัมต่อเมตร²) Middle Weight (ดัชนีมวลกาย = 27.6 กิโลกรัมต่อเมตร²) และ Heavy Weight (ดัชนีมวลกาย = 34.6 กิโลกรัมต่อเมตร²) ในแต่ละกลุ่มจะมีจำนวนสมาชิกไม่เท่ากันพบว่าค่าทุกค่าสอดคล้องไปในทางเดียวกัน โดย

1. ค่าเฉลี่ยสูงสุดของมุมยัด-งอข้อเข่า (G) เกิดในกลุ่ม Heavy Weight
2. ค่าเฉลี่ยสูงสุดแรงภาระกระทำในแนวตั้ง (H) เกิดในกลุ่ม Middle Weight
3. ค่าเฉลี่ยสูงสุดแรงภาระกระทำในแนวหน้า-หลัง (I) และแนวด้านข้าง (J) เกิดในกลุ่ม Heavy Weight
4. ค่าเฉลี่ยสูงสุดของโมเมนต์รอบแกนทั้งสอง (K, L) มีแนวโน้มไปในทิศเดียวกันและมีค่าเข้าใกล้ศูนย์เช่นเดียวกับกลุ่มคนปกติ

บทที่ 5

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

ในงานวิจัยนี้ได้บันทึกการเคลื่อนไหวท่าเดินของกลุ่มปกติเทียบกับกลุ่มคนที่ผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมยกชุด นำไปสร้างแบบจำลองสามมิติและวิเคราะห์แบบจำลองทางชีวกลศาสตร์การเคลื่อนที่ข้อเข่าบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ทางพลศาสตร์แบบมัลติบอดีภายใต้ข้อมูลกิจวัตรท่าเดิน โดยนำผลของข้อมูลการเดิน ค่าพลศาสตร์การเดินของคิเนแมติกส์ (มุม, ความเร็ว, ความเร่ง) และโคเนติกส์ (แรงและโมเมนต์ในแกนต่าง ๆ) มาเปรียบเทียบกับมาตรฐาน ASTM F3141-17a เพื่อตรวจสอบความถูกต้องและเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มทดลองสามารถสรุปได้ดังนี้

5.1.1 ข้อมูลการเดิน

สำหรับวงรอบการเดินเฉลี่ยในงานวิจัยของกลุ่มคนปกติมีค่าเท่ากับ 1.32 ± 0.20 วินาที ซึ่งแตกต่างจากวงรอบการเดินของกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมมีค่าเท่ากับ 1.56 ± 0.24 วินาที แสดงให้เห็นถึงเวลาที่ใช้ก้าวเดินในหนึ่งรอบของกลุ่มคนผ่าข้อเข่ายังแตกต่างจากกลุ่มคนปกติ

ในทางสถิติค่า วงรอบการเดิน, ความยาว, ความยาวก้าว, เวลาขณะก้าว และเวลาขณะเหยียด มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ ส่วนค่าความเร็ว, ความกว้าง, ความยาว, ความยาวขณะก้าวของกลุ่มคนปกติมีค่าสูงกว่ากลุ่มคนผ่าข้อเข่า ขณะที่ค่าวงรอบการเดิน, เวลาขณะก้าว, เวลาขณะแกว่งเท้าและเวลาขณะเท้าเหยียดลงพื้นทั้ง 2 ข้างของกลุ่มคนปกติจะใช้เวลาน้อยกว่ากลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมเนื่องจากกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมในบางรายมีพื้นฟูได้ไม่เต็มที่

5.1.2 การศึกษาเปรียบเทียบทางพลศาสตร์การเดิน

ผลการวิเคราะห์วงรอบการเดินระหว่างคนปกติเทียบกับคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมพบว่า ความสัมพันธ์ของมุมยึด-งอของเข่าเทียบกับเปอร์เซ็นต์มีค่าเฉลี่ยสูงสุดอยู่ที่ 59.8 ± 13.05 องศา ที่ 72 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดินและ 55.1 ± 10.55 องศา ที่ 73.5 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดินตามลำดับซึ่งอยู่ในช่วงแกว่งขาทั้ง 2 กลุ่ม โดยทั่วไปค่าเฉลี่ยสูงของมุมยึด-งอข้อเข่าจะอยู่ที่ 67 องศา ค่าความเร็วเชิงมุมมีค่าเฉลี่ยสูงสุดอยู่ที่ 219.47 ± 94.41 องศาต่อวินาที และ 263.58 ± 74.33 องศาต่อวินาที ที่ 85 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน ตามลำดับซึ่งอยู่ในช่วงแกว่งขาทั้ง 2 กลุ่ม โดยทั่วไปค่าเฉลี่ยสูงของความเร็วเชิงมุมข้อเข่าจะอยู่ที่ 219.29 ถึง 384.05 องศาต่อวินาที ส่วนความเร่งเชิงมุมค่าเฉลี่ยสูงสุดอยู่ที่ $2,187.78 \pm 603.16$ องศาต่อวินาที ที่ 73 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบ

การเดิน และ $1,896 \pm 823.68$ องศาต่อวินาที² ที่ 74.5 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน ตามลำดับ แรงแนวตั้งของเข่าระหว่างกลุ่มคนปกติกับคนผ่าข้อเข่าพบว่าค่าเฉลี่ยสูงสุดของแรงในแนวตั้งอยู่ที่ 3.87 ± 0.49 นิวตันต่อน้ำหนักตัวและ 3.29 ± 0.96 นิวตันต่อน้ำหนักตัว ที่ 46.5 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน ตามลำดับ ค่าเฉลี่ยสูงสุดของแรงในแนวหน้า-หลังอยู่ที่ 1.34 ± 0.50 นิวตันต่อน้ำหนักตัว ที่ 51.5 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน และ 1.03 ± 0.70 นิวตันต่อน้ำหนักตัว ที่ 50.5 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดินตามลำดับ แรงแนวด้านใน-นอก พบว่าค่าเฉลี่ยสูงสุด อยู่ที่ 0.16 ± 0.11 นิวตันต่อน้ำหนักตัว ที่ 46 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน และ 0.08 ± 0.24 นิวตันต่อน้ำหนักตัว ที่ 44 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดินตามลำดับซึ่งอยู่ในช่วงเหยียดขา โมเมนต์รอบแนวตั้งและโมเมนต์ด้านข้างพบว่าโมเมนต์รอบแนวตั้งของทั้งสองกลุ่มมีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกันแต่ค่าเฉลี่ยสูงสุดของกลุ่มคนผ่าข้อเข่าจะเกิดขณะเปลี่ยนจากเหยียดขาเข้าสู่จังหวะแกว่งขามีค่า 0.005 ± 0.21 ที่ 80.5 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบการเดิน ส่วนโมเมนต์ในแนวด้านข้างในกลุ่มคนผ่าข้อเข่าแทบไม่เกิดโมเมนต์ในรอบแกน ในขณะที่กลุ่มคนปกติเกิดโมเมนต์เฉลี่ยสูงสุดอยู่ที่ 0.036 ± 0.01 นิวตันเมตรต่อน้ำหนักตัว

5.1.3 การศึกษาเปรียบเทียบค่าพลศาสตร์การเดินแบ่งตามดัชนีมวลกาย

ค่าพลศาสตร์การเดินของกลุ่มคนปกติที่ถูกแบ่งออกเป็น 3 กลุ่มได้แก่ Light Weight ค่าดัชนีมวลกาย = 19.2 กิโลกรัมต่อเมตร² Middle Weight มีดัชนีมวลกาย = 25.4 กิโลกรัมต่อเมตร² และ Heavy Weight ดัชนีมวลกาย = 37.4 กิโลกรัมต่อเมตร² ในแต่ละกลุ่มจะมีจำนวนสมาชิกไม่เท่ากันพบว่าค่าทุกค่าสอดคล้องไปในทางเดียวกัน โดยค่าเฉลี่ยสูงสุดของมุมยืด-งอข้อเข่าเกิดในกลุ่ม Middle Weight ค่าเฉลี่ยสูงสุดแรงภาระกระทำในแนวตั้งและแนวด้านข้างเกิดในกลุ่ม Heavy Weight ค่าเฉลี่ยสูงสุดแรงภาระกระทำในแนวหน้า-หลัง เกิดในกลุ่ม Light Weight ค่าเฉลี่ยสูงสุดของโมเมนต์รอบแกนทั้งสองมีแนวโน้มไปในทิศเดียวกันและมีค่าใกล้เคียงกัน

ค่าพลศาสตร์การเดินของกลุ่มคนผ่าข้อเข่าที่ถูกแบ่งออกเป็น 3 กลุ่มได้แก่ Light Weight ค่าดัชนีมวลกาย = 24.1 กิโลกรัมต่อเมตร² Middle Weight มีดัชนีมวลกาย = 27.6 กิโลกรัมต่อเมตร² และ Heavy Weight ค่าดัชนีมวลกาย = 34.6 กิโลกรัมต่อเมตร² ในแต่ละกลุ่มจะมีจำนวนสมาชิกไม่เท่ากันพบว่าค่าทุกค่าสอดคล้องไปในทางเดียวกัน โดยค่าเฉลี่ยสูงสุดของมุมยืด-งอข้อเข่าเกิดในกลุ่ม Heavy Weight ค่าเฉลี่ยสูงสุดแรงภาระกระทำในแนวตั้ง (H) เกิดในกลุ่ม Middle Weight ค่าเฉลี่ยสูงสุดแรงภาระกระทำในแนวหน้า-หลังและแนวด้านข้างเกิดในกลุ่ม Heavy Weight ค่าเฉลี่ยสูงสุดของโมเมนต์รอบแกนทั้งสองมีแนวโน้มไปในทิศเดียวกันและมีค่าใกล้เคียงกันเช่นเดียวกับกลุ่มคนปกติ

5.2 ข้อเสนอแนะ

การคำนวณกลุ่มตัวอย่างการทดลอง ผู้จัดทำใช้ตัวแปรระดับความเชื่อมั่นของข้อมูลที่ 90% จึงทำให้ได้จำนวนอาสาสมัครกลุ่มละ 26 คน หากต้องการให้ตัวแปรระดับความเชื่อมั่นของข้อมูลสูงที่ระดับ 95% จำเป็นต้องใช้อาสาสมัครจำนวนมากกว่านี้

การคัดกรองอาสาสมัครกลุ่มคนผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมควรจะคัดกรองโดยอาศัยค่าดัชนีมวลกายให้ครอบคลุมทุกกลุ่มมาตรฐานซึ่งในการทดลองนี้ไม่ได้ครอบคลุมทุกกลุ่มเนื่องจากการคัดกรองต้องใช้เวลานานและต้องได้รับความยินยอมเข้าร่วมงานวิจัยจากกลุ่มผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม

พื้นที่ห้องที่ใช้วางแผ่นวัดแรงปฏิกิริยาที่พื้นควรใช้พื้นที่ได้ระดับและไม่ยุบตัว บริเวณรอบห้องต้องควบคุมแสงธรรมชาติได้ เนื่องจากกล้องที่ใช้ถ่ายภาพการเคลื่อนไหวเป็นกล้องอินฟราเรดไม่ควรให้แสงแดดเล็ดรอดเข้ามาได้

ในงานวิจัยนี้สามารถนำผลดังกล่าวมาไปประยุกต์ใช้กับการทดสอบชุดข้อเข่าเทียม การจำลองตามระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อออกแบบชุดข้อเข่าเทียมที่เหมาะสมกับคนไทยในอนาคตได้ ซึ่งจะช่วยเพิ่มศักยภาพในการแข่งขันทางการตลาดกับชุดข้อเข่าเทียมของต่างประเทศได้

การนำข้อมูลไปใช้ในเรื่องการทำนายการเคลื่อนไหวด้วย AI รวมไปถึงนำไปใช้เป็นข้อมูลจำลองการเคลื่อนไหวในการออกแบบและพัฒนาข้อเข่าเทียมหรืออุปกรณ์ทางการแพทย์อื่น ๆ



รายการอ้างอิง

- นริศ เจริญพร. (2543). ชีวกลศาสตร์ในการทำงาน. หน่วยที่ 7 ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์.
- ระพีพรรณ ฉลองสุข. (2550). การกำหนดขนาดตัวอย่าง (sample size). วารสารไทยเภสัชชยนิพนธ์ (ฉบับการศึกษาต่อเนื่องทางเภสัชศาสตร์) ปีที่ 4 ฉบับที่ 1 เดือนมกราคม 2550 (หน้า 1-19)
- ภาสกร วัฒนธาดา (2551). ตำราศัลยศาสตร์ข้อสะโพกและข้อเข่าเทียม เล่มที่ 1 : ข้อเข่า. ฉบับปรับปรุงครั้งที่ 2 . ราชวิทยาลัยแพทยออร์โธปิดิกส์แห่งประเทศไทย. สำนักพิมพ์กรุงเทพเวชสาร. กรุงเทพมหานคร. หน้า 20
- พิพัฒน์ องค์กรน้ำทิพย์ และธเนศนิธย์ โชตนภูมิ (2551). Posterior Cruciate-Substitute Total knee Arthroplasty ตำราศัลยศาสตร์ข้อสะโพกและข้อเข่า. พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพ: สำนักพิมพ์กรุงเทพเวชสาร.
- ดุสิต ภัทรนิธิคุณ (2552). การวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อเข่ามนุษย์จากการประมวลผลภาพ. คณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิศวกรรมเครื่องกล จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- จุฬาลักษณ์ โกมลตรี (2555). การคำนวณขนาดตัวอย่าง. วารสารสุขภาพจิตแห่งประเทศไทย. ปีที่ 20 ฉบับที่ 3 (ก.ย. 2555) หน้า 192-198.
- นงพิมพ์ นิมิตรอนันท์. (2557). สถานการณ์ทางระบาดวิทยาและการประเมินความเสี่ยงโรคข้อเข่าเสื่อมในคนไทย. วารสารพยาบาลทหารบก ปีที่ 15 ฉบับที่ 3 (ก.ย. - ธ.ค.).
- ภัทรินทร์ กิตติบุญญาคุณ, ปวิช พากฎิพัทธ์ (2558). รูปแบบการสั่งใช้ยาและปัญหาการใช้ยาบรรเทาอาการปวดและยาเสริมบรรเทาปวดในผู้ป่วยโรคข้อเสื่อม. กลุ่มวิชาเภสัชกรรมคลินิก. คณะเภสัช-ศาสตร์. มหาวิทยาลัยมหาสารคาม.Vol 9 No 1 (2013): Volume 9 No.1 January – April 2013
- ชาตรี โบลิตธิพิเชษฐ (2560). การศึกษาความชุกของโรคข้อเข่าเสื่อมในผู้สูงอายุ ในศูนย์เวชปฏิบัติครอบครัว จังหวัดพระนครศรีอยุธยา. วารสารสมาคมเวชศาสตร์ป้องกันแห่งประเทศไทย ปีที่ 7 ฉบับที่ 1 มกราคม-เมษายน 2560.
- Margareta, N. (2001). Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System, 3rd edition, Lippincott Williams & Wilkins, USA.

- Smith SM, Cockburn RA, Hemmerich A, et al. Tibiofemoral joint contact forces and knee kinematics during squatting. *Gait & Posture*. 2008 2008/04/01/;27(3):376-386.
- Shu L, Sato T, Hua X, Sugita N. Comparison of Kinematics and Contact Mechanics in Normal Knee and Total Knee Replacements: A Computational Investigation. *Ann Biomed Eng*. 2021 Sep;49(9):2491-2502. Doi: 10.1007/s10439-021-02812-0. Epub 2021 Jun 17. PMID: 34142278.
- Pàmies-Vilà R, Font-Llagunes JM, Cuadrado J, et al. analysis of different uncertainties in the inverse dynamic analysis of human gait. *Mechanism and Machine Theory*. 2012 2012/12/01/; 58:153-164.
- Kaufman, K.and K.An (2017). Biomechanics. in Kelley and Firestein's Textbook of Rheumatology. p. 78-89.
- Pattillo (2018). P.D., Kinematics in Elements of Oil and Gas Well Tubular Design. p. 33-75.
- Madeti. B.K.. S.R. Chalamalasetti. and S.K.S.s.r. Bolla Pragada (2015). Biomechanics of knee joint — A review. *Frontiers of Mechanical Engineering*. 10(2): p. 176-186.
- Armand. A.B.-M.a.S. NORMAL GAIT. Nova Science Publishers, Inc.
- Ahmed Elgammal. Bodo Rosenhahn. and Reinhard Klette (2007). Human Motion - Understanding, Modelling, Capture and Animation. 2nd Workshop. in conjunction with ICCV. Rio de Janeiro. Lecture Notes in Computer Science. LNCS 4814. Springer. Berlin.
- L. Peggy. L.Aaron. L. Agnes. and Z. Ming. (2008). Three-dimensional Gait Analysis of Obese Adults. *Clinical biomechanics* vol. 23. pp. 2-6.
- M. Nordin. V.H. Frankel (2012). Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 4th ed. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins.
- Worsley. Peter & Stokes. Maria & Taylor Mark (2011). Predicted knee kinematics and kinetics during functional activities using motion capture and musculoskeletal modelling in healthy older people. *Gait & posture*. 33. 268-73. 10.1016/j.gaitpost.2010.11.018.

- Taylor. William & Heller. Markus & Bergmann. Georg & Duda Georg (2004). Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing. *Journal of orthopedic Research: official publication of the Orthopedic Research Society*. 22.62532.10.1016/j.orthres.2003.09.003.
- Messier SP, Pater M, Beavers DP, et al. Influences of alignment and obesity on knee joint loading in osteoarthritic gait. *Osteoarthritis Cartilage*. 2014;22(7):912-917.
- Bergmann G. (2014). et al. Standardized Loads Acting in Knee Implants. *PLoS ONE*, 9(1): e86035.
- Bergmann, G. and F. Graichen (2014). Loading of Orthopedic Implants. *OrthoLoad*. Available from: www.orthoload.com.
- ASTM F3141-17a (2017). Standard Guide for Total Knee Replacement Loading Profiles. ASTM International. West Conshohocken. www.astm.org
- Abid, Mariem & Mezghani, Neila & Mitiche, Amar. (2019). Knee Joint Biomechanical Gait Data Classification for Knee Pathology Assessment: A Literature Review. *Applied Bionics and Biomechanics*. 2019. 1-14. 10.1155/2019/7472039.
- Obrebska, Paulina & Skubich, Justyna & Piszczatowski, Szczepan. (2020). Gender Differences in the Knee Joint Loadings during Gait. *Gait & Posture*. 79. 10.1016/j.gaitpost.2020.05.017.



ภาคผนวก ก

เอกสารจริยธรรมงานวิจัยในมนุษย์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

COA No. 97/2561



ต่ออายุครั้งที่ 1

คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

เอกสารรับรองโครงการวิจัยในมนุษย์

คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ดำเนินการให้การรับรองการพิจารณาจริยธรรมโครงการวิจัยตามแนวทางหลักจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ที่เป็นมาตรฐานสากล ได้แก่ Declaration of Helsinki, The Belmont Report, CIOMS Guideline, International Conference on Harmonization in Good Clinical Practice (ICH-GCP) and 45CFR 46.101(b)

ชื่อโครงการ : การศึกษาทางชีวกลศาสตร์การเคลื่อนที่ข้อเข่าในมนุษย์ขณะทำกิจวัตรประจำวันด้วยการจำลองบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์

เลขที่โครงการ : EC-61-101

ผู้วิจัยหลัก : ผู้ช่วยศาสตราจารย์ พันโท นายแพทย์ประ สิ้นธุภากร

หน่วยงาน : สำนักวิชาแพทยศาสตร์

วิธีบทวน : คณะกรรมการเต็มชุด

รายงานความก้าวหน้า : ส่งรายงานความก้าวหน้าอย่างน้อย 1 ครั้ง/ปี

เอกสารรับรอง : ข้อเสนอโครงการ, เอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย, หนังสือแสดงเจตนายินยอม (Version 2.0, 8 กุมภาพันธ์ 2562)

ลงชื่อ.....

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ แพทย์หญิงพรทิพย์ นิมขุนทด)
ประธานคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

วันที่รับรอง : 12 กุมภาพันธ์ 2563

วันหมดอายุ : 11 กุมภาพันธ์ 2564

ทั้งนี้ การรับรองนี้มีเงื่อนไขดังที่ระบุไว้ด้านหลังทุกข้อ (ดูด้านหลังของเอกสารรับรองโครงการวิจัย)

ผู้ร่วมโครงการวิจัย

1. ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุภกิจ รูปจันทร์
2. ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.รัตน บริสุทธิกุล

นักวิจัยทุกท่านที่ผ่านการรับรองจริยธรรมการวิจัยต้องปฏิบัติดังต่อไปนี้

1. ดำเนินการวิจัยตามที่ระบุไว้ในโครงการวิจัยอย่างเคร่งครัด
2. ใช้เอกสารแนะนำอาสาสมัคร ใบยินยอม (และเอกสารเชิญเข้าร่วมวิจัยหรือใบโฆษณาถ้ามี) แบบสัมภาษณ์ และหรือแบบสอบถาม เฉพาะที่มีตราประทับของคณะกรรมการจริยธรรมในมนุษย์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี เท่านั้น และส่งสำเนาเอกสารดังกล่าวที่ใช้กับผู้เข้าร่วมวิจัยจริงรายแรกมาที่คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ เพื่อเก็บไว้เป็นหลักฐาน
3. รายงานเหตุการณ์ไม่พึงประสงค์ร้ายแรงที่เกิดขึ้นหรือการเปลี่ยนแปลงกิจกรรมวิจัยใด ๆ ต่อคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ภายในระยะเวลาที่กำหนดในวิธีดำเนินการมาตรฐาน
4. ส่งรายงานความก้าวหน้าต่อคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ ตามเวลาที่กำหนดหรือเมื่อได้รับการร้องขอ
5. หากการวิจัยไม่สามารถดำเนินการเสร็จสิ้นภายในกำหนด ผู้วิจัยต้องยื่นขออนุมัติใหม่ก่อน อย่างน้อย 30 วัน
6. หากการวิจัยเสร็จสมบูรณ์ผู้วิจัยต้องแจ้งปิดโครงการตามแบบฟอร์มของคณะกรรมการจริยธรรมในมนุษย์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

COA No. 97/2561

1st renew

Human research Ethics Committee, Suranaree University of Technology

Certificate of Approval

Ethics Committee for Researches Involving Human Subjects, Suranaree University of Technology, Nakhon Ratchasima, Thailand, has approved the following study which is to be carried out in compliance with the International guidelines for human research protection as Declaration of Helsinki, The Belmont Report, CIOMS Guideline and International Conference on Harmonization in Good Clinical Practice (ICH-GCP)

Title of Project : Biomechanical Study of Knee Joint Movement during Human Normal Activities : In Silico Study

Project Code : EC-61-101

Principal Investigator : Asst.Prof. Leu.Col.Bura Sindhupakorn, M.D.

