

การศึกษาทางชีวกลศาสตร์การเคลื่อนไหวข้อเข่าในคนปกติและผู้ป่วยหลังการ
ผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมภายใต้ทำนงยอ



นายกสิวัฒน์ ไชยสิทธิ์

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรม วิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
ปีการศึกษา 2565

BIOMECHANICAL EVALUATION OF KNEE JOINT MOVEMENT IN
NORMAL HUMAN AND PATIENT UNDER GOING TKA BASED ON
SQUAT ACTIVITY

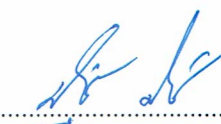


A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the
Degree of Master of Engineering in Biomedical Innovation Engineering
Suranaree University of Technology
Academic Year 2022

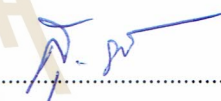
การศึกษาทางชีวกลศาสตร์การเคลื่อนไหวข้อเข้าในคนปกติและผู้ป่วยหลังการผ่าตัด
เปลี่ยนข้อเข้าเทียมภายใต้ทำนงยอง

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาโทบริหารธุรกิจ

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์


.....
(ดร.เสฏฐวรรธ สุจริตสวัสดิ์สกุล)

ประธานกรรมการ


.....
(รศ. ดร.สุกกิจ รูปจันทร์)
กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)


.....
(ผศ. ดร.สุขเกษม วัชรชัยสกุล)
กรรมการ


.....
(รศ. ดร.ยุพาพร รักสกุลพิวัฒน์)
รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการและประกันคุณภาพ


.....
(รศ. ดร.พรศิริ จงกล)
คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

กสิวัฒน์ ไชยสิทธิ์ : การศึกษาทางชีวกลศาสตร์การเคลื่อนไหวข้อเข่าในคนปกติและผู้ป่วย
หลังการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมภายใต้ท่านั่งยอง (BIOMECHANICAL EVALUATION OF
KNEE JOINT MOVEMENT IN NORMAL HUMAN AND PATIENT UNDER GOING TKA
BASED ON SQUAT ACTIVITY)

อาจารย์ที่ปรึกษา : รองศาสตราจารย์ ดร.สุภกิจ รูปจันทร์, 88 หน้า.

คำสำคัญ : ข้อเข่าเทียม ชีวกลศาสตร์ข้อเข่า ท่านั่งยอง ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาเชิงเปรียบเทียบทางชีวกลศาสตร์การเคลื่อนไหวของข้อเข่าระหว่าง
กลุ่มอาสาสมัครปกติ และอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าด้วยวิธีการบันทึกภาพ 3 มิติ และวิธีพลศาสตร์
ย้อนกลับ วิเคราะห์แรงสัมผัส และความแตกต่างของพฤติกรรมเคลื่อนที่ของแบบจำลองข้อเข่า
ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยมุ่งเน้นไปที่การศึกษาท่าทางในกิจวัตรประจำวันภายใต้กิจกรรม
ท่านั่งยองจากอาสาสมัครทั้งหมด 62 ราย โดยแบ่งเป็นอาสาสมัครปกติ 31 ราย และอาสาสมัคร
เปลี่ยนข้อเข่า 31 ราย และจำแนกตามค่าดัชนีมวลกาย 3 กลุ่ม ได้แก่ กลุ่มน้ำหนักเบา กลุ่มน้ำหนัก
ปกติ และกลุ่มน้ำหนักมากตามลำดับ ผลการวิจัยพบว่า แรงในแนวแกน และโมเมนต์รอบแนวแกน
รวมถึงแรงกล้ามเนื้อ Quadriceps ในกลุ่มอาสาสมัครปกติมีค่าสูงกว่ากลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า
แรงลัพธ์เฉลี่ยสูงสุดในกลุ่มอาสาสมัครปกติและกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าเท่ากับ 4.35 และ 3.14
เท่าของน้ำหนักตัว นอกจากนี้ ค่าโมเมนต์ลัพธ์สูงสุดเฉลี่ยในกลุ่มอาสาสมัครปกติและกลุ่มอาสาสมัคร
เปลี่ยนข้อเข่าเท่ากับ 5.27% และ 3.11% น้ำหนักตัวคุณส่วนสูงตามลำดับ มีความแตกต่างทางสถิติ
($p < 0.05$) ผลการศึกษาในส่วนพลศาสตร์ข้อเข่าในแต่ละกลุ่มค่าดัชนีมวลกายของกลุ่มอาสาสมัคร
ปกติ และกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าพบว่าทั้งสามกลุ่มมีแนวโน้มของแรง และโมเมนต์ข้อเข่าในทิศ
เดียวกัน และสัมพันธ์กับมุมข้อเข่าที่เพิ่มขึ้น ผลจากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์
แสดงให้เห็นว่าแบบจำลองข้อเข่าปกติ มีระยะการเคลื่อนที่ของกระดูกต้นขา และการหมุนข้อเข่า
รวมถึงแรงสัมผัสสูงกว่าแบบจำลองข้อเข่าเทียม ข้อมูลที่ได้สามารถวินิจฉัยช่วงของการเคลื่อนไหวข้อ
เข่า และติดตามการทำงานของข้อเข่าหลังการผ่าตัด นอกจากนี้ยังนำไปสู่การออกแบบ และสร้างข้อ
เข่าเทียมให้สามารถตอบสนองการใช้งานเหมาะสมครอบคลุมกับชีวิตประจำวันของกลุ่มผู้ป่วยโรคข้อ
เข่าเสื่อมในประเทศไทยให้มีการเคลื่อนไหวใกล้เคียงกับข้อเข่าธรรมชาติของมนุษย์มากที่สุด

สาขาวิชา นวัตกรรม วิศวกรรม วิศวกรรมแพทย์
ปีการศึกษา 2565

ลายมือชื่อนักศึกษา กสิวัฒน์ ไชยสิทธิ์
ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา ดร.สุภกิจ รูปจันทร์

KASIWAT CHAIYASIT: BIOMECHANICAL EVALUATION OF KNEE JOINT MOVEMENT IN NORMAL HUMAN AND PATIENT UNDER GOING TKA BASED ON SQUAT ACTIVITY.

THESIS ADVISOR: ASSOC. PROF. SUPAHIT ROOPPAKHUN, Ph.D., PP.88

Keyword : TOTAL KNEE ARTHROPLASTY / INVERSE DYNAMICS / KINEMATICS / FINITE ELEMENT ANALYSIS / SQUATTING

This research is a comparative study of the biomechanical knee joint movement between normal knees and total knee arthroplasty (TKA) using the 3D motion analysis and the inverse dynamics method and analyzing the contact force and motion of the knee model by finite element method during squatting activities. A total of 62 volunteers consisting of 31 with normal knees and 31 with TKA group, were collected and classified into three BMI categories: Light, Middle, and Heavy respectively. The kinetics results showed the knee force, moment and quadriceps muscle force in the normal knees was higher than in the TKA group. The mean maximum resultant force in the normal and TKA groups was 4.35 and 3.14 times body weight. Also, the mean maximum moment in the normal knees and TKA group was 5.27% and 3.11% bodyweight times height. There was a significant difference ($p < 0.05$). The knee kinetics results of each group for BMI of normal knees and TKA groups were tends in the same direction and associated with increased knee flexion angle. The results from finite element analysis, the displacement, rotation and contact force of normal knee model displayed higher than the TKA model. The kinetics of knee joint squatting can diagnose a range of motion and follow the knee joint function after total knee replacement. In addition, this information can be used to design and develop knee prostheses, especially for high knee flexion, such as in the squat position.

School of Biomedical Innovation Engineering

Academic year 2022

Student's Signature

Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะสำเร็จลุล่วงไปด้วยดีไม่ได้ หากไม่ได้รับการช่วยเหลืออย่างดียิ่งในทางด้านวิชาการ และการดำเนินงานวิจัยจากรองศาสตราจารย์ ดร.สุภกิจ รูปจันทร์ อาจารย์ประจำสาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ของผู้วิจัย และได้ให้โอกาสทางการศึกษา ช่วยแก้ปัญหาให้กำลังใจแก่ผู้วิจัยมาโดยตลอด รวมทั้งตรวจทานคอยให้คำปรึกษาชี้แนะทางในการดำเนินงานวิจัย ตลอดจนการดำเนินชีวิตให้มีระเบียบวินัย

ขอกราบขอบพระคุณดร.เสกฐวรธร สุจริตภักดี และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุขเกษม วัชรมัยสกุล คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ที่ให้คำแนะนำในการแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆ เพื่อให้วิทยานิพนธ์เล่มนี้สมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

ขอกราบขอพระคุณบัณฑิตศึกษากลุ่มวิจัยคอมพิวเตอร์เพื่อการออกแบบ และวิเคราะห์ทางวิศวกรรมทุกท่านที่คอยให้กำลังใจในการทำวิจัย และชี้แนะแนวทางในการดำรงชีวิตตลอดการศึกษา

สุดท้ายขอกราบขอบพระคุณบิดา มารดา และครอบครัวที่คอยให้กำลังใจ ให้การชี้แนะแนวทางในการดำเนินงาน และการดำรงชีวิตในการแก้ไขปัญหาต่างๆ รวมทั้งคอยให้ความรัก อบรมเลี้ยงดูเป็นอย่างดีตลอดจนทำให้ผู้วิจัยประสบความสำเร็จในชีวิต

กสิวัฒน์ ไชยสิทธิ์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย).....	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ).....	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ค
สารบัญ.....	ง
สารบัญตาราง.....	ช
สารบัญรูป.....	ซ
บทที่	
1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหาการวิจัย.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	3
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	3
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	5
2 ปรัชญารวบรวมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	6
2.1 บทนำ.....	6
2.2 คำศัพท์เฉพาะในทางกายวิภาค.....	6
2.2.1 ระบุว่าเกี่ยวข้องกับกายวิภาคศาสตร์.....	6
2.2.2 คำศัพท์ที่ใช้ในการระบุตำแหน่ง.....	6
2.3 ลักษณะทางกายวิภาคของข้อเท้า.....	7
2.4 โรคข้อเท้าเสื่อม.....	9
2.4.1 ชนิดปฐมภูมิ (Primary หรือ Idiopathic osteoarthritis).....	9
2.4.2 ชนิดทุติยภูมิ (Secondary osteoarthritis).....	10
2.5 ส่วนประกอบข้อเท้าเทียม.....	10
2.5.1 ฝาครอบกระดูกต้นขา.....	10
2.5.2 แป้นกระดูกหน้าแข้ง.....	11
2.5.3 หมอนรองข้อเท้าเทียม.....	11
2.5.4 ผิวลูกสะบ้าเทียม.....	11
2.6 ประสิทธิภาพข้อเท้าเทียม.....	12
2.7 การเคลื่อนไหวของข้อเท้า.....	12
2.8 ชีวกลศาสตร์ข้อเท้าในท่านั่งยอง.....	14

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.8.1	Passive Knee ในขณะที่ขายืดตรง.....	14
2.8.2	Passive Knee ในขณะที่ขางอเข้า.....	15
2.8.3	การกลิ้ง และการไถลระหว่างผิวสัมผัส.....	16
2.9	คิเนเมติกส์ หรือการศึกษาการเคลื่อนไหว.....	18
2.10	คิเนติกส์ หรือการศึกษาการเคลื่อนไหว และแรง.....	18
2.11	เทคนิคพลศาสตร์ย้อนกลับ.....	19
2.11.1	แบบจำลองทางคณิตศาสตร์การวิเคราะห์ข้อเท้า.....	19
2.12	เครื่องมือและวิธีการต่าง ๆ ที่ใช้ในการวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์.....	22
2.13	ระบบจับการเคลื่อนไหวของมนุษย์.....	23
2.13.1	การตรวจจับการเคลื่อนไหว.....	24
2.13.2	ชนิดของการตรวจจับการเคลื่อนไหว.....	24
2.13.3	การตรวจจับการเคลื่อนไหวที่ใช้ในทางชีวกลศาสตร์.....	25
2.14	ค่าดัชนีมวลกาย.....	25
2.15	สถิติที่ใช้ในงานวิจัย.....	26
2.15.1	การกำหนดขนาดกลุ่มตัวอย่าง.....	26
2.15.2	การแบ่งกลุ่มตัวอย่าง.....	27
2.15.3	การทดสอบสมมติฐาน.....	27
2.16	งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	28
2.16.1	งานวิจัยเกี่ยวกับการวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อเข่ามนุษย์ในท่านั่งยอง.....	28
2.16.2	งานวิจัยเกี่ยวกับไฟไนต์เอลิเมนต์ของแบบจำลองข้อเท้า.....	29
3	วิธีดำเนินการวิจัย.....	31
3.1	บทนำ.....	31
3.2	การหาขนาดกลุ่มตัวอย่าง.....	31
3.3	การคัดกรองอาสาสมัคร.....	32
3.4	การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวสามมิติ.....	33
3.4.1	การตรวจสอบความถูกต้อง และความแม่นยำของอุปกรณ์เก็บข้อมูล.....	33
3.4.2	การติดมาร์คเกอร์สะท้อนแสง.....	35
3.4.3	การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวอาสาสมัครในท่านั่งยอง.....	36
3.5	การสร้างแบบจำลองสามมิติด้วยโปรแกรม.....	37
3.5.1	การบันทึกการเคลื่อนไหว.....	37
3.5.2	การสร้างแบบจำลองระบบกล้ามเนื้อ โครงกระดูก และเส้นเอ็น.....	37
3.6	ขั้นตอนการสร้างแบบจำลองสามมิติบนโปรแกรม.....	38

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

3.6.1 การบันทึกการเคลื่อนไหวด้วยโปรแกรม Qualisys Track Manager.....	38
3.6.2 การสร้างแบบจำลองสามมิติด้วยโปรแกรม AnyBody.....	39
3.7 การวิเคราะห์แบบจำลองข้อเข่าบนโปรแกรม Abaqus Knee Simulator.....	39
3.7.1 การสร้างแบบจำลองข้อเข่าปกติ.....	39
3.7.2 การสร้างแบบจำลองข้อเข่าเทียม.....	40
3.8 การกำหนดคุณสมบัติวัสดุ.....	41
3.9 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต.....	44
4 ผลการดำเนินการวิจัย.....	45
4.1 บทนำ.....	45
4.2 ผลการเปรียบเทียบพลศาสตร์ทำนึ่งของระหว่างกลุ่มอาสาสมัครปกติกับ กลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า และจำแนกตามดัชนีมวลกาย.....	45
4.2.1 ผลการเปรียบเทียบพลศาสตร์ทำนึ่งของระหว่างกลุ่มอาสาสมัครปกติ กับกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า.....	45
4.2.2 ผลการเปรียบเทียบพลศาสตร์ทำนึ่งของจำแนกตามดัชนีมวลกาย.....	49
4.2.2.1 ผลการเปรียบเทียบพลศาสตร์ในกลุ่มอาสาสมัครปกติ.....	49
4.2.2.2 ผลการเปรียบเทียบพลศาสตร์ในกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า.....	52
4.3 ผลการเปรียบเทียบความแตกต่างของพฤติกรรมเคลื่อนที่ และแรงสัมผัส.....	57
4.3.1 ผลเปรียบเทียบพฤติกรรมเคลื่อนที่ และการหมุน.....	57
4.3.2 ผลเปรียบเทียบแรงสัมผัส.....	61
5 บทสรุปและข้อเสนอแนะ.....	62
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	62
5.1.1 การศึกษาเปรียบเทียบทางพลศาสตร์ทำนึ่งของ.....	62
5.1.2 การศึกษาเปรียบเทียบทางพลศาสตร์ทำนึ่งของจำแนกตามดัชนีมวลกาย.....	63
5.1.3 การศึกษาเปรียบเทียบความแตกต่างของพฤติกรรมเคลื่อนที่ และแรงสัมผัสของแบบจำลองข้อเข่า.....	63
5.2 ข้อเสนอแนะ.....	64
รายการอ้างอิง.....	65
ภาคผนวก	
ภาคผนวก ก. เอกสารจริยธรรมงานวิจัยในมนุษย์.....	70
ภาคผนวก ข. ผลงานวิชาการที่เผยแพร่.....	75
ประวัติผู้เขียน.....	88

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
1.1	อัตราส่วนน้ำหนักต่อส่วนสูง ของกลุ่มอาสาสมัครปกติ และอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเท้า..... 4
2.1	รายการสัญลักษณ์ และคำอธิบาย..... 22
2.2	การแบ่งช่วงของค่าดัชนีมวลกาย..... 26
3.1	ค่าดัชนีมวลกาย และจำนวนอาสาสมัครแต่ละกลุ่ม..... 32
3.2	ชื่อ และความหมายของมาร์คเกอร์สะท้อนแสงที่ติดบนตัวของอาสาสมัคร..... 35
3.3	ค่าคงที่ของสมบัติวัสดุของแบบจำลองข้อเท้าปกติ และแบบจำลองข้อเท้าเทียม..... 41
3.4	ค่าคงที่ของสมบัติวัสดุของเส้นเอ็น..... 42



สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 ภาพแสดงข้อเข่าด้านหน้า (ซ้าย) และ ด้านหลัง (ขวา)	8
2.2 ส่วนประกอบข้อเข่าเทียม; ชนิดอยู่กับที่ (Fixed-bearing) (ซ้าย) และชนิดเคลื่อนที่ได้ (Mobile-bearing) (ขวา)	11
2.3 ข้อเข่าเทียมประเภทท่อนกระดูกเอ็นไขว้หลัง (ซ้าย) และข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง (ขวา)	12
2.4 การเคลื่อนไหวของข้อเข่าในระนาบต่าง ๆ	13
2.5 ข้อเข่าข้างขวาเมื่อมองจากด้านข้าง	15
2.6 ส่วนของลูกสะบ้าหัวเข่าที่สัมผัสกับกระดูกอ่อนของกระดูกต้นขาเป็นมุมองต่างๆ โดยมองจากด้านข้างและด้านบนตามลำดับ และการเคลื่อนไหวของลูกสะบ้าหัวเข่าเมื่อกระดูกต้นขาเป็นมุมต่างๆ โดยมองจากด้านหน้า และด้านข้างตามลำดับ	16
2.7 การเคลื่อนไหวของ Lateral Femoral Condyle เมื่อเริ่มต้นงอขาจะเกิดการกลิ้งเป็นมุมประมาณ 25 องศา จากนั้นเป็นการกลิ้งและไถลไปพร้อมกัน และเมื่อ ACL ตึงจะจำกัดให้เกิดการกลิ้งอย่างเดียวไปจนถึง Full Flexion (ประมาณ 130 องศา)	17
2.8 การเคลื่อนไหวของ Medial Femoral Condyle เมื่อเริ่มต้นงอขาจะเกิดการกลิ้งเป็นมุมประมาณ 15 องศา จากนั้นเป็นการกลิ้ง และไถลไปพร้อมกัน และเมื่อ ACL ตึงจะจำกัดให้เกิดการกลิ้งเพียงอย่างเดียวไปจนถึง Full Flexion (ประมาณ 130 องศา)	18
2.9 การสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของร่างกายนอกตามส่วนต่าง ๆ ได้แก่ (ก.) ส่วนต้นขา (ข.) ส่วนปลายขา และ (ค.) ส่วนเท้า	21
3.1 ค่าปรับเทียบ (Calibrate result) หลังจากทำการปรับเทียบอุปกรณ์เก็บข้อมูล	33
3.2 แผนผังแสดงขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย	34
3.3 ตำแหน่งของมาร์คเกอร์สะท้อนแสงที่ติดบนตัวของอาสาสมัคร	36
3.4 แบบจำลองอาสาสมัครในท่ายืนนิ่ง และทำนั่งยองด้วยโปรแกรม QTM	37
3.5 แบบจำลองอาสาสมัครในท่านั่งยอง และท่ายืนนิ่งด้วยโปรแกรม AnyBody	38
3.6 ชิ้นส่วนกระดูกต้นขา หมอนรองข้อเข่า และผิวกระดูกลูกสะบ้าของแบบจำลองข้อเข่าปกติ	40
3.7 ชิ้นส่วนฝากรอบกระดูกต้นขา หมอนรองข้อเข่าเทียม และผิวลูกสะบ้าเทียมของข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง	40
3.8 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติของข้อเข่าปกติ	43
3.9 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติของข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง	43
3.10 ข้อมูลภาระแรงที่ใช้ในการจำลองการเคลื่อนที่ของข้อเข่าในท่านั่งยอง	44

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.1 ความสัมพันธ์ของแรงในแนวแกนระหว่างกลุ่มอสาสมัครปกติ กับกลุ่มอสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า.....	46
4.2 ความสัมพันธ์ของโมเมนต์รอบแนวแกนระหว่างกลุ่มอสาสมัครปกติ กับกลุ่มอสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า.....	48
4.3 แรงกล้ามเนื้อ Quadriceps และความสัมพันธ์ของมุมยืด - งอข้อเข่าระหว่าง กลุ่มอสาสมัครปกติกับกลุ่มอสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า.....	48
4.4 ความสัมพันธ์ของแรงทั้งสามแนวแกนในกลุ่มอสาสมัครปกติจำแนกตามดัชนีมวลกาย.....	50
4.5 ความสัมพันธ์ของโมเมนต์รอบแนวแกนในกลุ่มอสาสมัครปกติจำแนกตามดัชนีมวลกาย.....	51
4.6 ความสัมพันธ์ของแรงกล้ามเนื้อ Quadriceps ในกลุ่มอสาสมัครปกติ จำแนกตามดัชนีมวลกาย.....	52
4.7 ความสัมพันธ์ของมุมยืด - งอข้อเข่าในกลุ่มอสาสมัครปกติจำแนกตามดัชนีมวลกาย.....	52
4.8 ความสัมพันธ์ของแรงทั้งสามแนวแกนในกลุ่มอสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า จำแนกตามดัชนีมวลกาย.....	53
4.9 ความสัมพันธ์ของโมเมนต์รอบแนวแกนในกลุ่มอสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า จำแนกตามดัชนีมวลกาย.....	54
4.10 ความสัมพันธ์ของแรงกล้ามเนื้อ Quadriceps ในกลุ่มอสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า จำแนกตามดัชนีมวลกาย.....	55
4.11 ความสัมพันธ์ของมุมยืด - งอข้อเข่าในกลุ่มอสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า จำแนกตามดัชนีมวลกาย.....	55
4.12 การเคลื่อนที่ของแบบจำลองข้อเข่าปกติ และข้อเข่าเทียมภายใต้ทำนงยong.....	59
4.13 การหมุนของแบบจำลองข้อเข่าปกติ และข้อเข่าเทียมภายใต้ทำนงยong.....	60
4.14 แรงสัมผัสของแบบจำลองข้อเข่าปกติ และข้อเข่าเทียมภายใต้ทำนงยong.....	61

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหาการวิจัย

ปัจจุบันประเทศไทยเป็นประเทศที่มีผู้สูงอายุเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว และคนไทยมีความเสี่ยงสูงที่จะเป็นโรคกระดูกและข้อ จากสถิติพบว่าผู้ป่วยโรคนี้มากกว่า 6 ล้านคน และมีแนวโน้มมากขึ้นในทุกปี จากปัญหาสุขภาพของผู้สูงอายุพบว่าโรคข้อเสื่อมเป็นปัญหาสุขภาพ 1 ใน 5 ที่พบบ่อยของผู้สูงอายุไทยรองลงมาจากโรคความดันโลหิตสูง โรคเบาหวาน ฟันใช้งานน้อยกว่า 20 ซี่ และภาวะซึมเศร้า (สำนักนโยบายและยุทธศาสตร์ กระทรวงสาธารณสุข, 2558) โดยข้อที่เสื่อมมากที่สุด คือข้อเข่า เนื่องจากเป็นข้อที่มีขนาดใหญ่ มีการเคลื่อนไหวเกือบตลอดเวลา และต้องรองรับน้ำหนักของร่างกายโดยตรง (นางพิมล นิมิตรอนันต์, 2557) ปัจจุบันพบโรคข้อเข่าเสื่อมร้อยละ 80-90 ในผู้ป่วยอายุมากกว่า 65 ปี และพบในเพศหญิงมากกว่าเพศชาย

โรคข้อเข่าเสื่อม คือ โรคที่มีการเสื่อมสภาพของกระดูกอ่อนผิวข้อ และกระดูกที่อยู่ใต้ผิวข้อของข้อเข่าอย่างเรื้อรัง มีการเปลี่ยนแปลงของน้ำไขข้อทำให้คุณสมบัติการหล่อลื่นลดลง ทำให้เกิดแรงกด หรือการเสียดสีต่อกระดูก เส้นเอ็น และกล้ามเนื้อภายในข้อเข่ามากขึ้น (ขวัญสุวิทย์ อภิจันทร์เมธากุลม, 2561) โดยสาเหตุที่ทำให้เกิดโรคข้อเข่าเสื่อม ได้แก่ อายุ พันธุกรรม เชื้อชาติ เพศ ประวัติการบาดเจ็บ และการผ่าตัดข้อเข่า ส่วนอีกปัจจัยที่ส่งผลกระทบมากเช่นกัน คือเรื่องของพฤติกรรมการใช้ชีวิตประจำวันในวัฒนธรรมต่างๆที่เพิ่มโอกาสการสึกหรอของข้อเข่ามากขึ้นด้วย (Chokkhanchitchai et al., 2010) หากผู้ป่วยโรคข้อเข่าเสื่อมไม่ได้รับการรักษา หรือปฏิบัติตัวอย่างเหมาะสมจะทำให้เกิดการอักเสบ รู้สึกปวด บวม ข้อเข่าผิดรูป ส่งผลให้ข้อเข่าติด และพิสัยการเคลื่อนไหวข้อเข่าลดลงเป็นอุปสรรคต่อการใช้ชีวิตประจำวันจนเกิดความทุกข์ทรมานทั้งทางด้านร่างกาย และจิตใจ

การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่า (Total Knee arthroplasty ; TKA) เป็นหนึ่งในขั้นตอนการผ่าตัดเกี่ยวกับศัลยกรรมกระดูกที่ประสบความสำเร็จมากที่สุดในการบรรเทาอาการปวด และปรับปรุงการทำงานของข้อเข่าของผู้ป่วยโรคข้อเข่าเสื่อมระดับรุนแรงที่ได้รับการรักษาด้วยการใช้ยา การกายภาพ หรือการรักษาด้วยวิธีอื่น ๆ แล้วไม่ได้ผล การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าจึงมีจุดมุ่งหมายเพื่อลดอาการปวดเข่า ช่วยให้ผู้ป่วยโรคข้อเข่าเสื่อมสามารถเดิน เคลื่อนไหว หรือทำกิจกรรมต่าง ๆ ได้ตามปกติ และมีความคุณภาพชีวิตดีขึ้น (ขวัญสุวิทย์ อภิจันทร์เมธากุลม, 2561) ในปัจจุบันการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมในโรงพยาบาลทั่วประเทศไทยจะใช้ข้อเข่าเทียมที่นำเข้าจากต่างประเทศ ซึ่งมีมูลค่าการนำเข้ารวมแล้ว

เป็นราคาที่สูงมาก การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมจึงมีราคาสูงทั้งราคาวัสดุข้อเข่าเทียม และราคาค่าผ่าตัด อย่างไรก็ตามแม้ว่าผู้ป่วยโรคข้อเข่าเสื่อมจะได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมแล้ว ก็ยังพบปัญหาต่างๆ ไม่ว่าจะเป็นการลวม การหลุด และการชำรุดเสียหายสึกหรอก่อนเวลาอันควร ซึ่งส่งผลต่อการใช้ชีวิตประจำวันในบางท่าทางอย่างลำบาก

การนั่งยอง (Deep Squat) หรือท่านั่งยองแบบชาวเอเชีย (Asian Squat) เป็นกิจกรรมที่ใช้ในวิถีชีวิตประจำวันที่พบในวัฒนธรรมเอเชียโดยเฉพาะประเทศไทย เช่น อาชีพ หรือกิจกรรมที่ต้องนั่งทำงานบนพื้นดิน การรับประทานอาหาร การเข้าสังคม การใช้ห้องน้ำ รวมไปถึงการประกอบพิธีกรรมทางศาสนา (Jonathan T Fox, 2016) โดยท่านั่งยองที่พบในชาวเอเชียส่วนใหญ่ คือ ส้นเท้าจะต้องวางราบไปกับพื้นให้เต็มทั้งฝ่าเท้า งอลำตัวขณะนั่งลงตามความต้องการ และถ่ายน้ำหนักตัวลงบนเท้าทั้งสองข้าง ซึ่งจะช่วยให้ทรงตัวได้ดี และในขณะที่กำลังนั่งยองลงไป ตำแหน่งจุดศูนย์ถ่วงจะอยู่ต่ำทำให้ทรงตัวได้มั่นคงยิ่งขึ้น โดยพบว่าการงอเข่าให้ได้ 140 - 155 องศาในคนปกติที่สุขภาพดีสามารถนั่งยอง หรืองอเข่าได้มุมมองจากการงอที่สูงได้โดยไม่เกิดความผิดปกติ หรือเจ็บปวด แตกต่างจากผู้ป่วยโรคข้อเข่าเสื่อมหลังการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าที่ไม่สามารถงอเข่าให้สุด หรืองอเข่าองศาสูงได้ เนื่องจากข้อจำกัดในตัวข้อเข่าเทียม ข้อเข่าลวม หรือหลุด และความเจ็บปวดจากการงอเข่า อย่างไรก็ตามท่านั่งยองเป็นการเคลื่อนไหวท่าทางบริเวณข้อต่อช่วงล่างของร่างกาย การจะออกแบบข้อเข่าเทียมให้เหมาะสมกับผู้ป่วยโรคข้อเข่าเสื่อมนั้นสิ่งสำคัญที่จะต้องทราบ คือ กลไกลักษณะการเคลื่อนไหวของข้อเข่า เช่น มุมของการงอ และยึดในช่วงต่าง ๆ ระยะเวลาการเคลื่อนที่ของกระดูกในระนาบแนวแกนทั้งด้านหน้า และหลัง ด้านใน และนอก ซึ่งเป็นส่วนที่สำคัญที่ส่งผลต่อกลศาสตร์การเคลื่อนที่อันเป็นพื้นฐานสำคัญสำหรับการศึกษาด้านชีวกลศาสตร์ทำให้เข้าใจความสามารถ และข้อจำกัดในการทำงานของร่างกายได้ดี (เจริญชัย พากเพียรโพธิ์โรจน์, 2551)

การศึกษาทางชีวกลศาสตร์เป็นสหวิทยาการที่เกิดจากการบูรณาการองค์ความรู้ทางชีวฟิสิกส์ และกลศาสตร์วิศวกรรมร่วมกันในการอธิบายกลไกการเคลื่อนไหว และหน้าที่การทำงานของร่างกายมนุษย์ โดยมีแบบจำลองทางชีวกลศาสตร์ คือ สมการทางคณิตศาสตร์ประยุกต์ที่ใช้ในทางกลศาสตร์วิศวกรรมเป็นเครื่องมือสำคัญที่ใช้เพื่ออธิบาย และทำนายการเปลี่ยนแปลงเกี่ยวกับโมเมนต์แรงภายในกระดูก และกล้ามเนื้อ รวมถึงระยะการเคลื่อนไหวของกระดูกที่บริเวณข้อต่อส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย เช่น ข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า ปัจจุบันมีเครื่องมือจำนวนมากที่ถูกนำมาใช้ในการศึกษาทางชีวกลศาสตร์เพื่อสร้างแบบจำลองและวิเคราะห์ข้อมูล เครื่องมือส่วนใหญ่ถูกใช้เพื่อวัดขนาด วัดการเคลื่อนไหว และวัดแรงต่าง ๆ (นริศ เจริญพร, 2543) โดยเครื่องมือที่นิยมใช้ในการศึกษาทางชีวกลศาสตร์ ได้แก่ การตรวจจับการเคลื่อนไหวแบบสามมิติ (3D Motion Capture) ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ใช้ในการวิเคราะห์ลักษณะการเคลื่อนไหว องค์การเคลื่อนไหวของข้อแต่ละข้อ ประกอบ

ไปด้วยกล้องจับภาพความเร็วสูง มาร์คเกอร์สะท้อนแสง แผ่นรับแรง และประมวลผลในซอฟต์แวร์ช่วยวิเคราะห์การเคลื่อนไหวทางชีวกลศาสตร์บนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ (Chauhan et al., 2019; Smith et al., 2018) และเทคนิคพลศาสตร์ย้อนกลับ (Inverse Dynamics) เป็นวิธีการที่ครอบคลุมสำหรับการประมาณแรงปฏิกิริยาของข้อต่อ และโมเมนต์ระหว่างส่วนทางกายวิภาคที่อยู่ติดกัน ซึ่งเป็นผลให้เกิดการทำงานของกล้ามเนื้อ โดยใช้โปรแกรมในการออกแบบ และสร้างแบบจำลองทางคอมพิวเตอร์ และวิเคราะห์ทางวิศวกรรม เพื่อจำลองกลไกการเคลื่อนไหวในสภาวะที่การทดสอบจริงที่มีข้อจำกัด ซึ่งใช้ข้อมูลจลนศาสตร์ และแรงปฏิกิริยาภาคพื้นดินจากการเก็บข้อมูลในห้องปฏิบัติการ (Pàmies et al., 2012; Silva et al., 2002)

ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้ทำการออกแบบงานวิจัยด้วยการเก็บข้อมูลสามมิติจากกลุ่มอาสาสมัครปกติ และกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า และสร้างแบบจำลองมัลติบอดีไดนามิกส์ในการวิเคราะห์เชิงเปรียบเทียบผลกระทบการเคลื่อนไหวข้อเข่า รวมถึงศึกษาแรงสัมผัส และความแตกต่างของพฤติกรรมเคลื่อนไหวของแบบจำลองข้อเข่าด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยมุ่งเน้นไปที่การศึกษาท่าทางในกิจวัตรประจำวันภายใต้กิจกรรมทำนึ่งยong เพื่อให้ได้ข้อมูลพื้นฐานในการนำไปสู่การออกแบบ และสร้างข้อเข่าเทียมให้สามารถตอบสนองการใช้งานเหมาะสมครอบคลุมกับชีวิตประจำวันของกลุ่มผู้ป่วยโรคข้อเข่าเสื่อมในประเทศไทยให้มีการเคลื่อนไหวใกล้เคียงกับข้อเข่าธรรมชาติของมนุษย์มากที่สุด

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1.2.1 เพื่อศึกษาเชิงเปรียบเทียบผลกระทบการเคลื่อนไหวข้อเข่าระหว่างกลุ่มอาสาสมัครปกติ และกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าภายใต้ท่าทำนึ่งยongจากข้อมูลการเคลื่อนไหวแบบสามมิติ และการจำลองแบบมัลติบอดีไดนามิก

1.2.2 เพื่อศึกษาแรงสัมผัสระหว่างแบบจำลองชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่า และชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาส่วนปลาย และความแตกต่างของพฤติกรรมเคลื่อนไหวของแบบจำลองข้อเข่าภายใต้ท่าทำนึ่งยongด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์บนโปรแกรมคอมพิวเตอร์

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

1.3.1 ศึกษาข้อมูลจากกลุ่มอาสาสมัครคนไทยเพศชาย และหญิงที่มีกายวิภาคปกติ จำนวน 31 คน และกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าที่ผ่านหลักเกณฑ์การคัดเลือกอาสาจากแพทย์ผู้คัดกรอง จำนวน 31 คน และแบ่งกลุ่มตามค่าอัตราส่วนน้ำหนักต่อส่วนสูง (BMI) จำนวน 3 กลุ่ม ดังแสดงตามตารางที่ 1.1

ตารางที่ 1.1 อัตราส่วนน้ำหนักต่อส่วนสูงของกลุ่มอาสาสมัครปกติ และอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า

กลุ่มดัชนีมวลกาย	อัตราส่วนน้ำหนักต่อส่วนสูง (BMI)	
	อาสาสมัครปกติ (จำนวน 31 คน)	อาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า (จำนวน 31 คน)
กลุ่มน้ำหนักเบา (Light weight)	$19.40 \pm 2.25 \text{ (kg/m}^2\text{)}$ (จำนวน 11 คน)	$21.80 \pm 7.66 \text{ (kg/m}^2\text{)}$ (จำนวน 11 คน)
กลุ่มน้ำหนักปกติ (Middle weight)	$26.01 \pm 3.51 \text{ (kg/m}^2\text{)}$ (จำนวน 16 คน)	$27.73 \pm 2.53 \text{ (kg/m}^2\text{)}$ (จำนวน 15 คน)
กลุ่มน้ำหนักมาก (Heavy weight)	$37.44 \pm 6.14 \text{ (kg/m}^2\text{)}$ (จำนวน 4 คน)	$35.77 \pm 2.39 \text{ (kg/m}^2\text{)}$ (จำนวน 5 คน)

1.3.2 ศึกษาค่าคิเนเมติกส์ และคิเนติกส์จากท่ากิริยวัตรปกติภายใต้ทำนังยอง ได้แก่ แรงโมเมนต์ แรงกล้ามเนื้อ Quadriceps และมุมยืด - งอข้อเข่า

1.3.3 ศึกษาพฤติกรรมเคลื่อนที่ การหมุน และแรงสัมผัสระหว่างแบบจำลองข้อเข่าปกติ และแบบจำลองข้อเข่าเทียมจากข้อมูลอาสาสมัครในท่ากิริยวัตรปกติภายใต้ทำนังยอง

1.3.4 ศึกษาบนโปรแกรมจับภาพ และช่วยวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบสามมิติ (Qualisys Track Manager ; QTM)

1.3.5 สร้างแบบจำลองโครงสร้างกายวิภาคมนุษย์ด้วยวิธีมีลติบอดีไดนามิกส์ และวิเคราะห์แบบจำลองข้อเข่าด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์บนโปรแกรม AnyBody และโปรแกรม Abaqus Knee Simulator

1.3.6 ในการศึกษาใช้ชิ้นส่วนแบบจำลองข้อเข่าปกติ ซึ่งเป็นแบบจำลองต้นแบบจาก SimTK MBKnee โดยไม่ใช้จากกลุ่มอาสาสมัครตัวอย่างคนไทย เนื่องจากข้อมูลชิ้นส่วนแบบจำลองข้อเข่าปกติของกลุ่มอาสาสมัครตัวอย่างคนไทยมีไม่เพียงพอต่อการนำไปสร้างแบบจำลองต้นแบบได้

1.3.7 แบบจำลองข้อเข่าเทียมในการศึกษานี้เป็นข้อเข่าเทียมเชิงพาดิชย์แบบเปลี่ยนทั้งหมดทั้งข้อประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง (Posterior-stabilized) เนื่องจากกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าได้รับการเปลี่ยนข้อเข่าเทียมเป็นประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง

1.3.8 ในการจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของแบบจำลองข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังบนโปรแกรม Abaqus Knee Simulator จะตัดเอ็นไขว้หน้า (ACL) และเอ็นไขว้หลัง (PCL)

1.3.9 ค่าคงที่สมบัติวัสดุของแบบจำลองข้อเข่า และค่าคงที่ของสมบัติวัสดุของเส้นอ้างอิงจากการศึกษาของ Kang (2018) และการศึกษา Shu (2021) ซึ่งการศึกษาก่อนหน้านี้ส่วนใหญ่ที่

ศึกษาในแบบจำลองข้อเข้าปกติ และแบบจำลองข้อเข้าเทียมได้อ้างอิงค่าสมบัติวัสดุ และเส้นเอ็นจากทั้งสองการศึกษานี้เป็นหลัก

1.3.10 ในการศึกษาไม่ได้จำกัดการงอลำตัวของอาสาสมัคร และความเร็วขณะนั่งยอง เนื่องจากต้องการให้เป็นท่านั่งยองที่ใช้ในชีวิตประจำวัน โดยลักษณะท่านั่งยองของคนไทย คือ ส้นเท้าต้องวางราบไปกับพื้นให้เต็มทั้งฝ่าเท้าขณะนั่งยอง งอลำตัวตามความต้องการ และถ่ายน้ำหนักตัวลงบนเท้าทั้งสองข้าง

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.4.1 สามารถนำผลวิเคราะห์การเปรียบเทียบผลกระทบการเคลื่อนไหวข้อเข้า และผลแรงสัมผัส รวมถึงพฤติกรรมเคลื่อนที่ของแบบจำลองข้อเข้าภายใต้ท่านั่งยองไปเป็นข้อมูลในการออกแบบชุดข้อเข้าเทียมให้มีความเหมาะสมกับสรีระคนไทย และลักษณะชีวิตประจำวันของคนไทยได้

1.4.2 สามารถนำไปใช้เป็นข้อมูลในการออกแบบอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนที่ของข้อเข้า หรือใช้ในการวางแผนการทากายภาพบำบัด วินิจฉัยโรคข้อเข้าเสื่อม ตลอดจนงานทางด้านวิทยาศาสตร์การกีฬาได้



บทที่ 2

ปรัทัศนัวรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 บทนำ

ปัจจุบันได้มีการศึกษาทางชีวกลศาสตร์ของข้อเข่าที่เกี่ยวกับการเคลื่อนไหวในชีวิตประจำวันของคนปกติ และผู้ป่วยโรคข้อเข่าเสื่อม ข้อมูลที่ได้จากการศึกษาสามารถนำไปพัฒนาเทคนิคการผ่าตัดและปรับปรุงชุดอุปกรณ์ข้อเข่าเทียม รวมถึงประเมินความผิดปกติจากการเคลื่อนไหวได้ ผู้ที่สนใจในงานวิจัยลักษณะนี้ จำเป็นที่ต้องรู้และเข้าใจในด้านกายวิภาคของข้อเข่า โรคข้อเข่าเสื่อม ชีวกลศาสตร์การเคลื่อนไหวของข้อเข่า เครื่องมือ และอุปกรณ์ที่ใช้ในการศึกษา อันเป็นพื้นฐานสำคัญสำหรับศัลยแพทย์ที่ต้องผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม การวางแผนทำกายภาพบำบัด ตลอดจนงานทางด้านวิทยาศาสตร์การกีฬาได้ และบุคคลทั่วไปที่สนใจในงานวิจัยนี้

2.2 คำศัพท์เฉพาะในทางกายวิภาค

2.2.1 ระนาบที่เกี่ยวข้องกับกายวิภาคศาสตร์

ระนาบในทางกายวิภาคศาสตร์แบ่งออกเป็น 4 ระนาบ ดังต่อไปนี้

- 1) Median Plane เป็นระนาบในแนวดิ่งซึ่งตัดตามยาวของร่างกายจากด้านหลังมาด้านหน้า และแบ่งร่างกายออกเป็นซีกซ้าย และซีกขวาตรงกึ่งกลาง
- 2) Sagittal Plane เป็นระนาบในแนวดิ่งซึ่งขนานกับ Median Plane และแบ่งร่างกายออกเป็นซีกซ้าย และซีกขวา แต่ไม่จำเป็นต้องกึ่งกลางของร่างกาย สำหรับ Sagittal Plane ที่ทับกับ Median Plane พอดี มักจะถูกเรียกว่า Median Sagittal Plane หรือ Midsagittal Plane
- 3) Coronal Plane เป็นระนาบซึ่งตั้งฉากกับ Median Plane และแบ่งร่างกายออกเป็นซีกด้านหน้า และซีกด้านหลัง (Anterior and Posterior Portion) มีอีกชื่อว่า Frontal Plane
- 4) Horizontal Plane เป็นระนาบที่ตั้งฉากกับ Median Plane และ Coronal Plane วางตัวในแนวนอนกับพื้นโลก และแบ่งร่างกายออกเป็นซีกด้านบน และด้านล่าง (Superior and Inferior Part)

2.2.2 คำศัพท์ที่ใช้ในการระบุตำแหน่ง

คำศัพท์สำคัญซึ่งใช้ในการระบุตำแหน่งของอวัยวะเทียบกับอวัยวะอื่นๆ

- 1) Superior / Proximal (อยู่ในตำแหน่งทางด้านหัว)
- 2) Inferior / Distal (อยู่ในตำแหน่งทางด้านเท้า)
- 3) Anterior (อยู่ในตำแหน่งทางด้านหน้า)
- 4) Posterior (อยู่ในตำแหน่งทางด้านหลัง)
- 5) Medial (อยู่ในตำแหน่งใกล้กับ Median Plane)
- 6) Lateral (อยู่ในตำแหน่งห่างจาก Median Plane)
- 7) Internal (เข้าหา หรือ อยู่ในตำแหน่งทางด้านใน)
- 8) External (เข้าหา หรือ อยู่ในตำแหน่งทางด้านนอก)

2.3 ลักษณะทางกายวิภาคของข้อเข่า

ข้อเข่าถือเป็นข้อที่รับน้ำหนักขนาดใหญ่ที่สุดในร่างกาย มีส่วนประกอบสำคัญที่เป็นกระดูก กล้ามเนื้อ และเส้นเอ็น ประกอบไปด้วยดังนี้

1) ผิวข้อของกระดูกต้นขา (Thigh bone หรือ Femur) คือ ผิวข้อที่เป็นส่วนต่อจากส่วนปลาย ของกระดูกต้นขา เป็นผิวข้อส่วนบนของข้อเข่ามีรูปร่างเป็นโหนก 2 โหนกที่บานออก และโค้งมน มีผิวสำหรับสัมผัสกับหมอนรองกระดูกหน้าแข้ง และกระดูกสะบ้า

2) ผิวข้อของกระดูกหน้าแข้ง (Shin bone หรือ Tibia) คือ ผิวข้อที่เป็นส่วนต่อจากส่วนต้นของกระดูกหน้าแข้ง เป็นผิวข้อส่วนล่างของข้อเข่ามีรูปร่างแบน และบานออกเป็นแป้นสำหรับรับแรงกดจากด้านบน มีผิวสัมผัสกับหมอนรองกระดูกข้อเข่า และกระดูกต้นขา

3) ผิวข้อของกระดูกสะบ้า (Patella หรือ Knee cap) คือ ผิวข้อที่เป็นส่วนต่อจากด้านในของกระดูกสะบ้า ซึ่งเป็นกระดูกที่มีลักษณะค่อนข้างกลมเมื่อมองจากด้านหน้า แต่รูปร่างรีเมื่อมองจากด้านข้าง ทำหน้าที่คล้ายคานงัด เพื่อให้เส้นเอ็นของกล้ามเนื้อเหยียดขาทำงานได้ดี โดยผิวข้อของกระดูกสะบ้ามีผิวสำหรับสัมผัสกับกระดูกต้นขา

4) ส่วนประกอบหมอนรองกระดูก (Meniscus) มีลักษณะเป็นวงแหวนคล้ายกระดูกอ่อน แต่มềmกว่า แบ่งเป็น 2 ซีก คือ หมอนรองกระดูกซีกใน (Medial meniscus) และซีกนอก (Lateral meniscus) ทำหน้าที่เป็นตัวถ่ายเทน้ำหนัก กันการกระแทกระหว่างกระดูก และช่วยการเคลื่อนไหว เมื่อมีการเคลื่อนไหว ผิวกระดูกอ่อน และหมอนรองกระดูกจะสัมผัสกันเป็นอย่างดี

5) เอ็นยึดข้อ (Ligaments) แบ่งเป็น 2 กลุ่ม คือ

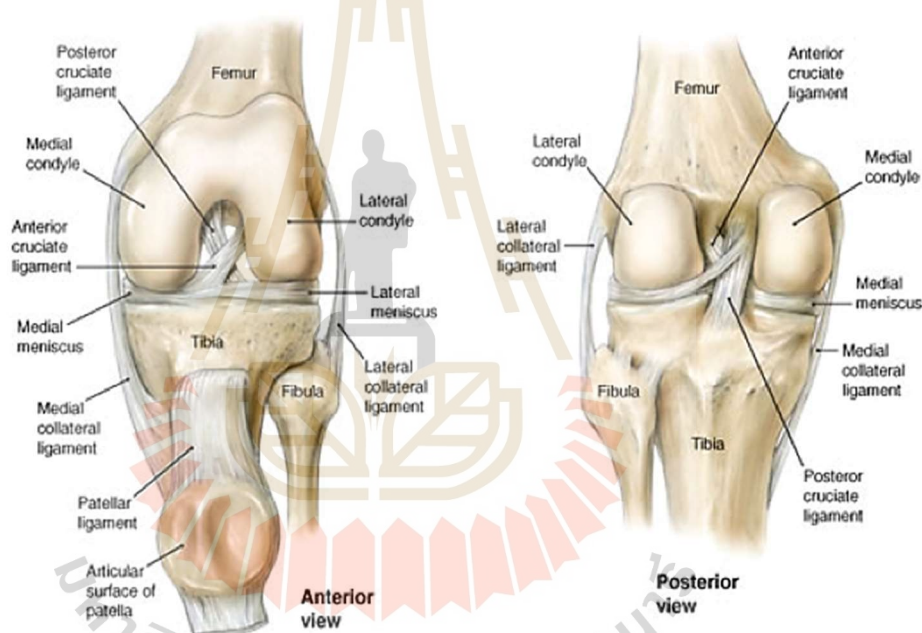
5.1) เอ็นไขว้ภายในข้อ แบ่งย่อยเป็น เส้นหน้า (anterior cruciate ligament ; ACL) และเส้นหลัง (posterior cruciate ligament ; PCL) ทำหน้าที่ตรึงให้ข้อเข่าเกิดความมั่นคงในทิศทาง หน้า - หลัง

5.2) เอ็นด้านข้างของข้อ แบ่งย่อยเป็น เส้นใน (medial collateral ligament ; MCL) และเส้นนอก (lateral collateral ligament ; LCL) ทำหน้าที่ตรึงให้ข้อเข่าเกิดความมั่นคงใน

ทิศทางข้างใน และข้างนอก และยังมีพังผืดหุ้มข้อ (joint capsule) ทำให้ข้อเป็นโครงสร้างที่ปิดสนิท มีสิ่งแปลกปลอมเข้าไปภายใน และทำให้ข้อเข้าเป็นเสมือนถุงที่อยู่ในระบบปิด ทำให้น้ำหล่อเลี้ยงข้อ กระจายไปทั่วข้อได้ดี

6) เยื่อหุ้มข้อ (Synovium) ทำหน้าที่เคลือบพังผืดหุ้มข้อ สร้างน้ำหล่อเลี้ยงข้อ และเป็นตัวการสำคัญในการตอบสนองของร่างกายต่อการอักเสบในข้อ ซึ่งมักรุนแรงในกรณีที่เกิดโรคไขข้ออักเสบขึ้น

7) น้ำหล่อเลี้ยงข้อ (Synovial fluid) เป็นของเหลวที่มีลักษณะหนืดคล้ายน้ำมันเครื่องยนต์ ทำหน้าที่หล่อเลี้ยงข้อให้เคลื่อนไหวภายในข้อราบรื่น โดยต้องมีปริมาณที่ไม่มากเกินไป และน้ำหล่อเลี้ยงข้อที่ปกติต้องเป็นสีเหลืองใส ไม่ข้น



รูปที่ 2.1 ภาพแสดงข้อเข่าด้านหน้า (ซ้าย) และด้านหลัง (ขวา)

(<https://williamsima.com/injuries/knee-injuries-meniscus-acl/anatomy-of-the-knee/>)

8) กล้ามเนื้อ Quadriceps เป็นกล้ามเนื้อที่มีขนาดใหญ่ที่สุดในร่างกาย ครอบคลุมบริเวณด้านหน้าทั้งหมดของกระดูกต้นขา เป็นกลไกสำคัญในการยืดขาส่วนล่าง กล้ามเนื้อ Quadriceps แบ่งได้เป็น 4 ส่วนย่อย ๆ ได้แก่ Rectus Femoris, Vastus Lateralis, Vastus Medialis, และ Vastus Intermedias เส้นเอ็นจากกล้ามเนื้อทั้ง 4 ส่วนนี้มา รวมกันกลายเป็น Quadriceps Tendon ซึ่งเชื่อมต่อกับลูกสะบ้าหัวเข่า และยาวต่อลงมาเป็น Patellar Ligament ไปเชื่อมต่อกับกระดูกแข้ง เมื่อ

กล้ามเนื้อ Quadriceps หดตัวจะส่งแรงดึงไปที่ลูกสะบ้าหัวเข่า และไปยัง Patellar Ligament ทำให้ขาส่วนล่างยืดตรง (Extension) เช่น ในขณะที่ลุกจากเก้าอี้ ขึ้นบันได หรือกระโดด เป็นต้น

9) กล้ามเนื้อ Hamstring อยู่บริเวณด้านหลังของกระดูกต้นขาประกอบด้วย กล้ามเนื้อสามชิ้นประกอบกัน ได้แก่ Semitendinosus Muscle, Semimembranosus Muscle, และ Biceps Femoris Muscle โดยกล้ามเนื้อ Semitendinosus Muscle และ Semimembranosus Muscle ยึดเกาะระหว่างกระดูกก้นกบ (Ischial Tuberosity) กับส่วนบนของกระดูกต้นขา และกล้ามเนื้อ Biceps Femoris Muscle ยึดเกาะระหว่างกระดูกก้นกบกับกระดูกน่อง กล้ามเนื้อ Hamstring มีหน้าที่หลัก คือ ทำให้ขาส่วนล่างพับเข้า (Flexion) และทำให้เกิดการหมุนรอบแกน (Internal-External Rotation)

2.4 โรคข้อเข่าเสื่อม

โรคข้อเข่าเสื่อม (Osteoarthritis) หมายถึง โรคของการเสื่อมสภาพของข้อ (Degenerative joint disease) โดยมีการเกิดพยาธิสภาพอย่างเรื้อรัง และถาวรที่กระดูกอ่อนผิวข้อ (Articular cartilage) ของข้อชนิดมีเยื่อหุ้ม (Diarthrodial joint) การทำลายกระดูกอ่อนผิวข้อเกิดขึ้นอย่างช้า ๆ และต่อเนื่องตามเวลาที่ผ่านมา ข้อที่มักพบการเสื่อมลักษณะนี้เป็นข้อที่ต้องรับน้ำหนักมาก อีกทั้งยังอาจมีการลุกลามทำลายไปยังกระดูกบริเวณใกล้เคียง เช่น ขอบกระดูกในข้อ (Sun-chondral bone) ทำให้มีการหนาตัวขึ้น มีการเปลี่ยนแปลงของน้ำไขข้อทำให้คุณสมบัติการหล่อลื่นลดลง พยาธิสภาพเหล่านี้ล้วนทำให้เกิดอาการปวดจากผิวข้อชำรุด และการอักเสบส่งผลให้การทำงานของข้อเสียไป การเคลื่อนไหวลดลง ทำให้ข้อผิดรูป และพิการในที่สุด โรคนี้นิยมจำแนกชนิดตามสาเหตุของการเกิดโรคเป็น 2 ชนิด ได้แก่

2.4.1 ชนิดปฐมภูมิ (Primary หรือ Idiopathic osteoarthritis)

เป็นภาวะความเสื่อมที่ไม่สามารถอธิบายสาเหตุการเกิดโรคที่ชัดเจน มักเกิดขึ้นตามธรรมชาติของอายุ และลักษณะการใช้งานของข้อนั้น ๆ ทั้งนี้ผู้ป่วยไม่เคยมีประวัติของโรค หรือการเจ็บป่วยที่เกิดกับข้อเข่าโดยตรงมาก่อน นับเป็นปัญหาที่ประชาชนส่วนใหญ่กำลังประสบอยู่ในขณะนี้ โดยมีปัจจัยที่ทำให้เกิดข้อเข่าเสื่อม ดังนี้

1) อายุ พบว่าผู้ที่อายุ 40 ปี จะเริ่มเป็นโรคข้อเข่าเสื่อม และเมื่ออายุ 60 ปีจะเป็นโรคข้อเข่าเสื่อมได้ถึงร้อยละ 40

2) เพศ ผู้หญิงพบมากกว่าผู้ชาย 2 – 3 เท่า ซึ่งอธิบายได้ว่าผู้หญิงที่เข้าสู่วัยหมดประจำเดือนจะมีระดับฮอร์โมนเอสโตรเจนลดลง ซึ่งฮอร์โมนนี้ช่วยซ่อมแซม และสมานเนื้อเยื่อ โดยเฉพาะเนื้อเยื่อรอบข้อที่มีการอักเสบ จึงทำให้เนื้อเยื่อรอบข้อไม่แข็งแรง เส้นเอ็นหย่อนยาน ข้อหลวมไม่มั่นคง

- 3) การมีน้ำหนักตัวเกิน หรือโรคอ้วน มีความสัมพันธ์อย่างมากกับโรคข้อเข่าเสื่อม โดยพบว่าน้ำหนักตัวที่ลงบริเวณข้อเข่าเวลาเดินจะทำให้เกิดแรงกระทำต่อข้อเข่า 2 – 3 เท่าของน้ำหนักตัว หากน้ำหนักตัวเพิ่มขึ้น 0.5 กิโลกรัมจะเกิดแรงกระทำต่อข้อเข่าเพิ่มขึ้น 1 - 1.5 กิโลกรัม
- 4) การใช้งาน อิริยาบถ ท่าทาง หรือกิจกรรมประจำวันที่ทำให้เกิดแรงกระทำต่อข้อเข่ามาก เช่น การคุกเข่า การนั่งยอง การนั่งพับเพียบ การขัดสมาธิ การขึ้นลงบันได รวมถึงอาชีพที่ต้องเดิน หรือยืนนาน ๆ ตลอดจนอาชีพที่ต้องแบกของหนักเป็นเวลานาน
- 5) ความบกพร่องของส่วนประกอบของข้อเข่า เช่น ข้อเข่าหลวม กล้ามเนื้อต้นขาอ่อนแรง หรือขาโก่งผิดรูป ทำให้น้ำหนักตัวกดลงผ่านผิวข้อเข่าไม่เท่ากัน กระดูกอ่อนด้านที่รับน้ำหนักมากกว่าจะเสื่อมเร็วกว่าปกติ
- 6) กรรมพันธุ์ โดยเฉพาะในครอบครัวที่มีประวัติเป็นโรคข้อเข่าเสื่อม

2.4.2 ชนิดทุติยภูมิ (Secondary osteoarthritis)

เป็นภาวะข้อเข่าเสื่อมที่เกิดจากความผิดปกติที่สามารถระบุ หรืออธิบายสาเหตุที่ชัดเจนได้ เช่น การหักของกระดูกที่มีรอยผ่านผิวข้อทำให้กระดูกอ่อนผิวข้อเรียงตัวไม่เรียบเหมือนเดิม การติดเชื้อมาในข้อ พันธกรรม และความผิดปกติของข้อแต่กำเนิด ผู้ป่วยชนิดนี้แม้จะมีจำนวนน้อย แต่มีความจำเป็นในการรับการรักษาจากแพทย์เฉพาะทางออร์โธปิดิกส์ในโรงพยาบาลระดับตติยภูมิ

2.5 ส่วนประกอบข้อเข่าเทียม

วิธีการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม (Total Knee Replacement) เป็นการรักษาภาวะข้อเข่าเสื่อมขั้นรุนแรงโดยการนำเอาส่วนผิวข้อเข่าที่เสื่อมแล้วออกไป แล้วทดแทนด้วยผิวข้อเข่าเทียมทั้งหมดซึ่งทำจากโลหะ และพลาสติกเข้าไปแทน เพื่อให้ข้อเข่ากลับไปใช้งานได้ตามเดิมอีกครั้ง โดยเริ่มมีการผ่าตัดครั้งแรกในปี 1968 หลังจากนั้นการผ่าตัดนี้ได้รับการพัฒนาให้ดีขึ้นเรื่อย ๆ ทั้งในด้านวัสดุที่ใช้ และวิธีการผ่าตัด ส่งผลทำให้การผ่าตัดให้ผลดีขึ้น และที่สำคัญที่สุด คือ สามารถใช้ข้อเข่าเทียมนี้ไปได้ตลอดชีวิต ปัจจุบันข้อเข่าเทียมแบบเปลี่ยนทั้งหมดประกอบด้วยชิ้นส่วนหลัก 4 ชิ้นส่วน ได้แก่ ฝากรอบกระดูกต้นขา แผ่นกระดูกหน้าแข้ง หมอนรองข้อเข่าเทียม และส่วนผิวของลูกสะบ้า

2.5.1 ฝากรอบกระดูกต้นขา

ฝากรอบกระดูกต้นขาทำจากโลหะกลุ่มโครเมียม (Cobalt-Chrome alloy) ซึ่งเป็นโลหะที่เหมาะสมที่สุดในการทำผิวข้อ มีคุณสมบัติแข็ง มั่น วาว ไม่เป็นสนิม ไม่สึกกร่อนง่าย ไม่เกิดประจุไฟฟ้า และไม่ก่อให้เกิดสารมะเร็ง มีการออกแบบให้มีลักษณะเป็นฝากรอบที่มีรูปร่างภายนอกเหมือนกับผิวกระดูกข้อต้นขาปกติ โค้งมนตามส่วนปลายของกระดูก และมีร่องสำหรับลูกสะบ้าให้เคลื่อนที่ได้อย่างราบเรียบในขณะเหยียด และงอข้อเข่า

2.5.2 แป้นกระดูกหน้าแข้ง

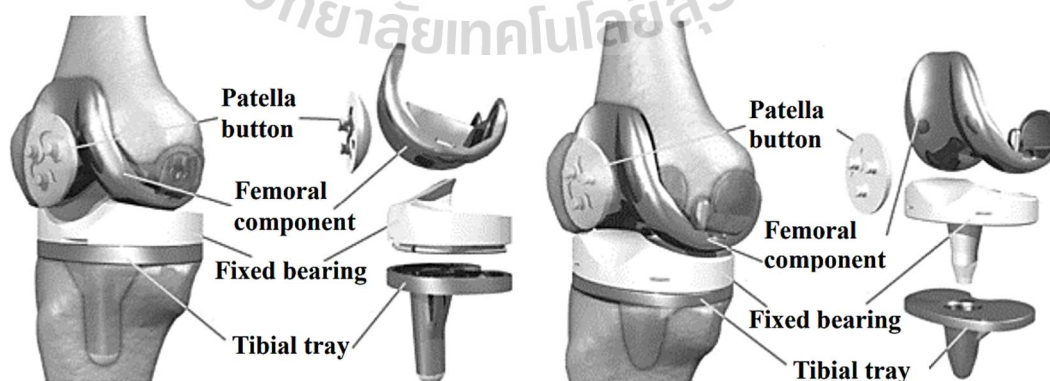
แป้นกระดูกหน้าแข้ง (Tibial Component) จะเป็นส่วนที่ติดกับกระดูกหน้าแข้งส่วนบน ทำหน้าที่รองรับน้ำหนักจากหมอนรองข้อเข่าเทียม และมีเดือยคล้ายเสาช็มเพื่อยึดเข้าไปในโพรงกระดูกหน้าแข้งเพื่อเพิ่มความมั่นคง วัสดุส่วนมากเป็นวัสดุโลหะที่ทำจากโลหะกลุ่มไททาเนียม (Titanium Alloy) ซึ่งเป็นโลหะที่เหมาะสมที่สุดในการเป็นตัวกลางถ่ายน้ำหนักจากข้อเข่าเทียมไปยังกระดูก เนื่องจากมีคุณสมบัติความแข็งแรงที่ใกล้เคียงกับกระดูกมนุษย์ ไม่เป็นสนิม ไม่เกิดประจุไฟฟ้า และไม่ก่อให้เกิดสารมะเร็ง

2.5.3 หมอนรองข้อเข่าเทียม

หมอนรองข้อเข่าเทียม ส่วนมากใช้วัสดุเป็นพอลิเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene ; UHMWP) ที่มีเนื้อแข็งมาก และเป็นระดับที่ใช้ในการแพทย์เท่านั้น มีความบริสุทธิ์ของสารโพลีเมอร์สูงสุดใช้เป็นผิวสัมผัสของข้อ ทำหน้าที่ทั้งเป็นผิวข้อและหมอนรองข้อ รูปร่างโดยทั่วไปด้านบนจะมีลักษณะเป็นผิวโค้ง เพื่อรับกับชิ้นส่วนกระดูกต้นขา ด้านล่างของหมอนรองข้อเข่าเทียมมีการออกแบบตามประเภทของข้อเข่าเทียม ได้แก่ ข้อเข่าเทียมชนิดเคลื่อนที่ได้ (Mobile-bearing) และชนิดอยู่กับที่ (Fixed-bearing) โดยชนิดเคลื่อนที่ได้ (Mobile-bearing) ช่วยให้ข้อเข่าหมุนได้มากขึ้น เคลื่อนที่ได้อย่างอิสระ และช่วยลดการสึกหรอ ป้องกันการหลุดเมื่อข้อเข่าเทียมยึดติดกับกระดูก ส่วนชนิดอยู่กับที่ (Fixed-bearing) บริเวณตรงกลางถูกออกแบบเป็นตัวล็อก ป้องกันไม่ให้ข้อเข่าหลุดออกจากกัน

2.5.4 ผิวลูกสะบ้าเทียม

ผิวลูกสะบ้าเทียม เป็นชิ้นส่วนโพลีเอทิลีนที่ยึดติดกับกระดูกสะบ้าเดิม มีลักษณะคล้ายรูปโดมเพื่อเลียนแบบรูปร่างของลูกสะบ้า ทำหน้าที่ทดแทนผิวด้านหน้าเดิมของกระดูกสะบ้า และรับแรงเสียดทานที่สัมผัสกับชิ้นส่วนกระดูกต้นขาส่วนล่างเวลาข้อเข่า



รูปที่ 2.2 ส่วนประกอบข้อเข่าเทียม ; ชนิดอยู่กับที่ (Fixed-bearing) (ซ้าย) และชนิดเคลื่อนที่ได้ (Mobile-bearing) (ขวา) (Shi, Junfen., 2007)

2.6 ประเภทข้อเข่าเทียม

การออกแบบข้อเข่าเทียมมีวัตถุประสงค์หลักเพื่อพัฒนาข้อเข่าเทียมให้มีคุณสมบัติใกล้เคียงกับข้อเข่าปกติเพื่อให้ข้อเข่ากลับมาเคลื่อนไหวได้เป็นธรรมชาติมากที่สุด ในปัจจุบันสามารถแบ่งแยกประเภทข้อเข่าเทียมออกได้ตามประเด็นต่าง ๆ เช่น การใช้ หรือไม่ใช้ซีเมนต์ในการยึดข้อเทียมกับกระดูก ลักษณะการยอมให้มีการเคลื่อนของ polyethylene joint surface bearing แบ่งออกได้เป็นชนิดอยู่กับที่ (Fixed-bearing TKA) หรือชนิดเคลื่อนที่ได้ (Mobile-bearing TKA) การควบคุมความมั่นคงของข้อเข่าเทียมว่าเป็น Constrained TKA หรือ Non-constrained TKA และการตัดหรือรักษาเอ็นไขว้หลังไว้ (Posterior cruciate ligament sacrificing หรือ Retained TKA) โดยในการศึกษานี้จะสนใจในข้อเข่าเทียมประเภทรักษา หรืออนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง โดยการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมโดยไม่ตัดเอ็นไขว้หลังได้รับความนิยมมากในประเทศสหรัฐอเมริกา ประโยชน์ของการไม่ตัดเอ็นไขว้หลัง ทำให้กลศาสตร์การเคลื่อนไหวของข้อเข่าคล้ายคลึงกับข้อเข่าจริงมากกว่า และการเก็บเส้นเอ็นไขว้หลังยังทำให้คนไข้รู้สึกถึงตำแหน่งการขยับได้ดีกว่า ข้อเข่ามีความมั่นคงมากกว่าโดยเฉพาะในมุมมองการงอข้อเข่าสูง ช่วยลดความเครียดที่เกิดจากแรงที่กระทำต่อกลไกลูกเบี้ยว โดยเอ็นไขว้หลังจะรับแรงนั้นแทน การเปลี่ยนข้อเข่าเทียมแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังจึงมีแรงกระทำต่อพื้นผิวระหว่างกระดูก และข้อเข่าเทียมน้อยกว่า อย่างไรก็ตามการผ่าตัดโดยวิธีนี้ต้องอาศัยแพทย์ผู้ชำนาญและอุปกรณ์ข้อเข่าเทียมเฉพาะ เพื่อให้ผลการผ่าตัดเป็นที่พอใจแก่แพทย์ และผู้ป่วย



รูปที่ 2.3 ข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง (ซ้าย) และข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง (ขวา) (Shi, Junfen., 2007)

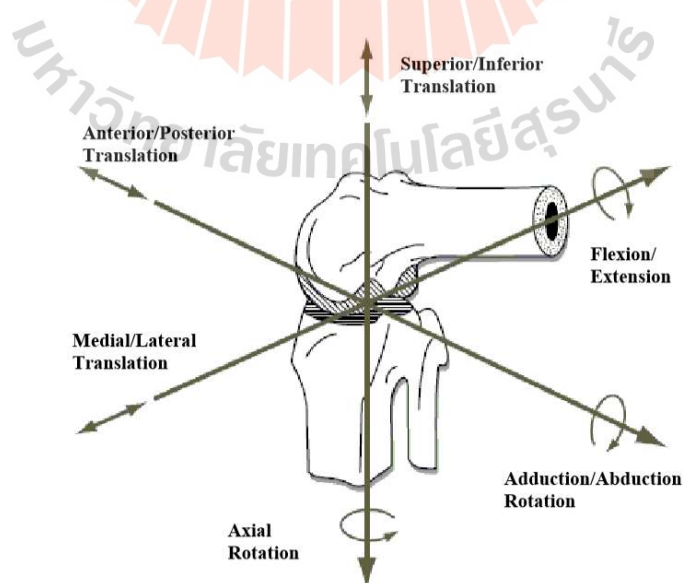
2.7 การเคลื่อนไหวของข้อเข่า (Motion of knee)

การเคลื่อนไหวของข้อเข่าเกิดจากการมาจากการสัมผัสระหว่างกระดูกทั้ง 2 ส่วน ส่วนแรก คือ กระดูกต้นขาสัมผัสกับกระดูกอ่อนที่อยู่บนกระดูกหน้าแข้ง และส่วนที่สอง คือ กระดูกต้นขาสัมผัสกับ

กระดูกลูกสะบ้า การเคลื่อนไหวหลักของข้อเข่า คือ การยืด และงอในแนวระนาบด้านข้างในลักษณะบานพับ และยังมีการหมุนเข้าด้านในของกระดูกหน้าแข้งระหว่างการงอเข่าเล็กน้อย มีการเลื่อนไถลของกระดูกต้นขากับกระดูกหน้าแข้งระหว่างการงอเล็กน้อย กระดูกลูกสะบ้า มีหน้าที่คล้ายจุดหมุนในการเพิ่มแรงดึงจากเส้นเอ็นให้มากขึ้น เอ็นยึดด้านข้างใน และเอ็นยึดด้านข้างนอกของข้อเข่านี้มีหน้าที่ในการยึดกระดูกทั้งสองไม่ให้บิดออกทางด้านข้าง ส่วนเอ็นไขว้หน้า และเอ็นไขว้หลังจะไขว้กันอยู่ตรงกลางเพื่อป้องกันไม่ให้กระดูกหน้าแข้งเคลื่อนหลุดไปนอกข้อเข่าทั้งทางด้านหน้า และหลังตามลำดับ (Shi, Junfen., 2007)

ข้อเข่ามีการเคลื่อนไหวที่ซับซ้อน และมีจำนวนองศาอิสระของการเคลื่อนไหวจำนวน 6 องศาอิสระดังแสดงในรูปที่ 2.4 โดยสามารถแบ่งได้เป็นดังนี้

- 1) Flexion/Extension การยืด และงอเข่า ซึ่งเกิดขึ้นบนกระดูกต้นขาจะเคลื่อนที่หมุนบนกระดูกหน้าแข้งรอบแกนในแนวด้านข้าง
- 2) Anterior/Posterior translation การเคลื่อนที่ในแนวหน้าหลัง ซึ่งเกิดขึ้นบนกระดูกหน้าแข้งเคลื่อนที่ในแนวหน้า - หลัง
- 3) Internal/External rotation การหมุนเข้าด้านใน และด้านนอกของกระดูกหน้าแข้งรอบแกนในแนวตั้ง
- 4) Adduction/Abduction rotation การหมุนของกระดูกหน้าแข้งบนระนาบด้านหน้า
- 5) Medial/Lateral translation การเคลื่อนที่ในแนวด้านข้างของกระดูกหน้าแข้ง
- 6) Superior/Inferior translation การเคลื่อนที่ขึ้น - ลงของกระดูกต้นขา และกระดูกหน้าแข้งตามแกนในแนวยาว



รูปที่ 2.4 การเคลื่อนไหวของข้อเข่าในระนาบต่าง ๆ (Shi, Junfen., 2007)

2.8 ชีวกลศาสตร์ข้อเข่าในท่านั่งยอง

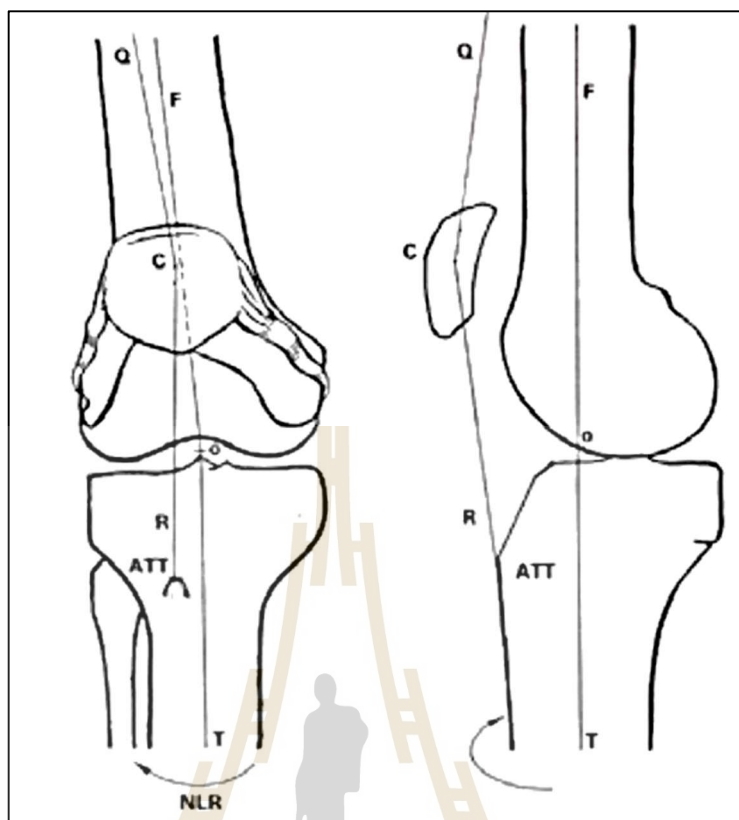
ชีวกลศาสตร์เป็นศาสตร์ที่ใช้หลักการทางฟิสิกส์ และทางวิศวกรรมในการอธิบายการเคลื่อนไหว และแรงกระทำซึ่งเกิดขึ้นโดยส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย การศึกษาทางชีวกลศาสตร์แบ่งได้เป็น 2 ส่วน คือ สถิตยศาสตร์ (Static) และจลนศาสตร์ (Dynamics) โดยในการศึกษานี้จะพิจารณาเฉพาะการเคลื่อนไหวของข้อเข่าธรรมชาติที่ตำแหน่งหนึ่ง ๆ โดยจะเน้นไปที่ชีวกลศาสตร์แบบสถิตยศาสตร์

ชีวกลศาสตร์แบบสถิตยศาสตร์ของข้อเข่า แบ่งได้เป็น 2 แบบ คือ แบบ Passive Knee และแบบ Active Knee โดยในแบบ Passive Knee เป็นการศึกษากลศาสตร์ของข้อเข่าเมื่อได้รับแรงกระทำจากภายนอก เช่น การงอของเข่าในขณะที่นั่งลงโดยมีน้ำหนักตัวเป็นตัวช่วยกดลงมา ส่วนการศึกษาแบบ Active Knee เป็นการศึกษากลศาสตร์ของข้อเข่าเมื่อได้รับแรงกระทำจากกล้ามเนื้อภายในร่างกายเท่านั้น เช่น การยืด-งอข้อเข่าสุดในขณะยืนตรง โดยในการศึกษานี้จะพิจารณาเฉพาะกลศาสตร์ของข้อเข่าแบบ Passive เนื่องจากเป็นการศึกษาในท่านั่งยองซึ่งมีน้ำหนักตัวเป็นตัวช่วยกดลงมาขณะนั่งยองลง

2.8.1 Passive Knee ในขณะที่ยืดตรง

ขณะที่เข่ายืดตรง (Full Extension) ข้อเข่าจะไม่สามารถเคลื่อนไหวได้ในทิศทางใด ๆ เนื่องจากกลไกของกระดูกอ่อนและเส้นเอ็นที่เกี่ยวข้องส่งผลให้กระดูกต้นขา กระดูกเชิง และกระดูกน่องเสมือนเป็นกระดูกชิ้นใหญ่ชิ้นเดียว ค่าโดยประมาณของมุมต่าง ๆ ของข้อเข่าในตำแหน่ง Full Extension ได้แสดงดังรูปที่ 2.5 พร้อมคำอธิบายดังนี้

- 1) จุด C แทนศูนย์กลางของลูกสะบ้าหัวเข่า ซึ่งอยู่ที่จุดต่อระหว่างแนวของ Quadriceps Tendon (QC) และแนว Patellar Ligament (CR) โดยมุม OCR มีค่าประมาณ 170 องศา
- 2) ATT คือ Anterior Tibial Tuberosity เป็นจุดที่ Patellar Ligament ยึดติดกับกระดูกเชิง
- 3) FO เป็นแนวแกนกลางของกระดูกต้นขา และ OT เป็นแนวแกนกลางของกระดูกเชิง โดยมุม FOT มีค่าประมาณ 17 องศา
- 4) มุม OCR มีค่าประมาณ 165 องศา
- 5) มุม FOT มีค่าประมาณ 185 องศา

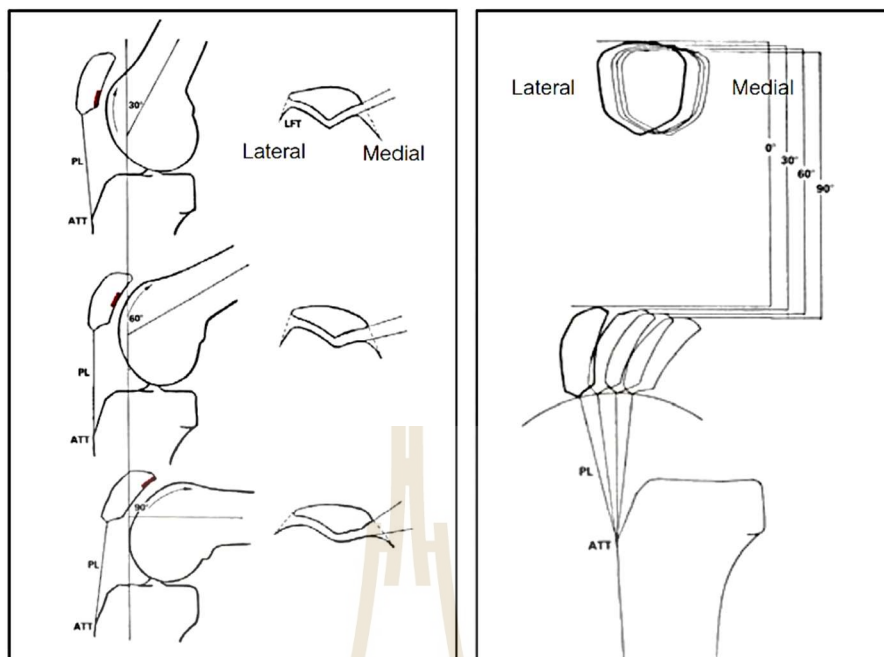


รูปที่ 2.5 ข้อเข่าข้างขวาเมื่อมองจากด้านข้าง (ดุสิต ภัทรนิธิคุณ, 2552)

2.8.2 Passive Knee ในขณะที่ยืดข้อเข่า

ในขณะที่ยืดข้อเข่า (Flexion) มีการเคลื่อนไหวสัมพันธ์กันระหว่างกระดูก 2 คู่ คือ ระหว่างกระดูกต้นขากับลูกสะบ้าหัวเข่า (Patellofemoral Joint) และระหว่างกระดูกต้นขากับกระดูกแข้ง (Tibiofemoral Joint)

1) ข้อต่อระหว่างกระดูกต้นขากับลูกสะบ้าหัวเข่า (Patellofemoral Joint) เป็นข้อต่อแบบ 1 องศาอิสระ (Degree of Freedom) โดยเป็นการเลื่อนที่ (Sliding) อย่างเดียว โดยด้านหนึ่งของลูกสะบ้าหัวเข่าจะถูกตรึงติดกับกระดูกแข้งด้วย Patellar Ligament ในขณะที่ข้อเข่าส่วนด้านแหลมของลูกสะบ้าหัวเข่าจะสัมผัสกับ Patella Surface ของกระดูกต้นขาโดยมีการเคลื่อนไหวสัมพันธ์กันได้ เมื่อพิจารณาในระนาบ Sagittal ลูกสะบ้าหัวเข่าจะมีการเคลื่อนไหวไปด้านหลัง และด้าน Medial รวมทั้งมีการบิดรอบแกนในแนวราบเล็กน้อยดังรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 ส่วนของลูกสะบ้าหัวเข่าที่สัมผัสกับกระดูกอ่อนของกระดูกต้นขาเป็นมุมองต่าง ๆ โดยมองจากด้านข้าง และด้านบนตามลำดับ และการเคลื่อนไหวของลูกสะบ้าหัวเข่าเมื่อกระดูกต้นขาเป็นมุมต่าง ๆ โดยมองจากด้านหน้า และด้านข้างตามลำดับ (ดุสิต ภัทรนิธิคุณ, 2552)

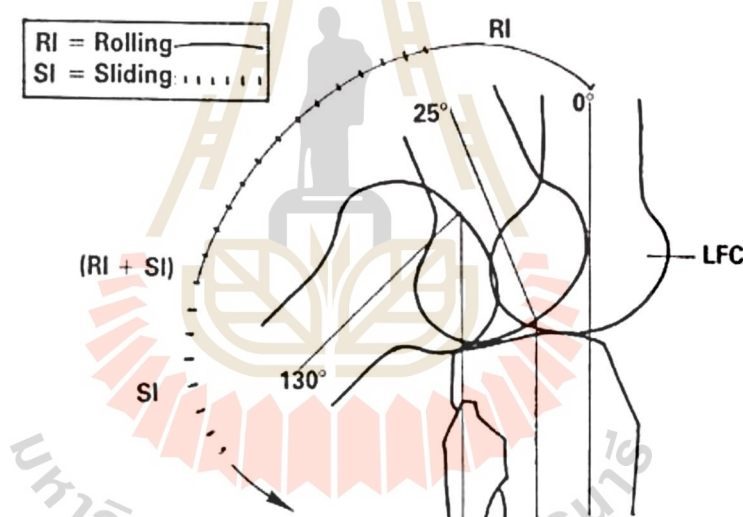
2) ข้อต่อระหว่างกระดูกต้นขากับกระดูกเชิง (Tibiofemoral Joint) เป็นข้อต่อแบบ 2 องศาอิสระ (Degree of Freedom) โดยเป็นการเคลื่อนไหวที่ซับซ้อน ซึ่งเกี่ยวข้องกับควมมีเสถียรภาพ (Stability) ในทุก ๆ ขณะของการเคลื่อนไหว ความสามารถในการเคลื่อนไหว (Passive Mobility) ของข้อเข่ามาจากส่วนด้าน Lateral เนื่องจากรูปร่างโดยธรรมชาติของ Lateral Femoral Condyle มีขนาดใหญ่กว่า Medial Femoral Condyle, ผิวกระดูกอ่อนที่กว้างและยาว รวมทั้งรูปร่างของ Lateral Tibial Condyle ซึ่งพอดีกับ Lateral Femoral Condyle ทำให้สามารถให้การเคลื่อนไหวได้มาก ส่วนควมมีเสถียรภาพ (Stability) ของข้อเข่ามาจากส่วนด้าน Medial รูปร่างธรรมชาติของ Medial Femoral Condyle ซึ่งมีลักษณะแคบลงทางด้านหลังและรูปร่างของ Medial Tibial Condyle ซึ่งพอดีกับ Medial Femoral Condyle รวมทั้งมี Anterior Cruciate Ligament (ACL) และ Posterior Cruciate Ligament (PCL) ซึ่งยึดส่วนทั้งสองไว้จะเป็นตัวจำกัดการเคลื่อนที่และสร้างเสถียรภาพ

2.8.3 การกลิ้ง และการไถลระหว่างผิวสัมผัส (Rolling Sliding Combination)

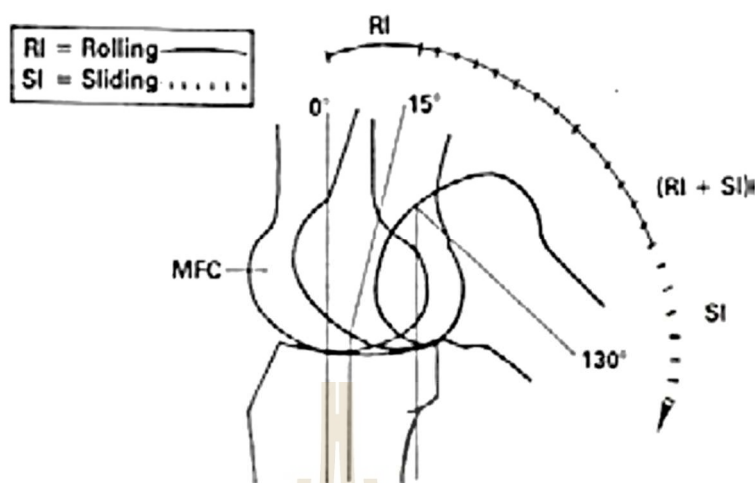
กลไกที่ควบคุมการกลิ้ง และการไถลระหว่างผิวสัมผัสของ Femoral Condyle และ Tibial Condyle จะถูกกำหนดโดยมีรูปร่างของ Femoral Condyle และ Tibial Condyle รวมทั้ง Anterior Cruciate Ligament (ACL) และ Posterior Cruciate Ligament (PCL) เป็นส่วนสำคัญ

การเคลื่อนไหวของ Femoral Condyle และ Tibial Condyle เทียบกับกระดูกแข็งแสดงในรูปที่ 2.7 และรูปที่ 2.8 ตามลำดับ

สาเหตุที่ต้องมีการกลิ้งและการไถล (Femoral Rollback) เนื่องจากการเคลื่อนไหวยระหว่าง Femoral Condyle และ Tibial Condyle มีแต่การกลิ้งอย่างเดียวจะทำให้เข้ากันได้น้อย และหากงอต่อไป Femoral Condyle จะหลุดไปทางด้านหลัง และหากการเคลื่อนไหวยระหว่าง Femoral Condyle และ Tibial Condyle มีแต่การไถลอย่างเดียวจะทำให้ได้มุมงอน้อย เนื่องจากการชนกันของกระดูกต้นขา และกระดูกแข้ง จากการที่ Lateral Femoral Condyle มีขนาดใหญ่กว่า Medial Femoral Condyle และกลิ้งไปเป็นมุมที่มากกว่าในขณะงอขาจึงทำให้เกิดการหมุนรอบแกนดิ่ง (Internal-External Rotation) โดยขณะที่งอขาจะเกิด Internal Rotation และขณะยืดขาจะเกิด External Rotation (พิจารณาที่กระดูกต้นขาโดยให้กระดูกแข้งอยู่กับที่) โดยมุม Internal-External Rotation มีค่าประมาณ 4-13 องศา



รูปที่ 2.7 การเคลื่อนไหวของ Lateral Femoral Condyle เมื่อเริ่มต้นงอขาจะเกิดการกลิ้งเป็นมุมประมาณ 25 องศา จากนั้นเป็นการกลิ้ง และไถลไปพร้อมกัน และเมื่อ ACL ตึงจะจำกัดให้เกิดการกลิ้งอย่างเดียวไปจนถึง Full Flexion (ประมาณ 130 องศา) (ดุสิต ภัทรนิธิคุณ, 2552)



รูปที่ 2.8 การเคลื่อนไหวของ Medial Femoral Condyle เมื่อเริ่มต้นงอขาจะเกิดการกลิ้งเป็นมุมประมาณ 15 องศา จากนั้นเป็นการกลิ้ง และไถลไปพร้อมกัน และเมื่อ ACL ตึงจะจำกัดให้เกิดการกลิ้งเพียงอย่างเดียวไปจนถึง Full Flexion (ประมาณ 130 องศา) (ดุสิต ภัทรนิธิคุณ, 2552)

2.9 คินเมติกส์ หรือการศึกษาการเคลื่อนไหว (Kinematics)

เป็นการศึกษาที่อธิบายถึงการเคลื่อนไหวที่ประกอบไปด้วยรูปแบบ และความเร็วของการเคลื่อนไหว โดยปราศจากการพิจารณาแรงกระทำทำให้เกิดขึ้น ลำดับการเคลื่อนไหวของส่วนต้น และส่วนปลายของข้อ ซึ่งแสดงถึงลักษณะการเคลื่อนไหวของคนแต่ละคน เครื่องมือที่ใช้วิเคราะห์ทางคินเมติกส์ เช่น กล้องความเร็วสูง และโปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของข้อเข่า โดยมีการศึกษาในท่าทางการเคลื่อนไหวต่าง ๆ ในชีวิตประจำวัน ตัวแปรที่สำคัญในเรื่องของพลศาสตร์ ได้แก่

- 1) การเปลี่ยนแปลงเชิงเส้น และเชิงมุม (Linear and angular displacement) เป็นตัวแปรที่หมายถึง การเปลี่ยนแปลงของระยะทาง หรือมุมที่เปลี่ยนไปเมื่อร่างกายมีการเคลื่อนที่เพื่อทำกิจกรรม โดยหน่วยที่นิยมใช้ เช่น เมตร และองศา
- 2) ความเร็ว (Velocity) เป็นอัตราการเปลี่ยนแปลงของระยะทาง หรือมุมต่อหน่วยเวลา โดยหน่วยที่นิยมใช้ เช่น m/s, km/h
- 3) ความเร่ง (Acceleration) เป็นอัตราการเปลี่ยนแปลงความเร็ว โดยหน่วยที่นิยมใช้ เช่น m/s^2

2.10 คินติกส์ หรือการศึกษาการเคลื่อนไหวและแรง (Kinetics)

เป็นการวิเคราะห์เกี่ยวกับแรงที่กระทำกับร่างกายเมื่อมีการเคลื่อนไหวเพื่อทำกิจกรรมหนึ่งแรง และโมเมนต์ที่กระทำบนร่างกายเป็นผลมาจากแรงที่เกิดจากภายนอก (External forces) และแรงจากภายใน (Internal forces) แรงกระทำภายนอกเป็นแรงปฏิกิริยาที่เกิดจากการทำงานต่าง ๆ

เช่น การยกของ โดยแรงภายนอกที่กระทำต่อร่างกาย คือ น้ำหนักของของที่ยก แรงปฏิกิริยาจากการผลัก การลากวัตถุ แรงต้านของลม และแรงเสียดทานจากพื้น เป็นต้น ในการวัดแรงภายนอกของร่างกายสามารถใช้เครื่องมือ Force transducer หรือแผ่นรับแรง (Force plate) โดยที่นิยมที่สุด คือ การวัดแรงปฏิกิริยาที่พื้นโดยวัดจากแผ่นรับแรง ส่วนการวัดแรงที่เกิดขึ้นในข้อนั้น หากจะทำทางตรง จะต้องมีการฝัง Transducer เข้าไปในข้อต่อ ซึ่งเป็นกระบวนการที่เสี่ยงต่ออันตรายของข้อ จึงมีการคิดคำนวณแรงที่เกิดขึ้นในข้อด้วยวิธีทางอ้อม สำหรับแรงกระทำภายในเป็นแรงที่เกิดขึ้นจากการทำงานของส่วนต่าง ๆ ในร่างกายเพื่อทำให้เกิดการเคลื่อนไหว หรือรักษาสภาพสมดุล และท่าทางในขณะเคลื่อนที่ เช่น แรงของกล้ามเนื้อ เอ็น ความดันภายในช่องท้อง เป็นต้น การประมาณค่าแรงของกล้ามเนื้อที่ก่อให้เกิดโมเมนต์กระทำบนส่วนต่าง ๆ การคำนวณแรงกด (Compression force) และแรงเฉือน (Shear force) ที่กระทำบนข้อต่อต่างๆ รวมถึงการค้นหาค่าการเปลี่ยนแปลงพลังงานในร่างกายเนื่องจากการทำงานของกล้ามเนื้อ เป็นต้น

2.11 เทคนิคพลศาสตร์ย้อนกลับ (Inverse dynamic technique)

ในทางชีวกลศาสตร์การวัดขนาดของแรงปฏิกิริยา และขนาดของโมเมนต์ที่เกิดขึ้นกับร่างกาย จำเป็นต้องใช้หลักการที่เรียกว่า เทคนิคพลศาสตร์ย้อนกลับ (Inverse dynamic technique) ซึ่งเป็นวิธีการคำนวณแบบย้อนกลับโดยใช้แรงภายนอกที่มากระทำเป็นตัวแปรตั้งต้น ดังนั้นเมื่อมีแรงภายนอก (External force) มากระทำกับร่างกาย และร่างกายเคลื่อนไหวภายใต้ภาวะความสมดุลในขณะนั้น ๆ จะสามารถคำนวณหาแรงปฏิกิริยา และโมเมนต์ได้ โดยเทคนิคพลศาสตร์ย้อนกลับจะเป็นการนำค่าแรงดึงดูดของโลก (Gravitational forces) แรงปฏิกิริยาจากพื้นที่กระทำต่อเท้า (Ground reaction forces) และแรงจากภายนอกอื่น ๆ (External forces) มาคำนวณ แรงภายนอกที่มากระทำจึงเป็นสิ่งที่สำคัญสามารถใช้เครื่องมือวัดที่เรียกว่า แผ่นรับแรง (Force plate) วัดค่าออกมาได้ ค่าแรงที่เกิดขึ้นที่ข้อต่อจึงต้องเริ่มจากข้อเท้าไปที่ข้อเข่า และข้อสะโพกตามลำดับ โดยไม่คำนึงถึงแรงที่เกิดขึ้นจากกล้ามเนื้อ และเอ็นข้อต่อในขณะนั้น แรงปฏิกิริยาที่ข้อต่อเป็นแรงรวมของแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นทั้ง 3 ทิศทางในข้อต่อ ได้แก่ ทิศทางแนวด้านใน - นอก (Mediolateral) แนวด้านหน้า - หลัง (Anteroposterior) และ แนวตั้ง (Vertical) โดยในการศึกษานี้จะใช้แบบจำลองระบบกล้ามเนื้อ โครงกระดูก และเส้นเอ็นซึ่งเป็นแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ตามหลักการคำนวณทางกลศาสตร์ที่สามารถวิเคราะห์ค่าคิเนแมติกส์ และพลศาสตร์ย้อนกลับที่เกิดขึ้นในข้อเข่า โดยใช้ความสัมพันธ์ของแรงที่เกิดขึ้นในส่วนต้นขา ส่วนขา และส่วนเท้าตามลำดับ

2.11.1 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์การวิเคราะห์ข้อเข่า

สมการพลศาสตร์ในส่วนต้นขา ส่วนปลายขา และส่วนเท้าจะแสดงดังสมการที่ (1) ถึง (9) ตามรูปที่ 2.9 และคำอธิบายสัญลักษณ์ในตารางที่ 2.1

แบบจำลองข้อสะโพก:

ส่วนประกอบของแรงปฏิกิริยาข้อต่อ X_H และ Y_H ดังแสดงในรูปที่ 1(ก.) ตามแนวระนาบ X และแนวตั้ง Y ตามลำดับ ได้รับจาก

$$X_H = X_K + \frac{W_T}{g} [\ddot{x}_H - \dot{\theta}_H^2 (r_T \cos \theta_H) - \ddot{\theta}_H (r_T \sin \theta_H)] \quad (1)$$

$$Y_H = Y_K + W_T + \frac{W_T}{g} [\ddot{y}_H - \dot{\theta}_H^2 (r_T \sin \theta_H) + \ddot{\theta}_H (r_T \cos \theta_H)] \quad (2)$$

และโมเมนต์ข้อสะโพก M_H ได้รับจาก

$$M_H = M_K - X_K (l_T \sin \theta_H) + Y_K (l_T \cos \theta_H) + W_T (r_T \cos \theta_H) + (I_T + \frac{W_T}{g} r_T^2) \ddot{\theta}_H - \frac{W_T}{g} [\ddot{x}_H (r_T \sin \theta_H) - \ddot{y}_H (r_T \cos \theta_H)] \quad (3)$$

แบบจำลองข้อเข่า:

ส่วนประกอบแรง X_K ตามแนวระนาบ x และ Y_K ในรูปที่ 1(ข.) ตามแนวตั้ง y กำหนดโดย

$$X_K = X_{AN} + \frac{W_S}{g} [\ddot{x}_K - \dot{\theta}_S^2 (r_S \cos \theta_S) - \ddot{\theta}_S (r_S \sin \theta_S)] \quad (4)$$

$$Y_K = Y_{AN} + W_S + \frac{W_S}{g} [\ddot{y}_K - \dot{\theta}_S^2 (r_S \sin \theta_S) + \ddot{\theta}_S (r_S \cos \theta_S)] \quad (5)$$

และโมเมนต์ข้อเข่า M_K ได้รับจาก

$$M_K = M_{AN} - X_{AN} (l_S \sin \theta_S) + Y_{AN} (l_S \cos \theta_S) + W_S (r_S \cos \theta_S) + (I_S + \frac{W_S}{g} r_S^2) \ddot{\theta}_S - \frac{W_S}{g} [\ddot{x}_K (r_S \sin \theta_S) - \ddot{y}_K (r_S \cos \theta_S)] \quad (6)$$

แบบจำลองข้อเท้า :

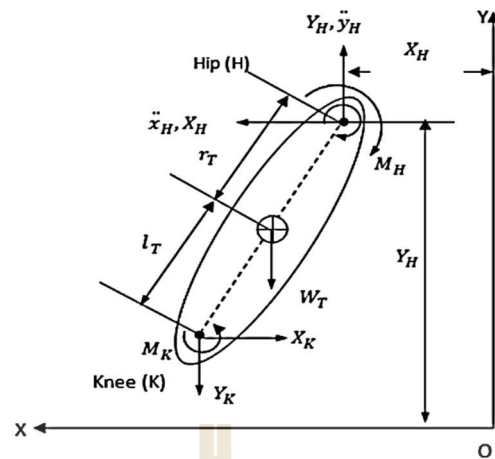
ส่วนประกอบแรง X_{AN} ตามแนวระนาบ x และ Y_{AN} ในรูปที่ 1(ค.) ตามแนวตั้ง y กำหนดโดย

$$X_{AN} = -X_G + \frac{W_F}{g} [\ddot{x}_{AN} - \dot{\theta}_F^2 (r_F \cos \theta_F) - \ddot{\theta}_F (r_F \sin \theta_F)] \quad (7)$$

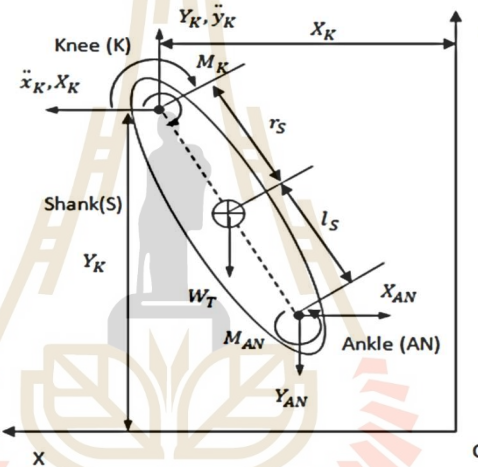
$$Y_{AN} = -Y_G + W_F + \frac{W_F}{g} [\ddot{y}_{AN} - \dot{\theta}_F^2 (r_F \sin \theta_F) + \ddot{\theta}_F (r_F \cos \theta_F)] \quad (8)$$

และโมเมนต์ข้อเท้า M_{AN} ได้รับจาก

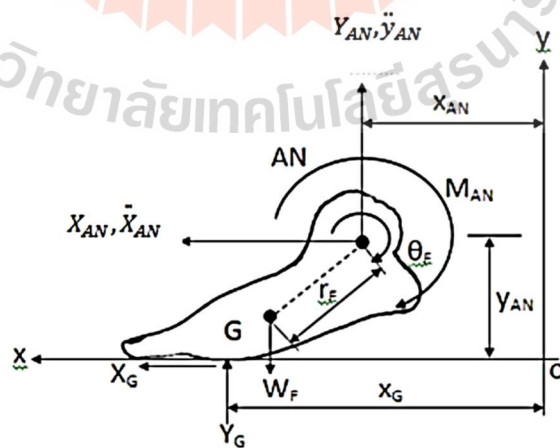
$$M_{AN} = -X_G Y_{AN} - Y_G (X_G - X_{AN}) + W_F (r_F \cos \theta_F) + (I_F + \frac{W_F}{g} r_F^2) \ddot{\theta}_F - \frac{W_F}{g} [\ddot{x}_{AN} (r_F \sin \theta_F) - \ddot{y}_{AN} (r_F \cos \theta_F)] \quad (9)$$



(ก.)



(ข.)



(ค.)

รูปที่ 2.9 การสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของแรงภายนอกตามส่วนต่างๆ ได้แก่ (ก.) ส่วนต้นขา

(ข.) ส่วนปลายขา และ (ค.) ส่วนเท้า

ตารางที่ 2.1 รายการสัญลักษณ์ และคำอธิบาย

สัญลักษณ์	คำอธิบาย
W_T	น้ำหนักของต้นขา
W_S	น้ำหนักของขาส่วนปลาย
W_F	น้ำหนักของเท้า
l_T	ความยาวของต้นขา
l_S	ความยาวของขาส่วนปลาย
r_T	ระยะห่างของศูนย์กลางมวลของต้นขาจากข้อต่ออยู่ในตำแหน่งทางด้านหัว
r_S	ระยะห่างของศูนย์กลางมวลของขาส่วนปลายจากข้อต่ออยู่ในตำแหน่งทางด้านหัว
r_F	ระยะห่างของศูนย์กลางมวลของเท้าจากข้อต่ออยู่ในตำแหน่งทางด้านหัว
I_T	โมเมนต์ความเฉื่อยของต้นขารอบแกนศูนย์กลาง
I_S	โมเมนต์ความเฉื่อยของขาส่วนปลายรอบแกนศูนย์กลาง
I_F	โมเมนต์ความเฉื่อยของเท้ารอบแกนศูนย์กลาง
X_G	ส่วนประกอบในแนวยาวของแรงปฏิกิริยาภาคพื้นดิน
Y_G	ส่วนประกอบในแนวดิ่งของแรงปฏิกิริยาภาคพื้นดิน
X_H, Y_H	ระยะพิกัดข้อสะโพก
X_K, Y_K	ระยะพิกัดข้อเข่า
X_{AN}, Y_{AN}	ระยะพิกัดข้อเท้า
$\ddot{x}_H, \ddot{y}_H$	ความเร่งการเคลื่อนที่ของข้อสะโพกตามแกนอ้างอิง
$\ddot{x}_{AN}, \ddot{y}_{AN}$	ความเร่งการเคลื่อนที่ของข้อเท้าตามแกนอ้างอิง
$\ddot{x}_K, \ddot{y}_K$	ความเร่งการเคลื่อนที่ของข้อเข่าตามแกนอ้างอิง
$\theta_H, \theta_S, \theta_F,$	การหมุนเชิงมุมของแกนต้นขา, ขาส่วนปลาย, เท้า
$\dot{\theta}_H, \dot{\theta}_S, \dot{\theta}_F,$	ความเร็วเชิงมุมของแกนต้นขา, ขาส่วนปลาย, เท้า
$\ddot{\theta}_H, \ddot{\theta}_S, \ddot{\theta}_F$	ความเร่งเชิงมุมของแกนต้นขา, ขาส่วนปลาย, เท้า
g	ความเร่งเนื่องจากแรงโน้มถ่วง

2.12 เครื่องมือและวิธีการต่าง ๆ ที่ใช้ในการวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์

การศึกษาเรียนรู้ทางด้านชีวกลศาสตร์เพื่อให้สามารถประยุกต์หลักการทางด้านกลศาสตร์เข้าไปในร่างกายได้ และอธิบายลักษณะการทำงานว่ามีความเกี่ยวข้อง หรือมีผลกระทบมากน้อยต่อร่างกายอย่างไร จำเป็นจะต้องมีเครื่องมือช่วยในการเก็บรวบรวมข้อมูลที่จำเป็นต่อการประยุกต์ใช้หลักการทางกลศาสตร์ สำหรับข้อมูลทางกลศาสตร์ที่สำคัญ ได้แก่ ขนาด น้ำหนัก การเคลื่อนไหว

ความเร็ว ความเร่ง และปริมาณแรง ดังนั้นเครื่องมือที่นำมาใช้ในงานด้านชีวกลศาสตร์ที่เกี่ยวกับการทำงานก็จะเป็นเครื่องมือที่ใช้สำหรับ การวัด วิเคราะห์ข้อมูล ซึ่งประกอบไปด้วยดังนี้

- 1) การวัดข้อมูลสัดส่วนร่างกาย และน้ำหนัก เครื่องมือที่ใช้ ได้แก่ เครื่องชั่งน้ำหนัก เครื่องวัดสัดส่วนร่างกาย (Anthropometer) หรือเทปวัด เป็นต้น
- 2) การวัดท่าทาง เป็นการวัดมุมที่ข้อต่อร่างกาย และตำแหน่งของส่วนร่างกาย เครื่องมือที่ใช้ ได้แก่ โกนิโอมิเตอร์ (Goniometer) และแฟกซ์มิเตอร์ (Flexometer)
- 3) การเคลื่อนไหว เป็นการวัดท่าทางที่เปลี่ยนค่าไปตามเวลา ความเร็ว และความเร่งในการเคลื่อนไหวของชิ้นส่วนร่างกายต่าง ๆ เครื่องมือที่ใช้วัดเรียกว่า โมชันแอนนาไลเซอร์ (Motion analyzer)
- 4) การวัดการทำงานของกล้ามเนื้อ หรือวัดการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ (Electromyography ; EMG) เพื่อพิจารณาว่ากล้ามเนื้อมีการใช้งานมากน้อยเพียงใดในกิจกรรมหนึ่ง รวมถึงใช้เป็นข้อมูลเพื่อตรวจสอบความล้า และข้อจำกัดของปริมาณแรงที่สามารถใช้งานได้อย่างต่อเนื่องในการทำงาน
- 5) การวัดแรงดันต่าง ๆ เช่น ในหมอนรองกระดูก หรือในช่องท้องใช้เพื่อดูการทำงานของกล้ามเนื้อหน้าท้องในขณะที่มีการใช้แรง โดยเฉพาะการยกเคลื่อนย้ายสิ่งของ แบบจำลองทางชีวกลศาสตร์บางการศึกษาได้ใช้ข้อมูลนี้เพื่อประกอบการคำนวณแรงกดบนหมอนรองกระดูก
- 6) การทดสอบความสามารถในการใช้แรงของร่างกายทั้งแบบสถิต และพลวัต ซึ่งเป็นการวัดโมเมนต์ที่เกิดจากร่างกายที่ส่วนใดส่วนหนึ่ง หรือวัดแรงที่ร่างกายสามารถสร้างได้สูงสุดในท่าทางต่างๆ
- 7) การวัดเปลี่ยนค่าความสูงของร่างกาย เพื่อประมาณปริมาณของแรงที่กระทำต่อร่างกาย โดยเฉพาะโครงสร้างกระดูกสันหลัง ทำให้ความสูงของร่างกายโดยรวมลดลง
- 8) การวัดแรงกระทำต่อพื้น เพื่อใช้เป็นข้อมูลประกอบการพิจารณาในแบบจำลองทางชีวกลศาสตร์
- 9) การวัดแรงบีบของมือ (Power grip) และแรงบีบของนิ้วมือ (Pinch grip) เพื่อดูความสามารถของมือ และนิ้ว มีประโยชน์ในเรื่องของการออกแบบเครื่องมือต่าง ๆ ที่ต้องใช้มือในการหยิบจับทำงาน

2.13 ระบบจับการเคลื่อนไหวของมนุษย์

การพัฒนาระบบจับการเคลื่อนไหวของมนุษย์เพื่อกำหนดการเคลื่อนไหวให้ภาพสามมิตินั้น จำเป็นต้องใช้ความรู้ในหลาย ๆ ส่วนประกอบ ไม่ว่าจะเป็นด้านการประมวลภาพ การเขียนโปรแกรม การคำนวณเรขาคณิตเพื่อหาพิกัดในสามมิติ รวมถึงความรู้ในด้านการสร้างงานสามมิติ โดยการพัฒนา

ระบบจับการเคลื่อนไหวของมนุษย์เพื่อกำหนดการเคลื่อนไหวให้ภาพสามมิตินั้น ต้องมีความรู้ และทราบหลักการที่เกี่ยวข้องเพื่อนำมาใช้ประกอบในการสร้างโปรแกรม ซึ่งหลักการ และทฤษฎีที่สำคัญทั้งหมดได้อธิบายไว้ดังต่อไปนี้

2.13.1 การตรวจจับการเคลื่อนไหว (Motion capture)

การตรวจจับการเคลื่อนไหวเป็นกระบวนการในการบันทึกการเคลื่อนไหวจริง และเปลี่ยนให้อยู่ในรูปทางคณิตศาสตร์ที่สามารถนำไปใช้ได้ โดยการติดตามจุดสำคัญ (Key point) ที่เคลื่อนไหวในบริเวณที่สนใจ แล้วนำข้อมูลเหล่านั้นมารวมกันเพื่อสร้างการแสดงผลในรูปของสามมิติ เช่น การตรวจจับการเคลื่อนไหวของมนุษย์ จุดเหล่านั้นอาจเป็นส่วนหนึ่งของข้อต่อ หรือจุดเชื่อมต่อของอวัยวะหลัก โดยจุดเหล่านี้จะถูกตรวจจับโดยเซ็นเซอร์ (Sensor) มาร์กเกอร์ (Marker) หรือตัวต้านทานปรับค่าได้ (Potentiometer) ที่ติดไว้กับสิ่งที่ตรวจจับ และจะเป็นตัวที่ให้ข้อมูลสำหรับการตรวจจับแก่อุปกรณ์เก็บข้อมูลต่อไป

2.13.2 ชนิดของการตรวจจับการเคลื่อนไหว

การตรวจจับการเคลื่อนไหวในปัจจุบันมีด้วยกันหลากหลายวิธี โดยสามารถแบ่งตามเทคโนโลยีที่ใช้ได้ 2 ชนิดหลัก ๆ ได้แก่

1. การตรวจจับการเคลื่อนไหวโดยใช้แม่เหล็ก (Magnetic motion capture)

โดยใช้เซ็นเซอร์ติดไว้ตามส่วนต่างๆ เพื่อวัดคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำที่ผลิออกมาจากแหล่งกำเนิดคลื่นที่ติดตั้งไว้ในบริเวณที่ทำการตรวจจับ เซ็นเซอร์แต่ละตัวจะถูกต่อสายมาเข้ายังวงจรวัดค่าเพื่อหาตำแหน่งของเซ็นเซอร์แต่ละตัวในสนามแม่เหล็ก วงจรวัดค่าจะส่งข้อมูลไปเข้าเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงตำแหน่ง และการหมุนในสามมิติ

2. การตรวจจับการเคลื่อนไหวโดยใช้กล้อง (Optical motion capture)

เป็นการใช้ถ่ายภาพวิดีโอชนิดพิเศษในการติดตามตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่ติดอยู่ตามส่วนต่าง ๆ โดยกล้องวิดีโอจะใช้เลนส์แบบรับแสงอินฟราเรด เพื่อให้ได้ภาพที่แสดงตำแหน่งของจุดต่าง ๆ สำหรับวิธีการนี้ยังแบ่งออกไปได้อีก 2 แบบตามลักษณะมาร์กเกอร์ที่ใช้ ได้แก่

1) มาร์กเกอร์แบบสะท้อนแสงอินฟราเรด (Reflective marker) เป็นการใช้แสงอินฟราเรดจากแหล่งกำเนิดแสงที่ติดไว้รอบ ๆ กล้องถ่ายภาพ แสงจะสะท้อนที่มาร์กเกอร์ทำให้เห็นเป็นจุดที่มีความเข้มแสงมากกว่าบริเวณอื่น

2) มาร์กเกอร์แบบหลอด LED (Pulsed-LED) วิธีนี้แหล่งกำเนิดแสงจะอยู่ที่ตัวมาร์กเกอร์ การตรวจจับจะใช้วิธีวัดความเข้มแสงจากหลอด LED โดยตรง จากนั้นจะตรวจจับตำแหน่งมาร์กเกอร์จากหลาย ๆ กล้องมารวมกันเพื่อคำนวณโดยใช้ทฤษฎีสามเหลี่ยม แล้วได้ตำแหน่งใน 3 มิติ วิธีนี้มักมีปัญหา เช่น การสลับมาร์กเกอร์ การบดบัง และการบดบังของมาร์กเกอร์ เป็นต้น โดยในหลาย ๆ ระบบมักมีการนำเอาโครงกระดูกมาใช้ในการสร้างการเคลื่อนไหวด้วยซึ่งจะช่วยให้การ

เคลื่อนไหวมีความถูกต้องมากขึ้น เนื่องจากมองเห็นความสัมพันธ์ระหว่างข้อต่อต่าง ๆ ไม่เหมือนกับตำแหน่งที่ตรวจจับได้ที่เป็นตำแหน่งของจุดแต่ละจุดแยกกัน ซึ่งไม่มีความสัมพันธ์ใด ๆ ต่อกัน

2.13.3 การตรวจจับการเคลื่อนไหวที่ใช้ในทางชีวกลศาสตร์

ความรู้ทางชีวกลศาสตร์ถูกใช้เพื่อศึกษาการตอบสนองของร่างกายมนุษย์ต่อแรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นภายในร่างกาย หรือจากกิจกรรมต่าง ๆ ข้อมูลในการวิเคราะห์ส่วนใหญ่ประกอบไปด้วยแรงกระทำภายนอก และภายในร่างกาย ซึ่งเกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อ ทำทางการเคลื่อนไหว และตัวแปรที่เกี่ยวข้องกับสัดส่วนของร่างกายของบุคคลที่กำลังถูกวิเคราะห์ ซึ่งในการเก็บบันทึกข้อมูลท่าทางการเคลื่อนไหวทางชีวกลศาสตร์ส่วนใหญ่จะใช้เครื่องมือสำหรับบันทึกข้อมูลการเคลื่อนไหวอย่างกล้องวิดีโอ หรือกล้องอินฟราเรดเพื่อใช้ในการสร้างภาพสามมิติ ร่วมกับการติดมาร์คเกอร์แบบสะท้อนแสง หรือแบบเซนเซอร์โดยจะติดเข้าที่จุดข้อต่อบนร่างกายในส่วนที่ต้องการจะศึกษา ใช้แผ่นรับแรงเพื่อรับแรงปฏิกิริยาที่พื้นของขาแต่ละส่วน รวมถึงใช้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบไร้สายสำหรับบันทึกสัญญาณไฟฟ้า หรือตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อ นอกจากนี้ยังใช้ร่วมกับโปรแกรมคอมพิวเตอร์ในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวเพื่อหาข้อมูลข้อต่อต่างๆ เช่น ข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า รวมถึงความเร็ว ความเร่งเชิงมุม ข้อมูลที่ได้สามารถนำไปใช้ร่วมกับแบบจำลองทางชีวกลศาสตร์เพื่อศึกษาแรงภายใน และโมเมนต์ที่กระทำกับกระดูกหรือข้อต่อต่าง ๆ

2.14 ค่าดัชนีมวลกาย

ค่าน้ำหนัก และส่วนสูงเป็นภาวะของการเจริญเติบโตของร่างกายมนุษย์ ซึ่งสามารถวัดได้จากเครื่องมือที่ได้มาตรฐาน โดยปกติคนเรามีไขมันประมาณ 18% ของน้ำหนักของร่างกาย คนที่มีไขมันมากกว่า 20% ขึ้นไปจึงถือว่าไขมันเกิน การพิจารณาถึงความสมบูรณ์ทางร่างกายจะใช้การวัดสัดส่วนของร่างกายโดยเฉพาะน้ำหนักตัว และความสูงของร่างกาย และมีการหาค่าดัชนีมวลกาย (Body Mass Index ; BMI) ซึ่งเป็นการวัดองค์ประกอบของร่างกายสามารถหาได้โดยจากการชั่งน้ำหนักหน่วยเป็นกิโลกรัม (kg) หารด้วยส่วนสูงหน่วยเป็นเมตรกำลังสอง (m^2) ค่าที่ได้ คือข้อมูลของภาวะสุขภาพของร่างกายเบื้องต้น ซึ่งภาวะที่น้ำหนักตัวเกินจะเป็นปัญหาต่อการเป็นโรคอ้วนส่งผลต่อการนำไปสู่โรคข้อเข่าเสื่อม และโรคอื่น ๆ ด้วย โดยช่วงของค่าดัชนีมวลกายที่ถือเป็นค่ามาตรฐานที่ใช้กันโดยทั่วไปแสดงดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.2 การแบ่งช่วงของค่าดัชนีมวลกาย

การแบ่งช่วงชั้น	ค่าดัชนีมวลกาย (kg/m ²)
น้ำหนักต่ำกว่าปกติ	<18.50
ผอมบางมาก	<16.00
ผอมปานกลาง	16.00-16.99
ค่อนข้างผอม	17.00-18.49
น้ำหนักปกติ	18.50-24.99
น้ำหนักเกิน	≥25.00
ภาวะเริ่มอ้วน	25.00-29.99
อ้วน	≥30.00
อ้วนระดับ 1	30.00-34.99
อ้วนระดับ 2	35.00-39.99
อ้วนระดับ 3	≥40.00

2.15 สถิติที่ใช้ในงานวิจัย

2.15.1 การกำหนดขนาดกลุ่มตัวอย่าง

การกำหนดขนาดกลุ่มตัวอย่างในงานวิจัยเป็นสิ่งสำคัญสำหรับทุกงานวิจัย หากการกำหนดประชากรไม่ชัดเจน ย่อมส่งผลกระทบต่อผลลัพธ์ของงานวิจัยที่ได้ หรืออาจกล่าวได้ว่าการวิจัยมีโอกาสที่จะได้ผลอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ หรือมีโอกาสสรุปผลการวิจัยผิดพลาด เพราะการใช้ตัวอย่างที่มีจำนวนน้อยเกินไปจะมีผลทำให้มีโอกาสน้อยที่จะตรวจพบความแตกต่างของตัวชี้วัด แต่หากกำหนดจำนวนตัวอย่างมากเกินไปย่อมทำให้เพิ่มค่าใช้จ่ายในการวิจัย และเพิ่มเวลาที่ต้องใช้ในงานวิจัย โดยในการศึกษานี้เป็นงานวิจัยเชิงสำรวจ หรือการวิจัยเชิงพรรณนาในประชากรที่มีขนาดใหญ่ และมีการคัดเลือกตัวอย่างด้วยวิธีการสุ่มอย่างง่าย (Simple random sampling) ลักษณะของงานวิจัยประเภทนี้จะเป็นการประมาณค่าพารามิเตอร์ของประชากร (ค่า, สัดส่วน และค่าเฉลี่ย) หรือเป็นการทดสอบสมมติฐาน เนื่องจากประชากรมีขนาดใหญ่ และไม่ทราบจำนวนประชากรที่แน่นอน ดังนั้นสูตรในการคำนวณขนาดตัวอย่างจึงเป็นสูตรพื้นฐานของ W.G. Cochran ในสมการ (10)

$$n = \frac{z^2 \alpha_2 p(1-p)}{e^2} \quad (10)$$

โดย n = จำนวนกลุ่มตัวอย่าง

P = สัดส่วนความชุกของประชากร

Z = ระดับความมั่นใจที่ผู้วิจัยกำหนด

e = สัดส่วนค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้

2.15.2 การแบ่งกลุ่มตัวอย่าง

ในงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้วิธี K-Mean Clustering และใช้ Elbow Method เพื่อหาจำนวน Cluster ที่เหมาะสมที่สุดในการแบ่งแยกตามค่าดัชนีมวลกายของอาสาสมัคร โดยวิธี K-Mean Clustering เป็นเทคนิคที่มีการแบ่งข้อมูลออกจากกันเป็นกลุ่ม ๆ อย่างสิ้นเชิง โดยแต่ละข้อมูลนั้นจะถูกจัดให้อยู่ในกลุ่มใดกลุ่มหนึ่งเท่านั้น และวิธี Elbow Method เป็นวิธีการวัดค่าคลาดเคลื่อน (Error) ของผลรวมของระยะห่างระหว่าง Data Point กับ Centroid ของทุก ๆ Clusters โดยค่าคลาดเคลื่อนที่ว่านี้เรียกว่า Inertia หรือ Within-cluster Sum-of-squares Criterion มีสูตรแสดงดังสมการที่ (11) โดยการจัด Cluster ในแต่ละรอบจะถูกลดจำนวนลงจากจำนวน Cluster ที่เพิ่มขึ้นเรื่อย ๆ วิธีการสังเกตจุดที่เหมาะสมของจำนวน Clusters คือ จุดที่กราฟมีลักษณะหักมุม หรือแหลมมากที่สุด

$$inertia = \sum_{c_k}^{c_n} \left(\sum_{d_i \text{ in } c_i}^{d_m} distance(d_i, c_k)^2 \right) \quad (11)$$

เมื่อ C คือ กลุ่มของข้อมูลจุดศูนย์กลาง และ d คือ กลุ่มของข้อมูลในแต่ละจุด

2.15.3 การทดสอบสมมติฐาน

ในการทดสอบค่าเฉลี่ย สถิติที่ใช้ในการทดสอบมี Z - test t - test และ การวิเคราะห์ความแปรปรวน (ANOVA) ซึ่ง Z - test และ t - test ใช้ทดสอบกรณีมีกลุ่มตัวอย่างหนึ่งหรือสองกลุ่ม สำหรับการวิเคราะห์ความแปรปรวน (ANOVA) ใช้ทดสอบกรณีที่มีกลุ่มตัวอย่างมากกว่าสองกลุ่มขึ้นไป โดยสถิติแต่ละประเภทมีข้อตกลงเบื้องต้น ดังนี้

- 1) ข้อตกลงเบื้องต้นของการทดสอบ Z - test มีดังนี้
 1. กลุ่มตัวอย่างได้มาโดยการสุ่ม
 2. การแจกแจงของประชากรเป็นโค้งปกติ (Normal distribution)
 3. ข้อมูลอยู่ในมาตราอันตรภาค (Interval Scale) ขึ้นไป
 4. ทราบความแปรปรวนของประชากร (σ^2)
- 2) ข้อตกลงเบื้องต้นของการทดสอบ t - test มีดังนี้
 1. กลุ่มตัวอย่างได้มาโดยการสุ่ม
 2. การแจกแจงของประชากรเป็นโค้งปกติ
 3. ข้อมูลอยู่ในมาตราอันตรภาค (Interval Scale) ขึ้นไป
 4. ไม่ทราบความแปรปรวนของประชากร
- 3) สำหรับข้อตกลงเบื้องต้นของการวิเคราะห์ความแปรปรวน (ANOVA) มีดังนี้
 1. กลุ่มตัวอย่างได้มาโดยการสุ่ม

2. การแจกแจงของประชากรเป็นโค้งปกติ
3. ข้อมูลอยู่ในมาตราอันตรภาค (Interval Scale) ขึ้นไป
4. กลุ่มตัวอย่างแต่ละกลุ่มเป็นอิสระต่อกัน
5. มีความเป็นอิสระภายในตัวอย่าง
6. ไม่ทราบความแปรปรวนของประชากร แต่ความแปรปรวนของประชากรแต่ละกลุ่มมีค่าเท่ากัน

ละกลุ่มมีค่าเท่ากัน

เนื่องจากการเลือกใช้สถิติทดสอบ ต้องพิจารณาเลือกใช้ให้สอดคล้องกับข้อตกลงเบื้องต้นของสถิติทดสอบนั้น ๆ ดังนั้นจะเห็นว่า ในการทดสอบค่าเฉลี่ยกรณีหนึ่ง หรือสองกลุ่ม ในทางปฏิบัติจะมีการใช้ t - test เป็นส่วนมาก ทั้งนี้เพราะเหตุผลดังนี้

- 1) ข้อตกลงเบื้องต้นของ Z - test มีการระบุว่าจะใช้ Z - test ได้เมื่อทราบค่าความแปรปรวนของประชากร แต่ในทางปฏิบัติมักจะไม่สามารถทราบค่าความแปรปรวนของประชากร
- 2) เมื่อกลุ่มตัวอย่างมีขนาดใหญ่มาก จะทำให้ค่าองศาแห่งความเป็นอิสระ (degree of Freedom : df) มีค่ามากขึ้นตามลำดับ ค่าวิกฤตของ t กับค่าวิกฤตของ Z ก็จะมีค่าใกล้เคียงกันมากขึ้นตามลำดับ จนในที่สุดองศาแห่งความเป็นอิสระที่ ∞ ค่าวิกฤตของ t กับค่าวิกฤตของ Z ที่ระดับนัยสำคัญเดียวกันจะมีค่าเท่ากันพอดี

2.16 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.16.1 งานวิจัยเกี่ยวกับการวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อเข่ามนุษย์ในท่านั่งยอง

ในการศึกษาศึกษาคิเนติกส์ และคิเนเมติกส์ของข้อต่อช่วงล่าง และภาวะหลังแอ่นระหว่างเทคนิคการยกสองแบบที่ต่างกันของ Hwang, S. et al. (2009) คือ แบบนั่งยอง และแบบก้ม (squat and stoop) โดยการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบสามมิติในอาสาสมัครชายจำนวน 26 คน ขณะที่ยกกล่องน้ำหนัก 5, 10 และ 15 กิโลกรัม การเคลื่อนไหวของอาสาสมัครถูกบันทึก และวิเคราะห์โดยใช้ระบบวิเคราะห์การเคลื่อนที่แบบ 3 มิติ ร่วมกับแผ่นรับแรง และระบบอิเล็กทรอนิกส์กราฟิก ข้อมูลการเคลื่อนไหวถูกกำหนดด้วยมาร์กเกอร์สะท้อนแสง 43 ตัว ซึ่งติดอยู่ที่ตำแหน่งต่าง ๆ บนกายวิภาคตามโปรโตคอลการวางตำแหน่ง Plug-in-Gait จากการวิเคราะห์พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในโมเมนต์สูงสุดของข้อต่อช่วงเอวระหว่างการยกทั้งสองเทคนิค โดยข้อสะโพก และข้อเท้าเป็นส่วนสำคัญของโมเมนต์ระหว่างการยกแบบนั่งยอง และโมเมนต์การงอเข่ามีบทบาทสำคัญในการยกแบบก้ม ลักษณะโค้งงอของเอวในการยกแบบนั่งยองมีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญกับโมเมนต์ของข้อทั้งสาม ความแตกต่างมีเพียงโมเมนต์ที่สะโพกที่มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญกับเอวในการยกก้ม

ในการศึกษาจลนศาสตร์เปรียบเทียบแรงสัมผัส tibiofemoral ของ Mizu-Uchi H. et al. (2014) ที่ทำนายไว้กับแรงที่วัดได้ของผู้ป่วยด้วยการสร้างแบบจำลองคอมพิวเตอร์เฉพาะของ

อาสาสมัครผู้ป่วยสองรายที่ได้รับการฝังข้อเข่าเทียม โดยใช้โปรแกรม MIMICS สร้างรูปทรงกระดูก Tibiofemoral และใช้โปรแกรม LifeMOD/BodySIM สร้างแบบจำลองกล้ามเนื้อ และกระดูก 3 มิติ เก็บข้อมูลทำนั้งยอง 2 แบบ ซ้ำท่าละ 3 ครั้ง แรงปฏิกิริยาทั้งหมดอยู่ระหว่าง 0.9 - 1.1 เท่าของน้ำหนัก มุมงอเข่าสูงสุดในระหว่างการนั่งยองนั้นสูงถึง 92 - 96 องศา แรงสูงสุดที่วัดได้ในระหว่างการนั่งยองของผู้ป่วยทั้งสองมีความคล้ายคลึงกันในขณะที่นั่งยองมุมงอเข่า 90 องศา แบบจำลองทำนายแรงสัมผัสสูงสุดที่ 2.2 - 2.3 เท่าของน้ำหนักตัว ซึ่งใกล้เคียงกับที่วัดได้ในแต่ละผู้ป่วย เมื่อนั่งยองด้วยการงอเข่าตามที่ต้องการ แรงสัมผัสสูงสุดที่มุมงอเข่า 60 องศา และลดลงเมื่องอเข่าตัวเพิ่มขึ้น ผลลัพธ์ยังชี้ให้เห็นว่าแรงข้อเข่าอาจถูกจำกัดด้วยความแข็งแรงของกล้ามเนื้อส่วนล่าง การศึกษานี้มีประโยชน์มากในการทำนายผลกระทบของเทคนิคการผ่าตัด และการจัดเรียงองค์ประกอบแรงสัมผัสสามารถนำไปใช้ในการพัฒนาการออกแบบข้อเข่าเทียมเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานของข้อเข่า

Caruntu et al. (2015) ได้ศึกษาเกี่ยวกับแบบจำลองข้อเข่า และข้อสะโพกในท่านั่งยอง ซึ่งตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองผ่านการจำลองในท่าเดิน โดยพบว่ามุมงอข้อเข่าสูงสุดในท่านั่งยองอยู่ที่ประมาณ 120 องศา และมีแรงกล้ามเนื้อ Quadriceps สูงสุดที่ประมาณ 4,500 นิวตัน และแรงสัมผัสข้อเข่าสูงสุดประมาณ 5,500 นิวตัน ตามลำดับ โดยข้อจำกัดของการศึกษานี้ คือ ผลลัพธ์ที่ได้มาจากการทดสอบเพียงครั้งเดียวของอาสาสมัครหนึ่งคน และไม่มีการเปรียบเทียบกับวัตถุประสงค์อื่น ๆ ที่เป็นไปได้

Dela Peña et al. (2018) ศึกษาเกี่ยวกับการทำงานของหัวเข่าในระหว่างท่านั่งยอง โดยเปรียบเทียบผลกระทบของท่านั่งยองแบบเอเชีย (Asian Squat) และท่านั่งยองแบบชาวคอเคเซียน (Catcher's Squat) โดยท่านั่งแบบ Asian Squat ทำโดยวางเท้าราบกับพื้น กางขาประมาณความกว้างหัวไหล่ เข่าอยู่ใกล้หัวไหล่และก้นกดขึ้นไปพื้น รู้จักกันทั่วไปว่าเป็นท่านั่ง หรือพับผ่อนสำหรับชาวเอเชีย ซึ่งเป็นท่าที่ใช้ในชีวิตประจำวัน และอีกท่า คือ Catchers' Squat ทำเหมือนกับท่า Asian Squat แต่ต่างตรงที่ยกส้นเท้าขึ้น ผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในค่าโมเมนต์สูงสุดในข้อเข่า และมุมมองการงอเข่าระหว่างท่านั่งยองแบบ Asian Squat และท่านั่งยองแบบ Catcher's Squat ในการศึกษาพบว่าท่านั่งยอง Catcher's Squat มีโมเมนต์ข้อเข่า และที่ฝ่าเท้าสูงกว่าท่านั่งยอง Asian Squat แต่ว่าท่านั่งยอง Asian Squat นั้นมีความเสถียรมากกว่า และสามารถนั่งได้นานกว่าท่านั่งยอง Catcher's Squat เนื่องจากลักษณะตามธรรมชาติของท่านั่ง

2.16.2 งานวิจัยเกี่ยวกับไฟไนต์เอลิเมนต์ของแบบจำลองข้อเข่า

ในการศึกษาการคงไว้ของคินเนติกส์ในข้อเข่าจากการจำลองข้อเข่าเทียมทั้งสามแบบ ได้แก่ แบบไม่สอดคล้องกัน แบบเลียนแบบกายวิภาคข้อเข่า และแบบสอดคล้องกันในท่าเดิน และท่านั่งยองของ Koh et al (2020) ผลการวิจัยพบว่า ข้อเข่าเทียมแบบเลียนแบบกายวิภาคข้อเข่าให้ผลคินเนติกส์ที่ใกล้เคียงกับข้อเข่าจริงมากที่สุด นอกจากนี้ภายใต้เงื่อนไขการเดิน และการนั่งยอง

การออกแบบข้อเข่าเทียมที่สอดคล้องกันจะแสดงคิเนเมติกส์ที่จำกัดกว่า เมื่อเทียบกับการออกแบบที่ไม่สอดคล้องกัน ผลลัพธ์แสดงให้เห็นว่าความสอดคล้องกันของแต่ละส่วนประกอบในข้อเข่าเทียมเป็นปัจจัยสำคัญในคิเนเมติกส์ของข้อเข่า อย่างไรก็ตามการออกแบบที่เลียนแบบกายวิภาคข้อเข่าไม่สามารถให้คิเนเมติกส์ที่สมบูรณ์แบบเหมือนข้อเข่าจริงได้

Shu L et al. (2021) ศึกษาเพื่อเปรียบเทียบจลนศาสตร์ และกลศาสตร์การสัมผัสของข้อเข่าเทียม กับข้อเข่าปกติ แบบจำลองข้อเข่าไฟไนต์เอลิเมนต์ทั้ง 4 แบบที่ได้รับการพัฒนาและใช้เพื่อตรวจสอบ ได้แก่ ข้อเข่าเทียมแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังชนิดอยู่กับที่ (Fixed cruciate-retaining), ข้อเข่าเทียมแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังชนิดเคลื่อนที่ได้ (Mobile- cruciate-retaining), ข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลัง (Posterior-stabilized) และข้อเข่าเทียมแบบมีเดือยตรงกลาง (Medial pivot design) เปรียบเทียบกับข้อเข่าปกติโดยศึกษาในท่าทางการเดิน ค่าผลจลนศาสตร์ที่คาดการณ์ไว้แสดงให้เห็นว่าข้อเข่าเทียมแบบมีเดือยตรงกลาง (Medial pivot design) แสดงผลจลนศาสตร์คล้ายกับข้อเข่าปกติ และไม่ได้แสดงการเคลื่อนไหวที่ขัดแย้งกันของกระดูกต้นขา พบพื้นที่สัมผัสขนาดใหญ่ และแรงกดสัมผัสที่ต่ำกว่าบนข้อเข่าปกติ ($1,315 \text{ mm}^2$ และ 14.8 MPa ตามลำดับ) ซึ่งสอดคล้องกับการตรวจสอบด้วยวิธีการฟลูออโรสโคปครั้งก่อน ข้อเข่าเทียมแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังชนิดเคลื่อนที่ได้ และข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลังแสดงให้เห็นถึงแรงกดสัมผัสน้อยที่สุด และมากที่สุดของการออกแบบข้อเข่าเทียมทั้ง 4 แบบตามลำดับ ผลการศึกษานี้ช่วยให้เข้าใจจลนศาสตร์และกลไกการสัมผัสในข้อเข่าเทียมระหว่างการเดิน และให้ข้อมูลเกี่ยวกับประสิทธิภาพของข้อเข่าปกติ



บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

3.1 บทนำ

ในการศึกษานี้ได้แบ่งวิธีการดำเนินงานวิจัยออกเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนที่หนึ่งเป็นการศึกษาความแตกต่างทางชีวกลศาสตร์ข้อเท้าของกลุ่มอาสาสมัครปกติจำนวน 31 คนกับกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเท้าจำนวน 31 คนภายใต้ท่านั่งยอง และเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างดัชนีมวลกาย (Body Mass Index ; BMI) ในแต่ละกลุ่มอาสาสมัครด้วยวิธีการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวแบบสามมิติบนโปรแกรม Qualisys Track Manager (QTM) ร่วมกับมาร์คเกอร์สะท้อนแสง กล้องอินฟราเรด และแผ่นรับแรง และการจำลองแบบมัลติบอดีไดนามิกด้วยโปรแกรม AnyBody เพื่อสร้างแบบจำลองโครงสร้างกายวิภาคมนุษย์ และจำลองทางพลศาสตร์การเคลื่อนที่ของข้อเข่าขณะนั่งยอง ส่วนที่สองเป็นการศึกษาแรงสัมผัส และความแตกต่างของพฤติกรรมเคลื่อนที่ของแบบจำลองข้อเข่าปกติ และแบบจำลองข้อเข่าเทียมภายใต้ท่านั่งยอง โดยใช้ผลการวิเคราะห์จากส่วนที่หนึ่งจำลองผลด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์บนโปรแกรม Abaqus Knee Simulator

นอกจากนี้ได้ทำการเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์เพื่อยืนยันความถูกต้องของการจำลอง โดยการเปรียบเทียบกับงานวิจัยอื่น ๆ ที่เกี่ยวข้องเพื่อตรวจสอบค่าความถูกต้องของผลที่วิเคราะห์ได้โดยแผนงานวิจัยทั้งหมดแสดงดังรูปที่ 3.2

3.2 การหาขนาดกลุ่มตัวอย่าง

เนื่องจากประชากรมีขนาดใหญ่ และไม่ทราบจำนวนประชากรที่แน่นอน ดังนั้นขนาดตัวอย่างสามารถคำนวณได้จากสูตรไม่ทราบขนาดตัวอย่างของ W.G. Cochran ดังแสดงตามสมการที่ (12) จากการทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องในงานวิจัยได้กำหนดค่าต่าง ๆ ดังต่อไปนี้

- 1) ที่ระดับความเชื่อมั่น 90% $z^2_{\alpha/2}$ เท่ากับ 1.64
- 2) ค่าสัดส่วนความชุกของโรคข้อเข่าเสื่อม 13% p เท่ากับ 0.13 (ชาติศรี, 2560)
- 3) ค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้ 10% e เท่ากับ 0.1

ซึ่งสามารถพิจารณาจำนวนตัวอย่างกลุ่มประชากรได้ดังนี้

$$n = \frac{z^2 \alpha/2 p(1-p)}{e^2} \quad (12)$$

$$n = \frac{1.64^2(0.13)(1-0.13)}{0.1^2} = 30.41 \approx 31 \text{ คน}$$

เมื่อทำการศึกษาเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยระหว่างกลุ่มอาสาสมัคร 2 กลุ่ม (กลุ่มอาสาสมัครปกติ และกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า) ดังนั้นจึงใช้จำนวนตัวอย่างทั้งหมด 62 ตัวอย่าง และในงานวิจัยนี้ได้แบ่งกลุ่มอาสาสมัครตามค่าดัชนีมวลกาย (Body Mass Index ; BMI) ที่เหมาะสมที่สุด คือ 3 กลุ่ม ด้วยวิธี K-Mean Clustering และ Elbow Method ตามตารางที่ 3.1 และเนื่องจากมีข้อจำกัดในการคัดเลือกกลุ่มอาสาสมัคร จึงไม่สามารถกำหนดขนาดกลุ่มตัวอย่างในแต่ละกลุ่มตามค่าดัชนีมวลกายให้มีจำนวนเท่ากันได้

ตารางที่ 3.1 ค่าดัชนีมวลกาย และจำนวนอาสาสมัครแต่ละกลุ่ม

กลุ่มดัชนีมวลกาย	อัตราส่วนน้ำหนักต่อส่วนสูง (BMI)	
	อาสาสมัครปกติ (จำนวน 31 คน)	อาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า (จำนวน 31 คน)
กลุ่มน้ำหนักเบา (Light weight)	19.40 ± 2.25 (kg/m ²) (จำนวน 11 คน)	21.80 ± 7.66 (kg/m ²) (จำนวน 11 คน)
กลุ่มน้ำหนักปกติ (Middle weight)	26.01 ± 3.51 (kg/m ²) (จำนวน 16 คน)	27.73 ± 2.53 (kg/m ²) (จำนวน 15 คน)
กลุ่มน้ำหนักมาก (Heavy weight)	37.44 ± 6.14 (kg/m ²) (จำนวน 4 คน)	35.77 ± 2.39 (kg/m ²) (จำนวน 5 คน)

3.3 การคัดกรองอาสาสมัคร

ก่อนการคัดกรองอาสาสมัครจำเป็นต้องขอการรับรองจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ตามระเบียบมทส. ว่าด้วยการศึกษาวิจัยและการทดลองในมนุษย์ พ.ศ. 2555 เมื่อผ่านการรับรองเริ่มทำการคัดกรองอาสาสมัครที่มีกายวิภาคปกติจำนวน 31 คน และอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า (ผ่านหลักเกณฑ์การคัดเลือกจากแพทย์ผู้คัดกรอง) จำนวน 31 คน และแบ่งกลุ่มตามอัตราส่วนน้ำหนักต่อส่วนสูง หรือดัชนีมวลกาย (Body Mass Index ; BMI) จำนวน 3 กลุ่ม

3.3.1 อาสาสมัครปกติจำนวน 31 คน

- 1) สภาพร่างกายสมบูรณ์ แข็งแรง ไม่มีโรคที่เกี่ยวข้องกับข้อเข่า
- 2) ไม่มีอาการบาดเจ็บข้อเข่า ณ ช่วงเวลาทำการเก็บข้อมูล

- 3) ไม่มีความผิดปกติของโครงสร้างร่างกายที่ส่งผลต่อการเก็บข้อมูลในท่านั่งยอง

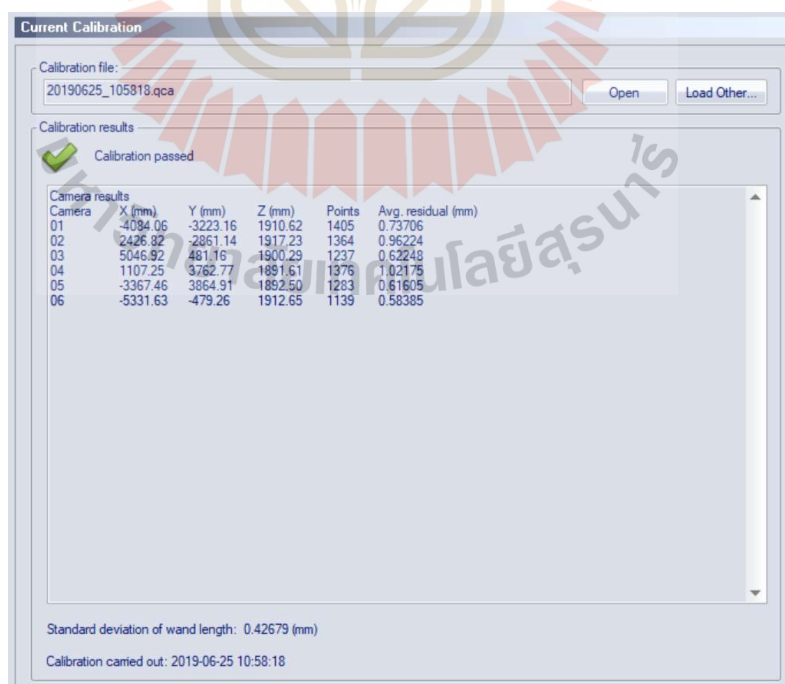
3.3.2 อาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าจำนวน 31 คน

- 1) ระยะฟื้นฟูหลังการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าไม่ต่ำกว่า 1 ปี
- 2) อาสาสมัครทั้งหมดใช้ข้อเข่าเทียมเป็นประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง
- 3) ไม่มีอาการบาดเจ็บข้อเข่า ณ ช่วงเวลาที่ทำการเก็บข้อมูล
- 4) ไม่มีความผิดปกติของโครงสร้างร่างกายที่ส่งผลต่อการเก็บข้อมูลในท่านั่งยอง

3.4 การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวสามมิติ

3.4.1 การตรวจสอบความถูกต้อง และความแม่นยำของอุปกรณ์เก็บข้อมูล

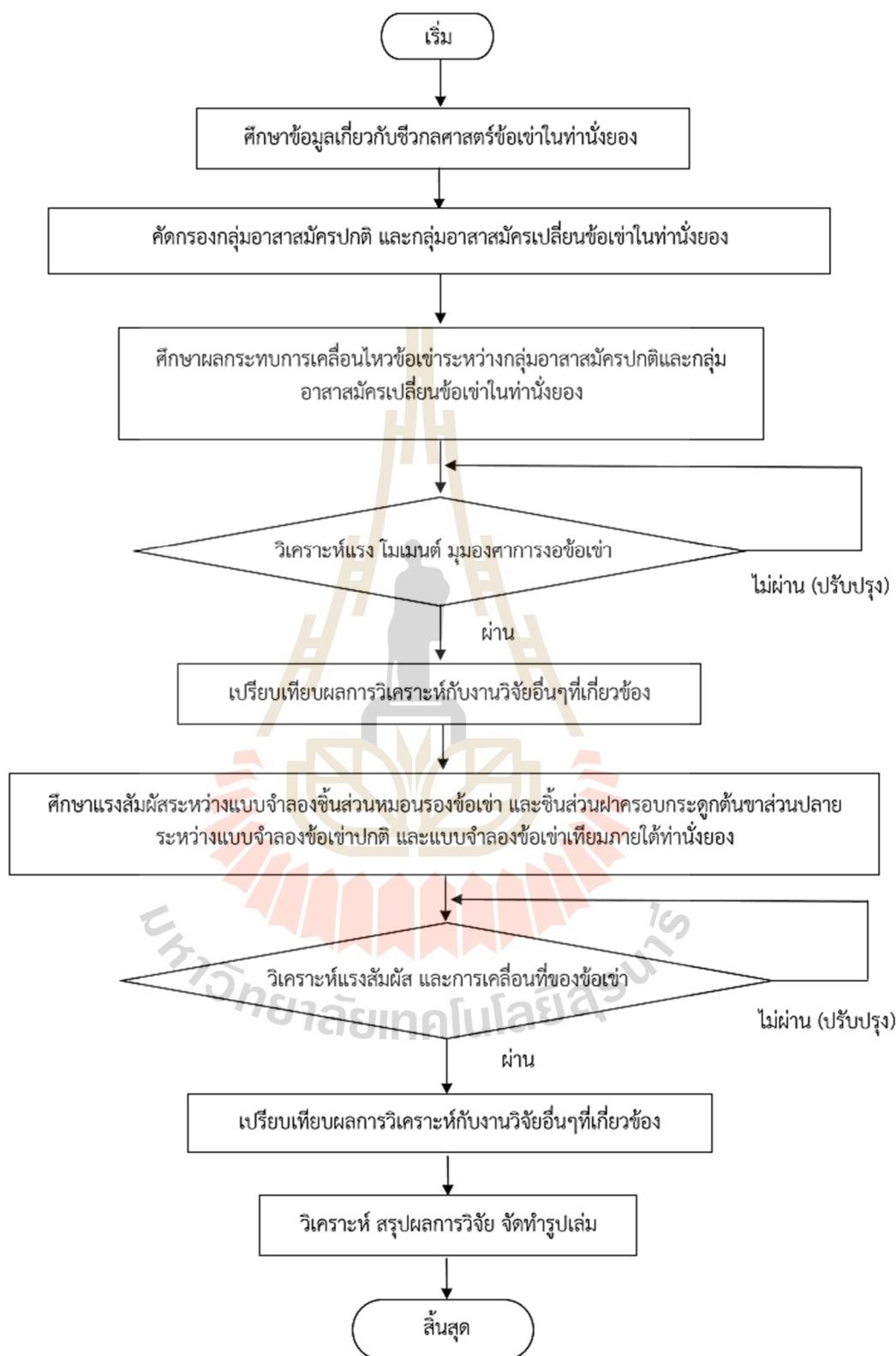
ก่อนทำการเก็บข้อมูลจำเป็นต้องมีการสอบเทียบ (Calibrate) กล้องอินฟราเรด และ แผ่นรับแรงร่วมกับโปรแกรมเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหว Qualisys Track Manager (QTM) ก่อนทุกครั้ง โดยวางไม้ฉากสามแกนที่มุมของแผ่นรับแรง และใช้ไม้รูปตัวทีวางบนพื้นที่บริเวณระยะการเก็บข้อมูล หรือระยะการเคลื่อนไหวของอาสาสมัคร โดยจะทำการสอบเทียบเป็นเวลา 60 วินาที โดยค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้ของค่าสอบเทียบ (Calibrate result) ควรไม่เกิน 0.5 มิลลิเมตร (≤ 0.5 mm) ในส่วนการสอบเทียบแผ่นรับแรงอาสาสมัครต้องขึ้นไปเหยียบบนแผ่นรับแรงด้วยเท้าทั้ง 2 ข้าง ค่าที่อ่านได้จากแผ่นรับแรงจะต้องใกล้เคียงกับน้ำหนักของอาสาสมัคร ซึ่งจะแสดงค่าของแรงในหน่วยนิวตัน



Camera	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Points	Avg. residual (mm)
01	-4094.06	-3223.16	1910.62	1405	0.73706
02	2426.82	-2861.14	1917.23	1364	0.96224
03	5046.82	481.16	1900.29	1237	0.62248
04	1107.25	3762.77	1891.61	1376	1.02178
05	-3367.46	3864.91	1892.50	1283	0.61605
06	-5331.63	-479.26	1912.65	1139	0.58385

Standard deviation of wand length: 0.42679 (mm)
Calibration carried out: 2019-06-25 10:58:18

รูปที่ 3.1 ค่าปรับเทียบ (Calibrate result) หลังจากทำการปรับเทียบอุปกรณ์เก็บข้อมูล



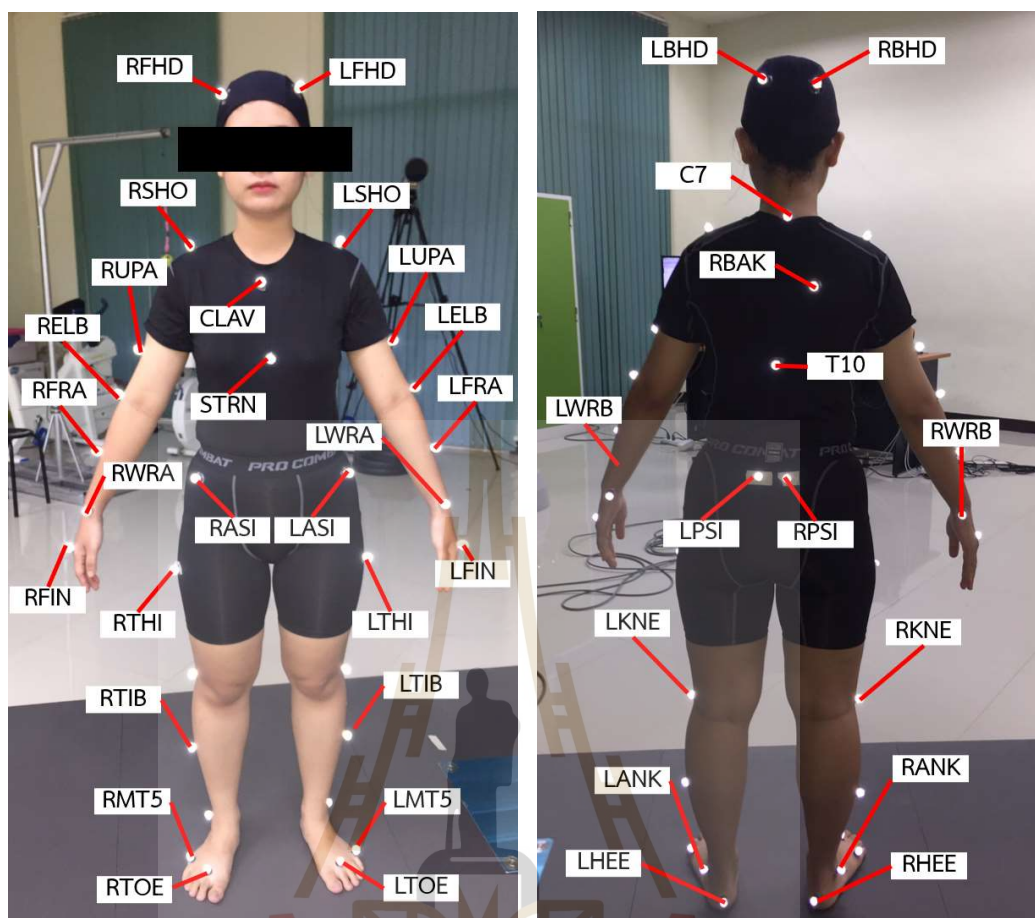
รูปที่ 3.2 แผนผังแสดงขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

3.4.2 การติดมาร์คเกอร์สะท้อนแสง

ก่อนทำการเก็บข้อมูลทำนัยยong อาสาสมัครทุกคนจะถูกติดตั้งมาร์คเกอร์สะท้อนแสงจำนวน 41 จุดบนส่วนต่างๆ ของร่างกายตามรูปแบบ Full Body Plug-in gait makers โดยรายละเอียดชื่อ และตำแหน่งการติดมาร์คเกอร์ได้แสดงตามตารางที่ 3.2 และรูปที่ 3.3

ตารางที่ 3.2 ชื่อ และความหมายของมาร์คเกอร์สะท้อนแสงที่ติดบนตัวของอาสาสมัคร

ชื่อ มาร์คเกอร์	ความอธิบายตำแหน่งการติด
L/RFHD (Fornt of head)	ด้านหน้าศีรษะข้างซ้าย/ขวา
L/RBHD (Back of head)	ด้านหลังศีรษะข้างซ้าย/ขวา
C7 (7 th Cervical Vertebrae)	ปุ่มกระดูกสันหลังส่วนคอชิ้นที่ 7
RBAK (Right Back)	กึ่งกลางของสะบักหลังข้างขวา
T10 (10 th Thoracic Vertebrae)	ปุ่มกระดูกสันหลังส่วนอกชิ้นที่ 10
CLAV (Clavicle)	ปุ่มกระดูกไหปลาร้ากึ่งกลางลำตัว
STRN (Sternum)	ปลายล่างสุดบนกระดูกอก
L/RSHO (Shoulder)	ปลายของกระดูกไหปลาร้าและกระดูกต้นแขนข้างซ้าย/ขวา
L/RUPA (Upper Arm)	กึ่งกลางต้นแขนระหว่างข้อศอกและหัวไหล่ข้างซ้าย/ขวา
L/RELB (Elbow)	ปุ่มกระดูกกลางข้อศอกข้างซ้าย/ขวา
L/RFRM (Forearm)	กึ่งกลางแขนระหว่างข้อมือและข้อศอกข้างซ้าย/ขวา
L/RWRA (Wrist Marker A)	กระดูกข้อมือฝั่งนิ้วโป้งข้างซ้าย/ขวา
L/RWRB (Wrist Marker B)	กระดูกข้อมือฝั่งนิ้วก้อยข้างซ้าย/ขวา
L/RFIN (Finger)	กระดูกนิ้วชี้มือข้างซ้าย/ขวา
L/RPSI (Posterior Superior iliac)	ปุ่มแหลมบนด้านหลังของกระดูกเชิงกรานข้างซ้าย/ขวา
L/RASI (Anterior Superior iliac)	ปุ่มแหลมบนด้านหน้าของกระดูกเชิงกรานข้างซ้าย/ขวา
L/RTHI (Thigh)	ด้านข้างกึ่งกลางของกระดูกต้นขาข้างซ้าย/ขวา
L/RKNE (Knee)	ปุ่มด้านข้างข้อเข่าข้างซ้าย/ขวา
L/RTIB (Tibia)	ด้านข้างกึ่งกลางของกระดูกหน้าแข้งข้างซ้าย/ขวา
L/RHEE (Heel)	กระดูกสันเท้าข้างซ้าย/ขวา
L/RANK (Ankle)	ปุ่มกระดูกข้อเท้าข้างซ้าย/ขวา
L/RTOE (Toe)	บนกระดูกเท้านิ้วชี้ข้างซ้าย/ขวา
L/RMT5 (5 th Metatarsal)	บนกระดูกเท้านิ้วก้อยข้างซ้าย/ขวา



รูปที่ 3.3 ตำแหน่งของมาร์คเกอร์สะท้อนแสงบนตัวของอาสาสมัคร

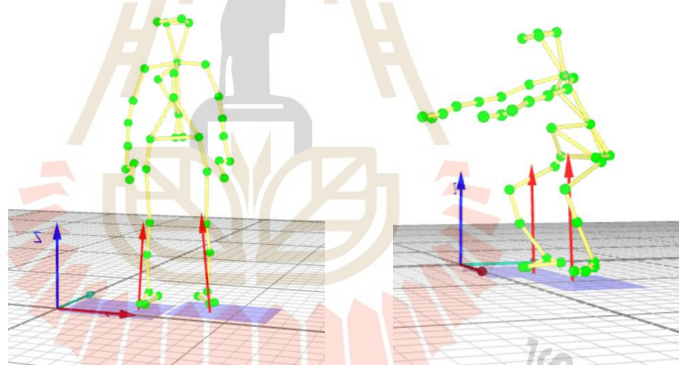
3.4.3 การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวอาสาสมัครในท่านั่งยอง

หลังจากติดมาร์คเกอร์สะท้อนแสงบนร่างกายอาสาสมัครครบทุกจุดแล้ว อาสาสมัครปกติ และอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าจะต้องเดินผ่านพื้นที่ปกติไปยืนบนแผ่นรับแรง โดยเท้าแต่ละข้างจะอยู่บนแผ่นรับแรงข้างละแผ่น อาสาสมัครทุกคนจะถูกเก็บข้อมูลทำขึ้นนิ่ง โดยจะต้องยืนนิ่ง และกางแขนเล็กน้อยเพื่อเก็บบันทึกข้อมูลเป็นเวลา 5 วินาที หลังจากนั้นจะเป็นการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวในท่านั่งยอง อาสาสมัครทุกคนจะต้องนั่งยองลงโดยเท้าทั้งสองข้างวางระนาบไปกับแผ่นรับแรง ลำตัวงอตามความต้องการ ไม่กำหนดความเร็วในขณะนั่งยอง และนั่งยองลงให้สุดเท่าที่อาสาสมัครแต่ละคนทำได้โดยไม่เกิดอาการเจ็บปวดที่หัวเข่า โดยแต่ละครั้งจะเริ่มต้นจากทำขึ้นแล้วนั่งยองลงจนสุด อาสาสมัครทุกคนจะถูกเก็บข้อมูลในท่านั่งยองเป็นจำนวน 3 ครั้ง เพื่อนำไปวิเคราะห์แรง โมเมนต์ และมุมยึด-งอ ตามลำดับ

3.5 การสร้างแบบจำลองสามมิติด้วยโปรแกรม

3.5.1 การบันทึกการเคลื่อนไหว

ในการบันทึกข้อมูลการเคลื่อนไหวทำนั้งยองของอาสาสมัครจะใช้คอมพิวเตอร์ที่ประกอบด้วยโปรแกรมสำหรับบันทึกการเคลื่อนไหวแบบสามมิติ Qualisys Track Manager (QTM) ร่วมกับการใช้กล้องอินฟราเรดของบริษัท Qualisys Camera รุ่น Oqus 700+ ความเร็วในการบันทึกภาพ 1,000 ภาพต่อวินาทีที่ 200 Hz จำนวน 6 ตัว และแผ่นรับแรงของบริษัท Kistler ขนาด 40 x 60 เซนติเมตร จำนวน 2 แผ่น โดยหลังจากที่ติดตั้งมาร์คเกอร์สะท้อนแสงบนตัวอาสาสมัครครบทั้ง 41 จุดจะทำการบันทึกข้อมูลการเคลื่อนไหวของอาสาสมัครในท่ายืนนิ่ง และในท่านั้งยอง โดยกล้องอินฟราเรดจะบันทึกการเคลื่อนที่ของมาร์คเกอร์สะท้อนแสงดังรูปที่ 3.4 ข้อมูลที่ได้จะเป็นไฟล์ .c3d ซึ่งเป็นไฟล์ข้อมูลประเภทไบนารีที่บันทึกในรูปแบบ Coordinate 3D (C3D) และเป็นรูปแบบมาตรฐานสำหรับการจัดเก็บข้อมูลทั้งความเร็ว, ตำแหน่ง, แรงบิดของมาร์คเกอร์ รวมถึงข้อมูลจากแผ่นรับแรง (Force Plate)

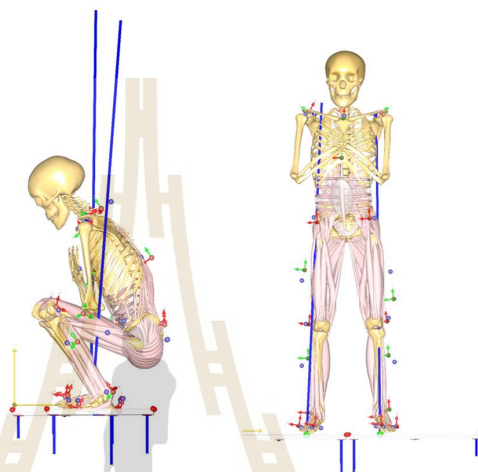


รูปที่ 3.4 แบบจำลองอาสาสมัครในท่ายืนนิ่ง และท่านั้งยองด้วยโปรแกรม QTM

3.5.2 การสร้างแบบจำลองระบบกล้ามเนื้อ โครงกระดูก และเส้นเอ็น

ระบบการสร้างแบบจำลองของโปรแกรม AnyBody เป็นการสร้างแบบจำลองระบบกล้ามเนื้อ โครงกระดูก และเส้นเอ็นมนุษย์ที่เป็นตัวแทนเสมือนจริงของผู้ทดลอง เป็นวิธีการเพื่อศึกษาและวิเคราะห์กลศาสตร์การเคลื่อนไหวของร่างกายในสภาพแวดล้อมต่าง ๆ ผ่านการจำลองที่ยากต่อการวัด การจำลองสามารถประเมินคุณสมบัติภายในร่างกายได้อย่างเหมาะสม ช่วยให้นักวิจัยสร้างแบบจำลองกล้ามเนื้อ และกระดูกโดยละเอียด สามารถคำนวณหาปริมาณของแรงปฏิกิริยา และการเคลื่อนไหวของแบบจำลองทั้งแบบคิเนเมติกส์ และพลศาสตร์ย้อนกลับภายในร่างกาย ด้วยการวิเคราะห์จากข้อมูลการเคลื่อนไหวแบบสามมิติ หรือการทำนายท่าทางและการเคลื่อนไหวในกิจวัตรประจำวัน โดยตัวโปรแกรมจะมีฐานข้อมูลของกระดูก และกล้ามเนื้อต่าง ๆ อยู่สามารถเปลี่ยนค่าให้

เหมาะสมกับการศึกษาได้ เช่น น้ำหนัก ส่วนสูง รวมถึงคุณสมบัติของกล้ามเนื้อ และเส้นเอ็น ซึ่งในการศึกษานี้ได้ใช้โปรแกรม AnyBody ในการสร้างแบบจำลองสามมิติที่ประกอบด้วยโครงกระดูกกล้ามเนื้อ และเส้นเอ็นโดยใช้ไฟล์ข้อมูลประเภท c3d ซึ่งเป็นข้อมูลการเคลื่อนไหวสามมิติของกลุ่มอาสาสมัครปกติ และกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าเข้าลิงค์กับจุดมาร์คเกอร์ของแบบจำลอง เพื่อใช้ในการจำลองการเคลื่อนไหวในท่านั่งยอง และวิเคราะห์แรงที่เกิดขึ้นในแนวแกนต่าง ๆ โมเมนต์รอบแนวแกน แรงในกล้ามเนื้อ Quadriceps รวมไปถึงมุมยืด - งอข้อเข่า



รูปที่ 3.5 แบบจำลองระบบกล้ามเนื้อ โครงกระดูก และเส้นเอ็นในท่านั่งยองและทำยีนนิ่ง

3.6 ขั้นตอนการสร้างแบบจำลองสามมิติบนโปรแกรม

3.6.1 การบันทึกการเคลื่อนไหวด้วยโปรแกรม Qualisys Track Manager

- 1) เปิดโปรแกรม Qualisys Track Manager (QTM) และเปิดไฟล์ข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ทำการเก็บบันทึกมาในทำยีนนิ่งเพื่อสร้าง Model Template
- 2) ตั้งชื่อมาร์คเกอร์ทุกจุดให้ตรงตามมาตรฐานการติดแบบ Full Body Plug-In Gait ให้ครบ 41 จุด
- 3) ทำการสร้างเส้น Bone Sequence โดยลากเส้นเชื่อมต่อจุดมาร์คเกอร์ทั้งหมดให้เป็นโครงร่างกระดูกมนุษย์
- 4) ไปที่แถบเครื่องมือด้านบนเลือกคำสั่ง AIM > Generate Model... > Create New Model > Verify and Edit AIM Bones แล้วตั้งชื่อตามต้องการ และบันทึกไฟล์
- 5) เปิดไฟล์ข้อมูลการเคลื่อนไหวที่เป็นท่านั่งยองไปที่ คำสั่ง AIM > Apply Model เลือก Model Template ที่บันทึกไว้ก่อนหน้านี้ รายชื่อจุดมาร์คเกอร์ และโครงร่างกระดูกที่เคยสร้างจะแสดงในไฟล์ท่านั่งยองเช่นเดียวกัน
- 6) ทำปรับเฟรมที่อยู่แถบด้านล่างโดยเลือกจุดเริ่มต้น และจุดสิ้นสุดให้แสดงใน 1 รอบ (จากยีนนิ่งไปจนนั่งยองสุด)

7) จากนั้น Export ไฟล์ออกเป็นนามสกุล .c3d เพื่อนำไปใช้สร้างแบบจำลอง โครงกระดูก กล้ามเนื้อ และเส้นเอ็นบนโปรแกรม AnyBody ต่อไป

3.6.2 การสร้างแบบจำลองสามมิติด้วยโปรแกรม AnyBody

1) เข้าไปที่โฟลเดอร์ AMMR ซึ่งจะถูกสร้างขึ้นอัตโนมัติหลังจากติดตั้งโปรแกรม จากนั้นไปที่ Application > MocapExamples > Plug-in-gait_MultiTrial_StandingRef โดยในโฟลเดอร์นี้จะมีโฟลเดอร์ย่อยอีก 3 โฟลเดอร์

2) โฟลเดอร์ c3d_file สำหรับเก็บไฟล์ .c3d ของท่ายืน และท่านั่งยอง

3) โฟลเดอร์ Output สำหรับเก็บผลการวิเคราะห์

4) โฟลเดอร์ Subjects สำหรับเก็บโฟลเดอร์ย่อยของท่ายืน และท่านั่งยองของแต่ละอาสาสมัครและต้องตั้งชื่อโฟลเดอร์ให้ตรงกับชื่อไฟล์ .c3d

5) ในไฟล์แต่ละโฟลเดอร์อาสาสมัครจะพบชุดไฟล์ AnyBody (Any File) โดยจะประกอบไปด้วยโค้ด 3 ส่วน ได้แก่ Subject Specific Data.any (ใส่น้ำหนัก และส่วนสูงของอาสาสมัคร), Main.any และ Trial Specific Data.any

6) ทำการ Run Parameter Identification ของท่ายืนเพื่อทำการ Optimize จุดมาร์กเกอร์ของไฟล์ .c3d ให้เข้ากับจุดมาร์กเกอร์ของโปรแกรม AnyBody

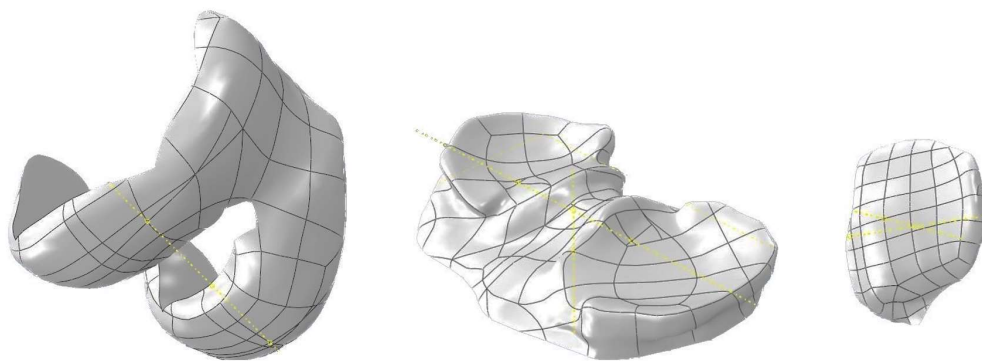
7) หลังจากนั้นทำการ Run Analysis โดยโปรแกรมจะทำการ Run kinematics ก่อนจนเสร็จสิ้น และ Run Inverse dynamics analysis เป็นขั้นตอนสุดท้าย เมื่อเสร็จสิ้นโปรแกรมจะบันทึกผลการวิเคราะห์ที่โฟลเดอร์ Output

8) เลือกค่าพารามิเตอร์ที่สนใจในช่อง Chart ด้านขวา และ Export ค่าออกมา

3.7 การวิเคราะห์แบบจำลองข้อเข่าบนโปรแกรม Abaqus Knee Simulator

3.7.1 การสร้างแบบจำลองข้อเข่าปกติ

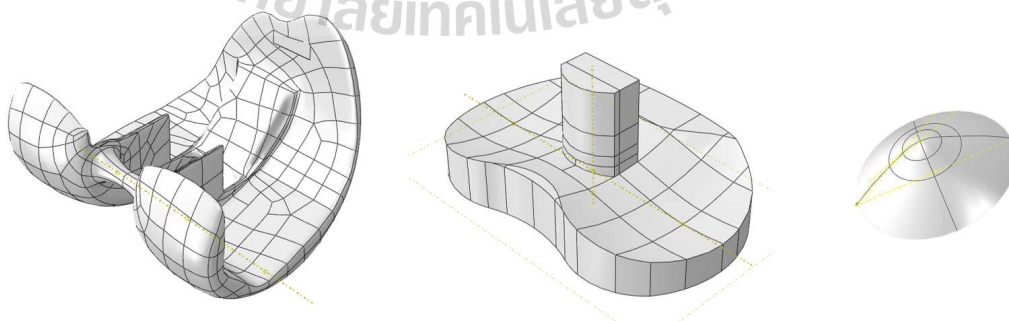
ในการศึกษานี้ไฟล์ข้อมูลชิ้นส่วนข้อเข่าของกลุ่มอาสาสมัครคนไทยมีไม่เพียงพอต่อการสร้างแบบจำลองต้นแบบ จึงได้ใช้แบบจำลองข้อเข่าปกติต้นแบบที่ได้รับการรับรองแล้วจาก SimTK MBKnee โดยเป็นข้อมูลจากข้อเข่าอาสาสมัครผู้หญิงอายุ 29 ปี น้ำหนัก 70 กิโลกรัม ส่วนสูง 170 เซนติเมตร ด้วยเทคนิคการสร้างภาพโดยใช้สนามแม่เหล็กและคลื่นวิทยุความเข้มสูง (MRI) โดยไฟล์แบบจำลองข้อเข่าปกติมีให้ในรูปแบบไฟล์ไบนารี STL (STereoLithography) ทำการปรับ และสร้างขึ้นใหม่เป็นแบบจำลอง 3 มิติโดยใช้โปรแกรม Geomagic Design X (3D System) หลังจากนั้นนำแบบจำลองข้อเข่าปกติไปตัดกระดูกให้มีรูปร่างที่สามารถประกอบเข้ากับแบบจำลองกระดูกข้อเข่าโดยใช้โปรแกรมออกแบบ 3 มิติ SolidWorks (Dassault Systèmes) สำหรับนำไปวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์บนโปรแกรม Abaqus Knee Simulator แบบจำลองข้อเข่าปกติประกอบด้วยชิ้นส่วนกระดูกต้นขา หมอนรองข้อเข่า และผิวกระดูกลูกสะบ้า ดังแสดงในรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 ชิ้นส่วนกระดูกต้นขา หมอนรองข้อเข่า และผิวกระดูกสะบ้าของแบบจำลองข้อเข่าปกติ

3.7.2 การสร้างแบบจำลองข้อเข่าเทียม

แบบจำลองข้อเข่าเทียมแบบเปลี่ยนทั้งหมดถูกจำลองมาจากข้อเข่าเทียมเชิงพาณิชย์ประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง ยี่ห้อ Implantcast, ACS ขนาดเบอร์ 4 เนื่องจากอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าทั้งหมดได้รับการเปลี่ยนข้อเข่าเทียมเป็นประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง โดยกระบวนการสร้างแบบจำลองข้อเข่าเทียมเชิงพาณิชย์จะถูกเก็บข้อมูลทางกายภาพของชิ้นงาน ได้แก่ ขนาด และ รูปทรง ด้วยเทคนิควิศวกรรมย้อนรอยโดยใช้เครื่องสแกน 3 มิติ หลังจากเก็บข้อมูลทางกายภาพของชิ้นงาน ข้อมูลจะถูกปรับ และสร้างชิ้นใหม่เป็นแบบจำลอง 3 มิติโดยใช้โปรแกรม Geomagic Design X (3D System) จากนั้นจะนำไปขึ้นรูปใหม่เป็นแบบจำลองอย่างง่ายบนพื้นฐานข้อเข่าเทียมเชิงพาณิชย์โดยใช้โปรแกรมออกแบบ 3 มิติ SolidWorks (Dassault Systèmes) สำหรับนำไปวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์บนโปรแกรม Abaqus Knee Simulator แบบจำลองข้อเข่าเทียมประกอบด้วยชิ้นส่วนฝากรอบกระดูกต้นขา หมอนรองข้อเข่าเทียม และผิวกระดูกสะบ้าเทียม ดังแสดงในรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 ชิ้นส่วนฝากรอบกระดูกต้นขา หมอนรองข้อเข่าเทียม และผิวกระดูกสะบ้าเทียมของข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง

3.8 การกำหนดคุณสมบัติวัสดุ

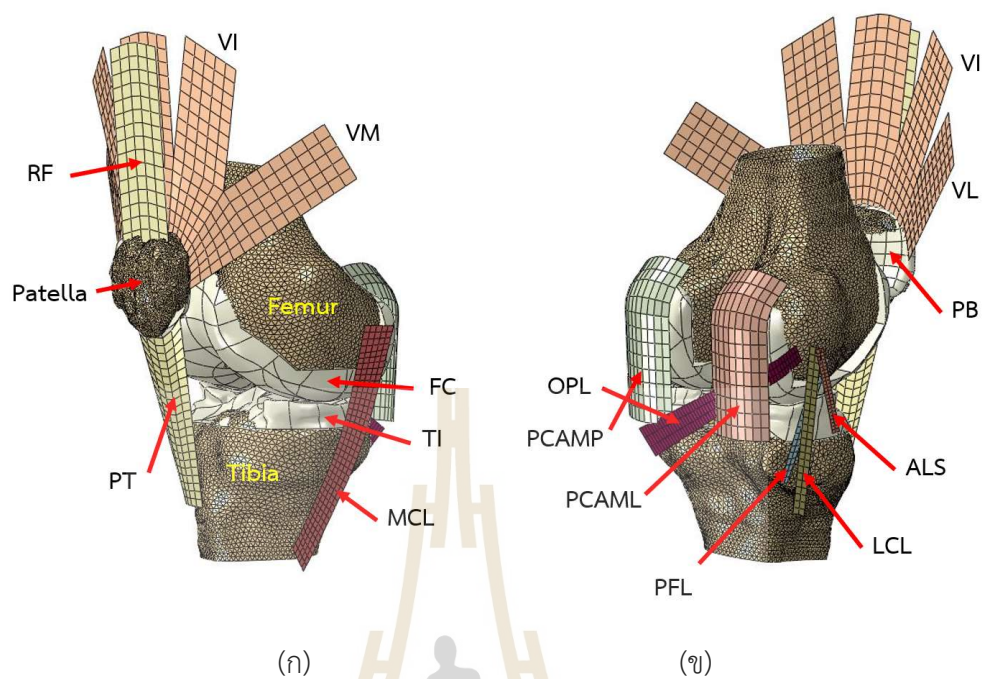
การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติได้กำหนดชิ้นส่วนแบบจำลองข้อเข่าปกติ และแบบจำลองข้อเข่าเทียม ได้แก่ ชิ้นส่วนกระดูกอ่อนข้อเข่า ผิวกระดูกลูกสะบ้า หมอนรองข้อเข่า ชิ้นส่วนฝาคีบกระดูกต้นขา และหมอนรองข้อเข่าเทียมให้เป็นวัสดุแบบ Isotropic elastic materials โดยชิ้นส่วนฝาคีบกระดูกต้นขา และหมอนรองข้อเข่าเทียมถูกกำหนดให้เป็นวัสดุประเภทโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม (CoCr) และวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูงเป็นพิเศษ (UHMWPE) ค่าคงที่ของสมบัติวัสดุของชิ้นส่วนแบบจำลองข้อเข่าปกติ และแบบจำลองข้อเข่าเทียมถูกกำหนดอ้างอิงตามการศึกษาของ Kang ตามตารางที่ 3.2 (Kang et al., 2018) ในส่วนของเนื้อเยื่ออ่อนของข้อต่อระหว่างข้อต่อกระดูกต้นขา และข้อต่อกระดูกหน้าแข้ง ประกอบไปด้วยเอ็นยึดด้านข้างใน เอ็นยึดด้านข้างนอก และเอ็นไขว้ด้านหลัง (Medial cruciate ligament (MCL), Lateral cruciate ligament (LCL), Posterior cruciate ligament (PCL)), เอ็นอะบลิค โปพลิทีร (Oblique popliteal ligament (OPL)), เอ็นโปลิตีโอฟีโมรอล (Popliteofibular ligament (PFL)) และเอ็นยึดด้านข้างใน และด้านข้างนอกโพสเทียเรีย เอ็นแคปซูล (Medial and lateral posterior capsule ligament (PCAPM และ PCAPL)) เนื้อเยื่อทั้งหมดถูกกำหนดให้เป็นเมมเบรนเส้นใยเสริมแรงแบบ 2 มิติ (M3D4R) และองค์ประกอบสปริงที่ไม่เป็นเชิงเส้น คุณสมบัติของเส้นเอ็นถูกแสดงไว้ในตารางที่ 3.2 ตามการศึกษาของ Shu (Shu et al., 2021) ชิ้นส่วนแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติของกระดูกอ่อนข้อเข่า และฝาคีบกระดูกต้นขาถูกกำหนดเอลิเมนต์เป็นทรงพีระมิดฐานสามเหลี่ยม ในส่วนชิ้นส่วนแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติของหมอนรองข้อเข่า และหมอนรองข้อเข่าเทียมถูกกำหนดเอลิเมนต์เป็นทรงหกหน้า โดยการศึกษาครั้งนี้จะใช้ขนาดของเอลิเมนต์ที่ 1 มม. ซึ่งเป็นช่วงที่ยอมรับได้ตามการศึกษาก่อนหน้านี้ (Koh et al., 2020) จากนั้นแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของข้อเข่าทั้งสองประเภทจะถูกประกอบรวมกับกระดูก กล้ามเนื้อ และเส้นเอ็นบนโปรแกรม Abaqus knee simulator ซึ่งแสดงไว้ในรูปที่ 3.8 และรูปที่ 3.9

ตารางที่ 3.3 ค่าคงที่ของสมบัติวัสดุของแบบจำลองข้อเข่าปกติ และแบบจำลองข้อเข่าเทียม (Kang et al., 2018)

ชิ้นส่วนแบบจำลองข้อเข่า	ค่ามอดุลัสของยัง (MPa)	อัตราส่วนปัวซอง
กระดูกอ่อน (Cartilage)	15	0.47
หมอนรองข้อเข่า (Meniscus)	20	0.30
ฝาคีบกระดูกต้นขา (CoCrMo alloy)	220,000	0.30
หมอนรองข้อเข่าเทียม (UHMWPE)	685	0.46

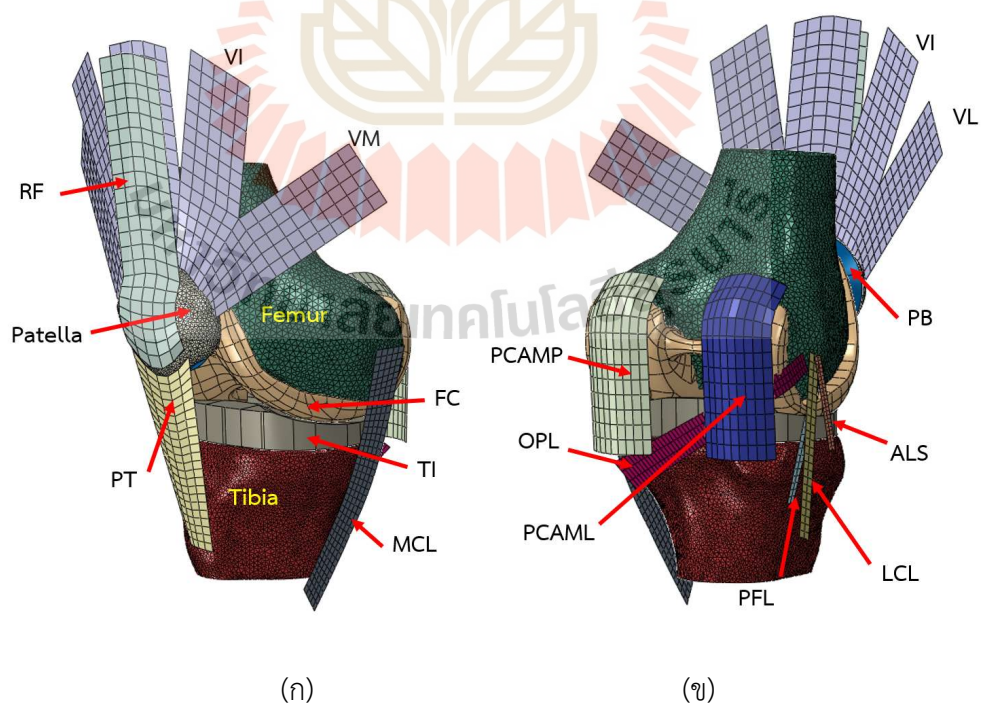
ตารางที่ 3.4 ค่าคงที่ของสมบัติวัสดุของเส้นเอ็น (Shu et al., 2021)

เส้นเอ็น	ความเครียดเริ่มต้น (Prestrain)	ความแข็งตึง(N/mm)
aLCL	1.01	135.3
mLCL	0.99	135.3
pLCL	1.01	135.3
aMCL	1.02	124.7
mMCL	1.03	124.7
pMCL	1.03	124.7
ALS	0.8	36.3
PFL	0.96	46.7
OPL	0.94	53.3
aPCL	0.99	46
mPCL	0.96	58.7
PCAPL	1.04	93.3
PCAPM	0.96	88.3
PT	1	5000.0
RF	1	5000.0
VASI	1	5000.0



รูปที่ 3.8 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติของข้อเข่าปกติ

(ก) มุมมองด้านหน้า (ข) มุมมองด้านหลัง

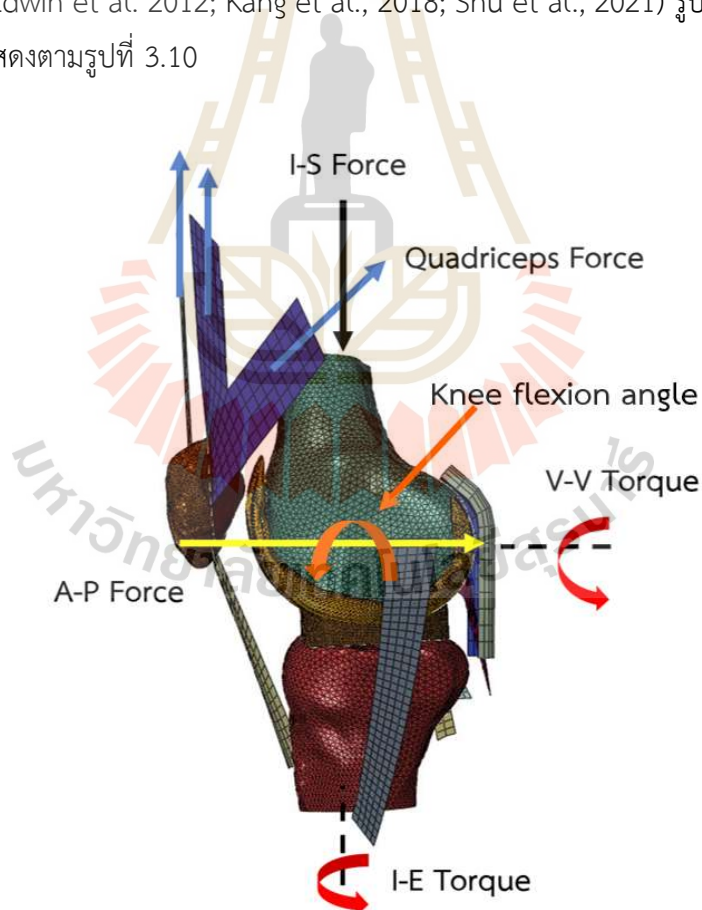


รูปที่ 3.9 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติของข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง

(ก) มุมมองด้านหน้า (ข) มุมมองด้านหลัง

3.9 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตการจำลอง

แบบจำลองข้อเข่าปกติ และแบบจำลองข้อเข่าเทียมที่นำมาประกอบกับชิ้นส่วนแบบจำลองกระดูก กล้ามเนื้อ และเส้นเอ็นทั้งหมดจะถูกกำหนดให้เป็นวัตถุแข็งเกร็ง (Rigid body) ในการกำหนดเงื่อนไขรูปแบบภาระแรงที่ใช้ในโปรแกรม Abaqus knee simulator จะมีทั้งหมด 6 รูปแบบภาระแรงซึ่งเป็นข้อมูลที่ได้จากการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวแบบสามมิติ และการจำลองแบบมัลติบอดีไดนามิก ได้แก่ แรงกล้ามเนื้อ Quadriceps Force, แรงในแนวหน้า-หลัง (A-P Force), แรงในแนวตั้ง (I-S Force), แรงบิดในแนวหน้า-หลัง (V-V Torque) แรงบิดในแนวตั้ง (I-E Torque) และมุมมองการยืด-งอข้อเข่า โดยแบบจำลองข้อเข่าปกติจะใช้ข้อมูลภาระแรงของกลุ่มอาสาสมัครปกติ ส่วนแบบจำลองข้อเข่าเทียมจะใช้ข้อมูลภาระแรงของกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า โดยแบบจำลองทั้งสองจะถูกจำลองภายใต้เงื่อนไขเข่าทำนั่งยอง (Deep Squat) ค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทาน (Coefficient of Friction: COF) ที่ใช้ในการศึกษานี้เท่ากับ 0.04 อ้างอิงตามการศึกษาด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ก่อนหน้านี้ (Baldwin et al. 2012; Kang et al., 2018; Shu et al., 2021) รูปแบบภาระแรงที่ใช้ในการจำลองจะแสดงตามรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 ข้อมูลภาระแรงที่ใช้ในการจำลองการเคลื่อนที่ของแบบจำลองข้อเข่าในท่านั่งยอง

บทที่ 4

ผลการดำเนินการวิจัย

4.1 บทนำ

ในบทนี้จะนำเสนอผลการศึกษาเชิงเปรียบเทียบทางชีวกลศาสตร์ของข้อเข่าในท่านั่งยองทั้งหมด 2 ส่วน โดยส่วนแรกเป็นการศึกษาผลกระทบการเคลื่อนไหวข้อเข่าระหว่างกลุ่มอาสาสมัครปกติกับกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า และส่วนที่สองเป็นการศึกษาความแตกต่างของพฤติกรรมการเคลื่อนที่ของแบบจำลองข้อเข่า และแรงสัมผัสระหว่างแบบจำลองชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่า และชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาส่วนปลาย ระหว่างแบบจำลองข้อเข่าปกติ และแบบจำลองข้อเข่าเทียม ผลวิเคราะห์พลศาสตร์การเคลื่อนไหวที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม AnyBody และ Abaqus Knee Simulator ประกอบไปด้วย แรงในแนวแกน โมเมนต์รอบแนวแกน แรงกล้ามเนื้อ Quadriceps มุมยืด - งอข้อเข่า พฤติกรรมการเคลื่อนที่ และการหมุน รวมไปถึงแรงสัมผัสจากแบบจำลองข้อเข่า ผลที่ได้เปรียบเทียบกับงานวิจัยที่เกี่ยวข้องเพื่อยืนยันความถูกต้องตามลำดับ

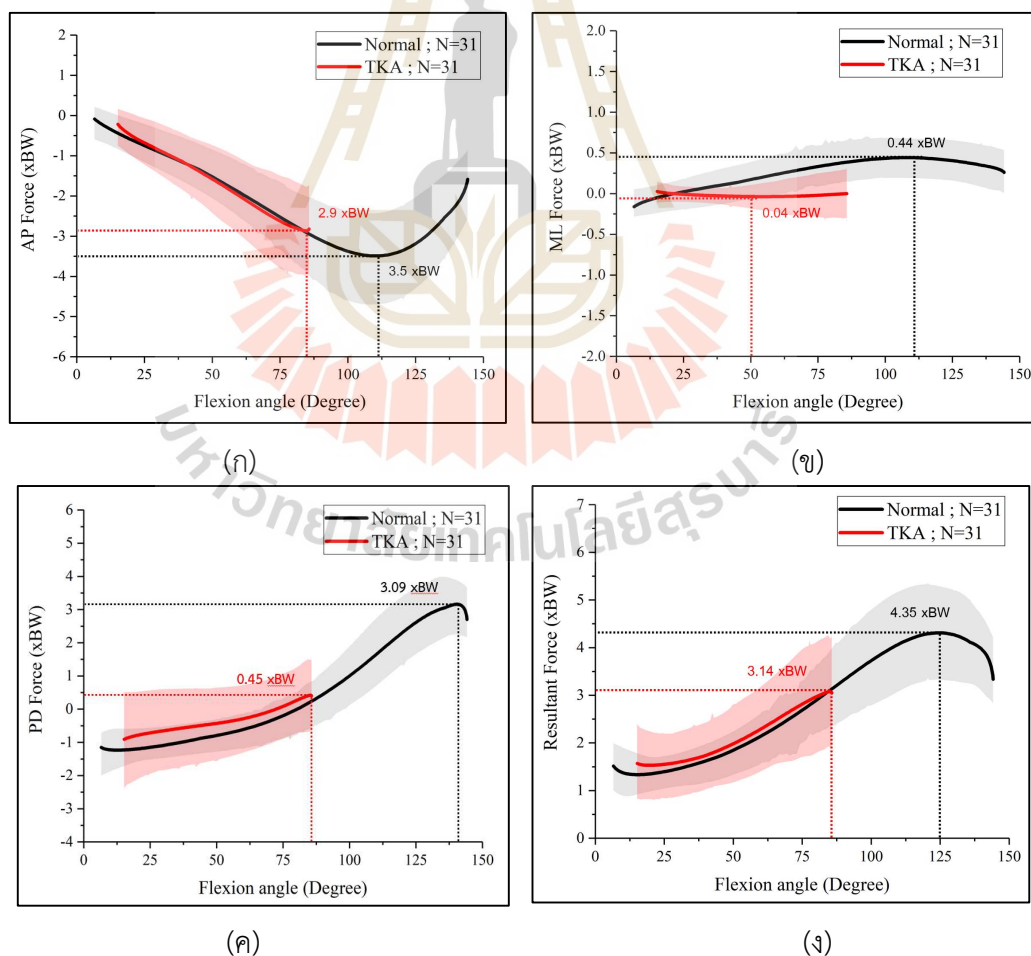
4.2 ผลการเปรียบเทียบพลศาสตร์ท่านั่งยองระหว่างกลุ่มอาสาสมัครปกติกับกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า และจำแนกตามดัชนีมวลกาย

การศึกษาเปรียบเทียบผลกระทบการเคลื่อนไหวข้อเข่าระหว่างกลุ่มอาสาสมัครปกติกับกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า และแบ่งตามดัชนีมวลกายอย่างละ 3 กลุ่ม ภายใต้ท่านั่งยองโดยมีการวิเคราะห์แรงในแนวแกน และโมเมนต์รอบแนวแกน ได้แก่ แรงในแนวด้านหน้า - หลัง แรงในแนวด้านใน-นอก แรงในแนวตั้ง โมเมนต์รอบแนวตั้ง โมเมนต์รอบแนวแกนด้านข้าง แรงกล้ามเนื้อ Quadriceps และมุมยืด - งอข้อเข่า สามารถสรุปได้ดังนี้

4.2.1 ผลการเปรียบเทียบพลศาสตร์ท่านั่งยองระหว่างกลุ่มอาสาสมัครปกติกับกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า

จากรูปที่ 4.1 แสดงให้เห็นแรงในแนวหน้าหลังสูงสุดของกลุ่มอาสาสมัครปกติ และกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าอยู่ที่ประมาณ 3.5 และ 2.9 เท่าของน้ำหนักตัวโดยเฉลี่ย โดยมีแนวโน้มของแรงไปในทิศเดียวกัน และใกล้เคียงกันในช่วงมุมงอข้อเข่าเท่ากันตามลำดับ โดยในกลุ่มอาสาสมัครปกติแรงในแนวหน้าหลังสูงสุดเกิดขึ้นที่มุมงอข้อเข่า 110.8 องศา และ 86.0 องศา ซึ่งเป็นมุมงอข้อเข่าสูงสุดที่กลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าสามารถงอข้อเข่าได้ อย่างไรก็ตามแรงในแนวด้านใน-ด้านนอกสูงสุด

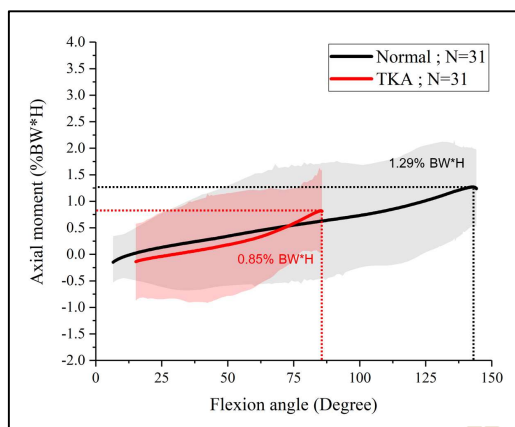
ของกลุ่มอาสาสมัครปกติมีค่าต่ำ และใกล้เคียงกับกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าโดยมีค่าประมาณ 0.44 และ 0.04 เท่าของน้ำหนักตัว ส่วนแรงในแนวตั้งของทั้งสองกลุ่มมีแนวโน้มที่เพิ่มขึ้นไปในทิศเดียวกัน และมีค่าที่ใกล้เคียงกันในช่วงมุมงอข้อเข่าเท่ากัน โดยมีค่าสูงสุดประมาณ 3.09 เท่าของน้ำหนักตัวที่มุมงอข้อเข่า 140.7 องศาสำหรับกลุ่มอาสาสมัครปกติและ 0.45 เท่าของน้ำหนักตัวที่มุมงอข้อเข่า 86.0 องศาในกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า ขนาดของแรงในแนวหน้าหลัง และแรงในแนวตั้งในข้อเข่าของทั้งสองกลุ่มนั้นมีค่าสูงกว่าแรงในแนวด้านใน - นอก แรงลัพท์ของกลุ่มอาสาสมัครปกติ และกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าเท่ากับ 4.35 และ 3.14 เท่าของน้ำหนักตัวที่มุมงอข้อเข่า 125.4 และ 86.0 องศาตามลำดับ จะสังเกตได้ว่าแรงในแนวด้านหน้า - หลัง แรงในแนวตั้ง และแรงลัพท์ของทั้งสองกลุ่มมีแนวโน้มของแรงไปในทิศเดียวกัน และมีค่าที่ใกล้เคียงกันในช่วงมุมงอข้อเข่าที่เท่ากัน โดยในกลุ่มอาสาสมัครปกติแรงทั้งสามแนวแกนจะมีค่าสูงสุดเมื่อมุมงอข้อเข่ามากกว่า 110.0 องศา ส่วนในกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าจะเกิดแรงสูงสุดที่มุมงอข้อเข่าสูงสุดที่ 86.0 องศา นอกจากนี้ยังมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างกลุ่มอาสาสมัครปกติ และกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า



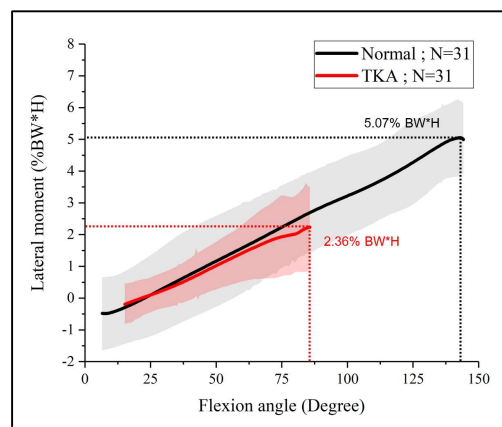
รูปที่ 4.1 ความสัมพันธ์ของแรงในแนวแกนระหว่างกลุ่มอาสาสมัครปกติกับกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า (ก) แรงในแนวหน้า - หลัง (ข) แรงในแนวด้านใน - นอก (ค) แรงในแนวตั้ง (ง) แรงลัพท์

จากผลการศึกษาแรงข้อเข่ามีความสอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้ โดยแรงข้อเข่าสูงสุดโดยเฉลี่ยของอาสาสมัครสุขภาพดีที่ไม่เป็นโรคข้ออักเสบในท่านั่งยองมีค่าประมาณในช่วง 2.8 ถึง 3.8 ของน้ำหนักตัวที่มุงข้อเข่าระหว่าง 125.0 ถึง 139.0 องศา (Pàmies et al., 2012) Fekete และคณะได้รายงานแรงกดทับของข้อเข่าระหว่างนั่งยองอยู่ในช่วง 4.7 ถึง 5.6 เท่าของน้ำหนักตัว (Fekete et al., 2012) นอกจากนี้ในการศึกษาแบบจำลองการนั่งยองได้รายงานแรงในข้อเข่าสูงถึง 7.8 เท่าของน้ำหนักตัวที่มุงข้อเข่า 70.0 และ 90.0 องศา ซึ่งถือว่าสูงมากเมื่อเทียบกับท่าการเดินปกติ (Fekete et al., 2014) ส่วนแรงข้อเข่าในกลุ่มผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าในรายงานการศึกษาอื่นพบแรงข้อเข่าสูงสุดในกลุ่มผู้ป่วยผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่ามีค่าประมาณ 2.2 ถึง 2.3 และ 3.25 เท่าของน้ำหนักตัวที่มุงข้อเข่าสูงสุดที่ต่างกัน (Mizu-Uchi et al., 2015) และการศึกษาอื่นที่ใช้เทคนิคการตรวจจับสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสามมิติยังแสดงให้เห็นแรงลัพท์ข้อเข่าสูงสุดที่ 1.8 ถึง 3.0 เท่าของน้ำหนักตัวและประมาณ 3.2 เท่าของน้ำหนักตัวในกลุ่มผู้ป่วยผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่า (Stylianou et al., 2013)

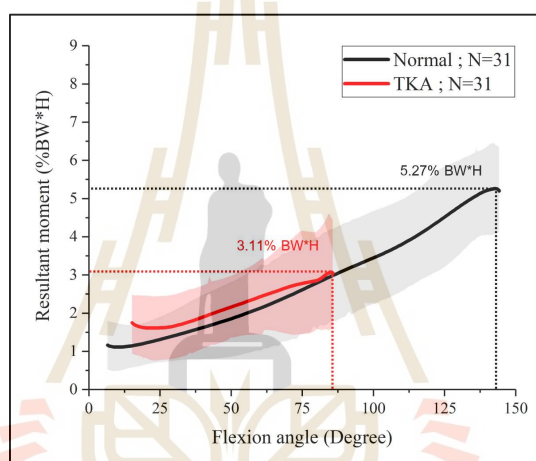
โดยปกติโมเมนต์รอบแนวแกนข้อเข่าจะเพิ่มขึ้นเมื่อช่วงการเคลื่อนไหวข้อเข่าเพิ่มขึ้นระหว่างการนั่งยอง ดังแสดงในรูปที่ 4.2 ค่าเฉลี่ยโมเมนต์รอบแนวแกนข้อเข่าสูงสุดของกลุ่มอาสาสมัครปกติที่นึ่งสูงกว่ากลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าอย่างมีนัยสำคัญ ค่าเฉลี่ยโมเมนต์รอบแนวแกนในกลุ่มอาสาสมัครปกติ และกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าแสดงค่าสูงสุดประมาณ 1.29% และ 0.85% ของน้ำหนักตัวคูณส่วนสูงตามลำดับ ค่าเฉลี่ยโมเมนต์รอบแนวแกนด้านข้างมีค่าสูงสุดของกลุ่มอาสาสมัครปกติเท่ากับ 5.07% และ 2.36% ของน้ำหนักตัวคูณส่วนสูงสำหรับกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า โมเมนต์ลัพท์ของกลุ่มอาสาสมัครปกติเท่ากับ 5.27% น้ำหนักตัวคูณส่วนสูง ในขณะที่กลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าเท่ากับ 3.11% น้ำหนักตัวคูณส่วนสูงตามลำดับ จะสังเกตได้ว่าโมเมนต์รอบแนวแกน โมเมนต์รอบแนวแกนด้านข้าง และโมเมนต์ลัพท์ของทั้งสองกลุ่มมีค่าที่เพิ่มขึ้นสัมพันธ์กับมุมข้อเข่าที่เพิ่มขึ้น และมีแนวโน้มของค่าที่ใกล้เคียงกันในช่วงมุมข้อเข่าเท่ากัน โดยค่าโมเมนต์รอบแนวแกนสูงสุดจะเกิดที่มุมข้อเข่าสูงสุดในทั้งสองกลุ่ม มีความแตกต่างที่มีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างโมเมนต์รอบแนวแกนด้านข้างของกลุ่มอาสาสมัครปกติกับกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า ในการศึกษาครั้งนี้แสดงให้เห็นว่าโมเมนต์รอบแนวแกนของทั้งสองกลุ่มมีความใกล้เคียงกัน ส่วนโมเมนต์รอบแนวแกนด้านข้างจะเห็นได้ชัดว่ากลุ่มอาสาสมัครปกติจะมีค่าที่สูงกว่ากลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า การศึกษาที่ผ่านมาได้รายงานไว้โดยทั่วไปโมเมนต์รอบแนวแกนด้านข้างจะมีค่าสูงกว่าโมเมนต์รอบแนวแกน ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษานี้ นอกจากนี้การเพิ่มขึ้นของแรงลัพท์ระหว่างนั่งยอง จะส่งผลต่อการเพิ่มความเครียดบนเอ็นกระดูกสะบ้า และเพิ่มแรงสัมผัสในข้อต่อระหว่างข้อต่อกระดูกต้นขา และข้อต่อกระดูกหน้าแข้งซึ่งส่งผลโดยตรงต่อการเพิ่มโมเมนต์รอบแนวแกนข้อเข่า (Bergmann et al., 2014; Pàmies-Vilà et al., 2012)



(ก)

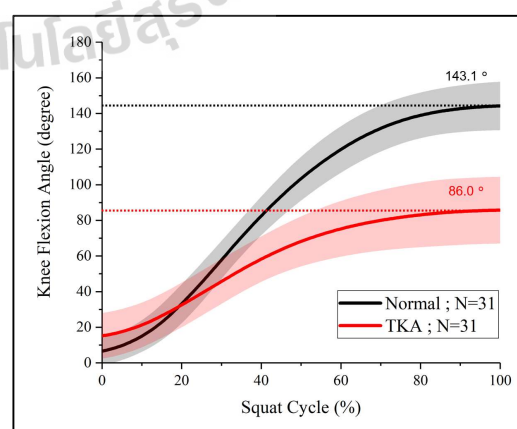
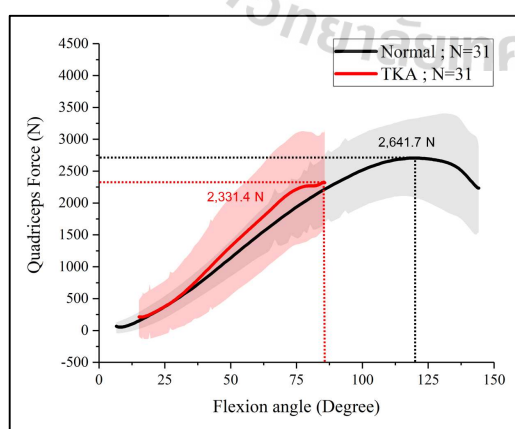


(ข)



(ค)

รูปที่ 4.2 ความสัมพันธ์ของโมเมนต์รอบแนวแกนระหว่างกลุ่มอาสาสมัครปกติกับกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า (ก) โมเมนต์รอบแนวตั้ง (ข) โมเมนต์รอบแนวด้านข้าง (ค) โมเมนต์ลัพธ์



รูปที่ 4.3 แรงกล้ามเนื้อ Quadriceps (ซ้าย) และความสัมพันธ์ของมุมยืด - งอข้อเข่าระหว่างกลุ่มอาสาสมัครปกติกับกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า (ขวา)

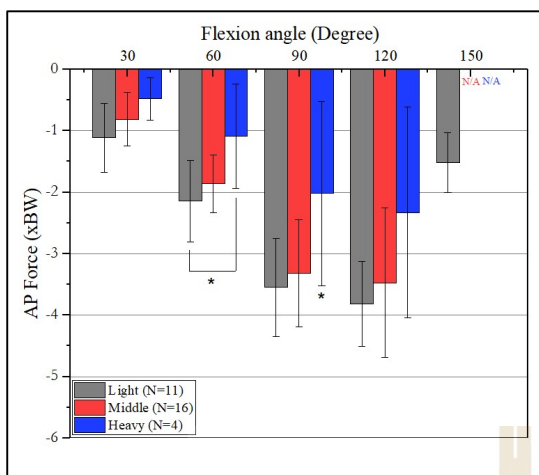
แรงกล้ามเนื้อ Quadriceps ของทั้งสองกลุ่มมีแนวโน้มของค่าที่ใกล้เคียงกัน โดยกลุ่มอาสาสมัครปกติ และกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่ามีแรงกล้ามเนื้อสูงสุดเท่ากับ 2,641.7 นิวตัน และ 2,331.4 นิวตันที่มุมข้อเข่า 120.0 และ 86.0 องศา ในช่วงมุมข้อเข่าเท่ากันแรงกล้ามเนื้อ Quadriceps ในกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าจะมีค่าของแรงสูงกว่าในกลุ่มอาสาสมัครปกติ ส่วนมุมยืด - งอข้อเข่าสูงสุดในกลุ่มอาสาสมัครปกติ และกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าเท่ากับ 143.1 และ 86.0 องศาตามลำดับดังแสดงในรูปที่ 4.3 มุมข้อเข่าระหว่างกลุ่มอาสาสมัครปกติกับกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ โดยกลุ่มอาสาสมัครปกติสามารถนั่งยองโดยมีค่ามุมข้อเข่าสูงกว่ากลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า ซึ่งมีความคล้ายคลึงกับการศึกษาก่อนหน้านี้ในการนั่งยองของชาวเอเชียที่รายงานมุมข้อเข่ากลุ่มคนปกติอยู่ที่ประมาณ 138.0 องศา และ 125.0 ถึง 146.0 องศาสำหรับการนั่งยองประเภทต่าง ๆ ในอาสาสมัครที่ไม่มีโรคข้ออักเสบ หรือเป็นผู้ป่วยผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่า (Thambyah et al., 2008; Chauhan et al., 2019) นอกจากนี้ในการศึกษาแบบจำลองกล้ามเนื้อ และกระดูกในกลุ่มผู้ป่วยผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่า พบมุมข้อเข่าสูงสุดในระหว่างนั่งยองมีค่าเฉลี่ยอยู่ในช่วง 92.0 ถึง 98.0 องศา และประมาณ 80.0 ถึง 105.0 องศา ในการศึกษาด้วยการบันทึกการเคลื่อนไหวแบบสามมิติ และเทคนิคไดนามิกผกผัน (Mizu-Uchi et al., 2015) ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษานี้ที่รายงานมุมข้อเข่าของกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าอยู่ที่ประมาณ 86.0 องศา อย่างไรก็ตาม ปัจจัยที่มีผลต่อการเคลื่อนไหวข้อเข่าหลังการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่า ได้แก่ ช่วงของการเคลื่อนไหวข้อเข่าก่อนผ่าตัด โรคพื้นเดิม อายุ น้ำหนัก ส่วนสูง เทคนิคการผ่าตัด ข้อจำกัดของข้อเข่าเทียม และการกายภาพบำบัดหลังการผ่าตัด (สุวรรณี สร้อยสงค์., 2562)

4.2.2 ผลการเปรียบเทียบพลศาสตร์ทำนั้งยองจำแนกตามดัชนีมวลกาย

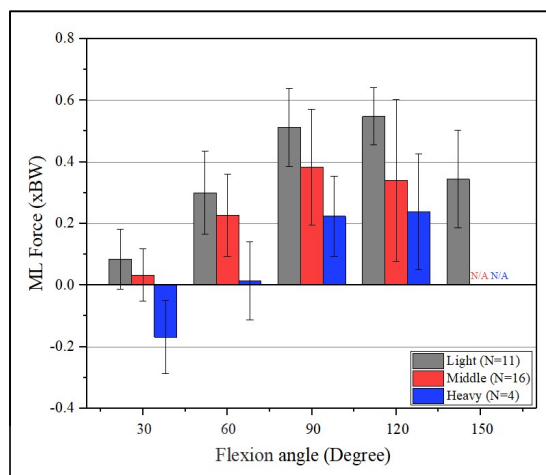
ข้อมูลพลศาสตร์ที่รวบรวมจากกลุ่มอาสาสมัครปกติ และกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าที่จำแนกดัชนีมวลกายออกเป็นสามกลุ่ม ได้แก่ กลุ่มน้ำหนักเบา (Light weight) กลุ่มน้ำหนักปกติ (Middle weight) และกลุ่มน้ำหนักมาก (Heavy weight) ประกอบไปด้วย แรงในแนวแกนโมเมนต์รอบแนวแกน แรงกล้ามเนื้อ Quadriceps และมุมองศายืด - งอข้อเข่า

4.2.2.1 ผลการเปรียบเทียบพลศาสตร์ในกลุ่มอาสาสมัครปกติ

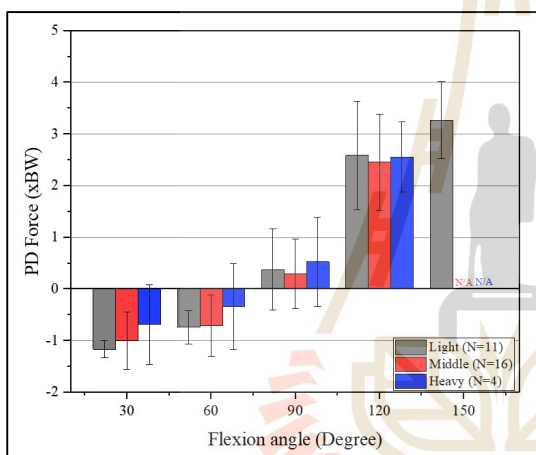
จากรูปที่ 4.4 แรงในแนวด้านหน้า - หลังมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในที่มุมข้อเข่า 60.0 องศา และ 90.0 องศาระหว่างกลุ่มน้ำหนักมาก และกลุ่มน้ำหนักเบา ที่ช่วงมุมข้อเข่า 30.0 องศา ในกลุ่มน้ำหนักมากจะมีแรงในแนวด้านใน - นอกมากกว่ากลุ่มอื่น ส่วนแรงในแนวตั้งพบว่าทั้งสามกลุ่มจะมีแนวโน้มที่ใกล้เคียงกันตลอดการนั่งยอง และแรงลัพธ์ของทั้งสามกลุ่มมีแนวโน้มไปทิศเดียวกันโดยมีค่ามากที่สุดอยู่ในช่วง 120.0 องศา โดยกลุ่มน้ำหนักเบามีแนวโน้มของค่ามากกว่ากลุ่มอื่นตามด้วยกลุ่มน้ำหนักปกติ และกลุ่มน้ำหนักมากตามลำดับ



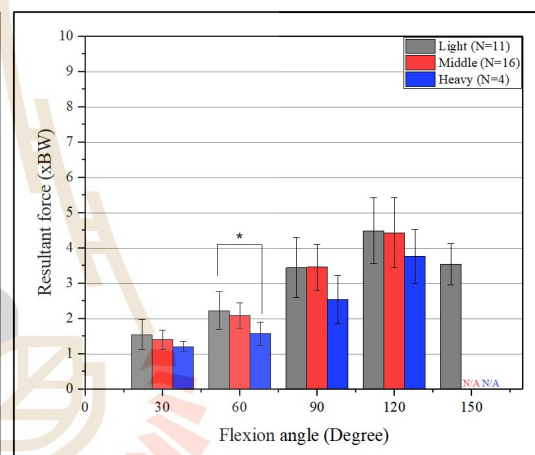
(ก)



(ข)



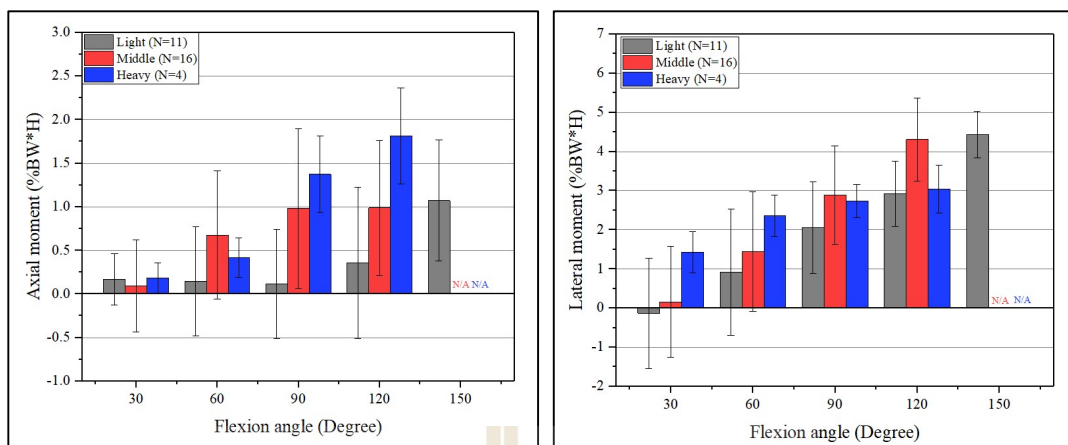
(ค)



(ง)

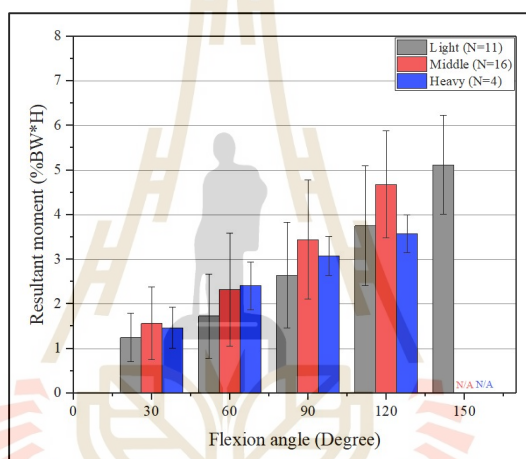
รูปที่ 4.4 ความสัมพันธ์ของแรงทั้งสามแนวแกนในกลุ่มอาสาสมัครปกติจำแนกตามดัชนีมวลกาย
(ก) แรงในแนวด้านหน้า - หลัง (ข) แรงในแนวด้านใน - นอก (ค) แรงในแนวตั้ง (ง) แรงลัพธ์ ;
สีเทา (กลุ่มน้ำหนักเบา), สีแดง (กลุ่มน้ำหนักปกติ), สีนํ้าเงิน (กลุ่มน้ำหนักมาก)

โมเมนต์รอบแนวแกนในกลุ่มอาสาสมัครปกติแบ่งตามดัชนีมวลกายดังแสดง
รูปที่ 4.5 พบว่ากลุ่มน้ำหนักมากมีโมเมนต์รอบแนวตั้งสูงกว่ากลุ่มอื่นในช่วงมุมข้อเข่าที่ 90.0 ถึง 120.0 องศา ส่วนกลุ่มน้ำหนักเบามีแนวโน้มของโมเมนต์ในแนวตั้งน้อยกว่ากลุ่มอื่น และมีโมเมนต์ในแนวตั้งสูงอย่างชัดเจนในช่วงมุมข้อเข่าที่ 150.0 องศา ในส่วนโมเมนต์รอบแนวด้านข้างกลุ่มน้ำหนักเบา และกลุ่มน้ำหนักปกติมีแนวโน้มที่เพิ่มขึ้นอย่างสม่ำเสมอตลอดการนั่งยอง กลุ่มน้ำหนักมากมีโมเมนต์รอบแนวด้านข้างสูงกว่ากลุ่มอื่นที่มุมข้อเข่าที่ 120.0 องศา โมเมนต์ลัพธ์แสดงให้เห็นว่าทุกกลุ่มน้ำหนักมีแนวโน้มการเพิ่มขึ้นตลอดการนั่งยองซึ่งสัมพันธ์กับมุมข้อเข่าที่มากขึ้นตามลำดับ



(ก)

(ข)



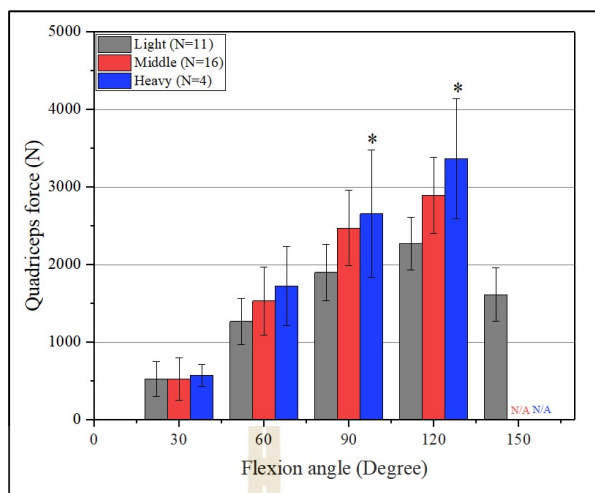
(ค)

รูปที่ 4.5 ความสัมพันธ์ของโมเมนต์รอบแนวแกนในกลุ่มอาสาสมัครปกติจำแนกตามดัชนีมวลกาย

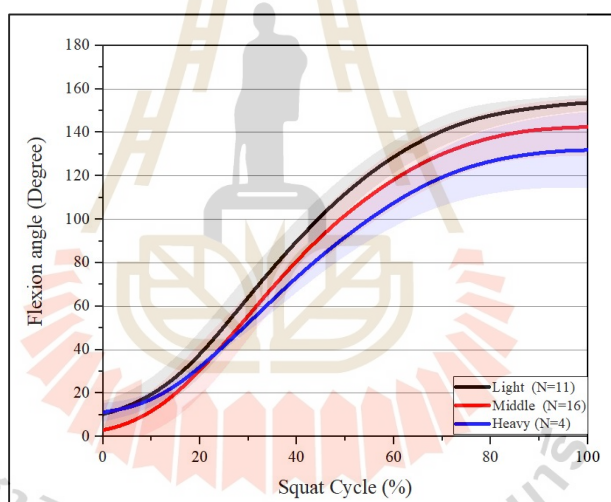
ก) โมเมนต์รอบแนวตั้ง (ข) โมเมนต์รอบแนวด้านข้าง (ค) โมเมนต์ลัพธ์ ;

สีเทา (กลุ่มน้ำหนักเบา), สีแดง (กลุ่มน้ำหนักปกติ), สีน้ำเงิน (กลุ่มน้ำหนักมาก)

แรงกล้ามเนื้อ Quadriceps มีค่าสูงสุดอย่างมีนัยสำคัญในกลุ่มน้ำหนักมาก ที่ช่วงมุมงอ 60.0 และ 90.0 องศา ทุกกลุ่มน้ำหนักมีแนวโน้มของแรงที่ใกล้เคียงกันในช่วงมุมงอข้อเข่า ที่ 30.0 องศา และมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นอย่างสม่ำเสมอตลอดการนั่งยองดังแสดงในรูปที่ 4.6 โดยกลุ่มน้ำหนักมากจะมีแรงกล้ามเนื้อ Quadriceps สูงกว่ากลุ่มอื่น กลุ่มน้ำหนักเบาจะแนวโน้มของแรงกล้ามเนื้อสูงสุดที่มุมงอข้อเข่า 120.0 องศา และลดลงตั้งแต่ช่วงมุมงอ 120.0 องศาเป็นต้นไป ในส่วนของมุมงอข้อเข่าจะพบว่ากลุ่มน้ำหนักเบาสามารถงอได้ถึง 150.0 องศา ซึ่งสูงกว่ากลุ่มอื่นๆ ตามด้วยกลุ่มน้ำหนักปกติ 141.0 องศาและกลุ่มน้ำหนักมาก 131.0 องศาแสดงในรูปที่ 4.7



รูปที่ 4.6 ความสัมพันธ์ของแรงกล้ามเนื้อ Quadriceps ในกลุ่มอาสาสมัครปกติจำแนกตามดัชนีมวลกาย ; สีเทา (กลุ่มน้ำหนักเบา), สีแดง (กลุ่มน้ำหนักปกติ), สีน้ำเงิน (กลุ่มน้ำหนักมาก)

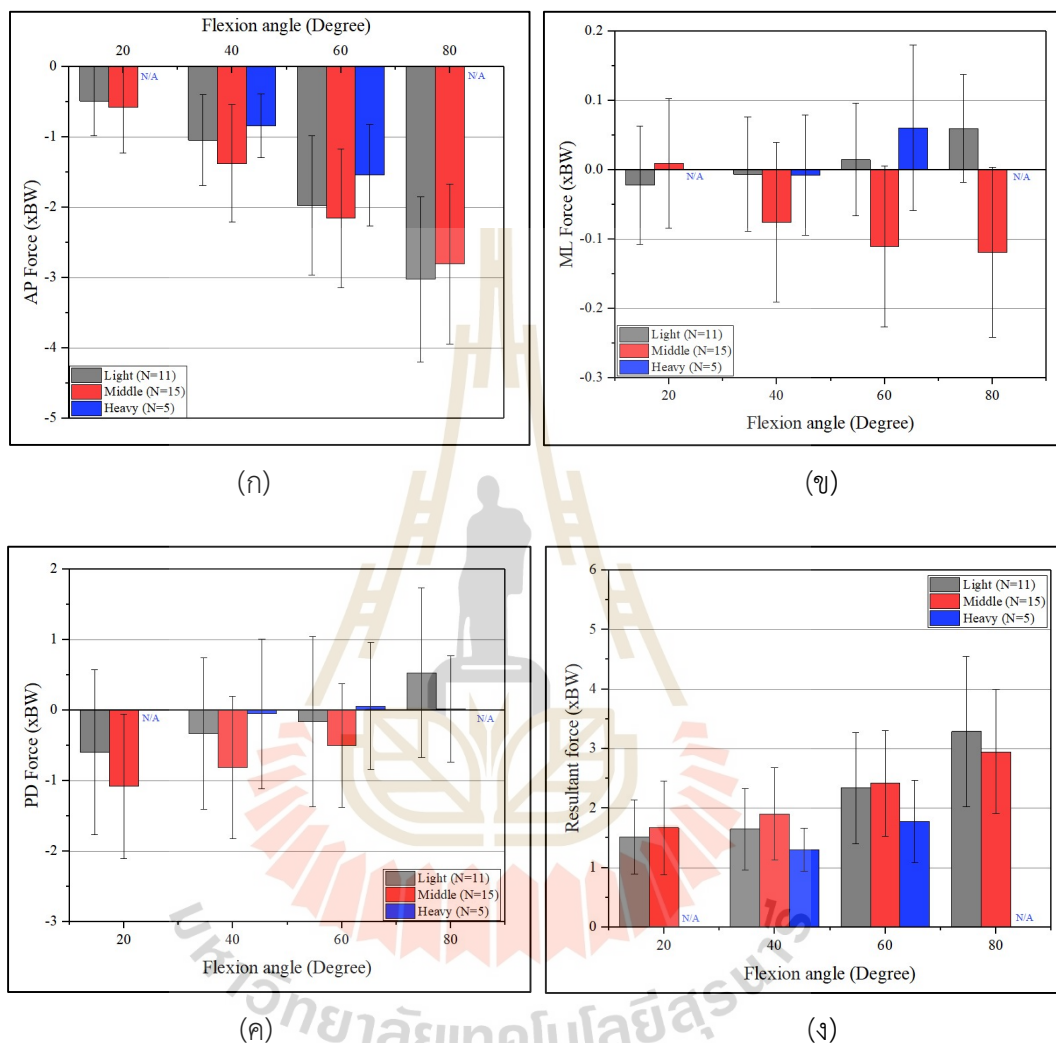


รูปที่ 4.7 ความสัมพันธ์ของมุมยี่ด - งอข้อเข่าในกลุ่มอาสาสมัครปกติจำแนกตามดัชนีมวลกาย ; สีเทา (กลุ่มน้ำหนักเบา), สีแดง (กลุ่มน้ำหนักปกติ), สีน้ำเงิน (กลุ่มน้ำหนักมาก)

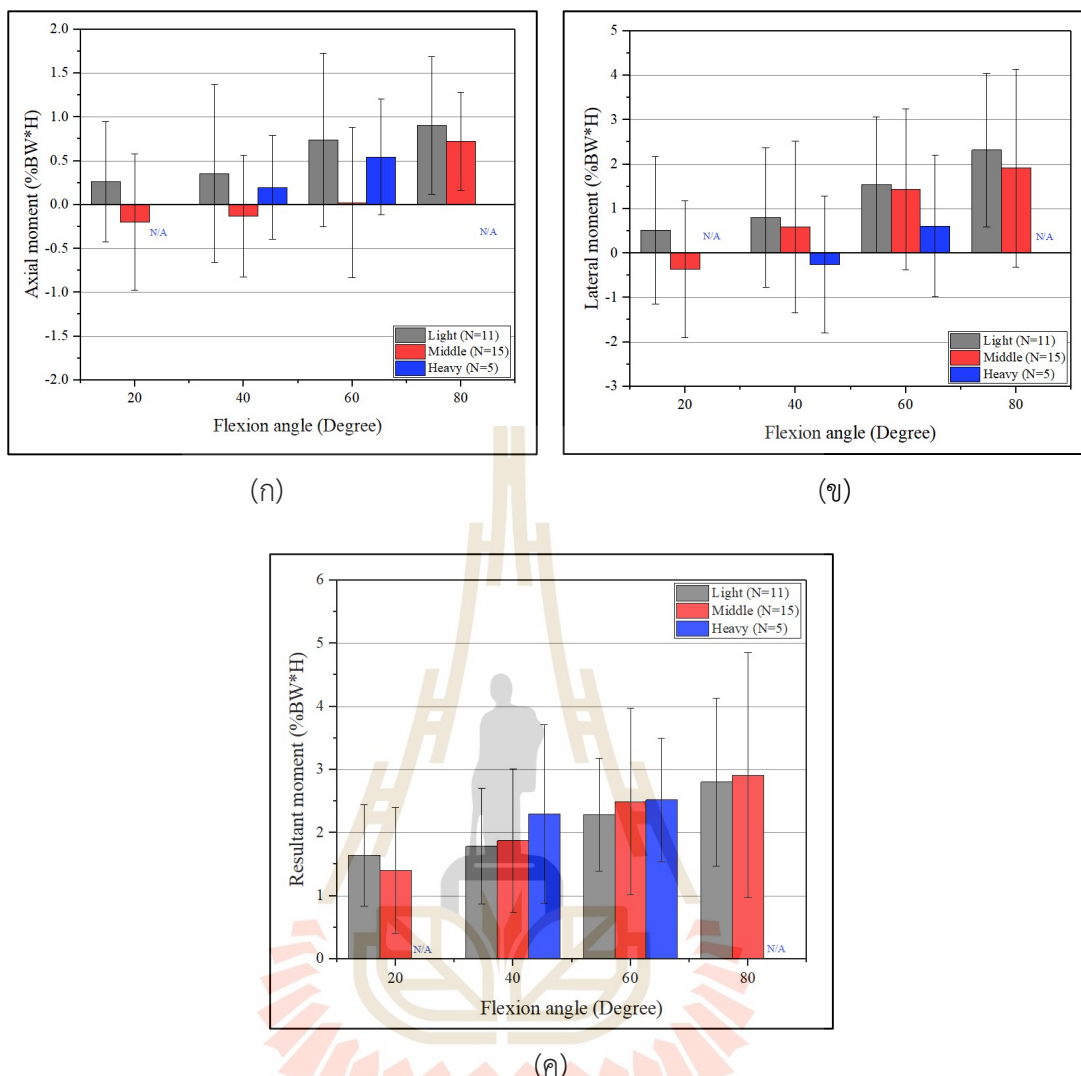
4.2.2.2 ผลการเปรียบเทียบพลศาสตร์ในกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า

รูปที่ 4.8 แสดงผลข้อมูลจลนศาสตร์ของกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าแบ่งตามดัชนีมวลกายที่แตกต่างกันสามกลุ่มประกอบไปด้วย กลุ่มน้ำหนักเบา (Light weight) กลุ่มน้ำหนักปกติ (Middle weight) และกลุ่มน้ำหนักมาก (Heavy weight) จากผลการวิจัยพบว่ากลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าจะมีแนวโน้มของค่าแรงในแนวด้านหน้า - หลังสูงกว่าแรงในทิศทางอื่น แรงในแนวด้านหน้า - หลังของทุกกลุ่มมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นไปในทิศทางเดียวกัน โดยกลุ่มน้ำหนักปกติจะมีแรงในแนวด้านหน้า - หลังมากกว่ากลุ่มอื่นในช่วงมุมงอข้อเข่า 20.0 ถึง 60.0 องศา กลุ่มน้ำหนักปกติ

จะมีแรงในแนวด้านใน - นอก และแรงในแนวตั้งสูงกว่ากลุ่มอื่นอย่างเห็นได้ชัด ส่วนแรงลัพธ์ของทั้งสามกลุ่มมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นที่ใกล้เคียงกัน โดยกลุ่มน้ำหนักเบาจะมีค่าแรงลัพธ์สูงสุด ตามด้วยกลุ่มน้ำหนักปกติ และกลุ่มน้ำหนักมากตามลำดับ



รูปที่ 4.8 ความสัมพันธ์ของแรงทั้งสามแนวแกนในกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าจำแนกตามดัชนีมวลกาย (ก) แรงในแนวด้านหน้า - หลัง (ข) แรงในแนวด้านใน - นอก (ค) แรงในแนวตั้ง (ง) แรงลัพธ์ ; สีเทา (กลุ่มน้ำหนักเบา), สีแดง (กลุ่มน้ำหนักปกติ), สีนํ้าเงิน (กลุ่มน้ำหนักมาก)

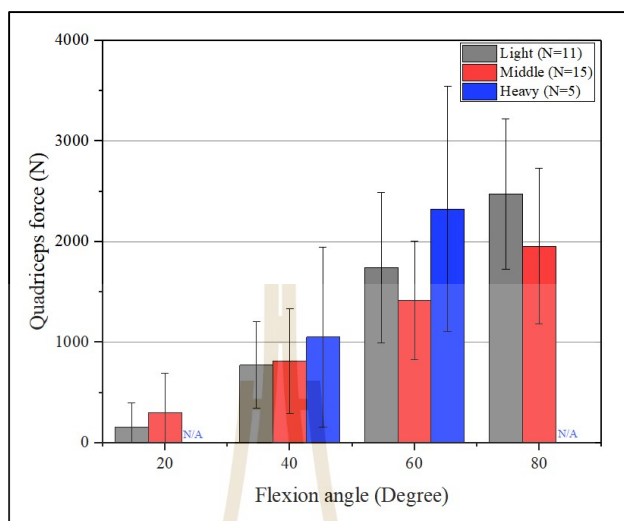


รูปที่ 4.9 ความสัมพันธ์ของโมเมนต์รอบแนวแกนในกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าจำแนกตามดัชนีมวลกาย ก) โมเมนต์รอบแนวตั้ง ข) โมเมนต์รอบแนวด้านข้าง ค) โมเมนต์ลัพธ์ ; สีเทา (กลุ่มน้ำหนักเบา), สีแดง (กลุ่มน้ำหนักปกติ), สีน้ำเงิน (กลุ่มน้ำหนักมาก)

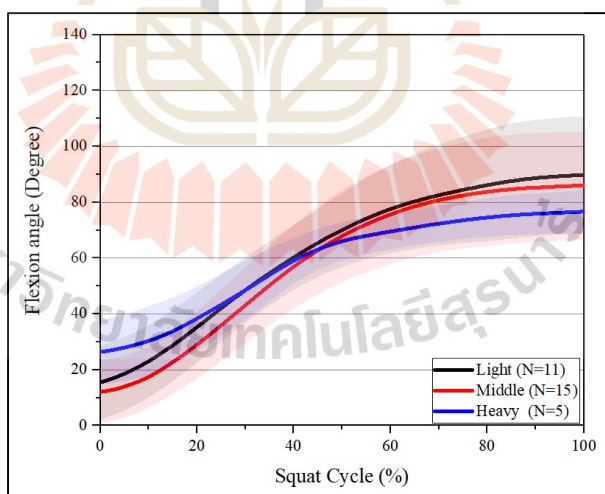
จากความสัมพันธ์ของโมเมนต์รอบแนวแกนในกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่ากลุ่มจะพบว่ากลุ่มน้ำหนักเบาจะมีค่าโมเมนต์รอบแนวตั้ง และโมเมนต์รอบแนวด้านข้างมากกว่ากลุ่มอื่น และกลุ่มน้ำหนักมากมีแนวโน้มของโมเมนต์ลัพธ์ที่สูงกว่ากลุ่มอื่นในช่วงมุมข้อเข่า 40.0 องศา นอกจากนี้โมเมนต์ลัพธ์ของทั้งสามกลุ่มมีแนวโน้มที่ใกล้เคียงกันดังแสดงในรูปที่ 4.9

แรงกล้ามเนื้อ Quadriceps ของทุกกลุ่มมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นอย่างสม่ำเสมอ โดยจะมากที่สุดในช่วงมุมข้อเข่า 80.0 องศา กลุ่มน้ำหนักมากจะมีแรงกล้ามเนื้อสูงกว่ากลุ่มอื่น ๆ ในช่วงมุมข้อเข่า 40.0 ถึง 60.0 องศา ส่วนมุมข้อเข่าของทั้งสามกลุ่มพบว่าในช่วงเริ่มต้นกลุ่มน้ำหนักมากจะมีมุมองศาการงอสูงกว่ากลุ่มอื่น แต่ในช่วง 50.0 องศาเปอร์เซ็นต์ของของวงจการนั่งยอง

มุมงอข้อเข้าของกลุ่มน้ำหนักมากจะมีค่าลดลง และน้อยกว่ากลุ่มอื่น โดยเมื่อนั่งยองจนสุดกลุ่มน้ำหนักเบาจะมีระยะมุมงอข้อเข้าสูงสุดดังแสดงในรูปที่ 4.11



รูปที่ 4.10 ความสัมพันธ์ของแรงกล้ามเนื้อ Quadriceps ในกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข้า
จำแนกตามดัชนีมวลกาย ; สีเทา (กลุ่มน้ำหนักเบา), สีแดง (กลุ่มน้ำหนักปกติ),
สีน้ำเงิน (กลุ่มน้ำหนักมาก)



รูปที่ 4.11 ความสัมพันธ์ของมุมยืด – งอข้อเข้าในกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข้าจำแนกตาม
ดัชนีมวลกาย ; สีเทา (กลุ่มน้ำหนักเบา), สีแดง (กลุ่มน้ำหนักปกติ), สีน้ำเงิน (กลุ่มน้ำหนักมาก)

จากการศึกษางานวิจัยก่อนหน้านี้ มีการศึกษาเพียงเล็กน้อยในกลุ่มอาสาสมัครที่มีค่าดัชนีมวลกายที่ต่างกันระหว่างกลุ่มข้อเข้าปกติ และกลุ่มผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข้าในท่านั่งยอง การศึกษาก่อนหน้านี้ส่วนใหญ่เปรียบเทียบคนอ้วนกับคนปกติระหว่างการเดิน (Messier et

al., 2014; Sanford et al., 2014; Kulkarni et al., 2016) ผลการศึกษานี้แสดงหลักฐานโดยตรงว่า ผู้ที่มีค่าดัชนีมวลกายสูงมีแรงกดที่ข้อเข่าระหว่างการนั่งยองสูงกว่าผู้ที่มีค่าดัชนีมวลกายต่ำอย่างมีนัยสำคัญ การรับน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นของข้อเข่าในอาสาสมัครที่มีค่าดัชนีมวลกายที่แตกต่างกันนั้นมีความเกี่ยวข้องกับการเปลี่ยนแปลงในกระบวนการทางชีวกลศาสตร์ของข้อเข่า ซึ่งสัมพันธ์กับช่วงการเคลื่อนไหวข้อเข่า โดยการศึกษาก่อนหน้านี้สนับสนุนเหตุผลที่ว่าค่าดัชนีมวลกายที่เพิ่มขึ้นนำไปสู่การเพิ่มภาระโหลดในข้อเข่าทางชีวกลศาสตร์และการเชื่อมโยงกับโรคอ้วน และโรคข้อเข่าเสื่อม และส่งผลให้มีช่วงการเคลื่อนไหวที่จำกัด (Sanford et al., 2014; Kulkarni et al., 2016; Obrebska et al., 2020) อย่างไรก็ตามการศึกษาก่อนหน้านี้ (Robertson et al., 2008) แสดงให้เห็นว่าคนอ้วนหรืออาสาสมัครที่มีค่าดัชนีมวลกายสูงมักจะมีภาระข้อเข่าตัวต่าลงขณะนั่งยองมากกว่าคนปกติ ซึ่งจะช่วยรักษาความสมดุลของร่างกายขณะนั่งยอง และทำให้ช่วงการเคลื่อนไหวข้อเข่าลดลงเป็นส่วนให้ข้อเข่ารับภาระโหลดที่น้อยลง และลดการเพิ่มโมเมนต์ที่ข้อเข่าได้ สิ่งเหล่านี้สอดคล้องกับผลลัพธ์ในการศึกษานี้ที่แสดงให้เห็นว่ากลุ่มที่มีค่าดัชนีมวลกายสูงไม่จำเป็นต้องมีภาระโหลดที่ข้อเข่าสูงกว่ากลุ่มที่มีค่าดัชนีมวลกายเบากว่า

การเคลื่อนไหวของข้อเข่าในกลุ่มที่มีค่าดัชนีมวลกายสูงส่งผลต่อแรง และโมเมนต์ของข้อเข่า เนื่องจากมวล และความเฉื่อยที่เพิ่มขึ้นในทุกส่วนของร่างกาย การเพิ่มขึ้นของค่าดัชนีมวลกายอาจสร้างอุปสรรคทางกายภาพต่อช่วงการเคลื่อนไหวทั้งหมด โดยเฉพาะอย่างยิ่งในการเคลื่อนไหวบางอย่าง เช่น การนั่งยอง เป็นต้น การศึกษาก่อนหน้านี้รายงานว่าความแตกต่างของค่าดัชนีมวลกายมีอิทธิพลต่อการเคลื่อนไหวของข้อเข่า ซึ่งผู้ที่มีน้ำหนักน้อยจะมีมุมองของข้อต่อที่สูงขึ้นเนื่องจากเส้นรอบวงของต้นขา และน่องที่ต่ำกว่า (Del Porto et al., 2012) สอดคล้องกับผลการศึกษานี้ที่แสดงให้เห็นว่ากลุ่มน้ำหนักเบามีระยะการเคลื่อนไหวข้อเข่าที่สูงกว่ากลุ่มอื่น นอกจากนี้ความอ้วนมีส่วนต่อการรบกวนการทำงานร่วมกันของข้อต่อ และกล้ามเนื้อที่จำเป็นต่อความสามารถในการทำงาน และการรักษาความสมดุลของตำแหน่งของร่างกายในระหว่างการเคลื่อนไหว ดังนั้นค่าดัชนีมวลกายจึงถูกใช้เป็นตัวแปรร่วมเพื่อศึกษาความแตกต่างทางชีวกลศาสตร์ของข้อเข่า (Agarwal et al., 2018) อย่างไรก็ตามนอกจากอิทธิพลของค่าดัชนีมวลกายที่มีผลต่อชีวกลศาสตร์ของข้อเข่า ลักษณะทางกายภาพของร่างกายก่อนการผ่าตัด เช่น ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ ความสามารถในการทรงตัว และระยะการเคลื่อนไหวของข้อเท้า สะโพก และลำตัว เทคนิคขั้นตอนการผ่าตัด ประเภท และการออกแบบข้อเข่าเทียม รวมไปถึงความเร็วในการนั่งยอง ล้วนมีอิทธิพลต่อรูปแบบทางชีวกลศาสตร์ของข้อเข่าในท่านั่งยองทั้งสิ้น (Dahlkvist et al., 1982; Koh et al., 2017)

4.3 ผลการเปรียบเทียบความแตกต่างของพฤติกรรมการเคลื่อนที่ และแรงสัมผัสของแบบจำลองข้อเข่า

การศึกษาเปรียบเทียบความแตกต่างของพฤติกรรมการเคลื่อนที่ของแบบจำลองข้อเข่าปกติ และแบบจำลองข้อเข่าเทียมที่มีการเปลี่ยนแปลงภายใต้ทำนงยong ซึ่งจะทำให้การวิเคราะห์เปรียบเทียบความแตกต่างของการเคลื่อนที่ และการหมุนใน 3 ทิศทาง ได้แก่ การเคลื่อนที่ในแนวด้านหน้า - หลัง การเคลื่อนที่ในแนวด้านใน - นอก การเคลื่อนที่ในแนวตั้ง การหมุนรอบแกนในแนวด้านหน้า - หลัง การหมุนรอบแกนในแนวด้านใน - นอก และการหมุนรอบแกนในแนวตั้งของแบบจำลองข้อเข่า รวมไปถึงการวิเคราะห์แรงสัมผัสในแบบจำลองข้อเข่าทั้งสองประเภท

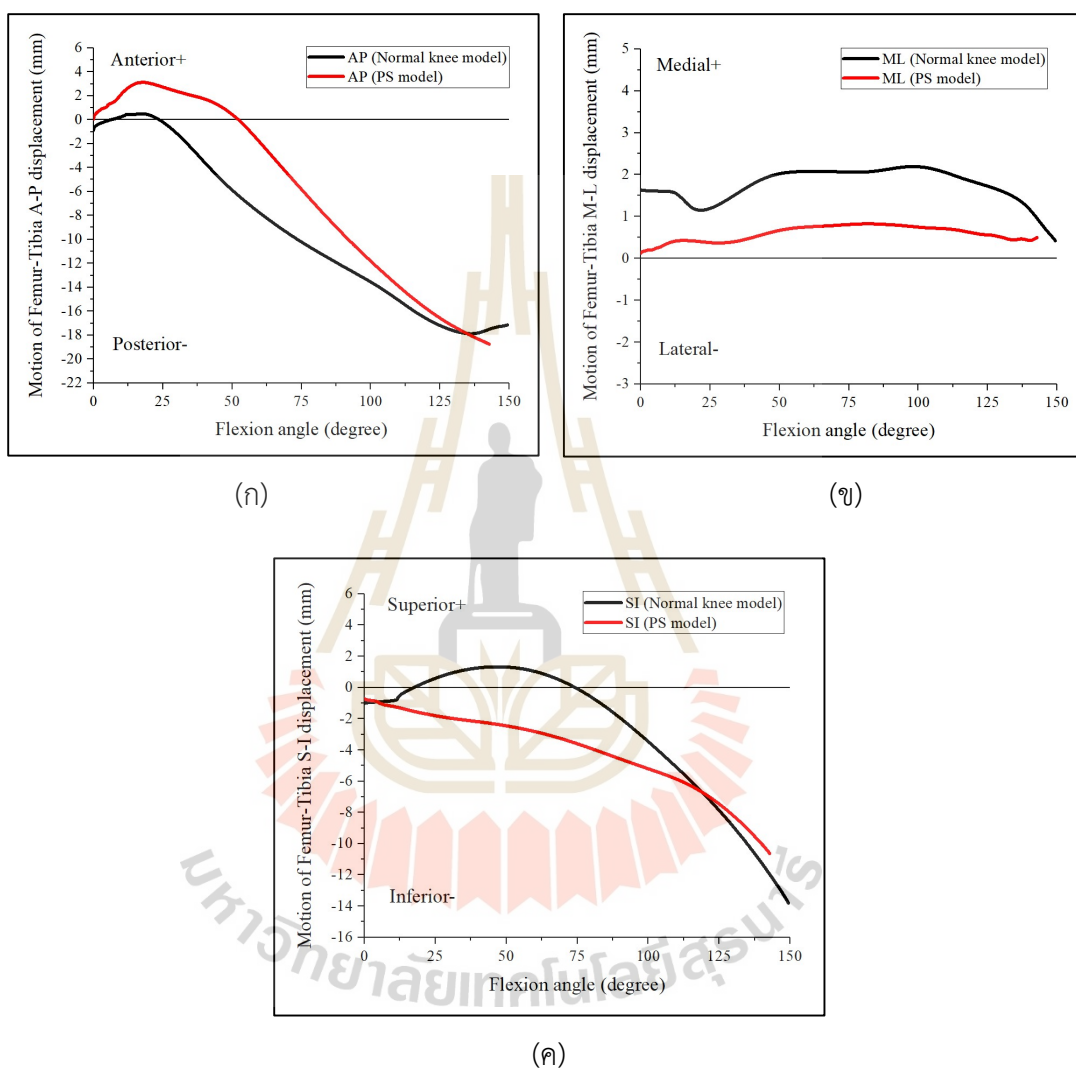
4.3.1 ผลเปรียบเทียบพฤติกรรมการเคลื่อนที่ และการหมุน

แนวโน้มพฤติกรรมการเคลื่อนที่ของแบบจำลองข้อเข่าจะแสดงในรูปที่ 4.12 โดยการเคลื่อนที่ที่เกิดขึ้นมากที่สุด คือ การเคลื่อนที่ในแนวตั้ง ตามด้วยการเคลื่อนที่ในแนวด้านหน้า - หลัง และการเคลื่อนที่ในแนวด้านใน - นอก โดยพฤติกรรมการเคลื่อนที่ในแนวด้านหน้า - หลังของแบบจำลองข้อเข่าปกติ และแบบจำลองข้อเข่าเทียมมีแนวโน้มในทิศเดียวกัน จากรูปที่ 4.12 (ก) แสดงให้เห็นในช่วงมุมงอเข่าเริ่มต้นถึง 25 องศา แบบจำลองข้อเข่าปกติจะมีการเคลื่อนที่ไปในแนวด้านหน้าเพียงเล็กน้อย และเคลื่อนที่กลับไปในแนวด้านหลัง โดยการเคลื่อนที่ของกระดูกต้นขาของแบบจำลองข้อเข่าปกติจะมีแนวโน้มเคลื่อนที่ในทิศทางด้านหลังสูงสุดประมาณ 18.0 มิลลิเมตร ที่มุมงอข้อเข่า 25 องศาเป็นต้นไป ส่วนแบบจำลองข้อเข่าเทียมจะมีการเคลื่อนที่ของกระดูกต้นขาไปในแนวด้านหน้าประมาณ 3.0 มิลลิเมตร ในช่วงมุมงอเข่าที่ 0 ถึง 50 องศา และจะเคลื่อนที่กลับไปในแนวด้านหลังสูงสุดประมาณ 18.9 มิลลิเมตร ผลการศึกษานี้สอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้ที่ว่าข้อเข่าจะเกิดพฤติกรรม Femoral rollback หรือการเคลื่อนที่ไปแนวด้านหลังขณะงอข้อเข่า โดยในการศึกษาของ Arnout และคณะได้รายงานการเคลื่อนที่ในแนวด้านหน้า - หลังของแบบจำลอง ข้อเข่าเทียมเชิงพาณิชย์ประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง (Posterior-stabilized) หลากหลายยี่ห้อ โดยเกิดการเคลื่อนที่ไปทางด้านหลังสูงสุดประมาณ 14.0 ถึง 22.0 มิลลิเมตร ในช่วงมุมงอข้อเข่า 120 ถึง 130 องศา (Arnout et al., 2015) และการศึกษาของ Koh และคณะได้รายงานแบบจำลองข้อเข่าปกติเกิดพฤติกรรม Femoral rollback ประมาณ 18.0 มิลลิเมตรในแบบจำลองข้อเข่าปกติ (Koh et al., 2017) นอกจากนี้การศึกษาของ Bernardo และคณะได้รายงานผลการเคลื่อนที่ในแนวด้านหน้า - หลังของแบบจำลองข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังในทำนงยong ซึ่งพบว่ามีแนวโน้มการเคลื่อนที่ในแนวด้านหลังที่ประมาณ 10.0 มิลลิเมตรที่มุมงอเข่าสูงสุด 120 องศา (Bernardo et al., 2020) และการศึกษาของ Silvia และคณะที่ศึกษาความแตกต่างของการออกแบบข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังพบว่าการเคลื่อนที่ในแนวด้านหลังของแบบจำลองที่ประมาณ 16.0 ถึง 25.0 มิลลิเมตร (Silvia et al., 2012) ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษานี้

ส่วนของการเคลื่อนที่ของกระดูกต้นขาในแนวด้านใน - นอกของแบบจำลองข้อเข่าปกติ และแบบจำลองข้อเข่าเทียมดังแสดงในรูปที่ 4.12 (ข) พบว่ามีแนวโน้มของระยะการเคลื่อนที่ของกระดูกต้นขาเพียงเล็กน้อยทั้งสองแบบจำลองตลอดการนั่งยอง โดยแบบจำลองข้อเข่าปกติจะมีระยะการเคลื่อนที่ของกระดูกต้นขาอยู่ที่ประมาณ 2.0 มิลลิเมตร เนื่องจากชิ้นส่วนหมอนรองกระดูกและชิ้นส่วนกระดูกต้นขา หรือ Femoral Condyle ของแบบจำลองข้อเข่าปกติมีโครงสร้างแบบไม่สมมาตรมีรูปร่าง และขนาดของ Femoral Condyle และ Tibial Condyle ที่สอดคล้องกันทำให้แบบจำลองข้อเข่าปกติสามารถปรับตำแหน่งได้เองตามการเปลี่ยนแปลงของกล้ามเนื้อ และภาระโหลดของข้อต่อจึงทำให้เกิดการเคลื่อนที่ในแนวด้านใน - นอกได้มากกว่าแบบจำลองข้อเข่าเทียม ส่วนแบบจำลองข้อเข่าเทียมมีระยะการเคลื่อนที่ของกระดูกต้นขาในแนวด้านใน - นอกประมาณ 1.0 มิลลิเมตร ซึ่งมีรูปแบบการเคลื่อนที่ของกระดูกต้นขาที่จำกัดกว่าแบบจำลองข้อเข่าปกติ ซึ่งเกิดจากความสอดคล้องที่ดีระหว่างชิ้นส่วนประกอบฝาครอบกระดูกต้นขา และชิ้นส่วนหมอนรองข้อเทียมในแนวกึ่งกลาง จากการศึกษาของ Baldwin และคณะ ซึ่งได้ศึกษาเปรียบเทียบจากการทดสอบระหว่างข้อเข่าจริงที่ได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่า และแบบจำลองข้อเข่าเทียม ผลการเคลื่อนที่ในแนวด้านใน - นอกมีแนวโน้มคล้ายคลึงกับการศึกษานี้ โดยมีการเคลื่อนที่เพียงเล็กน้อย และคงที่ตลอดการงอเข่า (Baldwin et al., 2012) ส่วนในการเคลื่อนที่ของกระดูกต้นขาในแนวตั้งพบว่าแบบจำลองทั้งสองจะมีแนวโน้มเคลื่อนที่ไปในทิศทางแนวตั้งลงทั้งคู่ โดยแบบจำลองข้อเข่าปกติจะมีระยะเคลื่อนที่ของกระดูกต้นขาในแนวตั้งลงสูงสุดประมาณ 14.0 มิลลิเมตร มากกว่าแบบจำลองข้อเข่าเทียมที่มีระยะเคลื่อนที่ของกระดูกต้นขาในแนวตั้งลงสูงสุดประมาณ 11.0 มิลลิเมตรดังแสดงในรูปที่ 4.12 (ค)

แนวโน้มการหมุนของแบบจำลองข้อเข่าปกติ และแบบจำลองข้อเข่าเทียมในการนั่งยองจะแสดงในรูปที่ 4.13 โดยการหมุนรอบแกนในแนวตั้ง แบบจำลองข้อเข่าเทียมจะมีการหมุนรอบแกนในแนวตั้งสูงกว่าแบบจำลองข้อเข่าปกติดังแสดงในรูป 4.13 (ก) โดยในแบบจำลองข้อเข่าปกติจะเกิดการบิดหมุนออกด้านนอกของกระดูกต้นขาอยู่ที่ 5 องศาในช่วงมุมงอเข่าเริ่มต้น ถึง 125 องศา แล้วจะเกิดการบิดหมุนของกระดูกต้นขาเข้าด้านใน โดยจะเกิดการบิดหมุนเข้าสูงสุดถึง 12 องศา ส่วนในแบบจำลองข้อเข่าเทียมจะพบว่าจะมีแนวโน้มการบิดหมุนออกด้านนอกของกระดูกต้นขาประมาณ 3.5 องศาในช่วงมุมงอเข่าเริ่มต้น ถึง 40 องศา และเกิดการบิดหมุนเข้าด้านในสูงสุดประมาณ 18 องศา โดยการหมุนรอบแกนในแนวตั้งของแบบจำลองข้อเข่าปกติในการศึกษานี้ สอดคล้องกับการศึกษาของก่อนหน้านี้ที่ได้อายงานการหมุนรอบแกนในแนวตั้งของแบบจำลองข้อเข่าปกติโดยเกิดการหมุนเข้าด้านในสูงสุดประมาณ 18 องศา (Koh et al., 2017) และในการศึกษาของดุซิด และคณะได้อธิบายการเกิดการบิดหมุนเข้าด้านในของกระดูกต้นขา หรือ Internal Rotation ประมาณ 4 ถึง 13 องศาขณะงอเข่า (ดุซิด ภัทรนิธิคุณ, 2552) ส่วนในการศึกษาของ Bernardo และคณะได้อายงานการหมุนรอบแกนในแนวตั้งของแบบจำลองข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังเกิด

การบิดหมุนเข้าด้านในสูงสุดประมาณ 10 ถึง 12 องศา (Bernardo et al., 2020) นอกจากนี้ การศึกษาอื่น ๆ ในแบบจำลองข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังได้รายงานแนวโน้มการบิดหมุนเข้าด้านในของกระดูกต้นขาระหว่างการนั่งยอง ซึ่งมีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกันกับการศึกษานี้ (Silvia et al. 2012; Kang et al. 2018)



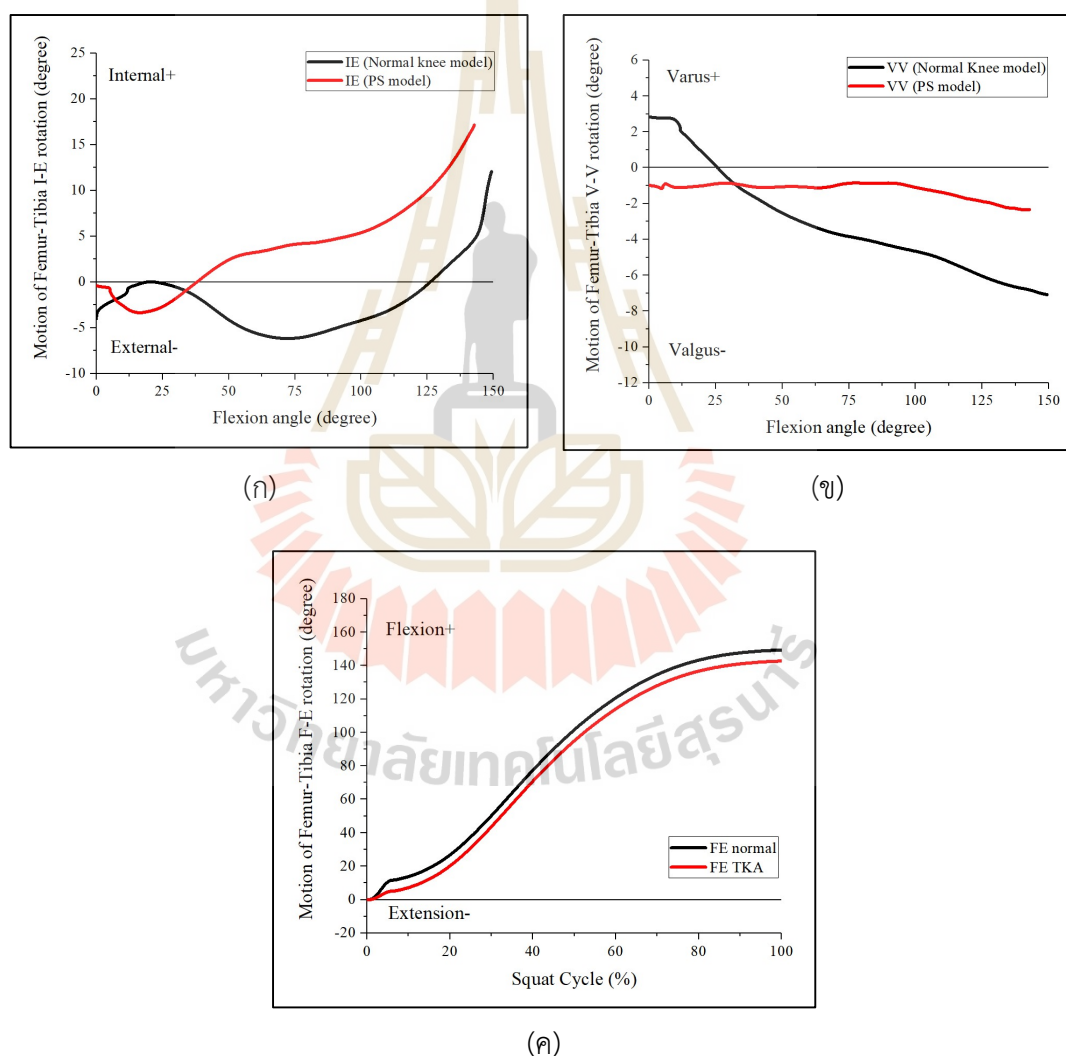
รูปที่ 4.12 การเคลื่อนที่ของแบบจำลองข้อเข่าปกติ และแบบจำลองข้อเข่าเทียมภายใต้ท่านั่งยอง

(ก) การเคลื่อนที่ในแนวด้านหน้า - หลัง (ข) การเคลื่อนที่ในแนวด้านใน - นอก

(ค) การเคลื่อนที่ในแนวตั้ง

การหมุนรอบแกนในแนวด้านหน้า - หลังดังแสดงที่รูป 4.13 (ข) แบบจำลองข้อเข่าปกติจะเกิดการหมุนโก่งเข้าประมาณ 3 องศาในช่วงมุมข้อเข่า 25 องศา จากนั้นจะเกิดการหมุนโก่งออกสูงสุดประมาณ 7 องศา ส่วนแบบจำลองข้อเข่าเทียมจะเกิดการหมุนโก่งออกคงที่ประมาณ 3

องศาตลอดการนั่งยอง ส่วนการหมุนรอบแกนในแนวด้านใน - นอก หรือการงอ - ยืดของข้อเข่าพบว่า ในแบบจำลองข้อเข่าปกติ และแบบจำลองข้อเข่าเทียมจะเกิดการหมุนงอเข้าของกระดูกต้นขา มีแนวโน้มที่ใกล้เคียงกัน โดยแบบจำลองข้อเข่าปกติสามารถหมุนเข้าสูงสุดถึง 149.3 องศา และ 143.1 องศาในแบบจำลองข้อเข่าเทียมตามลำดับ ผลจากศึกษานี้มีความสอดคล้องกับการศึกษาที่ผ่านมาในแบบจำลองข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังเชิงพาณิชย์ยี่ห้ออื่น และความแตกต่างในด้านการออกแบบของข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังพบว่า การหมุนรอบแกนในแนวด้านใน - นอก หรือการงอ - ยืดของข้อเข่าของแบบจำลองสามารถงอข้อเข่าได้สูงสุดประมาณ 120 ถึง 130 องศา (Arnout et al., 2015; Bernardo et al., 2020; Silvia et al., 2012; Kang et al., 2018)



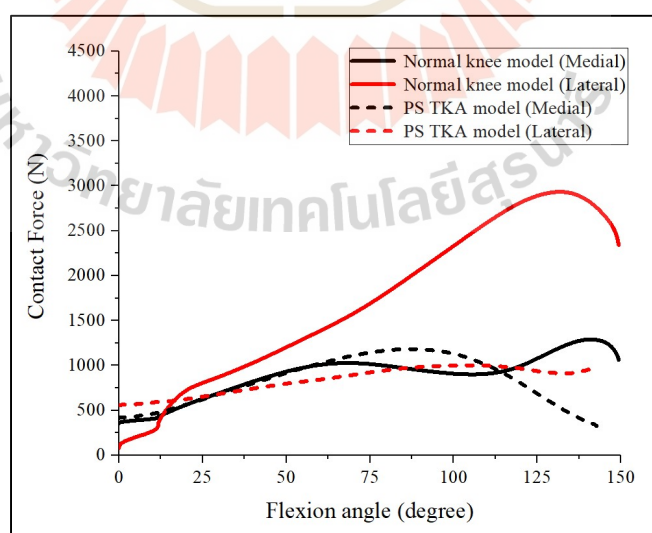
รูปที่ 4.13 การหมุนของแบบจำลองข้อเข่าปกติ และแบบจำลองข้อเข่าเทียมภายใต้ท่านั่งยอง

(ก) การหมุนรอบแกนในแนวตั้ง (ข) การหมุนรอบแกนในแนวด้านหน้า - หลัง

(ค) การหมุนรอบแกนในแนวด้านใน - นอก

4.3.2 ผลเปรียบเทียบแรงสัมผัส

จากรูปที่ 4.14 แสดงแรงสัมผัสที่เกิดขึ้นของแบบจำลองข้อเข่าปกติ และแบบจำลองข้อเข่าเทียมโดยแบ่งออกเป็นแรงสัมผัสด้านใน (Medial Contact Force) และแรงสัมผัสด้านนอก (Lateral Contact Force) โดยในแรงสัมผัสด้านใน และด้านนอกสูงสุดของแบบจำลองข้อเข่าปกติ เท่ากับ 1,147.33 นิวตัน และ 3,029.1 นิวตัน ส่วนแรงสัมผัสด้านใน และด้านนอกสูงสุดของแบบจำลองข้อเข่าเทียมเท่ากับ 1,303.36 นิวตัน และ 1,094.33 นิวตัน จะเห็นได้ว่าแบบจำลองข้อเข่าปกติจะมีแรงสัมผัสด้านนอกสูงกว่าแรงสัมผัสด้านใน เนื่องจากรูปร่างของ Lateral Femoral Condyle มีขนาดใหญ่กว่า Medial Femoral Condyle และ Lateral Tibial Condyle ซึ่งมีขนาดที่พอดีกับ Lateral Femoral Condyle ทำให้กระดูกต้นขาสามารถเคลื่อนที่ในฝั่งด้านนอก (Lateral) ได้มากกว่าฝั่งด้านใน (Medial) นอกจากนี้เอ็นไขว้หน้า และเอ็นไขว้หลังเป็นตัวจำกัดการเคลื่อนที่ และสร้างเสถียรภาพในฝั่งด้านในมากกว่า จึงส่งผลให้แรงสัมผัสด้านนอกสูงกว่าแรงสัมผัสด้านในของแบบจำลองข้อเข่าปกติ ส่วนแบบจำลองข้อเข่าเทียมที่รูปร่างของหมอนรองข้อเข่าเทียมมีความสมมาตรกัน และตัว Post-Cam mechanism มีส่วนช่วยในการจำกัดการเคลื่อนที่ของชิ้นส่วนกระดูกต้นขาส่งผลให้แรงสัมผัสด้านใน และด้านนอกมีแนวโน้มของค่าที่ใกล้เคียงกัน โดยผลการศึกษาที่มีความสอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้าที่ได้รายงานแนวโน้มของแรงสัมผัสด้านใน และด้านนอกของแบบจำลองข้อเข่าปกติ และแบบจำลองข้อเข่าเทียมว่ามีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกัน โดยค่าแรงสัมผัสด้านนอกจะสูงกว่าแรงสัมผัสด้านในขณะงอเข่า (Sacha et al., 2022; Bernardo et al., 2020; Sauer et al., 2021)



รูปที่ 4.14 แรงสัมผัสของแบบจำลองข้อเข่าปกติ และแบบจำลองข้อเข่าเทียมภายใต้ท่า นั่งยอง; เส้นทึบ (แบบจำลองข้อเข่าปกติ), เส้นประ (แบบจำลองข้อเข่าเทียม), สีดำ (แรงสัมผัสด้านใน) และสีแดง (แรงสัมผัสด้านนอก)

บทที่ 5

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

ผลการศึกษาเปรียบเทียบผลกระทบการเคลื่อนไหวข้อเข่าระหว่างกลุ่มอาสาสมัครปกติกับกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าภายใต้ทำนังยอง และผลการศึกษาความแตกต่างของพฤติกรรมเคลื่อนไหวที่ของแบบจำลองข้อเข่า และแรงสัมผัสระหว่างแบบจำลองขึ้นส่วนหมอนรองข้อเข่า และขึ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาส่วนปลาย โดยในงานวิจัยนี้ได้ตั้งข้อสมมติฐานว่าชีวกลศาสตร์การเคลื่อนไหวข้อเข่าในทำนังยองของกลุ่มคนปกติ และกลุ่มที่ผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมมีความแตกต่างตามค่าดัชนีมวลกาย และลักษณะการเคลื่อนไหวที่ และการหมุนของกระดูกต้นขาของแบบจำลองข้อเข่าปกติ และแบบจำลองข้อเข่าเทียมมีแนวโน้มไปในทิศเดียวกัน ผลที่ได้จากการศึกษานี้สามารถสรุปได้ดังนี้

5.1.1 การศึกษาเปรียบเทียบทางพลศาสตร์ทำนังยอง

ผลการเปรียบเทียบผลกระทบการเคลื่อนไหวข้อเข่าระหว่างกลุ่มอาสาสมัครปกติกับกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าแสดงให้เห็นว่าแรงในแนวแกนสูงสุด โมเมนต์รอบแนวแกนสูงสุด แรงกล้ามเนื้อ Quadriceps สูงสุด รวมไปถึงมุมยืด - งอของข้อเข่าในกลุ่มอาสาสมัครปกติจะมีแนวโน้มของค่าที่สูงกว่ากลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าอย่างมีนัยสำคัญ และสัมพันธ์กับมุมงอข้อเข่าที่เพิ่มขึ้น โดยในช่วงมุมงอข้อเข่าเท่ากันมีแนวโน้มของค่าไปในทิศเดียวกัน และใกล้เคียงกัน แรงในแนวด้านหน้า - หลังสูงสุดของกลุ่มอาสาสมัครปกติ และกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าอยู่ที่ประมาณ 3.5 และ 2.9 เท่าของน้ำหนักตัวโดยเฉลี่ยตามลำดับ อย่างไรก็ตามแรงในแนวด้านใน - นอกสูงสุดของกลุ่มอาสาสมัครปกติมีค่าต่ำ และใกล้เคียงกับกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าโดยมีค่าประมาณ 0.44 และ 0.04 เท่าของน้ำหนักตัว ส่วนแรงในแนวตั้งสูงสุดมีค่าประมาณ 3.0 เท่าของน้ำหนักตัวสำหรับกลุ่มอาสาสมัครปกติและ 0.45 เท่าของน้ำหนักตัวในกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่า แรงลัพท์สูงสุดของกลุ่มอาสาสมัครปกติ และกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข่าเท่ากับ 4.35 และ 3.14 เท่าของน้ำหนักตัว จะสังเกตได้ว่าขนาดของแรงในแนวด้านหน้า - หลัง และแรงในแนวตั้งเฉลี่ยในข้อเข่าของทั้งสองกลุ่มนั้นมีค่าสูงกว่าแรงในแนวด้านใน - นอก โมเมนต์รอบแนวแกนสูงสุดจะเกิดในช่วงมุมงอข้อเข่าสูงสุด ผลการวิเคราะห์ที่ได้มีความคล้ายคลึงกับการศึกษาก่อนหน้านี้ ซึ่งผลจากการศึกษานี้พบว่าของแรงข้อเข่าที่มีค่าสูงสุด คือ แรงในแนวด้านหน้า - หลัง แรงในแนวตั้ง และแรงในแนวด้านใน - นอกตามลำดับ

5.1.2 การศึกษาเปรียบเทียบทางพลศาสตร์ทำนัองตามดัชนีมวลกาย

การเปรียบเทียบผลกระทบการเคลื่อนไหวข้อเข้าในกลุ่มอาสาสมัครปกติกับกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข้าโดยแบ่งตามดัชนีมวลกายแสดงให้เห็นว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญในแต่ละกลุ่มดัชนีมวลกาย โดยในกลุ่มอาสาสมัครปกติถูกแบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม ได้แก่ กลุ่มน้ำหนักเบา (Light weight) ค่าดัชนีมวลกายเท่ากับ 19.4 กิโลกรัมต่อเมตร² กลุ่มน้ำหนักปกติ (Middle weight) ค่าดัชนีมวลกายเท่ากับ 26.01 กิโลกรัมต่อเมตร² และกลุ่มน้ำหนักมาก (Heavy weight) ค่าดัชนีมวลกายเท่ากับ 37.44 กิโลกรัมต่อเมตร² ซึ่งในแต่ละกลุ่มมีจำนวนสมาชิกไม่เท่ากัน โดยค่าสูงสุดของแรงในแนวแกน และแรงลัพท์เกิดในกลุ่มน้ำหนักน้อย โมเมนต์รอบแนวแกน โมเมนต์ลัพท์ และแรงกล้ามเนื้อ Quadriceps ของทั้งสามกลุ่มมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นไปในทิศทางเดียวกัน และสัมพันธ์กับมุมข้อเข้าที่เพิ่มขึ้น ในส่วนมุมข้อเข้าสูงสุดเกิดในกลุ่มน้ำหนักน้อย กลุ่มน้ำหนักปกติ และกลุ่มน้ำหนักมากตามลำดับ

ส่วนในกลุ่มอาสาสมัครเปลี่ยนข้อเข้าถูกแบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม ได้แก่ กลุ่มน้ำหนักเบา (Light weight) ค่าดัชนีมวลกายเท่ากับ 21.8 กิโลกรัมต่อเมตร² กลุ่มน้ำหนักปกติ (Middle weight) ค่าดัชนีมวลกายเท่ากับ 27.73 กิโลกรัมต่อเมตร² และกลุ่มน้ำหนักมาก (Heavy weight) ค่าดัชนีมวลกายเท่ากับ 35.77 กิโลกรัมต่อเมตร² ซึ่งในแต่ละกลุ่มมีจำนวนสมาชิกไม่เท่ากัน โดยแรงในแนวด้านหน้า - หลังสูงสุดเกิดในกลุ่มน้ำหนักเบา แรงในแนวด้านใน - นอกสูงสุด และแรงในแนวตั้งสูงสุดเกิดในกลุ่มน้ำหนักปกติ โมเมนต์รอบแนวแกนสูงสุดเกิดในกลุ่มน้ำหนักน้อย ส่วนแรงลัพท์ โมเมนต์ลัพท์ และแรงกล้ามเนื้อ Quadriceps ของทั้งสามกลุ่มมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นไปในทิศทางเดียวกัน ในส่วนมุมข้อเข้าสูงสุดเกิดในกลุ่มน้ำหนักน้อย กลุ่มน้ำหนักปกติ และกลุ่มน้ำหนักมากเช่นเดียวกับกลุ่มอาสาสมัครปกติ นอกจากอิทธิพลของค่าดัชนีมวลกายที่จะส่งผลต่อความแตกต่างทางชีวกลศาสตร์ข้อเข้าแล้ว อิทธิพลของความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ ความสามารถในการทรงตัว และระยะการเคลื่อนไหวของข้อเท้า สะโพก และลำตัว เทคนิคการผ่าตัด การออกแบบข้อเข้าเทียม รวมถึงความเร็วในการทำนัอง ล้วนมีอิทธิพลต่อรูปแบบทางชีวกลศาสตร์ของข้อเข้าในการทำนัองทั้งสิ้น

5.1.3 การศึกษาเปรียบเทียบความแตกต่างของพฤติกรรมและการเคลื่อนที่ และแรงสัมผัสของแบบจำลองข้อเข้า

การศึกษาความแตกต่างของพฤติกรรมและการเคลื่อนที่ของแบบจำลองข้อเข้าปกติ และแบบจำลองข้อเข้าเทียมแสดงให้เห็นว่าแบบจำลองข้อเข้าทั้งสองมีแนวโน้มของพฤติกรรมและการเคลื่อนที่ และการหมุนของกระดูกต้นขาไปในทิศทางเดียวกัน โดยแบบจำลองข้อเข้าปกติมีแนวโน้มการเคลื่อนที่ และการหมุนสูงกว่าแบบจำลองข้อเข้าเทียม อันเนื่องจากรูปทรงแบบจำลองข้อเข้าปกติที่มีหมอนรองกระดูกที่มีรูปร่างที่ไม่สมมาตร และมีขนาดที่เหมาะสมสอดคล้องกับชิ้นส่วนกระดูกต้นขาส่วนปลาย ในขณะที่แบบจำลองข้อเข้าเทียมจะมีข้อจำกัดในรูปทรงของหมอนรองข้อเข้าเทียมที่มีรูปร่างสมมาตรจึง

มีส่วนสำคัญทำให้มีระยะการเคลื่อนที่ และการหมุนของกระดูกต้นขาถูกจำกัด ส่วนการศึกษาแรงสัมผัสของแบบจำลองข้อเข่าจะพบได้ว่าแบบจำลองข้อเข่าปกติมีแรงสัมผัสด้านนอกสูงกว่าแรงสัมผัสด้านใน ส่วนแบบจำลองข้อเข่าเทียมพบว่าแรงสัมผัสด้านนอก และด้านในมีค่าใกล้เคียงกัน ผลการศึกษาที่ได้มีความสอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้

5.2 ข้อเสนอแนะ

1) ขนาดกลุ่มตัวอย่างในแต่ละกลุ่มค่าดัชนีมวลกายในการศึกษานี้อาจมีจำนวนไม่เพียงพอที่จะเป็นตัวแทนของประชากรทั้งหมด เนื่องจากข้อจำกัดในการคัดเลือกอาสาสมัคร ซึ่งการศึกษาต่อไปในอนาคตควรมีการกำหนดจำนวน หรือขนาดกลุ่มตัวอย่างให้เท่ากัน โดยในกรณีที่กลุ่มตัวอย่างมีขนาดเท่ากันจะสามารถยืนยันผลทางชีวกลศาสตร์ของข้อเข่าได้ดีขึ้น

2) ในการศึกษานี้ไม่ได้ตรวจสอบอิทธิพลของอายุ และเพศของอาสาสมัคร โดยการศึกษา ก่อนหน้านี้ได้รายงานผลกระทบของอายุ และเพศ ซึ่งมีผลเกี่ยวข้องกับความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ และส่งผลโดยตรงต่อความแตกต่างทางชีวกลศาสตร์ของข้อเข่าในขณะนั่งยองได้

3) เนื่องจากในการศึกษานี้ศึกษาในท่านั่งยองของคนไทยที่ใช้ในชีวิตประจำวัน จึงไม่ได้ ควบคุมความเร็ว และการงอลำตัวในขณะนั่งยองของอาสาสมัคร เพราะต้องการให้เป็นท่านั่งยองโดย ธรรมชาติ ซึ่งการงอลำตัวที่แตกต่างกันในขณะนั่งยองมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของแรงในข้อเข่า เนื่องจากโมเมนต์น้ำหนักของลำตัว โดยการศึกษาในอนาคตควรควบคุมในส่วนของการงอข้อเข่า

4) การศึกษานี้ใช้แบบจำลองข้อเข่าเทียมแบบเปลี่ยนทั้งหมดทั้งข้อประเภทตัดเอ็นไขว้หลังที่มี ต้นแบบมาจากข้อเข่าเทียมเชิงพาณิชย์เพียงแบบเดียว ซึ่งอาจจะไม่ครอบคลุมกับข้อเข่าเทียมที่มีใช้ ในปัจจุบัน จึงจะต้องมีการศึกษาข้อเข่าเทียมโดยอ้างอิงข้อเข่าเทียมเชิงพาณิชย์แบบอื่น ๆ เพื่อ พิจารณาต่อไปในอนาคต

5) แบบจำลองขึ้นส่วนกระดูกข้อเข่าปกติที่ใช้ในการวิเคราะห์ในการศึกษานี้อ้างอิงจาก การศึกษาก่อนหน้า ซึ่งไม่ใช่ข้อมูลจากอาสาสมัครคนไทย ผลลัพธ์ที่ได้อาจมีความคลาดเคลื่อน งานวิจัยต่อไปในอนาคตควรใช้แบบจำลองขึ้นส่วนกระดูกข้อเข่าที่มาจากอาสาสมัครกลุ่มตัวอย่าง เดียวกันจะสามารถยืนยันผลทางชีวกลศาสตร์ของข้อเข่าได้ดีขึ้น

6) ค่าคงที่สมบัติวัสดุ และเส้นเอ็นที่ใช้ในการศึกษานี้อ้างอิงจากการศึกษาก่อนหน้า ซึ่ง ค่าคงที่สมบัติวัสดุที่แตกต่างกันอาจส่งผลต่อพฤติกรรมของแบบจำลองข้อเข่า และแรงสัมผัสที่ แตกต่างกัน การศึกษาในอนาคตควรควบคุมในส่วนของการงอข้อเข่า

รายการอ้างอิง

- ขวัญสุวิทย์ อภิจันทร์เมธากุล วท.ม.(2551). การพยาบาลผู้ป่วยโรคข้อเข่าเสื่อมที่ได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่า. วารสารวิทยาลัยพยาบาลพระปกเกล้า จันทบุรี ปีที่ 29 ฉบับที่ 1 มกราคม - มิถุนายน 2561.
- เจริญชัย พากเพียรไพโรจน์. (2551). High Flexion Total Knee Arthroplasty. ตำราศัลยศาสตร์ข้อสะโพกและข้อเข่า. พิมพ์ครั้งที่ 1, กรุงเทพฯ: สำนักพิมพ์กรุงเทพเวชสาร.
- ดุสิต ภัทรนิธิคุณ (2552). การวิเคราะห์ผลศาสตร์ของข้อเข่ามนุษย์จากการประมวลผลภาพ. คณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิศวกรรมเครื่องกล จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- ทรงกรด พิมพ์ใจ. (2551). การตรวจจับการเคลื่อนไหวของมนุษย์โดยใช้การประมวลผลภาพและจำลองการเคลื่อนไหวด้วยภาพ 3 มิติ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร
- ชาติรี โบลิตธิเชษฐ. (2560). การศึกษาความชุกของโรคข้อเข่าเสื่อมในผู้สูงอายุ ในศูนย์เวชปฏิบัติครอบครัว จังหวัดพระนครศรีอยุธยา. วารสารสมาคมเวชศาสตร์ป้องกันแห่งประเทศไทย ปีที่ 7 ฉบับที่ 1 มกราคม-เมษายน 2560.
- นงพิมล นิมิตรอนันท์. (2557). สถานการณ์ทางระบาดวิทยาและการประเมินความเสี่ยงโรคข้อเข่าเสื่อมในคนไทย. วารสารพยาบาลทหารบก ปีที่ 15 ฉบับที่ 3 (ก.ย. - ธ.ค.).
- นริศ เจริญพร. (2543). ชีวกลศาสตร์ในการทำงาน. หน่วยที่ 7 ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์.
- ระพีพรรณ ฉลองสุข. (2550) การกำหนดขนาดตัวอย่าง (sample size). วารสารไทยโภชนาการ (ฉบับการศึกษาต่อเนื่องทางเภสัชศาสตร์) ปีที่ 4 ฉบับที่ 1 เดือนมกราคม 2550 (หน้า 1-19)
- สถิตินาธารณสุข พ.ศ. 2558 สำนักนโยบายและยุทธศาสตร์ สำนักงานปลัดกระทรวงสาธารณสุข.
- สุวรรณี สร้อยสงค์. (2562). การพยาบาลผู้สูงอายุโรคข้อเข่าเสื่อม. วารสารวิชาการแพทย์เขต 11 ปีที่ 33 ฉบับที่ 2 เม.ย.-มิ.ย. 2562.
- เสาวภา อินผา วทม. (2559). Nursing role สู่การรับารรับรอง Specific disease: OA Knee Pre and post management in TKR.
- อำนวย ตันพานิชย์. (2553). ความสัมพันธ์ของดัชนีมวลกายการรับรู้รูปร่างและกิจกรรมการเคลื่อนไหวร่างกายของเด็ก คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา มหาวิทยาลัยบูรพา
- ในภาคตะวันออกเฉียงเหนือตอนบนของประเทศไทย

- Arnout, N., Vanlommel, L., Vanlommel, J. et al. Post-cam mechanics and tibiofemoral kinematics: a dynamic in vitro analysis of eight posterior-stabilized total knee designs. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 23, 3343–3353 (2015). <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3167-2>
- Agarwal B, Deursen R, Mullerpatan R. Influence of habitual deep squatting on kinematics of lower extremity, pelvis and trunk. *International Journal of Health and Rehabilitation Sciences (IJHRS)*. 2018 01/01;7:1.
- Baldwin MA, Clary CW, Fitzpatrick CK, Deacy JS, Maletsky LP, Rullkoetter PJ. Dynamic finite element knee simulation for evaluation of knee replacement mechanics. *J Biomech*. 2012;45(3):474-483. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.11.052
- Bernardo Innocenti, Edoardo Bori, Change in knee biomechanics during squat and walking induced by a modification in TKA size, *Journal of Orthopaedics*, Volume 22, 2020, Pages 463-472, ISSN 0972-978X, doi.org/10.1016/j.jor.2020.10.006.
- Bergmann G, Bender A, Graichen F, et al. Standardized Loads Acting in Knee Implants. *PLOS ONE*. 2014;9(1):e86035.
- Caruntu, DI, & Gomez, R, Jr. "Human Knee Joint Inverse Dynamics Model for Walking and Moderate Squat Exercise." *Proceedings of the ASME 2015 International Mechanical Engineering Congress and Exposition. Volume 3: Biomedical and Biotechnology Engineering*. Houston, Texas, USA. November 13–19, 2015. V003T03A069. ASME. <https://doi.org/10.1115/IMECE2015-51331>
- Chokkhanchitchai S, Tangarunsanti T, Jaovisidha S, et al. The effect of religious practice on the prevalence of knee osteoarthritis. *Clin Rheumatol*. 2010 Jan;29(1):39-44.
- Dahlkvist NJ, Mayo P, Seedhom BB. Forces during squatting and rising from a deep squat. *Eng Med*. 1982;11(2):69-76. doi:10.1243/emed_jour_1982_011_019_02
- Del Porto H, Pechak C, Smith D, et al. Biomechanical effects of obesity on balance. *International Journal of Exercise Science*. 2012;5(4):1.
- Dela Peña, Maria Sofia. (2018). The Biomechanics of the Knee during High Flexion Posture: Asian kinetically different from Caucasians.
- Fox J, editor *Knee, and Ankle Biomechanics during Squatting with Heels On and Off of the Ground, With and Without Weight Shifting* 2016.

- G. Fekete, P. De Baets, M. A. Wahab, B.M. Csizmadia, G. Katona, L.V. Vanegas-Useche, J. A. Solanilla. Sliding-rolling ratio during deep squat with regard to different knee prostheses. *Acta Polytechnica Hungarica*, 9, pp. 5-24, 2012.
- G. Fekete, B. M. Csizmadia, M. A. Wahab, P. De Baets, L. V. Vanegas-Useche, I. Bíró: Patellofemoral model of the knee joint under non-standard squatting. *Dyna Colombia*, 81, pp. 60-67, 2014
- Hwang, S., Kim, Y. & Kim, Y. Lower extremity joint kinetics and lumbar curvature during squat and stoop lifting. *BMC Musculoskelet Disord* 10, 15 (2009).
<https://doi.org/10.1186/1471-2474-10-15>
- Kang, KT., Kwon, S.K., Son, J. et al. The increase in posterior tibial slope provides a positive biomechanical effect in posterior-stabilized total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 26, 3188–3195 (2018).
<https://doi.org/10.1007/s00167-018-4925-3>
- Koh YG, Son J, Kwon SK, Kim HJ, Kwon OR, Kang KT. Preservation of kinematics with posterior cruciate-, bicruciate- and patient-specific bicruciate-retaining prostheses in total knee arthroplasty by using computational simulation with normal knee model. *Bone Joint Res.* 2017;6(9):557-565. doi: 10.1302/2046-3758.69.BJR-2016-0250.R1
- Koh YG, Park KM, Kang KT. Finite Element Study on the Preservation of Normal Knee Kinematics with Respect to the Prosthetic Design in Patient-Specific Medial Unicompartmental Knee Arthroplasty. *Biomed Res Int.* 2020 Mar 18; 2020:1829385. doi: 10.1155/2020/1829385. PMID: 32258105; PMCID: PMC7109557.
- Kulkarni K, Karssiens T, Kumar V, et al. obesity and osteoarthritis. *Maturitas.* 2016 2016/07/01;89:22-28.
- Kyoung-Tak Kang, Juhyun Son, Sae Kwang Kwon, Finite element analysis for the biomechanical effect of tibial insert materials in total knee arthroplasty, *Composite Structures*, Volume 2018, 2018, Pages 141-150, ISSN 0263-8223, doi.org/10.1016/j.compstruct.2018.06.036.
- 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.

- Mizu-Uchi H, Colwell CW, Jr., Flores-Hernandez C, et al. Patient-specific computer model of dynamic squatting after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2015;30(5):870-874.
- Obrebska P, Skubich J, Piszczatowski S. Gender differences in the knee joint loadings during gait. *Gait & Posture*. 2020 2020/06/01/;79:195-202.
- 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.
- Poramet Hemarachatanon, Komsak SINSURIN, MISINTERPRETATION ON THE ROLE OF GROUND REACTION FORCE AND TORQUE TO CLUBHEAD SPEED, วารสาร วิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีการกีฬา ปีที่ 19 ฉบับที่ 1, กรกฎาคม 2562 *Journal of Sports Science and Technology* Volume 19, No. 1, 2019
- Robertson DG, Wilson JM, St Pierre TA. Lower extremity muscle functions during full squats. *J Appl Biomech*. 2008 Nov;24(4):333-9.
- Sacha, Guitteny & Aissaoui, Rachid & Zeighami, Ali & Dumas, Raphael. (2022). Subject-specific osteoarthritic knee joint modelling for contact forces estimation during squat.
- Sanford B, Williams J, Zucker-Levin A, et al. Hip, Knee, and Ankle Joint Forces in Healthy Weight, Overweight, and Obese Individuals During Walking. 2014.
- Sauer, Adrian & Maas, Allan & Ottawa, Svenja & Giurea, Alexander & Grupp, Thomas. (2021). Towards a New, Pre-Clinical, Subject-Independent Test Model for Kinematic Analysis after Total Knee Arthroplasty—Influence of the Proximo-Distal Patella Position and Patellar Tendon Stiffness. *Applied Sciences*. 11. 10.3390/app112110322.
- Shi, Junfen. “Finite element analysis of total knee replacement considering gait cycle load and malalignment.” (2007).
- 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.

- Shu L, Yao J, Yamamoto K, Sato T, Sugita N. In vivo kinematical validated knee model for preclinical testing of total knee replacement. *Comput Biol Med.* 2021 May;132:104311. doi: 10.1016/j.combiomed.2021.104311. Epub 2021 Mar 8. PMID: 33721735.
- Silva MPT, Ambrósio JAC. Kinematic Data Consistency in the Inverse Dynamic Analysis of Biomechanical Systems. *Multibody System Dynamics.* 2002 2002/09/01;8(2):219-239.
- Silvia Pianigiani, Yan Chevalier, Luc Labey, Valerio Pascale, Bernardo Innocenti, Tibio-femoral kinematics in different total knee arthroplasty designs during a loaded squat: A numerical sensitivity study, *Journal of Biomechanics*, Volume 45, Issue 13, 2012, Pages 2315-2323, ISSN 0021-9290,
- Singh Chauhan S. Kinematic and kinetic analysis of knee joint during squatting. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering.* 2019 2019/12/11;691:012020.
- 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.
- Stylianou AP, Guess TM, Kia M. Multibody muscle driven model of an instrumented prosthetic knee during squat and toe rise motions. *Journal of Biomechanical Engineering.* 2013; 135(4): 041008. [PubMed: 24231902]
- Thambyah A. How critical are the tibiofemoral joint reaction forces during frequent squatting in Asian populations? *The Knee.* 2008 2008/08/01;15(4):286-294

ภาคผนวก ก

เอกสารจริยธรรมงานวิจัยในมนุษย์



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 นายแพทย์บุระ สีนุภาพกร

หน่วยงาน : สำนักวิชาแพทยศาสตร์

วิธีทบทวน : คณะกรรมการเดิมชุด

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.สุกกิจ รูปจันทร์ 2. ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.รัตน บริสุทธิกุล

นักวิจัยทุกท่านที่ผ่านการรับรองจริยธรรมการวิจัยต้องปฏิบัติดังต่อไปนี้

1. ดำเนินการวิจัยตามที่ระบุไว้ในโครงการวิจัยอย่างเคร่งครัด
2. ใช้เอกสารแนะนำอาสาสมัคร ใบยินยอม (และเอกสารเชิญเข้าร่วมวิจัยหรือใบโฆษณาถ้ามี) แบบสัมภาษณ์ และหรือแบบสอบถาม เฉพาะที่มีตราประทับของคณะกรรมการจริยธรรมในมนุษย์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี เท่านั้น และส่งสำเนาเอกสารดังกล่าวที่ใช้กับผู้เข้าร่วมวิจัยจริงรายการแรกมาที่คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ 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

ผลงานวิชาการที่เผยแพร่



รายชื่อบทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในระหว่างศึกษา

กลวิวัฒน์ ไชยสิทธิ์, สุภกิจ รูปจันทร์ และโชติช่วง พรหมบุตร. (2563). Comparative Study of Kinematics and Kinetics between Normal Knee and Total Knee Arthroplasty during Squatting. การประชุมวิชาการระดับนานาชาติเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 11 (The 11th TSME International Conference on Mechanical Engineering), BME 0009, โรงแรมสุนีย์แกรนด์ แอนด์ คอนเวนชัน เซ็นเตอร์ จ. อุบลราชธานี. 1-4 ธันวาคม 2563.



BME0008

Comparative Study of Kinematics and Kinetics between Normal Knee and Total Knee Arthroplasty during Squatting

Kasiwat Chaiyasit¹, Supakit Rooppakhun^{2,*}, and Chotchuang Phombut²

¹School of Biomedical Innovation Engineering, Institute of Engineering, Suranaree University of Technology 111 University Avenue, Muang, Nakhon Ratchasima 30000, Thailand

²School of Mechanical Engineering, Institute of Engineering, Suranaree University of Technology 111 University Avenue, Muang, Nakhon Ratchasima 30000, Thailand

* Corresponding Author: supakit@sut.ac.th

Abstract. The objective of this study is to evaluate the kinematics and kinetics of knee joint during squatting based on the data of three-dimensional (3D) inverse dynamics analysis. A total of fifty-five subjects was collected which consisted of thirty-one normal knee and twenty-four total knee arthroplasty-TKA with the average age and body mass index (BMI) of 24.8 ± 2.2 years, 25.14 ± 6.6 kg/m² and 66.45 ± 6.8 years, 28.05 ± 4.2 kg/m², respectively. The 3D motion capture technique included the inverse dynamics analysis of the musculoskeletal (MSK) model was performed to analyze the dynamic movement of the knee joint during squatting based on computer simulation software. The contact-forces and moments of the knee joint were evaluated and then were compared between two groups using statistical mean different analysis. According to the results, there was a statistically significant difference ($p < 0.05$) of the knee joint forces and moments between the normal knee group and the TKA group during the squatting. The magnitude of maximum resultant joint force in the normal group and TKA group revealed an average of 4.35 ± 1.0 , and 3.14 ± 1.3 times bodyweight, respectively. The maximum value of the axial and lateral moment of a knee joint in the normal group revealed higher than the TKA group. Also, the average maximum flexion angle in the normal knee and TKA group was 143.1 ± 12.9 degrees and 86.2 ± 20.1 degrees, respectively. There were statistical differences in squatting movement between normal and total knee replacement patients, especially in the kinematics of flexion angle. The evaluation of knee joint movement enables used for diagnosing and following the knee joint function after total knee replacement such as Oxford knee score (OKS) during daily living activities.

Keywords: Squatting, Inverse dynamics, Knee Joint, Total Knee Arthroplasty

1. Introduction

Squatting posture is a common activity that is found in Asian daily living, especially in Thailand such as resting, toileting, and meditation. The knee joint is the most vulnerable and susceptible joint, as the main lower limb motor joint during squatting activity. Normally, the squatting activity to the knee joint

movement which related to the flexion angle of above 120 degrees. High-flexion or deep squatting often referred to the angle of the knee joint that over a range of 130 to 165 degrees [1, 2]. The biomechanical evaluation of the knee joint was associated with the analysis of kinematics and kinetics data. Kinematics analysis described the motion of multi-link systems as the human skeleton without the consideration of motion cause, for example, flexion angle, velocity, as well as acceleration. While, kinetics is the study of the relationship between the motion of bodies and its causes from both static and dynamic, such as the equilibrium of forces and moments.

According to squatting posture, the occurred force and moment of the knee joint which related to the ligaments and the knee joint included shank and thigh. Recent studies have shown squatting or high knee flexion for long periods which is common in Asian cultures is considered as one of the risk factors to cause a higher rate of knee osteoarthritis. The increase of knee flexion angle during squatting causes greater contact pressure in femur, tibia, and patella cartilage. Also, the large moments and forces that will result in high stress at the knee joint will reach damage to cartilage [2, 3, 4].

Nowadays, total knee arthroplasty (TKA) has become one of the most successful orthopedic procedures in providing pain relief and rehabilitation of knee function. The TKA patients were post-surgery need to return to their daily life activities that need a different range of knee flexion angles such as walking, ascending stairs, sitting, and working on the ground that needs over 60 to 130 degrees of knee flexion angle. The biomechanical study of the knee joint is even more important after arthroplasty because the knee joint forces are therefore directly implicated in joint articular wear and damage, especially to the polyethylene component. In many studies of TKA patients, the knee forces have been reported for a variety of activities, for example, the contact forces during walking increased at 2.8 times body weight. Stair descent were contact forces at 3.2 to 3.5 times bodyweight more than stair ascent at 2.9 to 3 times bodyweight, respectively. While during squatting, the knee forces were in a range of 2.8 to 3.8 times body weight at different knee flexion angles [5, 6].

In the present, 3D motion capture is the most common technique to detect the movement for the analysis of kinetics and kinematics of knee joint including forces, moments, and range of motion, that used the 3D retro-reflective tracking markers located at the anatomical joints and segments, which are obtained by the 3D infrared cameras. While, inverse dynamics technique is the most comprehensive method used to calculate the joint reaction forces and moments which require the kinematics data and the ground reaction forces acquired with force plate synchronized with the cameras based on computer simulation software [7, 8]. For example, the studies of biomechanics of knee joint during squatting, that used a musculoskeletal model by 3D marker motion capture data based on computer simulation and force plate to collect kinematic and kinetic data to examine knee forces and moments [1, 4, 9]. Furthermore, some studies of TKA patients and knee osteoarthritis were used the same technique and constructed subject-specific models to examine the knee biomechanics [3, 6].

Also, the diagnostics and rehabilitation in post-surgery follow-up of TKA patients are using Oxford knee score (OKS) and the knee movement assessment to examine the knee function, range of motion, and pain after total knee replacement (TKR) surgery which related directly to the force and moment of knee joint during daily living. The recent study to validate the Oxford knee score (OKS) in patients with knee osteoarthritis were collected by the New Zealand Joint Registry, which found the OKS are useful predictors of early rehabilitation after TKR and use for the monitoring of the outcome and potential failure in TKA patients. It can be considered a reliable and valid measurement [10].

This study was to examine significant differences in knee joint biomechanics based on inverse dynamic and 3D-motion analysis. By focusing on the study of posture in daily activities under the activity of squatting from fifty-five subjects consisting of thirty-one normal knee group and twenty-four TKA group. Kinematics and kinetics of knee joints were considered directly and then compared between groups. The information on knee joint movement can be clinically applied in diagnosing and following the knee joint function after total knee replacement such as Oxford knee score (OKS), which useful for predicting medical treatment. Finally, for implant designers to develop of high range of motion the knee replacements.

2. Biomechanics of knee joint

Knee biomechanics is simple concerning the type of motion. The knee functions that characterize the biomechanics are complex because they needed knee mobility and stability. The knee joint offers a wide range of motion with high resistance to external stress. Loads are transmitted by a combination of compressive force between the articular surfaces and tensile force in the ligaments and muscles. Ligaments are considered passive elastic structures and can only be loaded in tension. Muscle and tendons are considered active elastic structures and can only act under tension. Bones are non-elastic structures and work under compressive loads [11].

A. Kinematics of knee joint

Joint kinematics is the study of the relative motion between two consecutive segments of the human body without considering the forces that cause them to move. Squatting is one of the postures that was used for the kinematics study of the knee joint. During knee flexion, knee joint motion is a combination of sliding and rolling between the contracting tibia and femoral condyle surfaces with a range of motion about 0° to 135° of flexion. The internal and external rotation about the knee is approximately 5° to 10° in each direction [9]. In daily activities, the range of knee flexion angle extends from 10° to 160° as shown in figure 1. First, the screw-home mechanism of flexion was in a range between 5° to 20° with the rotation between the tibia and femur occurs automatically. Next, the range of motion between 20° to 120° of flexion angle was considered as the fundamental of active arc, which involves most of the daily activities. Finally, the passive arc between 120° to 160° of flexion angle, which is most commonly used in the Asian population [12].



Figure 1. Range of motion during squatting of a human knee joint.

B. Inverse dynamics of knee joint

The inverse dynamics technique is the most comprehensive method used in the solution of biomechanical problems to calculate the joint reaction forces and moments that the musculoskeletal system or load-bearing on prosthetic components during human locomotion. Consideration using input data is needed to carry out this analysis, for example, body weight, body segment parameters, kinematics, and kinetics information [7, 13].

The lower limb consists of three rigid points including thighs, shank, and foot as shown in figure 2. There are connected with a single hinge joint and internal muscle forces are acting on this joint to counterbalance the moment due to external forces. The relationship of the internal forces and moments developed at the ankle, knee, and hip joint are determined in the weight, a moment of inertia, accelerations, angular velocity, and angular acceleration of the segments, and the orientation during walking and squatting. The components of forces along the positive direction of axes and clockwise moment at joints are positive values. The dynamic equations in the thigh, shank, and foot segments are written as in equation (1) to equation (9), respectively.

Component of joint forces X_H and Y_H along the plane of progression x and vertical direction y respectively. While X_K and X_{AN} along the plane of progression x and Y_K and Y_{AN} along vertical y are given by,

Hip Joint Model:

$$X_H = X_K + \frac{W_T}{g} [\ddot{x}_H - \dot{\theta}_H^2 (r_T \cos \theta_H) - \ddot{\theta}_H (r_T \sin \theta_H)] \quad (1)$$

$$Y_H = Y_K + W_T + \frac{W_T}{g} [\ddot{y}_H - \dot{\theta}_H^2 (r_T \sin \theta_H) + \ddot{\theta}_H (r_T \cos \theta_H)] \quad (2)$$

And joint moment M_H is given by

$$M_H = M_K - X_K (l_T \sin \theta_H) + Y_K (l_T \cos \theta_H) + W_T (r_T \cos \theta_H) + (I_T + \frac{W_T}{g} r_T^2) \ddot{\theta}_H - \frac{W_T}{g} [\ddot{x}_H (r_T \sin \theta_H) - \ddot{y}_H (r_T \cos \theta_H)] \quad (3)$$

Knee Joint Model:

$$X_K = X_{AN} + \frac{W_S}{g} [\ddot{x}_K - \dot{\theta}_S^2 (r_S \cos \theta_S) - \ddot{\theta}_S (r_S \sin \theta_S)] \quad (4)$$

$$Y_K = Y_{AN} + W_S + \frac{W_S}{g} [\ddot{y}_K - \dot{\theta}_S^2 (r_S \sin \theta_S) + \ddot{\theta}_S (r_S \cos \theta_S)] \quad (5)$$

And joint moment M_K is given by

$$M_K = M_{AN} - X_{AN} (l_S \sin \theta_S) + Y_{AN} (l_S \cos \theta_S) + W_S (r_S \cos \theta_S) + (I_S + \frac{W_S}{g} r_S^2) \ddot{\theta}_S - \frac{W_S}{g} [\ddot{x}_K (r_S \sin \theta_S) - \ddot{y}_K (r_S \cos \theta_S)] \quad (6)$$

Ankle Joint Model:

$$X_{AN} = -X_G + \frac{W_F}{g} [\ddot{x}_{AN} - \dot{\theta}_F^2 (r_F \cos \theta_F) - \ddot{\theta}_F (r_F \sin \theta_F)] \quad (7)$$

$$Y_K = -Y_G + W_F + \frac{W_F}{g} [\ddot{y}_{AN} - \dot{\theta}_F^2 (r_F \sin \theta_F) + \ddot{\theta}_F (r_F \cos \theta_F)] \quad (8)$$

And joint moment M_{AN} is given by

$$M_{AN} = -X_G Y_{AN} - Y_G (X_G - X_{AN}) + W_F (r_F \cos \theta_F) + (I_F + \frac{W_F}{g} r_F^2) \ddot{\theta}_F - \frac{W_F}{g} [\ddot{x}_{AN} (r_F \sin \theta_F) - \ddot{y}_{AN} (r_F \cos \theta_F)] \quad (9)$$

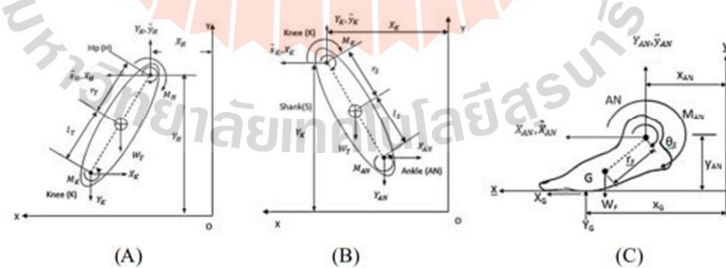


Figure 2. External forces acting on the segment: (A) thigh, (B) shank, and (C) foot.

Where X_G and Y_G are longitudinal and vertical components of ground reaction forces. The X_{AN} and Y_{AN} are coordinated ankle joint. X_G is the longitudinal coordinate of the ground reaction force. W_T , W_S , and W_F are the weight of the thigh, shank, and foot segments $\ddot{x}_H, \ddot{y}_H, \ddot{x}_K, \ddot{y}_K, \ddot{x}_{AN}$ and $\ddot{y}_{AN}$ are the component of translation acceleration of hip, knee, and ankle joint along axes of reference. $\theta_H, \dot{\theta}_H, \ddot{\theta}_H, \theta_S, \dot{\theta}_S, \ddot{\theta}_S, \theta_F, \dot{\theta}_F, \ddot{\theta}_F$ are the angular rotation, angular velocity, and angular acceleration of axis of the thigh, shank measured clockwise from x-direction. While the axis of the foot concerning the forward direction. The l_T and l_S are the lengths of the thigh and shank. r_T, r_S and r_F are the distance of the mass center of the thigh, shank, and foot from its proximal joint. The I_T, I_S , and I_F are the mass moment of inertia of the thigh, shank, and foot about its centroidal axis. g is the acceleration due to gravity [15].

3. Materials and Methods

3.1 Data acquisition

The 3D motion data of volunteers were collected, which is human research and experimental, and preserved by the Human Research Ethics Committee (HREC), Suranaree University of Technology. The biomechanical evaluation of the knee joint in two different groups of subjects consisted of the normal knee group and the total knee arthroplasty group was considered. The thirty-one normal knee subjects which healthy and had no history of knee surgery (average body mass index-BMI of $25.14 \pm 6.65 \text{ kg/m}^2$) were used and the average age, height, and weight of 24.8 ± 2.2 years, $1.66 \pm 0.06 \text{ m}$, and $69.48 \pm 18.77 \text{ kg}$, respectively. While the TKA group consisted of twenty-four subjects (average body mass index-BMI) of $28.05 \pm 4.28 \text{ kg/m}^2$ and the average age, height, and weight of 66.45 ± 6.8 years, $1.56 \pm 0.07 \text{ m}$, and $68.20 \pm 10.78 \text{ kg}$. TKA group were performed by the same surgeon and were 1-year post-surgery at the time of the data collection. All subjects were installed with reflective markers on their bodies before data acquisition using a 3D tracking camera and force sensor plate during the squatting posture as shown in figure 3.

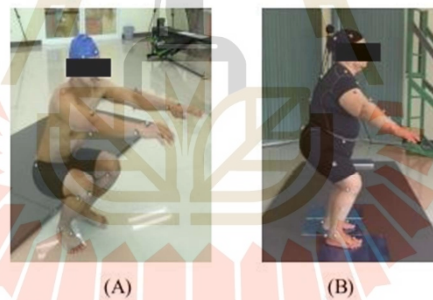


Figure 3. Anatomical locations used the reflective marker placement on the body during squatting: (A) normal subject and (B) TKA subject.

3.2 The 3D motion analysis system

The inverse dynamic technique which required kinematics and kinetics of a knee joint during squatting was performed in this study. The motion data were collected and processed using musculoskeletal modeling to calculate knee joint force including moment. Each subject was tracked the 3D positions of 43 retro-reflective spherical marker points on the anatomical locations according to the Vicon's Plug-in-Gait marker placement protocol as shown in figure 3. The marker-based motion data analysis was obtained using a 6-camera (MX40) 3D motion system (Vicon). The ground reaction forces were obtained from a force sensor plate for each foot during the trial using two force plates (Kistler-type

9281B). The motion data were recorded and analyzed using the Qualisys Track Manager (QTM) software (Qualisys, Sövedalen, Sweden). The kinematics input data and ground reaction force were then evaluated and used to calculate the knee joint force as well as moment. The body segments were also scaled using the measured data obtained from each subject included age, gender, body weight, and height. The kinematics, kinetics, and inverse dynamic MSK model of the subject-specific were analyzed by using the AnyBody Modeling System (AnyBody Technology) software as shown in figure 4.

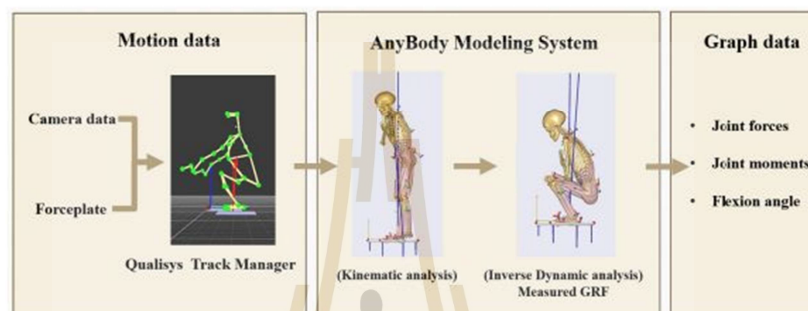


Figure 4. Three-dimensional marker-based models data flowchart.

3.3 Protocol for the squatting activity

Before the squatting, all subjects step up on the force plates and putting the feet flat to each force plate with both feet parallel to each other. To collect data, the squat position was repeated for each volunteer. During the squatting motion, the subject has to keep three conditions:

- 1) Stand still until recording the statics mode for five seconds,
- 2) Squatting with maximum knee flexion angle within tolerance and with preferred trunk flexion. Both heels flat on the force plate.
- 3) Each subject completed three trials of squatting activity.

3.4 Statistical analysis

The statistical analysis was considered by using statistical and data analysis software MedCalc program. The biomechanical parameter consisted of knee joint forces, moment, and flexion angles during the squatting cycle were then compared between the normal knee group and TKA group. The analyzed data including means, standard deviation (SD) was evaluated. Also, the comparison of the mean difference (t-test) at the level of significant differences of p-value < 0.05 was performed.

4. Results & Discussion

The purpose of this study was to examine knee kinematics and kinetics in the normal knee and TKA group during squatting activity based on 3D-motion techniques and inverse dynamic analysis. The parameter consisted of the knee force (anterior-posterior; -AP, medial-lateral; -ML and proximal-distal; -PD), knee moment (axial and lateral), and knee flexion angle. Table 1 showed the results of the squatting analysis included knee joint parameters and the comparison between the normal knee and TKA groups. During squatting, the average of AP-force and PD-force that occurred in the knee joint displayed a higher value than the PD-force in both groups. However, there was a statistically significant difference between the normal knee and TKA groups. The joint force in the normal knee group revealed a higher value than the TKA group. Similarly, the result of the average resultant moment included the axial and lateral moment in the normal knee group displayed significantly higher than TKA groups.

Table 1. Comparison of knee joint parameters between the normal knee and TKA group at the maximum average as mean ($\pm$ SD)

Parameters	Normal (n=31)	TKA (n=24)	P value
AP force (BW)	3.56 $\pm$ 1.1	2.91 $\pm$ 1.2	0.0419
ML force (BW)	0.44 $\pm$ 0.2	0.04 $\pm$ 0.1	0.0001
PD force (BW)	3.09 $\pm$ 0.8	0.45 $\pm$ 1.2	0.0001
Resultant force (BW)	4.35 $\pm$ 1.0	3.14 $\pm$ 1.3	0.0003
Axial moment (N-m)	8.84 $\pm$ 5.1	5.68 $\pm$ 4.8	0.0233
Lateral moment (N-m)	34.57 $\pm$ 8.2	15.73 $\pm$ 16.1	0.0001
Resultant moment (N-m)	35.99 $\pm$ 8.0	20.71 $\pm$ 11.3	0.0001
Maximum flexion angle (Degree)	143.1 ^o $\pm$ 12.9 ^o	86.2 ^o $\pm$ 20.1 ^o	0.0001

*Significant difference between normal and TKA ($P < 0.05$)

Figure 5 showed the results of the average resultant force and average knee force in AP, ML, and PD direction during the squatting cycle of both groups. During the squatting phase, the maximum AP- force of the normal knee group displayed 3.5 times body weight at 53% of the squatting cycle. While the TKA group exhibited 2.9 times body weight at 86% of the squatting cycle. However, the result of ML- force showed a low value and closely between the normal knee and TKA group with approximately 0.44 and 0.04 times body weight at 49% and 28% of the squat cycle, respectively. The result of PD-force revealed that there was 3 times body weight at 77% of the squat cycle in the normal knee group and 0.45 times body weight at 100% of the squat cycle for TKA. Also, the resultant force of the normal knee group and TKA group were 4.35 times bodyweight and 3.14 times bodyweight, respectively. The average maximum force of the knee joint in the normal knee group was higher than the TKA group during the squat cycle. Also, there was a statistically significant difference ($p < 0.05$) between the two groups. This result of knee forces was similar to the previous studies. For example, the average maximum forces displayed in a range of 2.8 and 3.8 times body weight at the flexion angle of 125 degrees to 139 degrees for different types of squatting in subjects without arthritis or TKA [9]. The previously also reported the maximum force of TKA subject-specific model of squatting approximating 2.2 to 2.3 and 3.25 times body weight at different maximum knee flexion angles [3, 6]. According to the studies that used the same technique also reported the maximum resultant force in a range of 1.8 to 3 times bodyweight and 3.2 times bodyweight for TKA subject [17, 18]. The maximum values of the anterior-posterior force nearly always acted in the posterior direction. The medial-lateral force was small and nearly close to zero during the squat cycle. In addition, the anterior-posterior force was generally higher than the medial-lateral force, while the proximal-distal force was the highest of those forces, respectively.

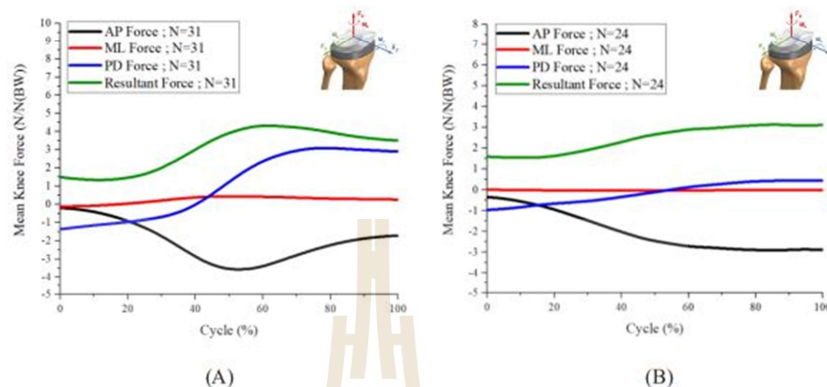


Figure 5. Comparison of average knee forces measured during squatting for both groups with (A) normal knee group and (B) TKA group; the anterior-posterior force (black line); the medial-lateral force (red line); the proximal-distal force (blue line) and the resultant force (green line).

Figure 6(A) and 6(B) showed the result of the average resultant moment and average knee moment in the axial and lateral direction during the squatting cycle of both groups. In general squatting, the knee moments were increased varied the high flexion angle. Comparatively, the average maximum moments of a knee joint in the normal knee group were higher than the TKA during the squat cycle. The average axial moment in the normal knee and TKA group displayed the maximum value of 8.8 N-m and 5.7 N-m at 89% and 98% of the squat cycle, respectively. While the average lateral moment showed the maximum value of 34.6 N-m and 15.7 N-m at 88% and 98% of the squat cycle for the normal knee and TKA group, respectively. The resultant moment of the normal knee group was 35.99 N-m while the TKA group was 20.71 N-m, respectively. Also, there was a statistically significant difference ($p < 0.05$) between the knee moment of the normal knee and the TKA group. For previous studies, the variation of the axial moment value was close to zero or small negative and positive during the entire loading cycle of squatting activity. The value of lateral moment was negative or close to zero and starts increasing to positive values while during the initial phase of squatting. The axial moment was generally higher than the lateral moment [14, 17] that similar to this study, respectively. In addition, the increase of resultant force during squatting will increase the stress on the patellar tendon as well as the contact forces in the tibiofibular joint. The force and moment exerted on the knee joint varied with the knee flexion angle during squatting [15].

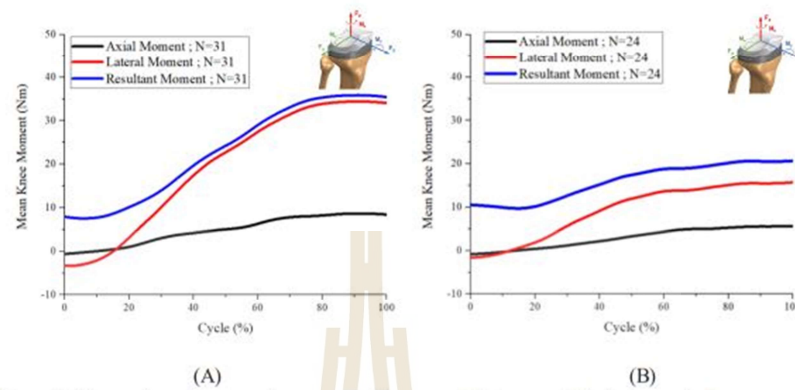


Figure 6. Comparison of average knee moment measured during squatting between both groups with (A) normal knee group and (B) TKA group: the axial moment (black line); the lateral moment (red line), and the resultant moment (blue line).

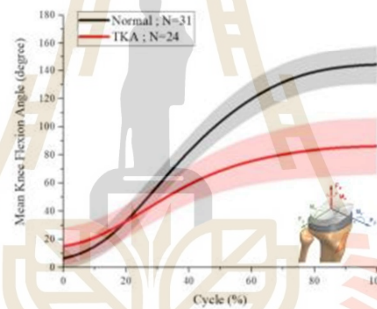


Figure 7. Comparison of average knee flexion angle during squatting between both groups with normal knee group (black line) and TKA group (red line).

Figure 7 represented the results of the flexion angle in each percentage of the squatting cycle between the normal knee group and the TKA group. The knee flexion angle started in a knee extension position of 6 degrees and 15 degrees for the normal knee and TKA group. The average maximum flexion angle in the normal knee group and TKA group were 143.1 degrees and 86 degrees, respectively. Clearly, there was a significant difference in knee flexion angle between the normal knee and TKA group. The normal knee group can be squatting with a higher value of knee flexion angle than the TKA group. According to the risk assessment studies, the factors that affected to the range of motion postoperatively for TKA patients included the preoperative range of motion, underlying disease, age, weight and height of the patients, surgical technique, implant design, and postoperative physiotherapy [16]. For the previous report, the normal knee flexion angle of Asian squatting was approximate 138 degrees, and the average flexion angle in a range of 125 degrees to 146 degrees for different types of squatting in subjects without arthritis or TKA [1, 9]. In addition, the maximum flexion angle during squatting for the TKA

group was average in a range of 92 degrees to 98 degrees [6, 14]. The previous studies that used the same technique reported the flexion angle was approximately 80 degrees to 105 degrees [17, 18].

5. Conclusion

In this study, the kinematics and kinetics data of the squatting activity using inverse dynamic and 3D-motion analysis between the normal knee and TKA group were presented. During the squatting cycle, the magnitude of maximum force, moment, and flexion angle in the normal knee group were higher than the TKA group. The result of the maximum resultant force in the normal group was an average of 4.3 times body weight while the TKA group was an average of 3.1 times body weight. The average maximum flexion angle of the normal knee and TKA group was 143 degrees and 86 degrees, respectively. The result of this study may enable diagnosing or following knee joint disease, analyze the knee joint function after total knee replacement surgery during daily activities, and for the knee implant development to the high range of motion.

6. Acknowledgments

The research is partly supported and funded by the Health Systems Research Institute. The authors would like to acknowledge Assoc. Prof. Pornthep Rachnavy, School of Sports Science, Institute of Science, Suranaree University of Technology for the suggestion of AnyBody Modeling System software and 3D motion technique. Also, the authors would like to thank all subjects for their cooperation from Suranaree University of Technology Hospital.

7. Reference

- [1] Dela Peña MS. The Biomechanics of the Knee during High Flexion Posture: Asian kinetically different from Caucasians. Philippine Normal University, Faculty of Science Technology and Mathematics, 2018.
- [2] Fox J, editor Knee and Ankle Biomechanics during Squatting with Heels On and Off of the Ground, with and Without Weight Shifting 2016.
- [3] Nagura T, Matsumoto H, Kiriya Y, Chaudhari A, Andriacchi TP. Tibiofemoral joint contact force in deep knee flexion and its consideration in knee osteoarthritis and joint replacement. *J Appl Biomech*. 2006.
- [4] Ashvin Thambyah. How critical are the tibiofemoral joint reaction forces during frequent squatting in Asian populations? *The Knee* 15 (2008) 286–294
- [5] D'Lima DD, Fregly BJ, Patil S, Steklov N, Colwell CW, Jr. Knee joint forces: prediction, measurement, and significance. *Proc Inst Mech Eng H*. 2012.
- [6] Mizu-Uchi H, Colwell CW, Jr., Flores-Hernandez C, Fregly BJ, Matsuda S, D'Lima DD. Patient-specific computer model of dynamic squatting after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2015.
- [7] Pàmies-Vilà R, Font-Llagunes JM, Cuadrado J, Alonso FJ. Analysis of different uncertainties in the inverse dynamic analysis of human gait. *Mechanism and Machine Theory*. 2012.
- [8] M.P.T. Silva, J.A.C. Ambrosio. Kinematic Data Consistency in the Inverse Dynamic Analysis of Biomechanical Systems. *Multibody System Dynamics* 8: 219–239, 2002
- [9] Smith S, Cockburn R, Hemmerich A, Li R, Wyss U. Tibiofemoral joint contact forces and knee kinematics during squatting. *Gait & posture*. 2008.
- [10] A G Rothwell, G J Hooper, A Hobbs, C M Frampton. An analysis of the Oxford hip and knee scores and their relationship to early joint revision in the New Zealand Joint Registry. *J Bone Joint Surg Br*. 2010 Mar;92(3):413-8.
- [11] Affatato S, 2 – Biomechanics of the knee. In: Affatato S, editor, *Surgical Techniques in Total Knee Arthroplasty and Alternative Procedures*. Oxford: Woodhead Publishing; 2015. p. 17-35.
- [12] Shi J, editor Finite element analysis of total knee replacement considering gait cycle load and malalignment. University of Wolverhampton for the degree of Doctor of Philosophy, June 2007.
- [13] Dumas R, Cheze L, Frossard L. Loading applied on prosthetic knee of transfemoral amputee: comparison of inverse dynamics and direct measurements. *Gait Posture*. 2009.
- [14] Bergmann G, Bender A, Graichen F, Dymke J, Rohmann A, Trepeznyski A, et al. Standardized loads acting in knee implants. *PLoS One*. 2014.
- [15] Singh Chauhan S. Kinematic and kinetic analysis of knee joint during squatting. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. 2019.

The 11th TSME International Conference on Mechanical Engineering
1st – 4th December 2020
Ubon Ratchathani, Thailand

- [16] H Farahini. Factors Influencing Range of Motion after Total Knee Arthroplasty. Iranian Red Crescent Medical Journal. Iran Red Crescent Med J 2012; 14(7):417-421
- [17] I. Kutzner. Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. Journal of Biomechanics 43 (2010) 2164–2173
- [18] J. Ro, C. Kim. Contact mechanics and muscle stability of total knee arthroplasty during squatting and walking: a simulation study. Orthopaedic Proceedings Vol. 99-B, No. SUPP_5



ประวัติผู้เขียน

นายกสิวัฒน์ ไชยสิทธิ์ เกิดเมื่อวันที่ 19 เดือนพฤศจิกายน พ.ศ. 2537 ณ จังหวัดนครราชสีมา สำเร็จการศึกษาระดับชั้นมัธยมศึกษาจากโรงเรียนปากช่อง อำเภอปากช่อง จังหวัดนครราชสีมา ในปีการศึกษา 2556 และสำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรีจากคณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิศวกรรม การผลิต มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารีในปีการศึกษา 2561 หลังจากสำเร็จการศึกษาได้เข้าทำงาน ในบริษัท ซิน-เอ ไฮ เทค จำกัด ซึ่งเป็นบริษัทผลิตชิ้นส่วนอลูมิเนียมฉีดขึ้นรูปเอง และขึ้นส่วนแม่พิมพ์ ตำแหน่งวิศวกรแม่พิมพ์เป็นเวลา 1 ปี หลังจากนั้นจึงเกิดแรงจูงใจที่จะศึกษาต่อในระดับปริญญาโท จึงได้เข้าศึกษาต่อในระดับปริญญาโท สาขาวิชานวัตกรรม วิศวกรรม วิศวกรรม แพทย์ สำนักวิชา วิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ในปี พ.ศ.2561 และได้รับทุนการศึกษาระดับ บัณฑิตศึกษาจากแหล่งทุนภายนอก (One Research One Graduate, OROG) ในขณะที่ศึกษาอยู่ได้ มีโอกาสเป็นผู้ช่วยสอนในสาขาวิชาวิศวกรรมยานยนต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ซึ่งช่วยให้ผู้วิจัย ได้นำประสบการณ์ และความรู้ที่ได้จากการเป็นผู้ช่วยสอนมาประยุกต์ใช้กับงานวิจัยได้เป็นอย่างดี จากการทำวิจัยนี้ทำให้ผู้วิจัยมีความรู้ และความเข้าใจในเรื่องการบันทึกภาพสามมิติ การวิเคราะห์ด้วย วิธีมัลติบอดีไดนามิก และการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยสำหรับระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ในระหว่าง การศึกษาในระดับปริญญาโทได้มีผลงานวิชาการที่ได้รับการเผยแพร่ระดับนานาชาติ 1 เรื่อง

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี