

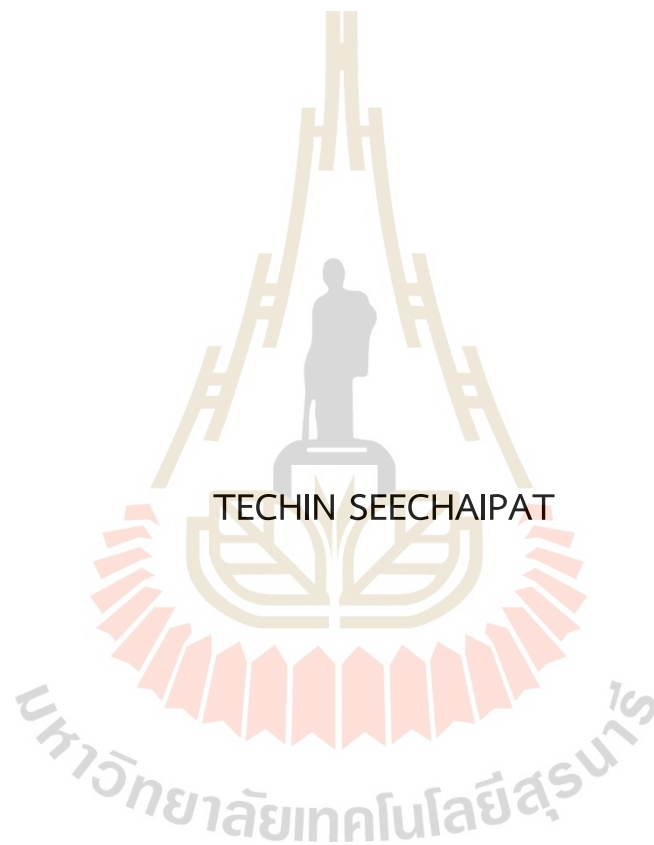
การศึกษาเชิงเปรียบเทียบทางชีวกลศาสตร์การเคลื่อนไหวข้อเข่าระหว่างข้อ
เข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังและอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง



นายเตชินท์ สีสัยพัฒน์

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชานวัตกรรม วิศวกรรมแพทย์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
ปีการศึกษา 2564

BIOMECHANICAL COMPARATIVE STUDY OF KNEE JOINT
MOVEMENT BETWEEN POSTERIOR STABILIZED- AND CRUCIATE
RETAINING- TOTAL KNEE ARTHROPLASTY



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirement for the Degree
of Master of Engineering in Biomedical Innovation Engineering Suranaree
University of Technology
Academic Year 2021

การศึกษาเชิงเปรียบเทียบทางชีวกลศาสตร์การเคลื่อนไหวข้อเข่าระหว่างข้อเข่าเทียม
ประเภทตัดเอ็นไขว้หลังและอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

(ผศ. ดร.ปิยญา อรุณจรัสธรรม)

ประธานกรรมการ

(ผศ. ดร.สุภกิจ รูปจันทร์)

กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)

(ผศ. ดร.สุขเกษม วัชรมัยสกุล)

กรรมการ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

(รศ. ดร.ฉัตรชัย โชติษฐียงกูร)

รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการ

และประกันคุณภาพ

(รศ. ดร.พรศิริ จงกล)

คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

เตชินท์ สีนชัยพัฒน์ : การศึกษาเชิงเปรียบเทียบทางชีวกลศาสตร์การเคลื่อนไหวข้อเข่า
ระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง (BIOMECHANICAL
COMPARATIVE STUDY OF KNEE JOINT MOVEMENT BETWEEN POSTERIOR
STABILIZES- AND CRUCIATE RETAINING- TOTAL KNEE ARTHROPLASTY)
อาจารย์ที่ปรึกษา : ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุภกิจ รูปจันทร์, 122 หน้า.

คำสำคัญ : ข้อเข่าเทียม ชีวกลศาสตร์ ทำทางการเคลื่อนไหว ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาเชิงเปรียบเทียบทางชีวกลศาสตร์การเคลื่อนไหวของข้อเข่าระหว่าง
ข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์บน
โปรแกรมคอมพิวเตอร์ ABAQUS KNEE SIMULATION ภายใต้ทำทางพื้นฐานต่าง ๆ ได้แก่ ทำทาง
การเดิน ทำทางนั่งยอง ทำทางลุกเก้าอี้ และทำทางลงบันได รวมถึงการศึกษาอิทธิพลของการ
เปลี่ยนแปลงค่าความสอดคล้องระหว่างรูปทรงความโค้งข้อต่อกระดูกต้นขา และข้อต่อกระดูกหน้า
แข้ง โดยทำการวิเคราะห์ตัวแปรทางชีวกลศาสตร์การเคลื่อนไหวข้อเข่าได้แก่ แรงสัมผัส จุดสัมผัส
ความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัส ตลอดจนได้ตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรมวิเคราะห์
ไฟไนต์เอลิเมนต์กับการทดสอบในห้องปฏิบัติการด้วยเทคนิคฟูจิฟิล์ม ผลการศึกษาแสดงให้เห็นถึง
จลนศาสตร์การเคลื่อนไหวข้อเข่าเทียมภายใต้ทำทางพื้นฐานต่าง ๆ 4 ทำทาง โดยที่เมื่อเปรียบเทียบ
จลนศาสตร์เคลื่อนไหวระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภท พบว่ามีความความแตกต่างกันอย่างมี
นัยสำคัญภายใต้ทำนั่งยอง และท่าลุกเก้าอี้ ในขณะที่ทำการเดิน และท่าลงบันไดมีความใกล้เคียงกัน
โดยที่ค่าแรงสัมผัสสูงสุดเกิดขึ้นในทิศทางแนวตั้ง แนวหน้า-หลัง และแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้าง
ตามลำดับ การออกแบบกลไกลูกเบี้ยวในข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังส่งผลให้เกิดการเคลื่อนที่
ของจุดสัมผัสระหว่างข้อเข่ามาด้านหลังได้มากกว่าข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง นอกจากนี้
การเปลี่ยนแปลงค่าความสอดคล้องในการออกแบบข้อเข่าเทียมในระนาบหน้าหลัง และระนาบ
ด้านข้างส่งผลต่อการเคลื่อนไหว ความเค้นสัมผัสสูงสุด และจุดสัมผัส ตลอดจนผลการตรวจสอบ
ความถูกต้องระหว่างการทำวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์กับการทดสอบในห้องปฏิบัติการ
พบว่าความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสมีความใกล้เคียง และแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกัน

สาขาวิชา นวัตกรรม วิศวกรรม แพทย์
ปีการศึกษา 2564

ลายมือชื่อนักศึกษา เตชินท์ สีนชัยพัฒน์
ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา รูปจันทร์

TECHIN SEECHAIPAT: BIOMECHANICAL COMPARATIVE STUDY OF KNEE JOINT
MOVEMENT BETWEEN POSTERIOR STABILIZES- AND CRUCIATE-RETAINING-
TOTAL KNEE ARTHROPLASTY. THESIS ADVISOR: ASSIST. PROF. SUPAHIT
ROOPPAKHUN, Ph.D., PP.121

Keyword : TOTAL KNEE ARTHROPLASTY / BIOMECHANICS/ KINEMATICS MOVEMENT /
FINITE ELEMENT ANALYSIS

This research compares the biomechanical knee joint movement between posterior stabilized-(PS) and cruciate-retaining-(CR) total knee arthroplasty using the Finite Element (FE) Analysis computerized software (ABAQUS KNEE SIMULATION). The biomechanical evaluation of the two types of TKA was performed based on the different basic postures consisting of gait, squatting, chair rise, and step down. The effect of changing conformity values between the tibiofemoral joint shape curvature design was also evaluated. The biomechanical parameter of knee joint movement was analyzed, consisting of the contact force, contact point, contact stress, and contact area. The validity of the finite element analysis was also verified with laboratory testing. The FE results showed the difference in kinematics between four basic postures according to the two types TKAs. The comparison results showed a significant difference in the knee joint movement between PS- and CR- types of TKA on the squatting and the chair rise postures. However, there was no significant difference in the gait and step-down postures. For all postures, the maximum contact force of the tibiofemoral joint was displayed in the S-I direction, followed by the A-P and S-I directions, respectively. The post-cam mechanism specified design of PS- TKA revealed the advantages of increasing knee joint movement during activity, especially in the rollback movement. In addition, the changing conformity value for TKA design effect to the kinematics contact points movement of knee joint included the biomechanical contact stress distribution. Furthermore, the validation results of the finite element method with the laboratory test showed that the contact stress and the contact area are within the acceptable range, including the same trend.

School of Biomedical Innovation Engineering
Academic year 2021

Student's Signature 
Advisor's Signature 

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณบุคคล และกลุ่มบุคคลต่อไปนี้ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษา คำแนะนำ และช่วยเหลืออย่างดียิ่ง ทั้งในด้านวิชาการ ด้านดำเนินงานวิจัย และคำปรึกษาในการดำรงชีวิตซึ่งทำให้วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วง

ขอกราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุภกิจ รูปจันทร์ อาจารย์ประจำสาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ให้โอกาสทางการศึกษา ช่วยแก้ปัญหา ให้แนวคิด แนะนำการดำเนินชีวิตให้มีระเบียบวินัยให้แก่ผู้วิจัย และให้คำปรึกษาแนวทางการทำวิจัย รวมทั้งช่วยตรวจทาน และแก้ไขวิทยานิพนธ์เล่มนี้จนเสร็จสมบูรณ์

ขอกราบขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ปัญญา อรุณจรัสธรรม และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุขเกษม วัชรมัสมกุล คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ที่ให้คำแนะนำในการแก้ไขข้อบกพร่องต่าง ๆ เพื่อให้วิทยานิพนธ์เล่มนี้สมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

ขอขอบคุณ นายกิตติชัย สีห์ชัยพัฒน์ และนางนิศานาถ สีห์ชัยพัฒน์ ที่ให้กำเนิด ให้กำลังใจ เลี้ยงดู อบรมสั่งสอน และคอยให้กำลังใจ นางสาวติรณา สีห์ชัยพัฒน์ และนางสาวชญาณิช สีห์ชัยพัฒน์ ที่คอยช่วยเหลือ และคอยให้กำลังใจมาโดยตลอด ตลอดจนญาติ ๆ ทุกคนที่อยู่เคียงข้างคอยดูแล คอยช่วยเหลือ จนทำให้ประสบความสำเร็จการศึกษา

สุดท้ายนี้ขอขอบคุณ พี่ ๆ น้อง ๆ ที่อยู่ในกลุ่มวิจัยเดียวกันกับผู้วิจัย และกลุ่มวิจัยใกล้เคียง ที่ให้คำแนะนำ ให้กำลังใจ เป็นที่พึ่งพาในยามลำบากมาโดยตลอด

เตชินท์ สีห์ชัยพัฒน์

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย).....	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ).....	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ค
สารบัญ.....	ง
สารบัญตาราง.....	ช
สารบัญรูป.....	ฉ
บทที่	
1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหาการวิจัย.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	3
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	3
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	4
2 ปรีทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.1 บทนำ.....	5
2.2 กายวิภาคศาสตร์ของข้อเข่า.....	5
2.3 ระบบอ้างอิง และระบบแกนของมนุษย์.....	7
2.3.1 ระนาบของร่างกาย.....	7
2.3.2 แกนของการเคลื่อนไหว.....	8
2.4 การเคลื่อนไหวของข้อเข่า.....	8
2.5 โรคข้อเข่าเสื่อม.....	9
2.6 ชนิดของโรคข้อเข่าเสื่อม.....	10
2.6.1 โรคข้อเข่าเสื่อมชนิดปฐมภูมิ.....	10
2.6.2 แกนของการเคลื่อนไหว.....	11
2.7 การรักษาโรคข้อเข่าเสื่อม.....	11
2.7.1 การรักษาด้วยวิธีประคับประคอง.....	11
2.7.2 การรักษาด้วยการใช้ยา.....	11
2.7.3 การรักษาด้วยการผ่าตัด.....	12
2.8 ข้อเข่าเทียม.....	12
2.8.1 ฝาครอบกระดูกต้นขา.....	12
2.8.2 หมอนรองข้อเข่าเทียม.....	13

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.8.3	แป้นรองหมอนข้อเทียม..... 13
2.8.4	ฝิวลูกสะบ้าเทียม..... 14
2.9	ประเภทข้อเข่าเทียม..... 14
2.9.1	ข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง..... 15
2.9.2	ข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง..... 16
2.10	ความสอดคล้องของรูปทรง..... 17
2.11	ท่าทางการเคลื่อนไหวพื้นฐาน..... 19
2.11.1	ท่าการเดิน..... 19
2.11.2	ท่านั่งยอง..... 20
2.11.3	ท่าลุกเก้าอี้..... 21
2.11.4	ท่าลงบันได..... 23
2.12	ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์..... 25
2.13	มาตรฐานการทดสอบความเค้นสัมผัสในข้อเข่าเทียม..... 26
2.14	งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง..... 27
2.14.1	งานวิจัยเปรียบเทียบข้อเข่าเทียมระหว่างประเภท ตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข่าเทียมเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง..... 27
2.14.2	งานวิจัยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์บนโปรแกรมคอมพิวเตอร์..... 27
2.14.3	งานวิจัยที่เกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของข้อเข่า..... 28
3	วิธีดำเนินการวิจัย..... 29
3.1	บทนำ..... 29
3.2	วิธีการดำเนินงานวิจัย..... 31
3.2.1	การศึกษาเปรียบเทียบชีวกลศาสตร์การเคลื่อนที่ระหว่าง ข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังและข้อเข่าเทียมประเภท อนุรักษ์เอ็นไขว้หลังภายใต้ท่าทางพื้นฐานต่างๆ..... 31
3.2.2	การศึกษาอิทธิพลความแตกต่างของการเปลี่ยนแปลง ความสอดคล้องของรูปทรงภายใต้ท่าพื้นฐานต่างๆ..... 31
3.3	การออกแบบแบบจำลองข้อเข่าด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์..... 31
3.3.1	การสร้างแบบจำลองกระดูกข้อเข่า..... 31
3.3.2	แบบจำลองข้อเข่าเทียม..... 32
3.4	การกำหนดคุณสมบัติวัสดุ..... 34
3.5	การพิจารณาความเป็นอิสระของขนาดเอลิเมนต์..... 36

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

3.6	การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต.....	37
3.7	การตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรมวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์.....	39
3.7.1	การตรวจสอบความเค้นสัมผัสด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์.....	39
3.7.2	การตรวจสอบความเค้นสัมผัสด้วยการทดสอบโดยใช้เทคนิคฟูจิจิฟิล์ม.....	40
4	ผลการดำเนินการวิจัย.....	42
4.1	บทนำ.....	42
4.2	ผลการเปรียบเทียบชีวกลศาสตร์การเคลื่อนที่ระหว่างข้อเข่าเทียม ประเภทตัดเอ็นไขว้หลังและข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง.....	42
4.2.1	ความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัส.....	42
4.2.1.1	ท่าการเดิน.....	42
4.2.1.2	ท่านั่งยอง.....	43
4.2.1.3	ท่าลุกเก้าอี้.....	43
4.2.1.4	ท่าลงบันได.....	43
4.2.2	แรงและตำแหน่งจุดสัมผัส.....	47
4.2.2.1	ท่าการเดิน.....	48
4.2.2.2	ท่านั่งยอง.....	52
4.2.2.3	ท่าลุกเก้าอี้.....	53
4.2.2.4	ท่าลงบันได.....	55
4.2.3	ค่าความเค้นสูงสุด.....	59
4.3	อิทธิพลของค่าความสอดคล้องของรูปทรงภายใต้ท่าทางการเดิน.....	60
4.3.1	ความเค้นสัมผัสสูงสุด.....	60
4.3.2	จุดสัมผัส.....	62
4.4	ผลการตรวจสอบยืนยันความถูกต้องของโปรแกรม.....	62
5	บทสรุปและข้อเสนอแนะ.....	67
5.1	สรุปผลการวิจัย.....	67
5.1.1	ผลการเปรียบเทียบชีวกลศาสตร์การเคลื่อนที่ระหว่างข้อเข่าเทียม ประเภทตัดเอ็นไขว้หลังและข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง.....	67
5.1.2	อิทธิพลของค่าความสอดคล้องของรูปทรงต่อการออกแบบชิ้นส่วน หมอนรองข้อเข่าเทียม.....	68
5.1.3	ผลการตรวจสอบยืนยันความถูกต้องของโปรแกรม.....	69
5.2	ข้อเสนอแนะ.....	69
	รายการอ้างอิง.....	70
	ภาคผนวก	

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

ภาคผนวก ก. รูปแบบภาระภายใต้ท่าทางพื้นฐานสำหรับการวิเคราะห์.....	76
ภาคผนวก ข. ผลของแรงสัมผัสในท่าทางพื้นฐานระหว่างข้อเข่าเทียมประเภท ตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษ์เอ็นไขว้.....	80
ภาคผนวก ค. พฤติกรรมจุดสัมผัสในข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังและ อนุรักษ์เอ็นไขว้ และอิทธิพลค่าความสอดคล้องของรูปทรง.....	90
ภาคผนวก ง. ผลงานวิชาการที่เผยแพร่.....	94
ประวัติผู้เขียน.....	122



สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1	ค่าคงที่ของสมบัติวัสดุของเส้นเอ็น.....35
3.2	มุมการงอและภาระแรงตามการทดสอบแรงกดสัมผัสเข้ามาตรฐาน.....40
4.1	ค่าความเค้นฟอนมิสเซสตามมุมการงอเข้าตามมาตรฐาน PI-17.....64



สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1	ส่วนประกอบกายวิภาคข้อเข่า.....7
2.2	ระนาบอ้างอิงทั้งสามระนาบและแกนในการเคลื่อนไหวหกทิศทาง พื้นฐานของร่างกายมนุษย์.....8
2.3	ทิศทางและองศาอิสระการเคลื่อนไหวของข้อเข่า.....9
2.4	สภาวะข้อเข่าปกติ และข้อเข่าเสื่อม.....10
2.5	ฝ่าครอบกระดูกต้นขา.....13
2.6	หมอนรองข้อเข่าเทียม.....13
2.7	แป้นรองหมอนข้อเทียม.....14
2.8	ผิวลูกสะบ้าเทียม.....14
2.9	ข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง.....15
2.10	ข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง.....16
2.11	อัตราส่วนความสอดคล้องของรูปทรง.....17
2.12	แผนภาพการออกแบบประเภทความสอดคล้องของรูปทรง ในหมอนรองข้อเข่าเทียมที่แตกต่างกัน.....18
2.13	วงรอบการเดินของมนุษย์.....20
2.14	ส่วนสำคัญของส่วนโค้งการงอเข่าของมนุษย์.....20
2.15	การอธิบายท่าทางลูกเก้าอี้ในสี่ขั้นตอน.....22
2.16	ลำดับของระยะระหว่างวงรอบการเดินลงบันไดโดยสมบูรณ์.....24
2.17	ชนิดของเอลิเมนต์ 3 มิติ.....26
3.1	แผนผังแสดงขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย.....30
3.2	แผนผังแสดงขั้นตอนการเตรียมแบบจำลองกระดูกเข่า 3 มิติ.....32
3.3	แบบจำลองกระดูกข้อเข่า 3 มิติ.....32
3.4	ฝ่าครอบกระดูกต้นขา หมอนรองข้อเข่าเทียมและผิวลูกสะบ้าเทียม.....33
3.5	แบบจำลองข้อเข่าเทียม 9 แบบจำลองที่ปรับความสอดคล้องของรูปทรง ทั้งในระนาบหน้าหลังและระนาบด้านข้าง.....34
3.6	แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติของข้อที่ประกอบรวม กระดูก กล้ามเนื้อ และข้อเข่าเทียม.....36
3.7	การทดสอบการความเป็นอิสระของขนาดเอลิเมนต์สำหรับความเค้นสัมผัสสูงสุด.....37
3.8	การระบุตำแหน่งจุดต่ำสุดที่สัมผัสกันของฝ่าครอบกระดูกต้นขาและหมอนรองข้อเข่าเทียม.....37

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.9 รูปแบบภาระ 5 รูปแบบในท่าการเดิน.....	38
3.10 เงื่อนไขการโหลดห้ารูปแบบโหลดที่ประยุกต์ใช้กับแบบจำลองข้อเข่า.....	39
3.11 ขอบเขตและเงื่อนไขโหลด.....	40
3.12 การตั้งค่าทดลองประเมินการสัมผัสทางกลโดยใช้เทคนิคฟิล์มฟูจิ.....	41
3.13 แผ่นฟิล์มฟูจิบนเส้นโครงร่างของหมอนรองข้อเข่าเทียม.....	41
4.1 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความเค้นสัมผัสกับเปอร์เซ็นต์วงรอบท่าต่างๆ.....	44
4.2 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าพื้นที่สัมผัสกับเปอร์เซ็นต์วงรอบท่าต่างๆ.....	46
4.3 ความสัมพันธ์การเคลื่อนที่ของข้อเข่าเทียมแบบจุดใดจุดหนึ่งเท่านั้น.....	47
4.4 การเปรียบเทียบแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลังในท่าการเดินระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง.....	48
4.5 การเปรียบเทียบแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างในท่าการเดินระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง.....	49
4.6 การเปรียบเทียบแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในแนวด้านบน-ล่างในท่าการเดินระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง.....	51
4.7 การเปรียบเทียบความเค้นสัมผัสสูงสุดระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังและข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังในท่าทางพื้นฐานต่างๆ.....	57
4.8 การเปรียบเทียบพื้นที่สัมผัสสูงสุดระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังและข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังในท่าทางพื้นฐานต่างๆ.....	58
4.9 การเปรียบเทียบแรงสัมผัสบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง ด้านข้าง และกลไกลูกเบี้ยวในท่านั่งยอง.....	59
4.10 การเปรียบเทียบแรงสัมผัสบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง ด้านข้าง และกลไกลูกเบี้ยวในท่าลุกเก้าอี้.....	59
4.11 ความเค้นพอนมิสเสสของข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังและข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังในท่าการเดิน.....	60
4.12 การเปรียบเทียบแนวโน้มของขนาดความเค้นสัมผัสต่อความสอดคล้องของรูปทรง 9 แบบจำลองในช่วงเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน.....	61
4.13 ผลการกระจายความเค้นสัมผัสบนแบบจำลองหมอนรองข้อเข่าเทียมที่มีการเปลี่ยนแปลงความสอดคล้องของรูปทรงทั้ง 9 แบบจำลองที่ 70 เปอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน.....	62
4.14 ผลการเปรียบเทียบพื้นที่สัมผัสระหว่างการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์และเทคนิคฟิล์มฟูจิในแต่ละมุมมอง.....	63
4.15 ผลการเปรียบเทียบความเค้นสัมผัสเฉลี่ยระหว่างการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์และเทคนิคฟิล์มฟูจิในแต่ละมุมมอง.....	64

สารบัญญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.16	พฤติกรรมของการกระจายกลศาสตร์สัมพัทธ์บนพื้นผิวหมอนรองข้อเข่าเทียม ในมุมการงอต่างๆ..... 66
ก.1	รูปแบบภาระในท่านั่งยอง..... 77
ก.2	รูปแบบภาระในท่าลุกเก้าอี้..... 78
ก.3	รูปแบบภาระในท่าลงบันได..... 79
ข.1	การเปรียบเทียบขนาดแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลังในท่านั่งยอง..... 81
ข.2	การเปรียบเทียบขนาดแรงสัมผัสในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างในท่านั่งยอง..... 82
ข.3	การเปรียบเทียบขนาดแรงสัมผัสในแนวด้านบน-ล่างในท่านั่งยอง..... 83
ข.4	การเปรียบเทียบขนาดแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลังในท่าลุกเก้าอี้..... 84
ข.5	การเปรียบเทียบขนาดแรงสัมผัสในแนวแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างในท่าลุกเก้าอี้..... 85
ข.6	การเปรียบเทียบขนาดแรงสัมผัสในแนวแนวด้านบน-ล่างในท่าลุกเก้าอี้..... 86
ข.7	การเปรียบเทียบขนาดแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลังในท่าลงบันได..... 87
ข.8	การเปรียบเทียบขนาดแรงสัมผัสในแนวแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างในท่าลงบันได..... 88
ข.9	การเปรียบเทียบขนาดแรงสัมผัสในแนวด้านบน-ล่างในท่าลงบันได..... 89
ค.1	การเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสในช่วง100 เปอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน..... 91
ค.2	การเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสในช่วง100 เปอร์เซ็นต์ท่านั่งยอง..... 91
ค.3	การเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสในช่วง100 เปอร์เซ็นต์ท่าลุกเก้าอี้..... 92
ค.4	การเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสในช่วง100 เปอร์เซ็นต์วงรอบเดินลงบันได..... 92
ค.5	การเปรียบเทียบการเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสในช่วง100 เปอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน ในแบบจำลองที่ปรับความสอดคล้องของรูปทรง 9 แบบจำลอง..... 93

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหาการวิจัย

การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมแบบเปลี่ยนทั้งหมด (Total knee arthroplasty, TKA) เป็นหนึ่งในวิธีการรักษาโรคข้อเข่าเสื่อมในระดับรุนแรงที่ประสบความสำเร็จเป็นอย่างมากในปัจจุบัน (Keeney et al., 2011) โดยข้อเข่าเทียมเป็นอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นมาเพื่อทดแทนผิวข้อเข่าที่มีปัญหาการสึก และเสื่อมสภาพจากการใช้งาน ข้อเข่าเทียมแบบเปลี่ยนทั้งหมดประกอบด้วยชิ้นส่วนหลักอยู่ 4 ชิ้นส่วนด้วยกันซึ่งประกอบไปด้วย ฝากรอบกระดูกต้นขา (Femoral component) หมอนรองข้อเข่าเทียม (Tibial insert) แผ่นรองหมอนข้อเข่าเทียม (Tibial component) และผิวลูกสะบ้าเทียม (Patella component) การออกแบบข้อเข่าเทียมแบบเปลี่ยนทั้งหมดมีหลายรูปแบบขึ้นอยู่กับวัตถุประสงค์การใช้งาน โดยทั่วไปข้อเข่าเทียมแบบเปลี่ยนทั้งหมดนี้สามารถแบ่งออกเป็นสองกลุ่มใหญ่ๆคือข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง (Posterior stabilized, PS) และข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง (Cruciate retaining, CR) ในข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังได้มีการเก็บรักษาเอ็นไขว้ด้านหลัง (Posterior Cruciate Ligament, PCL) ไว้เพื่อให้ข้อเข่ามีพลศาสตร์การเคลื่อนที่ความเป็นธรรมชาติมากที่สุด (Broberg et al., 2020; Koh et al., 2019) ในขณะที่ข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังจะมีการตัดเอ็นไขว้หลังออก และมีการออกแบบกลไกลูกเบี้ยว (Post-cam mechanics) ที่ช่วยส่งเสริมให้เกิดการเคลื่อนที่กลับไปด้านหลัง (Femoral rollback) เพื่อชดเชยการทำงานของเอ็นไขว้หลังที่หายไป (สมรรถชัย จานงกิจ, 2549; Koh et al., 2019; Fitzpatrick et al., 2013) ในข้อเข่าเทียมทั้งสองชนิดมีการศึกษาถึงกลไกของการอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังหรือตัดเอ็นไขว้หลังออกในการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่า เนื่องจากการอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังจะทำให้เกิดจลนศาสตร์ของข้อเข่าที่เป็นธรรมชาติ และช่วยเพิ่มความเสถียรมากสุดรวมถึงการลดแรงเฉือนบนกระดูกหน้าแข้ง (Rajgopal et al., 2017; Takagi et al., 2017) อย่างไรก็ตามข้อเสียของการอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังคือความยากลำบากในการรักษาสมดุลของเอ็นไขว้หลังให้เป็นธรรมชาติเมื่อเผชิญกับเอ็นไขว้หลังที่บกพร่อง ซึ่งเป็นสาเหตุสำคัญของความผิดปกติของการเคลื่อนไหว (Mazzucchelli et al., 2016) ในขณะที่การตัดเอ็นไขว้หลังออกในข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังจะมีการชดเชยด้วยกลไกลูกเบี้ยวที่ช่วยรักษาสมดุลของเอ็น และกล้ามเนื้อได้ดี และลดขั้นตอนการผ่าตัดรวมถึงลดภาระของข้อต่อข้อเข่า (Broberg et al., 2020; Mazzucchelli et al., 2016) นอกจากนี้กลไกลูกเบี้ยวยังช่วยเกิดการเคลื่อนที่กลับไปด้านหลังได้มากขึ้น (Yoshiya et al., 2005; Banks et al., 2003) อย่างไรก็ตามการออกแบบลูกเบี้ยวก็เป็นข้อเสียหลักของการตัดเอ็นไขว้หลังออกเนื่องจากมีความเสี่ยงสูงต่อการสึกหรอของวัสดุ รวมถึงการใช้ข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังยังสัมพันธ์กับการตัดกระดูก และเนื้อเยื่ออ่อนจำนวนมาก (Mazzucchelli et al., 2016; Rajgopal et al., 2017) นอกจากนี้ยังมีข้อถกเถียงกันในเรื่องของการเคลื่อนที่ของข้อเข่าขณะเคลื่อนไหวด้วยท่าทางต่างๆ (ฉัตรพล ธรรมโชติ, 2554)

มีงานวิจัยที่ศึกษาความแตกต่างทางคลินิกระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลัง โดยผลลัพธ์แสดงให้เห็นว่าไม่พบความแตกต่างระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทในด้านการใช้งาน การเลือกใช้งานข้อเข่าเทียมขึ้นอยู่กับสภาพของเอ็นไขว้ข้อเข่าของผู้ป่วย และทางเลือกของแพทย์ (Huang et al., 1998; Migliorini et al., 2019; Serna-Berna et al., 2018) แต่การศึกษาเหล่านี้เป็นการเปรียบเทียบเพียงลักษณะภายนอก หรือบ่งบอกถึงความรู้สึของผู้ใช้งานเท่านั้น ซึ่งแท้จริงแล้วในการออกแบบข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังมีความแตกต่างกันในด้านสมรรถนะทางกลแตกต่างกันหรือไม่ โดยจากการศึกษาได้ทำการเปรียบเทียบความแตกต่างของข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังในด้านสมรรถนะการเคลื่อนไหวของข้อเข่า และกลศาสตร์การสัมผัสซึ่งเป็นปัจจัยสำคัญในการศึกษาความแตกต่างของข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทโดยทำการการเปรียบเทียบในด้านของความน่าเชื่อถือและในแง่ของการออกแบบ ในด้านความน่าเชื่อถือแสดงถึงประสิทธิภาพสมรรถนะของข้อเข่าเทียมเช่น การเคลื่อนไหว และกลศาสตร์การสัมผัสซึ่งเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลสำหรับอายุการใช้งานของข้อเข่าเทียมโดยเฉพาะอย่างยิ่งการสึกหรอของโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูงเป็นพิเศษ (Ultra-high-molecular-weight polyethylene (UHMWPE)) บนหมอนรองข้อเข่าเทียม (Barbour et al., 1997; Bei et al., 2004; Sharma et al., 2007) ในส่วนด้านการออกแบบเป็นการแสดงประสิทธิภาพของการออกแบบรูปทรงของข้อเข่าเทียมที่แตกต่างกัน โดยผลลัพธ์ชี้ให้เห็นว่าความสอดคล้องของรูปทรง (Conformity) ส่งผลต่อพลศาสตร์การเคลื่อนไหวของข้อเข่าเทียมเช่น การศึกษาของ Koh et al. (2019) ได้มีการออกแบบรูปทรงของหมอนรองข้อเข่าเทียมเทียมให้มีความสอดคล้องของรูปทรงที่แตกต่างกันโดยผลลัพธ์แสดงให้เห็นว่าข้อเข่าเทียมที่มีความสอดคล้องของรูปทรงแบบพื้นผิวกายวิภาคมีกลศาสตร์การเคลื่อนที่ของข้อเข่าที่ใกล้เคียงกับข้อเข่าปกติมากกว่าแบบอื่น จากการศึกษาแสดงให้เห็นแล้วว่าความแตกต่างของรูปทรงของข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้สมรรถนะทางกลของข้อเข่าเทียมมีแตกต่างกันอย่างเห็นได้ชัด

นอกจากนี้การศึกษาบางส่วนมีความสนใจในการศึกษาประสิทธิภาพของข้อเข่าเทียมระหว่างท่าทางการเคลื่อนไหวพื้นฐาน เช่น การเดิน การลงบันได การนั่งยอง การลุกเก้าอี้ (Shu et al., 2019) ได้ศึกษาการออกแบบข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังเกี่ยวกับกลศาสตร์การเคลื่อนที่ และกลศาสตร์การสัมผัสโดยจำลองกิจกรรมประจำวันเช่น ท่าเดิน ท่านั่งยอง และท่าลงบันได เช่นเดียวกัน Fitzpatrick et al. (2013) ศึกษากลศาสตร์การเคลื่อนที่ในการดำเนินกิจกรรมประจำวันเช่น ท่าเดิน ท่านั่งยอง ท่าลุกเก้าอี้ โดยใช้แบบจำลองข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง จากการศึกษาเหล่านี้แสดงให้เห็นแล้วว่าความแตกต่างของรูปทรงของข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้สมรรถนะกลของข้อเข่าเทียมมีแตกต่างกันอย่างเห็นได้ชัดเจนเช่น การเคลื่อนไหวของข้อเข่า และกลศาสตร์การสัมผัสซึ่งส่งผลประสิทธิภาพการใช้งานของข้อเข่าเทียม

การศึกษาที่ผ่านมาแสดงให้เห็นว่าในการทดสอบสมรรถนะทางกลของข้อเข่าเทียมสามารถทำได้หลากหลายวิธีเช่น การประเมินทางกายภาพ การทดสอบทางกล และการทดสอบโดยใช้วิธีจำลองแบบคอมพิวเตอร์ ในการประเมินทางกายภาพ และการทดสอบทางกล เช่นการใช้เครื่อง

ทดสอบแรงดึงข้อเข้า การวัดแรงกดสัมผัสจากแผ่นฟิล์ม การประเมินด้วยตาเปล่า หรือการใช้แบบทดสอบทางคลินิกยังคงมีข้อจำกัดในเรื่องการทดสอบบางอย่างเช่น การแสดงพฤติกรรมการการเปลี่ยนแปลงของกล้ามเนื้อ และเอ็นยึดต่าง ๆ ในขณะที่ข้อเข้ามีการเคลื่อนที่ รวมถึงในเรื่องค่าใช้จ่ายและระยะเวลาที่นาน (Bachus et al., 2006; Zdero et al., 2001) ภายใต้อุปกรณ์นี้จึงได้มีการพัฒนาเทคโนโลยีคอมพิวเตอร์ที่ช่วยในการออกแบบ และวิเคราะห์ทางวิศวกรรมบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์โดยมีการประยุกต์ใช้งาน และได้รับความนิยมอย่างแพร่หลาย (Halloran et al., 2005; Shu et al. 2021) โดยสามารถจำลองกลไกในสภาวะที่การทดสอบจริงมีข้อจำกัดเช่น เห็นพฤติกรรมเคลื่อนที่ของข้อเข้า และเปรียบเทียบสมรรถนะทางกลของข้อเข้าได้อย่างแม่นยำซึ่งสามารถแก้ปัญหาได้อย่างมีประสิทธิภาพ และน่าเชื่อถือ ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อจะประยุกต์ใช้ใช้เทคโนโลยีคอมพิวเตอร์ด้วยวิธีจำลองแบบจำลองที่ไดนามิกส์เพื่อศึกษาชีวกลศาสตร์การเคลื่อนไหวของข้อเข้าระหว่างข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังเพื่อประเมินอิทธิพลสมรรถนะทางกลระหว่างแบบจำลองข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง ภายใต้อุปกรณ์พื้นฐานต่าง ๆ

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1.2.1 เพื่อศึกษาเชิงเปรียบเทียบพลศาสตร์การเคลื่อนไหวข้อเข้าระหว่างแบบจำลองข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง

1.2.2 เพื่อศึกษาอิทธิพลของท่าทางการเคลื่อนไหวพื้นฐานต่าง ๆ ที่ส่งผลต่อแรงระหว่างแบบจำลองข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

1.3.1 ศึกษา สร้าง และวิเคราะห์บนพื้นฐานแบบจำลองข้อเข้าเทียมชนิดเปลี่ยนข้อทั้งหมด ยี่ห้อ Implant Cast-IC เบอร์ 4 ข้อเข้าซ้ายประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์โดยใช้เทคนิควิศวกรรมย้อนรอยในการสร้างแบบจำลอง และวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของข้อเข้าเทียมบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่เรียกว่า GEOMAGICS DESIGN X และ ABAQUS KNEE SIMULATION ตามลำดับ

1.3.2 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ประกอบไปด้วย กระดูกต้นขา กระดูกหน้าแข้ง ลูกสะบ้า ข้อเข้าเทียมแบบเปลี่ยนทั้งหมด กล้ามเนื้อ และเอ็นยึดต่าง ๆ เช่น เอ็นไขว้หน้า เอ็นไขว้หลัง เอ็นยึดด้านข้างใน เอ็นยึดด้านข้างนอก เป็นต้น

1.3.3 ทำการศึกษาและวิเคราะห์ในเคลื่อนไหวของข้อเข้าภายใต้อุปกรณ์พื้นฐานต่าง ๆ ได้แก่ ท่าทางการเดิน ท่าการนั่งยอง ท่าทางลุกเก้าอี้ และท่าทางลงเนื่องจากเป็นท่าทางกิจวัตรพื้นฐานของมนุษย์ที่ทำการทดสอบตามการทบทวนวรรณกรรม

1.3.4 ศึกษาผลกระทบเฉพาะบริเวณข้อต่อระหว่างข้อต่อกระดูกต้น และข้อต่อกระดูกหน้าแข้ง (Tibiofemoral joint) และพิจารณาแบบจำลองข้อเข้าด้วยการวิเคราะห์ระเบียบวิธีทางไฟไนต์ แบบวัตถุแข็งเกร็ง

1.3.5 คุณสมบัติของเอ็นกล้ามเนื้ออ้างอิงตามงานวิจัยที่ผ่านมา (Shu et al., 2021)

1.3.6 ศึกษาตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ที่ส่งผลต่อการเคลื่อนไหวข้อเข้าได้แก่ แรงสัมผัส จุดสัมผัส ความเค้นสัมผัส รวมถึงที่ส่งผลต่อการออกแบบ ได้แก่ ความสอดคล้องของรูปทรงเป็นต้น

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.4.1 เป็นข้อมูลเชิงเปรียบเทียบกลศาสตร์การเคลื่อนไหวในขณะเคลื่อนที่ของข้อเข้าเทียมที่แตกต่างกันสองประเภท และพารามิเตอร์ทางชีวกลศาสตร์ระหว่างข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง

1.4.2 เป็นข้อมูลศึกษาอิทธิพลของความสอดคล้องของรูปทรงและท่าทางการเคลื่อนไหวต่อตัวแปรทางชีวกลศาสตร์ข้อเข้า

1.4.3 เป็นข้อมูลพื้นฐานในการนำไปประยุกต์ใช้ในการออกแบบรูปทรงข้อเข้าเทียมให้มีความเหมาะสม



บทที่ 2

ปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 บทนำ

ในบทนี้จึงกล่าวถึงความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับกายวิภาคศาสตร์ของข้อเข่าซึ่งอธิบายส่วนประกอบข้อเข่า และเอ็นกล้ามเนื้อต่างๆ การเคลื่อนไหวของข้อเข่าในทิศทางต่างๆ รวมถึงระบบอ้างอิงแกนของมนุษย์ โรคข้อเข่าเสื่อม และกระบวนการรักษา อธิบายประเภทของข้อเข่าเทียมทั้งข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง การอธิบายความสอดคล้องของรูปทรง และการเคลื่อนที่ในท่าทางพื้นฐานต่างๆ 4 ท่าทาง ได้แก่ ท่าการเดิน ท่านั่งยอง ท่าลุกเก้าอี้ และท่าลงบันได รวมถึงการแก้ปัญหาทางวิศวกรรมโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อเป็นแนวทางในการศึกษาเชิงเปรียบเทียบความแตกต่างของกลไกในข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภท

2.2 กายวิภาคศาสตร์ของข้อเข่า

ข้อเข่าเป็นส่วนหนึ่งของขาของมนุษย์ซึ่งเป็นส่วนที่รองรับน้ำหนักทั้งหมดของร่างกาย และทำให้ร่างกายเคลื่อนไหวได้โดยไม่เสียสมดุล โดยข้อเข่าเป็นข้อต่อที่ใหญ่ที่สุด และซับซ้อนที่สุดในร่างกาย ซึ่งโครงสร้างข้อเข่าแสดงในรูปที่ 2.1 ประกอบไปด้วย 1. กระดูกต้นขาเป็นกระดูกขนาดใหญ่ และแข็งแรงที่สุดในร่างกายโดยส่วนปลายจะมีปุ่มผิวเรียบสองปุ่มคือปุ่มด้านใน และปุ่มด้านนอกดังรูปหมายเลข 2 ในรูปที่ 2.1 2. กระดูกต้นขานั้นล้อมรอบไปด้วยมัดกล้ามเนื้อขนาดใหญ่ที่รักษามุมของร่างกาย 3. กระดูกสะบ้าเป็นกระดูกล้อมรอบด้วยเอ็นที่ยึดกล้ามเนื้อกระดูกต้นขาด้านหน้ากับกระดูกหน้าแข้ง ช่วยปกป้องข้อต่อหัวเข่าเลื้อนหลุดออกด้านหน้า และช่วยพยุงกล้ามเนื้อต้นขา 4. กระดูกหน้าแข้งทำหน้าที่รับน้ำหนักของร่างกายจากกระดูกต้นขาส่งไปยังเท้า มีขนาด และความแข็งแรงรองมาจากกระดูกต้นขา 5. กระดูกน่องมีสองชิ้น เป็นกระดูกยาวเรียวยาวเล็กกว่ากระดูกหน้าแข้ง อยู่ด้านนอกของปลายขา และ 6. หมอนรองกระดูกคือโครงสร้างที่มีลักษณะเป็นรูปตัวซีหน้าที่หลักได้แก่ตัวรับแรงกระแทกระหว่างกระดูกต้นขา และกระดูกหน้าแข้ง

ข้อเข่าประกอบไปด้วยข้อต่อหลักๆ 2 ข้อคือ ข้อต่อระหว่างกระดูกสะบ้า และส่วนปลายของกระดูกต้นขา (Patellofemoral joint) ทำหน้าที่ในการลดแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นต่อข้อเข่าเมื่อกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้า (Quadriceps femoris) หดตัว และข้อต่อระหว่างกระดูกต้นขา และกระดูกหน้าแข้งทำหน้าที่ในการรับน้ำหนักของลำตัว โดยบริเวณข้อเข่าจะมีถุงหุ้มข้อเข่า (Joint capsule) ซึ่งภายในสร้างน้ำไขข้อ (Synovial fluid) เพื่อทำหน้าที่หล่อเลี้ยงข้อต่อ และหล่อลื่นผิวของกระดูกอ่อน (Articular cartilage) ดังรูปหมายเลข 7 ในรูปที่ 2.1 ซึ่งปกคลุมอยู่ เพื่อลดแรงเสียดทานที่จะเกิดขึ้นกับข้อต่อเมื่อมีการเคลื่อนไหว และยังเป็นตัวรับแรงกดของน้ำหนักตัวที่กดลงมาเมื่อมีการเคลื่อนไหว

ส่วนเอ็นยึดระหว่างข้อเข่ามีหน้าที่ประสานรวม และยึดระหว่างกระดูกที่ประกบกันเป็นข้อต่อ และเกี่ยวข้องกับกล้ามเนื้อที่ยึดติดอยู่ รวมถึงรักษาความเสถียรไม่ให้เกิดการหลุดของข้อเข่า และเสริมความแข็งแรงของข้อต่อ ซึ่งจะประกอบไปด้วย

8. เอ็นไขว้หน้า (Anterior cruciate ligament, ACL) ทำหน้าที่ป้องกันการเลื่อนหลุดไปด้านหน้าของกระดูกหน้าแข้งบนกระดูกต้นขา และตรวจสอบการยืดของหัวเข่า เมื่อมีการงอเข่าเอ็นยึดนี้จะหดตัว และคลายเมื่อเข่ายืดออก

9. เอ็นไขว้หลัง (Posterior cruciate ligament, PCL) ทำหน้าที่ป้องกันการเคลื่อนที่ไปด้านหลังมาเกินไปของกระดูกหน้าแข้ง หรือเลื่อนไปข้างหน้าของกระดูกต้นขา

10. เอ็นยึดด้านข้างใน (Medial collateral ligament, MCL) อยู่ด้านข้างด้านใน เชื่อมกระดูกต้นขา และกระดูกหน้าแข้ง

11. เอ็นยึดด้านข้างนอก (Lateral collateral ligament, LCL) อยู่ด้านข้างด้านนอกจะเชื่อมกระดูกต้นขา และกระดูกน่อง เส้นเหล่านี้จะควบคุมการเคลื่อนไหวไปด้านข้างของเข่า และคุมด้านการเคลื่อนไหวที่ผิดปกติ

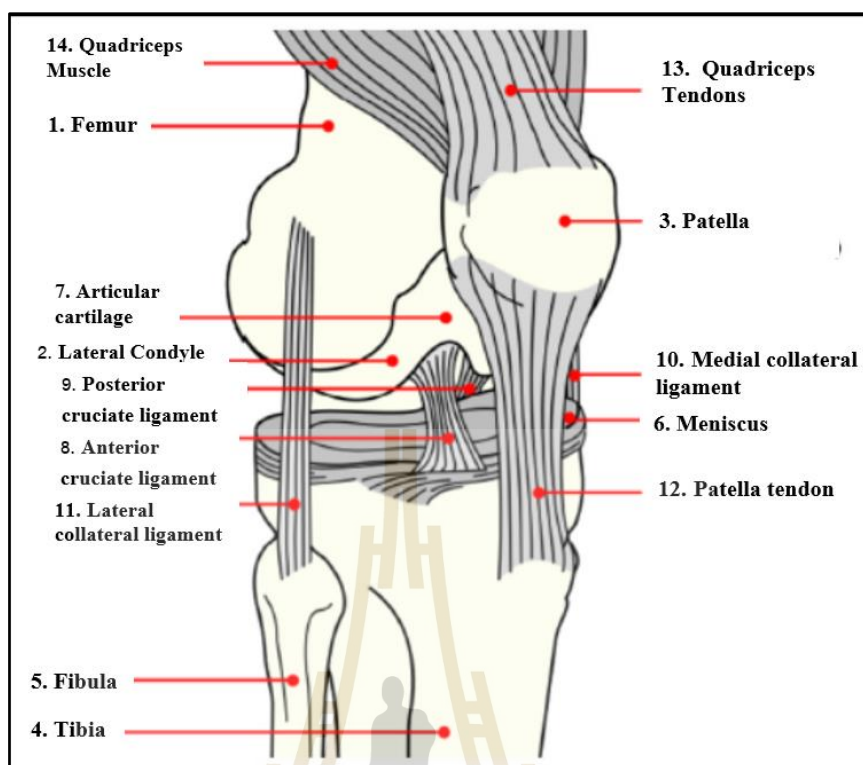
12. เส้นเอ็นที่ยึดกระดูกสะบ้ากับกล้ามเนื้อ (Patella tendon) ทำหน้าที่ในการส่งผ่านแรงดึงจากกล้ามเนื้อไปยังจุดเกาะของกระดูก ซึ่งเมื่อกกล้ามเนื้อหดตัว จะทำให้เกิดการเคลื่อนไหวบริเวณข้อเข่า

13. เส้นเอ็นควอดริเซ็บ (Quadriceps Tendons) ก็คือเส้นเอ็นที่เชื่อมระหว่างกล้ามเนื้อต้นขาเข้ากับกระดูกสะบ้า

กล้ามเนื้อรอบ ๆ เข่าที่ทำให้เกิดการเหยียด และงอเข่าข้อเข่ามีดังนี้

14. กล้ามเนื้อทางด้านหน้า ได้แก่ กล้ามเนื้อกลุ่มควอดริเซ็บ (Quadriceps Muscle) ทำหน้าที่เหยียดเข่า และกล้ามเนื้อทางด้านหลัง ได้แก่ กล้ามเนื้อแฮมสตริง (Hamstring Muscle) กล้ามเนื้อในกลุ่มด้านหลังของปลายขา (Gastrocnemius Muscle) กล้ามเนื้อใต้ข้อพับ (Popliteus Muscle) ทำหน้าที่งอเข่า

โดยกล้ามเนื้อกลุ่มควอดริเซ็บกับกล้ามเนื้อแฮมสตริงจะทำงานตรงข้ามกันเป็นแบบคู่กล้ามเนื้อต้าน คือเมื่อกกล้ามเนื้อกลุ่มควอดริเซ็บมีการหดตัวจะทำให้เกิดแรงดึงที่เส้นเอ็นเพื่อยกกระดูกหน้าแข้งทำให้การเหยียด ซึ่งขณะเดียวกันกล้ามเนื้อแฮมสตริงจะคลายตัวออก ในทางตรงกันข้ามเมื่อมีการงอเข่า กล้ามเนื้อกลุ่มควอดริเซ็บจะคลายตัวออก และกล้ามเนื้อแฮมสตริงจะหดตัวเพื่อยึดกระดูกกลับมาด้านหลัง



รูปที่ 2.1 ส่วนประกอบกายวิภาคข้อเข่า (Fekete G., 2013)

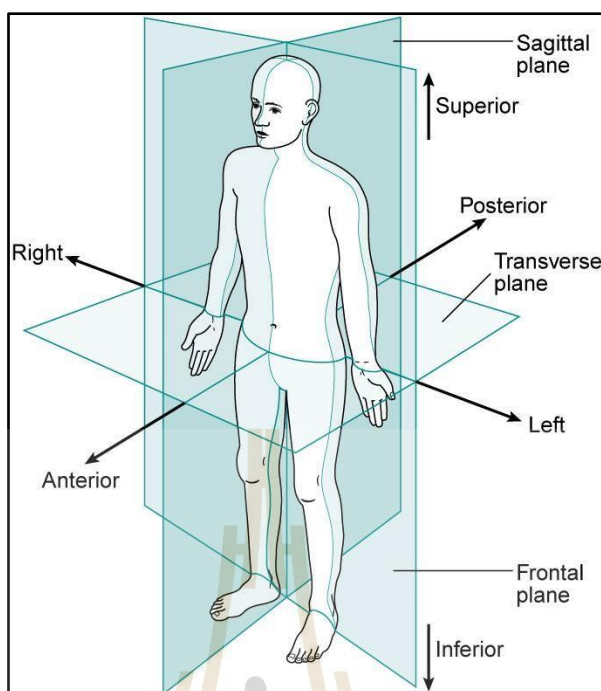
2.3 ระบบอ้างอิงและระบบแกนของมนุษย์

2.3.1 ระนาบของร่างกาย คือ ระนาบสองมิติที่เคลื่อนที่ตัดผ่านวัตถุ และแบ่งวัตถุภายในเส้นจินตภาพออกเป็นสองส่วนเท่า ๆ กัน โดยที่วัตถุสามารถแบ่งระนาบร่างกายออกเป็น 3 ส่วนซึ่งแสดงในรูปที่ 2.2 ได้แก่

1. ระนาบด้านข้าง (Sagittal Plane หรือ Anteroposterior Plane) คือ ระนาบแนวตั้งหรือแนวตั้งที่แบ่งร่างกายจากด้านหน้าไปด้านหลัง ทำให้ร่างกายถูกแบ่งออกเป็นสองส่วนเท่า ๆ กัน คือ ด้านซ้าย และด้านขวา

2. ระนาบหน้าหลัง (Coronal Plane หรือ Frontal Plane) คือ ระนาบในแนวตั้งหรือแนวตั้ง ที่แบ่งส่วนของร่างกายจากด้านข้างหนึ่งไปสู่อีกด้านข้างหนึ่ง ทำให้ร่างกายถูกแบ่งออกเป็น 2 ส่วนเท่า ๆ กัน คือ ด้านหน้า และด้านหลัง

3. ระนาบบนล่าง (Transverse Plane หรือ Horizontal Plane) คือ ระนาบในแนวนอน ซึ่งแบ่งส่วนของร่างกายออกเป็น 2 ส่วนเท่า ๆ กัน คือ ส่วนบน และส่วนล่าง



รูปที่ 2.2 ระนาบอ้างอิงทั้งสามระนาบ และแกนในการเคลื่อนไหวหกทิศทางพื้นฐานของร่างกายมนุษย์ (Churchill Livingston, 2012)

2.3.2 แกนของการเคลื่อนไหว ในการเคลื่อนไหวร่างกายหรือส่วนของร่างกายในระนาบใดระนาบหนึ่งนั้น แต่ละระนาบจะเคลื่อนผ่านแกนซึ่งก็คือข้อต่อต่าง ๆ ของร่างกายนั่นเอง แกนของการเคลื่อนไหวแต่ละแกนจะตั้งฉากกับระนาบการเคลื่อนไหวแบบใดแบบหนึ่งในสามแบบดังกล่าวข้างต้นแกนจำแนกออกได้เป็น 3 ชนิดคือ

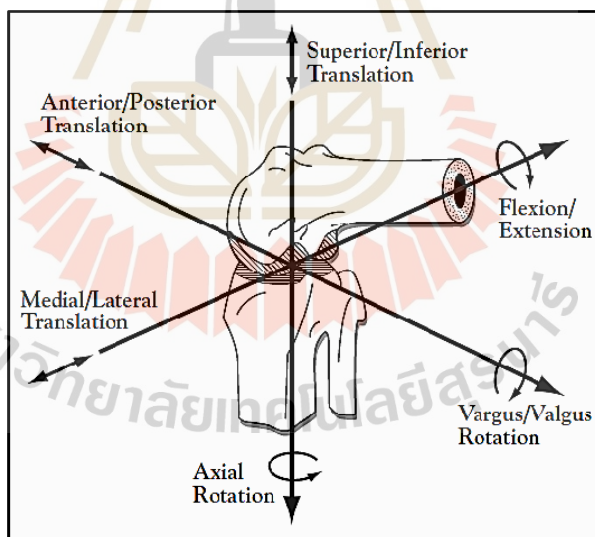
1. แกนหน้า-หลังขนานแนวนอน (Sagittal horizontal axis หรือ Anteroposterior horizontal axis) เป็นแกนในแนวนอนซึ่งตั้งฉากกับระนาบหน้าหลัง และทำหน้าที่เป็นเสมือนตัวยึดเมื่อส่วนของร่างกายมีการเคลื่อนที่ในระนาบหน้าหลัง
2. แกนข้างขนานแนวนอน (Frontal horizontal axis หรือ Lateral horizontal axis) เป็นแกนในแนวนอนซึ่งตั้งฉากกับระนาบด้านข้างทำหน้าที่เป็นเสมือนตัวยึด เมื่อส่วนของร่างกายมีการเคลื่อนที่ในระนาบด้านข้าง
3. แกนตั้งหรือแกนในแนวตั้ง (Vertical หรือ Longitudinal axis) เป็นแกนที่ตั้งฉากกับพื้นโลกหรือระนาบแนวตั้ง การเคลื่อนไหวส่วนของร่างกายไปในระนาบแนวตั้งจะเป็นการเคลื่อนไหวรอบแกนนี้

2.4 การเคลื่อนไหวของข้อเข่า

การเคลื่อนไหวของข้อเข่า (Range of Motion) โดยปกติสามารถเหยียดได้ถึง 180 องศา หรือเหยียดออกเป็นเส้นตรง ซึ่งบางคนอาจเหยียดได้เพิ่มขึ้นจากปกติ 10 องศาหรือมากกว่านั้น เมื่อหัวเข่าเหยียดออกเต็มที่จะสามารถงอไปได้ประมาณ 150 องศา และเมื่อหัวเข่ามีการงอที่มุม 90 องศา

หรือมากกว่านั้นประมาณ ข้อเข่าจะสามารถหมุนเข้าหาแกนลำตัวประมาณ 30 องศา และหมุนออกจากแกนลำตัวประมาณ 45 องศา ข้อเข่ามีการเคลื่อนไหวที่ซับซ้อน และมีจำนวนองศาอิสระของการเคลื่อนไหวจำนวน 6 องศาอิสระดังในรูปที่ 2.3 โดยสามารถแบ่งได้เป็นดังนี้

1. การหมุนในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้าง หรือการเหยียด และงอเข่า (Flexion-Extension, FE) ซึ่งเกิดขึ้นโดยกระดูกต้นขาจะเคลื่อนที่หมุน บนกระดูกหน้าแข้งรอบแกนในแนวข้าง
2. การเคลื่อนที่ในแนวหน้า-หลัง (Anterior-Posterior translation, AP) โดยกระดูกต้นขาเคลื่อนที่ไปแนวหน้า
3. การหมุนในแนวด้านบน-ล่าง (Intern-External rotation, IE) เป็นการที่กระดูกต้นขา รอบแกนแนวตั้งโดยกระดูกต้นขาหมุนเข้าลำแกนลำตัว
4. การหมุนบนแนวแกนหน้า-หลัง (Adduction-Abduction rotation, AA) เป็นการที่กระดูกต้นขา รอบแกนแนวหน้า-หลังโดยกระดูกต้นขาหมุนเข้าลำแกนลำตัว
5. การเคลื่อนที่ในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้าง (Medial-Lateral translation, ML) เป็นการเคลื่อนที่ของกระดูกต้นขาเข้าหาฝั่งด้านในลำตัว และฝั่งด้านนอกตัวโดยกระดูกต้นขาเคลื่อนที่เข้าแกนลำตัว
6. การเคลื่อนที่ที่ด้านบน-ลง (Superior-Inferior translation, SI) เป็นการเคลื่อนที่ในแนวแกนตั้งโดยกระดูกต้นขาเคลื่อนที่ไปแนวบน

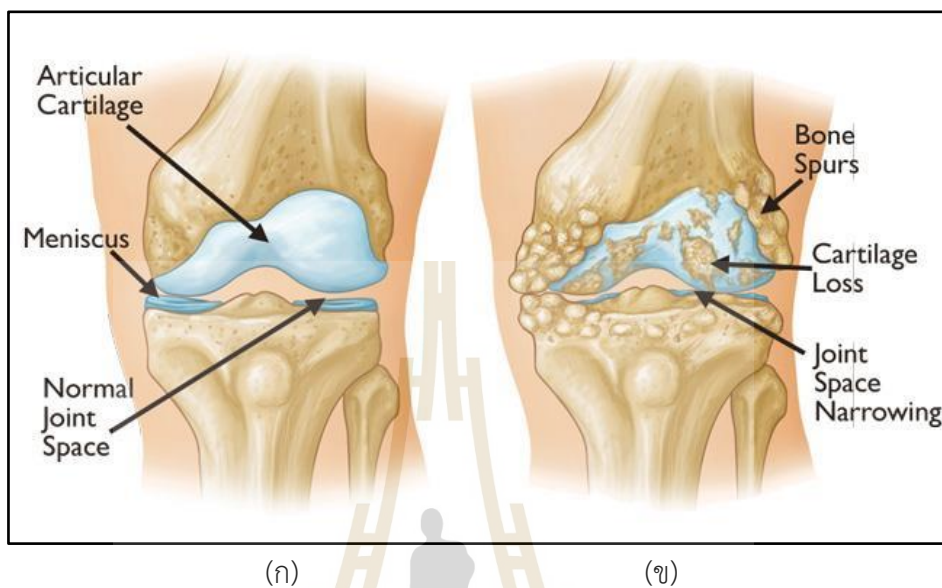


รูปที่ 2.3 ทิศทาง และองศาอิสระการเคลื่อนไหวของข้อเข่า (Shereen Fathy, 2016)

2.5 โรคข้อเข่าเสื่อม

โรคข้อเข่าเสื่อม (Osteoarthritis) หมายถึง สภาวะของการเสื่อมสภาพของข้อโดยมีการเกิดพยาธิสภาพอย่างเรื้อรัง และถาวรที่กระดูกอ่อนผิวข้อของข้อชนิดมีเยื่อหุ้ม การทำลายกระดูกอ่อนผิวข้อเกิดขึ้นอย่างช้า ๆ และต่อเนื่องตาม เวลาที่ผ่านมา ข้อที่มักพบการเสื่อมลักษณะนี้เป็นข้อที่ต้องรับน้ำหนักมาก อีกทั้งยังอาจมีการลุกลามทำลายไปยังกระดูกบริเวณใกล้เคียง เช่น ขอบกระดูกในข้อ ทำ

ให้มีการหนาตัวขึ้น มีการเปลี่ยนแปลงของน้ำไขข้อทำให้คุณสมบัติการหล่อลื่นลดลง พยาธิสภาพเหล่านี้ล้วนทำให้เกิดอาการปวดจากผิวข้อชำรุด และการอักเสบส่งผลให้การทำงานของข้อเสื่อมไป การเคลื่อนไหวลดลง และทำให้ข้อผิดรูป และพิการในที่สุดดังแสดงในรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 (ก) สภาวะข้อเข่าปกติ (ข) ข้อเข่าเสื่อม

(<https://orthoinfo.aaos.org/en/diseases--conditions/arthritis-of-the-knee>)

2.6 ชนิดของโรคข้อเข่าเสื่อม

โรคข้อเข่าเสื่อมแบ่งออกเป็น 2 ชนิด ดังนี้

2.6.1 โรคข้อเข่าเสื่อมชนิดปฐมภูมิ

เป็นโรคข้อเข่าเสื่อมที่ไม่ทราบสาเหตุ และไม่มีประวัติความเจ็บป่วยที่เกิดขึ้นกับข้อเข่าโดยตรงแต่มีปัจจัยที่ทำให้เกิดข้อเข่าเสื่อม ดังนี้

1. อายุ พบว่าผู้ที่มีอายุ 40 ปี จะเริ่มเป็นโรคข้อเข่าเสื่อม และเมื่ออายุ 60 ปี จะเป็นโรคข้อเข่าเสื่อม ได้ถึงร้อยละ 40

2. เพศ ซึ่งเพศหญิงมีโอกาสพบมากกว่าเพศชาย

3. การมีน้ำหนักตัวเกิน หรือความอ้วนมีความสัมพันธ์อย่างมากกับโรคข้อเข่าเสื่อม โดยพบว่าน้ำหนักตัวที่ลงบริเวณข้อเข่าเวลาเดิน จะทำให้เกิดแรงกระทำต่อข้อเข่า 2-3 เท่าของน้ำหนักตัว

4. การใช้งาน อิริยาบถ ท่าทาง หรือกิจกรรม ประจำวัน ที่ทำให้เกิดแรงกระทำต่อข้อเข่ามาก เช่น การคุกเข่า การนั่งยอง การนั่งพับเพียบ การขัดสมาธิ การขึ้น-ลงบันได บ่อยๆ รวมถึงอาชีพที่ต้องเดินหรือยืนนานๆ อาชีพที่ต้อง แบกของหนักเป็นเวลานาน

5. ความบกพร่องของส่วนประกอบของข้อ เช่น ข้อเข่าหลวม กล้ามเนื้อต้นขาอ่อนแรง หรือขาโก่ง ผิดรูป ทำให้น้ำหนักตัวกดลงผ่านผิวข้อเข่าไม่เท่ากันกระดูกอ่อนด้านที่รับน้ำหนักมากกว่าจะเสื่อมเร็วกว่าปกติ

6. กรรมพันธุ์ โดยเฉพาะในครอบครัวที่มีประวัติเป็นโรคข้อเข่าเสื่อม

2.6.2 โรคข้อเข่าเสื่อมชนิดทุติยภูมิ

เป็นโรคข้อเข่าเสื่อมที่ทราบสาเหตุ โดยมีสาเหตุจากการบาดเจ็บโดยตรงบริเวณข้อเข่า เช่น เคยประสบอุบัติเหตุ และมีการบาดเจ็บที่ข้อเข่า มีการบาดเจ็บเรื้อรังที่บริเวณข้อเข่าจากการทำงานหรือ การเล่นกีฬา โรคข้ออักเสบรูมาตอยด์ โรคเกาต์ โรคข้ออักเสบ ติดเชื้อ

2.7 การรักษาโรคข้อเข่าเสื่อม

รักษาโรคข้อเข่าเสื่อมมีการรักษามี 3 หลักๆ วิธี ดังนี้

2.7.1 การรักษาด้วยวิธีประคับประคอง หรือการรักษาโดยไม่ใช้ยา

1. การให้ความรู้เกี่ยวกับการเกิดโรคข้อเข่าเสื่อมแก่ผู้ป่วย และญาติ เรื่องปัจจัยเสี่ยง ได้แก่ ความอ้วน อาชีพ ลักษณะงานที่ทำ การบาดเจ็บ และแรงเค้นซ้ำๆ การใช้งานของข้อที่ผิดวิธี รวมถึงการดำเนินของโรค และแนวทางการรักษาที่เหมาะสมสำหรับผู้ป่วยแต่ละราย

2. การลดปัจจัยที่ทำให้ข้อเสื่อมมากขึ้น ได้แก่ การลดน้ำหนักตัวในผู้ป่วยที่มีน้ำหนักตัวมาก และการปรับเปลี่ยนท่าทางหรืออิริยาบถในชีวิตประจำวัน หลีกเลี่ยงการนั่งคุกเข่า การขัดสมาธิ การนั่งพับเพียบ ที่ส่งผลต่อแรงกระทำที่ส่งไปยังข้อเข่า

3. การออกกำลังกายกล้ามเนื้อรอบๆ ข้อเข่า เพื่อเพิ่มความยืดหยุ่นของกล้ามเนื้อรอบๆ ข้อเข่า เพิ่มความแข็งแรงของข้อ ความคงทน และความยืดหยุ่น

4. การรักษาทางเวชศาสตร์ฟื้นฟู เพื่อลด อาการปวด บวม และป้องกันข้อเข่าเสื่อม เช่น ข้อติด ข้อผิดรูป

5. การประคบด้วยสมุนไพร เป็นการรักษา ทางเลือกแก่ผู้ป่วยโรคข้อเข่าเสื่อม

6. การใช้เครื่องช่วยพยุง เพื่อลดแรงกระทำต่อข้อเข่า เช่น เครื่องช่วยพยุงเดิน ไม้เท้า หรือรถมoped เพื่อช่วยแบ่งเบาแรงกระทำต่อข้อเข่า กรณีใช้ไม้เท้าหรือรถมoped ให้ถือด้านตรงข้ามกับด้านที่ปวด

7. การใช้กายอุปกรณ์เสริมข้อเข่า เพื่อช่วยลดแรงกระทำต่อข้อเข่าระหว่างการทำกิจวัตรประจำวัน

2.7.2 การรักษาด้วยการใช้ยา

โดยยาที่ใช้รักษาแบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม ดังนี้

1. กลุ่มยาที่ควบคุมอาการของโรค (Symptom- modifying drugs)

2. กลุ่มยาที่ปรับเปลี่ยน และชะลอการเสื่อม ของกระดูกอ่อน (Structural modifying drugs)

2.7.3 การรักษาด้วยการผ่าตัด

เป็นการรักษาที่ควรใช้กับผู้ป่วยโรคข้อเข่าเสื่อม ระดับรุนแรง มีอาการปวดมากขณะเดินหรือเคลื่อนไหว ข้อเข่าผิดรูป หรือไม่สามารถทำกิจกรรมได้ตามปกติ ปัจจุบันมีวิธีการผ่าตัดข้อเข่าที่นิยมใช้ 4 รูปแบบ ดังนี้

1. การส่องกล้องล้าง (Arthroscopic debridement) แพทย์จะพิจารณาใช้ในรายที่มีการเสื่อม ของข้อเข่ายังไม่มาก หรือกรณีผู้ป่วยมีอาการเข่าล็อก เวลางอเข่าแล้วรู้สึกติดขัดมาก หรือสงสัยว่าหมอนรอง กระดูกแตก

2. การผ่าตัดเปลี่ยนแนวกระดูก (Osteotomy) เป็นการผ่าตัด และปรับให้กระดูกเอียงกลับมาในทิศทาง ตรงกันข้าม เพื่อลดแรงผ่านข้อเข่าด้านที่มีการสึกมากกว่า โดยจำเป็นต้องใส่เหล็กเข้าไปตามไว้ เหมาะกับผู้ป่วยที่มี อายุ น้อย และข้อเข่ายังไม่เสื่อม ไม่มาก หรือมีข้อเข่าเสื่อม เพียงด้านเดียว

3. การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมเสี้ยวเดียว (Unicompartmental knee replacement) เป็นการเปลี่ยนด้านในของข้อเข่า ใช้ในกรณีผู้ป่วยที่ข้อเข่ายังไม่เสื่อม และอีกด้านหนึ่งของข้อเข่า และลูกสะบ้ายังไม่เสื่อม ข้อดี คือ ผลผ่าตัดจะมีขนาดเล็ก ไม่เจ็บปวดมาก สามารถลงน้ำหนักเดินได้ภายใน 1-2 วัน ทำให้ผู้ป่วยออกจาก โรงพยาบาล และกลับไปทำงานได้เร็วขึ้น

4. การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม (Total knee replacement or arthroplasty) เป็นการผ่าตัด ที่ต้องเปลี่ยนผิวข้อเข่าทั้งหมด ทั้งกระดูกต้นขา กระดูกขา และอาจรวมกระดูกสะบ้าด้วย โดยอาศัยการนำข้อเทียม เข้าไปครอบกระดูกที่เสื่อมไว้ วิธีนี้เหมาะสำหรับผู้ป่วยที่มี ข้อเข่าเสื่อมรุนแรงจนไม่สามารถใช้การรักษาวิธีอื่นได้ การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม

2.8 ส่วนประกอบข้อเข่าเทียม

ข้อเข่าเทียมเป็นอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นเพื่อทดแทนการสึกของกระดูกข้อเข่า ซึ่งในปัจจุบันนิยมใช้รักษาอย่างแพร่หลาย และประสบผลสำเร็จ ซึ่งมีผู้ได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมเพิ่มขึ้นปัจจุบันมีการพัฒนาข้อเข่าเทียมมากขึ้น เช่น การออกแบบรูปทรง การพัฒนาวัสดุข้อเข่าเทียม เพื่อความเหมาะสมกับร่างกายมนุษย์ การใช้เทคโนโลยีขั้นสูงในการผลิต ส่งผลให้ข้อเข่าเทียมมีความทนทานมากขึ้น สามารถเพิ่มระยะเวลาใช้งานได้ยาวนานยิ่งขึ้น ข้อเข่าเทียมแบบเปลี่ยนทั้งหมดที่มีการใช้งานอยู่ในปัจจุบันประกอบด้วยชิ้นส่วนหลัก 4 ชิ้นส่วนด้วยกันประกอบด้วย

2.8.1 ฝาครอบกระดูกต้นขา

ฝาครอบกระดูกต้นขาแสดงในรูปที่ 2.5 ทำมาจากวัสดุโลหะ มีการออกแบบรูปร่างที่คล้ายกับรูปทรงของกระดูกต้นขาส่วนปลาย โดยผิวส่วนหน้าจนถึงส่วนด้านบน มีการออกแบบให้รองรับ และสามารถใช้งานกับกระดูกสะบ้า และส่วนล่างถูกออกแบบให้สมมาตรกันทั้งสองด้าน และมีผิวที่เรียบเพื่อลดค่าความเค้นสัมผัสกับส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียม ส่วนด้านในที่ติดกับกระดูกต้นขาที่ผ่าตัดออกจะมีผิวที่หยาบขรุขระเพื่อให้ยึดติดกับกระดูก



รูปที่ 2.5 ฝาครอบกระดุกต้นขา

2.8.2 หมอนรองข้อเข่าเทียม

ส่วนประกอบหมอนรองข้อเข่าเทียมแสดงในรูปที่ 2.6 เป็นวัสดุพอลิเมอร์ ซึ่งส่วนมากใช้เป็นพอลิเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง รูปร่างโดยทั่วไปด้านบนจะมีลักษณะเป็นผิวโค้ง เพื่อรับกับชิ้นส่วนกระดุกต้นขา ส่วนล่างของหมอนรองข้อเข่าเทียมมีการออกแบบตามประภทของข้อเข่าเทียมได้แก่ ข้อเข่าเทียมชนิดเคลื่อนที่ได้ (Mobile-bearing) จะมีก้านตรงกลางด้านล่างเพื่อสวมเข้ากับแป้นรองบนกระดุกหน้าแข้ง ซึ่งสามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระ และชนิดอยู่กับที่ (Fixed-bearing) บริเวณตรงกลางออกแบบเป็นตัวล็อก ป้องกันไม่ให้ข้อเข่าหลุดออกจากกัน ด้านล่างมีลักษณะเรียบเพื่อยึดกับชิ้นส่วนแป้นรองบนกระดุกหน้าแข้ง



รูปที่ 2.6 หมอนรองข้อเข่าเทียม

2.8.3 แป้นรองหมอนข้อเทียม

ชิ้นส่วนแป้นรองหมอนข้อเทียมแสดงในรูปที่ 2.7 จะเป็นส่วนที่ติดกับกระดุกหน้าแข้งส่วนบนวัสดุส่วนมากเป็นวัสดุโลหะ มีหน้าที่รองรับน้ำหนักจากหมอนรองข้อเข่าเทียม และรักษาตำแหน่งให้ข้อเข่าเทียมทำงานเป็นปกติ ซึ่งมีทั้งรูปร่างแบบให้สวมใส่ และหมุนได้ และแบบยึดติดกับหมอนรองข้อเข่าเทียมให้อยู่กับที่



รูปที่ 2.7 แป้นรองหมอนข้อเทียม

2.8.4 ผิวลูกเส้าเทียม

ผิวลูกเส้าเทียมแสดงในรูปที่ 2.8 เป็นส่วนที่ยึดติดกับกระดูกเส้าเดิม มีหน้าที่ทดแทนผิวด้านหน้าเดิมของกระดูกเส้าที่สัมผัสกับชิ้นส่วนกระดูกต้นขาส่วนล่าง ส่วนรูปทรงมีลักษณะเหมือนรูปวงรีไม่สมมาตร โดยทำหน้าที่รับแรงเสียดทานจากชิ้นส่วนกระดูกต้นขาส่วนล่าง เวลางอเข้าหรือใช้งานต่าง ๆ ชิ้นส่วนกระดูกเส้า



รูปที่ 2.8 ผิวลูกเส้าเทียม

2.9 ประเภทข้อเข้าเทียม

ผู้ป่วยแต่ละคนมีความรุนแรงของภาวะข้อเสื่อมมากน้อยแตกต่างกันไป ข้อเข้าเทียมเองก็มีการออกแบบมาหลายชนิดแตกต่างกันเพื่อใช้ทดแทนผิวข้อที่มีการสึกในแบบที่ไม่เหมือนกัน ส่วนใหญ่แล้วในข้อเข้าเทียมแบบหนึ่งๆ จะมีลักษณะหลายประการรวมกันเช่น การใช้หรือไม่ใช่ซีเมนต์ในการยึดข้อเทียม กับกระดูก (Cemented or Cementless TKA) หรือลักษณะการยอมให้มีการเคลื่อนโดยทั่วไปสามารถแบ่งแยกประเภทข้อเข้าเทียมออกเป็นข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง

2.9.1 ข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง

ข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังดังแสดงในรูปที่ 2.9 มีการออกแบบกลไกลูกเบี้ยวเพื่อชดเชยการทำงานของเอ็นไขว้หลังที่ตัดออกไปซึ่งในข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังจะยังคงมีการรักษาเอ็นไขว้หลังไว้

ข้อดีของข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง

1. เทคนิคการผ่าตัดทำได้ง่ายขึ้น การตัดตัดเอ็นไขว้หลังทำให้การผ่าตัดทำได้ง่ายขึ้น ส่วนการปรับความตึงของเส้นเอ็นก็ไม่ยุ่งยาก
2. มีการตัดกระดูกออกน้อย เนื่องจากไม่ต้องการปรับความตึงของเส้นเอ็นดังนั้นจึงไม่มีข้อจำกัดเรื่องความหนาของการตัดกระดูก
3. ข้อเข่ามีการเคลื่อนที่ปกติมากขึ้นเนื่องจากการเคลื่อนที่กลับไปด้านหลังได้ใกล้เคียงกับเข่าปกติ
4. การสึกของโพลีเอทิลีนจะลดลงเมื่อมีการปรับผิวของข้อต่อให้มีสอดคล้องของรูปทรงที่เหมาะสม
5. การเสียรูปสามารถแก้ไขได้ง่ายขึ้น

ข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังได้พิสูจน์ให้เห็นว่าใช้งานได้ดี และมีอายุยืนยาว และได้รับความนิยมมากขึ้นเรื่อย ๆ เนื่องจากข้อดีของการออกแบบไม่ว่าจะเป็นเทคนิคการผ่าตัดที่ง่ายขึ้น การเคลื่อนที่ของข้อเข่าใกล้เคียงกับเข่าปกติ อย่างไรก็ตามในขณะที่ทำการผ่าตัดปัญหาที่ยังกังวล และยังคงแก้ไขต่อไปในอนาคต ได้แก่

1. ปัญหาการสึกหรอของกลไกลูกเบี้ยว
2. การเกิดภาวะอาการกดเบียดภายในข้อบริเวณด้านหลัง (Posterior impingement)
3. การเพิ่มช่วงของการเคลื่อนที่เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถงอเข่าได้มากขึ้นโดยได้ออกแบบเป็นสามารถงอได้สูงซึ่งต้องติดตามผลการใช้งานต่อไปในอนาคต (พิพัฒน์ องค์กรน้ำทิพย์ และคณะ, 2551)



รูปที่ 2.9 ข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง

2.9.2 ข้อเช่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง

ข้อเช่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังมีการอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังไว้ดังแสดงในรูปที่ 2.10 เป้าหมายของการผ่าตัดเปลี่ยนผิวข้อแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังคือการรักษาความตึงที่เหมาะสมของเอ็นไขว้หลังไม่ให้ตึงหรือหย่อนเกิน

ข้อดีของการอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง

1. ให้ความมั่นคงบริเวณกึ่งกลางข้อเช่า เอ็นไขว้หลังไม่เพียงทำหน้าที่ป้องกันการเคลื่อนที่ไปข้างหลังของกระดูกหน้าแข้ง แต่ยังให้ความมั่นคงในแนวหน้าหลังอีกด้วย เอ็นไขว้หลังจะให้ความมั่นคงในท่างอเข่ามากกว่าท่าเหยียดเข่า และทำให้จุดสัมผัสของผิวข้อของข้อเช่าอยู่บริเวณกึ่งกลางของผิวข้อเช่าเทียมไม่เคลื่อนที่ไปข้างหน้า

2. การอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังช่วยรักษาค่าแรงของผิวข้อเช่าเทียมไว้ในตำแหน่งผิวข้อเดิม

3. เนื่องจากไม่จำเป็นต้องตัดกึ่งกลางกระดูกเมอร์เพื่อให้เป็นที่อยู่ของกลไกลูกเบี้ยว การตัดกระดูกในการเปลี่ยนข้อเช่าแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังจึงรักษากระดูกไว้มากกว่าแบบตัดเอ็นไขว้หลัง

4. ลดความเครียดที่เกิดจากแรงที่กระทำต่อกลไกลูกเบี้ยวโดยเอ็นไขว้หลังจะรับแรงนั้นแทนจึงทำให้การเปลี่ยนข้อเช่าแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังมีแรงกระทำต่อพื้นผิวระหว่างกระดูก และข้อเช่าเทียมน้อยกว่า การใช้ข้อเช่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้โดยเฉพาอย่างยิ่งในข้อเช่าที่มีการออกแบบให้ผิวข้อมีความเข้ารูปมากขึ้นอาจทำให้มีการสึกของโพลีเอทิลีนด้านหลังมากขึ้น รวมถึงการหัก และการสึกของเสาชองกลไกลูกเบี้ยวอันจะนำไปสู่การหลวม และการทำลายกระดูกรอบ ๆ ข้อเช่าเทียม

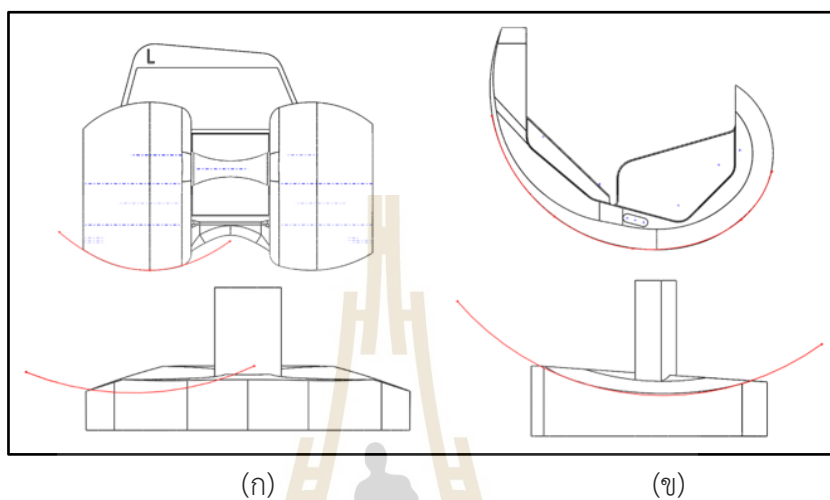
การผ่าตัดเปลี่ยนผิวข้อแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังเป็นการผ่าตัดที่รักษาเอ็นไขว้หลังเดิมของผู้ป่วยซึ่งยังทำงานได้ดี แต่ปัญหาสำคัญคือการรักษาความตึงที่เหมาะสมเดิมของเอ็นไขว้หลัง ดังนั้นความเข้าใจในเทคนิคการผ่าตัด และการออกแบบข้อเช่าเทียม รวมถึงการเลือกขนาดข้อเช่าที่พอดีจะนำไปสู่ความสำเร็จในการผ่าตัดการพัฒนาเทคนิค และการออกแบบผิวข้อจะช่วยให้สามารถตอบสนองต่อการเปลี่ยนผิวข้อเช่าในผู้ป่วยที่มีอายุน้อยลง และสามารถทำกิจกรรมได้มากขึ้นในอนาคต



รูปที่ 2.10 ข้อเช่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง

2.10 ความสอดคล้องของรูปทรง

ค่าความสอดคล้องของรูปทรงคืออัตราส่วนรัศมีความโค้งของชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขา และรัศมีความโค้งของชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมทั้งในระนาบหน้าหลัง และในระนาบด้านข้าง ซึ่งแสดงในรูป 2.1



รูปที่ 2.11 อัตราส่วนความสอดคล้องของรูปทรง (ก) ระนาบหน้าหลัง (ข) ระนาบด้านข้าง

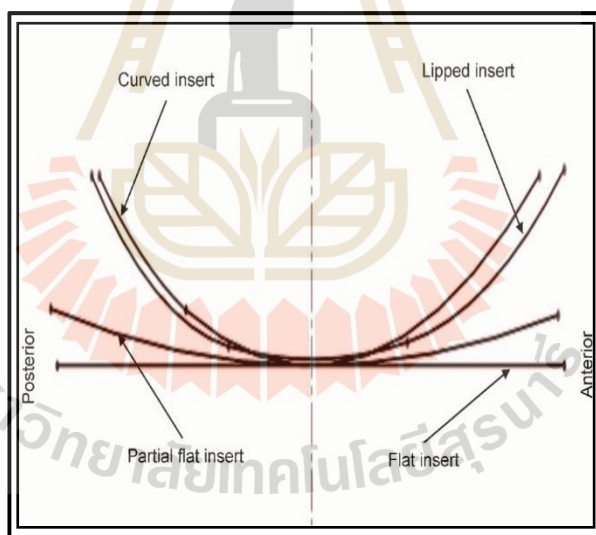
ความสอดคล้องของรูปทรงที่มีค่าเท่ากับหนึ่งแสดงถึงรัศมีความโค้งของชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาที่มีค่ารัศมีเท่ากับรัศมีความโค้งของชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียม ในทางตรงกันข้ามถ้าความสอดคล้องของรูปทรงที่มีค่าเท่ากับศูนย์ หรือใกล้เคียงศูนย์แสดงถึงรัศมีความโค้งของชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมจะมีรูปทรงแบนเรียบ

จากการศึกษาที่ผ่านมาของ Koh et al. (2018) ที่ศึกษาตัวแปรของความสอดคล้องของรูปทรงที่ส่งผลต่อจลนศาสตร์ และกลศาสตร์การสัมผัสของข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังโดยตรวจสอบผลกระทบทางชีวกลศาสตร์ของการออกแบบข้อเข่าเทียมที่มีการออกแบบความสอดคล้องของรูปทรงในชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมที่แตกต่างกันสามแบบคือความโค้งสอดคล้องเฉพาะผู้ป่วย ความโค้งที่ให้จุดหมุนอยู่ฝั่งด้านในลำตัว และความโค้งตามพื้นผิวกายวิภาคในข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง โดยตรวจสอบจลนศาสตร์การเคลื่อนที่ กลไกการสัมผัส และประสิทธิภาพการสึกหรอภายใต้สภาวะโหลดของท่าทางการเดิน ผลการวิจัยพบว่าความโค้งตามพื้นผิวกายวิภาคแสดงถึงจลนศาสตร์การเคลื่อนที่สูงกว่ารูปแบบอื่น แต่ประสิทธิภาพของการสึกค้อยกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับความโค้งที่ให้จุดหมุนอยู่ฝั่งด้านในลำตัว

Koh et al. (2019) ได้ศึกษาเชิงเปรียบเทียบผลทางชีวกลศาสตร์ของข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังภายใต้สภาวะท่าทางการเดิน และการงอเข่า โดยมีการออกแบบรูปทรงของชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมเทียมให้มีความโค้งสามรูปแบบคือความโค้งสอดคล้องเฉพาะผู้ป่วย ความโค้งที่ให้จุดหมุนอยู่ฝั่งด้านในลำตัว และความโค้งตามพื้นผิวกายวิภาค เปรียบเทียบกับข้อเข่าเทียมทั่วไป และข้อเข่าปกติ ผลลัพธ์แสดงให้เห็นว่าข้อเข่าเทียมที่มีการออกแบบความโค้งของชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมตามพื้นผิวกายวิภาคมีจลนศาสตร์การเคลื่อนที่ของข้อเข่าที่ใกล้เคียงกับข้อเข่า

ปกติมากกว่าแบบอื่น แต่ก็จำเป็นต้องมีการศึกษาทางคลินิก และชีวกลศาสตร์อื่น ๆ เพิ่มเติมก่อนนำไปใช้

Galvin et al. (2009) ได้ศึกษาเชิงเปรียบเทียบการสึกหรอของข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังโดยการปรับความสอดคล้องของรูปทรงของชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมให้มีทรงแบบโค้ง และแบบแบนเพื่อตรวจสอบสมมติฐานว่าชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมแบบทรงแบนสามารถให้ความเค้นสัมผัสสูง และพื้นที่สัมผัสที่น้อย ซึ่งจะทำให้ระดับการสึกของพื้นผิวข้อเข่าเทียมลดลง ผลลัพธ์แสดงให้เห็นว่าข้อเข่ารูปทรงแบบแบน หรือความสอดคล้องของรูปทรงต่ำ มีค่าความเค้นสัมผัสที่สูง พื้นที่สัมผัสที่น้อย และทำให้ระดับของแรงเฉือนต่างผลให้อัตราการสึกลดลงอย่างเห็นได้ชัดเมื่อเปรียบเทียบกับข้อเข่าเทียมทั่วไป ผลลัพธ์ที่ได้จากการศึกษานี้สอดคล้องกับการศึกษาของ Brockett et al. (2017) ที่ได้ศึกษาตัวแปรของความสอดคล้องของรูปทรง และวัสดุบนชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมที่ส่งผลกระทบต่อการสึก โดยมีการออกแบบให้ชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมมีลักษณะความโค้งสี่แบบคือ ทรงแบบโค้ง ทรงโค้งน้อย ทรงบางส่วนแบน และทรงแบบแบน ดังรูปที่ 2.12 ซึ่งอัตราการสึกของชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมทรงแบบโค้ง หรือความสอดคล้องของรูปทรงสูงมีอัตราการสึกมากกว่าอัตราการสึกชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมทรงแบบแบน หรือความสอดคล้องของรูปทรงต่ำ (Abdelgaied et al, 2014)



รูปที่ 2.12 แผนภาพการออกแบบประเภทความสอดคล้องของรูปทรงในหมอนรองข้อเข่าเทียมที่แตกต่างกัน (Abdelgaied et al. 2014)

Zhang et al. (2019) ได้ทำการประเมินชีวกลศาสตร์ และประสิทธิภาพการสึกโดยศึกษาความสอดคล้องของรูปทรงของชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมที่แตกต่างกันในข้อเข่าเทียม มีการออกแบบระดับของค่าความสอดคล้องที่แตกต่างกันในระนาบด้านข้าง และในระนาบหน้าหลัง ผลการศึกษานี้พบว่าชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมที่มีความสอดคล้องของรูปทรงสูงมีพื้นที่สัมผัส และอัตราการสึกที่สูง นอกจากนี้อัตราการสึก และจลนศาสตร์การเคลื่อนไหวของข้อเข่าเทียมมีความไวต่อการเปลี่ยนแปลงในระนาบด้านข้าง ที่มากกว่าระนาบหน้าหลัง ผลการวิจัยนี้จึงชี้ให้เห็นว่าการ

ออกแบบความสอดคล้องของรูปทรงตามระนาบด้านข้าง ของชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมมีบทบาทสำคัญในการปรับปรุงประสิทธิภาพของข้อเข่าเทียม

2.11 ทำทางการเคลื่อนไหวพื้นฐาน

ท่าทางพื้นฐานต่างๆในชีวิตประจำวันล้วนมีรูปแบบการเคลื่อนไหว ประวัติการเคลื่อนที่ และรูปแบบของโหลดซึ่งมีส่วนทำให้เกิดการสึก การเสื่อมสภาพ และความเสียหายของข้อเข่าเทียม การจำลองกิจกรรมท่าทางการทำงานที่หลากหลายทำให้ประเมิน และทดสอบข้อเข่าเทียมที่สมจริงยิ่งขึ้น สำหรับการประเมินโหมดการสึก และความเสียหายได้ กิจกรรมในชีวิตประจำวันดังกล่าวมักเรียกว่า กิจกรรมท่าทางพื้นฐานต่างๆ ซึ่งงานวิจัยนี้ได้ศึกษาท่าทาง 4 ท่าทาง ได้แก่ ท่าทางการเดิน ท่าทางการนั่งยอง ท่าทางลุกเก้าอี้ และท่าทางการขึ้นบันได

2.11.1 ท่าการเดิน

ท่าทางการเดินเป็นกระบวนการการเคลื่อนที่ที่อาศัยความสัมพันธ์ของข้อสะโพก ข้อเข่า ข้อเท้า และเท้า ทำให้มีการเคลื่อนที่ของร่างกายไปทางด้านหน้า มักเกี่ยวข้องกับการรักษาสมดุลของร่างกายโดยขาข้างหนึ่งทำหน้าที่เป็นตัวรับน้ำหนัก ส่วนขาอีกข้างหนึ่งทำหน้าที่เป็นตัวก้าวไปข้างหน้า หลังจากนั้นจะมีการสลับหน้าที่กันของขาทั้ง 2 ข้าง เหตุการณ์ที่เกิดขึ้นจนครบวงจรของขาข้างใดข้างหนึ่งจะเรียกว่า วงจรการเดิน (gait cycle) (เนลิมพล คงเขียว, 2553) ซึ่งวงรอบการเดินสามารถแบ่งออกเป็น 2 ช่วง ตามรูปที่ 2.13 คือ

1. ช่วงที่เท้ามีการสัมผัสพื้น (Stance phase) คือช่วงระยะเวลาที่เท้าสัมผัสกับพื้น ในขณะที่เดิน ซึ่งคิดเป็นร้อยละ 60 ของหนึ่งวงจรการเดิน ซึ่งจะแบ่งย่อยออกเป็น 3 ช่วง ตามลำดับของช่วงที่เท้าทั้งสองมีการสัมผัสพื้น

1.1 ช่วงที่เริ่มของวงจรการเดินที่เท้าทั้ง 2 ข้างมีการสัมผัสพื้นพร้อมกัน (initial double support) คิดเป็นร้อยละ 10 ของหนึ่งวงจรการเดิน

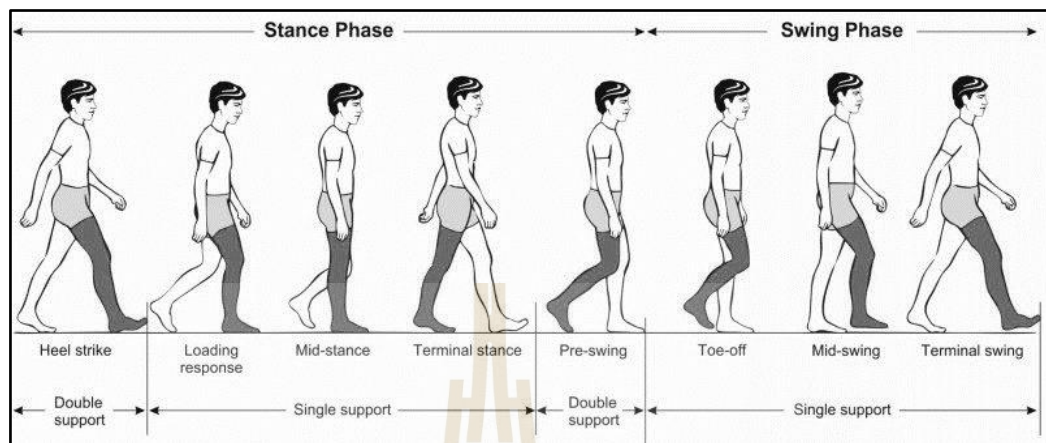
1.2 ช่วงที่เริ่มเมื่อเท้าของขาด้านตรงข้ามยกพ้นพื้น (single limb support) ช่วงนี้เป็นช่วงที่น้ำหนักตัวทั้งหมดถูกรับโดยขาข้างเดียว คิดเป็นร้อยละ 40 ของหนึ่งวงจรการเดิน

1.3 ช่วงที่เริ่มเมื่อเท้าอีกข้างหนึ่งกลับมาสัมผัสพื้นอีกครั้ง (Terminal double support) คิดเป็นร้อยละ 10 ของหนึ่งวงจรการเดิน

2. ช่วงที่เท้ายกพ้นพื้น (Swing phase) คือช่วงระยะเวลาที่เท้าแกว่งลอยกลางอากาศสังเกตโดยปลายเท้าลอยออกจากพื้น คิดเป็นร้อยละ 40 ของหนึ่งวงจรการเดิน

Zhang et al. (2017) ศึกษาเพื่อเปรียบเทียบผลกระทบของความแตกต่างระหว่างการใช้งานโหลดแบบรวมแรง กับการใช้งานโหลดที่อยู่แยกโหลดระหว่างโหลดฝั่งด้านตรงกลาง-ด้านข้างต่อกลไกการสัมผัส และการทำนายการสึกหรอของข้อเข่าเทียมโดยใช้แบบจำลองข้อเข่าเทียมแบบอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังในท่าทางการเดิน ผลการศึกษาพบว่าการทำนายปริมาณการสึกหรอมีความคล้ายคลึงกันระหว่างการใช้งานโหลดทั้งสองแบบโดยอัตราการสึกหรอของข้อเข่าเทียมบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง-

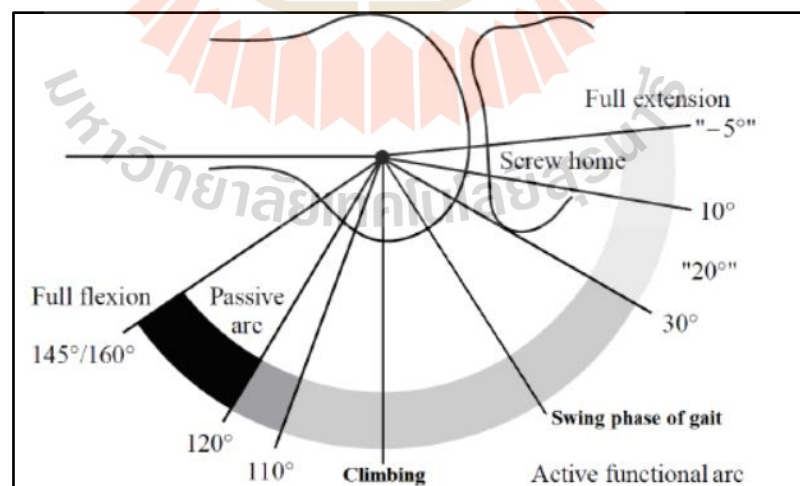
ด้านข้างมีความแตกต่างกันต่างกัน อัตราการสีกหรือบริเวณด้านข้างมีค่าน้อยกว่าบริเวณฝั่งด้านตรงกลางแสดงให้เห็นว่าบริเวณด้านข้างมีความเค้นสัมผัสที่สูง และพื้นที่สัมผัสที่ต่ำ



รูปที่ 2.13 วงรอบการเดินของมนุษย์ (Armada, 2015)

2.11.2 ทำนั้งยอง

ทำนั้งยองเป็นการกิจกรรมในชีวิตประจำวันที่มีการศึกษามากที่สุดอย่างหนึ่งของออกกำลังกายในนักกีฬา นักยกน้ำหนัก และบุคคลที่ต้องการการฟื้นฟูร่างกายหลังจากได้รับบาดเจ็บที่รยางค์ล่าง และเอว ในผู้ป่วยโรคข้อเข่าเสื่อมทำนั้งยองเป็นการออกกำลังกายในอุดมคติเนื่องจากเกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวของข้อต่อหลายข้อพร้อมกับการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อเนื้อมัดใหญ่ และอาจเป็นท่าทางที่ยากในการเคลื่อนที่อย่างยิ่งสำหรับผู้ที่มีโรคข้อเข่าเสื่อม หรืออาการบาดเจ็บ



รูปที่ 2.14 ส่วนสำคัญของส่วนโค้งการงอเข้าของมนุษย์ (Fekete G., 2013)

ช่วงของการงอเข้าที่ใช้ในกิจกรรมประจำวันอยู่ในช่วงประมาณ 20 องศา ถึง 120 องศาของมุมงอ ความโค้งของการงอในกรณีของมนุษย์สามารถแบ่งออกเป็นสามส่วนหลักคือ ส่วนโค้งสกรูโฮม

(screw home) ส่วนโค้งที่ใช้งานอยู่ (active arc) และส่วนโค้งแบบพาสซีฟ (passive arc) ซึ่งแสดงดังรูปที่ 2.14 ส่วนโค้งระหว่างมุมโค้งงอ 20 ถึง 120 องศาถือว่าเป็นส่วนโค้งที่ใช้งานพื้นฐานซึ่งอยู่ภายใต้การควบคุมของกล้ามเนื้อ และเกี่ยวข้องกั้กับกิจกรรมส่วนใหญ่ในแต่ละวัน ระยะเดินช่วงที่เท้ายกพื้นพื้นใช้ประมาณ 67 องศา สำหรับการปีนขึ้น 83 ถึง 90 องศา และลงบันได และ 93 องศา สำหรับการลุกจากเก้าอี้ ข้อเข่าจะเข้าสู่ช่วงสกรูโฮมระหว่างระดับการงอ 5 ถึง 20 องศา ในส่วนโค้งนี้การหมุนระหว่างกระดูกหน้าต้นขา และกระดูกหน้าแข้งจะเกิดขึ้นโดยอัตโนมัติ (Fekete G., 2013)

Jacobs et al. (2005) ศึกษาแตกต่างในผลลัพธ์ด้านการทำงาน ทางคลินิก และทางรังสีวิทยา ระหว่างการเก็บรักษา และการตัดเอ็นไขว้หลังในการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมในผู้ป่วยโรคข้อเข่าเสื่อม พบว่าช่วงของการเคลื่อนที่สูงขึ้น 8 องศา (105 องศา เทียบกับ 113 องศา) ในกลุ่มที่ผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังเมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง อย่างไรก็ตามจากการศึกษานี้ไม่สามารถให้คำแนะนำระหว่างการรักษาหรือการตัดเอ็นไขว้หลังออกดีกว่ากัน ผลการศึกษานี้มีความคล้ายคลึงกับ Dennis et al. (1998) ซึ่งศึกษาการงอเข่าสูงสุดของอาสาสมัคร 60 ราย ในขณะที่ทำการงอเข่าในท่านั่งยองโดยใช้น้ำหนักทั้งสองข้างอยู่บนพื้น โดยดูผลจากเทคนิคฟลูโอโรสโคปี พวกเขาพบว่าการมอมองศาการงอสูงสุดที่รับน้ำหนักสูงสุดในข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง (ค่าเฉลี่ย 113 องศา) มีมากกว่าข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์ (ค่าเฉลี่ย 103 องศา) นอกจากนี้จะสังเกตเห็นในส่วนของการเคลื่อนที่ของฝากรอบกระดูกต้นขามีการเลื่อนไปทางด้านหน้าจากการงอในข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์มากกว่าข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง

Bellemans et al. (2002) ได้ทำการศึกษากลไกที่ช่วยให้เกิดการงอเข่าสูงสุดของข้อเข่าหลังจากการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง ในผู้ป่วย 29 รายโดยใช้คอมพิวเตอร์ช่วยออกแบบสามมิติฟลูโอโรสโคปี พบว่าข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังมีเปอร์เซ็นต์ของการงอเข่าสูงสุดอยู่ที่ 72 เปอร์เซ็นต์ของข้อเข่า เนื่องจากมีการชนกันด้านหลังของชิ้นส่วนฝากรอบกระดูกต้นขา กับหมอนรองข้อเข่าเทียม และมีการเคลื่อนที่ไปในแนวด้านหน้า

Kang et al. (2019) มีการตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงจลนศาสตร์การเคลื่อนที่โดยทำการประเมินการเคลื่อนที่ในแนวหน้า-หลัง และการหมุนเข้าฝั่งด้านตรงกลาง-ด้านข้างภายใต้สภาวะท่านั่งยองในข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง จากการศึกษาพบว่าเปลี่ยนแปลงของการเคลื่อนที่ในแนวหน้า-หลังในข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังมีมากกว่าข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และการหมุนเข้าฝั่งด้านตรงกลาง-ด้านข้างไม่มีความแตกต่างกันมากในข้อเข่าทั้งสองประเภท มีการศึกษาที่วิเคราะห์โดยใช้เทคนิคระบบการตรวจทางรังสีของ Yoshiya et al. (2005) และ Banks et al. (2003) พบว่าข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีการย้อนกลับของกระดูกต้นขา (Femoral rollback) ในการเคลื่อนที่ในแนวหน้า-หลังที่โค้งที่ในระหว่างการงอในท่านั่งยองเมื่อเปรียบเทียบกับข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังที่มีการเคลื่อนที่ไปด้านหน้าของกระดูกต้นขาเมื่อมอมองศาการงอเพิ่มขึ้น

2.11.3 ท่าลุกเก้าอี้

ท่าการลุกเก้าอี้เป็นกิจกรรมทั่วไปในชีวิตประจำวันซึ่งต้องอาศัยการประสานกันของร่างกายส่วนล่าง และส่วนบนด้วยการทรงตัว ในผู้สูงอายุ หรือผู้ที่มีอาการบาดเจ็บที่รยางค์ล่างการที่

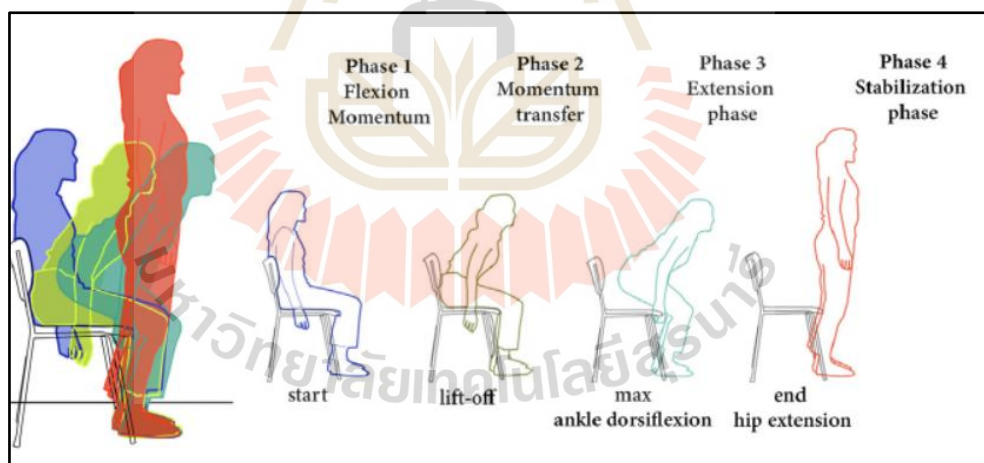
สูญเสียทักษะพื้นฐานนี้สามารถนำไปสู่ข้อบกพร่องของการทำงาน และการเคลื่อนไหวในกิจกรรมในชีวิตประจำวันซึ่งอาจนำไปสู่การเสียชีวิตได้ ในการลุกขึ้นยืนจากท่านั่งส่วนของเท้าจะวางราบกับพื้น และหัวเข่าเล็กน้อยซึ่งสามารถแบ่งได้เป็น 4 ระยะดังรูปที่ 2.15 ได้แก่

1. ระยะที่หนึ่ง (flexion-momentum phase) เริ่มจากจุดที่มีการโน้มลำตัวไปทางด้านหน้าจนถึงจุดที่ก้นจะยกพื้นพื้นที่นั่ง เป็นช่วงที่มวลของร่างกายส่วนบนเคลื่อนที่ไปข้างหน้าด้วยความเร็วที่เพิ่มขึ้น เกิดโมเมนตัมของการโน้มร่างกายส่วนบนไปข้างหน้า

2. ระยะที่สอง (momentum-transfer phase) เริ่มเมื่อก้นยกพื้นพื้นที่นั่ง และสิ้นสุดเมื่อเกิดมืองอข้อเข่ามากที่สุด ในระยะนี้มีการส่งผ่านโมเมนตัมของร่างกายส่วนบนที่เกิดขึ้นในระยะที่หนึ่งไปยังทุกส่วนของร่างกาย ทำให้ร่างกายเคลื่อนที่ขึ้นสูงไปทางด้านหน้า และมวลของร่างกายเคลื่อนที่มาตกลงบนพื้นที่ระหว่างเท้าทั้งสองข้าง โดยมวลของร่างกายจะเคลื่อนที่มาข้างหน้ามากที่สุดเมื่อข้อเข่ามีมืองอมากที่สุด

3. ระยะที่สาม (extension phase) เริ่มภายหลังจากการเกิดมืองอข้อเข่ามากที่สุด ไปจนถึงจุดที่ความเร็วเชิงมุมของข้อสะโพกมีค่าเป็นศูนย์ ระยะนี้มีการเหยียดลำตัว ข้อสะโพก และข้อเข่า เพื่อให้ร่างกายตั้งตรง

4. ระยะที่สี่ (stabilization phase) เป็นระยะสุดท้ายที่ร่างกายปรับตัวเพื่อให้มีความมั่นคงเมื่อต้องยืนลงน้ำหนักบนเท้าทั้งสองข้างที่มีพื้นที่รองรับแคบกว่าเมื่ออยู่ในท่านั่ง (สุกัญญา เอกสกุลกล้า และคณะ, 2561; สุขวิดดา มโนรังสรรค์ และคณะ, 2556)



รูปที่ 2.15 การอธิบายท่าทางลุกเก้าอี้ในสี่ขั้นตอน (van der Kruk, 2021)

van der Kruk et al. (2021) ได้ทำการทบทวนวรรณกรรมอย่างเป็นระบบเพื่อศึกษาเกี่ยวกับท่าทางลุกเก้าอี้ และท่าทางลุกไปเดินจากการนั่ง ซึ่งเป็นสิ่งสำคัญในการทำความเข้าใจในความสามารถทางสรีรวิทยาของระบบกล้ามเนื้อที่ลดลงตามวัยได้ว่ามากน้อยเพียงใดก่อนที่จะถึงข้อจำกัดของการเคลื่อนไหว และเพื่อความเข้าใจเกี่ยวกับการระบุข้อจำกัดของความรู้ และให้คำแนะนำเพื่อแก้ไขข้อจำกัดเหล่านี้

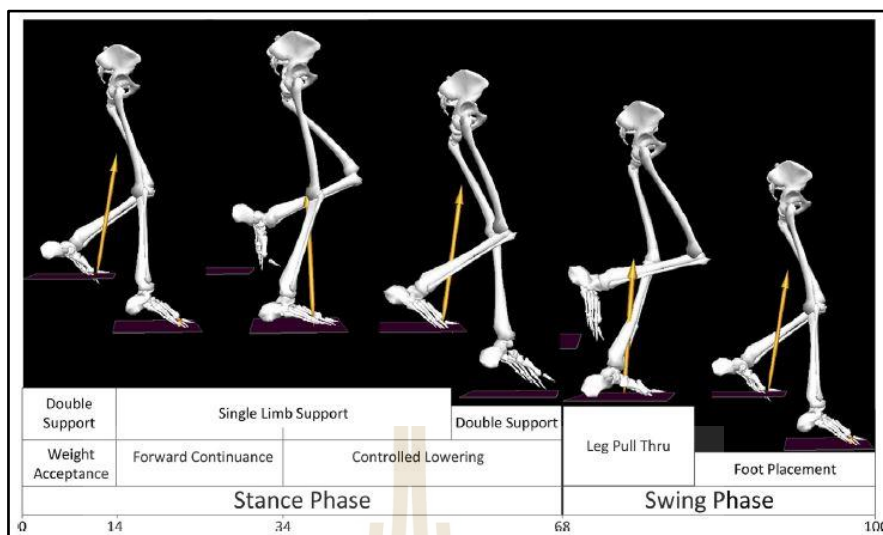
Kwon et al. (2020) ได้ศึกษาเพื่อประเมินจลนศาสตร์ในร่างกาย และความเสถียรในผู้ป่วยก่อน และหลังผ่าตัดเปลี่ยนข้อในระหว่างกิจกรรมท่าอยู่ตัวยืดขาข้างเดียว และท่าทางลุกเก้าอี้

ผลลัพธ์แสดงให้เห็นว่าการย้อนกลับของกระดูกต้นขาหลังการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่ามีเฉลี่ยน้อยกว่าอย่างมีนัยสำคัญ 11.6 มม. เมื่อเทียบกับก่อนผ่าตัด 14.4 มม. ระหว่างท่าทางลุกเก้าอี้ และการหมุนเข้าฝั่งด้านตรงกลางที่ลดลงอย่างมีนัยสำคัญในระหว่างกิจกรรมที่ต้องมีการงอเข่ามากเช่น ท่าทางลุกเก้าอี้ 4.5 องศาเทียบกับก่อนผ่าตัด 6.9 องศา

2.11.4 ท่าลงบันได

อันตรายจากอุบัติเหตุจากทางบันไดมักทำให้เกิดการบาดเจ็บรุนแรงมากกว่าอุบัติเหตุบนทางเท้าปกติ มีรายงานว่าความผิดปกติของท่าลงบันไดเกิดจากการเคลื่อนไหวของข้อสะโพก และกระดูกเชิงกรานในระนาบแนวข้าง และระนาบแนวที่เพิ่มขึ้นในผู้สูงอายุที่เดินลงบันไดซึ่งเป็นผลมาจากการการหมุนเข้าหาแนวหน้า-หลังในทิศทางหุบเข้าของข้อสะโพกที่เพิ่มขึ้น นอกจากนี้การเคลื่อนไหวที่ในระนาบทั้งสองที่เพิ่มขึ้นอาจเป็นผลมาจากการทำงานของการควบคุมระบบประสาท และกล้ามเนื้อที่ไม่เพียงพอทำให้การวางเท้า และส้นเท้าบนขั้นบันไดผิดพลาดตำแหน่งซึ่งเป็นสาเหตุหลักของการหกล้มระหว่างท่าลงบันได ในระหว่างการก้าวขาข้างเดียวในขณะลงบันได จุดศูนย์กลางมวลของร่างกายจะเข้าสู่บริเวณตรงกลางตัวของข้อต่อสะโพกที่รับน้ำหนัก ซึ่งทำให้มีการกระจายของโมเมนต์ภายนอกที่กว้างขึ้น ในช่วงของการก้าวขาข้างเดียวในท่าลงบันไดมีช่วงเวลาที่มากกว่ากิจกรรมอื่น ๆ ในชีวิตประจำวัน และมีกระจายของโมเมนต์ภายนอกที่มากกว่าในระยะอื่นๆในข้อสะโพก และข้อเข่า

ในแต่ละช่วงของท่าลงบันไดในรอบการเคลื่อนที่ทั้งหมดแสดงในรูปที่ 2.16 ในแต่ละช่วงระหว่างท่าลงบันไดช่วงที่เท้ามีการสัมผัสพื้น (Stance phase) จะประกอบด้วย 68 เปอร์เซ็นต์ของรอบการเคลื่อนที่ทั้งหมด และอาจแบ่งย่อยเป็นช่วงการรับน้ำหนักร่างกายที่ถ่ายลงมาสู่ร่างกายส่วนล่าง (Weight acceptance) (0 ถึง 14 เปอร์เซ็นต์รอบการเคลื่อนที่) ช่วงความต่อเนื่องไปข้างหน้า (Forward continuance) (14 ถึง 34 เปอร์เซ็นต์รอบการเคลื่อนที่) และช่วงการลดระดับการควบคุม (Controlled lowering) (34 ถึง 68 เปอร์เซ็นต์รอบการเคลื่อนที่) นอกจากนี้ยังสามารถแบ่งช่วงย่อยเป็นในช่วงเท้าของขาข้างตรงข้ามยกพื้น (Single limb support) คิดเป็น 31 เปอร์เซ็นต์ในท่าขึ้นบันได และ 39 เปอร์เซ็นต์ในท่าลงบันได และช่วงเวลาที่ทำทั้งสองแต่พื้นเวลาเดียวกัน (Double support) สำหรับ 34 เปอร์เซ็นต์ในท่าขึ้นบันได และ 29 เปอร์เซ็นต์ในท่าลงบันได ดังนั้นจึงแสดงให้เห็นอย่างชัดเจนว่าในท่าขึ้นบันไดต้องมีความมั่นคงของร่างกายที่ดีกว่าท่าลงบันได ดังที่แสดงในช่วงเวลาที่เท้าทั้งสองแต่พื้นเวลาเดียวกันที่นานกว่า และในช่วงเท้าของขาข้างตรงข้ามยกพื้นพื้นที่สั้นกว่าในระหว่างการขึ้นบันได (Merryweather et al., 2019)



รูปที่ 2.16 ลำดับของระยะระหว่างวงรอบการเดินลงบันไดโดยสมบูรณ์ (Merryweather, 2019)

Willing et al. (2019) ทำการศึกษาเชิงเปรียบเทียบการเคลื่อนที่ตามธรรมชาติ และความเสถียรของข้อเข่าเทียมสองแบบ ได้แก่ ข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลัง และข้อเข่าเทียมที่ออกแบบมาเพื่อชดเชยการขาดเอ็นไขว้หลังโดยใช้ความสอดคล้องของคอนดอยล์ (Condylar) ที่เพิ่มขึ้น โดยมีการเปรียบเทียบระหว่างกิจกรรมในจำลองการใช้ชีวิตประจำวันซึ่งรวมถึงการเดิน การขึ้นบันได และการลงบันได จากการศึกษาชี้ให้เห็นว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในจลนศาสตร์การเคลื่อนที่ระหว่างการออกแบบข้อเข่าทั้งสองประเภทโดยรวมแล้วมีการแสดงให้เห็นว่าความเสถียรทางด้านหน้า-ด้านหลังของข้อเข่าเทียมที่ออกแบบมาเพื่อชดเชยการขาดเอ็นไขว้หลังโดยใช้ความสอดคล้องของคอนดอยล์ลดลง ซึ่งบ่งชี้ว่าการออกแบบพื้นผิวของส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมที่มีความสอดคล้องที่ของพื้นผิวเพิ่มขึ้นอาจสามารถไม่ชดเชยการสูญเสียเอ็นไขว้หลังอย่างเพียงพอ

Schwiesau et al. (2014) ได้ประเมินพฤติกรรมการสึกหรอของข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังบนส่วนประกอบหมอนรองข้อเข่าเทียมเทียมในโพลีเอทิลีนที่มีน้ำหนักโมเลกุลสูงแบบพิเศษภายใต้กิจกรรมประจำวัน เช่น การเดิน ขึ้น และลงบันได การงอเข่า การนั่ง และการลุกจากเก้าอี้โดยใช้ข้อมูลโหลดของอาสาสมัคร 8 คน และปรับระบบพิกัดที่อธิบายไว้ใน ISO-14243 แม้จะมีการจำลองการใช้งานภายใต้โหลด และระยะเวลาที่เกินเกณฑ์การทดสอบที่เป็นมาตรฐาน อัตราการสึกหรอของวัสดุที่ใช้ทดสอบอยู่ภายในขีดจำกัดของวัสดุ และไม่แสดงข้อบ่งชี้ของความล้มเหลวของโครงสร้าง

Benson et al. (2002) ได้ศึกษาความแตกต่างของจลนศาสตร์การเคลื่อนที่ และไดนามิกของโหลดบนข้อเข่าเทียมเพื่อศึกษาความเสียหายที่เกิดขึ้นต่อข้อเข่าเทียม โดยเปรียบเทียบระหว่างข้อเข่าเทียมที่แตกต่างกัน 2 แบบภายใต้กิจกรรมรอบทำการเดินมาตรฐาน และรอบทำการลงบันไดใน 5 ล้านรอบ จากการศึกษาพบว่าความเค้นสัมผัสระหว่างการทำการลงบันไดมีค่าสูงกว่าทำการเดินอย่างมีนัยสำคัญ เนื่องจากการรับน้ำหนักในแนวแกนที่สูงขึ้น และความแตกต่างของการออกแบบส่วนประกอบฝาครอบกระดูกต้นขาเทียมที่มีรัศมีความโค้งที่แตกต่างกันในแต่ละการออกแบบข้อเข่าเทียม

2.12 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

ไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นกระบวนการเชิงตัวเลขซึ่งคือวิธีการเปลี่ยนสมการทางคณิตศาสตร์ไปเป็นสมการทางพีชคณิตเพื่อหาผลลัพธ์โดยการประมาณจาก 3 องค์ประกอบ ได้แก่ สมการเชิงอนุพันธ์ เงื่อนไขขอบเขต และรูปร่างของปัญหา

1. สมการเชิงอนุพันธ์ เป็นสมการที่บ่งบอกถึงความเป็นจริงที่ตั้งอยู่บนทฤษฎีของปัญหานั้นๆ เช่น กฎการอนุรักษ์มวล กฎการอนุรักษ์โมเมนตัม และพลังงาน สภาวะสมดุลแรง เป็นต้น

2. เงื่อนไขขอบเขต เป็นการจำลองความเสมือนสำหรับปัญหาในการศึกษาวิเคราะห์ให้มีพฤติกรรมสมจริงอย่างที่สุด เช่น เงื่อนไขของการรองรับ เงื่อนไขของการสัมผัส และการจับยึด เงื่อนไขของการใส่ภาระทางกล และสมบัติวัสดุ เป็นต้น

3. รูปร่างของปัญหา คือการสร้างแบบจำลองที่มีความเสมือนกับปัญหาเพื่อนำมาสร้างระบบสมการเชิงอนุพันธ์ และระบุเงื่อนไขขอบเขตของปัญหา

โดยขั้นตอนการแก้ปัญหาด้วยกระบวนการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ประกอบไปด้วย 6 ขั้นตอน ดังนี้

1. การสร้างรูปร่างของปัญหา คือแบบจำลองของปัญหาประกอบไปด้วยพื้นผิว ขอบตรง ขอบโค้ง สร้างเป็นรูปทรงทางเรขาคณิตแล้วแบ่งรูปร่างของปัญหาออกเป็นหลายๆ เอลิเมนต์ย่อยทำให้เกิดจุดต่อระหว่างเอลิเมนต์ซึ่งเป็นตำแหน่งของตัวแปรที่ไม่ทราบค่า

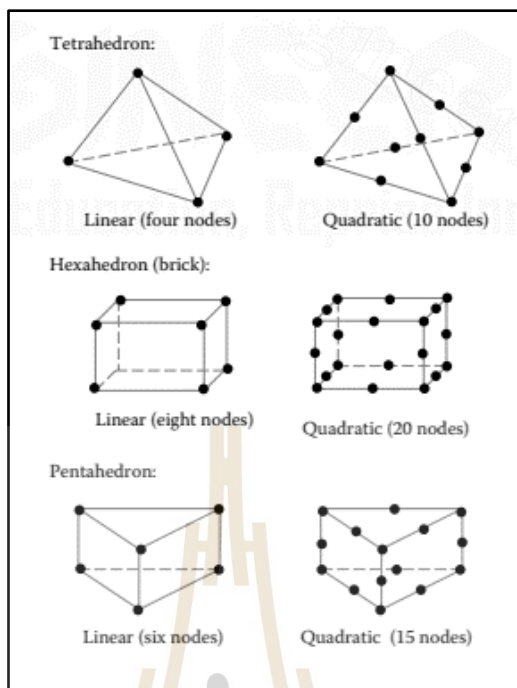
2. การสร้างเอลิเมนต์ย่อย คือการสร้างรูปทรงทางเรขาคณิตที่เป็นสามเหลี่ยมหรือสี่เหลี่ยมในรูปร่างของปัญหา ในปัญหา 3 มิติ เอลิเมนต์ทรงตันมีอยู่ 3 รูปทรงแต่ละรูปทรงจะมีจุดต่อที่มุม และมีจุดต่อเพิ่มระหว่างมุมดังแสดงในรูปที่ 2.17 จำนวนจุดต่อที่มากกว่าในเอลิเมนต์จะให้ผลลัพธ์ที่เที่ยงตรงมากกว่า แต่ก็ใช้เวลาในการแก้ปัญหาของสมการเชิงอนุพันธ์ที่มากขึ้น

3. การสร้างสมการไฟไนต์เอลิเมนต์ เป็นการสร้างสมการพีชคณิตที่ประกอบด้วยกระบวนการบวก ลบ คูณ และหาร ตัวเลขเป็นจำนวนมากๆตามจุดต่อที่เกิดขึ้นจากการสร้างเอลิเมนต์ย่อย

4. การรวมสมการจากเอลิเมนต์ย่อย คือการนำสมการพีชคณิตจากทุกๆ เอลิเมนต์ย่อยมารวมกันเป็นระบบสมการพีชคณิตเข้าด้วยกันอย่างเหมาะสม แต่ละสมการต้องอยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้อง จึงจะนำมาสู่ผลการแก้ระบบสมการที่ถูกต้อง

5. การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต คือการประยุกต์เงื่อนไขที่เกิดขึ้นกับปัญหาเข้ากับระบบสมการทางพีชคณิต แล้วจึงแก้ปัญหาเพื่อหาผลลัพธ์ที่จุดต่อต่างๆของเอลิเมนต์ ระยะเวลาในการแก้ปัญหาขึ้นอยู่กับจำนวนจุดทุกจุดที่นำมาสร้างเป็นระบบสมการ

6. ผลลัพธ์ที่จุดต่อเอลิเมนต์ ผลลัพธ์จากการแก้ปัญหาคือคำตอบจากระบบสมการพีชคณิตที่ให้ผลคำตอบที่ทุกจุดต่อของระบบเอลิเมนต์ เช่น ได้การเสียรูปในแต่ละจุดต่อ ก็สามารถคำนวณหาความเค้น เป็นต้น



รูปที่ 2.17 ชนิดของเอลิเมนต์ 3 มิติ

2.13 มาตรฐานการทดสอบความเค้นสัมผัสในข้อเข่าเทียม

มาตรฐานการทดสอบความเค้นสัมผัสในข้อเข่าเทียม (PI-17: Determination of Total Knee Implant Contact Pressure) เป็นการทดสอบการกระจายความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสซึ่งเป็นสองปัจจัยที่ส่งผลต่ออัตราการสึกของข้อเข่าเทียมโดยใช้วิธีที่ทดสอบทางกลโดยการใช้วิธีฟิล์มวัดแรงดันที่สามารถกำหนดพื้นที่สัมผัส และปริมาณของความเค้นสัมผัสได้อย่างแม่นยำ เพื่อหลีกเลี่ยงข้อเสียของวิธีฟิล์มวัดแรงดัน ในการทดสอบหาผลลัพธ์ต่างๆได้ จึงได้มีการพัฒนาวิธีการสอบเทียบด้วยการจำลองทางคอมพิวเตอร์ซึ่งการสอบเทียบแต่ละครั้งจะดำเนินการกับทุกแผ่นงาน และชุดการทดสอบ

จุดมุ่งหมายของการทดสอบคือการประเมินการกระจายความเค้น และพื้นที่สัมผัสทั้งหมดระหว่างชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขา และชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียม และระหว่างชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขา และชิ้นส่วนผิวลูกสะบ้าเทียมของระบบข้อเข่าเทียมภายใต้มุมมอง และน้ำหนักที่ต่างกัน มีการใช้โหลดในการกดสัมผัสในช่วง 4 ถึง 5 เท่าของน้ำหนักตัวเพื่อกำหนดลักษณะการสัมผัสของเข่าในมุมมองต่างๆ ผลลัพธ์เหล่านี้สามารถใช้เพื่อพัฒนารูปทรงที่ปรับให้เหมาะสมได้

Dharia et al. (2019) พัฒนาแบบจำลองทางคอมพิวเตอร์ในการยืนยันความถูกต้องของแบบจำลองเพื่อทำนายพื้นที่สัมผัสระหว่างข้อเทียมผลการศึกษานี้แสดงให้เห็นถึงพื้นที่สัมผัสโดยรวมที่ทำนายไว้ในแบบจำลองทางคอมพิวเตอร์มีค่าใกล้เคียงกันกับค่าที่วัดในตัวเปรียบเทียบกับอยู่ภายใน 8% ซึ่งอยู่ในขอบเขตที่จากการศึกษาที่ผ่านมา 6 ถึง 36 เปอร์เซ็นต์ซึ่งความน่าเชื่อถือของแบบจำลองในการทำนายผลลัพธ์สัมพันธ์กับข้อมูลการทดสอบทางกล

Liau et al. (2002) ได้ตรวจสอบประสิทธิภาพของการใส่ฟูลิฟิล์มที่ไวต่อแรงกดลงในข้อต่อของข้อเข่าเทียมบนกลไกการสัมผัสที่ถูกต้องผลลัพธ์แสดงให้เห็นถึงลักษณะการสัมผัสที่ได้จากคำนวณจากแบบจำลองทางคอมพิวเตอร์ด้วยความใกล้เคียงกับการวัดโดยฟิล์มฟูลิในการทดสอบทางกล ความแตกต่างสูงสุดคือ 13 เปอร์เซ็นต์ในการวัดความเค้นสัมผัสสูงสุดภายใต้โหลด 3000 นิวตัน ความแตกต่างสูงสุดของพื้นที่สัมผัส และความเค้นสัมผัสระหว่างการจำลองกับารทดสอบทางกลด้วยเทคนิคฟิล์มฟูลิอยู่ระหว่างพื้นผิวสัมผัสคือ 2.4 เปอร์เซ็นต์ และ 14 เปอร์เซ็นต์ตามลำดับ ซึ่งอยู่ในขอบเขตที่จากการศึกษาที่ผ่านมา 6 ถึง 36 เปอร์เซ็นต์

2.14 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.14.1 งานวิจัยเปรียบเทียบข้อเข่าเทียมระหว่างประเภทตัดเอ็นไขว้หลังและข้อเข่าเทียมเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลัง

Ardestani et al. (2015) การศึกษาครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินความน่าเชื่อถือและการออกแบบของแบบจำลองข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังเปรียบเทียบกับประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลัง โดยประเมินในด้านสมรรถนะการเคลื่อนไหวของข้อเข่า และกลศาสตร์การสัมผัสโดยใช้การจำลองบนคอมพิวเตอร์ด้วยโปรแกรม ABAQUS ซึ่งแบบจำลองข้อเข่าที่ใช้มีแตกต่างกัน 4 แบบผลลัพธ์ที่ได้ทำให้เห็นว่าค่าความสอดคล้องของการออกแบบ มีผลโดยตรงต่อความน่าเชื่อถือ และความไวต่อการเคลื่อนที่ และการสัมผัสในการออกแบบข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภท ซึ่งเป็นปัจจัยสำคัญในการพิจารณาความแตกต่างของข้อเข่าทั้งสองประเภทแต่การศึกษานี้ยังมีข้อจำกัดในเรื่องของการจำลองโดยพิจารณาในส่วนของเอ็น และกล้ามเนื้อเข้ามาวิเคราะห์ร่วม

Serna-Berna et al. (2018) ศึกษาเชิงเปรียบเทียบผลลัพธ์การวิจัยทางคลินิกซึ่งมีการติดตามผลอย่างน้อย 10 ปีระหว่างผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมแบบทั้งหมดระหว่างชนิดข้อเข่าประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังโดยมีสมมติฐานว่าผลลัพธ์ในการติดตามระยะยาวมีความคล้ายคลึงกัน ซึ่งใช้การประเมินผลทางคลินิกวัดผลลัพธ์ ผลลัพธ์พบว่าการออกแบบทั้งสองไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในการประเมินการโดยการให้คะแนนการเคลื่อนไหว และความพึงพอใจของผู้ป่วย นอกจากนี้การประเมินความเสียหายของข้อเข่าทั้งสองแบบยังมีความคล้ายกัน ทำให้สรุปได้ว่าการออกทั้งสองชนิดไม่มีแบบไหนที่เกินดีกว่ากัน การออกแบบทั้งสองประสบความสำเร็จในการใช้งานในระยะยาว การเลือกใช้งานข้อเข่าเทียมขึ้นอยู่กับสภาพของเอ็นไขว้ข้อเข่าของผู้ป่วย และทางเลือกของแพทย์

2.14.2 งานวิจัยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์บนโปรแกรมคอมพิวเตอร์

Shu et al. (2021) มีการสร้างแบบจำลองข้อเข่าเทียม ระบบกล้ามเนื้อ และกระดูกส่วนล่างสำหรับการคำนวณการเคลื่อนที่ของเข่าในท่าทางการเดิน เพื่อสร้างแบบจำลองข้อเข่าสำหรับการวิเคราะห์จลนศาสตร์การเคลื่อนที่ และกลศาสตร์การสัมผัส และตรวจสอบความถูกต้องของจลนศาสตร์การเคลื่อนที่โดยอิงจากผลการทดลองจริง โดยใช้โปรแกรม ABAQUS KNEE SIMULATOR การศึกษานี้เป็นวิธีการตรวจสอบความถูกต้องทางจลนศาสตร์ที่สามารถนำมาใช้ในขั้นก่อนการศึกษาทางคลินิก และนำมาใช้การออกแบบข้อเข่าเทียม โดยผลการวิเคราะห์ทำให้เราเห็นว่าผลการวิเคราะห์กลศาสตร์การเคลื่อนที่ของข้อเข่าบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์มีความถูกต้องใกล้เคียงกับ

การวัดผลจากการทดลองเดินจริง ซึ่งสามารถยืนยันว่าโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ABAQUS KNEE SIMULATOR มีความแม่นยำในการใช้งาน

Shu et al. (2021) ได้ทำการสร้างแบบจำลองข้อเข่า และข้อเข่าเทียมทางด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบจลนศาสตร์ และกลศาสตร์การสัมผัสของแบบจำลองข้อเข่าเทียมกับแบบจำลองข้อเข่าปกติระหว่างรอบการเดิน แบบจำลองข้อเข่าเทียมได้รับการพัฒนา และตรวจสอบประสิทธิภาพตามการออกแบบเทียมเข่าเชิงพาณิชย์ทั้งข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลัง โดยใช้โปรแกรม ABAQUS ผลการศึกษานี้ใช้เพื่อทำความเข้าใจความแตกต่างของจลนศาสตร์การเคลื่อนที่ และกลไกการสัมผัสระหว่างการออกแบบข้อเข่าเทียมเชิงพาณิชย์ และข้อเข่าปกติระหว่างรอบการเดิน และให้ข้อมูลที่ครอบคลุมเกี่ยวกับประสิทธิภาพของข้อเข่าปกติ ซึ่งเป็นการยืนยันว่าโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ABAQUS มีความแม่นยำในการใช้งาน

2.14.3 งานวิจัยที่เกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของข้อเข่า

Chen et al. (2016) ได้ออกแบบแบบจำลองระบบกล้ามเนื้อ และกระดูกส่วนล่างด้วยแบบจำลองพลศาสตร์ โดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อทำนายจลนศาสตร์ และตำแหน่งของจุดสัมผัสซึ่งอธิบายโดยจุดสัมผัส เกิดขึ้นบริเวณข้อต่อของข้อเข่าที่ได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมแล้ว โดยโปรแกรมสามารถวิเคราะห์แรงที่เกิดขึ้นที่ข้อต่อ แรงในกล้ามเนื้อ และการเคลื่อนที่ของข้อต่อได้ ผลการวิเคราะห์แรงกระทำ และจุดสัมผัสแสดงถึงในที่ดีการทำนายจลนศาสตร์ และจุดสัมผัสที่ผิวสัมผัสระหว่างข้อต่อกระดูกต้นขาส่วนปลายกับกระดูกต้นขาส่วนต้น ทำให้เข้าใจในพลวัตการเคลื่อนที่ของของจุดสัมผัส และแรงที่เกิดขึ้นจริง

Zeighami et al. (2018) จุดสัมผัสเป็นตัวแปรที่สำคัญในการประเมินแรงสัมผัสที่เกิดขึ้นบริเวณข้อต่อของข้อเข่าในบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และฝั่งด้านข้างจากแบบจำลองระบบกล้ามเนื้อ และกระดูกส่วนล่าง การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาวิธีการติดตามการเคลื่อนที่ของจุดสัมผัสในการสร้างแบบจำลองระบบกล้ามเนื้อในกลุ่มตัวอย่างคนที่มีสุขภาพแข็งแรงปกติซึ่งทำการทดลองเดินบนลู่วิ่ง แบบจำลองการเคลื่อนที่ของจุดสัมผัสที่สร้างขึ้นมานำมาเปรียบเทียบกับ การเคลื่อนที่ของจุดสัมผัสที่ทดลอง ผลที่ได้คือการเปลี่ยนจุดสัมผัสมีผลกระทบอย่างมากต่อจลนศาสตร์ของข้อเข่า และแรงที่เกิดขึ้น ขนาด และทิศทางของแรงบนข้อเข่ามีความหลากหลายขึ้นกับผู้ป่วย และการเลื่อนของจุดสัมผัสเพียงอย่างเดียวไม่เพียงพอสำหรับการระบุแรงที่มาสัมผัส

Navacchia et al. (2016) มีวัตถุประสงค์เพื่อตรวจสอบกลศาสตร์ของจุดสัมผัสที่เกิดขึ้นในข้อเข่าระหว่างท่าทางพื้นฐานต่างๆ ได้แก่ ท่าเดิน ท่าเดินลงบันได และท่าลุกนั่งเก้าอี้ โดยใช้กลุ่มทดลองเป็นผู้ป่วยที่ผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าแบบทั้งหมด และสร้างแบบจำลองระบบกล้ามเนื้อ และกระดูก และวิเคราะห์วิธีระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์บนโปรแกรม ABAQUS / EXPLICIT ซึ่งผลที่ได้พบว่าแรงที่กระทำร่วมมากที่สุดเกิดที่ท่าลงบันได แต่ความเค้นสัมผัสสูงสุดเกิดที่ท่าลุกนั่งเก้าอี้ จุดสัมผัสบนระนาบในท่าการเดิน และเดินลงบันไดส่วนใหญ่ไปทางฝั่งด้านข้าง ส่วนท่าลุกนั่งเก้าอี้ไปทางฝั่งด้านตรงกลางศูนย์กลางของแรงกดมีความคล้ายคลึงกันในทุกกิจกรรม ตัวแปรที่สำคัญที่ทำให้เกิดความแตกต่างของศูนย์กลางของแรงกดคือ การหมุนแนวด้านบน-ล่าง แรงที่กดลง และความสอดคล้องของรูปทรง

บทที่ 3

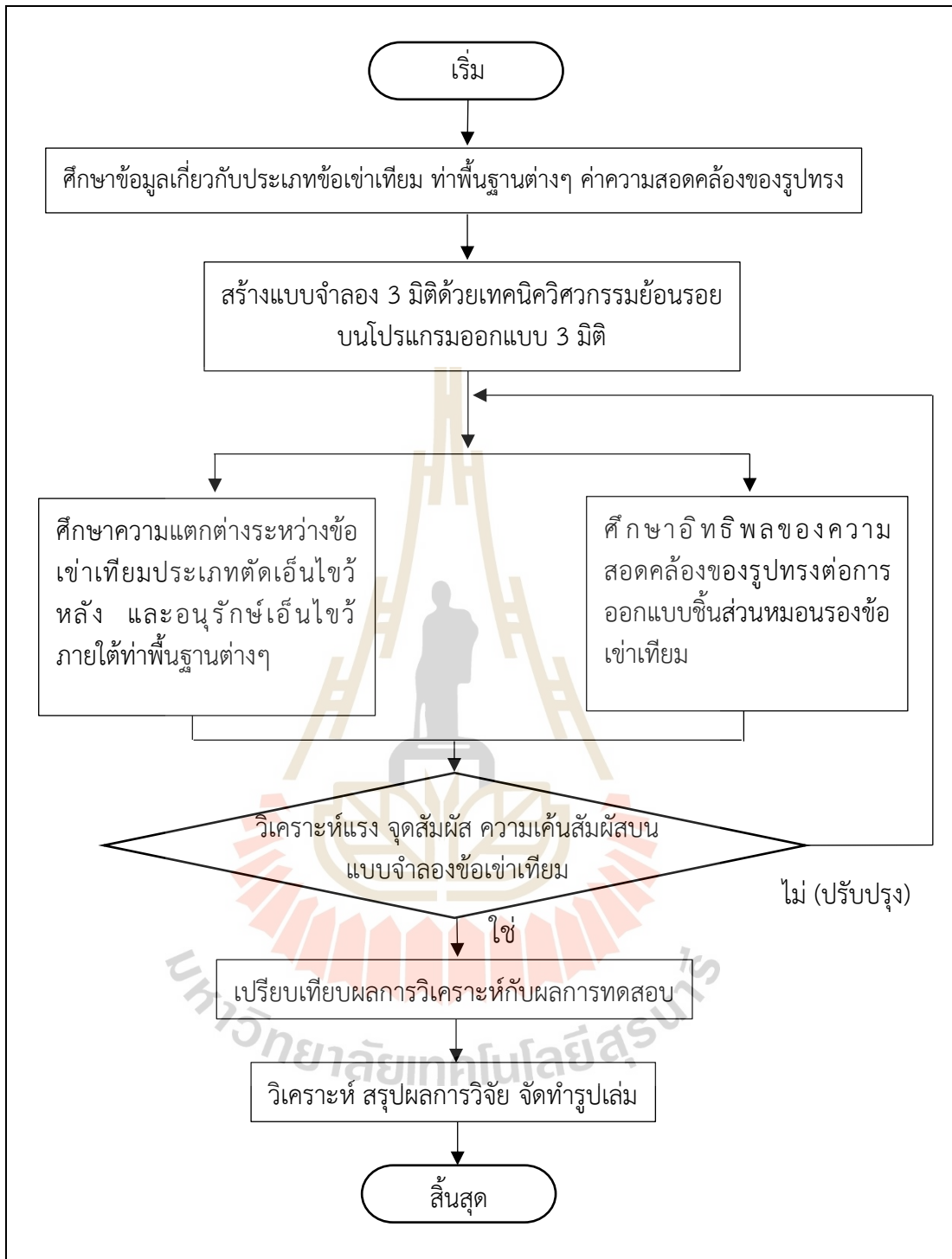
วิธีดำเนินการวิจัย

3.1 บทนำ

การศึกษานี้ได้แบ่งวิธีการดำเนินงานวิจัยออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่ ส่วนแรกเป็นที่การศึกษาเปรียบเทียบชีวกลศาสตร์การเคลื่อนที่ระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังภายใต้ท่าพื้นฐานต่างๆ และส่วนที่สองเป็นการศึกษาอิทธิพลความแตกต่างของการเปลี่ยนแปลงความสอดคล้องของรูปทรงภายใต้ท่าพื้นฐานต่างๆ

นอกจากนี้ยังได้การเปรียบเทียบผลเพื่อยืนยันความถูกต้องของการจำลองผลบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์โดยระเบียบทางไฟไนต์เอลิเมนต์ซึ่งเป็นการยืนยันความถูกต้องของการจำลอง ในการทดสอบนี้ทำ การทดสอบเพื่อตรวจสอบค่าความเค้นสัมผัสโดยเปรียบเทียบระหว่างการจำลองภาระแรงในแต่ละมุมงอเข่าตามมาตรฐานการทดสอบแรงกดสัมผัส และการทดสอบแรงกดโดยวิธีทางกล โดยใช้เทคนิคฟูจิจิฟลัม โดยแผนงานวิจัยทั้งหมดแสดงดังรูปที่ 3.1





รูปที่ 3.1 แผนผังแสดงขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

3.2 วิธีการดำเนินงานวิจัย

ในการศึกษานี้แบ่งวิธีการดำเนินงานวิจัยออกเป็น 2 ส่วนได้แก่

3.2.1 ผลการเปรียบเทียบชีวกลศาสตร์การเคลื่อนที่ระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังและข้อเข่าเทียมประเภทท่อนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง

ในการออกแบบการทดลองนี้มีจุดมุ่งหมายเพื่อจะศึกษาตัวแปรความแตกต่างของพฤติกรรมเคลื่อนที่ระหว่างแบบจำลองข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข่าเทียมประเภทท่อนุรักษ์เอ็นไขว้ต่อท่าพื้นฐานต่างๆ โดยเปรียบเทียบข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข่าเทียมประเภทท่อนุรักษ์เอ็นไขว้ภายใต้ท่าพื้นฐานต่างๆ ทั้งหมด 4 ท่าทางได้แก่ ท่าการเดิน ท่าการนั่งยอง ท่าทางลุกเก้าอี้ และท่าทางลงบันไดเปรียบเทียบกันซึ่งรวมทั้งหมดจะมี 4 กรณีการศึกษา

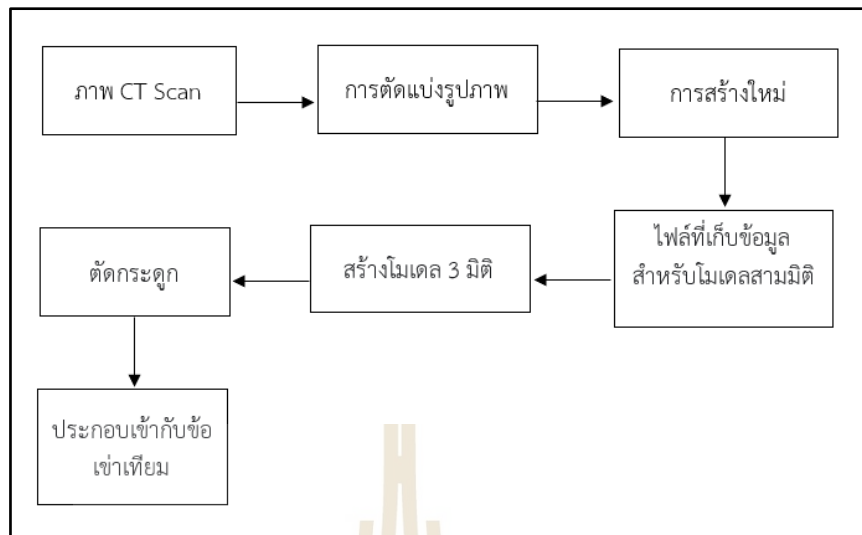
3.2.2 อิทธิพลของค่าความสอดคล้องของรูปทรงภายใต้ท่าทางการเดิน

ในการออกแบบการทดลองนี้มีจุดมุ่งหมายเพื่อจะศึกษาตัวแปรความแตกต่างของการเปลี่ยนแปลงความสอดคล้องของรูปทรงของพฤติกรรมเคลื่อนที่ของแบบจำลองข้อเข่าเทียมต่อท่าพื้นฐานต่างๆ ต่อพฤติกรรมเคลื่อนที่ของข้อเข่าเทียม โดยแบบจำลองข้อเข่าเทียมที่เราจะนำมาพิจารณาในการเปลี่ยนแปลงความสอดคล้องของรูปทรงเป็นข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง โดยใช้กรณีศึกษาท่าพื้นฐานต่างๆ ในท่าการเดิน ซึ่งจะมี 1 กรณีการศึกษา

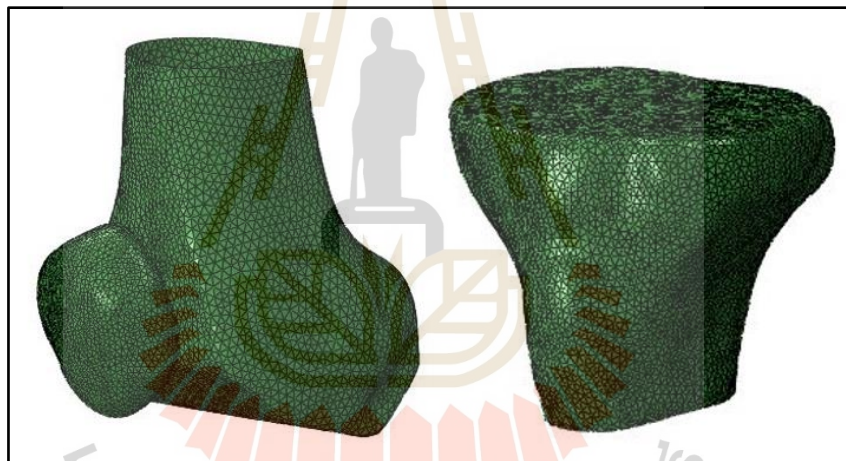
3.3 แบบจำลองข้อเข่าบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์

3.3.1 การสร้างแบบจำลองกระดูกข้อเข่า

แผนผังแสดงขั้นตอนการเตรียมแบบจำลองกระดูกข้อเข่า 3 มิติแสดงรูปที่ 3.2 โดยแบบจำลองข้อเข่า 3 มิติถูกสร้างขึ้นใหม่โดยใช้ข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT scan) จากอาสาสมัครที่เป็นคนไทยที่มีสุขภาพดีโดยภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ได้จะถูกนำมาตัดแบ่งรูปภาพออกเป็นพื้นที่ที่มีรายละเอียดต่างกัน และถูกนำมารวมสร้างใหม่เป็นจำลองจากนั้นจะถูกบันทึกเป็นข้อมูลที่เก็บข้อมูลสำหรับแบบจำลองสามมิติ โดยรูปแบบของข้อมูลเป็นพื้นผิวรูปทรงเลขาคณิตที่มีความลึกตื้นเท่านั้น จากนั้นข้อมูลจะถูกบันทึกเป็นแบบจำลอง 3 มิติซึ่งประกอบด้วยข้อมูลวัตถุสามมิติที่บันทึกในรูปแบบมาตรฐาน และจากนั้นแบบจำลองกระดูก 3 มิติถูกนำตัดกระดูกให้มีรูปทรงที่สามารถประกอบเข้ากับแบบจำลองข้อเข่าเทียมได้พอดี แบบจำลอง 3 มิติของข้อเข่าปกติประกอบด้วยกระดูกต้น กระดูกหน้าแข้ง และกระดูกสะบ้าก่อนการวิเคราะห์ กระดูกทั้งหมดถูกจำลองการตัดตามขั้นตอนการผ่าตัดหัวเข่า ดังรูปที่ 3.3



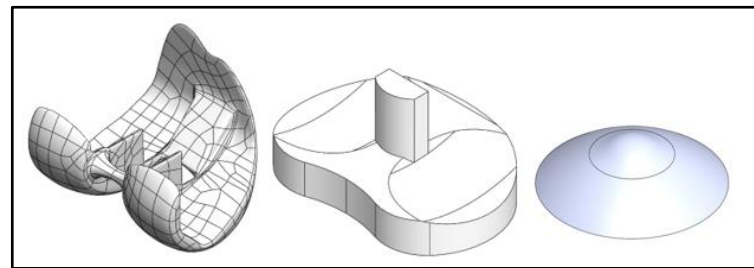
รูปที่ 3.2 แผนผังแสดงขั้นตอนการเตรียมแบบจำลองกระดูกข้อเข้า 3 มิติ



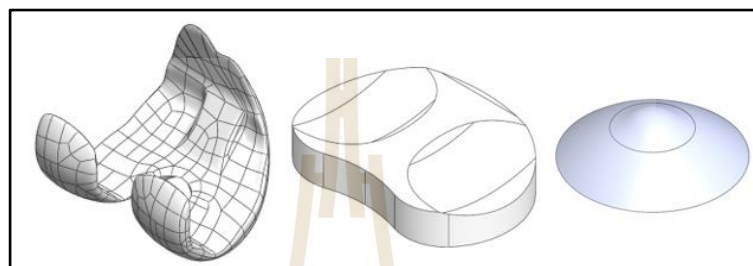
รูปที่ 3.3 แบบจำลองกระดูกข้อเข้า 3 มิติ

3.3.2 แบบจำลองข้อเข้าเทียม

ในการศึกษานี้แบบจำลองข้อเข้าเทียมแบบเปลี่ยนทั้งหมดถูกจำลองมาจากข้อเข้าเทียมเชิงพาณิชย์ทั้งข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษเอ็นไขว้หลัง (ยี่ห้อ Implantcast, ACS ขนาดเบอร์ 4) ซึ่งแผนผังแสดงขั้นตอนการออกแบบ และสร้างแบบจำลองข้อเข้าเทียม ข้อเข้าเทียมเชิงพาณิชย์จะถูกสแกนโดยเครื่องสแกน 3 มิติ (Handy Scan 3D) ด้วยเทคนิควิศวกรรมย้อนรอยหลังจากการสแกน ข้อมูลข้อเข้าเทียมจะถูกสร้างขึ้นใหม่ข้อมูลเป็นสำหรับแบบจำลอง 3 มิติ โดยใช้ซอฟต์แวร์ Geomagic Design X (3D System) จากนั้นจะนำข้อมูลที่ได้มาสร้าง และขึ้นรูปใหม่เป็นแบบจำลองอย่างง่ายบนพื้นฐานข้อเข้าเทียมเชิงพาณิชย์โดยใช้ซอฟต์แวร์สำหรับการออกแบบ 3 มิติ SolidWorks (Dassault Systèmes) แบบจำลองข้อเข้าเทียมประกอบด้วยสามส่วนได้แก่ ฝาครอบกระดูกต้นขา หมอนรองข้อเข้าเทียม และผิวลูกสะบ้าเทียมทั้งข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภท ดังแสดงในรูปที่ 3.4



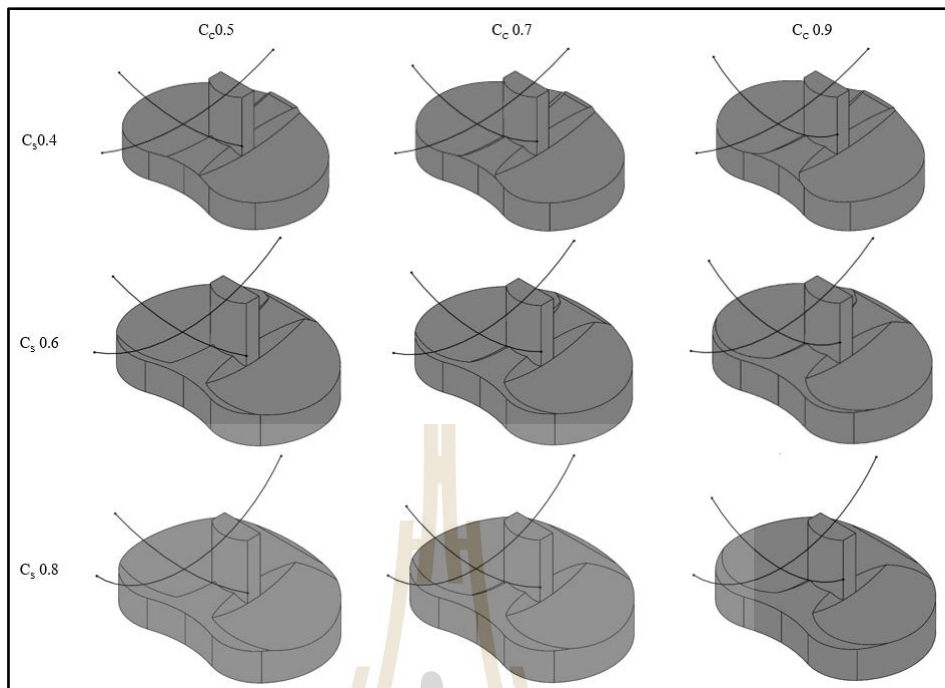
(ก)



(ข)

รูปที่ 3.4 ผาครอบกระดูกต้นขา หมอนรองข้อเข่าเทียม และผิวลูกสะบ้าเทียม (ก) ข้อเข่าเทียม ประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง (ข) ข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง

ในส่วนของอิทธิพลของปัจจัยความสอดคล้องของรูปทรงซึ่งจะมี 2 ปัจจัยได้แก่ ความสอดคล้องของรูปทรงในระนาบด้านข้าง (C_s) และความสอดคล้องของรูปทรงในระนาบหน้าหลัง (C_c) โดยในแต่ละปัจจัยแบ่งความสอดคล้องของรูปทรงออกเป็น 3 ระดับ ได้แก่ ความสอดคล้องของรูปทรงสูงสุด ความสอดคล้องของรูปทรงปานกลาง และความสอดคล้องของรูปทรงต่ำสุด ช่วงของความสอดคล้องของรูปทรงในระนาบด้านข้างมีช่วงสูงสุดถึงต่ำสุดอยู่ที่ 0.8 ถึง 0.4 และในระนาบหน้าหลังมีช่วงสูงสุดถึงต่ำสุดอยู่ที่ 0.9 ถึง 0.5 ช่วงความสอดคล้องของรูปทรงทั้งในระนาบหน้าหลัง และระนาบด้านข้างเป็นข้อมูลที่ได้มาจากการศึกษาการวัดค่ารัศมีความโค้งของข้อเข่าเทียมเชิงพาณิชย์ยี่ห้อต่างๆ และมาหาค่าของช่วงความสอดคล้องของรูปทรงสูงสุด และต่ำสุดทั้งสองระนาบแบบจำลองข้อเข่าเทียมที่เปลี่ยนแปลงความสอดคล้องของรูปทรงรวมจะมีทั้งหมด 9 แบบจำลองซึ่งความสอดคล้องของรูปทรงที่แตกต่างในระนาบหน้าหลัง และระนาบด้านข้างที่แตกต่างกัน 3 ระดับถูกแสดงในรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 แบบจำลองข้อเข้าเทียม 9 แบบจำลองที่ปรับความสอดคล้องของรูปทรงทั้งในระนาบหน้า หลัง และระนาบด้านข้าง

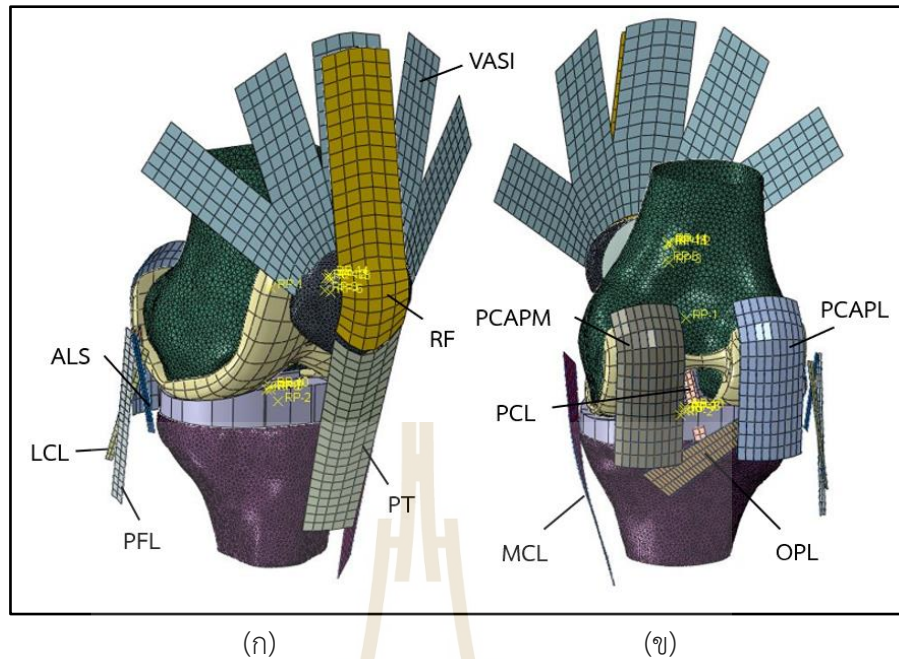
3.4 การกำหนดคุณสมบัติวัสดุ

การศึกษานี้ได้พิจารณาเนื้อเยื่ออ่อนทั้งในข้อต่อระหว่างกระดูกสะบ้า และข้อต่อกระดูกต้น (Patellofemoral joint) และข้อต่อระหว่างข้อต่อกระดูกต้น และข้อต่อกระดูกหน้าแข้ง ในส่วนของเนื้อเยื่ออ่อนของข้อต่อระหว่างกระดูกสะบ้า และข้อต่อกระดูกต้นจะพิจารณาได้แก่ เอ็นใต้ลูกสะบ้า (Patellar tendon (PT)) และกล้ามเนื้อกลุ่มควอดริเซ็บ (Quadriceps muscle) แบ่งออกเป็น เรกตัส เฟมอรัลิส (Rectus femoris (RF)), วาสตัส อินเทอร์มีเดียส (Vastus intermedius (VI)), วาสตัส แลเธอรัลลิส ลอนกัส (Vastus lateralis longus (VLL)), วาสตัส แลเธอรัลลิส อะบลิค (Vastus lateralis obliquus (VLO)), วาสตัส มีดีแอลลิส (Vastus medialis longus (VML)) และ วาสตัส มีดีแอลลิส อะบลิค (Vastus medialis obliquus (VMO)) และในส่วนของเนื้อเยื่ออ่อนของข้อต่อระหว่างข้อต่อกระดูกต้น และข้อต่อกระดูกหน้าแข้ง ประกอบไปด้วยเอ็นยึดด้านข้างใน เอ็นยึดด้านข้างนอก และเอ็นไขว้ด้านหลัง (Medial cruciate ligament (MCL), Lateral cruciate ligament (LCL), Posterior cruciate ligament (PCL)), เอ็นอะบลิค โปลิทีร (Oblique popliteal ligament (OPL)), เอ็นโปลิทีโอไฟโบรอล (Popliteofibular ligament (PFL)) และเอ็นยึดด้านข้างใน และด้านข้างนอกโพสเทียเรีย เอ็นแคปซูล (Medial and lateral posterior capsule ligament (PCAPM และ PCAPL)) เนื้อเยื่อถูกกำหนดให้เป็นเมมเบรนเส้นใยเสริมแรงแบบ 2 มิติ (M3D4R) และองค์ประกอบสปริงที่ไม่เป็นเชิงเส้นตามการศึกษาก่อนหน้านี้ (Shu et al., 2021) คุณสมบัติของเส้นเอ็นถูกแสดงไว้ในตารางที่ 3.1 และส่วนของแบบจำลองกระดูกที่นำมาประกอบ และชิ้นส่วนข้อเข้าเทียมทั้งหมดจะกำหนดให้เป็นวัตถุแข็งเกร็ง (Rigid body) ในการพิจารณาการเคลื่อนที่ของข้อเข้า

ภายใต้ท่าทางพื้นฐานต่างๆ เพื่อดูผลกระทบของแรงสัมผัส และในการตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรมด้วยการวิเคราะห์ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์จะพิจารณาหมอนรองข้อเข่าเทียมเป็นวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูงเป็นพิเศษพิจารณาเป็นวัตถุที่สามารถเปลี่ยนแปลงรูปร่างได้ (Deformable body) ด้วยค่ามอดูลัสของยัง 685 MPa และอัตราส่วนปัวซองที่ 0.46 ค่า เพื่อตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสที่มีการเปลี่ยนแปลงใกล้เคียงกับการทดสอบทางกล แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติของข้อเข่าเทียมประเภทประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และออนนุรักษ์เอ็นไขว้หลังใช้แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติของฝาคอบกระดูกต้นขา กำหนดเอลิเมนต์เป็นทรงพีระมิดฐานสามเหลี่ยม และแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติของหมอนรองข้อเข่าเทียมได้รับการพิจารณาโดยกำหนดเอลิเมนต์เป็นทรงหกหน้า หลังจากนั้นแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของข้อเข่าเทียมจะถูกประกอบรวมกับกระดูก กล้ามเนื้อ และเอ็นซึ่งแสดงไว้ในรูปที่ 3.6

ตารางที่ 3.1 ค่าคงที่ของสมบัติวัสดุของเส้นเอ็น

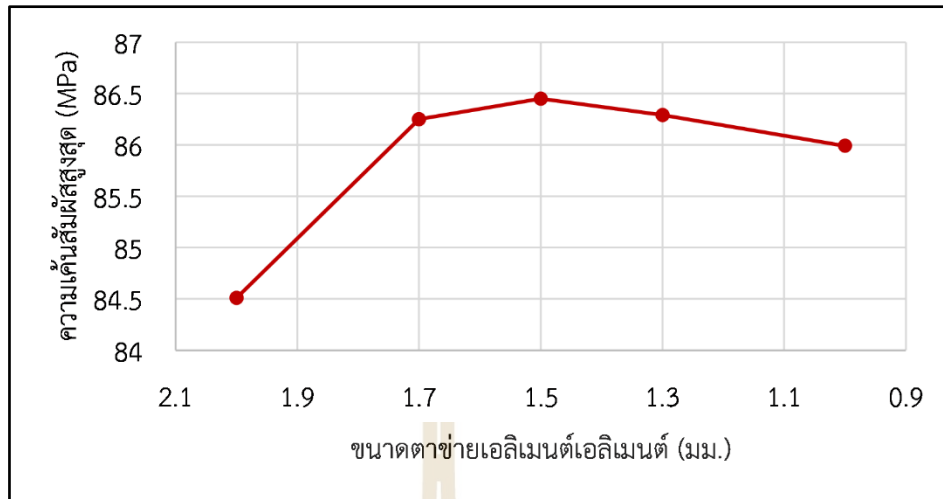
เส้นเอ็น	aLCL	mLCL	pLCL	aMCL	mMCL	pMCL	aPCL	mPCL
ความเครียดเริ่มต้น (Prestrain)	1.01	0.99	1.01	1.02	1.03	1.03	0.99	0.96
ความแข็งตึง (N/mm)	135.3	135.3	135.3	124.7	124.7	58.4	46	58.7
เส้นเอ็น	ALS	PFL	OPL	PCAPM	PCAPL	PT	RF	VASI
ความเครียดเริ่มต้น (Prestrain)	0.8	0.96	0.94	0.96	1.04	1	1	1
ความแข็งตึง (N/mm)	36.3	46.7	53.3	88.3	93.3	5000.0	5000.0	5000.0



รูปที่ 3.6 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติของข้อที่ประกอบรวมกระดูก กล้ามเนื้อ และข้อเข่าเทียม (ก) มุมมองด้านหน้าของแบบจำลองข้อเข่า (ข) มุมมองด้านหลังของแบบจำลองข้อเข่า

3.5 การพิจารณาความเป็นอิสระของขนาดเอลิเมนต์

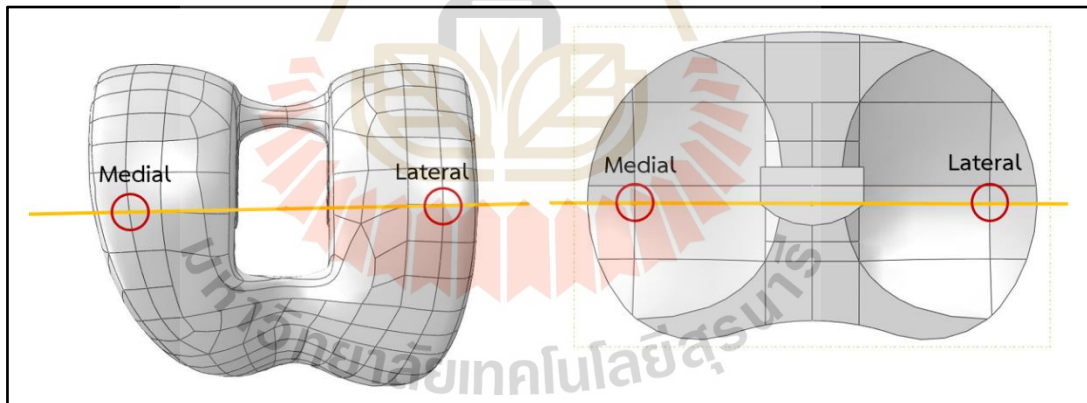
การทำการตรวจสอบหาขนาดเอลิเมนต์ที่เหมาะสมเพื่อสร้างความมั่นใจว่าคำตอบที่ได้เป็นคำตอบที่ยอมรับได้ และไม่แสดงการเปลี่ยนแปลงของขนาดเอลิเมนต์ที่มีนัยสำคัญซึ่งแสดงในรูปที่ 3.7 ในช่วงของการตรวจสอบหาขนาดเอลิเมนต์ที่ใช้ในการในการศึกษาถูกควบคุมอยู่ในช่วง 2 มม. ถึง 1 มม. โดยมีการตรวจสอบเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างความเค้นสัมผัสสูงสุดในทำการเดิน และความหนาแน่นของเอลิเมนต์ที่ต่อเนื่องกันจนได้ผลลัพธ์ที่มีความแตกต่างของขนาดเอลิเมนต์ที่มีค่าน้อยกว่า 2 เปอร์เซ็นต์ของความเค้นสัมผัสสูงสุด ผลการตรวจสอบหาขนาดเอลิเมนต์ที่เหมาะสมในการศึกษานี้จะใช้ขนาดของเอลิเมนต์ที่ 1 มม. ซึ่งเป็นช่วงที่ยอมรับได้เมื่อเทียบกับที่ได้รับในการศึกษาก่อนหน้านี้ (Koh et al., 2018; Koh et al., 2019)



รูปที่ 3.7 การทดสอบการความเป็นอิสระของขนาดเอลิเมนต์สำหรับความเค้นสัมผัสสูงสุด

3.6 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต

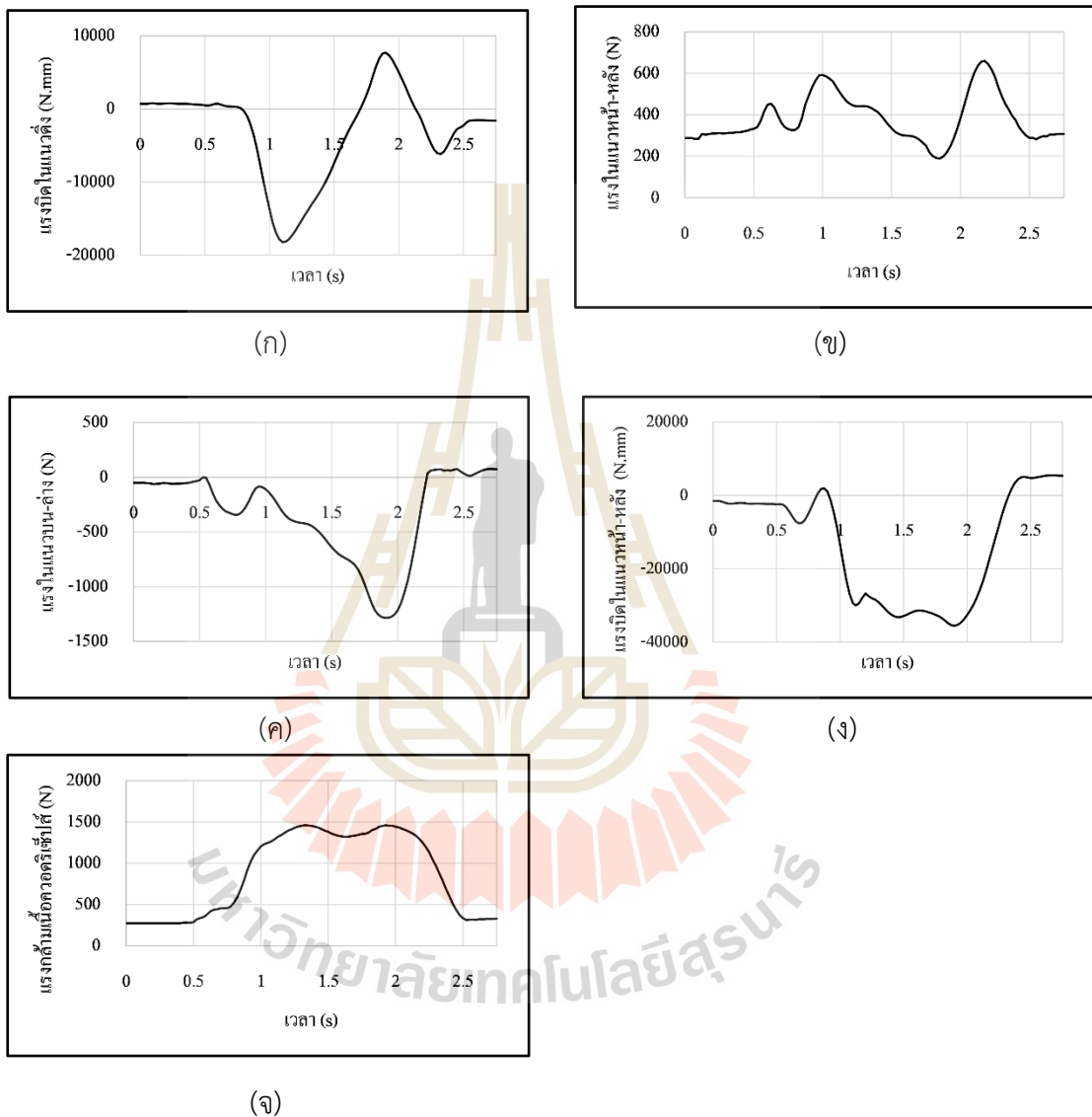
ในการพิจารณาประกอบชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาเข้ากับหมอนรองข้อเข่าเทียมถูกกำหนดโดยเลือกตำแหน่งจุดต่ำสุดที่มีการสัมผัสกันของทั้งสองชิ้นส่วนทั้งบริเวณฝั่งตรงกลาง และฝั่งด้านข้างดังแสดงในรูปที่ 3.8



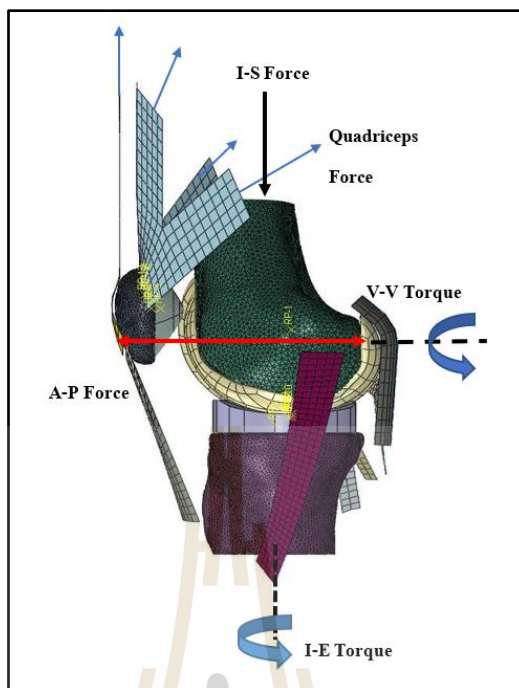
รูปที่ 3.8 การระบุตำแหน่งจุดต่ำสุดที่สัมผัสกันของฝาครอบกระดูกต้นขา และหมอนรองข้อเข่าเทียม

ในการกำหนดเงื่อนไขรูปแบบภาระแรงที่ใช้ในการศึกษานี้สอดคล้องกับท่าทางพื้นฐานต่างๆ 4 ท่าทางตามที่กำหนดไว้เพื่อประเมินผลกระทบของกลไกการสัมผัส และจลนศาสตร์การเคลื่อนที่ของข้อเข่าระหว่างข้อต่อกระดูกต้นขา และข้อต่อกระดูกหน้าแข้ง สำหรับเงื่อนไขภาระแรงในการศึกษานี้ใช้ข้อมูลอ้างอิงจากภาระแรงค่าเริ่มต้นในโปรแกรม ABAQUS KNEE SIMULATOR ซึ่งมีการอ้างอิงถึงจากการศึกษาก่อนหน้านี้ (Shu et al., 2021) ข้อมูลภาระแรงที่ใช้ในการจำลองการเคลื่อนที่ของข้อเข่าในท่าทางต่างๆ 4 ท่าทางซึ่งมีทั้งหมดห้ารูปแบบภาระแรงได้แก่ แรงกล้ามเนื้อเนื้อควอดริเซ็ปส์ (Quadriceps Force), แรงในแนวหน้า-หลัง (A-P Force), แรงในแนวตั้ง (I-S Force), แรงบิดในแนวหน้า-หลัง (V-V Torque) และแรงบิดในแนวตั้ง (I-E Torque) ซึ่งแสดงตัวอย่างภาระในท่าการเดินใน

รูปที่ 3.9 และท่าทางอื่นๆ ในภาคผนวก ก. รูปแบบภาระ 5 ภาระในแต่ละท่าทางพื้นฐานถูกนำไปใช้ในส่วนกระดูกต้นขา และกระดูกสะบ้าในข้อเข่าเทียมซึ่งในรูปที่ 3.10 ค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานระหว่างส่วนฝาครอบกระดูกต้นขา และหมอนรองข้อเข่าเทียมรวมถึงส่วนประกอบฝาครอบกระดูกต้นขา และผิวลูกสะบ้าเทียมมีค่าเท่ากับ 0.04



รูปที่ 3.9 รูปแบบภาระ 5 รูปแบบในท่าการเดิน (ก) แรงในแนวตั้ง (ข) แรงในแนวหน้า-หลัง (ค) แรงบิดในแนวตั้ง (ง) แรงบิดในแนวหน้า-หลัง (จ) แรงกล้ามเนื้อควอดริเซ็ปส์



รูปที่ 3.10 เงื่อนไขการกำหนดภาระแรง 5 ภาระที่ประยุกต์ใช้กับแบบจำลองข้อเข่า

3.7 การตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรมวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์

ในขั้นตอนการตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรมด้วยการวิเคราะห์ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์โดยการเปรียบเทียบกับทดสอบทางกลโดยใช้เทคนิคฟูจิจิฟิล์ม เป็นการทดสอบเพื่อตรวจสอบค่าความเค้นสัมผัสโดยเปรียบเทียบระหว่างการจำลองภาระแรงในแต่ละมุมมองตามมาตรฐานการกำหนดความดันสัมผัสในข้อเข่าเทียม

3.7.1 การตรวจสอบความเค้นสัมผัสด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์

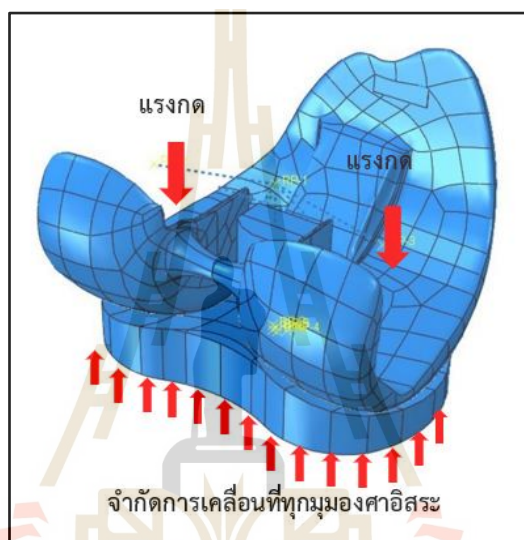
ในขั้นตอนการตรวจสอบความเค้นสัมผัสด้วยการวิเคราะห์ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ได้เลือกใช้แบบจำลองข้อเข่าประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมาในการตรวจสอบความถูกต้อง

1. แบบจำลองและเงื่อนไขขอบเขต

แบบจำลองข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังทางไฟไนต์เอลิเมนต์ถูกดำเนินการเพื่อวิเคราะห์การกระจายความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสบนหมอนรองข้อเข่าเทียม โดยยึดตามมาตรฐานการกำหนดความดันสัมผัสในข้อเข่าเทียม (PI-17) ด้านบนพื้นผิวของฝาครอบกระดูกต้นขามีการให้ภาระแรงกดตามแนวแกนตั้งภายใต้มุมมองต่างๆ ซึ่งดังแสดงในตารางที่ 3.2 ภาระรับแรงกดที่กระทำบนลงมาบนข้อเข่าเทียมมีการปรับให้มีการกระจายแรงที่เท่ากันทั้งในบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และด้านข้างของฝาครอบกระดูกต้นขา ฝาครอบกระดูกต้นขาสามารถเคลื่อนที่อย่างอิสระในการเคลื่อนที่ในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้าง รวมถึงการหมุนในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้าง และการหมุนบนแนวแกนหน้า-หลัง บนพื้นผิวด้านล่างของหมอนรองข้อเข่าเทียมถูกจำกัดการเคลื่อนที่ทั้งการเคลื่อนที่ในแนวแกน และการหมุนอย่างอิสระทั้งหมดดังแสดงในรูปที่ 3.11 ค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทานระหว่างฝาครอบกระดูกต้นขา และหมอนรองข้อเข่าเทียมเท่ากับ 0.04

ตารางที่ 3.2 มุมองศาการงอ และภาระแรงตามการทดสอบแรงกดสัมผัสเข้ามามาตรฐาน

มุมองศาการงอ (องศา)	แรงกด (kN)
0	2901
15	2901
30	3267
60	3626
90	3267



รูปที่ 3.11 ขอบเขต และเงื่อนไขภาระแรง

3.7.2 การตรวจสอบความเค้นสัมผัสด้วยการทดสอบโดยใช้เทคนิคฟูจิฟิล์ม

สำหรับการทดสอบทางกล การหาค่าความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสโดยใช้แผ่นฟูจิฟิล์มชนิดโมโนซิสต์ (Medium pressure, Fuji Photo Film, Tokyo, Japan) และดำเนินการทดสอบโดยเครื่องทดสอบแรงดึงกดในแนวแกน (Universal Testing Machine (UTM)) (Instron, Model 5565) แผ่นฟูจิฟิล์มสัมผัสที่นำมาใช้มีช่วงอยู่ภายใน 10 MPa ถึง 50 MPa และอุณหภูมิ 20 ถึง 35 องศาเซลเซียส อุณหภูมิห้องเฉลี่ยที่ใช้ระหว่างการทดลองถูกวัดอยู่ที่ประมาณ 24 องศาเซลเซียส ภายใต้สภาวะการทดสอบแบบแห้ง มีการออกแบบตัวจับเฉพาะเพื่อใช้ในการทดสอบโดยฝาครอบกระดูกต้นขาได้รับการติดตั้งให้ยึดติดกับตัวจับด้านบนที่ออกแบบมาให้เข้ากับรูปร่างของส่วนฝาครอบกระดูกต้นขา และตัวจับด้านล่างมีการออกแบบให้สามารถปรับมุมองศาการงอ และหมอนรองข้อเข้าเทียมถูกติดตั้งให้ยึดติดกับช่องเสียบของตัวจับด้านล่างที่ออกแบบมาให้ตรงกับขนาดของหมอนรองข้อเข้าเทียม ตัวจับด้านบนสามารถเคลื่อนไหวย่างอิสระในเคลื่อนที่ และการหมุนแนวแกนหน้า-หลัง ภาระแรงที่ใช้ในการทดสอบมีการกระจายแรงอย่างสม่ำเสมอในบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และฝั่งด้านข้างของหมอนรองข้อเข้าเทียม แผ่นฟูจิฟิล์มถูกวางระหว่างฝาครอบกระดูกต้นขา และหมอนรองข้อเข้าเทียมเพื่อวัดความเค้น และพื้นที่สัมผัส และกดค้างไว้นานสองนาที่ดังแสดงในรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.12 การตั้งค่าทดลองประเมินการสัมผัสทางกลโดยใช้เทคนิคฟิล์มฟูจิ

แผ่นฟิล์มฟูจิที่ได้รับการกดแล้วซึ่งแสดงในรูปที่ 3.13 จะถูกสแกนที่ความละเอียด 1,000 dpi โดยใช้เครื่องสแกนภาพสี Epson A4 Perfection V37 (Epson, Perfection V37) และซอฟต์แวร์ระบบการทำแผนที่กระจายแรงกด (FPD-8010E, Fuji Photo Film, Japan) จากนั้นจึงวิเคราะห์การสแกนแผ่นฟิล์มหน้าสัมผัสโดยใช้ซอฟต์แวร์ FPD-8010E เพื่อหาปริมาณ และตำแหน่งของความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสบนแผ่นฟิล์มฟูจิ



รูปที่ 3.13 แผ่นฟิล์มฟูจิบนเส้นโครงร่างของหมอนรองข้อเข่าเทียม

บทที่ 4

ผลการดำเนินการวิจัย

4.1 บทนำ

ในบทนี้จะนำเสนอผลการศึกษเปรียบเทียบความแตกต่างของพฤติกรรมเคลื่อนที่ของข้อเข่าเทียมภายใต้ท่าทางพื้นฐาน 4 ท่าทางได้แก่ ท่าการเดิน ท่านั่งยอง ท่าลงบันได และท่าลุกเก้าอี้ระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง และศึกษาเปรียบเทียบการเปลี่ยนแปลงความสอดคล้องของรูปทรงของข้อเข่าเทียม 9 แบบจำลองโดยนำผลของพลศาสตร์การเคลื่อนไหวที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ และการทดลองมาเปรียบเทียบเพื่อยืนยันความถูกต้อง

4.2 ผลการเปรียบเทียบชีวกลศาสตร์การเคลื่อนที่ระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังและข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง

การศึกษเปรียบเทียบความแตกต่างของพฤติกรรมเคลื่อนที่ระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังภายใต้ท่าทางพื้นฐาน 4 ท่าทางได้แก่ ท่าการเดิน ท่านั่งยอง ท่าลงบันได และท่าลุกเก้าอี้โดยมีการวิเคราะห์ความเค้นสัมผัสสูงสุด พื้นที่สัมผัส ค่าแรงสัมผัสใน 3 ทิศทางได้แก่ ค่าแรงสัมผัสในทิศทางหน้า-หลัง ค่าแรงสัมผัสในทิศทางตรงกลาง-ด้านข้าง และค่าแรงสัมผัสในทิศทางด้านบน-ล่าง รวมถึงวิเคราะห์บริเวณจุดสัมผัสแรง

4.2.1 ความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัส

ผลการศึกษาเชิงเปรียบเทียบความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสระหว่างแบบจำลองข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทในท่าทางพื้นฐานต่างๆแสดงในรูปที่ 4.1 และ 4.2

4.2.1.1 ท่าการเดิน

ในท่าการเดินแนวโน้มของขนาดความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสของข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังเมื่อเปรียบเทียบกับแนวโน้มของขนาดความเค้นสัมผัสสูงสุดของข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังแสดงในรูปที่ 4.1(ก) และ 4.2(ก) พบว่ามีพฤติกรรมความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสที่ใกล้เคียงตลอดทั้งช่วงเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดินโดยในช่วงที่ทำการสัมผัสพื้นซึ่งคิดเป็นร้อยละ 60 ของหนึ่งวงรอบการเดินแนวโน้มของขนาดความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสมีแนวโน้มค่อยๆเพิ่มสูงขึ้น และในช่วงที่เท้ายกพ้นพื้นซึ่งคิดเป็นร้อยละ 40 ของหนึ่งวงรอบการเดินขนาดของความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสมีแนวโน้มสูงสุดโดยอยู่ในช่วงประมาณ 60 ถึง 80 เปอร์เซ็นต์วงรอบการเดินซึ่งในข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้ และข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังมีค่าความเค้นสัมผัสสูงสุดอยู่ที่ 100.23 MPa และ 95.02 MPa ตามลำดับ และพื้นที่สัมผัสสูงสุดมีค่าอยู่ที่ 198.62 mm² และ 194.18 mm² ตามลำดับ

4.2.1.2 ทำนังยอง

ในทำการนังยองแนวโน้มของขนาดความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสของข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภทมีแนวโน้มของขนาดที่แตกต่างกันซึ่งแสดงในรูปที่ 4.1(ข) และ 4.2(ข) โดยในช่วง 0 ถึง 30 เปอร์เซ็นต์ทำนังยองขนาดของความเค้นสัมผัสสูงสุดของข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภทมีแนวโน้มใกล้เคียงกัน แต่ในช่วง 30 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ทำนังยองข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มของขนาดความเค้นสัมผัสที่สูงกว่าข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังเนื่องจากข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีส่วนของกลไกลูกเบี้ยวซึ่งเมื่อมองศาการงข้อเข้าเพิ่มมากขึ้นจะมีการสัมผัสกันของกลไกนี้ ขณะที่พื้นที่สัมผัสข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มของขนาดพื้นที่สัมผัสที่มากกว่าข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังตลอดช่วงเปอร์เซ็นต์ทำนังยองโดยในข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้ และข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังมีค่าความเค้นสัมผัสสูงสุดอยู่ที่ 107.32 MPa และ 43.39 MPa ตามลำดับ และพื้นที่สัมผัสสูงสุดมีค่าอยู่ที่ 205.70 mm² และ 166.72 mm² ตามลำดับ

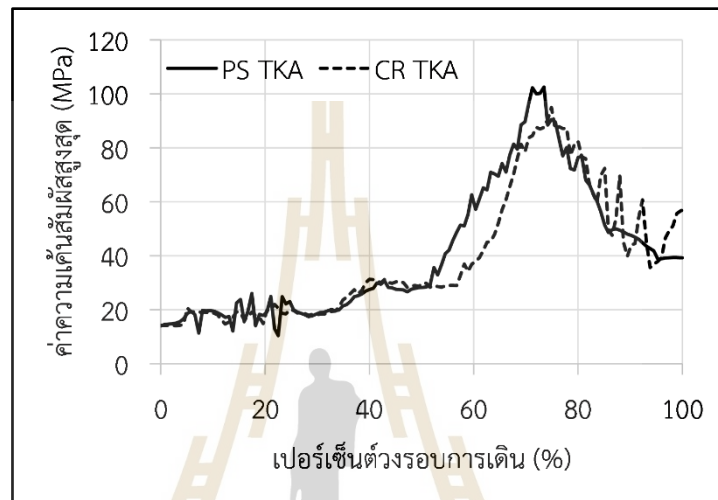
4.2.1.3 ทำลูกเก้าอี้

ในทำลูกเก้าอี้แนวโน้มของขนาดความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสของข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภทแสดงในรูปที่ 4.1(ค) และ 4.2(ค) โดยมีแนวโน้มของขนาดที่แตกต่างกัน แต่มีพฤติกรรมที่คล้ายกันซึ่งข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภทในช่วง 0 ถึง 30 เปอร์เซ็นต์ทำลูกเก้าอี้ขนาดของความเค้น และพื้นที่สัมผัสมีแนวโน้มสูงขึ้น แต่ในช่วง 0 ถึง 30 เปอร์เซ็นต์ทำลูกเก้าอี้ข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มของขนาดความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสที่สูงกว่าข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังซึ่งเป็นช่วงเปลี่ยนจากระยะที่หนึ่งไประยะที่สองเนื่องในช่วงนี้ข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังในส่วนของกลไกลูกเบี้ยวมีการชนกันอยู่ทำให้ความเค้นสัมผัสมีค่าสูง จากนั้นในช่วง 30 ถึง 60 เปอร์เซ็นต์ทำลูกเก้าอี้ข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภทมีแนวโน้มของความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสลดลงมาจนมีค่าเท่ากันซึ่งเป็นช่วงระยะที่สองไประยะที่สาม และในช่วง 60 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ทำลูกเก้าอี้ขนาดของความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสของข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภทจะค่อยๆเพิ่มจนมีขนาดคงที่ แต่แนวโน้มของขนาดความเค้นสัมผัสของข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังจะมีขนาดที่สูงกว่าข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังอยู่เล็กน้อยซึ่งเป็นช่วงระยะที่สามไประยะที่สี่โดยในข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้ และข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังมีค่าความเค้นสัมผัสสูงสุดอยู่ที่ 109.64 MPa และ 62.44 MPa ตามลำดับ และพื้นที่สัมผัสสูงสุดมีค่าอยู่ที่ 272.59 mm² และ 210.24 mm² ตามลำดับ

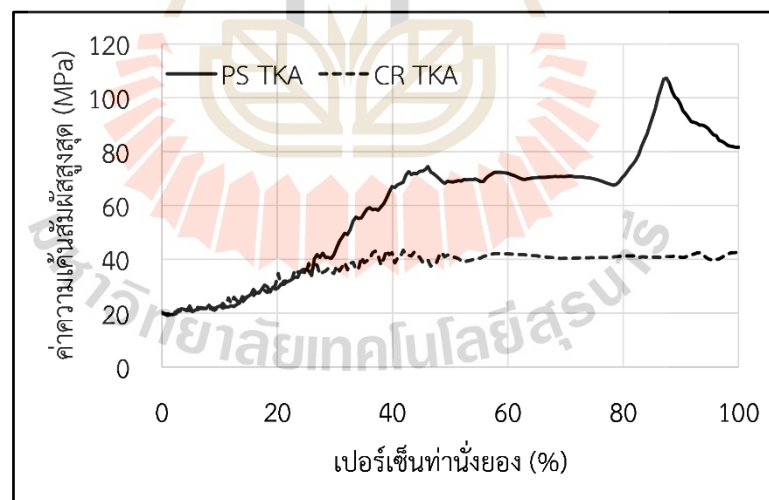
4.2.1.4 ทำลงบันได

ในทำลงบันไดแนวโน้มของขนาดความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสของข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีขนาดที่ใกล้เคียงข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังในทุกช่วงเปอร์เซ็นต์ตัวรอบการเดินลงบันไดซึ่งแสดงในรูปที่ 4.1(ง) และ 4.2(ง) โดยในช่วงช่วงที่ทำการสัมผัสพื้นที่ซึ่งคิดเป็นร้อยละ 68 เปอร์เซ็นต์ตัวรอบลงบันได ขนาดความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสมีแนวโน้มที่เพิ่มสูงขึ้นซึ่งอาจแบ่งย่อยได้เป็นบันไดในช่วง 0 ถึง 20 เปอร์เซ็นต์ตัวรอบลงบันไดขนาดของความเค้น และพื้นที่สัมผัสมีแนวโน้มที่คงที่ซึ่งเป็นช่วงการรับน้ำหนักร่างกายที่ถ่ายลงมาสู่ยางค์ส่วนล่าง จากนั้นในช่วง 20 ถึง 40 เปอร์เซ็นต์ตัวรอบลงบันไดขนาดของความเค้น และพื้นที่สัมผัสมีแนวโน้มที่เพิ่ม

สูงขึ้นซึ่งเป็นช่วงความต่อเนื่องไปข้างหน้า ต่อมาในช่วง 40 ถึง 70 เปอร์เซ็นต์ตัวกรองลงบันไดขนาดของความเค้น และพื้นที่สัมผัสมีแนวโน้มค่อนข้างคงที่ซึ่งเป็นช่วงการลดระดับการควบคุม และในช่วงที่เท้ายกพื้นพื้นที่ซึ่งคิดเป็นร้อยละ 32 เปอร์เซ็นต์ตัวกรองลงบันไดขนาดความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสมีแนวโน้มที่เพิ่มขึ้นสูงสุด และลดลงมาโดยในข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้ และข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังมีค่าความเค้นสัมผัสสูงสุด 40.38 MPa และ 41.91 MPa ตามลำดับ และพื้นที่สัมผัสสูงสุดอยู่ที่ 220.92 mm² และ 206.05 mm² ตามลำดับ

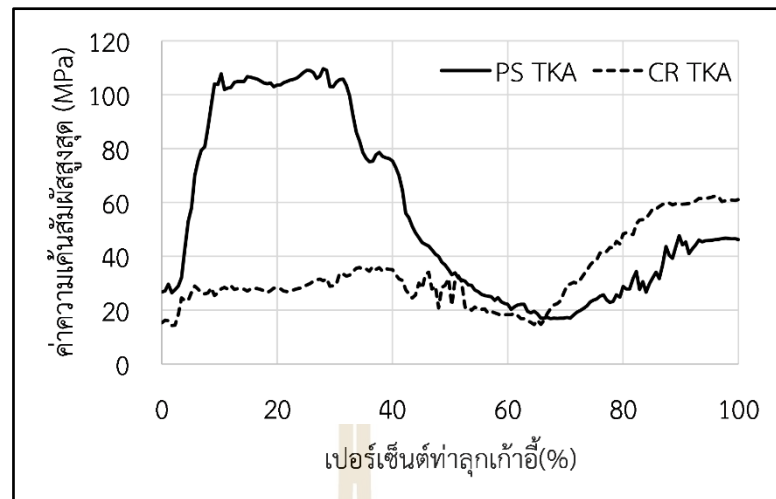


(ก)

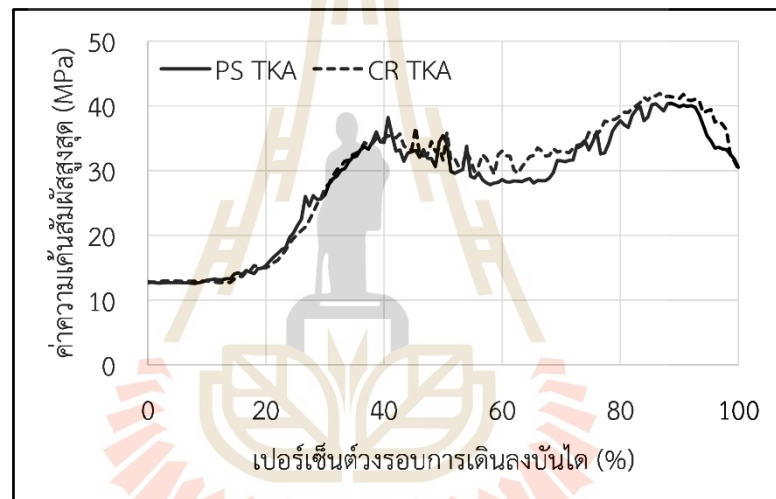


(ข)

รูปที่ 4.1 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความเค้นสัมผัสกับเปอร์เซ็นต์ตัวกรองท่าต่างๆ (ก) ท่าการเดิน (ข) ท่า นั่งยอง (ค) ท่าลุกเก้าอี้ (ง) ท่าเดินลงบันได

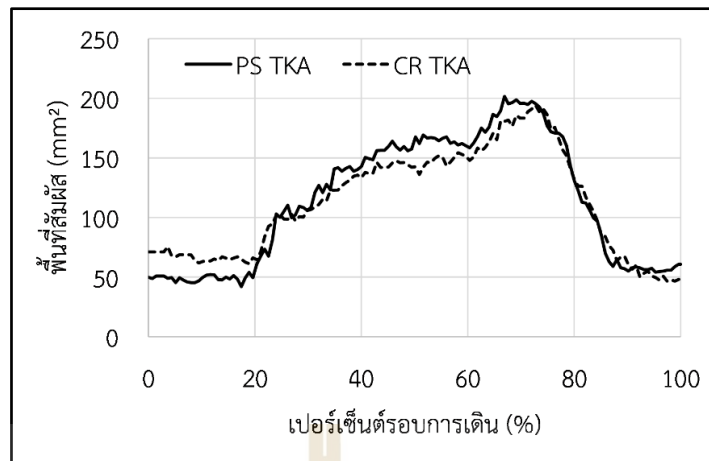


(ค)

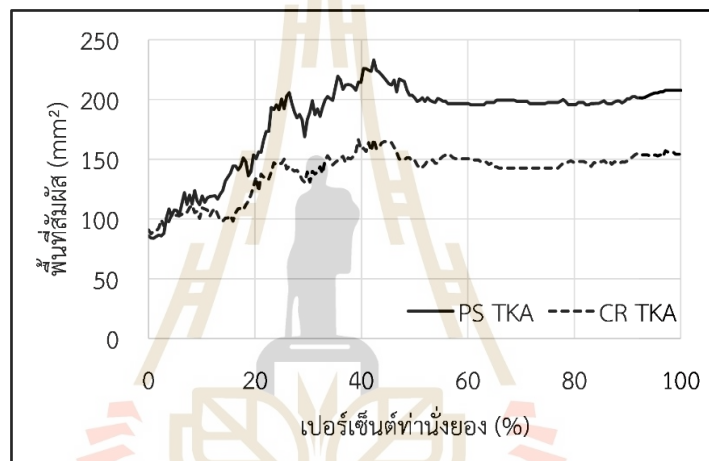


(ง)

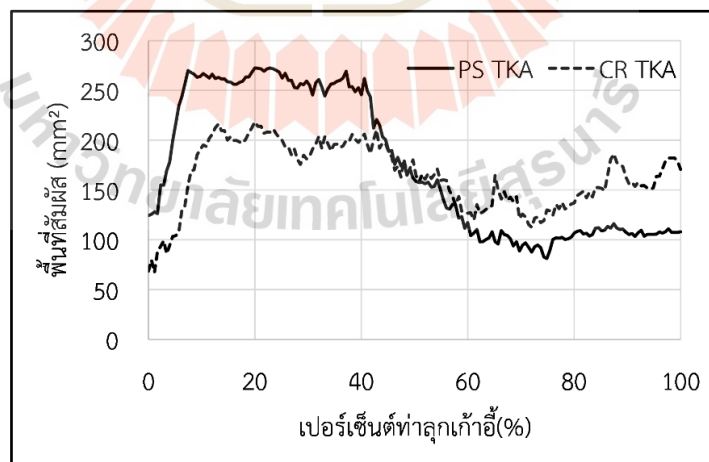
รูปที่ 4.1 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความเค้นสัณผัสกับเปอร์เซ็นต์ตัวรอบทำต่างๆ (ก) ทำการเดิน (ข) ทำนั่งยอง (ค) ท่าลูกละอูน (ง) ท่าเดินลงบันได (ต่อ)



(ก)

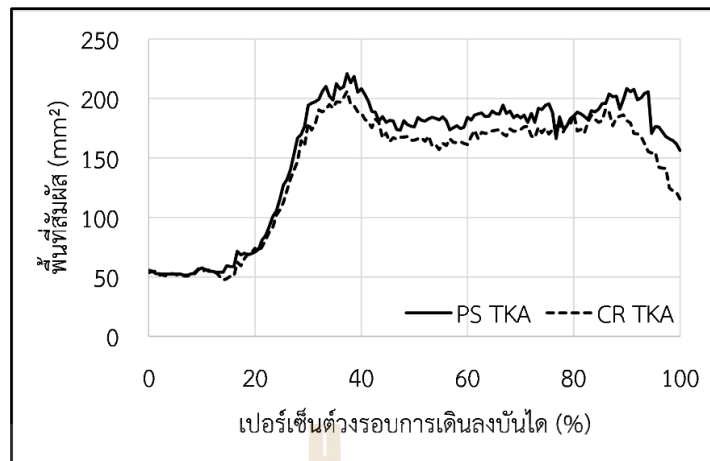


(ข)



(ค)

รูปที่ 4.2 การเปรียบเทียบแนวโน้มของขนาดพื้นที่สัมผัสระหว่างข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลัง (ก) ทำการเดิน (ข) ทำนึ่งยong (ค) ทำลูกแก้ว (ง) ทำเดินลงบันได

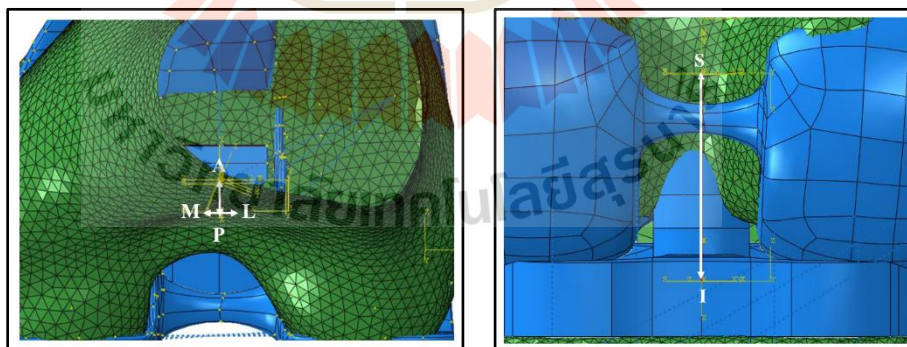


(ง)

รูปที่ 4.2 การเปรียบเทียบแนวโน้มของขนาดพื้นที่สัมผัสระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง (ก) ทำการเดิน (ข) ทำนั่งยอง (ค) ทำลุกเก้าอี้ (ง) ทำเดินลงบันได (ต่อ)

4.2.2 แรงและตำแหน่งจุดสัมผัส

ผลการศึกษาเชิงเปรียบเทียบพฤติกรรมแรง และตำแหน่งจุดสัมผัสระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้ในท่าทางพื้นฐานต่างๆ แสดงในรูปที่ 4.3 ถึง 4.5 และในภาคผนวก ข. และตำแหน่งจุดสัมผัสในภาคผนวก ค. ในการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของข้อเข่าเทียมใช้เป็นแบบเทียบความสัมพันธ์กับจุดใดจุดหนึ่งเท่านั้น (relative displacement) ทั้ง 3 ทิศทางการเคลื่อนที่ ดังแสดงในรูป 4.3



(ก)

(ข)

รูปที่ 4.3 ความสัมพันธ์การเคลื่อนที่ของข้อเข่าเทียมแบบจุดใดจุดหนึ่งเท่านั้น (ก) ทิศทางในแนวหน้า-หลัง และด้านตรงกลาง-ด้านข้าง (ข) ทิศทางในแนวนบน-ล่าง

เมื่อเปรียบเทียบค่าแรงสัมผัสในทุกทิศทางระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังพบว่าค่าแรงสัมผัสสูงสุดเกิดขึ้นในทิศทางแนวด้านบน-ล่าง แรงสัมผัสในแนวหน้า-หลัง และแรงสัมผัสแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างตามลำดับ

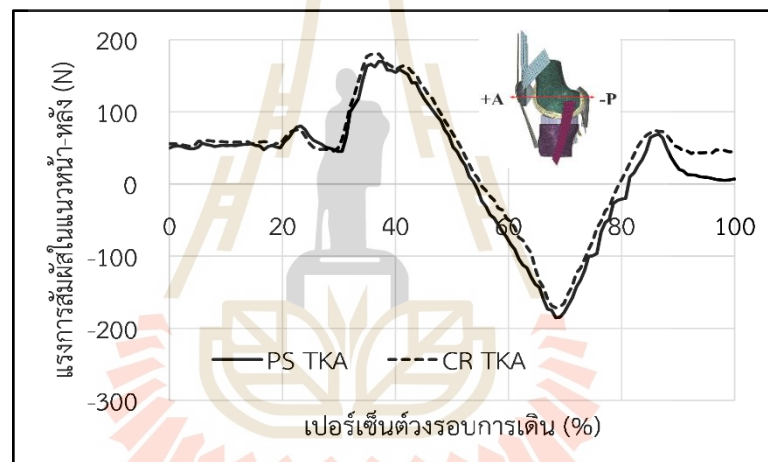
4.2.2.1 ท่าการเดิน

1. ค่าแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลัง

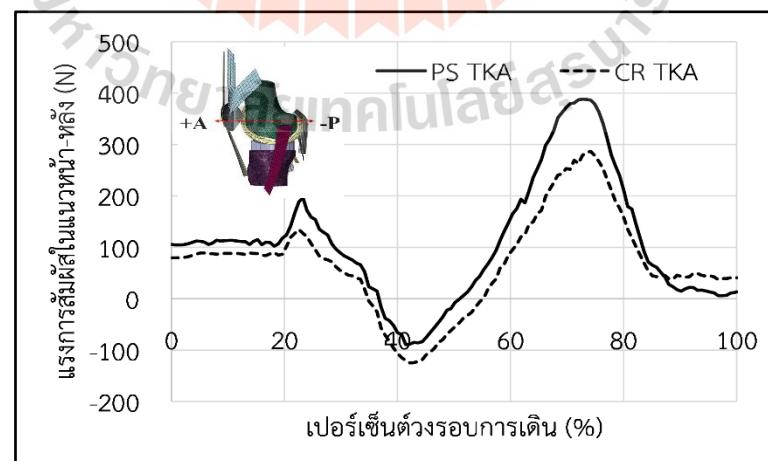
ผลการศึกษาเปรียบเทียบค่าแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลังระหว่างข้อ พบว่ามีพฤติกรรมของแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลังระหว่างข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภทมีลักษณะที่ใกล้เคียงกันทั้งในบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และบริเวณฝั่งด้านข้างแสดงในรูปที่ 4.4

ในรูปที่ 4.4 (ก) ในบริเวณฝั่งด้านข้างตลอดทั้งช่วงวงรอบการเดิน แนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลังระหว่างข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภทมีขนาดที่ใกล้เคียงกัน และแรงสัมผัสสูงสุดเกิดในช่วง 60 ถึง 80 เปอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน

ในรูปที่ 4.4 (ข) ในบริเวณฝั่งด้านตรงกลางแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลังในข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภทมีพฤติกรรมที่เหมือนกัน แต่ข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มที่สูงกว่าข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้ตลอดทั้งช่วงวงรอบการเดินในทิศทางด้านหน้า และแรงสัมผัสสูงสุดเกิดในช่วง 60 ถึง 80 เปอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน



(ก)



(ข)

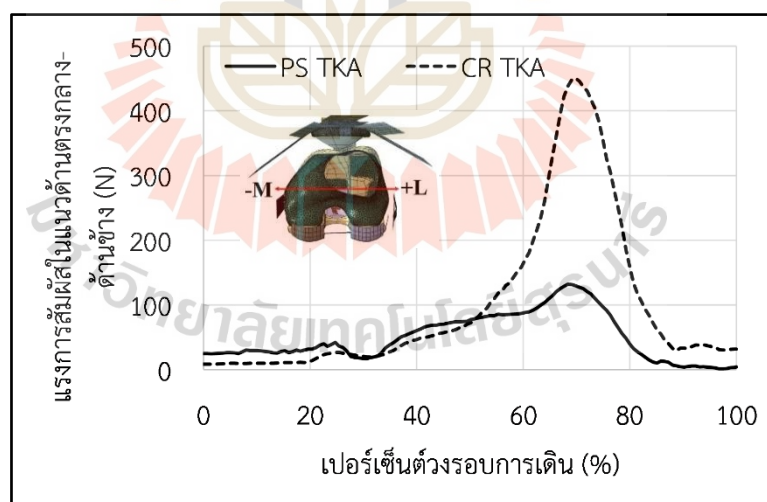
รูปที่ 4.4 การเปรียบเทียบแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลังในท่าการเดินระหว่างข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลัง (ก) ด้านข้าง (ข) ด้านตรงกลาง

2. ค่าแรงสัมผัสในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้าง

ผลการศึกษาเปรียบเทียบค่าแรงสัมผัสในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้าง พบว่ามีพฤติกรรมของแรงสัมผัสในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้าง ระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีลักษณะที่ใกล้เคียงกันทั้งในบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และบริเวณฝั่งด้านข้างแสดงในรูปที่ 4.5

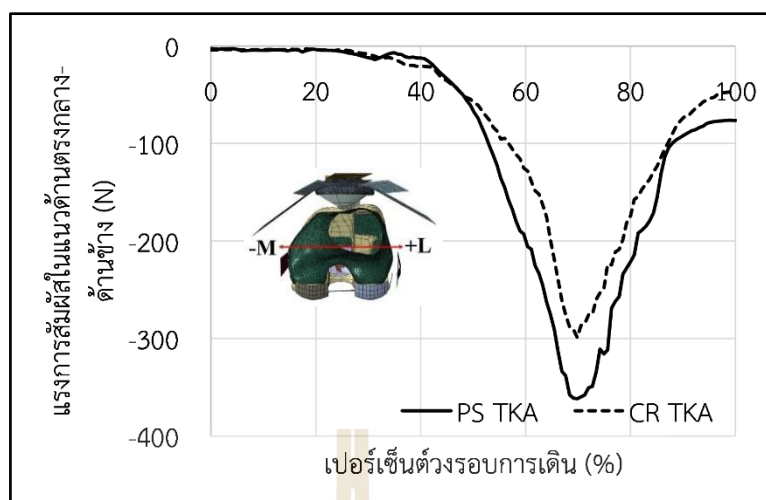
ในรูปที่ 4.5 (ก) ในบริเวณฝั่งด้านข้างในช่วงที่ทำการสัมผัสพื้นซึ่งคิดเป็นร้อยละ 60 ของหนึ่งวงรอบการเดินแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีขนาดที่ใกล้เคียงกันโดยค่าแรงสัมผัสมีแนวโน้มเพิ่มในทิศทางด้านข้าง แต่ในช่วงที่เท้ายกพื้นพื้นซึ่งคิดเป็นร้อยละ 40 ของหนึ่งวงรอบการเดินในช่วง 60 ถึง 80 เปอร์เซ็นต์วงรอบการเดินซึ่งเป็นช่วงที่ค่าแรงสัมผัสในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างสูงสุดในข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้ขนาดของแรงสัมผัสมีแนวโน้มที่สูงกว่าข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังในทิศทางด้านข้าง

ในรูปที่ 4.5 (ข) ในบริเวณฝั่งด้านตรงกลางในช่วงที่ทำการสัมผัสพื้นซึ่งคิดเป็นร้อยละ 60 ของหนึ่งวงรอบการเดินแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีขนาดที่ใกล้เคียงกันโดยค่าแรงสัมผัสมีแนวโน้มเพิ่มในทิศทางด้านตรงกลาง แต่ในช่วงที่เท้ายกพื้นพื้นซึ่งคิดเป็นร้อยละ 40 ของหนึ่งวงรอบการเดินในช่วง 60 ถึง 80 เปอร์เซ็นต์วงรอบการเดินซึ่งเป็นช่วงที่ค่าแรงสัมผัสในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างสูงสุดในข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังขนาดของแรงสัมผัสมีแนวโน้มที่สูงกว่าข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังในทิศทางด้านตรงกลาง



(ก)

รูปที่ 4.5 การเปรียบเทียบแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างในท่าการเดินระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง (ก) ด้านข้าง (ข) ด้านตรงกลาง



(ข)

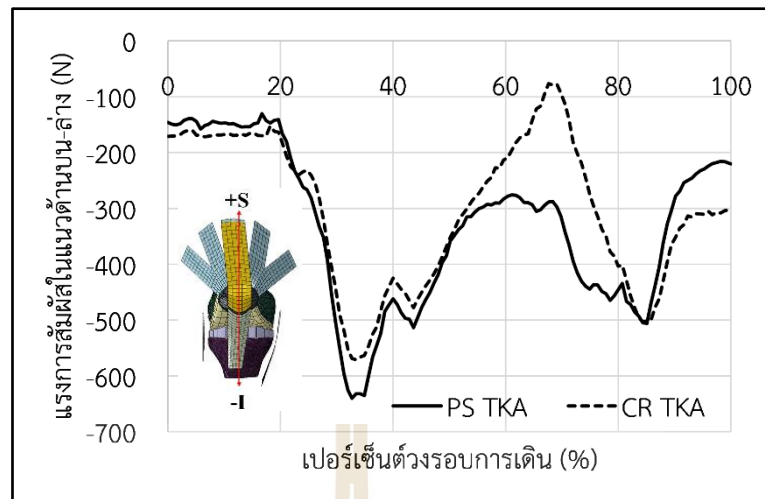
รูปที่ 4.5 การเปรียบเทียบแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างในท่าการเดินระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง (ก) ด้านข้าง (ข) ด้านตรงกลาง (ต่อ)

3. ค่าแรงสัมผัสในแนวด้านบน-ล่าง

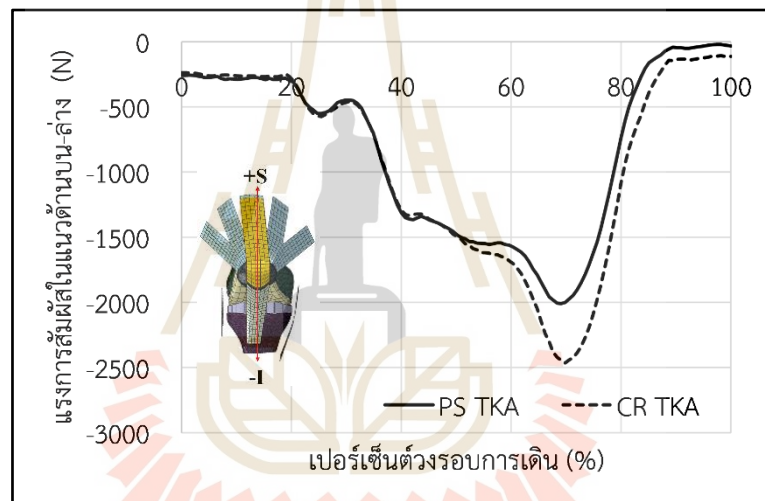
ผลการศึกษาเปรียบเทียบค่าแรงสัมผัสในแนวด้านบน-ล่างพบว่า มีพฤติกรรมของแรงสัมผัสในแนวด้านบน-ล่างระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีลักษณะที่ใกล้เคียงกันทั้งในบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และบริเวณฝั่งด้านข้างในรูปที่ 4.6

ในรูปที่ 4.6 (ก) ในบริเวณฝั่งด้านข้างในช่วงที่เท้ามีการสัมผัสพื้นซึ่งคิดเป็นร้อยละ 60 ของหนึ่งวงรอบการเดินแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในแนวด้านบน-ล่างระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีขนาดที่ใกล้เคียงกัน แต่ในช่วงที่เท้ายกพื้นซึ่งคิดเป็นร้อยละ 40 ของหนึ่งวงรอบการเดินในช่วง 60 ถึง 80 เปอร์เซ็นต์วงรอบการเดินซึ่งเป็นช่วงที่ค่าแรงสัมผัสในแนวด้านบน-ล่างสูงสุดในข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้ขนาดของแรงสัมผัสมีแนวโน้มที่สูงกว่าข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังในทิศทางด้านบนซึ่งมีแนวโน้มค่าแรงสัมผัสจะลดลงในทิศทางมาด้านล่างจนคงที่

ในรูปที่ 4.6 (ข) ในบริเวณฝั่งด้านตรงกลางในช่วงที่เท้ามีการสัมผัสพื้นซึ่งคิดเป็นร้อยละ 60 ของหนึ่งวงรอบการเดินแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลังระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีขนาดที่ใกล้เคียงกัน แต่ในช่วงที่เท้ายกพื้นซึ่งคิดเป็นร้อยละ 40 ของหนึ่งวงรอบการเดินในช่วง 60 ถึง 80 เปอร์เซ็นต์วงรอบการเดินซึ่งเป็นช่วงที่ค่าแรงสัมผัสในแนวด้านบน-ล่างสูงสุดในข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้ขนาดของแรงสัมผัสมีแนวโน้มที่สูงกว่าข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังในทิศทางด้านล่างซึ่งมีแนวโน้มของแรงสัมผัสมีขนาดเพิ่มขึ้นในทิศทางด้านบน



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.6 การเปรียบเทียบแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในแนวด้านบน-ล่างในท่าการเดินระหว่างข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง (ก) ด้านข้าง (ข) ด้านตรงกลาง

4. จุดสัมผัส

ในท่าการเดินเมื่อเปรียบเทียบพฤติกรรมของการเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสระหว่างระหว่างข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภทพบว่าทั้งบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และบริเวณฝั่งด้านข้าง แสดงพฤติกรรมของการเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสที่คล้ายกันดังภาคผนวก ค. ในภาพรูปที่ ค.1 โดยบริเวณฝั่งด้านข้างเป็นฝั่งที่เป็นจุดหมุนในการเคลื่อนที่ และอยู่บริเวณด้านบนซึ่งการเคลื่อนที่ส่วนใหญ่เป็นบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และการเคลื่อนที่ส่วนใหญ่เป็นการเคลื่อนที่ในทิศทางหน้า-หลังโดยในช่วงที่เท้ามีการสัมผัสพื้นซึ่งคิดเป็นร้อยละ 60 เปอร์เซ็นต์วงรอบการเดินจุดสัมผัสฝั่งด้านตรงกลางจะมีการเคลื่อนตัวลงทิศทางด้านล่างบริเวณตรงกลาง และในช่วงที่เท้ายกพื้นพื้นซึ่งคิดเป็นร้อยละ 40 เปอร์เซ็นต์วงรอบการเดินจุดสัมผัสบริเวณฝั่งด้านข้างจะเคลื่อนกลับไปทิศทางด้านหน้าบริเวณด้านบน

4.2.2.2 ทำนึ่งยong

1. ค่าแรงสัมผัสนในแนวหน้า-หลัง

ผลการศึกษาเปรียบเทียบค่าแรงสัมผัสนในแนวหน้า-หลังพบว่า มีพฤติกรรมของแรงสัมผัสนในแนวหน้า-หลังระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทที่แตกต่างกัน แต่พฤติกรรมแรงสัมผัสนทั้งบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และบริเวณฝั่งด้านข้างมีความใกล้เคียงกันซึ่งแสดงในภาคผนวก ข. ในรูปที่ ข.1

ในบริเวณฝั่งด้านข้าง และด้านตรงกลางในช่วง 0 ถึง 20 เปอร์เซ็นต์ทำนึ่งยongแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสนระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีแนวโน้มใกล้เคียงกัน แต่ในช่วง 20 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ทำนึ่งยongแรงสัมผัสนในแนวหน้า-หลังในข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มแรงสัมผัสนที่สูงกว่าข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังในทิศทางด้านหลัง ในขณะที่ข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังในช่วง 20 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ทำนึ่งยongค่าแรงสัมผัสนมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นในทิศทางด้านหน้า

2. ค่าแรงสัมผัสนในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้าง

ผลการศึกษาเปรียบเทียบค่าแรงสัมผัสนในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างพบว่า มีพฤติกรรมของแรงสัมผัสนในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีลักษณะที่ใกล้เคียงกันทั้งในบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และบริเวณฝั่งด้านข้างแสดงในภาคผนวก ข. ในรูปที่ ข.2

ในบริเวณฝั่งด้านข้างตลอดทั้งเปอร์เซ็นต์ทำนึ่งยongแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสนในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสนที่สูงกว่าข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังในทิศทางด้านข้างโดยในช่วง 0 ถึง 25 เปอร์เซ็นต์ทำนึ่งยongขนาดของแรงสัมผัสนในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างมีการเพิ่มขึ้นในทิศทางด้านข้าง และเป็นช่วงที่แรงสัมผัสนสูงสุด ต่อมาในช่วง 25 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ทำนึ่งยongขนาดของแรงสัมผัสนจะมีขนาดคงที่

ในบริเวณฝั่งด้านตรงกลางแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสนในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างในช่วง 0 ถึง 40 เปอร์เซ็นต์ทำนึ่งยongขนาดของแรงสัมผัสนระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีขนาดใกล้เคียงกัน แต่ในช่วง 40 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ทำนึ่งยongขนาดของแรงสัมผัสนข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสนที่สูงกว่าข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังในทิศทางด้านตรงกลาง

3. ค่าแรงสัมผัสนในแนวด้านบน-ล่าง

ผลการศึกษาเปรียบเทียบค่าแรงสัมผัสนในแนวด้านบน-ล่างพบว่า มีพฤติกรรมของแรงสัมผัสนในแนวด้านบน-ล่างระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีลักษณะที่ใกล้เคียงกันทั้งในบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และบริเวณฝั่งด้านข้างแสดงในภาคผนวก ข. ในรูปที่ ข.3 ซึ่งพฤติกรรมแรงสัมผัสนมีความใกล้เคียงกันทั้งในบริเวณฝั่งด้านข้างตรงกลาง และในบริเวณฝั่งด้านข้าง

ในบริเวณฝั่งด้านข้างตลอดทั้งเปอร์เซ็นต์ทำนึ่งยongแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสนในแนวด้านบน-ล่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสนที่สูงกว่าข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังในทิศทางด้านล่าง

ในบริเวณฝั่งด้านตรงกลางแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในแนวด้านบน-ล่าง ในช่วง 0 ถึง 40 เปอร์เซ็นต์ทำนึ่งยองขนาดของแรงสัมผัสระหว่างข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภทมีขนาดใกล้เคียงกัน แต่ในช่วง 40 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ทำนึ่งยองขนาดของแรงสัมผัสข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสที่สูงกว่าข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังในทิศทางด้านล่าง

4. จุดสัมผัส

ในทำการนึ่งยองเมื่อเปรียบเทียบพฤติกรรมเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสระหว่างข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภทดังภาคผนวก ค. ในภาพรูปที่ ค.2 พบว่าทั้งบริเวณฝั่งด้านตรงกลางและบริเวณฝั่งด้านข้างแสดงพฤติกรรมเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสที่แตกต่างกัน แต่ระหว่างข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภทบริเวณฝั่งด้านข้างมีการเคลื่อนที่ของจุดสัมผัสในทิศทางหน้า-หลังมากกว่าบริเวณฝั่งด้านตรงกลางซึ่งบริเวณฝั่งด้านตรงกลางเป็นฝั่งที่เป็นจุดหมุนในการเคลื่อนที่เหมือนกันโดยในช่วง 0 ถึง 20 เปอร์เซ็นต์ของทำนึ่งยองข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภทจะมีการเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสไปด้านหน้า แต่ในช่วง 30 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ของทำนึ่งยองพฤติกรรมเคลื่อนที่ของจุดสัมผัสในข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังจะมีการเคลื่อนที่ไปทิศทางด้านหลังบริเวณด้านล่างเมื่อมองจากการงอเข้าเพิ่มขึ้นเนื่องจากข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีส่วนของกลไกลูกเบี้ยวซึ่งทำให้ข้อเข้าเทียมประเภทนี้มีการเคลื่อนตัวมาในทิศทางด้านหลังได้มากกว่า และช่วยให้มีมุมมองการงอเข้าที่มากกว่า ในขณะที่ข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังในช่วง 30 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ของทำนึ่งยองพฤติกรรมเคลื่อนที่ของจุดสัมผัสจะเคลื่อนตัวอยู่ในบริเวณตรงกลาง

4.2.2.3 ทำลูกแก้ว

1. ค่าแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลัง

ผลการศึกษาเปรียบเทียบค่าแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลังพบว่าพฤติกรรมของแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลังระหว่างข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภทที่แตกต่างกันทั้งในบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และบริเวณฝั่งด้านข้างแสดงในภาคผนวก ข. ในรูปที่ ข.4

ในบริเวณฝั่งด้านข้างในช่วง 0 ถึง 75 เปอร์เซ็นต์ทำลูกแก้วข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลังที่สูงกว่าข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังในทิศทางด้านหลังซึ่งอยู่ระยะที่หนึ่งไปยังระยะที่สาม และในช่วง 75 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ทำลูกแก้วข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภทแนวโน้มของขนาดของแรงสัมผัสที่ใกล้เคียงกันโดยจะลดลงมาในทิศทางด้านล่างซึ่งอยู่ระยะที่สามไปยังระยะที่สี่

ในบริเวณฝั่งด้านตรงกลางในช่วง 0 ถึง 60 เปอร์เซ็นต์ทำลูกแก้วข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลังที่สูงกว่าข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังในทิศทางด้านหลังซึ่งอยู่ระยะที่หนึ่งไปยังระยะที่สาม และในช่วง 60 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ทำลูกแก้วข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภทจะแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสที่ใกล้เคียงกันโดยมีแนวโน้มที่เพิ่มขึ้นในทิศทางด้านหน้าซึ่งอยู่ระยะที่สามไปยังระยะที่สี่

2. ค่าแรงสัมพัทธ์ในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้าง

ผลการศึกษาเปรียบเทียบค่าแรงสัมพัทธ์ในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้าง พบว่ามีพฤติกรรมของแรงสัมพัทธ์ในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้าง ระหว่างข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภทที่แตกต่างกันทั้งในบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และบริเวณฝั่งด้านข้างแสดงในภาคผนวก ข. ในรูปที่ ข.5

ในบริเวณฝั่งด้านข้างแนวโน้มขนาดของแรงสัมพัทธ์ในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างของข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังเมื่อเทียบกับข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มของแรงสัมพัทธ์ที่คงที่มากกว่า

ในบริเวณฝั่งด้านตรงกลางในช่วง 0 ถึง 60 เปอร์เซ็นต์ท่าลูกเก้าอี้ขนาดของแรงสัมพัทธ์ในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างระหว่างข้อเทียมทั้งสองประเภทมีแนวโน้มของขนาดที่ใกล้เคียงกัน แต่ในช่วง 60 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ท่าลูกเก้าอี้ข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มของแรงสัมพัทธ์ที่สูงกว่าข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังทิศทางด้านตรงกลาง

3. ค่าแรงสัมพัทธ์ในแนวด้านบน-ล่าง

ผลการศึกษาเปรียบเทียบค่าแรงสัมพัทธ์ในแนวด้านบน-ล่างระหว่างข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังพบว่ามีพฤติกรรมของแรงสัมพัทธ์ในแนวด้านบน-ล่างระหว่างข้อเทียมทั้งสองประเภทที่ใกล้เคียงกันทั้งในบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และบริเวณฝั่งด้านข้างแสดงในภาคผนวก ข. ในรูปที่ ข.6 ซึ่งพฤติกรรมแรงสัมพัทธ์ทั้งบริเวณฝั่งด้านข้างตรงกลาง และในบริเวณฝั่งด้านข้างมีความคล้ายกัน

ในบริเวณฝั่งด้านข้างแนวโน้มขนาดของแรงสัมพัทธ์ในแนวด้านบน-ล่างของข้อเข้าในช่วง 0 ถึง 50 เปอร์เซ็นต์ท่าลูกเก้าอี้ในข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มของขนาดแรงสัมพัทธ์ที่สูงกว่าข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังในทิศทางด้านล่าง จากนั้นในช่วง 50 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ท่าลูกเก้าอี้ข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังจะมีแนวโน้มของขนาดแรงสัมพัทธ์ที่สูงกว่าข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังอยู่เล็กน้อยในทิศทางด้านบน

ในบริเวณฝั่งด้านตรงกลางแนวโน้มขนาดของแรงสัมพัทธ์ในแนวด้านบน-ล่างในช่วง 0 ถึง 60 เปอร์เซ็นต์ท่าลูกเก้าอี้ในข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มของขนาดแรงสัมพัทธ์ที่สูงกว่าข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังในทิศทางด้านล่าง และจากนั้นในช่วง 60 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ท่าลูกเก้าอี้แนวโน้มขนาดของแรงสัมพัทธ์ของข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภทมีขนาดที่ใกล้เคียงกัน

4. จุดสัมพัทธ์

ในท่าลูกเก้าอี้เมื่อเปรียบเทียบพฤติกรรมการเคลื่อนตัวของจุดสัมพัทธ์ระหว่างระหว่างข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภทดังภาคผนวก ค. ในภาพรูปที่ ค.3 พบว่าทั้งบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และบริเวณฝั่งด้านข้างแสดงพฤติกรรมการเคลื่อนตัวของจุดสัมพัทธ์ที่แตกต่างกันโดยในช่วง 0 ถึง 40 เปอร์เซ็นต์ของท่าลูกเก้าอี้ซึ่งอยู่ในช่วงระยะที่หนึ่ง และสองมีพฤติกรรมการเคลื่อนตัวของจุดสัมพัทธ์ในข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีการเคลื่อนตัวไปด้านทิศทางด้านหลังบริเวณด้านล่างซึ่งเป็นช่วงที่มีการสัมผัสกันของกลไกลูกเบี้ยวจากพฤติกรรมการงอเข้าทำให้ข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีการเคลื่อนตัวมาทิศทางด้านหลังที่มากกว่า ในขณะที่ข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังในช่วง 0 ถึง 40 เปอร์เซ็นต์ของท่าลูกเก้าอี้มีพฤติกรรมการเคลื่อนตัวของจุดสัมพัทธ์จะเคลื่อนตัว

ส่วนใหญ่ไปทิศทางด้านหน้าบริเวณตรงกลาง และในช่วง 50 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ของท่าลูกเก้าอี้ พฤติกรรมการเคลื่อนที่ของจุดสัมผัสในข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทจะมีลักษณะการเคลื่อนที่คล้ายกัน คือมีการเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสไปทิศทางด้านหน้าจากบริเวณตรงกลางไปด้านบน นอกจากนี้ข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทบริเวณฝั่งด้านตรงกลางเป็นฝั่งที่เป็นจุดหมุนในการเคลื่อนที่ และอยู่บริเวณตรงกลางซึ่งการเคลื่อนที่ส่วนใหญ่เป็นบริเวณฝั่งด้านข้างซึ่งข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มการเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสบริเวณฝั่งด้านตรงกลางที่มากกว่าข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง

4.2.2.4 ท่าลงบันได

1. ค่าแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลัง

ผลการศึกษาเปรียบเทียบค่าแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลังพบว่า มีพฤติกรรมของแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลังระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีลักษณะที่ใกล้เคียงกัน ทั้งในบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และบริเวณฝั่งด้านข้างแสดงในภาคผนวก ข. ในรูปที่ ข.7

ในบริเวณฝั่งด้านข้างแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลัง ในช่วง 0 ถึง 20 เปอร์เซ็นต์ตัวรอบลงบันได หรือเป็นช่วงการรับน้ำหนักร่างกายที่ถ่ายลงมาสู่รยางค์ส่วนล่างระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสที่ใกล้เคียงกัน แต่ในช่วง 20 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ตัวรอบลงบันไดข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มของแรงสัมผัสที่สูงกว่าข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังในทิศทางด้านหน้า

ในบริเวณฝั่งด้านตรงกลางแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลังในช่วง 0 ถึง 20 เปอร์เซ็นต์ตัวรอบลงบันได หรือเป็นช่วงการรับน้ำหนักร่างกายที่ถ่ายลงมาสู่รยางค์ส่วนล่าง และเป็นช่วงเริ่มต้นของช่วงความต่อเนื่องไปข้างหน้าในระหว่างข้อเข่าทั้งสองเทียมประเภทมีแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสที่ใกล้เคียงกัน แต่ในช่วง 20 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ตัวรอบลงบันไดข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มของแรงสัมผัสที่สูงกว่าข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังในทิศทางด้านหลัง

2. ค่าแรงสัมผัสในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้าง

ผลการศึกษาเปรียบเทียบค่าแรงสัมผัสในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้าง พบว่ามีพฤติกรรมของแรงสัมผัสในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้าง ระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทที่มีความใกล้เคียงกันทั้งในบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และบริเวณฝั่งด้านข้างแสดงในภาคผนวก ข. ในรูปที่ ข.8

ในบริเวณฝั่งด้านข้างแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้าง ในช่วง 0 ถึง 20 เปอร์เซ็นต์ตัวรอบลงบันได หรือเป็นช่วงการรับน้ำหนักร่างกายที่ถ่ายลงมาสู่รยางค์ส่วนล่างระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสที่ใกล้เคียงกัน แต่ในช่วง 20 ถึง 70 เปอร์เซ็นต์ตัวรอบลงบันไดข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มของแรงสัมผัสที่สูงกว่าข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังในทิศทางด้านข้างซึ่งเป็นช่วงการลดระดับการควบคุม และในช่วง 70 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ตัวรอบลงบันได หรือในช่วงที่เท้ายกพื้นขึ้นซึ่งคิดเป็นร้อยละ 32 ของวงรอบเดินลงบันไดแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสที่กลับมาใกล้เคียงกัน

ในบริเวณฝั่งด้านตรงกลางแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในด้านตรงกลาง-ด้านข้างในช่วง 0 ถึง 20 เปอร์เซ็นต์ตัวรอบลงบันได หรือเป็นช่วงการรับน้ำหนักร่างกายที่ถ่ายลงมาสู่ยางค์ส่วนล่างระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสที่ใกล้เคียงกัน แต่ในช่วง 20 ถึง 70 เปอร์เซ็นต์ตัวรอบลงบันไดข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มของแรงสัมผัสที่สูงกว่าข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังในทิศทางด้านตรงกลางซึ่งเป็นช่วงการลดระดับการควบคุม และในช่วง 70 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ตัวรอบลงบันได หรือในช่วงที่เท้ายกพื้นพื้นซึ่งคิดเป็นร้อยละ 32 ของวงรอบเดินลงบันไดแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสที่กลับมาใกล้เคียงกัน

3. ค่าแรงสัมผัสในแนวด้านบน-ล่าง

ผลการศึกษาเปรียบเทียบค่าแรงสัมผัสในแนวด้านบน-ล่างพบว่า มีพฤติกรรมของแรงสัมผัสในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้าง ระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทที่มีความใกล้เคียงกันทั้งในบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และบริเวณฝั่งด้านข้างแสดงในภาคผนวก ข. ในรูปที่ ข.9 ซึ่งพฤติกรรมแรงสัมผัสทั้งบริเวณฝั่งด้านข้างตรงกลาง และในบริเวณฝั่งด้านข้างมีความคล้ายกัน

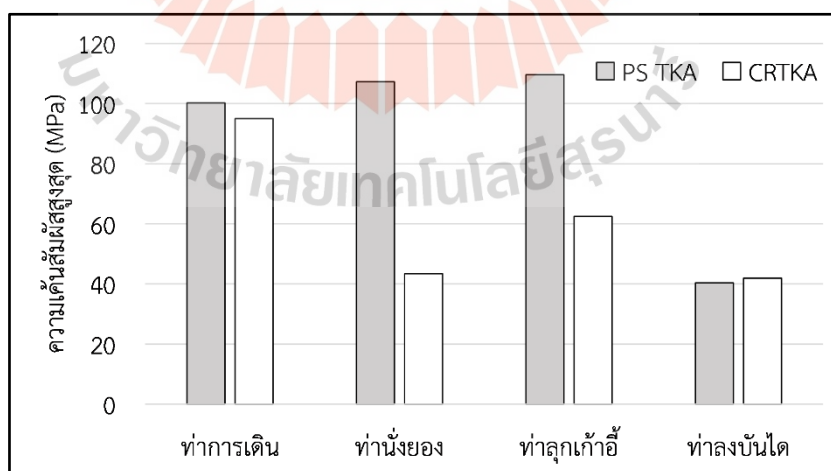
ในบริเวณฝั่งด้านข้างตลอดทั้งช่วงวงรอบการลงบันไดแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในแนวด้านบน-ล่างระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีขนาดที่ใกล้เคียงกันโดยในช่วงที่เท้ามีการสัมผัสพื้นซึ่งคิดเป็นร้อยละ 68 เปอร์เซ็นต์ตัวรอบลงบันไดขนาดของแรงสัมผัสจะลดลงมาในทิศทางด้านล่าง จากนั้นในช่วงที่เท้ายกพื้นพื้นซึ่งคิดเป็นร้อยละ 32 ของวงรอบเดินลงบันไดขนาดของแรงสัมผัสจะค่อยๆเพิ่มขึ้นมาในทิศทางด้านบน

ในบริเวณฝั่งด้านตรงกลางแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสในแนวด้านบน-ล่างในช่วงที่เท้ามีการสัมผัสพื้นซึ่งคิดเป็นร้อยละ 68 เปอร์เซ็นต์ตัวรอบลงบันไดแนวโน้มของแรงสัมผัสระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีขนาดที่ใกล้เคียงกันโดยขนาดของแรงสัมผัสจะลดลงมาในทิศทางด้านล่าง แต่ในช่วงที่เท้ายกพื้นพื้นซึ่งคิดเป็นร้อยละ 32 ของวงรอบเดินลงบันไดข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้มีแนวโน้มของแรงสัมผัสที่สูงกว่าข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังในทิศทางด้านล่างโดยขนาดของแรงสัมผัสจะค่อยๆเพิ่มขึ้นมาในทิศทางด้านบน

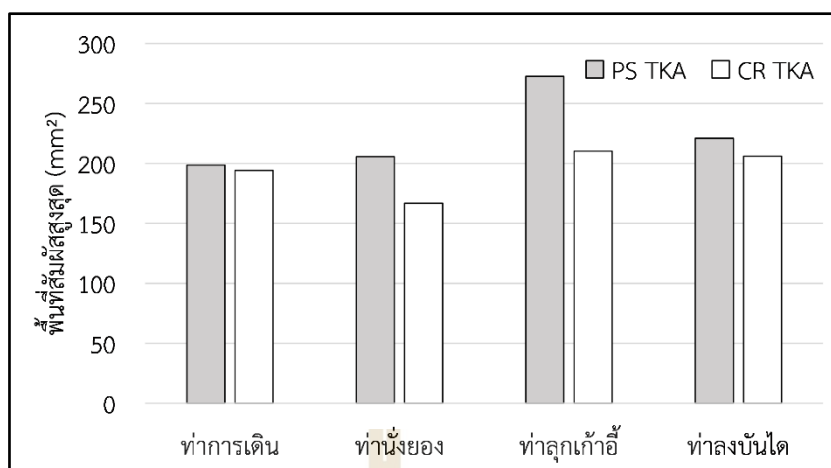
4. จุดสัมผัส

ในท่าลงบันไดเมื่อเปรียบเทียบพฤติกรรมการเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทดังภาคผนวก ค. ในภาพรูปที่ ค.4 พบว่าทั้งบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และบริเวณฝั่งด้านข้างแสดงพฤติกรรมการเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสที่ใกล้เคียงกันโดยบริเวณฝั่งด้านข้างมีการเคลื่อนที่ของจุดสัมผัสในที่มากกว่าบริเวณฝั่งด้านตรงกลางซึ่งบริเวณฝั่งด้านตรงกลางเป็นฝั่งที่เป็นจุดหมุนในการเคลื่อนที่ และอยู่บริเวณตรงกลางโดยในช่วงที่เท้ามีการสัมผัสพื้นซึ่งคิดเป็นร้อยละ 68 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบเดินลงบันไดในช่วง 0-30 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบเดินลงบันได พฤติกรรมการเคลื่อนที่ของจุดสัมผัสฝั่งด้านข้างจะเคลื่อนที่มากที่ทิศทางด้านอยู่ด้านล่าง ในช่วง 40-70 เปอร์เซ็นต์ของวงรอบเดินลงบันไดจุดสัมผัสฝั่งด้านข้างจะเคลื่อนตัวมาทิศทางด้านหน้าบริเวณด้านบน และในช่วงที่เท้ายกพื้นพื้นซึ่งคิดเป็นร้อยละ 32 ของวงรอบเดินลงบันได หรือในช่วง 80 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ตัวรอบเดินลงบันได จุดสัมผัสฝั่งด้านข้างจะเคลื่อนกลับมาบริเวณตรงกลาง

ผลการศึกษาเปรียบเทียบความแตกต่างของพฤติกรรมการเคลื่อนที่ของข้อเข่าเทียม ภายใต้ท่าทางพื้นฐานต่างๆระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังเมื่อเปรียบเทียบความเค้นสัมผัสสูงสุดซึ่งแสดงในรูปที่ 4.7 จะพบว่าในท่าการเดิน และท่าลงบันไดค่าความเค้นสัมผัสสูงสุดระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีค่าใกล้เคียงกันโดยในท่าการเดินข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังมีค่าความสัมผัสสูงสุดอยู่ 100.23 MPa และ 95.02 MPa ตามลำดับ และในท่าลงบันไดมีค่าอยู่ที่ 40.38 MPa และ 41.91 MPa ตามลำดับ ส่วนในท่านั่งยอง และท่าลุกเก้าอี้ข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีค่าความเค้นสัมผัสสูงสุดมากกว่าข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังซึ่งในท่านั่งยองมีค่าอยู่ที่ 107.32 MPa และ 43.39 MPa ตามลำดับ และในท่าลุกเก้าอี้มีค่าอยู่ที่ 109.64 MPa และ 62.44 MPa โดยแนวโน้มพฤติกรรมของความเค้นสัมผัสในท่าการเดิน ท่าลงบันได และท่าลุกเก้าอี้มีความคล้ายคลึงกับ Navacchia et al. (2016) ส่วนเมื่อเปรียบเทียบพื้นที่สัมผัสระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทซึ่งแสดงในรูปที่ 4.8 พบว่าในท่าการเดิน และท่าลงบันไดมีพื้นที่สัมผัสใกล้เคียงกันโดยพื้นที่สัมผัสสูงสุดในข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังในท่าการเดินมีค่าอยู่ที่ 198.62 mm² และ 194.18 mm² ตามลำดับ และในท่าลงบันไดมีค่าอยู่ที่ 220.92 mm² และ 206.05 mm² ตามลำดับ ส่วนท่านั่งยอง และท่าลุกเก้าอี้ข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีค่าพื้นที่สัมผัสมากกว่าข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังซึ่งในท่านั่งยองมีค่าอยู่ที่ 205.07 mm² และ 166.72 mm² ตามลำดับ และในท่าลุกเก้าอี้มีค่าอยู่ที่ 272.59 mm² และ 210.94 mm² ตามลำดับ ความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสในท่านั่งยอง และท่าลุกเก้าอี้ของข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีค่าสูงเนื่องจากการชนกันของกลไกลูกเบี้ยวในขณะที่ข้อเข่ามีการงอโดยความเค้นสัมผัสเป็นอัตราส่วนของแรงต่อพื้นที่สัมผัสซึ่งในท่านั่งยอง และท่าลุกเก้าอี้แรงที่เกิดขึ้นบริเวณกลไกลูกเบี้ยวมีค่าสูงรวมถึงมีพื้นที่สัมผัสเกิดขึ้นจึงส่งผลให้ความเค้นสัมผัสมีค่าสูง

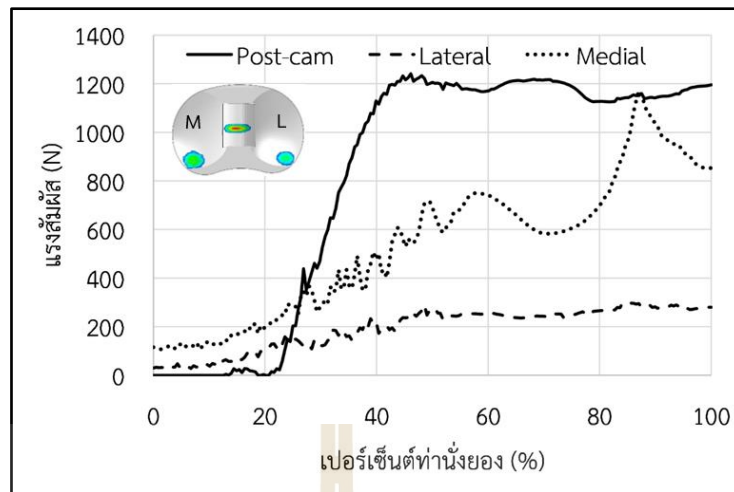


รูปที่ 4.7 การเปรียบเทียบความเค้นสัมผัสสูงสุดระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังในท่าทางพื้นฐานต่างๆ

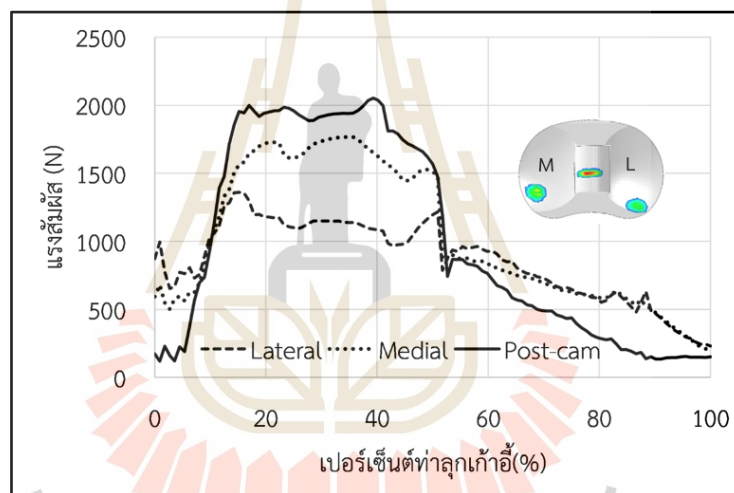


รูปที่ 4.8 การเปรียบเทียบพื้นที่สัมผัสสูงสุดระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังในท่าทางพื้นฐานต่างๆ

ส่วนของแรงสัมผัสได้แก่ แรงสัมผัสในแนวหน้า-หลัง แรงสัมผัสในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้าง และแรงสัมผัสในแนวด้านบน-ล่าง และการพิจารณาจุดสัมผัสซึ่งจะแสดงพิจารณาฝั่งตรงกลาง และฝั่งด้านข้างเมื่อเปรียบเทียบค่าแรงสัมผัสในทุกทิศทางพบว่าค่าแรงสัมผัสสูงสุดเกิดขึ้นในทิศทางแนวด้านบน-ล่าง รองลงมาเป็นแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลัง และแรงสัมผัสต่ำอยู่ในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างในทุกท่าทางโดยในท่าการเดิน และท่าลงบันไดแนวโน้มของแรงสัมผัสและจุดสัมผัสระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีพฤติกรรมของแรงที่ใกล้เคียงกันทั้งบริเวณฝั่งตรงกลาง และฝั่งด้านข้าง ส่วนท่านั่งยอง และท่าลุกเก้าอี้พฤติกรรมของแรง และจุดสัมผัสระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีแนวโน้มที่แตกต่างกัน และขนาดของแรงสัมผัสในข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มที่สูงกว่า และมีการเคลื่อนที่ไปทิศทางด้านหลังที่มากกว่าข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังเนื่องมีการชนกันของกลไกลูกเบี้ยวในท่าทางที่มีมุมการงอเข่าที่สูงโดยจากการศึกษาพบว่าแรงสัมผัสในช่วงที่มีการสัมผัสกันบริเวณกลไกลูกเบี้ยวในท่านั่งยอง และท่าลุกเก้าอี้จะมีค่าแรงสัมผัสที่สูงกว่าบริเวณฝั่งตรงกลาง และฝั่งด้านข้างซึ่งแสดงในรูปที่ 4.9 และ 4.10 ตามลำดับแรงสัมผัสที่สูงบริเวณกลไกนี้ซึ่งเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเค้นสัมผัสส่งผลให้ความเค้นสัมผัสในข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้มีค่าสูงตามไปด้วยโดยในท่านั่งยองเริ่มเกิดการชนกันของกลไกลูกเบี้ยวที่ประมาณ 22 องศาหรือประมาณมุมงอ 66 องศา และแรงสัมผัสสูงสุดที่ประมาณ 46 เปอร์เซ็นต์ท่านั่งยองหรือประมาณมุมงอ 107 องศา ส่วนท่าลุกเก้าอี้ที่มีการชนของกลไกลูกเบี้ยวตั้งแต่เริ่มขณะที่นั่งมี และเริ่มแรงสัมผัสสูงสุดที่ประมาณ 17 เปอร์เซ็นต์ท่านั่งยองหรือประมาณมุมงอ 109 องศา



รูปที่ 4.9 การเปรียบเทียบแรงสัมผัสบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง ด้านข้าง และกลไกลูกเบี้ยวในทำนงยong

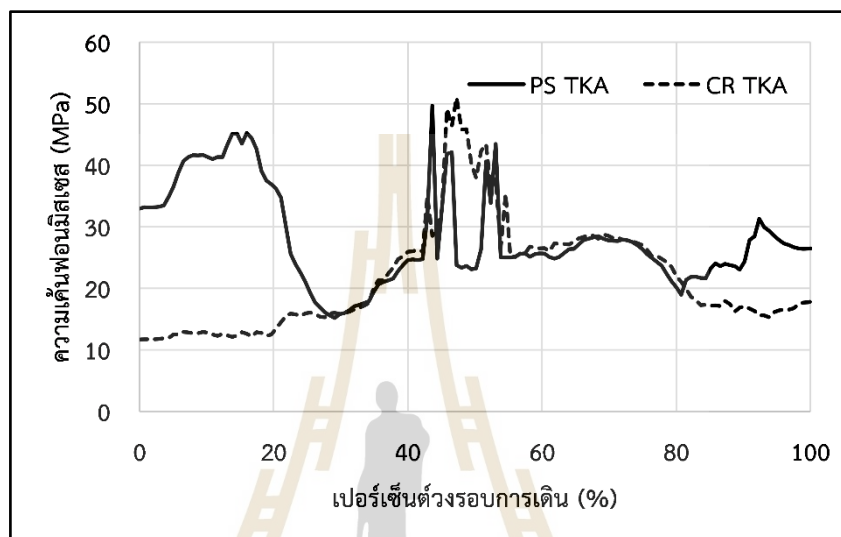


รูปที่ 4.10 การเปรียบเทียบแรงสัมผัสบริเวณฝั่งด้านตรงกลางกับด้านข้าง และกลไกลูกเบี้ยวในทำลูกแก้ว

4.2.3 ค่าความเค้นสูงสุด

เมื่อพิจารณาความเค้นสัมผัสในการจำลองการเคลื่อนที่ข้อเข่าเป็นแบบวัตถุแข็งเกร็ง พบว่าความเค้นสัมผัสมีบ้างช่วงที่มีค่าสูงเกินค่าความแรงแข็งแรงของวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูงเป็นพิเศษซึ่งค่าความแข็งแรงต่อแรงดึงอยู่ในช่วง 37 ถึง 43 MPa และค่าความแข็งแรงต่อแรงกดอยู่ในช่วง 44 ถึง 83 MPa (Camacho et al., 2021; Jin et al., 2016; Koh et al. 2019; Takeuchi et al., 1995) ดังนั้นการศึกษานี้จึงได้มีการจำลองการเคลื่อนที่ของข้อเข่าแบบวัตถุที่สามารถเปลี่ยนแปลงรูปร่างได้เพื่อพิจารณาความเสียหายของวัสดุเพิ่มเติมโดยวิเคราะห์ในทำการเดินโดยใช้ค่าวัสดุค่ามอดุลัสของยัง 685 MPa และอัตราส่วนปัวซองที่ 0.46 ซึ่งค่าความเค้นพอนมิสเสส (Von mises stress) ในข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทดังแสดงในรูปที่ 4.11 มีค่าความเค้นที่ได้จากการจำลองอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้เมื่อเทียบกับค่าความแข็งแรงทางแรงกดของวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง

เป็นพิเศษ แต่มีค่าเกินค่าความแข็งแรงทางแรงดึงตามการศึกษาที่ผ่านมาโดยค่าความเค้นสัมผัสสูงสุดของข้อเหวี่ยงเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเหวี่ยงเทียมประเภททออนุรักษ์เอ็นไขว้หลังค่าอยู่ที่ 49.67 MPa และ 50.99 MPa ตามลำดับโดยเกิดขึ้นในช่วง 40 ถึง 60 เปอร์เซ็นต์ตัวรอบการเดินซึ่งอยู่ในช่วงที่เท่ามีการสัมผัสพื้น อย่างไรก็ตามภาระแรงที่กระทำบนข้อเหวี่ยงโดยทั่วไปเป็นส่วนใหญ่ภาระแรงกด ดังนั้นในการศึกษานี้จึงพิจารณาค่าความแข็งแรงทางแรงกดของวัสดุเพื่อพิจารณาการเสีรูปของวัสดุของข้อเหวี่ยงเทียม



รูปที่ 4.11 ความเค้นพอนมิสเชสของข้อเหวี่ยงเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเหวี่ยงเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังในทำการเดิน

4.3 อิทธิพลของค่าความสอดคล้องต่อการออกแบบชิ้นส่วนหมอนรองข้อเหวี่ยงเทียม

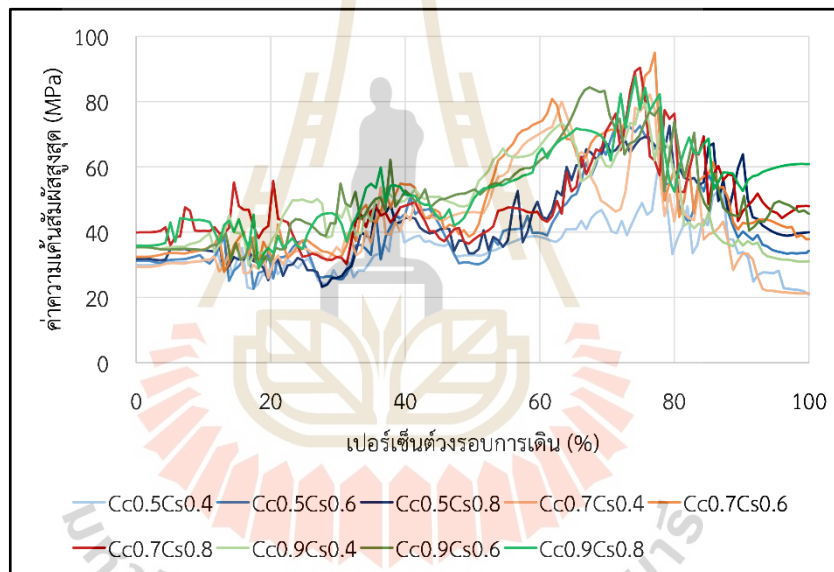
การศึกษาเปรียบเทียบความแตกต่างของพฤติกรรมการเคลื่อนที่ของข้อเหวี่ยงเทียมที่มีการเปลี่ยนแปลงความสอดคล้องของรูปทรงแตกต่างกันหลังภายใต้ท่าทางพื้นฐานซึ่งจะพิจารณาจากแบบจำลองข้อเหวี่ยงเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังภายใต้ท่าทางเดินโดยมีการวิเคราะห์ความเค้นสัมผัสสูงสุด และวิเคราะห์บริเวณจุดสัมผัสแรง ซึ่งจะทำให้การวิเคราะห์เปรียบเทียบความแตกต่างของความสอดคล้องของรูปทรงของข้อเหวี่ยงเทียมทั้งในระนาบหน้าหลัง และระนาบด้านข้างทั้งหมด 9 แบบจำลอง

4.3.1 ความเค้นสัมผัสสูงสุด

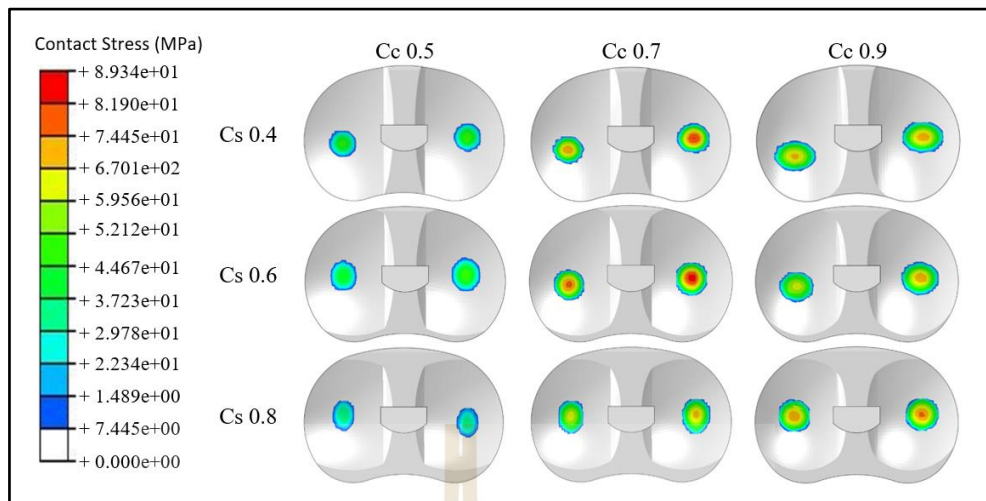
เมื่อเปรียบเทียบแนวโน้มของขนาดความเค้นสัมผัสในทุกแบบจำลองที่มีการปรับความสอดคล้องของรูปทรงทั้งในระนาบหน้าหลัง และระนาบด้านข้างในเปอร์เซ็นต์ตัวรอบการเดินพบว่าค่าความเค้นสัมผัสมีความแตกต่างกัน จากผลแนวโน้มค่าความเค้นสัมผัสเกิดขึ้นที่จะพบว่าความเค้นสัมผัสสูงสุดที่เกิดขึ้นในทุกแบบจำลองเกิดขึ้นในช่วง 60 ถึง 80 เปอร์เซ็นต์ตัวรอบการเดิน หรือในช่วงที่เท้ายกพื้นซึ่งแสดงดังรูปที่ 4.12 และผลการกระจายความเค้นสัมผัสทั้ง 9 แบบจำลองที่ 70 เปอร์เซ็นต์ตัวรอบการเดิน แสดงในรูปที่ 4.13 ซึ่งแนวโน้มของความเค้นสัมผัสสูงสุดเกิดขึ้นที่แบบจำลองที่มีการเปลี่ยนแปลงความสอดคล้องของรูปทรงในระนาบหน้าหลังปานกลาง

เมื่อเปรียบเทียบความสอดคล้องของรูปทรงในระนาบด้านข้างที่มีค่าในระดับที่เท่ากัน และความสอดคล้องของรูปทรงในระนาบหน้าหลังมีค่าในระดับแตกต่างกันโดยค่าความเค้นสัมผัสมีแนวโน้มที่ใกล้เคียงในทุกๆระดับที่มีการเปลี่ยนแปลงความสอดคล้องของรูปทรงในระนาบหน้าหลัง

เมื่อเปรียบเทียบความสอดคล้องของรูปทรงในระนาบหน้าหลังที่มีค่าในระดับที่เท่ากัน และความสอดคล้องของรูปทรงในระนาบด้านข้างมีค่าในระดับแตกต่างกันพบว่าในแบบจำลองความสอดคล้องของรูปทรงในระนาบหน้าหลังปานกลาง (0.7) และความสอดคล้องของรูปทรงในระนาบด้านข้างต่ำ (0.4) เกิดการแกว่งของความเค้นสัมผัสสูงสุดเป็นสองช่วงคือในช่วง 50 ถึง 72 เปอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน และในช่วง 72 ถึง 80 เปอร์เซ็นต์วงรอบการเดินซึ่งการแกว่งของค่าความเค้นสัมผัสอาจส่งผลทำให้เกิดความเสียหายต่อชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมได้มากกว่าปกติ เนื่องจากความเสียหายที่เกิดขึ้นแสดงถึงการกระแทกของชิ้นส่วนข้อเข่าเทียมที่รุนแรงสองบริเวณส่งผลให้เกิดการสึกของชิ้นส่วนได้มากกว่าปกติ



รูปที่ 4.12 การเปรียบเทียบแนวโน้มของขนาดความเค้นสัมผัสต่อความสอดคล้องของรูปทรง 9 แบบจำลองในช่วงเปอร์เซ็นต์วงรอบการเดิน



รูปที่ 4.13 ผลการกระจายความเค้นสัมผัสบนแบบจำลองหมอนรองข้อเข่าเทียมที่มีการเปลี่ยนแปลงความสอดคล้องของรูปทรงทั้ง 9 แบบจำลองที่ 70 เปอร์เซ็นต์ตัวรอบการเดิน

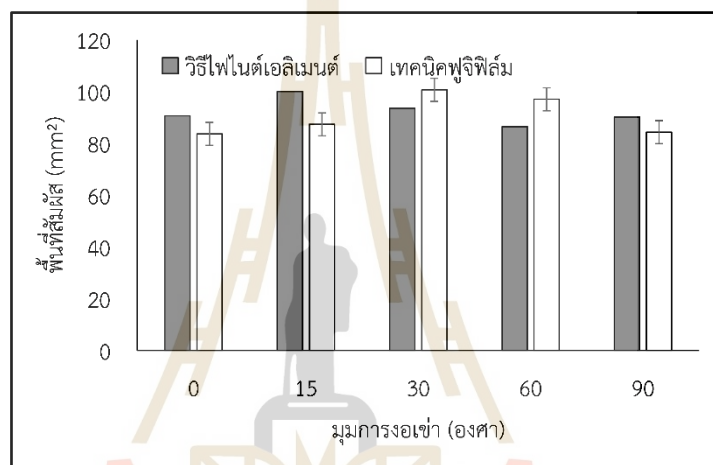
4.3.2 จุดสัมผัส

ในท่าการเดินจุดสัมผัสของแบบจำลองความสอดคล้องของรูปทรงทั้ง 9 แบบจำลองดังภาพในรูปที่ 4.5 แสดงให้เห็นถึงแนวโน้มความแตกต่างของการเคลื่อนที่ของจุดสัมผัสเมื่อพิจารณาการเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสต่อความสอดคล้องของรูปทรงพบว่าในทุกแบบจำลองการเคลื่อนที่ของจุดสัมผัสบริเวณฝั่งด้านตรงกลางมีการเคลื่อนที่ในทิศทางหน้า-หลังมากกว่าฝั่งด้านข้างซึ่งบริเวณฝั่งด้านข้างเป็นฝั่งที่เป็นจุดหมุนในการเคลื่อนที่ และการเปลี่ยนแปลงจุดสัมผัสส่วนใหญ่อยู่ในทิศทางหน้า-หลัง ในระนาบหน้าหลังจะพบว่าเมื่อความสอดคล้องของรูปทรงในระนาบหน้าหลังสูงขึ้นการเคลื่อนที่ของจุดสัมผัสบริเวณฝั่งด้านข้างจะมีการเปลี่ยนแปลงโดยเคลื่อนที่มาในทิศทางด้านหลังมากขึ้น ในระนาบด้านข้างจะพบว่าเมื่อความสอดคล้องของรูปทรงในระนาบด้านข้างสูงขึ้นการเคลื่อนที่ของจุดสัมผัสในช่วงที่เท้ายกพื้นขึ้น หรือในช่วง 60 ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ตัวรอบการเดินบริเวณจุดสัมผัสฝั่งด้านตรงกลางจะมีการเคลื่อนที่ไปทิศทางด้านหน้าที่มากขึ้น

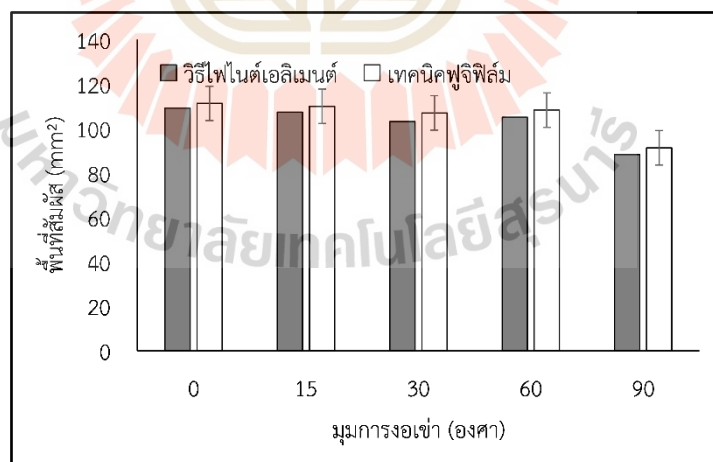
4.4 ผลการตรวจสอบยืนยันความถูกต้องของโปรแกรม

การผลการตรวจสอบเปรียบเทียบค่าความเค้นสัมผัสเฉลี่ย และพื้นที่สัมผัสด้วยการทดสอบโดยใช้เทคนิคฟูจิฟิล์มกับวิธีทางระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ตามมาตรฐานการทดสอบความดันสัมผัสในข้อเข่าเทียม (PI-17) เพื่อยืนยันความถูกต้องของผลลัพธ์ที่ได้แสดงดังรูปที่ 4.14 และ 4.15 ตามลำดับในรูปที่ 4.14 (ก) แสดงให้เห็นถึงเปอร์เซ็นต์ของความแตกต่างของค่าพื้นที่สัมผัสบริเวณฝั่งด้านข้างระหว่างแบบจำลองข้อเข่าเทียมด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ และการทดสอบโดยใช้เทคนิคฟูจิฟิล์มซึ่งช่วงเปอร์เซ็นต์ของความแตกต่างของค่าพื้นที่สัมผัสอยู่ระหว่าง 1.9 ถึง 3.6 เปอร์เซ็นต์ รูปที่ 4.14 (ข) แสดงให้เห็นถึงเปอร์เซ็นต์ของความแตกต่างของค่าพื้นที่สัมผัสบริเวณฝั่งด้านตรงกลางโดยช่วงเปอร์เซ็นต์ของความแตกต่างของค่าพื้นที่สัมผัสอยู่ระหว่าง 6.9 ถึง 14.5 เปอร์เซ็นต์ ในรูปที่ 4.15 (ก) บริเวณฝั่งด้านข้างเปอร์เซ็นต์ของความแตกต่างของค่าความเค้นสัมผัส

เฉลี่ยระหว่างการวิเคราะห์ ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ และการทดสอบโดยใช้เทคนิคฟูจิฟิล์มอยู่ระหว่าง 17.1 ถึง 29.2 เปอร์เซ็นต์ ในรูปที่ 4.15 (ข) บริเวณฝั่งด้านตรงกลางเปอร์เซ็นต์ของความแตกต่างของค่าความเค้นสัมผัสเฉลี่ยระหว่างการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ และการทดสอบโดยใช้เทคนิคฟูจิฟิล์มอยู่ระหว่าง 6.0 ถึง 25.7 เปอร์เซ็นต์ ผลการตรวจสอบความถูกต้องระหว่างสองวิธีแสดงแนวโน้มที่ดีกับการศึกษาก่อนหน้านี้ (Liau et al., 2002; Szivek et al., 1995; Dharia et al., 2019) เมื่อพิจารณาความเสียหายของวัสดุโดยวัดค่าความเค้นพอนมิสเสตามุมการงอเข้าตามมาตรฐานซึ่งแสดงในตารางที่ 4.1 ค่าความเค้นมีอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้เมื่อเทียบกับค่าความแข็งแรงทางแรงกดของวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูงเป็นพิเศษตามการศึกษาของ Jin et al. (2016)

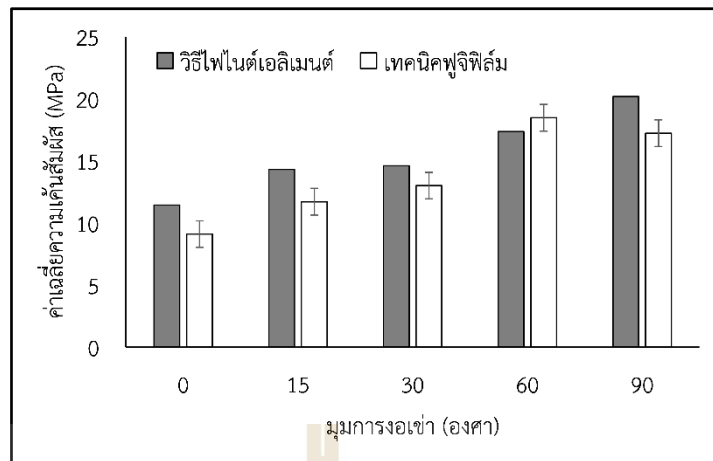


(ก)

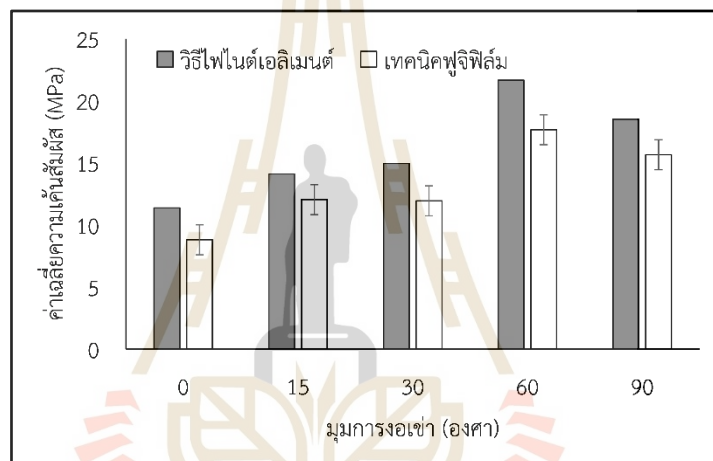


(ข)

รูปที่ 4.14 ผลการเปรียบเทียบพื้นที่สัมผัสระหว่างการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ และเทคนิคฟิล์มฟูจิ ในแต่ละมุมงอ (ก) ด้านตรงกลาง (ข) ด้านข้าง



(ก)



(ข)

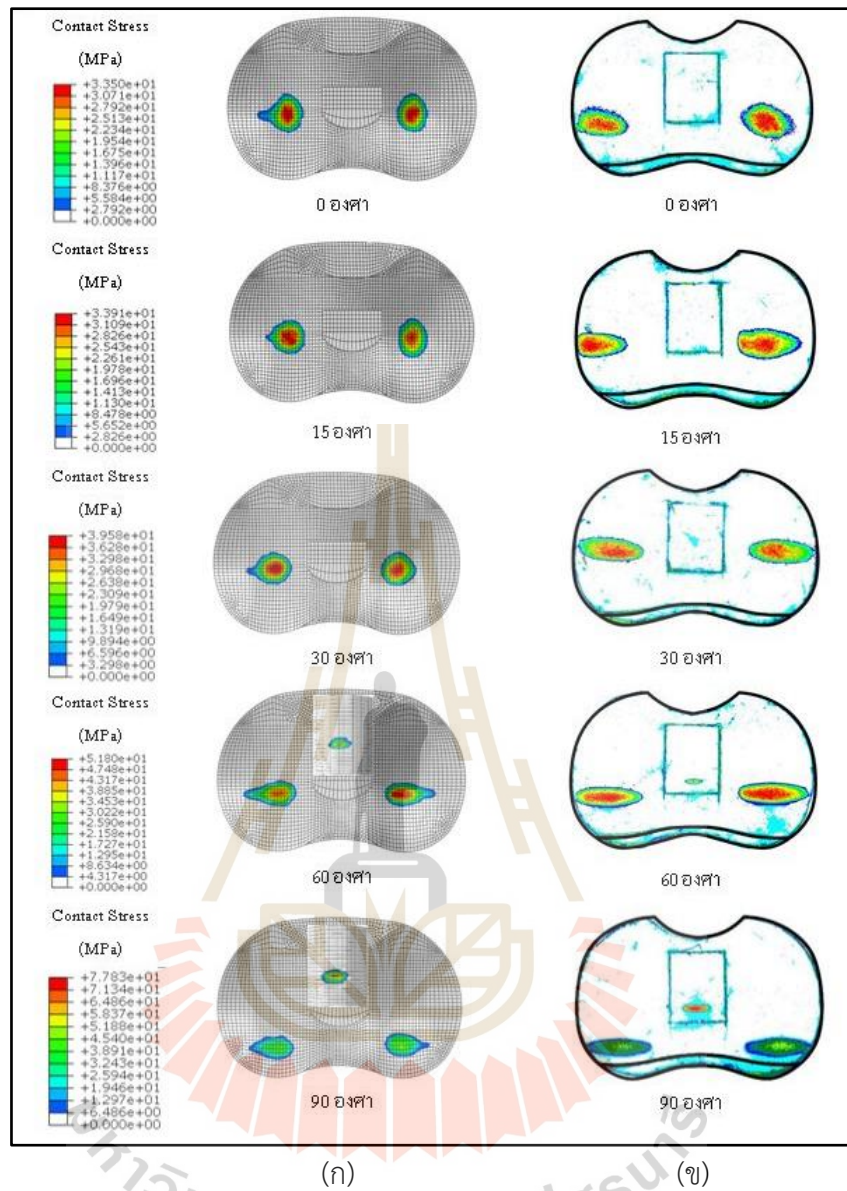
รูปที่ 4.15 ผลการเปรียบเทียบความเค้นสัมผัสเฉลี่ยระหว่างการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ และเทคนิคฟิล์มพูนฟิล์มในแต่ละมุงงอ (ก) ด้านตรงกลาง (ข) ด้านข้าง

ตารางที่ 4.1 ค่าความเค้นฟอนมิสเชสตามมุงการงอเข้าตามมาตรฐาน PI-17

มุงงอเข้า (องศา)	ความเค้นฟอนมิสเชส (MPa)
0	16.58
15	16.55
30	24.56
60	28.59
90	39.7

จากการเปรียบเทียบลักษณะการกระจายความเค้นสัมผัสทางสายตาดัวยระหว่างภาพจากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ และภาพจากแผ่นความเค้นสัมผัสฟิล์มฟูจิได้แสดงไว้ในรูปที่ 4.16 ผลของการกระจายความเค้นสัมผัสบนพื้นผิวของหมอนรองข้อเข่าเทียมแสดงในมุมมองการองต่างๆ ลักษณะการกระจายความเค้นสัมผัสในบนแผ่นฟูจิฟิล์ม และการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์มีลักษณะเป็นวงกลมอย่างคร่าวๆทั้งในด้านตรงกลาง และด้านข้างซึ่งอาจสังเกตได้ว่าแผ่นฟูจิฟิล์มมีการกระจายความเค้นออกด้านข้างเล็กน้อยทั้งบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และด้านข้าง อย่างไรก็ตาม ผลการเปรียบเทียบพื้นที่สัมผัสจากทั้งสองวิธีพบว่ามีความใกล้เคียงกัน

ในการศึกษาเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของผลลัพธ์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์กับการทดสอบโดยใช้เทคนิคฟูจิฟิล์มแสดงเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของความเค้นสัมผัสเฉลี่ย และพื้นที่สัมผัสบนข้อเข่าเทียมโดยเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของพื้นที่สัมผัส และความเค้นสัมผัสเฉลี่ยที่แตกต่างกันมากที่สุดอยู่ที่ 14.5 เปอร์เซ็นต์ และ 29.21 เปอร์เซ็นต์ตามลำดับ ซึ่งการศึกษาก่อนหน้านี้แสดงให้เห็นว่าการประเมินความเค้นสัมผัส รวมถึงพื้นที่สัมผัสในข้อต่อกระดูกต้น และข้อต่อกระดูกหน้าแข้งด้วยเทคนิคของฟิล์มฟูจิแสดงช่วงความแม่นยำ 6 ถึง 36 เปอร์เซ็นต์ (Liau et al., 2002; Szivek et al., 1995; Dharía et al., 2019) แม้ว่าการตรวจสอบความถูกต้องโดยใช้เทคนิคฟิล์มฟูจิจะมีความแปรผัน และมีช่วงที่กว้างอยู่บ้าง แต่ข้อได้เปรียบของเทคนิคฟิล์มฟูจิก็คือวิธีการดังกล่าวสามารถทำการทดสอบซ้ำได้หลายครั้ง และสามารถประยุกต์ใช้งานที่หลากหลาย อย่างไรก็ตามการวิเคราะห์ผลลัพธ์โดยใช้การจำลองด้วยคอมพิวเตอร์ซึ่งเป็นเครื่องมือส่วนหนึ่งที่ใช้ในการทำนายผลลัพธ์ของกลศาสตร์การสัมผัส และพลศาสตร์การเคลื่อนไหวของข้อเข่าที่มีประสิทธิภาพมากในปัจจุบัน การจำลองด้วยคอมพิวเตอร์มีข้อดีหลายประการเช่น สามารถปรับเปลี่ยนเงื่อนไขขอบเขต และตรวจสอบผลลัพธ์ มีต้นทุน และระยะเวลาที่ต่ำสำหรับการทดสอบที่ต้องทดสอบซ้ำหลายครั้ง และสามารถทำนายพฤติกรรมของผลลัพธ์หลายอย่างที่ไม่สามารถทำการทดสอบได้



รูปที่ 4.16 พฤติกรรมการกระจายกลศาสตร์สัมผัสบนพื้นผิวหมอนรองข้อเข่าเทียมในมุมการงอต่างๆ
(ก) การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (ข) เทคนิคฟลูออโรฟิล์ม

บทที่ 5

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

ผลการศึกษาเปรียบเทียบความแตกต่างของพฤติกรรมการเคลื่อนที่ของข้อเข่าเทียมภายใต้ท่าทางพื้นฐาน 4 ท่าทาง ได้แก่ ท่าการเดิน ท่านั่งยอง ท่าลงบันได และท่าลุกเก้าอี้ ระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลัง และศึกษาเปรียบเทียบการเปลี่ยนแปลงความสอดคล้องของรูปทรงของข้อเข่าเทียม 9 แบบจำลองโดยนำผลของพลศาสตร์การเคลื่อนไหวที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์สามารถสรุปได้ดังนี้

5.1.1 ผลการเปรียบเทียบชีวกลศาสตร์การเคลื่อนที่ระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังและข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลัง

การเปรียบเทียบความแตกต่างของพฤติกรรมการเคลื่อนที่ระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังภายใต้ท่าทางพื้นฐานต่างๆ ได้แก่ ท่าการเดิน ท่านั่งยอง ท่าลงบันได และท่าลุกเก้าอี้แสดงให้เห็นถึงแนวโน้มของขนาดความเค้นสัมผัสสูงสุด และพื้นที่สัมผัสระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทโดยในท่าการเดิน และท่าลงบันได แสดงแนวโน้มของขนาดค่าความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสที่ใกล้เคียงกันระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภท ในขณะที่ท่านั่งยอง และท่าลุกเก้าอี้แนวโน้มของขนาดความเค้นสัมผัสสูงสุด และพื้นที่สัมผัสระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทแตกต่างกันโดยข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีแนวของขนาดความเค้นสัมผัสที่สูงกว่าเมื่ออยู่ในท่าทางที่มองศาการงอเข่าที่มากเนื่องจากการสัมผัสกันของกลไกลูกเบี้ยวซึ่งส่งผลให้เกิดแรงสัมผัสบริเวณนี้ที่สูงรวมถึงเกิดพื้นที่สัมผัสที่เพิ่มขึ้นทำให้มีความเค้นสัมผัสที่สูง นอกจากนี้แนวโน้มพฤติกรรมของความเค้นสัมผัสในท่าการเดิน ท่าลงบันได และท่าลุกเก้าอี้มีความคล้ายคลึงกับ Navacchia et al. (2016) ในส่วนของการเปรียบเทียบแนวโน้มของขนาดแรงสัมผัสทั้งบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และฝั่งด้านข้างในแต่ละท่าทางระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทแสดงให้เห็นว่าในท่าการเดินแรง และท่าลงบันไดแนวโน้มของแรงสัมผัสระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีพฤติกรรมของแรงที่ใกล้เคียงกัน ส่วนท่านั่งยอง และท่าลุกเก้าอี้พฤติกรรมของแรงระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีแนวโน้มที่แตกต่างกัน และขนาดของแรงสัมผัสในข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีแนวโน้มที่สูงกว่าข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังเนื่องจากเกิดแรงสัมผัสที่บริเวณกลไกลูกเบี้ยวในท่าทางที่มีมุมองศาการงอเข่าสูงซึ่งแรงสัมผัสเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเค้นสัมผัสทำให้ในท่านั่งยอง และท่าลุกเก้าอี้ความเค้นสัมผัสของข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังจะมีแนวโน้มมากกว่าข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังตามไปด้วย และในการพิจารณาจุดสัมผัสในท่าการเดิน และท่าลงบันไดมีพฤติกรรมการเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภททั้งบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และบริเวณฝั่งด้านข้างมีพฤติกรรมการเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสที่ใกล้เคียงกับงานของ Chen et al. (2016) และ Willing et al. (2019) ในขณะที่ท่านั่งยอง และท่า

ลูกแก้วแสดงพฤติกรรมการเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสระหว่างระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภททั้งบริเวณฝั่งด้านตรงกลาง และบริเวณฝั่งด้านข้างที่แตกต่างกันโดยข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีการเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสไปทิศทางแนวด้านหลังที่มากกว่าเมื่อมีองศาการงอเข่าที่สูงขึ้นเนื่องข้อเข่าประเภทนี้มีในส่วนของกลไกลูกเบี้ยวที่คอยช่วยในการงอเข่าทดแทนเอ็นไขว้หลังที่ผ่าตัดออกไปซึ่งใกล้เคียงกับการศึกษาของ Jacobs et al. (2005) และ Dennis et al. (1998) และการเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสในท่านั่งยอง และท่าลูกแก้วมีพฤติกรรมการเคลื่อนที่ใกล้เคียงกับการศึกษาของ Yoshiya et al. (2005) และ Kwon et al. (2020) อย่างไรก็ตามความเค้นสัมผัสในการจำลองแบบวัตถุแข็งเกร็งยังบ้างมีบางท่าทางที่สูงเกินค่าความเสียหายของวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูงเป็นพิเศษซึ่งการศึกษาของ Takeuchi et al. (1995) แสดงให้เห็นว่าโดยทั่วไปในการเคลื่อนไหวข้อเข่ามีบางช่วงมุมการงอเข่าที่ค่าความเค้นเกินค่าความเสียหายของวัสดุซึ่งเป็นปัญหาสำคัญในเรื่องของความเสียหายของวัสดุในข้อเข่าเทียม ดังนั้นการศึกษานี้จึงได้มีการจำลองความเสียหายของวัสดุเพิ่มเติมโดยพิจารณาแบบจำลองเป็นวัตถุที่สามารถเปลี่ยนแปลงรูปร่างในทำการเดินซึ่งพบว่าค่าความเค้นพอนมิสเชสในข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีค่าอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้เมื่อเทียบกับค่าความแข็งแรงทางแรงกดของวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูงเป็นพิเศษที่ตามการศึกษาที่ผ่านมา (Jin et al, 2016) ซึ่งการพิจารณาเทียบกับค่าความแข็งแรงทางแรงกดเนื่องจากภาระแรงที่กระทำบนข้อเข่าโดยทั่วไปเป็นภาระแรงกด อย่างไรก็ตามความเสียหายส่วนใหญ่ของข้อเข่าเทียมเกิดจากการสึก หรือสัมผัสกับระยะการเคลื่อนตัว (Barbour et al., 1997; Bei et al., 2004; Sharma et al., 2007)

5.1.2 อิทธิพลของค่าความสอดคล้องของรูปทรงต่อการออกแบบชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียม

การศึกษาความแตกต่างของพฤติกรรมการเคลื่อนที่ของข้อเข่าเทียมที่มีการเปลี่ยนแปลงความสอดคล้องของรูปทรง 9 แบบจำลองทั้งในระนาบหน้าหลัง และด้านข้างภายใต้ท่าทางพื้นฐานซึ่งพิจารณาทำการเดินโดยการเปลี่ยนแปลงความสอดคล้องของรูปทรงให้เห็นถึงความแตกต่างของแนวโน้มของพลศาสตร์การเคลื่อนไหวความเค้นสัมผัสสูงสุด และจุดสัมผัสที่แตกต่างกันอย่างเห็นได้ชัดเจนในส่วนความเค้นสัมผัสแนวโน้มของความเค้นสัมผัสสูงสุดเกิดขึ้นที่แบบจำลองที่มีการเปลี่ยนแปลงความสอดคล้องของรูปทรงในระนาบหน้าหลังปานกลาง นอกจากนี้พบว่าในแบบจำลองความสอดคล้องของรูปทรงในระนาบหน้าหลังปานกลาง (0.7) และความสอดคล้องของรูปทรงในระนาบด้านข้างต่ำ (0.4) เกิดการแกว่งของความเค้นสัมผัสสูงสุดเป็นสองช่วงคือในช่วง 50 ถึง 72 องศาของการเดิน และในช่วง 72 ถึง 80 องศาของการเดินซึ่งการแกว่งของค่าความเค้นสัมผัสอาจส่งผลทำให้เกิดความเสียหายต่อชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมได้มากกว่าปกติเนื่องจากความเสียหายที่เกิดขึ้นแสดงถึงการแตกของชิ้นส่วนข้อเข่าเทียมที่รุนแรงสองบริเวณส่งผลให้เกิดการสึกของชิ้นส่วนได้มากกว่าปกติ และจุดสัมผัสพบว่าเมื่อความสอดคล้องของรูปทรงในระนาบหน้าหลังสูงขึ้นการเคลื่อนที่ของจุดสัมผัสบริเวณฝั่งด้านข้างจะมีการเปลี่ยนแปลงโดยเคลื่อนที่มาในทิศทางด้านหลังมากขึ้น ในระนาบด้านข้างจะพบว่าเมื่อความสอดคล้องของรูปทรงในระนาบด้านข้างสูงขึ้นการเคลื่อนที่ของจุดสัมผัสในช่วงที่เท้ายกพื้น หรือในช่วง 60 ถึง 100 องศาของการเดินบริเวณจุดสัมผัสฝั่งด้านตรงกลางจะมีการเคลื่อนที่ไปทิศทางด้านหน้ามากขึ้น

5.1.3 ผลการตรวจสอบยืนยันความถูกต้องของโปรแกรม

การผลการตรวจสอบเปรียบเทียบค่าความเค้นสัมผัสเฉลี่ย และพื้นที่สัมผัสด้วยการทดสอบโดยใช้เทคนิคฟูจิจิฟิล์มกับวิธีทางระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ตามมาตรฐานการทดสอบความดันสัมผัสในข้อเข้าเทียม (PI-17) เพื่อยืนยันความถูกต้องของผลลัพธ์จากการจำลองโดยบริเวณฝั่งด้านข้างเปอร์เซ็นต์ของความแตกต่างของค่าพื้นที่สัมผัสอยู่ระหว่าง 1.9 ถึง 3.6 เปอร์เซ็นต์ และค่าความเค้นสัมผัสเฉลี่ยมีความแตกต่างอยู่ระหว่าง 17.1 ถึง 29.2 เปอร์เซ็นต์ ส่วนบริเวณฝั่งด้านตรงกลางเปอร์เซ็นต์ของความแตกต่างของพื้นที่สัมผัสอยู่ระหว่าง 6.9 ถึง 14.5 เปอร์เซ็นต์ และค่าความเค้นสัมผัสเฉลี่ยมีความแตกต่างอยู่ระหว่าง 6 ถึง 25.7 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งการศึกษาก่อนหน้านี้แสดงให้เห็นว่าการประเมินความเค้นสัมผัส รวมถึงพื้นที่สัมผัสด้วยเทคนิคของฟิล์มฟูจิจิแสดงช่วงความแม่นยำ 6% ถึง 36% (Liau et al., 2002; Szivek et al., 1995; Dharia et al., 2019) ซึ่งผลการตรวจสอบความถูกต้องระหว่างสองวิธีแสดงแนวโน้มที่ยอมรับได้ นอกจากนี้จากการเปรียบเทียบลักษณะการกระจายความเค้นสัมผัสทางสายตามผลการเปรียบเทียบพื้นที่สัมผัสจากทั้งสองวิธีพบว่ามีแนวโน้มใกล้เคียงกัน และเมื่อพิจารณาการเสียรูปของวัสดุพบว่าค่าความเค้นพอนมิสเสสในการจำลองมีค่าอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้เมื่อเทียบกับค่าความแข็งแรงทางแรงกดของวัสดุโพลีเอทิลีน

5.2 ข้อเสนอแนะ

5.2.1 โหลดที่ใช้ในการกำหนดเงื่อนไขขอบเขต 5 แรง และค่าของมัดกล้ามเนื้อ และเอ็นต่างๆ อ้างอิงตามข้อของ Shu et al., 2021 ซึ่งงานวิจัยต่อไปในอนาคตควรมีการพิจารณาภาระที่ใช้ในการจำลองโดยใช้ข้อมูลจากการเก็บค่าการเคลื่อนไหวของมนุษย์ในท่าทางต่างๆจริงๆ

5.2.2 การวิเคราะห์ผลจากระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แบบจำลองจะกำหนดให้เป็นวัตถุแข็งเกร็งทั้งหมดเนื่องจากงานวิจัยนี้มุ่งเน้นไปที่การศึกษาจลศาสตร์การเคลื่อนที่เป็นหลัก และจากจำนวนกรณีศึกษาที่เยอะซึ่งใช้เวลานานในการจำลอง งานในอนาคตต่อไปจะมีการจำลองโดยใช้เป็นแบบวัตถุที่สามารถเปลี่ยนแปลงรูปร่างได้ซึ่งจะพิจารณาในส่วนของค่าวัสดุในท่าทางต่างๆ

5.2.3 การศึกษานี้ใช้แบบจำลองข้อเข้าเทียมแบบเปลี่ยนทั้งหมดทั้งข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังที่มีต้นแบบมาจากข้อเข้าเทียมเชิงพาณิชย์เพียงแบบเดียว การออกแบบรูปร่างข้อเทียมที่แตกต่างกันออกไปอาจส่งผลต่อพลศาสตร์การเคลื่อนไหวที่ต่างกันไปจึงอาจจะต้องมีการออกแบบข้อเข้าเทียมโดยอ้างอิงข้อเข้าเทียมเชิงพาณิชย์แบบอื่นๆเพื่อพิจารณาต่อไปในอนาคต

รายการอ้างอิง

- เฉลิมพล คงเขียว. (2553). *ระบบภาพเคลื่อนไหวสำหรับการวิเคราะห์การเดินมนุษย์* (วิทยานิพนธ์มหาบัณฑิต, สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้ามหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์). สืบค้นจาก
- ณัฐพล ธรรมโชติ. (2551). “Posterior Cruciate-Retaining Total knee Arthroplasty” *ตำราศัลยศาสตร์ข้อสะโพกและข้อเข่า*. (พิมพ์ครั้งที่ 1). กรุงเทพฯ: สำนักพิมพ์กรุงเทพเวชสาร.
- พิพัฒน์ องค์กรน้ำทิพย์ และธโนยนิธย์ โชตณภูมิ. (2551). “Posterior Cruciate-Substitute Total knee Arthroplasty” *ตำราศัลยศาสตร์ข้อสะโพกและข้อเข่า*. (พิมพ์ครั้งที่ 1). กรุงเทพฯ: สำนักพิมพ์กรุงเทพเวชสาร.
- สุกัญญา เอกสกุลกล้า, อัครเดช ศิริพร และแดนเนาวรัตน์ จามรจันทร์. (2561). ระยะเวลาในการทดสอบการลุกยืนจากท่านั่งห้าครั้งในผู้ใหญ่ที่มีน้ำหนักปกติ น้ำหนักเกินและภาวะอ้วน. *วารสารกายภาพบำบัด*, ปีที่ 40(3), 95-103.
- สุวิดา มโนรังสรรค์, ฉัตรพร เรืองทอง, หลุยส์ ร่มโพธิ์คาพงษ์, วริศ ญาณมงคลศิลป์. (2556). การศึกษาความแข็งแรงกล้ามเนื้อขาด้วยเครื่อง Hand-Held Dynamometer ของผู้สูงอายุไทยในชุมชน. *วารสารกายภาพบำบัด*, ปีที่ 35(3), 1-11.
- สุทธิพร จิตต์มิตรภาพ และคณะ. (2552). *พจนานุกรมศัพท์แพทย์*. (พิมพ์ครั้งที่ 1). กรุงเทพฯ: สำนักพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- สมรรถชัย จำนงกิจ. (2549). ชนิดของข้อเข่าเทียมและการทำงานของข้อเข่าภายหลังการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าทั้งข้อ. *วารสารเทคนิคการแพทย์เชียงใหม่*, ปีที่ 39(3), 2-9.
- Abdelgaied, A., Brockett, C. L., Liu, F., Jennings, L. M., Jin, Z., & Fisher, J. (2014). The effect of insert conformity and material on total knee replacement wear. *Proc Inst Mech Eng H*, 228(1), 98-106.
- Ardestani, M., Moazen, M., maniei, E., & Jin, Z. (2015). Posterior Stabilized Versus Cruciate Retaining Total Knee Arthroplasty Designs: Conformity Affects the Performance Reliability of the Design over the Patient Population. *Medical Engineering & Physics*, 37.
- Bachus, K. N., DeMarco, A. L., Judd, K. T., Horwitz, D. S., & Brodke, D. S. (2006). Measuring contact area, force, and pressure for bioengineering applications: using Fuji Film and TekScan systems. *Med Eng Phys*, 28(5), 483-488.
- Banks, S., Bellemans, J., Nozaki, H., Whiteside, L. A., Harman, M., & Hodge, W. A. (2003). Knee motions during maximum flexion in fixed and mobile-bearing arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res*, (410), 131-138.

- Barbour, P. S., Barton, D. C., & Fisher, J. (1997). The influence of stress conditions on the wear of UHMWPE for total joint replacements. *J Mater Sci Mater Med*, 8(10), 603-611.
- Bei, Y., & Fregly, B. (2004). The relationship between contact pressure, insert thickness, and mild wear in total knee replacements. *CMES-COMPUTER MODELING IN ENGINEERING & SCIENCES*, 6, 145-152.
- Bellemans, J., Banks, S., Victor, J., Vandenuecker, H., & Moemans, A. (2002). Fluoroscopic analysis of the kinematics of deep flexion in total knee arthroplasty. Influence of posterior condylar offset. *J Bone Joint Surg Br*, 84(1), 50-53.
- Benson, L. C., DesJardins, J. D., Harman, M. K., & LaBerge, M. (2002). Effect of stair descent loading on ultra-high molecular weight polyethylene wear in a force-controlled knee simulator. *Proc Inst Mech Eng H*, 216(6), 409-418.
- Broberg, J. S., Ndoja, S., MacDonald, S. J., Lanting, B. A., & Teeter, M. G. (2020). Comparison of Contact Kinematics in Posterior-Stabilized and Cruciate-Retaining Total Knee Arthroplasty at Long-Term Follow-Up. *J Arthroplasty*, 35(1), 272-277.
- Brockett, C., Carbone, S., Fisher, J., & Jennings, L. (2017). Influence of conformity on the wear of total knee replacement: An experimental study. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: *Journal of Engineering in Medicine*, 232.
- Camacho, N., González Carmona, J. M., Espinosa Arbeláez, D., Mondragón, G. C., & Stafford, S. (2021). UHMWPE in total knee arthroplasty: successes and failures. *Revista Colombiana de Materiales*, 0(16), 3-28.
- Chen, Z., & Jin, Z. (2016). Prediction of in-vivo kinematics and contact track of total knee arthroplasty during walking. *Biosurface and Biotribology*, 2(3), 86-94.
- Dennis, D. A., Komistek, R. D., Stiehl, J. B., Walker, S. A., & Dennis, K. N. (1998). Range of motion after total knee arthroplasty: the effect of implant design and weight-bearing conditions. *J Arthroplasty*, 13(7), 748-752.
- Dharia, M., Snyder, S., & Bischoff, J. (2019). Computational model validation of contact mechanics in total ankle arthroplasty: TAA contact mechanics model validation. *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society*, 38.
- Fekete G. (2013). *Chapter 1-Introduction and anatomical review. Kinetics and kinematics of the human knee joint under standard and non-standard squat movement*. Belgium: Ghent University and Szent István University.

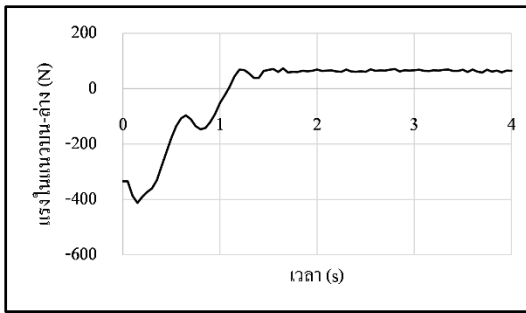
- Fitzpatrick, C. K., Clary, C. W., Cyr, A. J., Maletsky, L. P., & Rullkoetter, P. J. (2013). Mechanics of post-cam engagement during simulated dynamic activity. *J Orthop Res*, *31*(9), 1438-1446.
- Galvin, A. L., Kang, L., Udofia, I., Jennings, L. M., McEwen, H. M., Jin, Z., & Fisher, J. (2009). Effect of conformity and contact stress on wear in fixed-bearing total knee prostheses. *J Biomech*, *42*(12), 1898-1902.
- Halloran, J. P., Petrella, A. J., & Rullkoetter, P. J. (2005). Explicit finite element modeling of total knee replacement mechanics. *J Biomech*, *38*(2), 323-331.
- Hofer, J. K., Gejo, R., McGarry, M. H., & Lee, T. Q. (2012). Effects of Kneeling on Tibiofemoral Contact Pressure and Area in Posterior Cruciate-Retaining and Posterior Cruciate-Sacrificing Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, *27*(4), 620-624.
- Huang, C. H., Lee, Y. M., Liao, J. J., & Cheng, C. K. (1998). Comparison of muscle strength of posterior cruciate-retained versus cruciate-sacrificed total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, *13*(7), 779-783.
- Jacobs, W. C., Clement, D. J., & Wymenga, A. B. (2005). Retention versus removal of the posterior cruciate ligament in total knee replacement: a systematic literature review within the Cochrane framework. *Acta Orthop*, *76*(6), 757-768.
- Jin, X., Wang, W., Xiao, C., Lin, T., Bian, L., & Hauser, P. (2016). Improvement of coating durability, interfacial adhesion and compressive strength of UHMWPE fiber/epoxy composites through plasma pre-treatment and polypyrrole coating. *Composites Science and Technology*, *128*, 169-175.
- Jacobs, W. C. H., Clement, D. J., & Wymenga, A. B. (2005). Retention versus removal of the posterior cruciate ligament in total knee replacement: A systematic literature review within the Cochrane framework. *Acta Orthopaedica*, *76*(6), 757-768.
- Kang, K.-T., Kwon, S. K., Kwon, O.-R., Lee, J.-S., & Koh, Y.-G. (2019). Comparison of the biomechanical effect of posterior condylar offset and kinematics between posterior cruciate-retaining and posterior-stabilized total knee arthroplasty. *The Knee*, *26*(1), 250-257.
- Keeney, J. A., Eunice, S., Pashos, G., Wright, R. W., & Clohisey, J. C. (2011). What is the evidence for total knee arthroplasty in young patients?: a systematic review of the literature. *Clin Orthop Relat Res*, *469*(2), 574-583.
- Koh, Y.-G., Lee, J.-A., & Kang, K.-T. (2019). Prediction of Wear on Tibial Inserts Made of UHMWPE, PEEK, and CFR-PEEK in Total Knee Arthroplasty Using Finite-Element Analysis. *Lubricants*, *7*(4).

- Koh, Y.-G., Nam, J.-H., & Kang, K.-T. (2018). Effect of geometric variations on tibiofemoral surface and post-cam design of normal knee kinematics restoration. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 5(1), 53.
- Koh, Y.-G., Park, K.-M., & Kang, K.-T. (2019). The biomechanical effect of tibiofemoral conformity design for patient-specific cruciate retaining total knee arthroplasty using computational simulation. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 6(1), 23.
- Koh, Y. G., Son, J., Kwon, O. R., Kwon, S. K., & Kang, K. T. (2019). Tibiofemoral conformity variation offers changed kinematics and wear performance of customized posterior-stabilized total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 27(4), 1213-1223.
- Kwansuwee Apichantramethakul, M.Sc., Suwannee Sroisong, Dr.P.H., Busarin Eiu-Seeyok, M.N.S. (2018). Nursing for Clients with Knee Osteoarthritis Undergoing Knee Replacement Surgery. *Journal of Phrapokklao Nursing College*, 29(1), 223-238.
- Kwon, Y.-M., Arauz, P., Peng, Y., & Klemm, C. (2020). In vivo kinematics of deep lunges and sit-to-stand activities in patients with bicruciate-retaining total knee arthroplasty. *The Bone & Joint Journal*, 102-B(6), 59-65.
- Liau, J. J., Cheng, C. K., Huang, C. H., & Lo, W. H. (2002). Effect of Fuji pressure sensitive film on actual contact characteristics of artificial tibiofemoral joint. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 17(9-10), 698-704.
- Mazzucchelli, L., Deledda, D., Rosso, F., Ratto, N., Bruzzone, M., Bonasia, D. E., & Rossi, R. (2016). Cruciate retaining and cruciate substituting ultra-congruent insert. *Annals of translational medicine*, 4(1), 2-2.
- Merryweather, A. S., Trkov, M., & Gubler, K. K. (2019). "Chapter 29 - Surface transitions and stair climbing and descent" *DHM and Posturography*. Academic Press.
- Migliorini, F., Eschweiler, J., Tingart, M., & Rath, B. (2019). Posterior-stabilized versus cruciate-retained implants for total knee arthroplasty: a meta-analysis of clinical trials. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 29(4), 937-946.
- Mine, T., Hoshi, K., Gamada, K., Ihara, K., Kawamura, H., Kuriyama, R., & Date, R. (2016). Kinematic analysis of posterior-stabilized total knee arthroplasty during standing up from and sitting down on a chair. *J Orthop Surg Res*, 11(1), 142.
- Nakamura, S., Tian, Y., Tanaka, Y., Kuriyama, S., Ito, H., Furu, M., & Matsuda, S. (2017). The effects of kinematically aligned total knee arthroplasty on stress at the medial tibia: A case study for varus knee. *Bone Joint Res*, 6(1), 43-51.

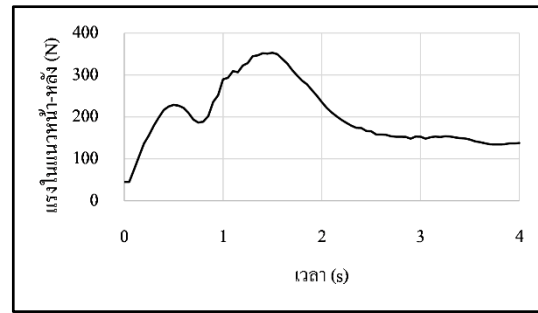
- Navacchia, A., Rullkoetter, P. J., Schütz, P., List, R. B., Fitzpatrick, C. K., & Shelburne, K. B. (2016). Subject-specific modeling of muscle force and knee contact in total knee arthroplasty. *J Orthop Res*, *34*(9), 1576-1587.
- Nongpimol Nimit-arnun, R.N., M.S., Dr.P.H. (2014). The Epidemiological Situation and Risk Assessment of Knee Osteoarthritis among Thai People. *Journal of The Royal Thai Army Nurses*, *15*(3), 85-194.
- Rajgopal, A., Aggarwal, K., Khurana, A., Rao, A., Vasdev, A., & Pandit, H. (2017). Gait Parameters and Functional Outcomes After Total Knee Arthroplasty Using Persona Knee System With Cruciate Retaining and Ultracongruent Knee Inserts. *J Arthroplasty*, *32*(1), 87-91.
- Schwiesau, J., Fritz, B., Kutzner, I., Bergmann, G., & Grupp, T. M. (2014). CR TKA UHMWPE Wear Tested after Artificial Aging of the Vitamin E Treated Gliding Component by Simulating Daily Patient Activities. *BioMed Research International*, *2014*, 1-9.
- Serna-Berna, R., Lizaur-Utrilla, A., Vizcaya-Moreno, M. F., Miralles Muñoz, F. A., Gonzalez-Navarro, B., & Lopez-Prats, F. A. (2018). Cruciate-Retaining vs Posterior-Stabilized Primary Total Arthroplasty. Clinical Outcome Comparison With a Minimum Follow-Up of 10 Years. *J Arthroplasty*, *33*(8), 2491-2495.
- Sharma, A., Komistek, R. D., Ranawat, C. S., Dennis, D. A., & Mahfouz, M. R. (2007). In vivo contact pressures in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, *22*(3), 404-416.
- Shu, L., Sato, T., Hua, X., & Sugita, N. (2021). Comparison of Kinematics and Contact Mechanics in Normal Knee and Total Knee Replacements: A Computational Investigation. *Ann Biomed Eng*, *49*(9), 2491-2502.
- Shu, L., Yamamoto, K., Kai, S., Inagaki, J., & Sugita, N. (2019). Symmetrical cruciate-retaining versus medial pivot prostheses: The effect of intercondylar sagittal conformity on knee kinematics and contact mechanics. *Computers in Biology and Medicine*, *108*, 101-110.
- Shu, L., Yao, J., Yamamoto, K., Sato, T., & Sugita, N. (2021). In vivo kinematical validated knee model for preclinical testing of total knee replacement. *Computers in Biology and Medicine*, *132*, 104311.
- Szivek, J. A., Anderson, P. L., & Benjamin, J. B. (1996). Average and peak contact stress distribution evaluation of total knee arthroplasties. *J Arthroplasty*, *11*(8), 952-963.

- Szivek, J. A., Cutignola, L., & Volz, R. G. (1995). Tibiofemoral contact stress and stress distribution evaluation of total knee arthroplasties. *J Arthroplasty*, *10*(4), 480-491.
- Takagi, H., Asai, S., Sato, A., Maekawa, M., Kawashima, H., & Kanzaki, K. (2017). Case series report of navigation-based in vivo knee kinematics in total knee arthroplasty with a gradually reducing femoral radius design. *Ann Med Surg (Lond)*, *17*, 33-37.
- Takeuchi, T., Lathi, V. K., Khan, A. M., & Hayes, W. C. (1995). Patellofemoral contact pressures exceed the compressive yield strength of UHMWPE in total knee arthroplasties. *J Arthroplasty*, *3*, 363-368.
- van der Kruk, E., Silverman, A. K., Reilly, P., & Bull, A. M. J. (2021). Compensation due to age-related decline in sit-to-stand and sit-to-walk. *Journal of Biomechanics*, *122*, 110411.
- Willing, R., Moslemian, A., Yamomo, G., Wood, T., Howard, J., & Lanting, B. (2019). Condylar-Stabilized TKR May Not Fully Compensate for PCL-Deficiency: An In Vitro Cadaver Study. *J Orthop Res*, *37*(10), 2172-2181.
- Yoshiya, S., Matsui, N., Komistek, R. D., Dennis, D. A., Mahfouz, M., & Kurosaka, M. (2005). In vivo kinematic comparison of posterior cruciate-retaining and posterior stabilized total knee arthroplasties under passive and weight-bearing conditions. *J Arthroplasty*, *20*(6), 777-783.
- Zdero, R., Fenton, P., Rudan, J., & Bryant, J. (2001). Fuji film and ultrasound measurement of total knee arthroplasty contact areas. *The Journal of Arthroplasty*, *16*, 367-375.
- Zeighami, A., Aissaoui, R., & Dumas, R. (2018). Knee medial and lateral contact forces in a musculoskeletal model with subject-specific contact point trajectories. *J Biomech*, *69*, 138-145.
- Zhang, J., Chen, Z., Wang, L., Li, D., & Jin, Z. (2017). Load application for the contact mechanics analysis and wear prediction of total knee replacement. *Proc Inst Mech Eng H*, *231*(5), 444-454.
- Zhang, Q., Chen, Z., Zhang, J., Hu, J., Peng, Y., Fan, X., & Jin, Z. (2019). Insert conformity variation affects kinematics and wear performance of total knee replacements. *Clinical Biomechanics*, *65*.

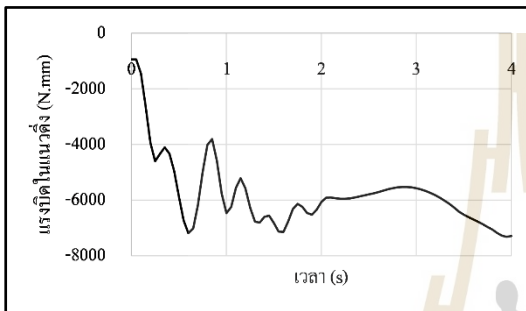




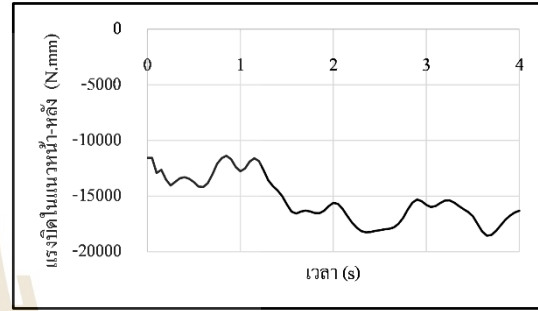
(ก)



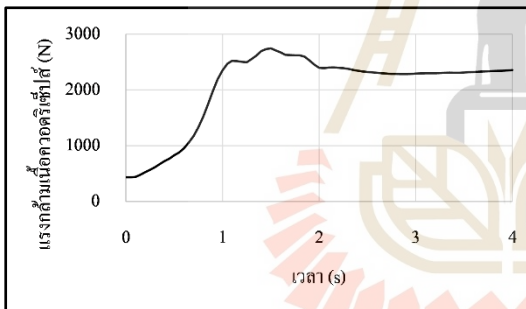
(ข)



(ค)

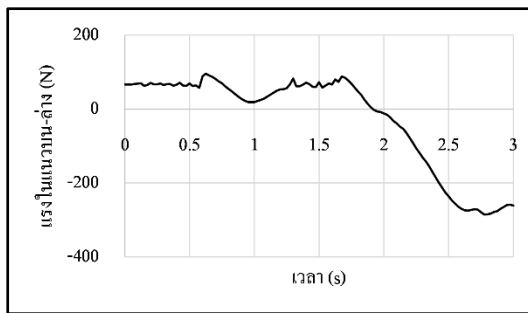


(ง)

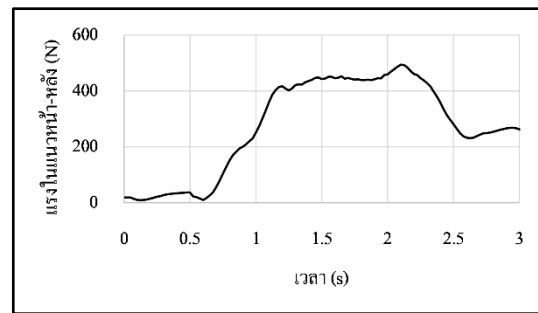


(จ)

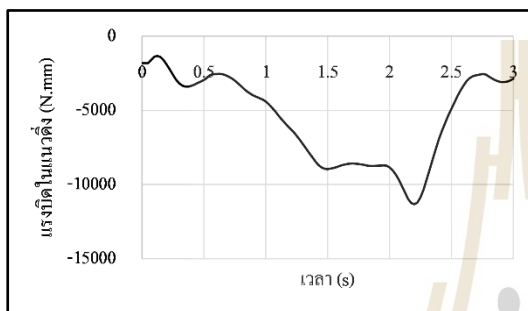
รูปที่ ก.1 รูปแบบภาระในท่านั่งของ (ก) แรงในแนวตั้ง (ข) แรงในแนวหน้า-หลัง (ค) แรงบิดในแนวตั้ง (ง) แรงบิดในแนวหน้า-หลัง (จ) แรงกล้ามเนื้อคอควอริเซ็ปส์



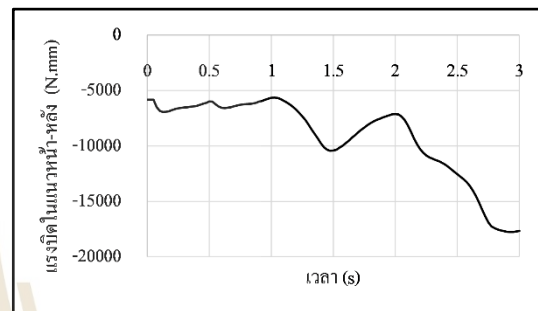
(ก)



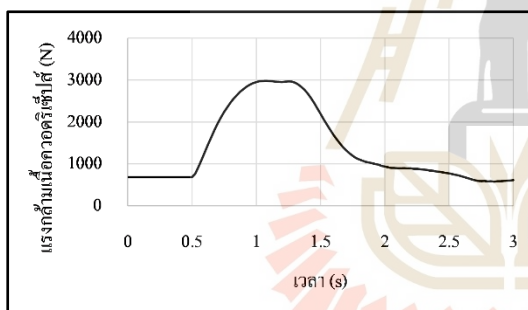
(ข)



(ค)

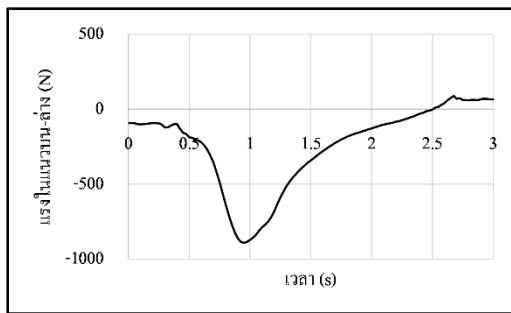


(ง)

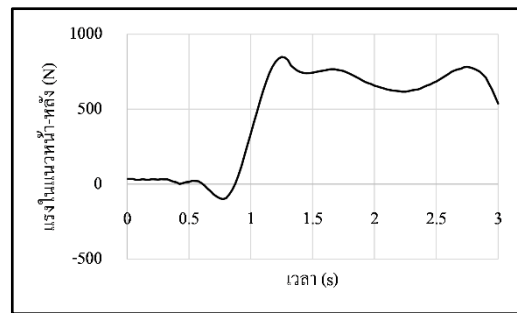


(จ)

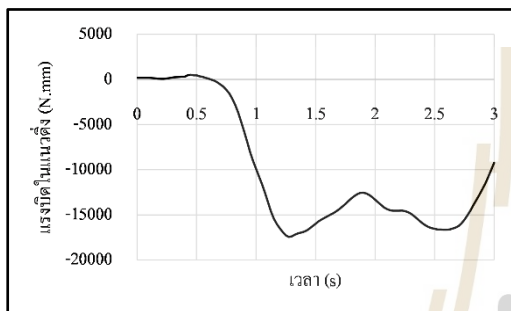
รูปที่ ก.2 รูปแบบภาระในท่าลุกเก้าอี้ (ก) แรงในแนวตั้ง (ข) แรงในแนวหน้า-หลัง (ค) แรงบิดในแนวตั้ง (ง) แรงบิดในแนวหน้า-หลัง (จ) แรงกล้ามเนื้อคอควอดริเซ็ปส์



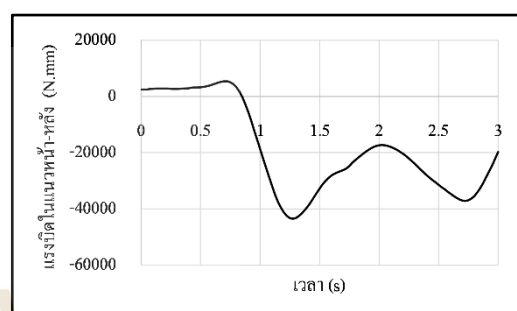
(ก)



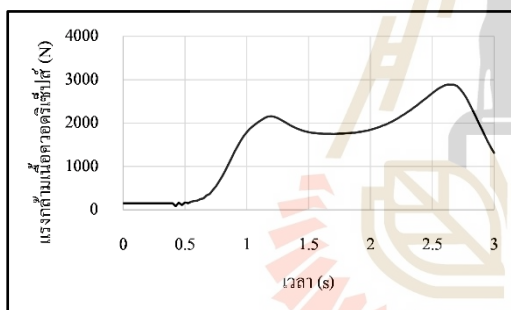
(ข)



(ค)



(ง)



(จ)

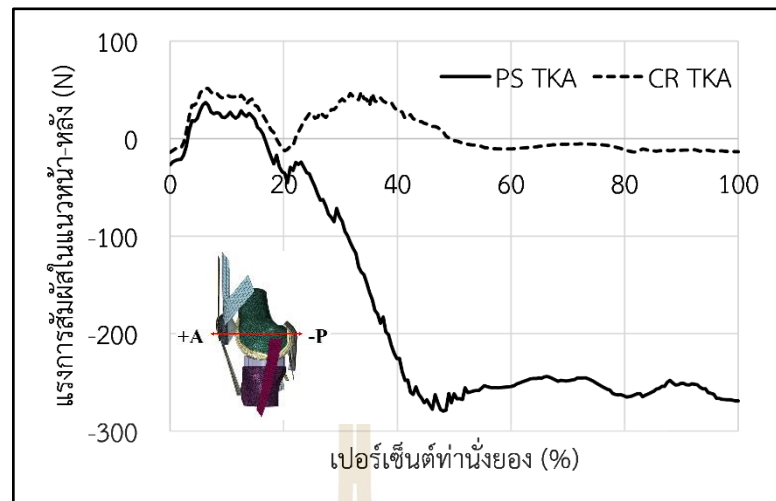
รูปที่ ก.3 รูปแบบภาระในท่าลงบันได (ก) แรงในแนวตั้ง (ข) แรงในแนวหน้า-หลัง (ค) แรงบิดในแนวตั้ง (ง) แรงบิดในแนวหน้า-หลัง (จ) แรงกล้ามเนื้อคอควอตรีเซ็ปส์



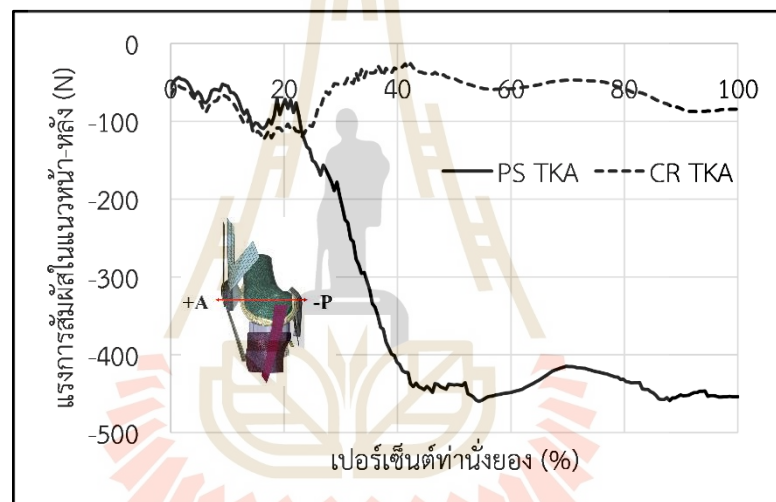
ภาคผนวก ข

ผลของแรงสัมผัสในท่าทางพื้นฐานระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้
หลังและอนุรักษ์เอ็นไขว้

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

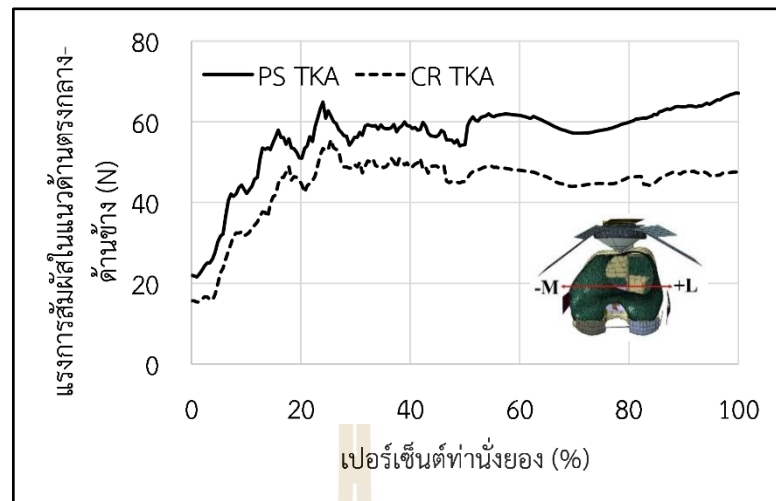


(ก)

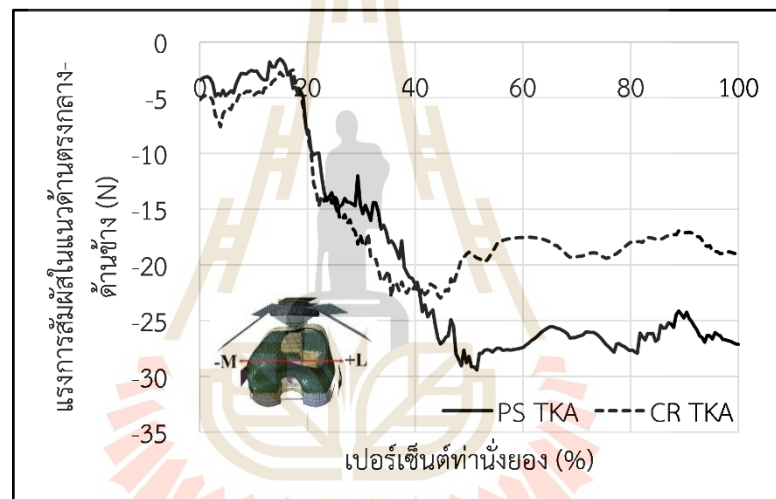


(ข)

รูปที่ ข.1 การเปรียบเทียบขนาดแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลังในทำน้ํงยong (ก) ด้านข้าง (ข) ด้านตรง
กลาง

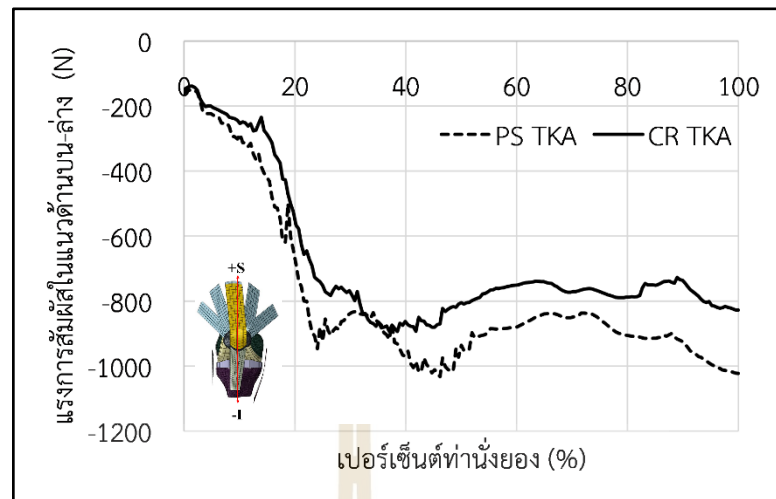


(ก)

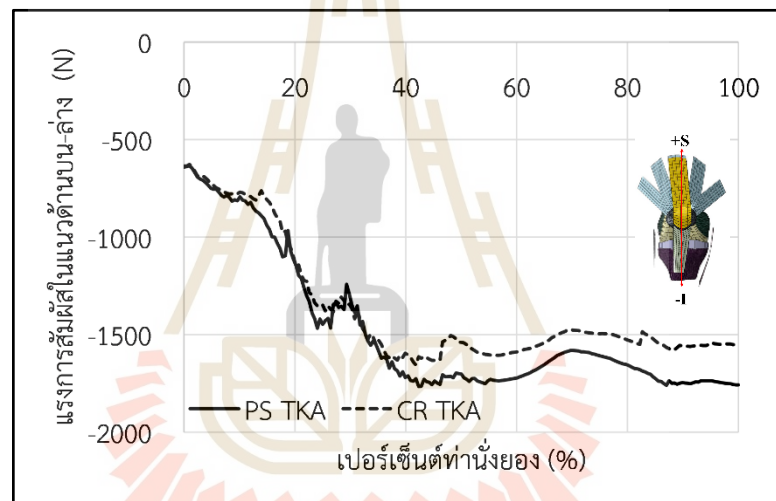


(ข)

รูปที่ ข.2 การเปรียบเทียบขนาดแรงสัมผัสในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างในทำนึ่งยong (ก) ด้านข้าง (ข) ด้านตรงกลาง

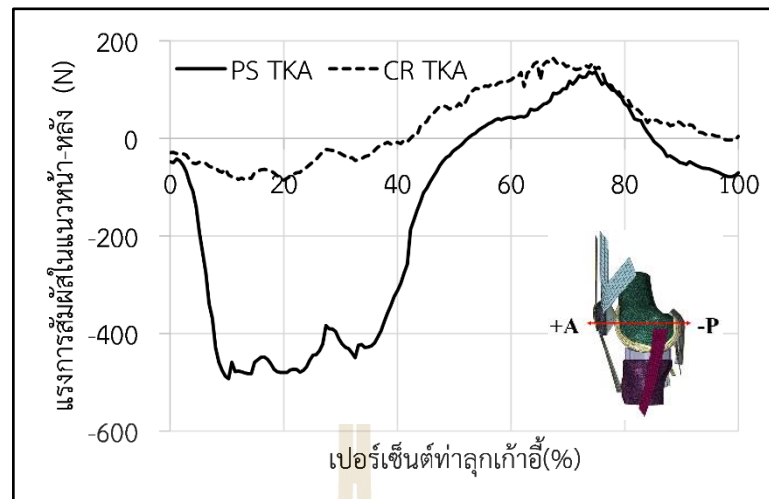


(ก)

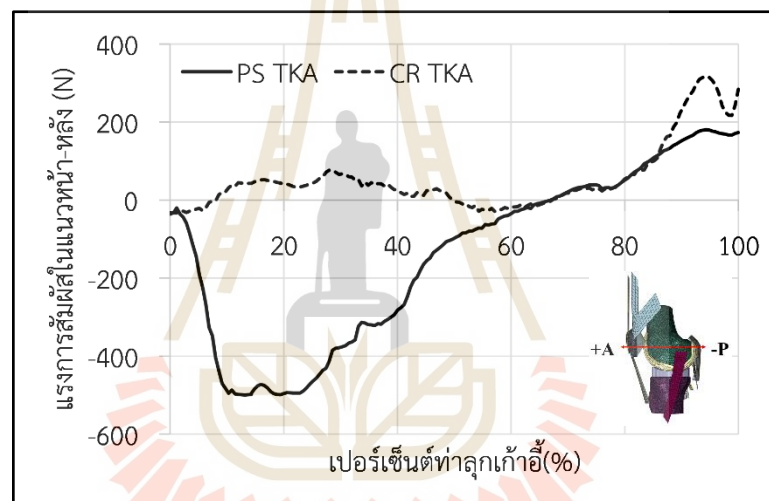


(ข)

รูปที่ ข.3 การเปรียบเทียบขนาดแรงสัมผัสในแนวด้านบน-ล่างในท่านั่งยอง (ก) ด้านข้าง (ข) ด้านตรงกลาง

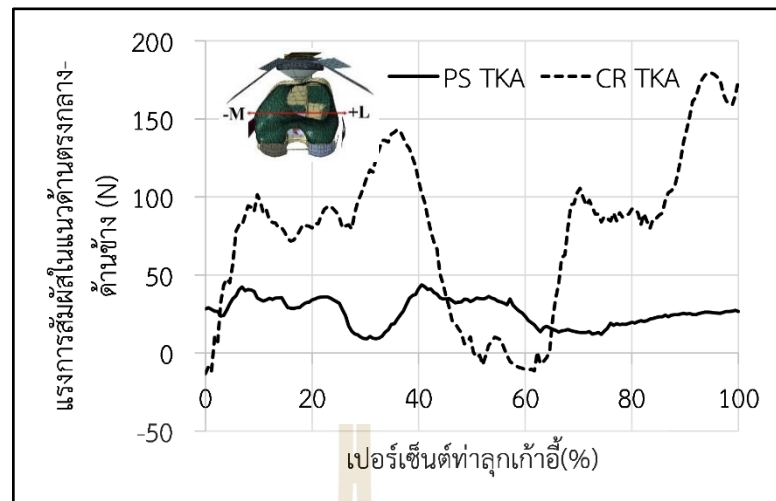


(ก)

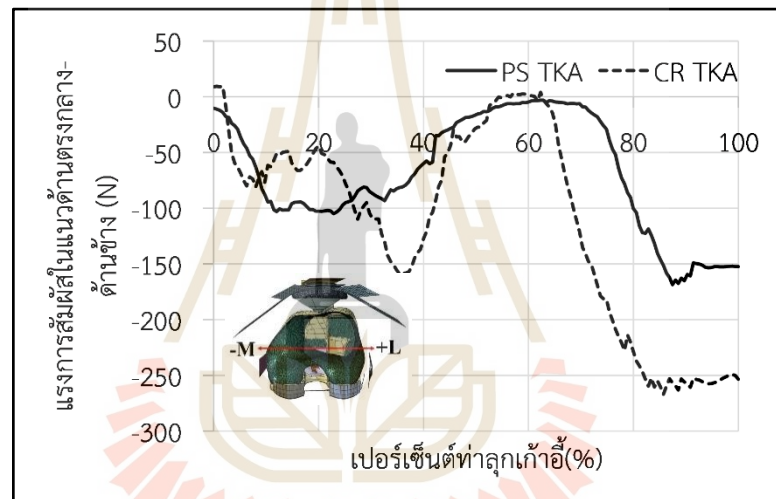


(ข)

รูปที่ ข.4 การเปรียบเทียบขนาดแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลังในท่าลุกเก้าอี้ (ก) ด้านข้าง (ข) ด้านตรง
กลาง

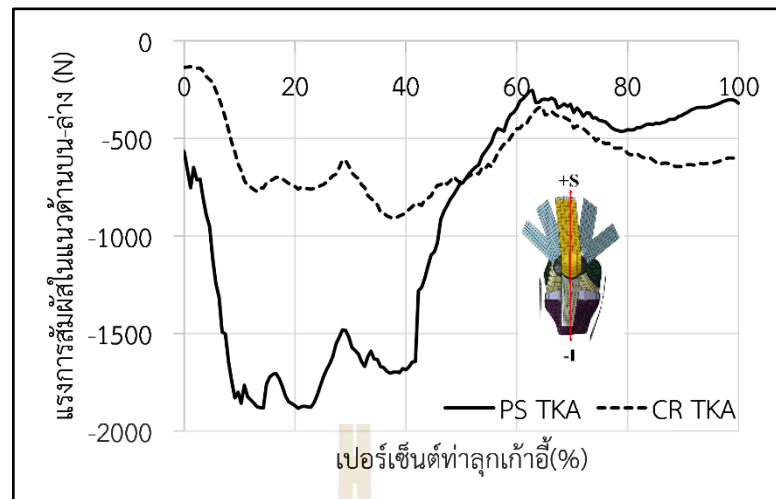


(ก)

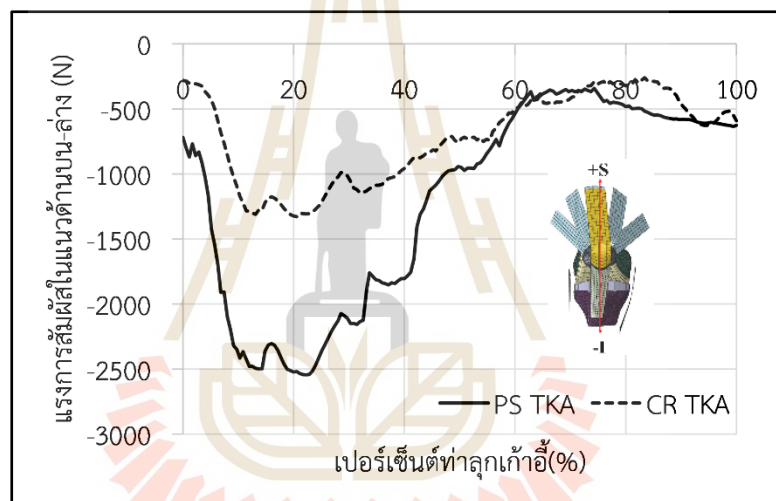


(ข)

รูปที่ ข.5 การเปรียบเทียบขนาดแรงสัมผัสในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างในท่าลุกเก้าอี้ (ก) ด้านข้าง (ข) ด้านตรงกลาง

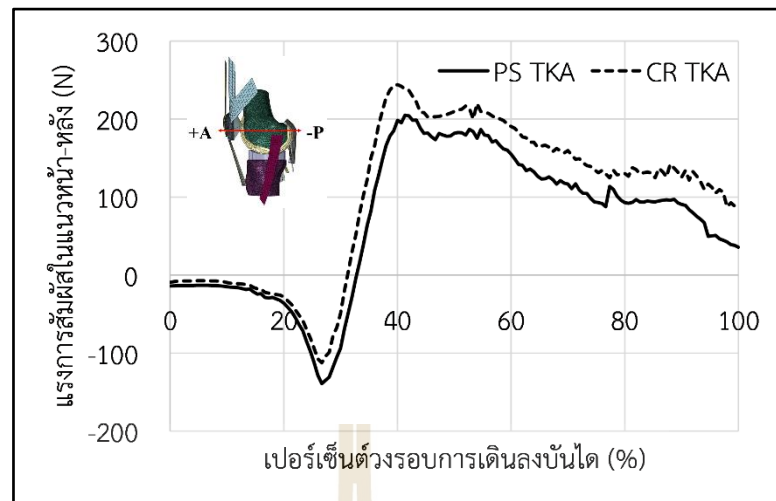


(ก)

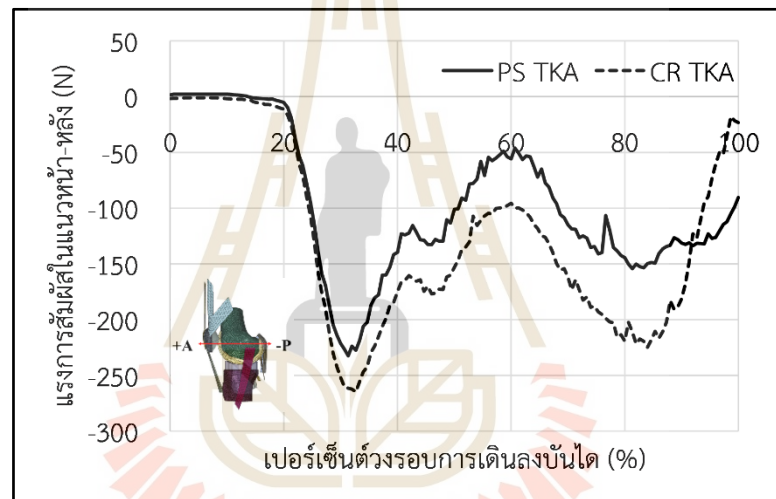


(ข)

รูปที่ ข.6 การเปรียบเทียบขนาดแรงสัมผัสในแนวด้านบน-ล่างในท่าลูกเก้าอี้ (ก) ด้านข้าง (ข) ด้านตรงกลาง

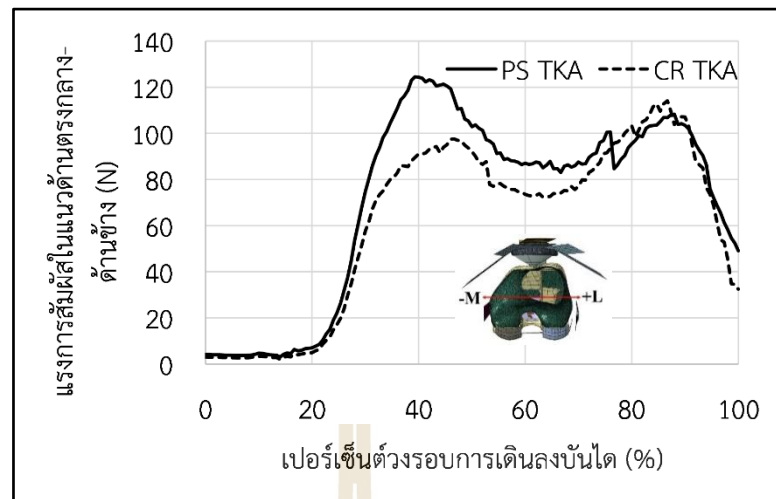


(ก)

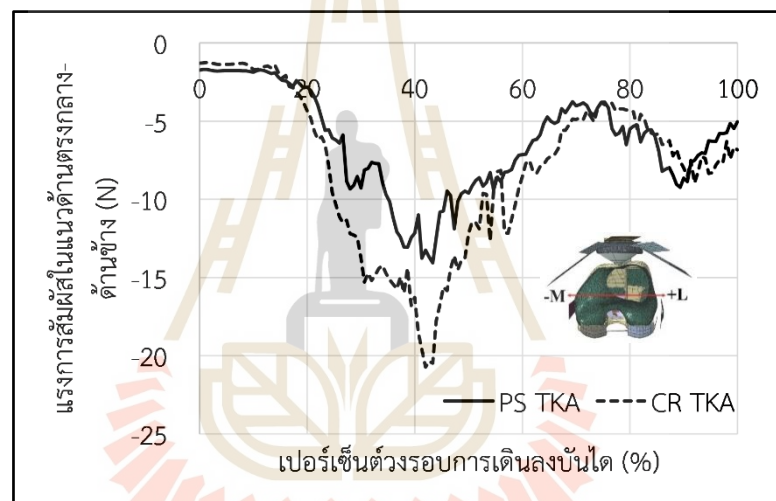


(ข)

รูปที่ ข.7 การเปรียบเทียบขนาดแรงสัมผัสในแนวหน้า-หลังในท่าลงบันได (ก) ด้านข้าง (ข) ด้านตรงกลาง

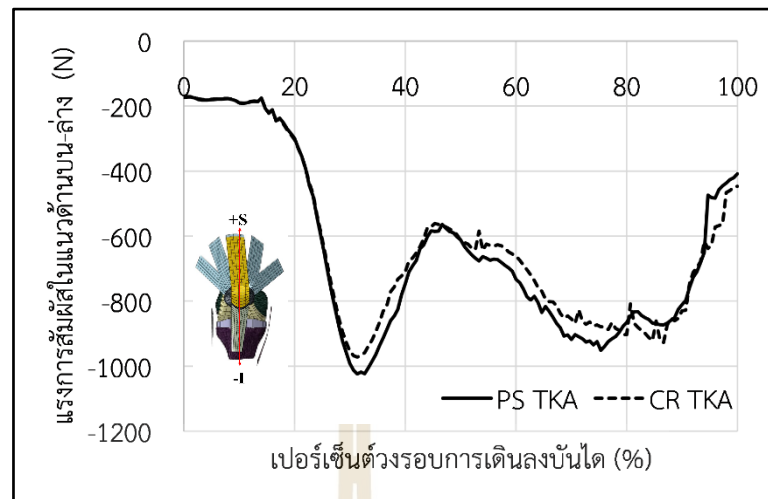


(ก)

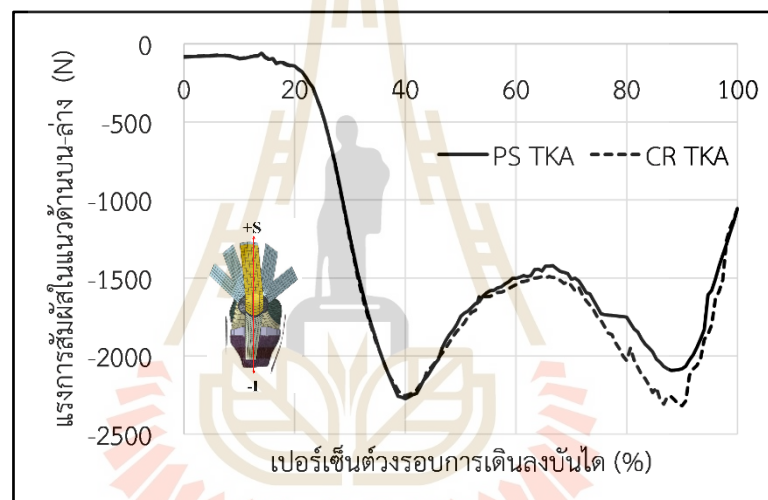


(ข)

รูปที่ ข.8 การเปรียบเทียบขนาดแรงสัมผัสในแนวด้านตรงกลาง-ด้านข้างในท่าลงบันได (ก) ด้านข้าง (ข) ด้านตรงกลาง



(ก)



(ข)

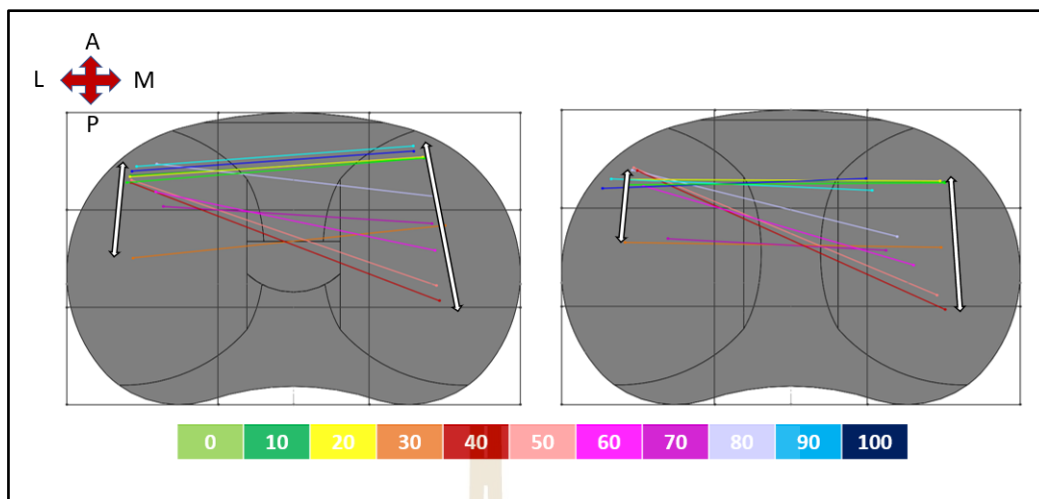
รูปที่ ข.9 การเปรียบเทียบขนาดแรงสัมผัสในแนวด้านบน-ล่างในท่าลงบันได (ก) ด้านข้าง (ข) ด้านตรงกลาง



ภาคผนวก ค

พฤติกรรมจุดสัมผัสในข้อเช่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และอนุรักษ์เอ็น
ไขว้ และอิทธิพลค่าความสอดคล้องของรูปทรง

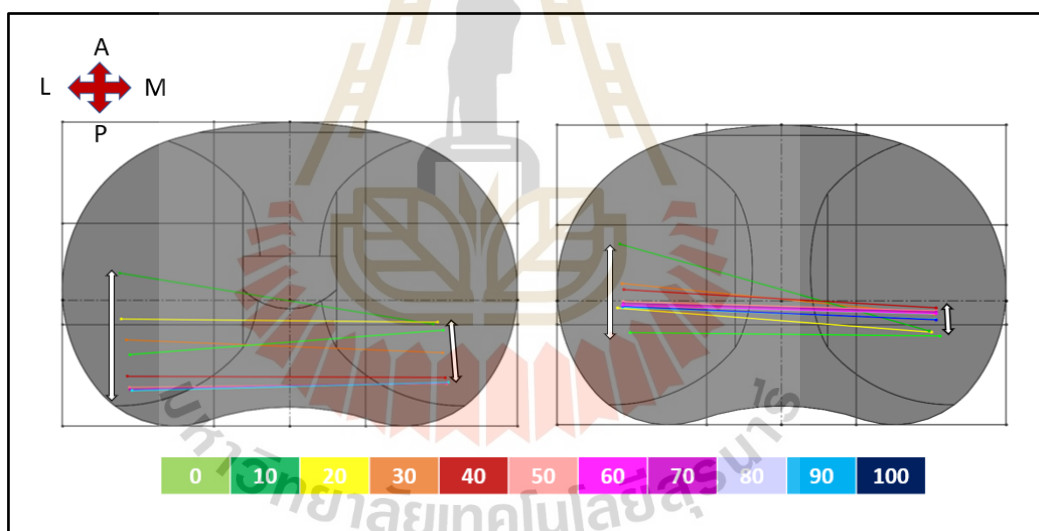
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



(ก)

(ข)

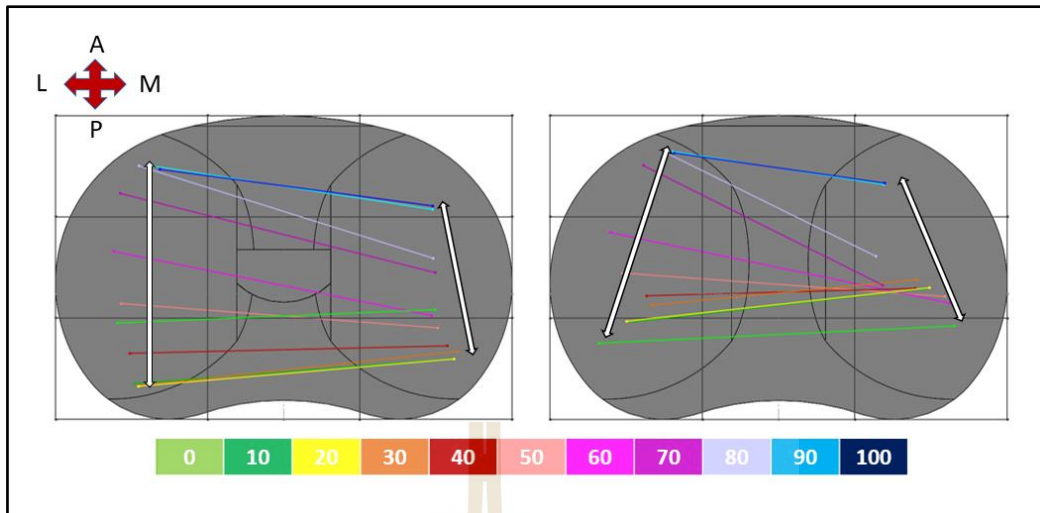
รูปที่ ค.1 การเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสในช่วง100 องศาเริ่มต้นวงรอบการเดิน (ก) ข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง (ข) ข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้



(ก)

(ข)

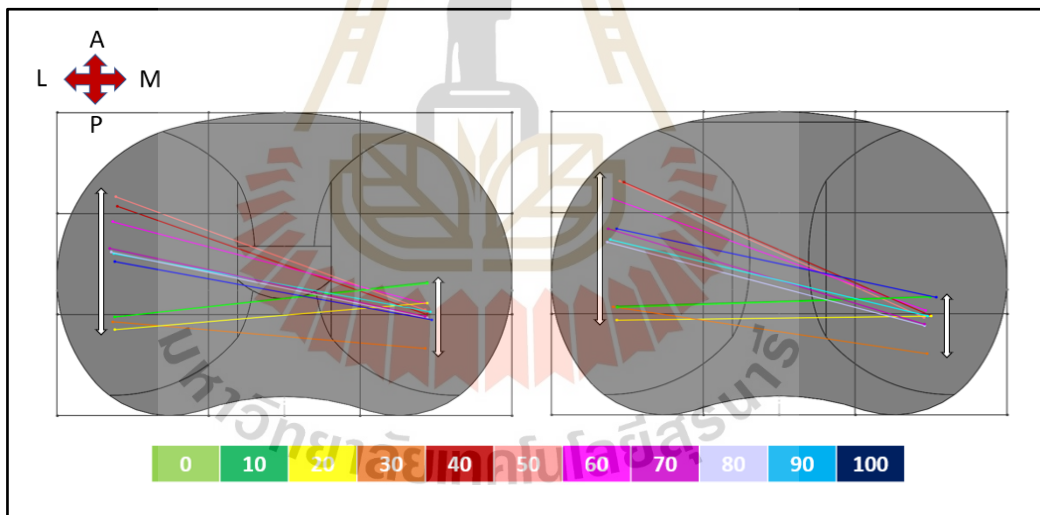
รูปที่ ค.2 การเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสในช่วง100 องศาเริ่มต้นทำนั่งยอง (ก) ข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง (ข) ข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้



(ก)

(ข)

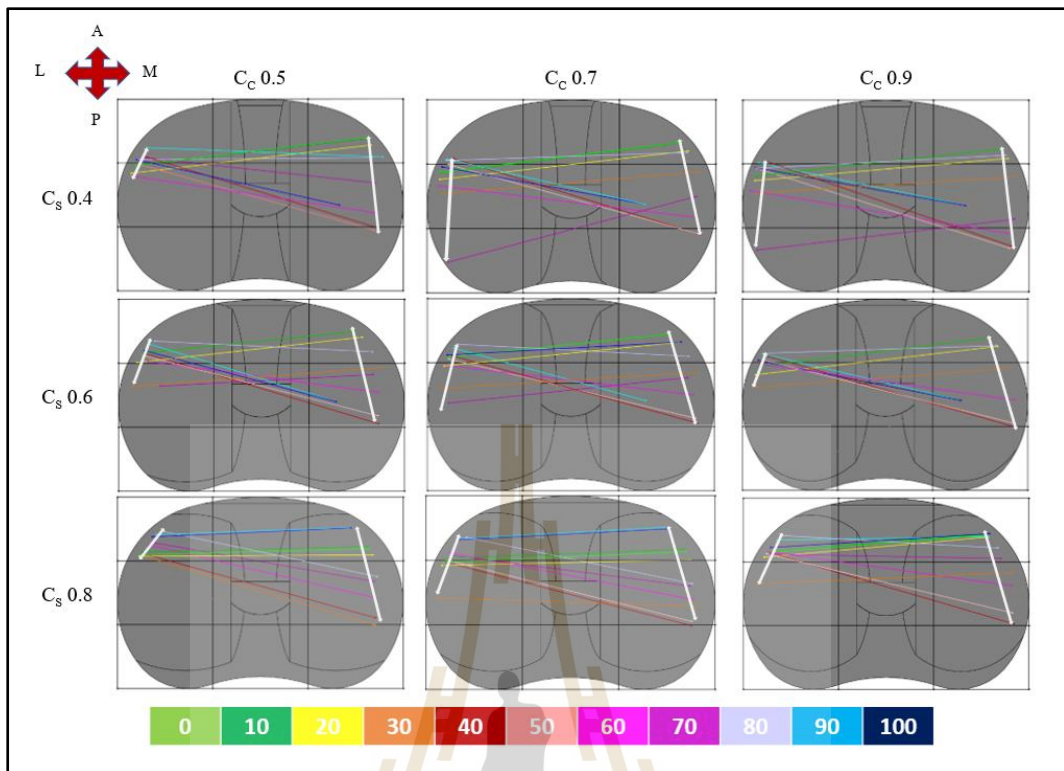
รูปที่ ค.3 การเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสในช่วง100 เพอร์เซ็นต์ท่าลูกแก้วอี (ก) ข้อเช่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง (ข) ข้อเช่าเทียมประเภทอนุรักษเอ็นไขว้



(ก)

(ข)

รูปที่ ค.4 การเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสในช่วง100 เพอร์เซ็นต์วงรอบเดินลงบันได (ก) ข้อเช่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง (ข) ข้อเช่าเทียมประเภทอนุรักษเอ็นไขว้



รูปที่ ค.5 การเปรียบเทียบการเคลื่อนตัวของจุดสัมผัสในช่วง 100 เปอร์เซ็นต์วงรอบการเดินในแบบจำลองที่ปรับความสอดคล้องของรูปทรง 9 แบบจำลอง



รายชื่อบทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในระหว่างศึกษา

เตชินท์ สีห์ชัยพัฒน์, สุภกิจ รูปจันทร์ และโชติช่วง พรหมบุตร. (2563). Effect of Insert Conformity to Contact Stress in Total Knee Replacement: Finite Element analysis. การประชุมวิชาการระดับนานาชาติเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 11 (The 11th TSME International Conference on Mechanical Engineering), BME 0009, โรงแรม สุนีย์แกรนด์ แอนด์ คอนเวนชัน เซ็นเตอร์ จ. อุบลราชธานี. 1-4 ธันวาคม 2563.

Techin Seechaipat, Supakit Rooppakhun, and Chotchuang Phombut (2022). Finite Element Analysis of Contact Stress Distribution on Insert Conformity Design of Total Knee Arthroplasty. *International Journal of Online and Biomedical Engineering (iJOE)*, 18(5), 96-111.



BME0009

Effect of Insert Conformity to Contact Stress in Total Knee Replacement: Finite Element analysis

Techin Seechaipat¹, Supakit Rooppakhun², 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 conformity of insert component is one of the important geometric parameters in the design of total knee replacement (TKR) which must be considered for the biomechanics and wear performance. A changing of the insert conformity will result to contact stress between the tibiofemoral joint affected TKR performance. This study involved evaluating the effect of insert conformity in the posterior stabilized type of TKR to the contact stress using Finite Element (FE) Analysis. The three-level experimental designs for response surface of insert different curvature in the sagittal and coronal plane were analyzed. The FE model of femoral and insert components were created and analyzed under loading conditions based on the standard knee contact pressure test (PI-17). A total of nine design scenarios included the different insert conformity (curve, partial flat, and flat) in sagittal and coronal planes were analyzed in various knee flexion angles. According to the result, the insert conformity in the coronal and sagittal plane displayed the effect of the change on the contact stress and contact area in each flexion angle of the knee joint. While the flexion angle of knee joints raise, the magnitude of maximum contact stress increased however the contact area value decreased. The changing of insert conformity value in the sagittal plane displayed higher sensitivity to biomechanical contact than the changing of conformity in the coronal plane. The design of the insert component with low conformity will be benefited to decrease the contact area that affects to reduce wear volume in TKR. However, the decrease of insert conformity may affect the increase of contact stress included the limitation of the knee joint with low constraint. The study indicated that the geometric design of the insert conformity played a crucial role that influenced the contact stress as well as the biomechanical performance of TKR.

Keywords: Insert conformity, Total Knee Replacement, Contact stress, Finite Element Analysis

1. Introduction

Total Knee Replacement (TKR) is a medical device used in the orthopedic surgical procedure to replace the weight-bearing surfaces of the knee joint to relieve pain and commonly performed for osteoarthritis. However, there are currently still reports of complications from patients after surgery due to problems such as implant loosening, pain, and weight-bearing surfaces wear [1-3]. The surface wear of the insert component is an essential factor for the shortening lifetime included the loosening of TKR [4-7]. In severe cases, revision surgery may be required because of material damage, which generally uses Ultra-High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE). Biomechanically, the result of wear in TKR is caused by mechanical factors included material, geometry shape of insert design, and kinematics of daily activity. Insert conformity is one important parameter related in both the coronal and sagittal plane for the design of TKR s should be considered both of biomechanics contact and wear performance [4-8]. Normally, the conformity is the ratio between the curvature radius of the insert and the distal femoral component [3].

In previous studies showed that the design of TKR by a change in the insert conformity affects the contact mechanics distribution both of stress distribution as well as contact area [4-7]. The relation of UHMWPE volumetric wear is directly proportional to the wear coefficient and sliding distance included the contact area [4]. In addition, the mechanical contact between the tibiofemoral joint which related to the bearing-weight caused by the daily activity of the patient was an essential factor that leads to biomechanical wear [4-6]. The level of contact stress distribution correlated inversely with the contact area of the insert component in TKR with the various kinematics of the knee joint. In a previous study, the computational model using Finite Element (FE) analysis and experimental studies have shown that the effect of insert conformity is important in the determination of TKR wear included biomechanical performance [8-10]. Using FE analysis, the biomechanics contact between the articulating against of insert and a femoral component could be described which have reliable as the experimental study. In addition, in vitro study of contact pressure distribution in the tibiofemoral using Fujifilm technique or Tekscan pressure sensor was a common instrument, which helps to understand the impact of geometric design of TKR [11,12]. However, the experimental studies still have a limitation of the high cost and long-time. According to the standard knee contact pressure test (PI-17), the purpose of the test was to evaluate the pressure distribution and total contact area on the tibiofemoral joint of the TKR system based on the bodyweight load in each different flexion angle [13]. The bearing load in each flexion angle of 0 to 90 degree with the loading in the range of 4 to 5 times of body weight was used for determining the knee contact pressure. These results can be used to develop optimized geometries included the conformity of the insert component.

In the consideration of the main effect, the design of experiments (DOE) was used to evaluate the most important factor affecting the output, leading to the optimized output response and explanation of the interaction between the factors [14,15]. The purpose of responses surface methodology (RSM) was to determine the optimal condition of the system by analyzing multi-factor data included to evaluate the level of factors that optimize the response. In this study, we hypothesis that the various conformity ratio in TKR which the changing of insert curvature effect to the contact stress as well as the contact area. Therefore, this study aimed to investigate the main effect of insert conformity based on a curved, partial flat, and flat in the sagittal and coronal plane to the contact stress between the tibiofemoral joint of the TKR system. Using FE modeling and simulation, the main effect of insert conformity and surface response analysis to the contact stress was obtained. The results of this study provide essential information for the design of the insert component for the suitable biomechanical performance of TKR.

2. Materials and Methods

2.1 Computational Model

In this study, a 3D computational model that was the posterior-stabilized type of TKR was considered which consisted of the femoral component and insert component as shown in figure 1. The geometric parameter of the insert component was considered as the radius of curvature in the sagittal plane (Cs)

and curvature radius in the coronal plane (C_c) as shown in figure 1(B). The insert conformity was defined by the ratio of curvature radius between the femoral component and insert component which in a range of 0 (flat) to 0.7 (curved) and 0 (flat) to 0.8 (curved) for the sagittal plane and coronal plane, respectively [16].

A total of 9 models varied conformity value with the maximum to minimum in the coronal and sagittal plane were analyzed by using computer simulation software (Abaqus Knee Simulator-SIMULIA, Johnston, USA) as shown in Table 1. The FE model of the femoral component was determined by a rigid body using the tetrahedron element type with a control element size of 1.0 mm. While the insert component was modeled as the deformed body using the hexahedron element type with a 1.0-mm element length. The mechanical properties of the insert component were considered with Young's modulus of 685 MPa, Poisson's ratio of 0.47, and the density of 0.94 g/cm³ [17]. The coefficient of friction between the femoral component and the insert component was 0.04.

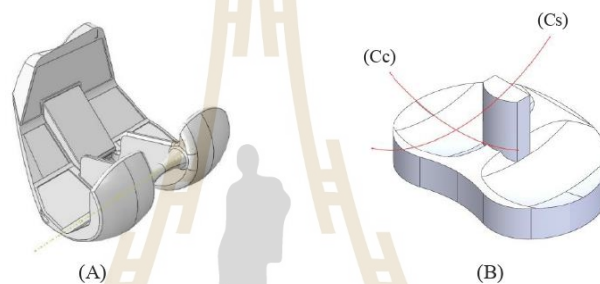


Figure 1. Posterior-stabilized TKR: (A) Femoral component, (B) Insert component.

Convergence testing was performed to verify that the solution did not exhibit any significant changes with mesh refinement as shown in figure 2. According to the testing, the element edge length was changed (in a range of 3.5 mm to 0.5 mm) until the percentage difference in the critical results of maximum contact stress between two consecutive mesh densities were less than 2% of the peak contact pressure during the knee flexion. The convergence study results indicated that the mesh density utilized for these insert components was an acceptable range relative to that obtained in a previous study [18, 19].

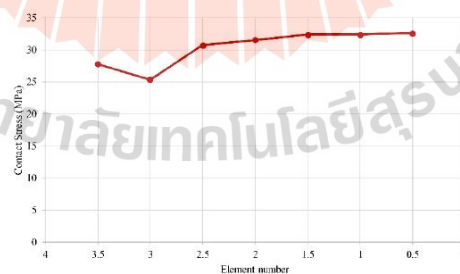


Figure 2. Convergence test for maximum contact stress.

Table 1. Different conformities of different insert components in the sagittal and coronal plane.

Parameters	Abbreviation	values
Coronal plane in curve conformity	C _{cmax}	0.80
in partial flat conformity	C _{cmid}	0.40
in flat conformity	C _{cmin}	0.00
Sagittal plane in curve conformity	C _{smax}	0.70
in partial flat conformity	C _{smid}	0.35
in flat conformity	C _{smin}	0.00

2.2 Boundary and Loading Conditions

The FE models of TKR consisted of the femoral component and the tibial insert component was used to analyze the contact stress included the contact area on the insert component based on the standard knee contact pressure test (PI-17). For the boundary conditions, the vertical axial load under various flexion angle between the femoral components and insert was performed as displayed in Table 2. The bearing compressive load was considered as the bodyweight with equal distribution on the medial and lateral side of the femoral component. The bottom surface of the tibial insert component was considered fully constrained with no translation and rotation as shown in figure 3. The femoral component was allowed free moving in medial-lateral translation included the internal-external and varus-valgus rotations.

Table 2. The load and flexion angles according to standard knee contact pressure test (PI-17)

Flexion angle(°)	Load(kN)
0	2901
15	2901
30	3267
60	3626
90	3267

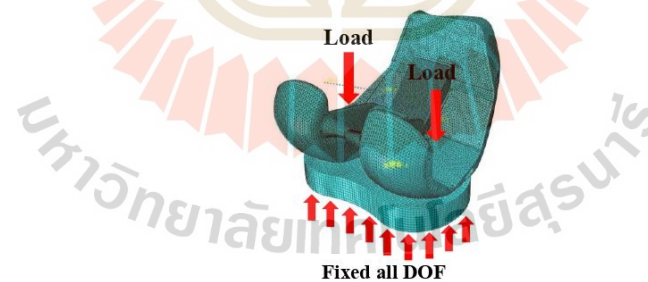


Figure 3. Boundary and Loading Conditions

2.3 Response Surface Methodology (RSM)

The design of experiment (DOE) was used to effectively statistical design and analysis process included the screening design and optimization [20, 21]. Generally, optimization design is mostly analyzed for finding a response optimizer to determine the optimum factor value. In this study, response surface methodology (RSM) was performed with a three-level (3^k) factorial experiment to evaluate the optimum conformity value of the insert component. All results were analyzed for determining the optimum value of the distribution of contact stress included the contact area.

3. Results

3.1 Effect of conformity to contact stress and contact area in various knee flexion angle

The typical FE result of contact stress distribution occurred on the contact surface of the insert component in each knee flexion angle (0° , 30° , 60° , and 90°) was displayed in figure 4. The magnitude of the contact stress is changed according to the knee flexion angle and occurred the high value of 43 MPa in the 90 degree of flexion angle. Also, the contact point displayed a change in the anterior-to-posterior direction as the increase of knee flexion angle.

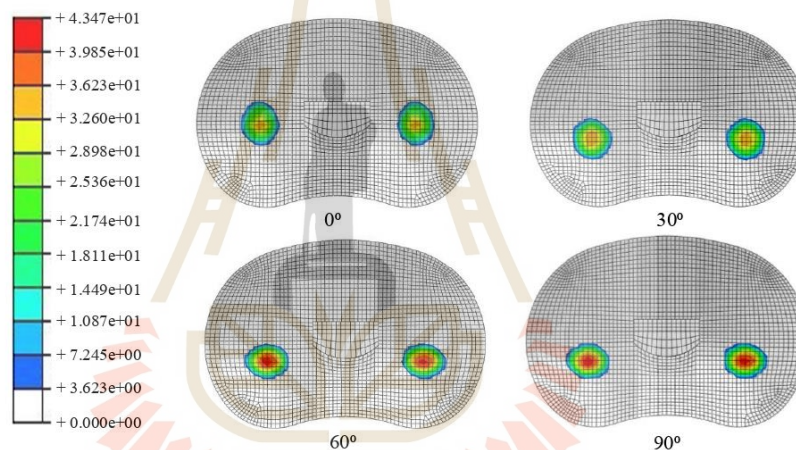


Figure 4. The typical contact stress distribution on the insert component in each flexion angle.

Figures 5 and 6 illustrated the result of contact area and the contact stress in various flexion angles which change with the conformity value of sagittal and coronal planes, respectively. The magnitude of contact stress tends to be clearly increased when conformity value of both the sagittal and coronal planes was decreased included the increase of knee flexion angle. While the decrease in the contact area occurred in the case of low conformity at an increase in degree. The flat conformity in the sagittal plane exhibited the low contact area value as shown in figure 5(A). For example, the contact area of the curved, partial flat, and flat conformity was 292 mm^2 , 178 mm^2 , and 159 mm^2 , respectively at the flexion angle of 0° . According to the result of contact stress, it was found that the flat conformity displayed the high contact stress, while the curved conformity revealed the low contact stress as shown in figure 5(B). In addition, the results showed that the tendency of changing contact stress following the conformity of the coronal plane displayed similar changes in the conformity of the sagittal plane.

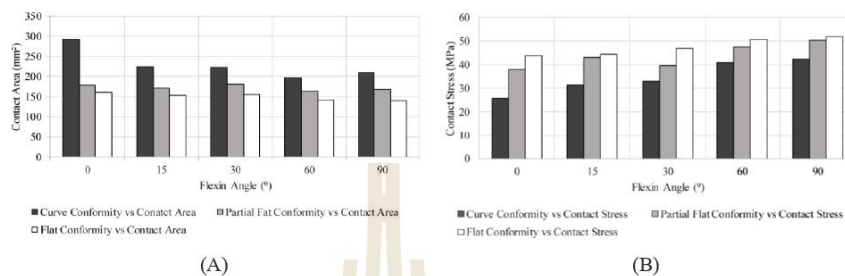


Figure 5. The effects of sagittal conformity to contact area and contact stress in various flexion angles: (A) the contact area, (B) contact stress

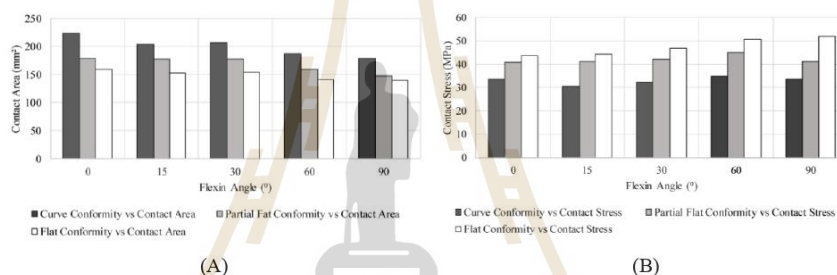


Figure 6. The effects of coronal conformity to contact area and contact stress in various flexion angles: (A) the contact area, (B) contact stress.

3.2 Analysis of variance and response surface methodology of conformity

The analysis of the variance of insert conformity to the contact area and contact stress was shown in Tables 3 and Table 4, respectively. The value of R-square was 99.65 percent and 98.14 percent from the contact area and contact stress analysis, meaning if the variance of the data is 100 percent, then the variance of the results is 99.65 percent, which can be described by the regression equation. Also, the Adj-R-square value of the contact area and contact stress was similar to R-square, indicating that the studied data was sufficient for analysis of the experiment. The linear regression analysis for predicting contact area and contact stress showed in equations (1) and (2), respectively. The result of variance analysis of insert conformity (Table 3) found that the interaction between Cc and Cs had a significant statistical ($p < 0.05$) effect on the contact area. Likewise, Cc and Cs had a significant statistical ($p < 0.05$) effect to contact stress concerning contact stress, whereas the interaction between Cc and Cs was not statistically significant ($p < 0.05$). In addition, Tables 3 and 4 demonstrate that the conformity in the sagittal plane was the main effect to the contact stress included the contact area by considering the adjusted sums of squares (Adj SS) with the highest value.

Table 3. Analysis of variance of contact area

Source	DF	Adj SS	Adj MS	F-Value	P-Value
Model	5	36447.0	7289.4	172.81	0.001
Linear	2	32473.2	16236.6	384.92	0.000
Cc	1	7177.4	7177.4	170.15	0.001
Cs	1	25295.8	25295.8	599.69	0.000
Square	2	3969.6	1984.8	47.05	0.005
Cc*Cc	1	660.5	660.5	15.66	0.029
Cs*Cs	1	3309.1	3309.1	78.45	0.003
2-Way Interaction	1	4.2	4.2	0.10	0.772
Cc*Cs	1	4.2	4.2	0.10	0.772
Error	3	126.5	42.2		
Total	8	36573.5			

S = 6.49474 R-sq = 99.65% R-sq(adj) = 99.08% R-sq(pred) = 96.10%

$$\text{Contact area} = 160.10 - 7.0 Cc - 49.9 Cs + 113.6 Cc*Cc + 332.1 Cs*Cs + 7.4 Cc*Cs \quad (1)$$

Table 4. Analysis of Variance of contact stress

Source	DF	Adj SS	Adj MS	F-Value	P-Value
Model	5	525.358	105.072	31.64	0.008
Linear	2	505.650	252.825	76.14	0.003
Cc	1	143.164	143.164	43.12	0.007
Cs	1	362.486	362.486	109.17	0.002
Square	2	17.180	8.590	2.59	0.222
Cc*Cc	1	16.208	16.208	4.88	0.114
Cs*Cs	1	0.972	0.972	0.29	0.626
2-Way Interaction	1	2.528	2.528	0.76	0.447
Cc*Cs	1	2.528	2.528	0.76	0.447
Error	3	9.961	3.320		
Total	8	535.319			

S = 1.82221 R-sq = 98.14% R-sq(adj) = 95.04% R-sq(pred) = 79.63%

$$\text{Contact Stress} = 44.12 + 0.03 Cc - 20.50 Cs - 17.79 Cc*Cc - 5.7 Cs*Cs + 5.68 Cc*Cs \quad (2)$$

The surface response of contact stress and contact area was established from linear regression analysis as exhibited in equation (1) and equation (2). Figures (7A) and Figures (7B) showed the result of the response surface analysis of the contact area and the contact stress, respectively. The analysis results indicated that the contact area may be reduced by the decrease of Cs and Cc values, however, the decrease of Cs and Cc have increased contact stress. According to the optimal conformity, figure (8) showed optimum values of Cs and Cc for minimizing contact area and maximize contact stress. The results found that the Cc value of 0.0242 and Cs value of 0.0778 revealed the lower contact area as shown in figure (8A). For the contact stress, these results also showed that the use of low conformity in both Cs and Cc values exhibited the high contact stress as displayed in figure (8B).

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

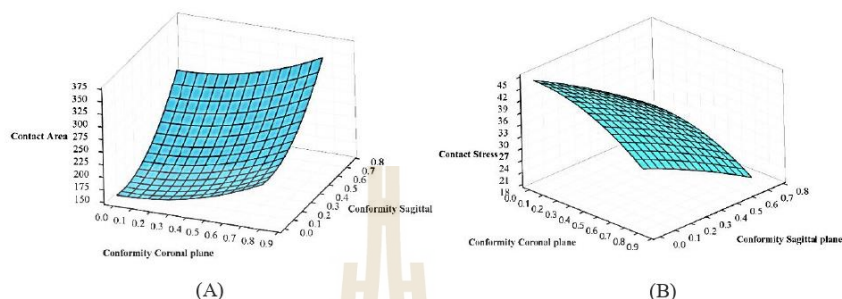


Figure 7. The response 3D surface plots of contact mechanics: (A) Surface plots of the contact area to parameter conformity. (B) Surface plots of the contact stress to parameter conformity.

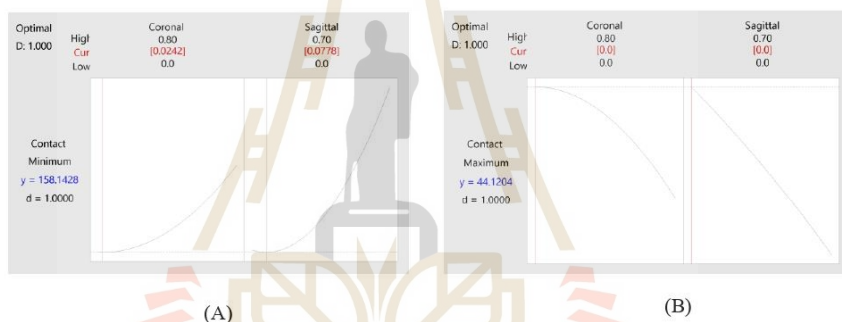


Figure 8. Response optimization plot. (A) Main effects on the contact area. (B) Main effects on the contact stress.

4. Discussion

The effects of insert conformity on the biomechanics contact examined by using a computational model for the curve, partial flat, and flat insert conformity in the coronal and sagittal planes were investigated. The FE analysis was performed based on load and flexion angle following the standard PI-17. The results were analyzed for optimal values using the RSM method with three-level factorial designs. The results found that the contact stress has changed due to the variation of coronal and sagittal insert conformity design. By the insert component had low conformity demonstrates the highest contact stress and the lowest contact area than other insert conformity. Additionally, the factor of conformity in the sagittal plane displayed a higher effect to contact mechanics than the changing of conformity in the coronal plane that the significance level ($p < 0.05$). Moreover, the results of the optimization were analyzed that low conformity provides the optimal contact mechanism which will be benefited to decrease the contact area that affects to reduce wear volume in TKR.

The study showed that there was a difference in insert conformity in the coronal and sagittal planes, resulting in the distribution of the contact stress and the contact area in the flexion angle. Three different insert conformity were curve, partial flat, and flat showed an effect on contact stress that same both coronal and sagittal plane. The increase of flexion angle carries out the contact stress increases, whereas, the contact area decreases. The decrease of conformity value provides a high magnitude of contact stress

but low contact area [4]. The volume wear loss was based on the contact area, sliding distance, and wear coefficient. Therefore, the low value of insert conformity will result in reducing the wear volume due to the contact area of the femoral component with the insert was narrower affecting the less contact dispersion [4,6]. In addition, the present study also showed the inversely preoperational relationship between contact stress and the conformity level. The low conformity value displayed the high magnitude of contact stress resulted in significantly low wear rates [5]. With higher contact stress on the low conformity, the insert will have smaller wear scars resulting in reduced wear. These results can be noticed that the insert conformity was significant for the contact stress and contact area, which affects the wear of the TKR.

According to the main effect analysis, the insert conformity value in the coronal and sagittal plane was carried by using variance and RSM in the analysis. The results of the analysis of variance in the significance level ($p < 0.05$) were shown in Table 3 and Table 4. The variance of insert conformity shown the value of R-square was 99.65 percent and 98.14 percent from the contact area and contact stress analysis, respectively. The result revealed that the validity of the regression equation described for approximately 99.65 and 98.14 percent in the contact area and contact stress, respectively. While the Adj-R-square of the contact area and contact stress analysis value displayed 99.08 and 95.04, respectively, which similar to R-square. From Table 3, the factors affecting the contact area were analyzed. It was analyzed that the interaction between Cc and Cs had a significant level in the contact area ($p < 0.05$). Likewise, factors of Cc and Cs were also effective in the contact area significantly. Table 4 showed the results of the analysis of factors affecting the contact stress. The results showed that the factor of Cc and Cs had a significant statistical effect on contact stress concerning contact stress ($p < 0.05$), whereas the interaction between Cc and Cs was not statistically significant. When considering all factors, it could observe that values of the Adj SS in the factor of Cs were seen to be valued higher than the factor of Cc and factor interaction. This indicates that the factors of Cs were the main effect affecting contact stress and contact area. The study also found that the knee kinetics were significantly more affected by conformity insert design in the sagittal plane compared to the coronal plane [7]. Furthermore, most studies were likely to have similar results was that the insert conformity in the sagittal plane has a high effect on contact mechanical change than conformity in the coronal plane [4-7]. The results can be indicated that the insert conformity design in the sagittal plane was important for determining the TKR knee kinematics.

For the optimal conformity values using the RSM method, the results showed that the contact area was reduced when the conformity in the coronal and sagittal plane decreased from 0.8 to 0.0 and 0.7 to 0.0, respectively. The optimal value of insert conformity was performed. The optimal conformity values in the coronal and sagittal plane for the minimized contact area were 0.0242 and 0.0778, respectively. The optimal conformity coronal and sagittal planes for maximized values of contact stresses were 0.0 and 0.0 respectively. As a result, the low conformity tends to be well suited to contact mechanics that reduce wear that corresponds to the previous studies [4-6]. Although the low conformity was provided the decrease of contact area affecting wear volume reduction on insert component, however, there may be some limitations such as constraint or mobility of TKR. The constraint issue between insert components as articulated against the femoral component, such as a slide of the femoral component to enables femoral rollback with knee flexion [10]. In addition, the low conformity can be caused by unnatural femoral rollback that there may be no slide of the femoral component in anterior-posterior direction movement. For the design of TKR, it is necessary to consider other factors in order to complete the design of the TKR such as material, constraint, the volume of wear, etc.

Conclusion

This study evaluated the influence of insert geometric conformity in both of coronal and sagittal plane on biomechanical contact of TKR. Using a three-level factorial design of the experiment, the factor of three different curvatures included curved, partial flat, and flat insert shape was analyzed. The results showed that the variation of insert conformity has an impact on contact stress as well as the contact area during the flexion angle of the knee joint. The changing conformity in the sagittal planes displayed a

significant effect to contact stress than the conformity in the coronal plane. The result of surface response analysis found that the low conformity provides a decrease of contact area but the increase of contact stress affecting wear performance of insert component. The geometric conformity design of the insert component played a crucial role influenced the contact stress as well as the biomechanical performance of TKR.

Acknowledgments

This research is partly supported and funded by the Health Systems Research Institute and Suranaree University of Technology. The authors also would like to acknowledge Dr. Sedthawatt Sucharitpawatskul (National Metal and Materials Technology Center-MTEC) for the suggestion of ABAQUS Knee Simulator software.

References

- [1] M.M. Ardestani et al., 2015. Posterior stabilized versus cruciate retaining total knee arthroplasty designs: Conformity affects the performance reliability of the design over the patient population. *Medical Engineering and Physics*, 37(4), pp 350–360.
- [2] Koh et al., 2018. Effect of geometric variations on tibiofemoral surface and post-cam design of normal knee kinematics restoration. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 5(1), pp 53-65.
- [3] Koh et al., 2019. Tibiofemoral conformity variation offers changed kinematics and wear performance of customized posterior-stabilized total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 27(4), pp 1213–1223.
- [4] Abdelgaied et al., 2014. The effect of insert conformity and material on total knee replacement wear. *Proc IMechE Part H: J Engineering in Medicine*, 228(1), pp 98-106.
- [5] Galvin AL, Kang L, Udofia I, et al., 2009. Effect of conformity and contact stress on wear in fixed-bearing total knee prostheses. *J Biomech*, 42(12), pp 1898–1902.
- [6] Brockett et al., 2018. Influence of conformity on the wear of total knee replacement: An experimental study. *Proc IMechE Part H: J Engineering in Medicine*, 232(2), pp 127-134.
- [7] Q. Zhang, et al., 2019. Insert conformity variation affects kinematics and wear performance of total knee replacements. *Clinical Biomechanics*, 65, pp19–25.
- [8] Usman and Shyh Chour Huang., 2017. Effect of Average Conformity on Contact Stresses in Total Knee Replacement: Finite Element Analysis. *MATEC Web of Conferences*, 108.
- [9] Liming Shu et al., 2018. An in-vivo experimental evaluation of Abaqus Knee Simulator for Total Knee Replacement. Science in the Age of Experience. Retrieved May 16, 2019, from <http://www.3ds.com/events/science-in-the-age-of-experience>.
- [10] S. Kuriyama et al., 2015. Posterior tibial slope and femoral sizing affect posterior cruciate ligament tension in posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 30(7), pp 676–681.
- [11] R. Zdero et al., 2001. Fuji Film and Ultrasound Measurement of Total Knee Arthroplasty Contact Areas. *The Journal of Arthroplasty*, 16(3), pp 367-375.
- [12] K.N. Bachus et al., 2006. Measuring contact area, force, and pressure for bioengineering applications: Using Fuji Film and TekScan systems. *Medical Engineering & Physics*, 28(5), pp 483–488.
- [13] PI-17. Determination of Total Knee Implant Contact Pressure. Test instructions from Endolab® Mechanical Engineering GmbH from <https://www.endolab.org/implant-testing.asp?topic=Knee%20contact%20pressure%20test%20PI-17&cat1=2&id=38>.
- [14] I. M. Fukuda et al., 2017. Design of Experiments (DoE) applied to Pharmaceutical and Analytical Quality by Design (QbD). *Braz. J. Pharm. Sci.*, 54, pp 1-16.
- [15] Montgomery, D.C., 2013. Design and Analysis of Experiments (John Wiley & Sons, Incorporated)
- [16] C.W. Clary et al., 2013. The influence of total knee arthroplasty geometry on mid-flexion stability: An experimental and finite element study. *Journal of Biomechanics*, 46(7), pp 1351-1357.
- [17] Koh Yong-Gon et al., 2019. Prediction of Wear on Tibial Inserts Made of UHMWPE, PEEK, and CFR-PEEK in Total Knee Arthroplasty Using Finite-Element Analysis. *Lubricants*, 7(4), pp 30.
- [18] Alessandro Navacchia et al., 2016. Subject-Specific Modeling of Muscle Force and Knee Contact in Total Knee Arthroplasty. *J Orthop Res*, 34(9), pp 1576-1587.
- [19] A.C. Godest et al., 2002. Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 35(2), pp 267–275.

Finite Element Analysis of Contact Stress Distribution on Insert Conformity Design of Total Knee Arthroplasty

<https://doi.org/10.3991/ijoe.v18i05.29355>

Techin Seechaipat, Supakit Rooppakhun[✉], Chotchuang Phombut
Suranaree University of Technology, Nakhon Ratchasima, Thailand
supakit@sut.ac.th

Abstract—The tibial insert conformity is one of the essential parameters concerned with the contact stress distribution of biomechanics characteristics in total knee arthroplasty (TKA). This study aimed to evaluate the effect of tibial insert conformity design on contact stress distribution using Finite Element (FE) analysis. The three-dimensional (3D) FE model of the posterior stabilized type of TKA was analyzed according to the standard knee implant loading. The 3rd factorial experimental design was performed for the response surface of different insert curvatures consisting of the curve, partial flat, and flat insert conformity in sagittal and coronal planes. According to the result, the coronal and sagittal plane conformity displayed the effect of the change on the contact stress, including the contact area for the flexion angle of the knee joint. The maximum contact stress increased while the contact area value decreased during the flexion angle of the knee joints raised. The changing insert conformity value in the sagittal plane displayed higher sensitivity to contact stress than the changing conformity in the coronal plane. The relationship between the contact stress and tibial insert conformity under knee flexion angle indicates highly regression suitable for the prediction. In addition, the FE simulation result was then verified by compared to mechanical testing using the Fujifilm technique. The result of FE analysis exhibited similar to that of the mechanical test. The study indicated that the different geometric designs of the insert conformity played a crucial role that influenced and relationship to the contact stress of TKA.

Keywords—insert conformity, total knee arthroplasty, contact stress, finite element analysis

1 Introduction

Total knee arthroplasty (TKA) is an orthopedic surgical procedure widely used to treat osteoarthritis to relieve pain by repairing the weight-bearing surfaces of the knee joint. However, there are still reports of complications from patients after surgery due to problems, such as implant loosening, pain, and weight-bearing surface wear [1]-[3]. The surface wear of the insert component is an essential factor for the shortening lifetime included the loosening of TKA [4]-[7]. In extreme situations, revision surgery may be required because of material damage, which generally uses Ultra-High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE) material. Previous studies have found that the wear

rate of the tibia insert is related to the changing of the contact stress on the articular surface [4]-[6]. The contact mechanics on the tibial insert of TKA is caused by various factors, including material, geometry design, patient activity levels. The geometric conformity related to the radii ratio between the femoral component and the tibial insert is an essential factor influencing contact stress and area in TKA design [8]-[10]. The tibial insert conformity is a crucial parameter related to both the coronal and sagittal plane for TKA, which should be considered in both biomechanics contact and wear performance [4]-[7]. The high conformity design of TKA produces low contact stress provided does not exceed the fatigue limit of the material, including a wide contact area reducing surface wear. In addition, the contact stress distribution correlates inversely to the contact area of the insert component related to the load under the flexion angle of the knee joint. It was discovered to directly affect contact pressure under various loads, resulting in material wear [11].

The effect of conformity is significant in the determination of TKA wear, including biomechanical performance, according to the previous study with the computational model using Finite Element (FE) analysis and experiments [12]-[16]. Using FE analysis, the biomechanics contact between the articulating against of insert and a femoral component could be described as reliable as the experimental study. In addition, *in vitro* study of contact pressure distribution in the tibiofemoral using Fujifilm technique or Tekscan pressure sensor was a standard instrument, which helps to understand the impact of geometric design of TKA [17],[18]. However, the experimental studies still have a high cost and long-time limitation. According to the knee contact pressure test, the purpose of the standard was to evaluate the pressure distribution and total contact area on the tibiofemoral joint of the TKA system based on the bodyweight load in each different flexion angle [19]. The bearing load in each flexion angle of 0 to 90 degrees with the loading in the range of 4 to 5 times of body weight was used to determine the knee contact pressure. The results can be used to develop optimized geometries that include the insert conformity.

The design of experiments (DOE) was generally used to evaluate the main factor affecting the output, leading to the optimized output response and explanation of the interaction between the factors [20]. The purpose of responses surface methodology (RSM) was to determine the optimal condition system by analyzing multi-factor data that evaluated the level of factors that optimize the response. Previous studies have used an optimization method to determine the positioning parameters of TKA. The relationship of biomechanical parameters such as varus angle, posterior slope angle, and external rotation angle reduces the peak value of pressure [21]. This study hypothesizes that the various conformity ratio in TKA changes the insert curvature effect on the contact stress and area.

Therefore, this study aimed to investigate the effect of insert conformity design to the contact stress based on FE analysis. The full factorial DOE was performed with a different design of conformity consisting of a curved, partial flat, and flat in the sagittal and coronal planes. The surface response analysis was also evaluated between the contact stress distribution and the tibial insert conformity. In addition, the mechanical test

was performed to validate of FE simulation. The results of this study provide information concerned with the relation of contact stress and conformity design of the TKA tibial insert component.

2 Materials and methods

2.1 3D finite element model

This study created the 3D computational model of a posterior-stabilized TKA consisting of the femoral and tibial insert components, as shown in Figure 1(a). The tibial insert conformity was defined by the ratio of geometric curvature radius between the femoral and tibial insert components in the sagittal plane (Cs) and the coronal plane (Cc), as illustrated in Figure 1(b). Table 1 shows the three-level experimental design of the conformity parameter in the coronal and sagittal planes, consisting of the curve, partial curve, and flat.

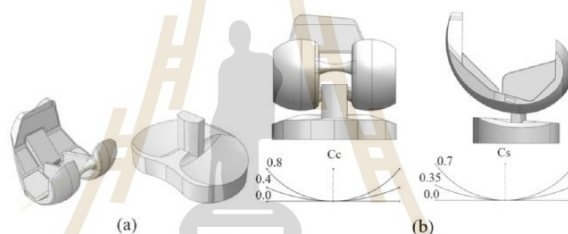


Fig. 1. (a) The 3D model of femoral (left) and tibial insert component (right); (b) The tibial insert conformity consisted of the coronal plane (Cc) and sagittal plane (Cs)

Table 1. The tibial insert conformity values according to the sagittal and coronal planes

	Parameters	Abbreviation	Values
Coronal Conformity (Cc)	Curve	$C_{c_{max}}$	0.80
	partial flat	$C_{c_{mid}}$	0.40
	Flat	$C_{c_{min}}$	0.00
Sagittal Conformity (Cs)	curve	$C_{s_{max}}$	0.70
	partial flat	$C_{s_{mid}}$	0.35
	flat	$C_{s_{min}}$	0.00

The FE model of a rigid body femoral component and the deformed body of the tibial insert component was created and analyzed using the computer simulation software (Abaqus Knee Simulator-SIMULIA, Johnston, USA). The mechanical properties of the tibial insert component were considered by the elastic modulus of 685 MPa, Poisson ratio of 0.47, and the density of 0.94 g/cm³ [22].

This study performed mesh convergence testing to verify that the FE result was significantly independent according to mesh refinement. The element size was considered between 3.5 mm to 0.5 mm until the different percentages changing of maximum contact stress was less than 2%, as shown in Figure 2. The convergence results indicated that the mesh density utilized for these insert components was an acceptable range relative to that obtained in a previous study [23], [24].

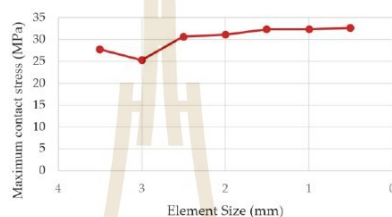


Fig. 2. The mesh convergence test for the FE result of maximum contact stress

2.2 Boundary and loading conditions

Figure 3 shows the boundary conditions of FE analysis. The vertical load was performed on the surface of the femoral component based on the equal distribution on the medial and lateral sides. The bottom surface of the tibial insert component was considered fully constrained with no translation and rotation. The femoral component was allowed free moving in the medial-lateral (ML) translation, including the internal-external (IE) and varus-valgus (VV) rotations. The friction coefficient between the femoral and tibial insert components was 0.04 [13].

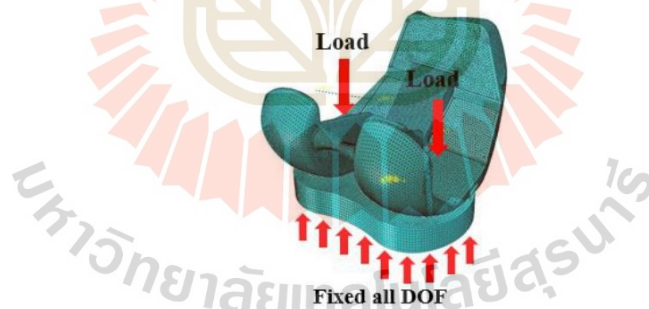


Fig. 3. Boundary and loading conditions

The FE analysis was performed under various flexion angles between the femoral and tibial insert components. Table 2 displays the applied load according to the flexion angle of the knee joint according to the standard specifications for testing a knee replacement prosthesis (ASTM F2083) [19].

Table 2. The load and flexion angles according to the standard testing [19]

Flexion angle (degrees)	Load (kN)
0	2,901
15	2,901
30	3,267
60	3,626
90	3,267

2.3 Response surface methodology

The design of experiment (DOE) affected the statistical design and analysis process, including the screening design and optimization [20]. The optimization design method is generally analyzed for finding a response optimizer to determine the optimum factor value. In this study, response surface methodology (RSM) was performed based on a three-level (3^3) full factorial design. The data were examined to determine the optimal tibial insert conformity based on the average pressure distribution and gait cycle pressure level. The previous studies revealed that the magnitude of contact stress distribution on the tibiofibular joint was in a range of 15 to 30 MPa [21],[23],[25].

2.4 Experiment for the validation of FE results

For the FE validation, the customized design of TKA consisting of femoral and tibial insert components obtained from our previous study was used [10]. The universal testing machine (UTM) (INSTRON-5565) and a specifically designed jig consisting of the upper and lower fixtures were used, as shown in Figure 4. The upper fixture could be the freedom of movement in translational and rotation varus and valgus. The applied load was controlled with equal distribution evenly in the medial and lateral parts of the tibial insert. The mono-sheet type of Fuji film (Medium pressure, Fuji Photo Film, Tokyo, Japan) was used with an operating capacity range of 10 MPa to 50 MPa, and a temperature range of 20° to 35°C. The compression load was performed withheld for 2 minutes and repeated three times.

The obtained Fuji film sheet was then used to scan under the high resolution of 1,000 dpi using color image scanner Epson A4 Perfection V37 (Epson, Perfection V37). The pressure distribution data were analyzed using the mapping system software (FPD-8010E, Fuji Photo Film, Japan) to quantify the contact stress and positioned on the contour outline of the tibial insert surface.



Fig. 4. The universal testing machine for experiment of contact stress distribution using Fuji film technique

3 Results

3.1 The contact stress distribution of various conformity

Figure 5 and Figure 6 illustrated the contact stress and the contact area in various flexion angles (0, 15, 30, 60, and 90 degrees) according to the changing conformity value of sagittal and coronal planes, respectively. The magnitude of contact stress increases when conformity decreases both in the sagittal and coronal planes decreases, including the increase of knee flexion angle. In contrast, the decrease in the contact area occurred in the case of low conformity at an increase in degree. The high conformity in the sagittal plane exhibited a low contact stress value, as shown in Figure 5(a). According to the contact area, the result was found that the flat conformity displayed high contact area. In contrast, the flat conformity revealed the high contact stress, as shown in Figure 5(b). In addition, the results showed that the tendency of changing contact stress and contact area following the conformity of the coronal plane displayed in Figure 6 similar changes in the conformity of the sagittal plane.

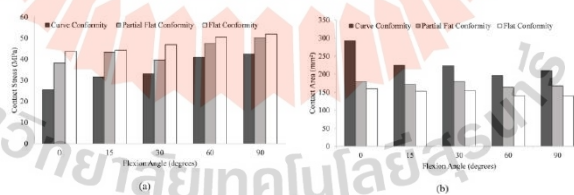


Fig. 5. The results of (a) contact stress and (b) contact area with changing sagittal conformity

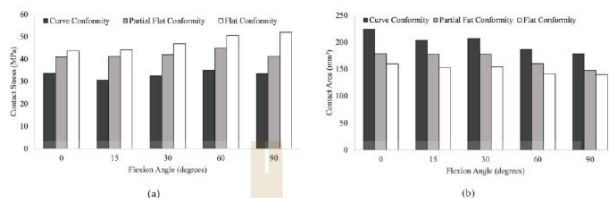


Fig. 6. The results of (a) contact stress and (b) contact area with changing coronal conformity

Figure 7 shows the result of contact stress distribution on the surface of the insert component according to the change of conformity at a flexion angle of 0 degrees. The contact stress distribution changed following the value of conformity which occurred a high value in a case of flat shape. Low conformity leads to high contact stress; however, it decreases with curved conformity. In a case of high conformity in the sagittal plane, the contact stress distribution exhibited the elongated elliptical shape in the anterior-posterior direction. Similarly, the contact stress was distributed laterally as an elliptical shape regarding the increase of coronal conformity.

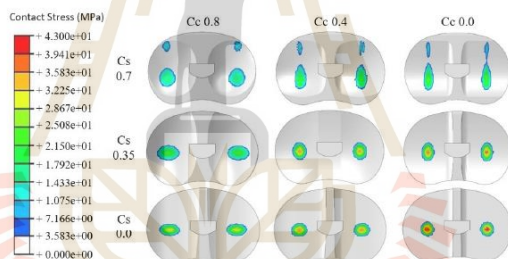


Fig. 7. The FE result of contact stress distribution on the tibial insert component with a change of conformity at a flexion angle of 0 degrees

3.2 Analysis of variance and response surface methodology

Table 3 shows the typical analysis of variance on the contact stress with the R-square value of 98.14 %. The Adj-R-square value of the contact stress indicating that the studied data was sufficient for analysis of the experiment was also similar to R-square. The variance analysis of insert conformity revealed that the Cc and Cs had a significant statistical ($p < 0.05$) effect on the contact stress. In addition, the interaction between the parameter of Cc and Cs was not statistically significant ($p > 0.05$) to the contact stress.

Table 3. Variance analysis of contact stress

Source	DF	Adj SS	Adj MS	F-Value	P-Value
Model	5	525.35	105.07	31.64	0.008
Linear	2	505.65	252.82	76.14	0.003
Cc	1	143.16	143.16	43.12	0.007
Cs	1	362.48	362.48	109.17	0.002
Square	2	17.18	8.59	2.59	0.222
Cc*Cc	1	16.20	16.20	4.88	0.114
Cs*Cc	1	0.97	0.97	0.29	0.626
2-Way Interaction	1	2.52	2.52	0.76	0.447
Cc*Cs	1	2.52	2.52	0.76	0.447
Error	3	9.96	3.32		
Total	8	535.31			

S = 1.82221 R-sq = 98.14% R-sq(adj) = 95.04% R-sq(pred) = 79.63%

Tables 4 show the regression analysis between the contact stress and insert conformity in various flexion angles. The R-square value of the relationship equation between Cc and Cs correlated to the contact stress was in the range of 97.34% to 98.16%. Figure 8 demonstrates the main effect of contact stress between coronal and sagittal planes conformity. The results showed that the Cs were more significantly related to contact stress than Cc. It can be drawn that the conformity change in the sagittal plane was more sensitive to changes in contact stress than the coronal plane.

Table 4. Regression analysis of contact stress and insert conformity

Flexion angle (degrees)	Equation	R-square (%)
0	$44.12 + 0.03 Cc - 20.50 Cs - 17.79 Cc * Cc - 5.7 Cs * Cs + 5.68 Cc * Cs$	98.14
15	$45.41 - 6.04 Cc - 6.46 Cs - 17.51 Cc * Cc - 17.1 Cs * Cs + 12.56 Cc * Cs$	97.34
30	$46.34 + 0.95 Cc - 23.66 Cs - 23.57 Cc * Cc + 8.73 Cs * Cs + 6.43 Cc * Cs$	97.98
60	$50.39 - 2.04 Cc - 10.13 Cs - 20.27 Cc * Cc - 3.05 Cs * Cs + 4.55 Cc * Cs$	98.16
90	$46.74 - 8.2 Cc - 2.1 Cs - 25.9 Cc * Cc + 36.8 Cs * Cs + 9.7 Cc * Cs$	98.08

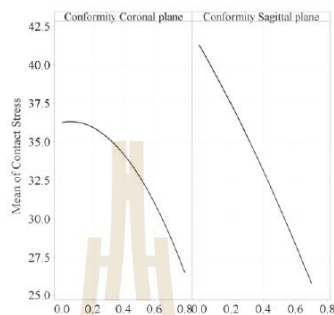


Fig. 8. The main effect plot for contact stress between coronal and sagittal conformity

Figures 9(a) and 9(b) displayed the response surface contour plots of Cs and Cc to contact stress and contact area, respectively. The results indicated that the contact stress could be reduced by increasing Cs and Cc. At the same time, the decrease of Cs and Cc has decreased contact area. From previous studies, the average maximum contact stress was approximately 30 MPa [25]. This consistency to Cs and Cc values was between 0.5 to 0.7 and 0.4 to 0.8, respectively. Also, the contact area to be valued was in the range of 220 mm² to 340 mm², as shown in Figure 9(b).

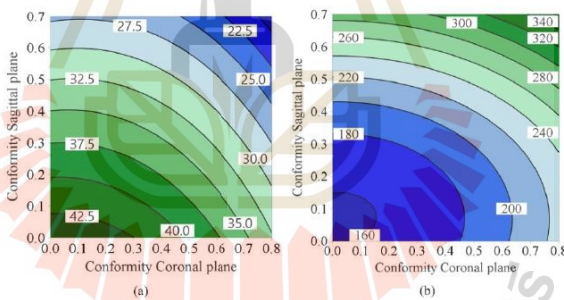


Fig. 9. The response surface of the tibial insert conformity to (a) Contact stress (unit: MPa) and (b) Contact area (unit: mm²).

3.3 Validation of FE results

Figure 10 displays the mechanical testing result of contact stress distribution on the tibial insert surface obtained from the Fujifilm technique. Figures 11(a) and 11(b) exhibited the comparative result of average contact stress and contact area in 0 flexion angle between the FE analysis and Fuji film experiments. The FE result of the average contact stress displayed differences from the Fujifilm test, with 25.68 % and 29.21 % for the medial and lateral sides, respectively. The contact area difference between the FE analysis and the Fuji film test was shown for 1.94 % and 8.30 % for the center and lateral sides.

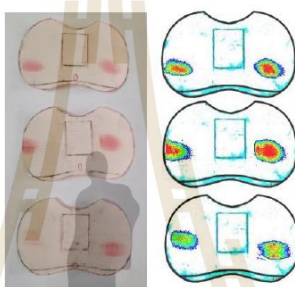


Fig. 10. The result of contact stress distribution obtained from the Fujifilm technique

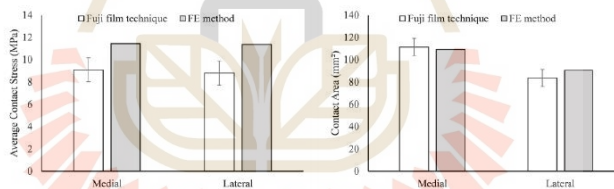


Fig. 11. The compared result between the Fuji film technique and FE analysis (a) average contact stress and (b) contact area

4 Discussion

Total knee arthroplasty (TKA) is a standard orthopedic surgical surgery that restores the articular surfaces of the knee joint to treat osteoarthritis. However, problems with implant loosening, pain, and weight-bearing surface wear are the most typical long-term complications of TKA. Most research reports that change in contact stress on the

articular surface is related to the wear rate of the tibia insert component, which is a critical factor for the limitation of longevity in TKA [4]-[6]. The contact stress on the TKA tibia insert is caused by various factors such as material, geometry design, the load level of patient activity [26]. The geometry conformity of the tibial insert is a crucial parameter related to both the coronal and sagittal plane for TKA, which should be considered in both biomechanics contact [4]-[7]. Generally, the conformity was defined as the radii ratio between the femoral component and the tibial insert in the coronal and sagittal planes [8]-[10]. A previous study of conformity variations was designed to determine the contact stress on tibial insert under various load conditions through experiments [25],[27].

This study evaluated the effect of differences in tibial insert conformity design to contact stress distribution and the contact area in the flexion angle and load based on the ASTM F2083 standard test. Three different insert conformities were investigated the main effect in the coronal and sagittal plane consisting of the curve, partial flat, and flat, including the response surface analysis. The increase of flexion angle carries out the contact stress increases, whereas the contact area decreases. Conformity change results show that the decrease of conformity value provides a high magnitude of contact stress with a low contact area [4]. Consequently, conformity design considerations were critical factors affecting the contact mechanisms on the tibial insert component. The previous studies suggested that the TKA be designed to reduce wear with low contact stress [8]-[9],[11]. The low magnitude of contact stress will increase the contact area. The high conformity design of the tibial insert affects the low contact stresses with an increased contact area [8]-[9],[11],[28].

The design of experiment (DOE) technique was generally used to create the starting point of the suitable sample in the simulation. The most common purpose of a screening design is to investigate the most critical factors affecting process quality, such as two-level full factorial designs and fractionate factorial designs. Following screening trials, optimization experiments are traditionally performed to provide more information on the relationship between the most relevant factors and the response variables [20]. This study used a three-level full factorial design method consisting of the design points of the tibial insert conformity were defined as high, medium, and low values in the coronal and sagittal plane were carried by using variance and RSM in the analysis. The variance analysis of the significance level to the contact stress at flexion angle 0 degrees, as exhibited in Table 3. This study found that analysis of variance of insert conformity found that the factor between Cc and Cs had a significant statistical ($p < 0.05$) effect on the contact stress. Furthermore, the interaction between factor Cc and Cs was not statistically significant ($p > 0.05$) to the contact stress. Table 4 shows the regression equations and R-square of contact stress at all flexion angles. All flexion angles represent a high R-square, indicating a highly suitable variable for predicting regression equations. Overall, a flexion angle of 0 degrees showed the most accurate prediction. The result also revealed that Cc and Cs interacted with the magnitude of the contact stress distribution. The Cs displayed a higher sensitivity to contact stress on the tibial insert component than Cc, as shown in Figure 8. It was consistent with the previous study, in which knee joint kinetics were significantly affected by the insert conformity design in the sagittal plane compared to the coronal plane. The conformity design of the inserts

in both the coronal and sagittal planes was important for determining the TKA knee kinematics [7].

The response surface method (RSM) was one of the most often used experimental designs for optimization, according to the optimum conformance design, because this allowed testing the effects of several factors on one or more responses [20],[29]. The magnitude of the contact stress distribution on the tibial insert ranged from 15 to 30 MPa [21],[23],[30]. The result corresponds to the contact stress in the previous report that displayed Cs and Cc ranging between 0.5 to 0.7 and 0.4 to 0.8, respectively. Also, the contact area was in the range of 220 mm² to 340 mm². The conformity in this study was consistent in the range of the previous study that designed an optimal conformity design of the tibial insert to reduce wear volume in TKA [31]. The result of high conformity was reduced contact stress, which decreases the pressure exerted on the tibial insert component [8],[11],[32]. Although the high conformity was provided the reduction of contact stress, fatigue, and wear on insert component, there may be some limitations such as constraint or mobility of TKA [6]. Biomechanical analyzes have suggested that high conformity may cause over-constraint of the knee joint during normal daily activities [6],[32]. For the design of TKA, it is necessary to consider other factors to complete the design of the TKA, such as material, constraint, the volume of wear.

In this study, the validation result of the average contact stress and contact area using FE analysis was compared with the Fuji film technique of the artificial tibiofemoral joint. Comparatively, the difference percentage of the contact area and average contact stress from measurements of Fuji film and simulated FE analysis displayed as 1.94% and 29.21%, respectively. Previous studies revealed the accuracy of Fuji film techniques assessed the contact stress distribution of the TKA displayed in a range of 6% to 36% [30],[33]. Although the Fujifilm technique was variable, the significant advantage has been reviewed numerous times and is satisfied with various applications [34]. The FE analysis using computer simulation is a beneficial and widely accepted tool, especially varied conditions and investigated outcomes in biomedical applications. The low cost and periods were advantages of modeling and simulation techniques and predicting specific results that the experimental cannot be described.

This study has some limitations. The first was a femoral component model considered based on only one commercial model. The resulting contact stress may differ from other knee implant designs. Secondly, the study was evaluated the contact pressure distribution based on the assumption of static load. The actual load should be considered in dynamic loading such as the following standard loading profiles ASTM F3141. Future studies should be considered to provide the contact mechanisms of knee implants similar to the kinetic behavior of the normal knee joint. Finally, the load and displacement conditions of the knee joint should be considered by a system of muscles and ligaments that affect knee movement behavior included in the musculoskeletal system simulation model for further study.

5 Conclusions

This study evaluated the influence of insert geometric conformity design in both coronal and sagittal planes on the biomechanical contact of TKA. Using a three-level factorial design of the experiment, the factor of three different curvatures included curved, partial flat, and flat insert shapes, were analyzed. The results showed that the variation of insert conformity design affected the contact stress and the contact area during the flexion angle of the knee joint. The changing conformity in the sagittal planes displayed a more significant change in contact stress sensitivity than the conformity in the coronal plane. The results of the surface response analysis revealed that the high conformity resulted in low contact stresses while the contact area was increased. Regarding the validation, the FE analysis of contact stress and contact area was similar to the mechanical test using the Fuji film technique. The geometrical design of the insert component conformity significantly influenced and related to the contact stress of TKA.

6 Acknowledgment

The authors gratefully thank Suranaree University of Technology, Suranaree University of Technology Hospital, and Institute of engineering. The author would like to thank the technical staff at the Center for Scientific and Technological Equipment, Suranaree University of Technology, for supporting the use of testing tools. The SUT Scholarships supported this work for Graduate Students (Kittibundit).

7 References

- [1] Ardestani, M., Moazen, M., maniei, E., and Jin, Z. (2015). Posterior stabilized versus Cruciate retaining Total Knee Arthroplasty designs: conformity affects the performance reliability of the design over the patient population. *Medical Engineering & Physics*, 37: 350-360. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.01.008>
- [2] Koh, Y. G., Nam, J.H., and Kang, K. T. (2018). Effect of geometric variations on tibiofemoral surface and post-cam design of normal knee kinematics restoration. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 5: 53-65. <https://doi.org/10.1186/s40634-018-0167-z>
- [3] Koh, Y. G., Son, J., Kwon, O. R., Kwon, S. K., and Kang, K. T. (2019). Tibiofemoral conformity variation offers changed kinematics and wear performance of customized posterior-stabilized total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 27: 1213-1223. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-5045-9>
- [4] Abdelgaied, A., Brockett, C. L., Liu, F., Jennings, L. M., Jin, Z., and Fisher, J. (2014). The effect of insert conformity and material on total knee replacement wear. *Proc Inst Mech Eng H*, 228: 98-106. <https://doi.org/10.1177/0954411913513251>
- [5] Galvin, A. L., Kang, L., Udofia, I., Jennings, L. M., McEwen, H. M., Jin, Z., and Fisher, J. (2009). Effect of conformity and contact stress on wear in fixed-bearing total knee prostheses. *J Biomech*, 42: 1898-1902. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.05.010>
- [6] Brockett, C., Carbone, S., Fisher, J., and Jennings, L. (2017). Influence of conformity on the wear of total knee replacement: An experimental study. *Proceedings of the Institution of*

- Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 232: 127-134. <https://doi.org/10.1177/0954411917746433>
- [7] Zhang, Q., Chen, Z., Zhang, J., Hu, J., Peng, Y., Fan, X., and Jin, Z. (2019). Insert conformity variation affects kinematics and wear performance of total knee replacements. *Clinical Biomechanics*, 65: 19–25. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.03.016>
- [8] Banaszekiewicz, P. (2014). The Effect of Conformity, Thickness, and Material on Stresses in Ultra-High Molecular Weight Components for Total Joint Replacement. *Classic Papers in Orthopaedics*, 93-96. https://doi.org/10.1007/978-1-4471-5451-8_22
- [9] Villa, T., Migliavacca, F., Gastaldi, D., Colombo, M., and Pietrabissa, R. (2004). Contact stresses and fatigue life in a knee prosthesis: comparison between in vitro measurements and computational simulations. *J Biomech*: 37: 45-53. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(03\)00255-0](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(03)00255-0)
- [10] Phombut, C., Rooppakhun, S., and Sindhupakorn, B. (2021). Morphometric Analysis and Three-Dimensional Computed Tomography Reconstruction of Thai Distal Femur. *Applied Sciences*, 11: 1052. <https://www.mdpi.com/2076-3417/11/3/1052>
- [11] Sharma, A., Komistek, R. D., Ranawat, C. S., Dennis, D. A., and Mahfouz, M. R. (2007). In vivo contact pressures in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 22: 404-416. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2006.07.008>
- [12] Usman, and Huang, S. C. (2017). Effect of Average Conformity on Contact Stresses in Total Knee Replacement: Finite Element Analysis. *MATEC Web Conf.*, 108: 13006. <https://doi.org/10.1051/mateconf/201710813006>
- [13] Shu, L., Sato, T., Hua, X., and Sugita, N. (2021). Comparison of Kinematics and Contact Mechanics in Normal Knee and Total Knee Replacements: A Computational Investigation. *Ann Biomed Eng.* 49: 2491-2502. <https://doi.org/10.1007/s10439-021-02812-0>
- [14] Li, G., Liu, J., Jiang, G., Kong, J., Xie, L., and Li, Z. (2013). Simulation of Expansion Joint of Bottom Lining in Ladle and Its Influence on Thermal Stress. *International Journal of Online and Biomedical Engineering (iJOE)*, 9: 5-8. <https://doi.org/10.3991/ijoe.v9i2.2557>
- [15] Zainol, Z. N., Tap, M. M., Kamar, H. M., and Kamsah, N. (2019). Heat Transfer Model to Predict Human Skin Temperature under Comfort Level by using Bioheat Equation. *International Journal of Online and Biomedical Engineering (iJOE)*, 15: 52-64. <https://doi.org/10.3991/ijoe.v15i10.10876>
- [16] Kuriyama, S., Ishikawa, M., Nakamura, S., Furi, M., Ito, H., and Matsuda, S. (2015). Posterior tibial slope and femoral sizing affect posterior cruciate ligament tension in posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 30: 676-681. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.05.006>
- [17] Zdero, R., Fenton, P., Rudan, J., and Bryant, J. (2001). Fuji film and ultrasound measurement of total knee arthroplasty contact areas. *The Journal of arthroplasty*, 16: 367-375. <https://doi.org/10.1054/arth.2001.21501>
- [18] Bachus, K. N., DeMarco, A. L., Judd, K. T., Horwitz, D. S., and Brodke, D. S. (2006). Measuring contact area, force, and pressure for bioengineering applications: using Fuji Film and TekScan systems. *Med Eng Phys*, 28: 483-488. <https://doi.org/10.1016/j.me.dengphys.2005.07.022>
- [19] American Society for Testing and Materials (2021). Standard Specification for Knee Replacement Prosthesis, ASTM F2083-21. <https://www.astm.org/f2083-21.html>
- [20] Fukuda, I., Pinto, C., Moreira, C., Saviano, A., and Lourenço, F. (2018). Design of Experiments (DoE) applied to Pharmaceutical and Analytical Quality by Design (QbD). *Brazilian Journal of Pharmaceutical Sciences*, 54: 1-16. <https://doi.org/10.1590/s2175-9790201800001006>

- [21] Dong, Y., Zhang, Z., Dong, W., Hu, G., Wang, B., and Mou, Z. (2020). An optimization method for implantation parameters of individualized TKA tibial prosthesis based on finite element analysis and orthogonal experimental design. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 21: 165. <https://doi.org/10.1186/s12891-020-3189-5>
- [22] Koh, Y.G., Lee, J.A., and Kang, K.T. (2019). Prediction of Wear on Tibial Inserts Made of UHMWPE, PEEK, and CFR-PEEK in Total Knee Arthroplasty Using Finite-Element Analysis. *Lubricants*, 7: 30. <https://doi.org/10.3390/lubricants7040030>
- [23] Navacchia, A., Rullkoetter, P. J., Schütz, P., List, R. B., Fitzpatrick, C. K., and Shelburne, K. B. (2016). Subject-specific modeling of muscle force and knee contact in total knee arthroplasty. *J Orthop Res*, 34: 1576-1587. <https://doi.org/10.1002/jor.23171>
- [24] Godest, A. C., Beaugonin, M., Haug, E., Taylor, M., and Gregson, P. J. (2002). Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis. *J Biomech*, 35: 267-275. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(01\)00179-8](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(01)00179-8)
- [25] Abdelgaied, A., Brockett, C. L., Liu, F., Jennings, L. M., Fisher, J., and Jin, Z. (2013). Quantification of the effect of cross-shear and applied nominal contact pressure on the wear of moderately cross-linked polyethylene. *Proc Inst Mech Eng H*, 227: 18-26. <https://doi.org/10.1177/0954411912459423>
- [26] Anas, M. N. (2014). An Instrumented Insole System for Gait Monitoring and Analysis. *International Journal of Online and Biomedical Engineering (iJOE)*, 10: 30-34. <https://doi.org/10.3991/iJOE.v10i6.3971>
- [27] Galvin, A., Kang, L., Tipper, J., Stone, M., Ingham, E., Jin, Z., and Fisher, J. (2006). Wear of crosslinked polyethylene under different tribological conditions. *J Mater Sci Mater Med*, 17: 235-243. <https://doi.org/10.1007/s10856-006-7309-z>
- [28] Srinivas, G. R., Deb, A., and Kumar, M. N. (2013). A study on polyethylene stresses in mobile-bearing and fixed-bearing total knee arthroplasty (TKA) using explicit finite element analysis. *J Long Term Eff Med Implants*, 23: 275-283. <https://doi.org/10.1615/jlongtermeffmedimplants.2013008440>
- [29] Hazir, E., Koc, K., and Hiziroglu, S. (2017). Optimization of sanding parameters using response surface methodology. *Maderas: Ciencia y Tecnologia*, 19: 407-416. <https://doi.org/10.4067/S0718-221X2017005000034>
- [30] Szivek, J. A., Anderson, P. L., and Benjamin, J. B. (1996). Average and peak contact stress distribution evaluation of total knee arthroplasties. *J Arthroplasty*, 11: 952-963. [https://doi.org/10.1016/s0883-5403\(96\)80137-9](https://doi.org/10.1016/s0883-5403(96)80137-9)
- [31] Takian, W., Rooppakhun, S., Ariyarat, A., and Sucharitpwatskul, S. (2021). Optimal Conformity Design of Tibial Insert Component Based on ISO Standard Wear Test Using Finite Element Analysis and Surrogate Model. *Symmetry*, 13: 2377. <https://www.mdpi.com/2073-8994/13/12/2377>
- [32] Sathasivam, S., and Walker, P. S. (1999). The conflicting requirements of laxity and conformity in total knee replacement. *J Biomech*, 32: 239-247. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(98\)00139-0](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(98)00139-0)
- [33] Dharia, M. A., Snyder, S., and Bischoff, J. E. (2020). Computational Model Validation of Contact Mechanics in Total Ankle Arthroplasty. *J Orthop Res*, 38: 1063-1069. <https://doi.org/10.1002/jor.24551>
- [34] Sarwar, A., Srivastava, S., Chu, C., Machin, A., Schemitsch, E. H., Bougherara, H., Bagheri, Z. S. and Zdero, R. (2017). Biomechanical Measurement Error Can Be Caused by Fujifilm Thickness: A Theoretical, Experimental, and Computational Analysis. *Biomed Res Int*, 2017: 4310314. <https://doi.org/10.1155/2017/4310314>

Paper—Finite Element Analysis of Contact Stress Distribution on Insert Conformity Design of Total...

8 Authors

Techin Seechaipat is a post-graduate student at the school of biomedical Innovation Engineering, Institute of Engineering, Suranaree University of Technology, Nakhon Ratchasima 30000, Thailand. His research interests included 3D motion analysis, musculoskeletal (MSK) modeling, CAD/ CAE (Reverse Engineering Technology), and biomechanics (email: techin.seechaipat@gmail.com).

Supakit Rooppakhun is an assistant professor and head of CAD/CAE Research Laboratory in School of Mechanical Engineering, Institute of Engineering, Suranaree University of Technology, Nakhon Ratchasima 30000, Thailand. His research interests included Finite Element modeling & simulation, CAD/ CAE (Reverse Engineering Technology), biomechanics, biomedical devices and systems, and vehicle structure design & analysis (email: supakit@sut.ac.th).

Chotchuang Phombut is a Ph.D. candidate in the School of Mechanical Engineering, Institute of Engineering, Suranaree University of Technology, Nakhon Ratchasima 30000, Thailand. His research interests included CAD/ CAE (Reverse Engineering Technology), biomechanics, and biomedical devices and systems (email: chotchuang.p@gmail.com).

Article submitted 2022-01-07. Resubmitted 2022-02-22. Final acceptance 2022-02-23. Final version published as submitted by the authors.



ประวัติผู้เขียน

นายเตชินท์ สีสัชพัฒน์ เกิดเมื่อวันที่ 21 เดือนพฤษภาคม พ.ศ. 2537 ณ จังหวัด นครราชสีมา สำเร็จการศึกษาระดับชั้นมัธยมศึกษาจากโรงเรียนราชสีมาวิทยาลัย อำเภอเมือง จังหวัด นครราชสีมา ในปี การศึกษา 2556 และสำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรีจากคณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิศวกรรมแพทย์ มหาวิทยาลัยมหาวิทยาลัสมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ในปีการศึกษา 2560 หลังจา กสำเร็จการศึกษาได้เข้าทำงานใน บริษัทจำหน่ายเครื่องมือแพทย์ ตำแหน่งวิศวกร บริการเทคนิคเป็น เวลา 1 ปี ต่อจากนั้นได้ทำงานทางสายงานโรงพยาบาล ในตำแหน่งวิศวกรแพทย์ โรงพยาบาล รามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล หลังจากนั้นจึงเกิดแรงจูงใจที่จะศึกษาต่อใน ระดับปริญญาโท ทางด้าน วิศวกรรมแพทย์เหมือนเดิม เพื่อเป็นการพัฒนาความรู้ และความสามารถให้กับ ตนเอง จึงได้เข้า ศึกษาต่อในระดับปริญญาโท สาขาวิชานวัตกรรม วิศวกรรมแพทย์ สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ในปี พ.ศ.2561 และขอรับทุนการศึกษาระดับบัณฑิตศึกษาใน ส่วน ของทุนกิตติบัณฑิต ในขณะที่ศึกษาอยู่ได้มีโอกาสเป็นผู้ช่วยสอนในสาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล และ วิศวกรรมทางวัสดุ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารีได้แก่ (1) ปฏิบัติการเทคโนโลยีการผลิต และระบบ ควบคุมอัตโนมัติในโรงงานวิศวกรรมเครื่องยานยนต์ (2) ปฏิบัติการขึ้นรูปเซรามิก (3) ปฏิบัติการ ทดสอบสมบัติพอลิเมอร์ และ (4) การใช้คอมพิวเตอร์ช่วยในการวิเคราะห์ทางวิศวกรรมสำหรับ วิศวกรรมยานยนต์ซึ่งช่วยให้ผู้วิจัยได้นำประสบการณ์ และความรู้ที่ได้จากการเป็นผู้ช่วยสอน และวิจัย มาประยุกต์ใช้กับงานวิจัยได้เป็นอย่างดี จากการทำวิจัยนี้ทำให้ผู้วิจัยมี ความรู้ และความเข้าใจในการ ใช้คอมพิวเตอร์ช่วยในการออกแบบ การใช้คอมพิวเตอร์ช่วยสำหรับระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ และ การออกแบบอุปกรณ์การทดสอบ และในระหว่างศึกษาในระดับปริญญาโทได้มีผลงานนำเสนอระดับ นานาชาติ 1 เรื่อง และตีพิมพ์วารสารทางวิชาการระดับนานาชาติ 1 เรื่อง