Department : Institute of Medicine

Review Method : Full board

Continuing Report : At least once annually

Document Reviewed : Protocol, Information Sheet, Informed Consent, Questionnaire (Version 2.0, 8 February 2019)

Signature.....Chairman

(Asst. Prof. Porntip Nimkuntod, MD)

Ethics Committee for Researches Involving Human Subjects,
Suranaree University of Technology

Date of Approval : 12 February 2020

Approval Expire Date : 11 February 2021

Approval is granted subject to the following conditions: (see back of this Certificate)

Co-investigator

1. Asst.Prof.Dr.Supakit Rooppakhun
2. Asst. Prof. Dr.Rattana Borrisutthekul

All approved investigators must comply with the following conditions:

1. Strictly conduct the research as required by the protocol;
2. Use only the information sheet, consent form (and recruitment materials, if any), interview outlines and/or questionnaires bearing the Institutional Ethics Committee's seal of approval; and return one copy of such documents of the first recruited subject to the Institutional Ethics Committee's (IEC) for the record.
3. Report to the Institutional Ethics Committee any serious adverse event or any changes in the research activity according to the standard operating procedures;
4. Provide reports to the Institutional Ethics Committee on the specified time period or upon request;
5. If the study cannot be finished within the expiry date of the approval certificate, the investigator is obliged to reapply for approval at least 30 days before the expiration date.
6. Complete and submit the final report form to the SUT-HREC, as soon as possible after the completeness of research.



ภาคผนวก ข

ตัวอย่างการวิเคราะห์แบบจำลองทางคณิตศาสตร์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

การหาขนาดกลุ่มตัวอย่าง

กรณี 1 จำนวนตัวอย่างมากที่สุดที่เป็นไปได้ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์

กำหนดค่าความเชื่อมั่นที่ 95 %	$Z_{\alpha/2} = 1.96$
กำหนดค่าสัดส่วนของความไว (ความชุก)	$p = 50\% = 0.5$
กำหนดค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้	$e = 5\% = 0.05$

$$\begin{aligned} \text{จากสมการ } n &= \frac{z_{\alpha/2}^2 p(1-p)}{e^2} \\ &= \frac{1.96^2 (0.5)(1-0.5)}{0.05^2} \\ &\approx 384 \text{ ตัวอย่าง} \end{aligned}$$

จากการสำรวจในประเทศไทยพบโรคข้อเสื่อมมีความชุกร้อยละ 11.3 ถึง 45 ดังนั้นในการคำนวณหาขนาดกลุ่มตัวอย่างจะคำนวณเป็นหลายกรณี ดังต่อไปนี้

กรณี 2

กำหนดค่าความเชื่อมั่นที่ 95 %	$Z_{\alpha/2} = 1.96$
กำหนดค่าสัดส่วนของความไว (ความชุก)	$p = 45\% = 0.45$
กำหนดค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้	$e = 5\% = 0.05$

$$\begin{aligned} \text{จากสมการ } n &= \frac{z_{\alpha/2}^2 p(1-p)}{e^2} \\ &= \frac{1.96^2 (0.45)(1-0.45)}{0.05^2} \\ &\approx 380 \text{ ตัวอย่าง} \end{aligned}$$

กรณี 3

กำหนดค่าความเชื่อมั่นที่ 95 %	$Z_{\alpha/2} = 1.96$
กำหนดค่าสัดส่วนของความไว (ความชุก)	$p = 11\% = 0.11$
กำหนดค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้	$e = 5\% = 0.05$

$$\begin{aligned} \text{จากสมการ } n &= \frac{z_{\alpha/2}^2 p(1-p)}{e^2} \\ &= \frac{1.96^2 (0.11)(1-0.11)}{0.05^2} \\ &\approx 150 \text{ ตัวอย่าง} \end{aligned}$$

กรณี 4

กำหนดค่าความเชื่อมั่นที่ 90 เปอร์เซ็นต์	$Z_{\alpha/2} = 1.64$
กำหนดค่าสัดส่วนของความไว (ความชุก)	$p = 45\% = 0.45$
กำหนดค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้	$e = 10\% = 0.1$

$$\begin{aligned} \text{จากสมการ } n &= \frac{z_{\alpha/2}^2 p(1-p)}{e^2} \\ &= \frac{1.64^2 (0.45)(1-0.45)}{0.1^2} \\ &\approx 66 \text{ ตัวอย่าง} \end{aligned}$$

กรณี 5

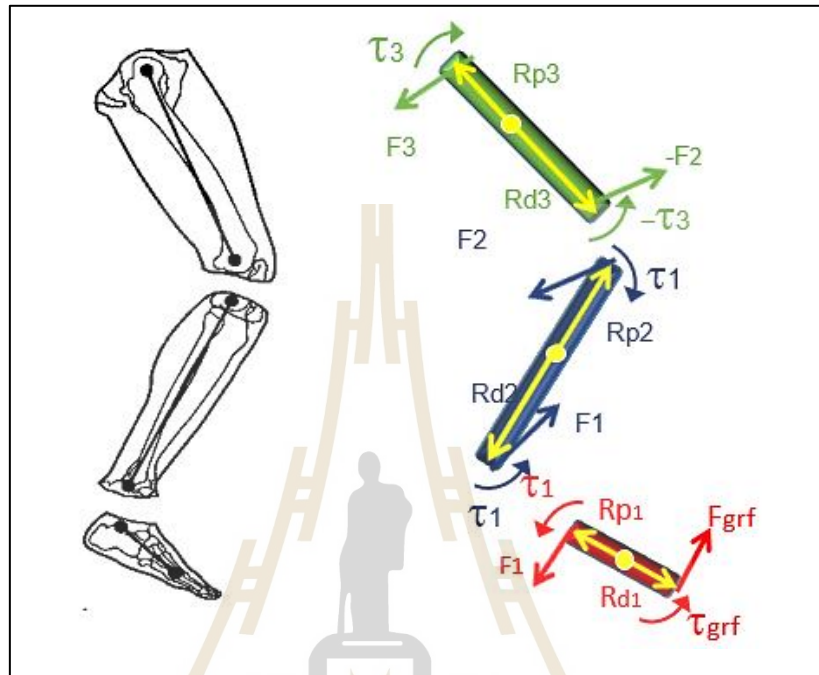
กำหนดค่าความเชื่อมั่นที่ 90 %	$Z_{\alpha/2} = 1.64$
กำหนดค่าสัดส่วนของความไว (ความชุก)	$p = 11\% = 0.11$
กำหนดค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้	$e = 10\% = 0.1$

$$\begin{aligned} \text{จากสมการ } n &= \frac{z_{\alpha/2}^2 p(1-p)}{e^2} \\ &= \frac{1.64^2 (0.11)(1-0.11)}{0.1^2} \\ &\approx 26 \text{ ตัวอย่าง} \end{aligned}$$

ในการประมาณขนาดกลุ่มตัวอย่างเพื่อเก็บข้อมูลแล้วนำไปเปรียบเทียบระหว่างข้อเข้าของคนปกติกับข้อเข้าที่ผ่านการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข้า เช่น ที่ 90 เปอร์เซ็นต์ CI และความชุก 11 เปอร์เซ็นต์ อาจใช้ตัวอย่างกลุ่มละ 26 ตัวอย่าง โดยปัจจัยปัจจัยเสี่ยงของโรคข้อเข้าเสื่อม ได้แก่ เพศและอายุ อิริยาบถและท่าทางในกิจวัตรประจำวัน น้ำหนักตัวที่มากเกินไป

แบบจำลองทางคณิตศาสตร์การวิเคราะห์แรงในข้อเข่าด้วยวิธีพลศาสตร์ย้อนกลับ

การคำนวณหาแรงที่ข้อต่อ



รูปที่ 6.1 แผนภาพอิสระที่ประกอบไปด้วย เท้า กระดูกหน้าแข้งและกระดูกต้นขา แสดงแรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นกับชิ้นส่วนต่าง ๆ

หาแรงที่ข้อเท้า :

$$\sum \bar{F} = m_{foot} \bar{a}_{foot}$$

$$\bar{F}_{ankle} + \bar{F}_{grf} + m_{foot} \bar{g} = m_{foot} \bar{a}_{foot}$$

$$\bar{F}_{ankle} = m_1 \bar{a}_1 - m_1 \bar{g} - \bar{F}_{grf}$$

หาแรงที่ข้อเข่า (จากกฎของนิวตัน) :

$$\sum \bar{F} = m_{leg} \bar{a}_{leg}$$

$$-\bar{F}_{ankle} + \bar{F}_{knee} + m_{leg} \bar{g} = m_{leg} \bar{a}$$

$$\bar{F}_{knee} = m_{leg} \bar{a}_{leg} - m_{leg} \bar{g} + \bar{F}_{ankle}$$

แทนค่าของ \bar{F}_{ankle} จากสมการก่อนหน้านี้ :

$$\bar{F}_{knee} = m_{leg}\bar{a}_{leg} - m_{leg}\bar{g} + m_{foot}\bar{a}_{foot} - m_{foot}\bar{g} - \bar{F}_{grf}$$

$$\bar{F}_{knee} = (m_{leg}\bar{a}_{leg} - m_{leg}\bar{g}) + (m_{foot}\bar{a}_{foot} - m_{foot}\bar{g}) - \bar{F}_{grf}$$

โดยทั่วไปสำหรับการเชื่อมแรงของชิ้นส่วน m ส่วนปลายสู่ข้อต่อ แรงปฏิกิริยาสำหรับที่ข้อต่อคือ :

$$\bar{F}_m = \left[\sum_{n=1}^m (m_n\bar{a}_n - m_n\bar{g}) \right] - \bar{F}_{grf}$$

การคำนวณหาโมเมนต์ที่ข้อต่อ

โมเมนต์ที่เท้า:

$$\sum \bar{\tau}_{foot} = I_{foot}\bar{\alpha}_{foot}$$

$$\bar{\tau}_{ankle} + \bar{\tau}_{grf} + (\bar{r}_{pfoot} \times \bar{F}_{ankle}) + (r_{grffoot} \times \bar{F}_{grf})$$

$$- \bar{\omega}_{foot} \times I_{foot}\bar{\omega}_{foot} = I_{foot}\bar{\alpha}_{foot}$$

$$\bar{\tau}_{ankle} = I_{foot}\bar{\alpha}_{foot} - \bar{\tau}_{grf} + \bar{\omega}_{foot} \times I_{foot}\bar{\omega}_{foot} - \bar{r}_{pfoot} \times \bar{F}_{ankle}$$

$$- r_{grffoot} \times \bar{F}_{grf}$$

ทำการแทนค่า \bar{F}_{ankle} จากสมการก่อนหน้าี้จะได้ :

$$\bar{\tau}_{ankle} = I_{foot}\bar{\alpha}_{foot} - \bar{\tau}_{grf}$$

$$+ \bar{\omega}_{foot} \times I_{foot}\bar{\omega}_{foot} - \bar{r}_{pfoot}$$

$$\times (m_{foot}\bar{a}_{foot} - m_{foot}\bar{g} - \bar{F}_{grf}) - r_{grffoot} \times \bar{F}_{grf}$$

โมเมนต์ที่ข้อเข่า :

$$\sum \bar{\tau}_{leg} = I_{leg}\bar{\alpha}_{leg}$$

โดยใช้ระบบแรงที่เท่ากัน (Zatsiorski and Latash, 1993) เพื่อหาโมเมนต์ที่เท่ากันและตรงข้ามกันที่

ข้อเท้าทั้งสองข้าง :

$$\begin{aligned} \bar{\tau}_{knee} - \bar{\tau}_{ankle} + (\bar{r}_{pleg} \times \bar{F}_{knee}) + (\bar{r}_{dleg} \times -\bar{F}_{ankle}) \\ - \bar{\omega}_{leg} \times I_{leg} \bar{\omega}_{leg} = I_{leg} \bar{\alpha}_{leg} \\ \bar{\tau}_{knee} = I_{leg} \bar{\alpha}_{leg} + \bar{\omega}_{leg} \times I_{leg} \bar{\omega}_{leg} + \bar{\tau}_{ankle} - (\bar{r}_{leg} \times \bar{F}_{knee}) \\ + (\bar{r}_{dleg} \times \bar{F}_{ankle}) \end{aligned}$$

ทำการจัดเรียงสมการใหม่จะได้ :

$$\begin{aligned} \bar{\tau}_{knee} = I_{leg} \bar{\alpha}_{leg} + \bar{\omega}_{leg} \times I_{leg} \bar{\omega}_{leg} + (\bar{r}_{pleg} \times \bar{F}_{knee}) \\ + (\bar{r}_{dleg} \times \bar{F}_{ankle}) + \bar{\tau}_{ankle} \end{aligned}$$

แทนค่าแรงที่ข้อเข่าจากสมการก่อนหน้านี้จะได้ :

$$\begin{aligned} \bar{\tau}_{knee} = I_{leg} \bar{\alpha}_{leg} + \bar{\omega}_{leg} \times I_{leg} \bar{\omega}_{leg} - \bar{r}_{pleg} \times (m_{leg} \bar{a}_{leg} - m_{leg} \bar{g} \\ + m_{foot} \bar{a}_{foot} - m_{foot} \bar{g} - \bar{F}_{grf}) + \bar{r}_{dleg} \times (m_{foot} \bar{a}_{foot} \\ - m_{foot} \bar{g} - \bar{F}_{grf}) + \bar{\tau}_{ankle} \end{aligned}$$

ทำการแทนค่า $\bar{\tau}_{ankle}$ จากสมการก่อนหน้านี้จะได้:

$$\begin{aligned} \bar{\tau}_{knee} = I_{leg} \bar{\alpha}_{leg} + \bar{\omega}_{leg} \times I_{leg} \bar{\omega}_{leg} - \bar{r}_{pleg} \times (m_{leg} \bar{a}_{leg} - m_{leg} \bar{g} \\ + m_{foot} \bar{a}_{foot} - m_{foot} \bar{g} - \bar{F}_{grf}) + \bar{r}_{dleg} \times (m_{foot} \bar{a}_{foot} \\ - m_{foot} \bar{g} - \bar{F}_{grf}) \\ + I_{foot} \bar{\alpha}_{foot} + \bar{\omega}_{foot} \times I_{foot} \bar{\omega}_{foot} - \bar{\tau}_{grf} - \bar{r}_{pfoot} \\ \times (m_{foot} \bar{a}_{foot} - m_{foot} \bar{g} - \bar{F}_{grf}) - \bar{r}_{grf} \times \bar{F}_{grf} \end{aligned}$$

รวมเงื่อนไขแรงปฏิกิริยาจากพื้น :

$$\begin{aligned} (\bar{r}_{pleg} - \bar{r}_{dleg} - \bar{r}_{grf} + \bar{r}_{pfoot}) \times \bar{F}_{grf} \\ = -(-\bar{r}_{pleg} + \bar{r}_{dleg} + \bar{r}_{grf} - \bar{r}_{pfoot}) \times \bar{F}_{grf} \\ = -\bar{r}_{grf} \times \bar{F}_{grf} \end{aligned}$$

เมื่อ \bar{r}_{grf} คือ เวกเตอร์จากข้อเข่า (ที่ปลายขา) ถึงแรงปฏิกิริยาที่พื้น

แปลง $\bar{\tau}_2$ ให้อยู่ในรูปอย่างง่ายจะได้ :

$$\begin{aligned}\bar{\tau}_{knee} = & I_{leg}\bar{\alpha}_{leg} + \bar{\omega}_{leg} \times I_{leg}\bar{\omega}_{leg} + \\ & - \bar{r}_{pleg} \times (m_{leg}\bar{\alpha}_{leg} - m_{leg}\bar{g} + m_{foot}\bar{\alpha}_1 - m_{foot}\bar{g}) \\ & + \bar{r}_{dleg} \times (m_{foot}\bar{\alpha}_{foot} - m_{foot}\bar{g}) + I_{foot}\bar{\alpha}_{foot} \\ & + \bar{\omega}_{foot} \times I_{foot}\bar{\omega}_{foot} - \tau_{grf} \\ & - \bar{r}_{pfoot} \times (m_{foot}\bar{\alpha}_{foot} - m_{foot}\bar{g}) - r_{grfleg} \times \bar{F}_{grf}\end{aligned}$$

ทำการรวมเงื่อนไข $m_{foot}\bar{\alpha}_{foot} - m_{foot}\bar{g}$:

$$\begin{aligned}(-\bar{r}_{p2} + \bar{r}_{d2} - \bar{r}_{p1}) \times (m_{foot}\bar{\alpha}_{foot} - m_{foot}\bar{g}) \\ = r_{comfoot} \times (m_{foot}\bar{\alpha}_{foot} - m_{foot}\bar{g})\end{aligned}$$

โดยที่ $r_{comfoot}$ คือ เวกเตอร์จากข้อต่อไปยังจุดศูนย์กลางของเท้า

แปลง $\bar{\tau}_2$ ให้อยู่ในรูปสมการอย่างง่าย :

$$\begin{aligned}\bar{\tau}_{knee} = & I_{leg}\bar{\alpha}_{leg} + \bar{\omega}_{leg} \times I_{leg}\bar{\omega}_{leg} + \bar{r}_{pleg} \times (m_{leg}\bar{\alpha}_{leg} - m_{leg}\bar{g}) \\ & + I_{foot}\bar{\alpha}_{foot} - \tau_{grf} + \bar{\omega}_{foot} \times I_{foot}\bar{\omega}_{foot} \\ & + \bar{r}_{com_1} \times (m_{foot}\bar{\alpha}_{foot} - m_{foot}\bar{g}) - \bar{r}_{grfleg} \times \bar{F}_{grf}\end{aligned}$$

ตอนนี้ $-\bar{r}_{pleg}$ คือ เวกเตอร์จากข้อต่อถึงจุดศูนย์กลางมวลของขา (r_{com_2}) :

$$\begin{aligned}\bar{\tau}_{knee} = & I_{leg}\bar{\alpha}_{leg} + \bar{\omega}_{leg} \times I_{leg}\bar{\omega}_{leg} + r_{com_2} \times (m_{leg}\bar{\alpha}_{leg} - m_{leg}\bar{g}) \\ & + I_{foot}\bar{\alpha}_{foot} - \tau_{grf} + \bar{\omega}_{foot} \times I_{foot}\bar{\omega}_{foot} \\ & + \bar{r}_{com_1} \times (m_{foot}\bar{\alpha}_{foot} - m_{foot}\bar{g}) - \bar{r}_{grfleg} \times \bar{F}_{grf}\end{aligned}$$

จัดเรียง $\bar{\tau}_2$ จากสมการก่อนหน้า :

$$\begin{aligned}\bar{\tau}_{knee} = & I_{leg}\bar{\alpha}_{leg} + I_{foot}\bar{\alpha}_{foot} + \bar{\omega}_{foot} \times I_{foot}\bar{\omega}_{foot} \\ & + \bar{\omega}_{leg} \times I_{leg}\bar{\omega}_{leg} + r_{com_2} \times (m_{leg}\bar{\alpha}_{leg} - m_{leg}\bar{g}) \\ & + \bar{r}_{com_1} \times (m_{foot}\bar{\alpha}_{foot} - m_{foot}\bar{g}) - \tau_{grf} - \bar{r}_{grf_2} \times \bar{F}_{grf}\end{aligned}$$

ดังนั้นรูปแบบโดยทั่วไป:

$$\bar{\tau}_m = \left[\sum_{n=1}^m I_n \alpha_n - (\bar{\omega}_n \times I_n \bar{\omega}_n) + r_{com_n} \times (m_n \bar{a}_n - m_n \bar{g}) \right] - \bar{\tau}_{grf} - \bar{r}_{grf_m} \times \bar{F}_{grf}$$

เมื่อรวมส่วนทั้งหมด (m) ส่วนปลายของข้อต่อ (ในลำดับใดก็ได้) โดยที่ \bar{r}_{grf_m} เป็นเวกเตอร์จากข้อต่อถึงแรงปฏิกิริยาที่พื้น และ \bar{r}_{com_n} คือเวกเตอร์จากข้อต่อไปยังจุดศูนย์กลางของมวลของ m





ภาคผนวก ค

ขั้นตอนเก็บข้อมูลอาสามัครและการสร้างแบบจำลองสามมิติ
บนโปรแกรมคอมพิวเตอร์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ขั้นตอนเก็บข้อมูลอาสาสมัคร

1. หลังจากทำอาสาสมัครเปลี่ยนชุดรูปที่ได้เตรียมไว้ให้แล้วนำอาสาสมัครไปชั่งน้ำหนัก (กิโลกรัม) วัดส่วนสูง (เซนติเมตร) วัดความความกว้างของข้อเท้าและข้อเข่า (เซนติเมตร) บันทึกค่าที่ได้
2. ทำการติดมาร์กเกอร์สะท้อนแสงตามชิ้นส่วนบนร่าง ไม่ว่าจะ เป็นข้อต่อหรือกลางชิ้นส่วน โดย 1 ชิ้นบนร่างกายจะต้องมีมาร์กเกอร์อย่างน้อย 3 จุด โดยอ้างอิงรูปแบบติดมาร์กเกอร์ Plug-in Gait ทั้งสิ้น 41 จุด ดังรูปที่ 6.2 จากนั้นให้อาสาสมัครยืนตรงทางแขนขาเล็กน้อย ทำการบันทึกท่ายืนนิ่ง (Static)



รูปที่ 6.2 การติดมาร์กเกอร์บนตัวอาสาสมัครแบบ Plug-in gait

3. กำหนดให้อาสาสมัครเดินผ่านจุดเริ่มต้นที่กำหนด (ประมาณ 8 ก้าว) โดยที่ขณะเดินผ่านแผ่นรับแรง เท้าจะต้องเหยียบบนแผ่นรับแรงละ 1 แผ่น เดินทั้งสิ้น 3 รอบโดยขณะเดินจะถูกกล้องอินฟราเรดจับภาพมาร์กเกอร์ขณะเคลื่อนไหวบันทึกเป็นวิดีโอต่อเนื่องดังรูปที่ 6.3

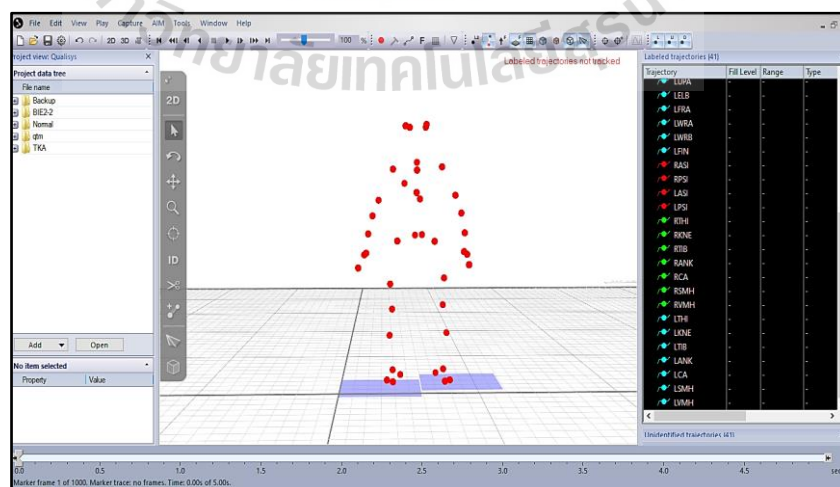
4. ไฟล์ข้อมูลจะถูกบันทึกบนโปรแกรม Qualisys Track Manager จะได้นามสกุล .QTM เพื่อนำไปตั้งชื่อจุดต่าง ๆ ต่อไป



รูปที่ 6.3 อาสาสมัครเดินผ่านแผ่นวัดแรงถูกบันทึกผ่านกล้องอินฟราเรด

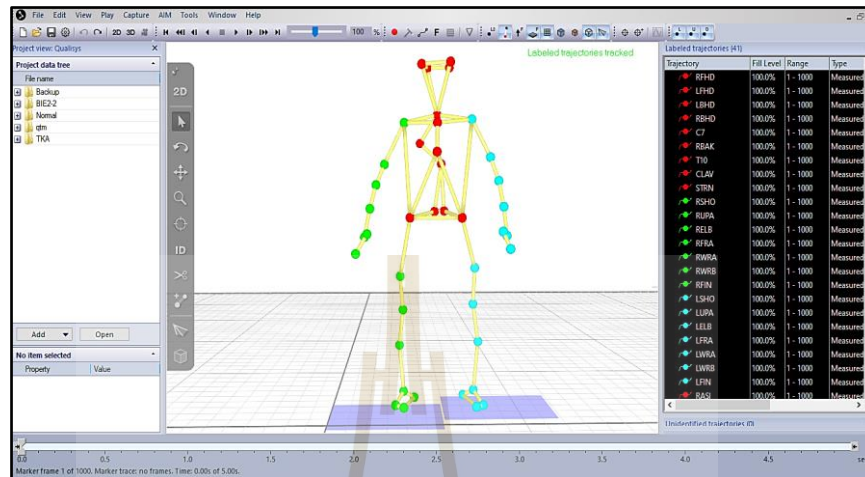
ขั้นตอนการสร้างแบบจำลองสามมิติบนโปรแกรม Qualisys Track Manager

1. เปิดโปรแกรม QTM เลือกเปิดไฟล์เริ่มต้น 01-STATIC.QTM โดยครั้งแรกเราจะต้องสร้าง Template ของมาร์กเกอร์เพื่อที่จะได้เป็นแบบเริ่มต้นและสามารถใช้ร่วมกับอาสาสมัครคนอื่น ๆ ได้ดังรูปที่ 6.4



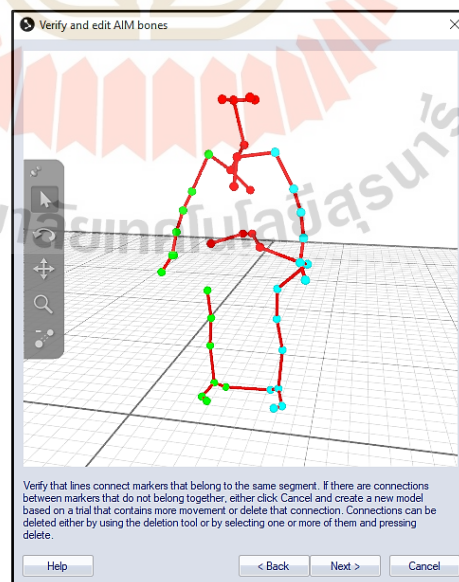
รูปที่ 6.4 รูปแบบมาร์กเกอร์ที่ถูกบันทึกลงใน QTM ในทำยีน

2. ลากมาร์กเกอร์แต่ละจุดวางให้ตรงกับชื่อของมาร์กเกอร์ให้ครบทั้ง 41 จุดตามรูปแบบของ Plug-in Gait ที่ได้กล่าวข้างต้นดังรูปที่ 6.5



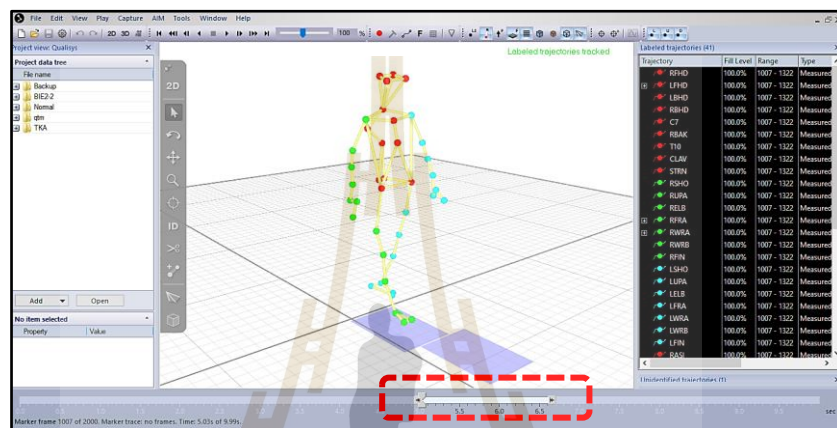
รูปที่ 6.5 รูปแบบมาร์กเกอร์และโครงสร้างทดแทนกระดูกในท่ายืน

3. หลังจากนั้นไปที่แถบเครื่องมือด้านบนเลือกคำสั่ง AIM > Generate Model... > Create New Model > Verify and Edit AIM Bones แล้วตั้งชื่อบันทึกไฟล์ .QAM ดังรูปที่ 6.6



รูปที่ 6.6 รูปแบบมาร์กเกอร์และโครงสร้างทดแทนกระดูกขณะสร้างแม่แบบในท่ายืน

- เปิดไฟล์ที่เป็นท่าเดิน 01-WALK ไปที่ AIM > Apply Model เลือก .QAM ที่บันทึกไว้ก่อนหน้านี้ กดตกลงจะมาร์กเกอร์ที่อยู่ใน .QAM จะแสดงในไฟล์ท่าเดินเช่นเดียวกันแล้วทำการปรับช่วงของวิดีโอที่อยู่แถบด้านล่าง (กรอบเส้นประ) เลือกแสดงให้ครอบคลุม 1 วงรอบการเดินดังรูปที่ 6.7 จากนั้นนำไฟล์ออกเป็นนามสกุล .C3D เพื่อนำไปสร้างแบบจำลองสามมิติของโครงกระดูกและกล้ามเนื้อบนโปรแกรม Visual 3D และ Anybody ต่อไป



รูปที่ 6.7 รูปแบบมาร์กเกอร์และโครงสร้างทดแทนกระดูกในท่าเดิน

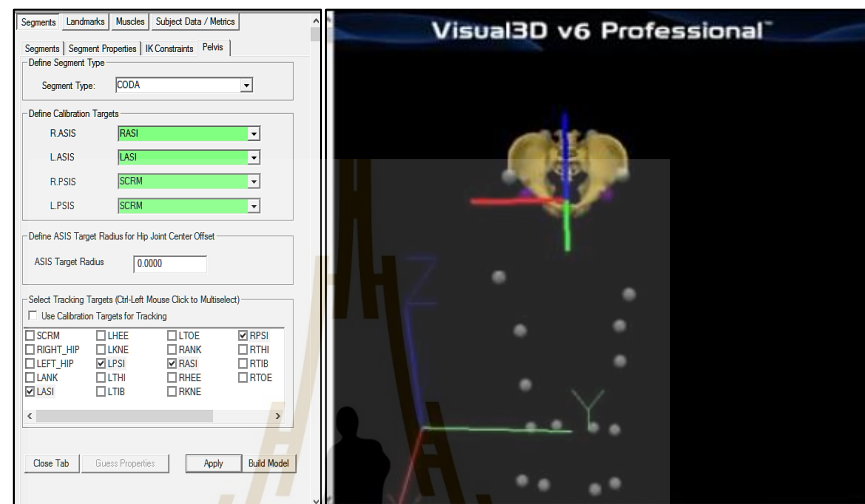
ขั้นตอนการสร้างแบบจำลองสามมิติบนโปรแกรม Visual 3D

- เปิดโปรแกรม Visual 3D เลือกเปิดไฟล์ 01-STATIC.C3D โดยครั้งแรกเราจะต้องสร้าง Template ของแบบจำลองสามมิติใช้กับแบบจำลองอาสาสมัครคนอื่น ๆ โดยข้อมูลที่ต้องใช้ได้แก่ ส่วนสูง (เมตร) น้ำหนัก (กิโลกรัม) ความกว้างข้อเท้าและข้อเท้า (เมตร) เส้นผ่านศูนย์กลางของมาร์กเกอร์สะท้อนแสง (เมตร)

Model/Calibration Files	Model File	Active	All	Normal	Qbase	Qbase2	Qbase3	Slider
04M1-Static.c3d	04M1-Static.c3d							
04M2-Static.c3d	04M2-Static.c3d							
08M1-Static.c3d	08M1-Static.c3d							
08M2-Static.c3d	08M2-Static.c3d							
09M1-Static.c3d	09M1-Static.c3d							
09M2-Static.c3d	09M2-Static.c3d							
20M1-Static.c3d	20M1-Static.c3d							
20M2-Static.c3d	20M2-Static.c3d							
25M1-Static.c3d	25M1-Static.c3d							
25M2-Static.c3d	25M2-Static.c3d							
03M1-Static.c3d	03M1-Static.c3d							
03M2-Static.c3d	03M2-Static.c3d							
10M1-Static.c3d	10M1-Static.c3d							
10M2-Static.c3d	10M2-Static.c3d							
12M1-Static.c3d	12M1-Static.c3d							
12M2-Static.c3d	12M2-Static.c3d							
13M1-Static.c3d	13M1-Static.c3d							

รูปที่ 6.8 Work Space หลักของโปรแกรม Visual 3D

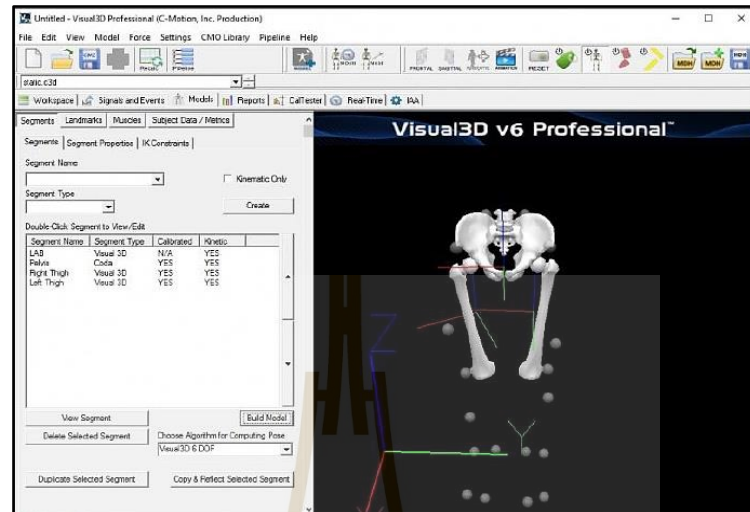
2. ไปที่แถบ Model > Segment Name เลือก Pelvis, Segment Type เลือก Coda กด Create เลือกชื่อมาร์กเกอร์ให้ถูกตำแหน่งแล้วกด Build Model จากนั้นป้อนน้ำหนักส่วนสูงลงไปแล้วกด OK โปรแกรมจะแสดงกระดูกสะโพกโดยด้านซ้ายและขวาจะปรากฏ Hip Joint Centers (จุดสีม่วง)



รูปที่ 6.9 การสร้างโมเดลสามมิติของกระดูกสะโพก

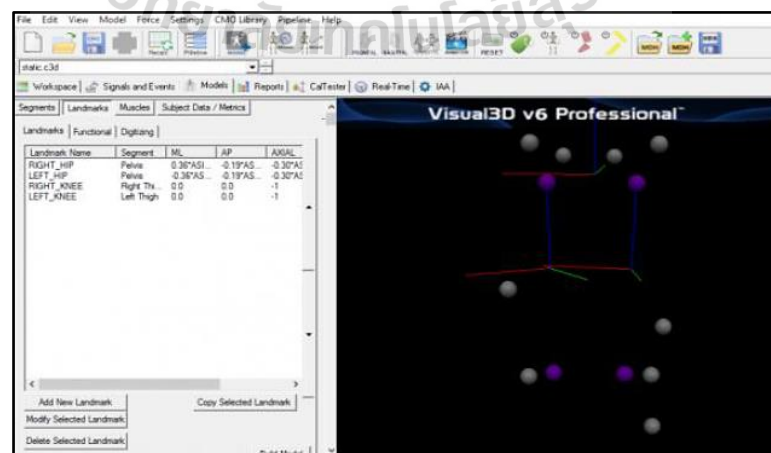
3. ไปที่แถบ Subject Data / Metrics คลิก Add New Item สร้างตัวแปรไว้รอโดยพิมพ์ชื่อตามดังนี้ RKNEEWIDTH, LKNEEWIDTH, RANKLEWIDTH, LANKLEWIDTH และ MARKER_RADIUS จากนั้นป้อนค่าที่วัดจากอาสาสมัครทุกค่าดังที่กล่าวข้างต้นในหน่วยเมตร
4. การสร้างกระดูกต้นขาขวาและซ้าย โดยย้อนกลับไปแถบ Segments > Segment Name เลือก Right Thigh ในส่วน Segment Type เลือก Visual 3D หลังจากนั้นกด Create แล้วไปที่แถบ
 - 1) Proximal Joint and Radius > Joint Center เลือก Right Hip, Radius = 0.089
 - 2) Define Distal Joint and Radius > Lateral เลือกคำสั่ง RFLE, Radius = $0.5 * RKNEEWIDTH + MARKER_RADIUS$
 - 3) Extra Target to Define Orientation > Location = Lateral RTH for the marker
 - 4) Select Tracking Targets คลิกเลือก RIGHT_HIP, RFLE, and RTH

5. หลังจากนั้นคลิก Build Model จะปรากฏกระดูกต้นขาข้างขวา ในทำนองเดียวกันหากทำตามขั้นตอนที่ 4 แต่เปลี่ยนจากขวาไปเป็นซ้ายก็จะปรากฏ ดังแสดงในรูปที่ 6.10



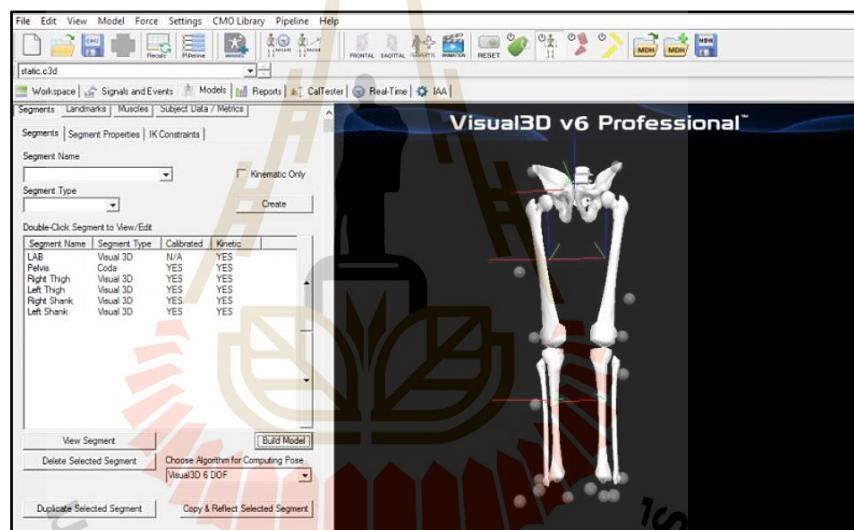
รูปที่ 6.10 การสร้างโมเดลสามมิติกระดูกต้นขาซ้ายและขวา

6. การสร้างศูนย์กลางของเข่าขวาและซ้าย โดยไปที่แถบ Landmarks > Add New Landmark ในส่วนของ Landmark Name พิมพ์ RIGHT_KNEE จากนั้นมาดูที่แถบ Existing Segment เลือก Right Thigh ถัดมาในช่อง Offset using the following AP/ML/AXIAL Offsets ในช่องที่เป็น AXIAL พิมพ์ -1 จากนั้นคลิก Offset by Percent (1.0=100%) (Meters when not check) แล้วกด Apply ในทางเดียวกันหากต้องการสร้างขาซ้ายตอนที่ Add New Landmark ต้องพิมพ์ LEFT_KNEE และเลือก Left Thigh เช่นกัน (จุดสีม่วง) ดังรูปที่ 6.11



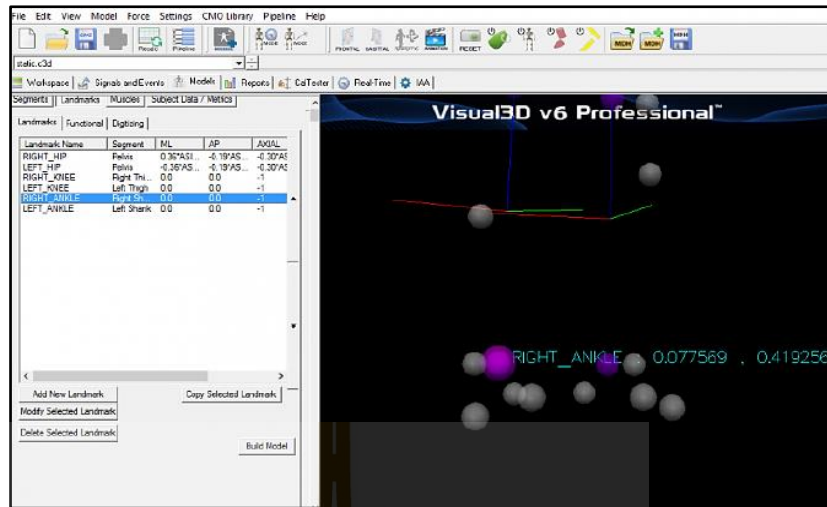
รูปที่ 6.11 การสร้างจุดศูนย์กลางของข้อต่อกระดูกต้นขาขวาและซ้าย

7. การสร้างกระดูกปลายขาขวาและซ้าย โดยย้อนกลับไปแถบ Segments > Segment Name เลือก Right Shank ส่วน Segment Type เลือก Visual 3D จากนั้นกด Create แล้วไปที่แถบ
- 1) Proximal Joint and Radius > Lateral เลือก RFLE, Joint Center เลือก Right Thigh
 - 2) Define Distal Joint and Radius > Lateral เลือกหัวข้อ RFAL, Radius = $0.5 * \text{RANKLEWIDTH} + \text{MARKER_RADIUS}$
 - 3) Select Tracking Targets คลิกเลือก RIGHT_KNEE, RFLE, RFAL และ RSK
8. หลังจากนั้นคลิก Build Model จะปรากฏกระดูกปลายขาข้างขวา ในทำนองเดียวกัน หากทำตามขั้นตอนที่ 6 แต่เปลี่ยนจากขาเป็นซ้ายก็จะปรากฏดังแสดงในรูปที่ 6.12



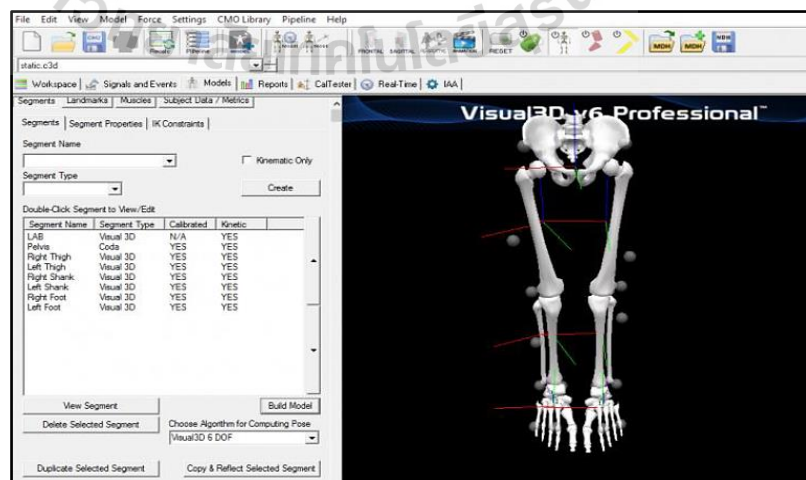
รูปที่ 6.12 การสร้างโมเดลสามมิติกระดูกปลายขาขวาและซ้าย

9. การสร้างศูนย์กลางของข้อเท้าขวาและซ้าย โดยไปที่แถบ Landmarks > Add New Landmark ในส่วนของ Landmark Name พิมพ์ RIGHT_ANKLE จากนั้นมาดูที่แถบ Existing Segment เลือก Right Shank ถัดมาในช่อง Offset using the following AP/ML/AXIAL Offsets ในช่องที่เป็น AXIAL พิมพ์ -1 จากนั้นคลิก Offset by Percent (1.0=100%) แล้วกด Apply ในทางเดียวกันหากต้องการสร้างศูนย์กลางข้อเท้าซ้าย ตอนที่ Add New Landmark ต้องพิมพ์ LEFT_ANKLE และเลือก Left Shank เช่นกัน ดังรูปที่ 6.13



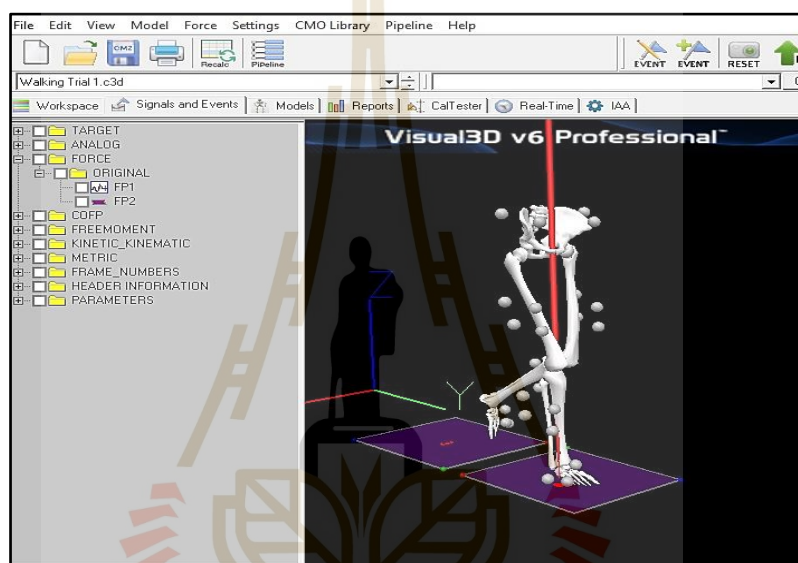
รูปที่ 6.13 การสร้างจุดศูนย์กลางของข้อต่อกระดูกข้อเท้าขวาและซ้าย

10. การสร้างกระดูกเท้าขวาและซ้าย ไปที่แถบ Segments > Segment Name เลือก Right Foot ส่วน Segment Type เลือก Visual 3D จากนั้นกด Create แล้วไปที่แถบ
- 1) Proximal Joint and Radius > Lateral เลือก RFAL, Joint Center เลือก หัวข้อ Right_ANKLE
 - 2) Define Distal Joint and Radius > Joint Center เลือก RSMH, Radius = 0.06
 - 3) Select Tracking Targets คลิกเลือก RIGHT_ANKLE, RFAL, RSMH
- หลังจากนั้นคลิก Build Model จะปรากฏกระดูกเท้าข้างขวา ในทำนองเดียวกันหากทำตามขั้นตอนที่ 8 แต่เปลี่ยนจากขวาเป็นซ้ายก็จะปรากฏ (จุดสีม่วง) ดังแสดงในรูปที่ 6.14



รูปที่ 6.14 การสร้างโมเดลสามมิติกระดูกเท้าขวาและซ้าย

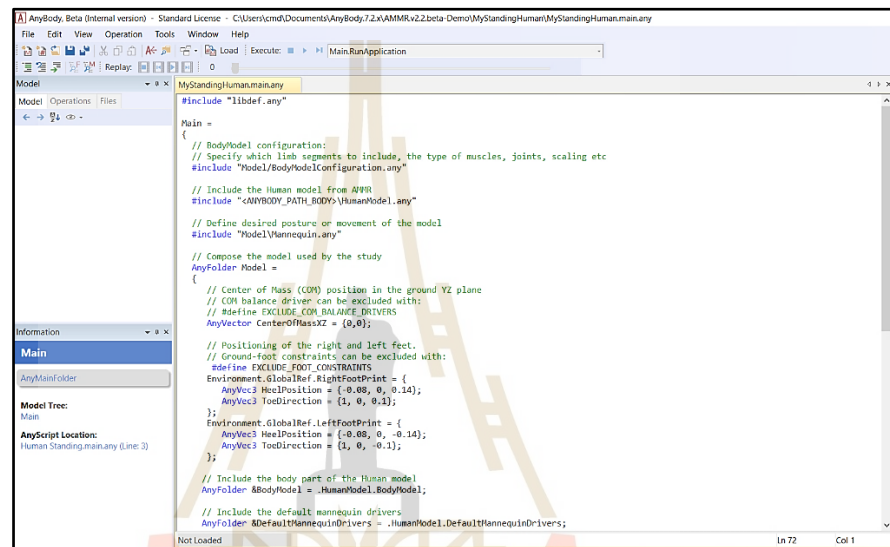
11. เมื่อได้โครงสร้างโมเดลกระดูกสามมิติแล้วทำการบันทึกไฟล์ โดยไปที่แถบเมนูด้านบน เลือก Model เลื่อนลงมาที่ Save Model Template ไฟล์จะถูกจัดเก็บในรูปแบบ Statics.mdh จากนั้นเพิ่มไฟล์การเคลื่อนไหว เช่น 01-Walk โดยกลับเข้าไปที่แถบ Model เลือก Assign Model to Motion Files > Select a Model เลือกไฟล์ 01-Static.c3d ถัดมาในช่อง Check the checkbox for the trials to build with this model ให้เลือก 01-Walk1.c3d ก็จะปรากฏโมเดลโครงกระดูกสามมิติที่อนาล็อกในตัวที่ได้สร้างเป็น Template ไว้ก่อนหน้านี้ดังแสดงในรูปที่ 6.15



รูปที่ 6.15 การเคลื่อนที่ของแบบจำลองสามมิติของกระดูกที่อนาล็อกของลำตัวในท่าเดิน

ขั้นตอนการสร้างแบบจำลองสามมิติบนโปรแกรม Anybody

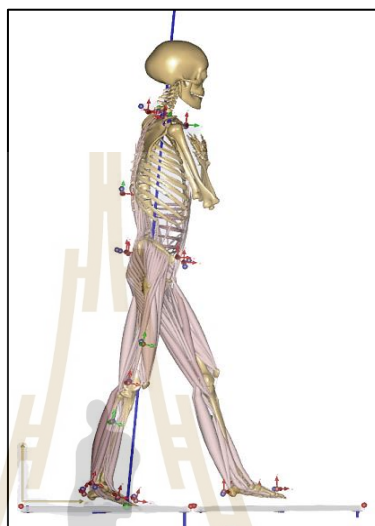
1. ก่อนเปิดโปรแกรม AnyBody จะต้องนำไฟล์ Static.c3d และ Walk1.c3d ไปวางในไฟล์ AMMR ซึ่งจะถูกสร้างขึ้นอัตโนมัติใน MY DOCUMENT เช่น AMMR.v2.2.beta-demo > Subjects จากนั้นทำการสร้างโฟลเดอร์แยกเป็นโมเดลโดยในหนึ่งโฟลเดอร์งานจะต้องมีไฟล์ Statics เช่น 01-Statics.c3d และ Dynamics เช่น Walk1.c3d, Walk2.c3d, Walk3.c3d เป็นต้น



รูปที่ 6.16 Work Space ของโปรแกรม AnyBody

2. ในโฟลเดอร์ Subject จะพบชุดไฟล์ AnyBody (Any File) ในนั้นจะประกอบไปด้วยโค้ดสำหรับกรอกค่า 3 ส่วน
 - 1) Subject Specific Data.any ให้กรอกข้อมูลน้ำหนักและส่วนสูงของอาสาสมัครในหน่วยเมตร
 - 2) Main.any ใช้สำหรับ Run Model
 - 3) Trial Specific Data.any ไว้ระบุค่า Statics ของโมเดลที่ต้องการ Run model
3. ขั้นตอนการ Run Model เพื่อสร้างและวิเคราะห์แบบจำลอง
 - 1) เข้าไปในโฟลเดอร์ Static > Main.any ทำการเลือก Run Parameter Identification เพื่อ Optimize Marker > เปิด Main.any ค้างไว้รอจนเสร็จจลัน จากนั้นบันทึกการรัน Identification
 - 2) เข้าไปในโฟลเดอร์ 01-Walk1 เปิด Main.any คลิกขวาแล้วเลือก Load Model Main.any

- 3) ที่แถบเครื่องมือด้านบน เลือก Run Analysis โปรแกรมจะทำการ Run Kinematics ก่อนจนเสร็จสิ้น หลังจากนั้นจะ Run Inverse dynamics Analysis เป็นอย่างสุดท้าย เมื่อครบ 100 เปอร์เซ็นต์ตัวโปรแกรมโมเดลการเคลื่อนไหวดังแสดงในรูปที่ 6.17



รูปที่ 6.17 การเคลื่อนที่ของแบบจำลองสามมิติในท่าเดิน

ภาคผนวก ง

ค่าการกระทำที่ข้อเข้าจากการทดสอบ ASTM F3141-17a

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ตารางที่ 6.1 ภาระที่เกิดขึ้นขณะเดินในแต่ละช่วงเวลาของวงรอบการเดินของคนหนัก 100 กิโลกรัม

Cycle (%)	FE (deg)	Average loading (100 kg subject)				Heavy loading (100 kg subject)			
		ML (N)	AP (N)	Axial (N)	IE (Nm)	ML (N)	AP (N)	Axial (N)	IE (Nm)
0	9.13	10.18	-40.08	847.5	1.73	5.94	-65.89	915.56	3.01
5	15.38	38.6	69.7	1274.71	0.38	82.66	80.03	1443.25	0.65
10	20.34	15.51	187.98	1932.02	-1.51	20.33	237.26	2255.14	-2.65
15	21.88	-32.78	209.85	2193.88	-3.1	-110.04	266.34	2578.59	-5.42
20	20.35	-20.28	176.99	2078.55	-2.9	-76.3	222.65	2436.14	-5.07
25	17.9	-3.06	126.16	1909.08	-1.8	-29.8	155.09	2226.8	-3.16
30	15.26	11.67	104.56	1855.91	-0.05	9.96	126.38	2161.14	-0.09
35	13.31	17.03	98.5	2006.12	2.44	24.43	118.32	2346.67	4.26
40	12.87	11.93	86.71	2228.57	5.28	10.67	102.64	2621.44	9.21
45	13.46	10.14	81.17	2521.78	7.76	5.81	95.28	2983.61	13.54
55	19.93	28.04	-45.61	2130.9	6.85	54.15	-73.25	2500.8	11.95
60	32.33	44.61	-74.34	1066.89	2.97	98.87	-111.44	1186.55	5.17
65	49.1	55.08	-15.11	459.83	0.32	127.15	-32.7	436.71	0.54
70	60.05	36.78	-2.1	345.32	0.04	77.73	-15.4	295.27	0.06
75	61.73	26.55	-1.65	301.6	-0.02	50.14	-14.81	241.26	-0.04
80	55.39	19.42	-3.96	216.48	-0.11	30.88	-17.88	136.12	-0.21
85	42.41	17.37	-4.83	216.31	-0.17	25.34	-19.04	135.92	-0.3
90	24.88	12.77	-23.78	248.35	-0.18	12.93	-44.22	175.49	-0.33
95	10.07	5.85	-59.41	564.23	0.84	-5.74	-91.58	565.66	1.46
100	9.13	10.18	-40.08	847.5	1.73	5.94	-65.89	915.56	3.01



ภาคผนวก จ

ข้อมูลอาสาสมัครที่เข้าร่วมในงานวิจัย

ตารางที่ 6.2 ข้อมูลอาสาสมัครทั้งหมดที่เข้าร่วมในงานวิจัย

ลำดับ	รหัส	ชื่อ	ส่วนสูง (เมตร)	น้ำหนัก (กิโลกรัม)	ดัชนีมวลกาย (กิโลกรัม/เมตร ²)	ประเภท
1	01-M1-OW	N1	1.72	71.0	24.00	Over
2	02-F1-OW	N2	1.58	59.1	23.67	Over
3	03-F1-NW	N3	1.71	60.7	20.76	Normal
4	04-M1-UW	N4	1.75	54.6	17.83	Under
5	07-M1-OB	N5	1.75	77.3	25.24	Obese
6	08-F1-UW	N6	1.63	48.5	18.25	Under
7	09-F1-UW	N7	1.63	47.2	17.77	Under
8	10-M1-NW	N8	1.61	56.3	21.72	Normal
9	11-M1-OB	N9	1.78	80.1	25.28	Obese
10	12-M1-NW	N10	1.72	67.3	22.75	Normal
11	13-M1-NW	N11	1.65	62.3	22.88	Normal
12	14-M1-OB	N12	1.64	75	27.89	Obese
13	15-M1-OB2	N13	1.66	128.5	46.63	Obese2
14	16-M1-NW	N14	1.72	62.8	21.23	Normal
15	17-M1-OB	N15	1.62	77	29.52	Obese
16	20-F1-UW	N16	1.55	42.3	17.61	Under
17	21-M1-OB	N17	1.61	66.8	25.77	Obese
18	22-M1-OB	N18	1.75	78	25.47	Obese
19	23-F1-OB2	N19	1.52	75.4	32.64	Obese2
20	24-M1-OB2	N20	1.71	99.2	33.92	Obese2
21	25-M1-UW	N21	1.71	47.2	16.14	Under
22	26-M1-OB2	N22	1.73	105	35.08	Obese2
23	27-M1-OW	N23	1.7	68	23.53	Over

ลำดับ	รหัส	ชื่อ	ส่วนสูง (เมตร)	น้ำหนัก (กิโลกรัม)	ดัชนีมวลกาย (กิโลกรัม/เมตร ²)	ประเภท
24	28-M1-OW	N24	1.66	94.1	34.15	Obese2
25	31-M1-OW	N25	1.67	66.4	23.81	Over
26	32-M1-OW	N26	1.7	71	24.57	Over
27	05-F2-OB2	T1	1.5	82.7	36.76	Obese2
28	06-M2-OW	T2	1.74	74.7	24.67	Over
29	18-F2-OB2	T3	1.62	93.7	35.70	Obese2
30	19-F2-OB2	T4	1.52	69.4	30.04	Obese2
31	29-M2-OW	T5	1.65	67.1	24.65	Over
32	30-F2-OB2	T6	1.41	66.6	33.50	Obese2
33	33-F2-OB	T7	1.6	66.2	25.86	Obese
34	34-F2-OB2	T8	1.51	83.8	36.75	Obese2
35	35-M2-NW	T9	1.6	54.7	21.37	Normal
36	36-F2-OW	T10	1.58	57.3	22.95	Over
37	37-F2-OB	T11	1.48	57.5	26.25	Obese
38	38-M2-OW	T12	1.63	62	23.34	Over
39	39-F2-OB	T13	1.53	65	27.77	Obese
40	40-F2-OW	T14	1.46	50	23.46	Over
41	41-F2-OB	T15	1.59	70.6	27.93	Obese
42	42-F2-OB	T16	1.51	63.6	27.89	Obese
43	43-F2-OB	T17	1.57	71.4	28.97	Obese
44	44-F2-OW	T18	1.51	56.3	24.69	Over
45	45-M2-OB2	T19	1.7	91.7	31.73	Obese2
46	46-F2-OB	T20	1.58	72.3	28.96	Obese
47	47-M2-OB	T21	1.63	71	26.72	Obese
48	48-F2-OB	T22	1.49	65.2	29.37	Obese

ลำดับ	รหัส	ชื่อ	ส่วนสูง (เมตร)	น้ำหนัก (กิโลกรัม)	ดัชนีมวลกาย (กิโลกรัม/เมตร ²)	ประเภท
49	49-F2-OB	T23	1.53	62.1	26.53	Obese
50	50-F2-OB	T24	1.5	62	27.56	Obese
51	51-F2-OB2	T25	1.62	99.6	37.95	Obese2
52	52-F2-OB	T26	1.51	61.4	26.93	Obese
53	53-F2-OW	T27	1.62	60	22.86	Over
54	54-F2-NW	T28	1.56	52	21.37	Normal
55	55-F2-OB	T29	1.55	69.3	28.84	Obese
56	56-M2-OB	T30	1.44	53	25.56	Obese
57	57-M2-OB	T31	1.59	70	27.69	Obese
58	58-M2-UW	T32	1.52	42.5	18.40	Under



ภาคผนวก ฉ

บทความวิชาการที่เผยแพร่ในระหว่างศึกษา

รายชื่อบทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในระหว่างศึกษา

Chatasuwatjananon, W., Rooppakhun, S., and Phombut, C. (2019). Biomechanical Evaluation of Knee Joint Force Based on Human Normal Activities. The 33rd Conference of Mechanical Engineering Network of Thailand (ME-NETT 2019), Udonthani: Thailand; July 2-5.

Chatasuwatjananon, W., Rooppakhun, S., and Phombut, C. (2019). A Comparative Study of Spatiotemporal Pattern and Kinematics of Human Gait between Normal Knee and Total Knee Arthroplasty. The 2th IAE International Conference on Modern Research in Engineering, Technology and Science 2019 (ICMETS 2019), Munich: Germany; December 6-8.



ประวัติผู้เขียน

นายวีระยุทธ ชატะสุวัจนานนท์ เกิดเมื่อวันที่ 18 พฤศจิกายน พ.ศ. 2532 จังหวัด นครราชสีมา สำเร็จการศึกษาระดับชั้นมัธยมศึกษาจากโรงเรียนอัสสัมชัญนครราชสีมา อำเภอเมือง จังหวัดนครราชสีมา ในปีการศึกษา 2550 และสำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรีจากคณะ วิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิศวกรรมยานยนต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ในปีการศึกษา 2555 หลังจากสำเร็จการศึกษาได้เข้าทำงานในมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ทำงานในตำแหน่งวิศวกร ควบคุมคุณภาพ บริษัทไทยซัมมิทโอโตพาร์ท (แหลมฉบัง) เป็นเวลา 2 ปี 1 เดือน จากนั้นกลับมา ทำงานเป็นผู้ช่วยสอนและวิจัยประจำสาขาวิศวกรรมเครื่องกลเป็นเวลา 2 ปี แล้วจึงได้เข้าศึกษาต่อใน ระดับปริญญาโททางด้านวิศวกรรมเครื่องกล สำนักวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ในปี พ.ศ. 2560 ในขณะที่ศึกษาอยู่มีโอกาสดำเนินการเป็นผู้ช่วยสอนในสาขาวิศวกรรมเครื่องกล มหาวิทยาลัย เทคโนโลยีสุรนารี ได้แก่รายวิชา (1) การเขียนแบบวิศวกรรม 1-2 (2) การเขียนแบบทางกล (3) คอมพิวเตอร์ช่วยในการวิเคราะห์สำหรับวิศวกรรมยานยนต์ (4) ปฏิบัติการทางการผลิตและระบบ ควบคุมอัตโนมัติในโรงงาน (5) ปฏิบัติการเทคโนโลยีการผลิต และ(6) ปฏิบัติการทางพลศาสตร์และ ระบบควบคุมในยานยนต์ ซึ่งช่วยให้ผู้วิจัยได้มีประสบการณ์การใช้คอมพิวเตอร์ช่วยในการออกแบบ การใช้คอมพิวเตอร์ช่วยสำหรับระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ และการทำการจับภาพด้วยเทคนิคสามมิติ ในระหว่างศึกษาในระดับปริญญาโทได้มีผลงานนำเสนอระดับชาติและระดับนานาชาติอย่างละ 1 เรื่อง

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี