

การจำลองพฤติกรรมการศึกษาหรือชิ้นส่วนหมอนรองกระดูก
ของข้อเข่าเทียมด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์



นายวิชญพงศ์ ตะเคียน

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกลและระบบกระบวนการ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ปีการศึกษา 2565

WEAR BEHAVIOR MODELING ON TIBIAL INSERT COMPONENT OF
TOTAL KNEE ARTHROPLASTY USING FINITE ELEMENT METHOD

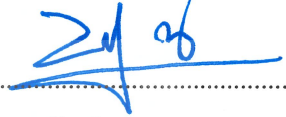


A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the
Degree of Doctor of Philosophy in Mechanical and
Process System Engineering
Suranaree University of Technology
Academic Year 2022

การจำลองพฤติกรรมกรรมการสิทธิหรือขึ้นส่วนหมอนรองกระดูกของข้อเข่าเทียม
ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้นักวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาตรีบัณฑิต

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์




(รศ. ดร.บัณฑิต กฤตาคม)

ประธานกรรมการ



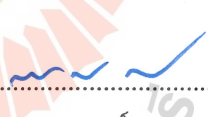
(ผศ. ดร.สุภกิจ รูปจันทร์)

กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)



(ผศ. ดร.กীরติ สุลักษณ์)

กรรมการ



(ผศ. ดร.สมศักดิ์ ศิวดำรงพงศ์)

กรรมการ



(ดร.เสฏฐวรรธ สุขจิตภวัตสกุล)

กรรมการ



(รศ. ดร.ยุพาพร รักสกุลพิวัฒน์)

รักษาการแทนรองอธิการบดีฝ่ายวิชาการ

และประกันคุณภาพ



(รศ. ดร.พรศิริ จงกล)

คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

วิทยุพงศ์ ตะเคียน : การจำลองพฤติกรรมการสึกหรอขึ้นส่วนหมอนรองกระดูกของข้อเข่าเทียม
ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (WEAR BEHAVIOR MODELING ON TIBIAL INSERT
COMPONENT OF TOTAL KNEE ARTHROPLASTY USING FINITE ELEMENT METHOD)
อาจารย์ที่ปรึกษา : ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุภกิจ รูปจันทร์, 158 หน้า.

คำสำคัญ: คุณสมบัติวัสดุ/ไฟไนต์เอลิเมนต์/วิศวกรรมย้อนรอย/อัตราการใช้หรือ/ความเค้นสัมผัส

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาพฤติกรรมการสึกหรอที่เกิดขึ้นบนชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมใน
อุปกรณ์ข้อเข่าเทียมด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยศึกษาถึงพารามิเตอร์ทางกลที่สำคัญและที่
ส่งผลต่อการสึกหรอ ได้แก่ รูปทรงของข้อเข่าเทียม ขนาด วัสดุชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียม และ
พฤติกรรมของภาระในขณะใช้งาน โดยที่การศึกษาในส่วนแรกจะเป็นการพิจารณาอิทธิพลของความ
เค้นและพื้นที่สัมผัสที่เกิดขึ้นระหว่างชิ้นส่วนกระดูกต้นขาส่วนล่างกับชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมกับ
รูปทรงและประเภทข้อเข่าเทียมที่ต่างกัน โดยวิธีการจำลองบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ การทดสอบจริง
จากนั้นส่วนที่สองจะเป็นการศึกษาพฤติกรรมทางไทรโบโลยี ของการทดสอบแบบมาตรฐานพินออน
ดิสก์ โดยการพัฒนาแบบจำลองการสึกหรอด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และวิเคราะห์เปรียบเทียบ
ผลกับการทดสอบจริง และสุดท้ายส่วนที่สามเป็นการศึกษาพฤติกรรมการสึกหรอบนชิ้นส่วนหมอน
รองข้อเข่าเทียมในอุปกรณ์ข้อเข่าเทียมภายใต้เงื่อนไขการจำลองด้วยมาตรฐานการทดสอบ ISO-
14243 เพื่อวิเคราะห์ปัจจัยทางกลที่ส่งผลต่อการสึกหรอและรอบการใช้งานบนชิ้นส่วนหมอนรองข้อ
เข่าเทียมและเปรียบเทียบระหว่างแบบจำลองวัสดุพอลิเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (UHMWPE) และ
วัสดุพอลิอีเทอร์อีเทอร์คีโตน (PEEK) ผลการศึกษาพบว่าในการทดลองส่วนแรกเพื่อหาค่าความเค้นที่
เกิดขึ้นในข้อเข่าเทียมระหว่างการจำลองด้วยคอมพิวเตอร์และการทดสอบมีค่าใกล้เคียงกัน ซึ่งมีค่า
ความแตกต่างอยู่ในช่วง 4.29 % ถึง 57.3 % ในขณะที่ผลการวิเคราะห์การสึกหรอบนโปรแกรม
คอมพิวเตอร์มีค่าใกล้เคียงกับการทดสอบพินออนดิส นอกจากนั้น การทำนายพฤติกรรมการสึกหรอบน
ชิ้นส่วนหมอนรองกระดูกมีผลใกล้เคียงกับการทดสอบตามมาตรฐาน ทั้งนี้ ปัจจัยที่ส่งผลต่อพฤติกรรม
การสึกหรอบนหมอนรองข้อเข่าเทียมประกอบไปด้วยสมบัติทางกล การออกแบบขนาดและรูปทรง
ของข้อเข่าเทียม ทำหน้าที่สุดผลจากการทดสอบเปรียบเทียบยืนยันความถูกต้องของ มีผลที่ใกล้เคียง
และเป็นไปในทางทิศเดียวกัน

สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล

ปีการศึกษา 2565

ลายมือชื่อนักศึกษา.....

ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา.....

WISANUPONG TAKIAN : WEAR BEHAVIOR MODELING ON TIBIAL INSERT
COMPONENT OF TOTAL KNEE ARTHROPLASTY USING FINITE ELEMENT
METHOD. THESIS ADVISOR : ASST. PROF. SUPAKIT ROOPPAKHUN, Ph.D.,
158 PP.

Keywords: Mechanical Properties/Finite Element Method/Reverse Engineer/Wear
Rate/Contact Pressure

This research aimed to study the wear behavior of the tibial insert using the finite element method. The major mechanical parameters that affect wear and tear are examined, including the geometry of total knee arthroplasty, sizes, and materials of the tibial insert. The first part of the study is to determine the influence of contact pressure and the contact area between the femoral with the tibial insert of different geometry by simulation method on a computer program with finite element method, actual testing. The second part is to study the tribological behavior of the pin-on-disk standard test by developing a finite element wear model and analyzing the results against the actual test. And finally, the third part is a study of wear behavior on the tibial insert under simulated conditions under ISO-14243 testing standards to analyze the mechanical factors affecting and use cycles of wear on the tibial insert. The tibial insert parts have been compared between high molecular weight polyethylene (UHMWPE) and polyetheretherketone (PEEK) materials. The study found that the contact pressure in the tibial insert between the computer simulation and experiment values was similar for the first part. The difference has ranged from 4.29% to 57.3%, a significant difference due to experimental limitations. The results of the wear analysis on the computer simulation are similar to the pin-on-disk test. In addition, the predictive effect of the wear behavior on the tibial insert parts was similar to that of the standardized test. The factors affecting the wear behavior on the tibial insert include mechanical properties, design, sizes, and geometric of the total knee arthroplasty. Finally, the results from the comparative test confirmed the validity of having similar results and are in the same direction.

School of Mechanical Engineering
Academic Year 2022

Student's Signature.....
Advisor's Signature.....

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะสำเร็จลุล่วงได้เป็นอย่างดี เนื่องจากได้รับความกรุณาอย่างสูงจากท่านผู้ให้คำปรึกษาตลอดระยะเวลาในการทำวิจัยนี้ ได้แก่ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุภกิจ รูปจันทร์ ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ของผู้วิจัยที่ได้ให้คำแนะนำความรู้ทางวิชาการ ประสิทธิภาพสาขาวิชา ความรู้ในการทำวิจัยรวมถึงชี้แนะวินัยด้านการทำงาน ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง ขอขอบคุณ ดร.เสฏฐวรรธ สุจริตภวัตสกุล ที่กรุณาให้คำปรึกษาและชี้แนะแนวทางการแก้ไขปัญหาในการดำเนินการวิจัย ขอขอบคุณคณะกรรมการสอบที่ให้คำชี้แนะในการแก้ไขเล่มวิทยานิพนธ์ให้เกิดความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น ขอขอบคุณมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารีและบุคลากรศูนย์เครื่องมือวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี ที่ให้ความรู้ทางด้านการใช้เครื่องมือตลอดจนอำนวยความสะดวกในการใช้เครื่องมือเป็นอย่างดี ขอขอบคุณบุคคลใกล้ชิดเพื่อนพ้องน้องนิตนักศึกษาทุกระดับทั้งที่สำเร็จ การศึกษาและกำลังศึกษา เจ้าหน้าที่มหาวิทยาลัยทุกภาคส่วนที่ช่วยเหลือและอำนวยความสะดวกต่อ งานวิทยานิพนธ์ในครั้งนี้

สุดท้ายนี้ ขอกราบขอบพระคุณบิดาและมารดาผู้ให้กำเนิดข้าพเจ้า อันเป็นผู้ให้การสนับสนุน ในขั้นต้นและส่งเสริมการศึกษาเป็นกำลังใจให้การช่วยเหลือเป็นอย่างดีตลอดมา จนประสบความสำเร็จในการทำวิทยานิพนธ์เล่มนี้

วิษณุพงศ์ ตะเคียน

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย).....	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ).....	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ค
สารบัญ.....	ง
สารบัญตาราง.....	ช
สารบัญรูป.....	ฉ
คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ.....	ฒ
บทที่	
1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์.....	3
1.3 สมมติฐานการวิจัย.....	3
1.4 ขอบเขตของการวิจัย.....	3
1.5 ขั้นตอนดำเนินงานวิจัย.....	4
1.6 สถานที่ดำเนินงานวิจัย.....	4
1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	5
2 ปรัชญ่วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	6
2.1 กายวิภาคศาสตร์ข้อเท้า.....	6
2.1.1 กระดูกสะบ้า.....	6
2.1.2 กระดูกต้นขาส่วนปลายล่าง.....	7
2.1.3 กระดูกหน้าแข้งส่วนปลายบน.....	9
2.1.4 เส้นเอ็นในข้อเท้า.....	10
2.1.5 อองศาของกล้ามเนื้อ.....	11
2.1.6 พยาธิวิทยา.....	12

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.2	ข้อเช่าเสื่อม..... 13
2.3	ข้อเช่าเทียม..... 14
2.3.1	ฝาครอบกระดุกต้นขาส่วนปลายล่าง..... 15
2.3.2	หมอนรองข้อเช่าเทียม..... 16
2.3.3	ฝาครอบกระดุกหน้าแข้งส่วนปลายบน..... 17
2.3.4	กระดุกสะบ้าเทียม..... 17
2.3.5	ขั้นตอนการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเช่าเทียม..... 18
2.3.6	รูปแบบของข้อเช่าเทียม..... 18
2.3.7	วัสดุข้อเช่าเทียม..... 20
2.4	การศึกษารองของวัสดุหมอนรองข้อเช่าเทียม..... 20
2.4.1	ปัจจัยของการศึกษารอง..... 21
2.4.1.1	ปัจจัยด้านรูปทรง..... 22
2.4.1.2	ปัจจัยด้านวัสดุ..... 22
2.4.1.3	ปัจจัยด้านภาระ..... 23
2.4.1.4	ปัจจัยด้านความหนาของหมอนรองข้อเช่าเทียม..... 23
2.4.1.5	ปัจจัยด้านความเรียบผิว..... 24
2.4.2	ทฤษฎีผิวสัมผัสของเฮิร์ต..... 26
2.4.3	สมการการศึกษารองของอาซาร์ดโมเดล..... 27
2.4.4	สมการควบคุมเพื่อหาค่าการศึกษารอง..... 29
2.5	มาตรฐานการทดสอบ..... 31
2.5.1	มาตรฐานทดสอบการศึกษารองข้อเช่าเทียม ISO-14243..... 32
2.5.2	มาตรฐานการทดสอบความเค้นสัมผัส PI-17..... 33
2.6	งานวิจัยอื่นที่เกี่ยวข้อง..... 34
2.6.1	งานวิจัยเกี่ยวกับคลินิกและทดสอบวัสดุข้อเช่าเทียม..... 35
2.6.2	งานวิจัยเกี่ยวกับเครื่องมือทดสอบ..... 38
2.6.3	งานวิจัยเกี่ยวกับการวิเคราะห์ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์..... 40
2.7	สรุปภาพรวมงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง..... 44

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3 วิธีดำเนินงานวิจัย	48
3.1 กล่าวนำ.....	48
3.2 การทดสอบสมบัติวัสดุ.....	49
3.2.1 การเตรียมชิ้นงานทดสอบ.....	49
3.2.2 การเตรียมชิ้นงานสำหรับการทดสอบคุณสมบัติทางกล.....	50
3.2.3 การเตรียมชิ้นงานและการทดสอบการสึกหรอของพินออดิสก์.....	52
3.3 การวิเคราะห์และจำลองการสึกหรอของพินออดิสก์.....	54
3.4 การวิเคราะห์และจำลองหาค่าความเค้นในข้อเข้าเทียม.....	55
3.4.1 การสร้างแบบจำลองข้อเข้าเทียม.....	55
3.4.2 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์.....	56
3.4.3 การกำหนดคุณสมบัติวัสดุ.....	57
3.4.4 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต.....	58
3.4.5 การเปรียบเทียบการทดลองกับทฤษฎีและการจำลอง.....	60
3.5 การทดสอบทางกลข้อเข้าเทียมโดยใช้เทคนิคฟูจีฟิล์ม.....	62
3.6 การวิเคราะห์การสึกหรอของข้อเข้าเทียม ตามมาตรฐาน ISO-14243 ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	64
3.6.1 เงื่อนไขและการจำลอง.....	64
3.6.2 คุณสมบัติของวัสดุและเงื่อนไขขอบเขต.....	65
3.6.3 การตรวจสอบความถูกต้องของการจำลอง ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	66
3.6.3.1 การหาค่าความถูกต้องของขนาดเมช.....	66
3.6.3.2 สมการและการคำนวณการสึกหรอ.....	67
3.7 การตรวจสอบความถูกต้องของการจำลองด้วยการทดลอง.....	68
4 ผลการดำเนินงานวิจัย	70
4.1 กล่าวนำ.....	70
4.2 ผลการทดสอบเชิงกลของวัสดุโพลีเอทิลีนและวัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน.....	70

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

4.3 ผลการวิเคราะห์การสึกหรอพินอนดิสก์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ และการทดสอบ.....	74
4.3.1 ผลการทดสอบพินอนดิสก์.....	74
4.3.2 ผลการจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	77
4.4 ผลการวิเคราะห์ความเค้นของข้อเหวี่ยงภายใต้ภาระโหลดที่เปลี่ยนแปลง ตามมุม 0 ถึง 90 องศา ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และเทคนิคฟูจิปิล์ม.....	77
4.4.1 การวิเคราะห์ความเค้นของข้อเหวี่ยงด้วยเทคนิคฟูจิปิล์ม.....	78
4.4.2 การวิเคราะห์ความเค้นของข้อเหวี่ยงด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	78
4.5 ผลการวิเคราะห์ค่าการสึกหรอของข้อเหวี่ยงด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	85
4.5.1 ปัจจัยทางด้านรูปร่างที่ส่งผลต่อการสึกหรอของข้อเหวี่ยง.....	87
4.5.2 ปัจจัยทางด้านขนาดที่ส่งผลต่อการสึกหรอของข้อเหวี่ยง.....	88
4.5.3 ปัจจัยทางด้านวัสดุที่ส่งผลต่อการสึกหรอของข้อเหวี่ยง.....	90
4.6 ผลการตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรมวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์.....	95
4.6.1 การเปรียบเทียบระหว่างการทดสอบและการจำลองการสึกหรอ ในข้อเหวี่ยง.....	95
4.6.2 การเปรียบเทียบความถูกต้องระหว่างการทดสอบบอลกับเพลท.....	96
4.7 ผลการตรวจสอบตัวแปรที่สำคัญที่สุด.....	97
5 บทสรุปและข้อเสนอแนะ.....	102
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	102
5.2 ข้อเสนอแนะ.....	103
รายการอ้างอิง.....	104
ภาคผนวก	
ภาคผนวก ก. การออกแบบชุดทดสอบความเค้นจากแรงกด.....	112
ภาคผนวก ข. บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่.....	117
ประวัติผู้เขียน.....	158

สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
2.1	คุณสมบัติทางกลของวัสดุข้อเข้าเทียม.....	20
2.2	ค่าอัตราการสึกหรอของวัสดุแต่ละชนิด.....	29
2.3	งานวิจัยเกี่ยวกับข้อเข้าเทียม.....	45
2.4	คุณสมบัติทางกลของวัสดุข้อเข้าเทียม.....	47
3.1	ค่าการทดสอบทางกลของ PI-17.....	58
4.1	ค่าสมบัติเชิงกลของวัสดุโพลีเอเทอร์อีเทอร์คีโตน.....	73
4.2	ค่าสมบัติเชิงกลของวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง.....	74
4.3	ผลการสึกหรอของ UHMWPE และ PEEK.....	75
4.4	ค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอพื้นของพื้นอนติสก์.....	76
4.5	ผลการเปรียบเทียบค่าความเค้นและพื้นที่สัมผัสของ บอลทดสอบกับเพลท.....	97
4.6	แสดงผลการสึกหรอของข้อเข้าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลัง.....	97
4.7	แสดงผลการสึกหรอของข้อเข้าเทียมแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง.....	99

สารบัญญรูป

รูปที่		หน้า
1.1	สาเหตุหลักที่เกิดความล้มเหลวหลังการผ่าตัดในข้อเข่าเทียมปี 2546-2552.....	2
2.1	รูปเอกซเรย์ กระดูกสะบ้า.....	6
2.2	รูปร่างของกระดูกสะบ้า.....	7
2.3	ส่วนต่างๆของกระดูกต้นขาส่วนปลายล่างและกระดูกหน้าแข้งส่วนปลายบน (ก) มุมมองด้านหน้า (ข) มุมมองด้านข้างใน.....	7
2.4	ส่วนต่างๆของกระดูกต้นขาส่วนปลายล่างและกระดูกหน้าแข้งส่วนปลายบน (ค) มุมมองด้านข้างนอก (ง) มุมมองด้านหลัง.....	8
2.5	กระดูกต้นขาส่วนปลายล่างและกระดูกหน้าแข้งส่วนปลายบน.....	9
2.6	(ก) ข้อเข่าด้านหน้า (ข) ข้อเข่าด้านหลัง.....	10
2.7	แนวองศาของมุม Q.....	12
2.8	ผิวกระดูกอ่อนที่เกิดการสึกหรอ (Osteoarthritis of knee joint).....	13
2.9	แนวทางในการรักษาข้อเข่าเสื่อม.....	14
2.10	ชิ้นส่วนข้อเข่าเทียม.....	15
2.11	ชิ้นส่วนข้อเข่าเทียม.....	16
2.12	หมอนรองข้อเข่าเทียม (ซ้าย) แบบหมุนได้ (ขวา) แบบหมุนไม่ได้.....	16
2.13	ชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกหน้าแข้งส่วนปลายบน (ซ้าย) แบบหมุนได้ (ขวา) แบบหมุนไม่ได้.....	17
2.14	ชิ้นส่วนกระดูกสะบ้า.....	17
2.15	ขั้นตอนการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมจากซ้ายไปขวา ข้อเข่าที่ผิวกระดูกเสียหาย, ตัดกระดูกบางส่วน, สวมใส่ข้อเข่าเทียม.....	18
2.16	ข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลัง (ซ้าย) Fixed-Bearing (ขวา) Mobile-Bearing.....	19
2.17	ข้อเข่าเทียมแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง (ซ้าย) fixed-bearing (ขวา) Mobile-bearing.....	19
2.18	ปัจจัยที่ส่งผลต่อความล้มเหลวหลังการผ่าตัดข้อเข่าเทียม.....	21
2.19	รูปทรงข้อเข่าเทียมที่ส่งผลต่ออัตราการสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียม.....	22
2.20	อัตราการสึกหรอของวัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียมที่แตกต่างกัน.....	22
2.21	ภาระโหลดที่มีผลต่ออัตราการสึกหรอของวัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียม.....	23

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.22 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความเค้นสัมผัสกับความหนาโพลีเอทิลีน.....	23
2.23 ผิวของวัสดุ (ซ้าย) โคบอลโครม (ขวา) โคบอลโครมเคลือบผิวด้วยไทเทเนียมไนไตรด์.....	24
2.24 อัตราการสึกหรอของโพลีเอทิลีน.....	25
2.25 อนุภาคของโพลีเอทิลีน.....	25
2.26 อนุภาคของโพลีเอทิลีนชนิดที่มีความหนาแน่นของโมเลกุลสูง.....	26
2.27 ชิ้นงานแท่งกับชิ้นงานที่เป็นทรงกระบอก (A) เพลahaman (B) แหวนขนาด 15/16 นิ้ว (C) พินขนาด ¼ นิ้ว (P) แรงกดที่พิน.....	28
2.28 ข้อบังคับและมาตรฐาน FDA ของข้อเข้าเทียม.....	32
2.29 ทิศทางของแรงในแนวแกนหน้า-หลัง AP, แรงบิด และทิศทางการเอียงของชิ้นส่วนกระดูกต้นขาส่วนล่าง.....	32
2.30 (ซ้าย) องค์การหมุนของข้อเข้าแกน X (ขวา) แรงที่เกิดในแกนตั้ง.....	33
2.31 (ซ้าย) แรงในแนวด้านหน้าและหลัง (ขวา) องค์การหมุนแนวแกน Y.....	33
2.32 (ซ้าย) พื้นที่สัมผัสจากฟูจิฟิล์ม (ขวา) การคำนวณไฟไนต์เอลิเมนต์.....	34
2.33 สาเหตุหลักที่เกิดความล้มเหลวหลังการผ่าตัดในข้อเข้าเทียมปี 2553-2554.....	35
2.34 แสดงภาพเอกซเรย์หลังผ่าตัดเสร็จ.....	35
2.35 ภาพการสึกหรอของวัสดุรองข้อเข้าเทียม.....	36
2.36 วัสดุรองข้อเข้าหลุดออกจากฐานยึดและสึกหรอ.....	36
2.37 ผลการเปรียบเทียบการสึกหรอของวัสดุโพลีเอทิลีน XLPE และ UHMWPE.....	37
2.38 เครื่องทดสอบ พินอนดิส.....	37
2.39 ความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิและการสึกหรอ.....	38
2.40 ค่าความเค้นกับระยะเวลาการทดสอบ.....	38
2.41 ค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด.....	39
2.42 เครื่องทดสอบข้อเข้าเทียม (ซ้าย) แบบนิวเมตริก (ขวา) แบบไฟฟ้า.....	40
2.43 รอบการเดินแบบปรกติมาตรฐาน ISO 14243.....	41
2.44 ลักษณะความเค้นที่เกิดขึ้นบนแผ่นรองข้อเข้าเทียม.....	41
2.45 ความเค้นสัมผัสของข้อเข้าเทียมแบบหมุนได้และหมุนไม่ได้.....	42
2.46 ผลการวิเคราะห์การสึกหรอระหว่างการทดลองจริงกับการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์.....	42

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า	
2.47	โมเดลข้อเช่าเทียมจำลองพารามิเตอร์โหลดต่าง ๆ.....	43
2.48	ปริมาณการสึกหรอของโพลีเอทิลีนกับรอบการคำนวณ.....	43
2.49	รูปแบบการสึกหรอของข้อเช่าเทียม (A) โหลดที่มีการปรับเปลี่ยน (B) โหลดแบบกำหนดระยะเวลาการเคลื่อนที่ของปี 2004 (C) โหลด แบบกำหนดระยะเวลาการเคลื่อนที่ของปี 2014 (D) โหลดแบบมีการปรับเปลี่ยนของปี 2004 (E) โหลดแบบกำหนดแรงของปี 2009.....	44
3.1	แผนผังแสดงขั้นตอนการดำเนินงานโดยสังเขป.....	49
3.2	ขนาดของชิ้นตัวอย่างเพื่อทดสอบคุณสมบัติเชิงกล.....	50
3.3	(ซ้าย) วัสดุ PEEK โพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (ขวา) วัสดุ UHMWPE โพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง.....	51
3.4	เครื่องทดสอบแรงดึงแบบ AUTOGRAPH Precision Universal Tester (AGX-V).....	51
3.5	ขนาดของชิ้นทดสอบการสึกหรอ.....	52
3.6	เครื่องทดสอบการสึกหรอ Universal Friction and Wear Tester.....	53
3.7	สภาวะทดสอบพินออนดิสก์.....	54
3.8	เครื่องชั่งละเอียด ทศนิยม 4 ตำแหน่ง.....	54
3.9	การจำลองพินออนดิสก์.....	55
3.10	การแสกนชิ้นงาน 3 มิติ.....	56
3.11	แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของข้อเช่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง ผ่าครอบกระดูกต้นขาส่วนปลาย (บน) หมอนรองข้อเช่าเทียม (ล่าง).....	57
3.12	แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของข้อเช่าเทียมประเภททดแทนเอ็นไขว้หลัง ผ่าครอบกระดูกต้นขาส่วนปลาย (บน) หมอนรองข้อเช่าเทียม (ล่าง).....	58
3.13	การจำลองการทดสอบการงอข้อเช่าที่มุม 0, 15, 30, 60 และ 90 องศา.....	59
3.14	รูปแบบการจำลอง.....	60
3.15	การทดสอบด้วยฟูจิฟิล์ม.....	61
3.16	การจำลองด้วยโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์.....	61
3.17	ทดสอบหาค่าความเค้นสัมผัสของข้อเช่าเทียมด้วยแผ่นฟูจิฟิล์ม.....	62
3.18	ขั้นตอนในการทำการทดลองหาค่าความเค้นในข้อเช่าเทียม.....	63

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.19	เงื่อนไขการทดสอบ.....64
3.20	เงื่อนไขโหลดทดสอบ มาตรฐาน ISO-14243:2009 (ก) โหลดตามแนวแกน. (ข) โหลดดองศาการงอ; (ค) โหลดแบบเคลื่อนที่สไลด์ไปด้านหน้า หรือด้านหลัง และ (ง) โหลดรูปแบบหมุนซ้ายหรือหมุนขวา.....65
3.21	ผลลัพธ์ของค่าความเค้นสูงสุด ของแต่ละขนาดของเมช ตั้งแต่ขนาดเมช 1 มิลลิเมตร จนถึง 0.6 มิลลิเมตร.....66
3.22	ผลลัพธ์ของค่าความสัมผัสเค้นสูงสุดตามขนาดของเมช ตั้งแต่ 0.6 - 1 มม. ในหนึ่งรอบการจำลอง.....67
3.23	แผนผังวงจรการคำนวณหาค่าการสึกหรอ.....68
3.24	เครื่องทดสอบข้อเข้าเทียมและเงื่อนไขการทดสอบ.....69
3.25	ชิ้นงานหมอนรองข้อเข้าเทียม.....69
4.1	ค่าความเค้นและค่าความเครียดจริงของวัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน.....71
4.2	ค่าความเค้นและค่าความเครียดจริงของวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง.....71
4.3	วัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (ซ้าย) ก่อนทดสอบ (ขวา) หลังการทดสอบ.....72
4.4	วัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (ซ้าย) ก่อนทดสอบ (ขวา) หลังการทดสอบ.....73
4.5	น้ำหนักของพินวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (ซ้าย) ก่อนการทดสอบ (ขวา) หลังจากการทดสอบ.....75
4.6	ความสึกวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (ซ้าย) การจำลอง (ขวา) การทดสอบ.....77
4.7	ความสึกโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (ซ้าย) การจำลอง (ขวา) การทดสอบ.....77
4.8	ค่าความเค้นสัมผัสที่เกิดขึ้นบนหมอนรองข้อเข้าเทียมของข้อเข้าเทียมประเภท ทดแทนเอ็นไขว้หลัง ที่มุมมองศาการงอเข้า 0, 15, 30, 60, และ 90 (ก) ผลการวิเคราะห์ ด้วยเทคนิคฟูจิจิฟิล์ม (ข) ผลการวิเคราะห์แบบจำลองบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์.....79
4.9	ค่าความเค้นสัมผัสที่เกิดขึ้นบนหมอนรองข้อเข้าเทียมของข้อเข้าเทียมประเภท อนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง ที่มุมมองศาการงอเข้า 0, 15, 30, 60, และ 90 (ก) ผลการวิเคราะห์ ด้วยเทคนิคฟูจิจิฟิล์ม (ข) ผลการวิเคราะห์แบบจำลองบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์.....80
4.10	ค่าความเค้นสัมผัสของของข้อเข้าเทียมประเภททดเอ็นไขว้หลังที่มุมมองศาการงอเข้าใด ๆ...81
4.11	ค่าพื้นที่สัมผัสของของข้อเข้าเทียมประเภททดเอ็นไขว้หลังที่มุมมองศาการงอเข้าใด ๆ.....82

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.12	ค่าความเค้นสัมผัสของของข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังที่มุมมองศากรงข้อเข้าใด ๆ.....83
4.13	ค่าพื้นที่สัมผัสของของข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังที่มุมมองศากรงข้อเข้าใด ๆ...84
4.14	ชุดประกอบข้อเข้าเทียมที่มีขนาดแตกต่างกันระหว่างชิ้นส่วน ฝาครอบกระดูกต้นขา กับหมอนรองข้อเข้าเทียม (รูปที่ 4.14 ก1 และ ข1 ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 3 หมอนรองข้อเข้าเทียมเบอร์ 4) (Under size), (รูปที่ 4.14 ก2 และ ข2 ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 4 หมอนรองข้อเข้าเทียมเบอร์ 4) (Normal size), (รูปที่ 4.14 ก3 และ ข3 ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 5 หมอนรองข้อเข้าเทียมเบอร์ 4) (Over size).....86
4.15	การสึกหรอของหมอนรองข้อเข้าเทียม (ซ้าย) รูปแบบตัดเอ็นไขว้หลังและ (ขวา) อนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง ข้อฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 4 แบบ Normal size หมอนรองข้อเข้าเทียมเบอร์ 4.....87
4.16	การสึกหรอของหมอนรองข้อเข้าเทียมรูปแบบทดแทนเอ็นไขว้หลัง (ก) ข้อฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 3 แบบ Under size (ข) ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 4 แบบ Normal size (ค) ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 5 แบบ Over size.....89
4.17	การสึกหรอของหมอนรองข้อเข้าเทียมรูปแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง (ก) ข้อฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 3 แบบ Under size (ข) ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 4 แบบ Normal size (ค) ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 5 แบบ Over size.....90
4.18	การสึกหรอของหมอนรองข้อเข้าเทียมรูปแบบทดแทนเอ็นไขว้หลัง (ก) วัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (ข) วัสดุโพลีเอทิลีนเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (ค) วัสดุคาร์บอนไฟเบอร์เรนฟอส โพลีเอทิลีน เอเทอร์เอเทอร์คีโตน.....91
4.19	การสึกหรอของหมอนรองข้อเข้าเทียมรูปแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง (ก) วัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (ข) วัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (ค) วัสดุคาร์บอนไฟเบอร์เรนฟอส โพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน.....93
4.20	รูปอัตราการสึกหรอของการศึกษาปัจจัยด้านวัสดุ.....94
4.21	รูปอัตราการสึกหรอปัจจัยด้านขนาด.....94
4.22	(ซ้าย) การสึกหรอด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (ขวา) การทดลอง.....95
4.23	ปริมาณการสึกหรอหมอนรองข้อเข้าเทียม (ซ้าย) การทดสอบ (ขวา) การจำลอง.....96

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
4.24	ผลการทดสอบค่าความเค้น (ซ้าย) แผ่นพอลิฟิล์ม (ขวา) การจำลอง.....	96
4.25	ผลการแสดงตัวแปรหลัก.....	98
4.26	ตัวแปรทางด้านวัสดุและขนาด.....	98
4.27	ความสัมพันธ์ระหว่าง 2 ตัวแปร.....	99
4.28	ผลลัพธ์ของตัวแปรหลัก.....	100
4.29	ตัวแปรทางด้านวัสดุและขนาด.....	100
4.30	ความสัมพันธ์ระหว่าง 2 ตัวแปร.....	101
ก.1	ชุดจับยึดฝาครอบกระดุกต้นขา.....	113
ก.2	ชุดจับยึดหมอนรองข้อเข่าเทียมแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง.....	113
ก.3	ชุดจับยึดหมอนรองข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลัง.....	114
ก.4	ชุดฐานข้างปรับองศา.....	114
ก.5	ชุดฐานล่าง.....	115
ก.6	พินล็อกมุมมองขา.....	115
ก.7	ชุดทดสอบหาค่าความเค้นจากแรงกด.....	116

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ

PS	=	ข้อเช่าเทียมชนิดแบบทดแทนเอ็นไขว้หลัง Posterior-cruciate substituting
CR	=	ข้อเช่าเทียมแบบแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง Posterior-cruciate retaining
x, y	=	ค่าพิกัดแกนทวิเคราะห์
d	=	ระยะทางทั้งหมดที่เกิดการสัมผัส
R_1, R_2	=	รัศมีความโค้งของชิ้นงานที่ 1 และชิ้นงานที่ 2
α	=	มุมระหว่างระนาบความโค้งที่จุดสัมผัส
W	=	อัตราการสึกหรอ
K	=	สัมประสิทธิ์การสึกหรอ
P	=	ภาระโหลด
p_m	=	ความดันของวัสดุอ่อน
s	=	ระยะการเคลื่อน
FDA	=	Food and Drug administration
$ASTM$	=	American society for testing and materials
E_a	=	โมดูลัสของวัสดุ a
E_b	=	โมดูลัสของวัสดุ b
v_a	=	อัตราส่วนปัวของวัสดุ a
v_b	=	อัตราส่วนปัวของวัสดุ b
E'	=	โมดูลัสรวมของสองชิ้นงาน
H	=	ค่าความลึกของผิว
K_w	=	ค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอ
P	=	ขนาดของแรงกดสัมผัส
S	=	ระยะการเลื่อนใน 1 รอบ
σ	=	ความเค้นจริง
σ_o	=	ความเค้นทางวิศวกรรม
ε_o	=	ความเครียดทางวิศวกรรม
ε	=	ความเครียดจริง

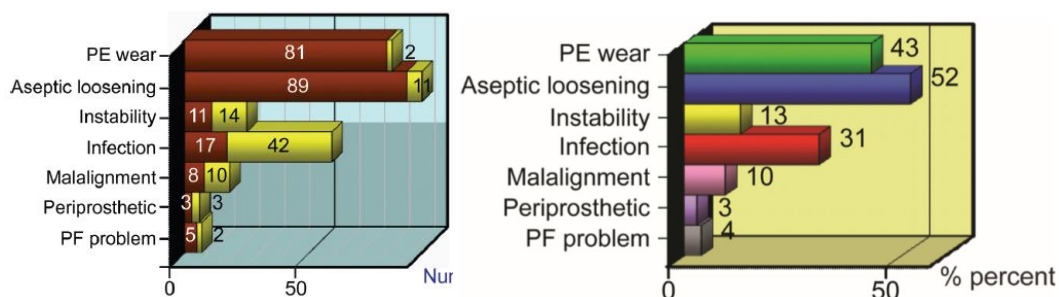
บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

ปัจจุบันการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างประชากรของประเทศไทยมุ่งไปสู่สังคมผู้สูงอายุอย่างมีนัยสำคัญ จากรายงานของมูลนิธิสถาบันวิจัยและพัฒนาผู้สูงอายุไทย มส.ผส. ในปี พ.ศ. 2559 เผยให้เห็นว่าจำนวนประชากรผู้สูงอายุในประเทศไทย ที่มีอายุ 60 ปีขึ้นไปมีอยู่ 11 ล้านคน หรือร้อยละ 16.5 ของประชากรทั้งหมด ซึ่งกลุ่มผู้สูงอายุส่วนใหญ่มักจะมีภาวะคุณภาพของกระดูกบริเวณข้อเข่าเสื่อมถอยและมีอาการปวดตามข้อต่าง ๆ และจากข้อมูลสถิติ สำนักงานประกันสุขภาพแห่งชาติ สปสช. (2560) พบว่า จำนวนของผู้ป่วยที่ผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมเข่าเทียมในช่วง 3 ปี พ.ศ. 2557 – 2559 มีผู้ป่วยเข้ารับการผ่าตัดทั่วประเทศมีจำนวน 268,000 รายต่อปี มีแนวโน้มสูงขึ้นโดยเฉลี่ยที่ 15.4 % ตามอัตราการเพิ่มขึ้นของจำนวนประชากรผู้สูงอายุ โดยทั่วไปกระบวนการรักษาผู้ป่วยดังกล่าวในระยะสุดท้ายจะเป็นการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม เพื่อให้สามารถกลับสู่สภาพการใช้งานปกติได้ อย่างไรก็ตามถึงแม้ว่าการรักษาด้วยวิธีผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม จะป็นวิธีที่ได้รับการยอมรับและมีผลการรักษาที่ดีมาก แต่ในระยะยาวยังคงมีการรายงานโอกาสเกิดความล้มเหลวจากการใช้งานหลังการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม

จากรายงานทางสถิติของ Narkbunnam et al. (2012) ในกลุ่มผู้ที่ได้รับการผ่าตัดข้อเข่าเทียม ในโรงพยาบาลศิริราชระหว่างเดือน กันยายน พ.ศ. 2546 ถึงมีนาคม พ.ศ. 2552 จำนวนทั้งหมด 189 คน อายุโดยเฉลี่ย 70.8 ปี ข้อเข่าเทียมมีอายุการใช้งานอยู่ที่ 6.42 ปี พบว่าสาเหตุหลักที่เกิดความล้มเหลวหลังการผ่าตัด แบ่งเป็นสัดส่วนไม่เกิน 3 ปี พบว่า อันดับที่ 1 เกิดจากการหลุดหลวมของอุปกรณ์ 42 คน อันดับที่ 2 ความไม่เสถียร 14 คน อันดับที่ 3 เกิดจากการติดเชื้อ และผู้ป่วยผ่าตัดเกิน 3 ปี ขึ้นไป พบว่า อันดับที่ 1 คือ เกิดจากการติดเชื้อ 89 คน อันดับที่ 2 คือ การสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียม 81 คน และ อันดับที่สาม คือ การหลุดหลวมของอุปกรณ์ 17 คน จากผลการสรุปทั้งก่อนและหลังผ่าตัด 3 ปี พบว่า เกิดจากการหลุดหลวมของอุปกรณ์ร้อยละ 52 การสึกหรอของวัสดุพอลิเอทิลีนร้อยละ 43 ความไม่เสถียรภาพร้อยละ 13 การติดเชื้อหลังการผ่าตัดร้อยละ 31 ตลอดจนสาเหตุอื่น ๆ ร้อยละ 17 ดังแสดงในรูปที่ 1.1



รูปที่ 1.1 สาเหตุหลักที่เกิดความล้มเหลวหลังการผ่าตัดในข้อเข่าเทียมปี 2546-2552

Narkbunnam et al. (2012)

สำหรับข้อมูลงานวิจัยในต่างประเทศพบว่าอายุการใช้งานของข้อเข่าเทียมหลังการผ่าตัด มีค่าเฉลี่ยในช่วง 8 ปี ถึง 11 ปี Bohl JR et al. (1999), Naudie DD et al. (2007), R. Stephen et al. (2007) ซึ่งรูปแบบของประเภทข้อเข่าเทียมแตกต่างกัน ก็จะส่งผลต่ออายุการใช้งานที่แตกต่างกันด้วย เช่น ข้อเข่าเทียมแบบหมุนไม่ได้ (Fixed-bearing) มีอายุการเฉลี่ยประมาณ 10 ปี (ร้อยละ 96 ของผู้ใช้งาน) ในขณะที่ข้อเข่าเทียมแบบหมุนได้ (Mobile-bearing) มีอายุการใช้งานเฉลี่ยประมาณ 16 ปี (ร้อยละ 79) นอกจากนี้ในการศึกษาของ Laskin RS. (2001), Stiehl et al. (2006) ได้ระบุถึงปัจจัยการสึกหรอของวัสดุพอลิเอทิลีน ซึ่งประกอบไปด้วยปัจจัยด้านวัสดุข้อเข่าเทียม ปัจจัยด้านรูปร่างของข้อเข่าเทียม และปัจจัยด้านกิจกรรมของผู้ใช้งานซึ่งจะส่งผลถึงอัตราการสึกหรอและอายุการใช้งานของข้อเข่าเทียม

อย่างไรก็ตามชิ้นส่วนข้อเข่าเทียมที่มีจำหน่ายและใช้งานในปัจจุบันนั้น จำเป็นต้องผ่านกระบวนการการทดสอบมาตรฐานความคงทนหรือความการสึกหรอของชิ้นส่วนหมอนรองกระดูก โดยที่มาตรฐานที่ควบคุมเกี่ยวกับความการสึกหรอได้แก่มาตรฐาน ISO-14243 ควบคุมการทดสอบการใช้งานในสภาวะการเดินของคนปกติบนพื้นเรียบที่ไม่ใช้น้ำเกลือหล่อลื่น ทั้งนี้ในการทดสอบดังกล่าวจำเป็นต้องใช้เครื่องมือมาตรฐานเฉพาะที่มีการควบคุมการทดสอบและใช้เวลานาน ซึ่งห้องปฏิบัติการมาตรฐานดังกล่าวมีเพียงไม่กี่ประเทศและมีค่าใช้จ่ายในการทดสอบที่สูง อย่างไรก็ตามปัจจุบันเทคโนโลยีคอมพิวเตอร์ช่วยในการออกแบบและวิเคราะห์ทางวิศวกรรมบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ได้มีการประยุกต์ใช้งานและได้รับความนิยมอย่างแพร่หลาย โดยที่สามารถจำลองในสภาวะที่การทดสอบจริงมีข้อจำกัดและทำนายพฤติกรรมในกระบวนการออกแบบทดสอบได้อย่างแม่นยำและประสิทธิภาพ

งานวิจัยนี้เป็นการประยุกต์ใช้เทคโนโลยีคอมพิวเตอร์ช่วยในการวิเคราะห์เพื่อสร้างแบบจำลองการสึกหรอของชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ภายใต้มาตรฐานทดสอบการสึกหรอวัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียม ISO-14243 และมาตรฐานการทดสอบความ

เค้นที่ผิวสัมผัส PI-17 ตลอดจนเปรียบเทียบค่าการสึกหรอระหว่างการทดสอบด้วยฟินออนดิสก์ และการจำลองบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์

1.2 วัตถุประสงค์

1.2.1 เพื่อศึกษาอิทธิพลขนาดชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาและวัสดุหมอนรองกระดูกต่อพฤติกรรมการสึกหรอในข้อเข่าเทียมด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

1.2.2 เพื่อเปรียบเทียบและตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองการสึกหรอระหว่างวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการทดสอบฟินออนดิสก์

1.2.3 เพื่อศึกษาการกระจายความเค้นสัมผัสบนชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการทดสอบตามมาตรฐานการทดสอบความเค้นสัมผัส (PI-17)

1.3 สมมติฐานการวิจัย

1.3.1 การจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์สามารถทำนายพฤติกรรมการสึกหรอของข้อเข่าเทียมได้

1.3.2 ขนาดของชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขามีผลต่อการเปลี่ยนแปลงพฤติกรรมการสึกหรอบนชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียม

1.3.3 วัสดุที่ใช้ออกแบบชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมส่งผลต่อพฤติกรรมการสึกหรอ

1.3.4 พฤติกรรมการสึกหรอในข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังและข้อเข่าเทียมแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง ไม่มีความแตกต่างกัน

1.4 ขอบเขตของงานวิจัย

1.4.1 วิเคราะห์แบบจำลองการสึกหรอของวัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียมภายใต้มาตรฐานการทดสอบ ISO-14243 ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

1.4.2 วิเคราะห์ความเค้นที่ผิวสัมผัสหมอนรองข้อเข่าเทียม ภายใต้มาตรฐานการทดสอบความเค้นสัมผัส (PI-17) โดยใช้เครื่องมือวัดแบบแผ่นฟิล์มของยี่ห้อฟูจิฟิล์ม

1.4.3 กำหนดวัสดุที่ใช้ในการวิเคราะห์แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ ดังนี้

1.4.3.1 วัสดุโคบอลโครมสำหรับชิ้นส่วนกระดูกต้นขาส่วนล่างและชิ้นส่วนกระดูกหน้าแข้งส่วนบน

1.4.3.2 วัสดุ 2 ชนิด ได้แก่ โพลีเอทิลีนและโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตนสำหรับชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียม

1.4.4 ต้นแบบข้อเข่าเทียมที่ใช้ในการศึกษาเป็นข้อเข่าเทียมยี่ห้อ Implant Cast ประกอบไปด้วย 2 รูปแบบ ได้แก่ ข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง Posterior-cruciate substituting (PS) และข้อเข่าเทียมแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง Posterior-cruciate retaining (CR)

1.5 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

1.5.1 ศึกษาทฤษฎีวรรณกรรมและข้อมูลที่เกี่ยวข้อง

1.5.2 ศึกษาอิทธิพลที่ทำให้หมอนรองข้อเข่าเทียมที่เป็นวัสดุพอลิเอทิลีนสึกหรอ

1.5.3 เลือกต้นแบบข้อเข่าเทียมและใช้เทคนิควิศวกรรมย้อนรอยในการสร้างต้นแบบวิเคราะห์ด้วยคอมพิวเตอร์

1.5.4 ทดสอบสมบัติเชิงกลของวัสดุข้อเข่าเทียม ได้แก่ โมดูลัสความยืดหยุ่น อัตราส่วนปัวซอง อัตราการสึกหรอ, สัมประสิทธิ์การสึกหรอ, ค่าความแข็งวัสดุ

1.5.5 วิเคราะห์อัตราการสึกหรอของวัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียม ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ตามมาตรฐาน ISO-14243

1.5.6 ออกแบบชุดจับยึดและทดลองหาค่าความเค้นสัมผัส

1.5.7 วิเคราะห์ความเค้นสัมผัสของข้อเข่าเทียมยี่ห้อ Implant Cast โดยใช้ฟูจิฟิล์ม และเปรียบเทียบผลกับระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

1.5.8 วิเคราะห์อัตราการสึกหรอของวัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียม ในรูปแบบของฟินอนดิสก์และเปรียบเทียบผลกับระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

1.5.9 วิเคราะห์และสรุปผลการศึกษา

1.6 สถานที่และเครื่องมือในการทำวิจัย

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี จังหวัดนครราชสีมา

1.6.1 เครื่องมือที่ใช้ทำการวิจัย

1.6.1.1 คอมพิวเตอร์สมรรถนะสูง Workstation Dell 7100, CPU 16 Core

1.6.1.2 เครื่องสแกน 3 มิติ (3D System, LUXEMBOURG)

1.6.1.3 โปรแกรมที่ใช้ในวิศวกรรมย้อนรอย Geomagic design X

1.6.1.4 โปรแกรมช่วยในการออกแบบ Solidwork (Dassault, USA)

1.6.1.5 โปรแกรมคอมพิวเตอร์ช่วยในการวิเคราะห์ทางวิศวกรรม Abaqus Knee Simulator (Dassault, USA)

1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.7.1 สามารถทำนายและเข้าใจพฤติกรรมการศึกษาหรือและความเห็นสัมผัสนชั้นส่วน
หมอนรองข้อเข่าเทียมได้

1.7.2 เข้าใจอิทธิพลของรูปทรงและวัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียมที่มีผลต่อการสึกหรอของ
วัสดุพอลิเอทิลีน

1.7.3 สามารถยืนยันผลความถูกต้องของการวิเคราะห์แบบจำลองการศึกษาหรือและเป็น
ประโยชน์ต่อการออกแบบข้อเข่าเทียมได้

1.7.4 เป็นข้อมูลในการพัฒนาต่อยอดในเรื่องการออกแบบข้อเข่าเทียมให้มีประสิทธิภาพ
มากยิ่งขึ้น



บทที่ 2

ปรัทัศนัวรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 กายวิภาคศาสตร์ข้อเข่า (Anatomy of knee joint)

โครงร่างของมนุษย์ประกอบไปด้วย อวัยวะ กล้ามเนื้อ และกระดูก ซึ่งในงานวิจัยนี้มีความสนใจที่จะศึกษาชิ้นส่วนที่เป็นกระดูกในส่วนของข้อเข่า ซึ่งข้อเข่าประกอบไปด้วยกระดูกสามชิ้น คือ กระดูกสะบ้า ปลายล่างของกระดูกต้นขา และปลายบนของกระดูกหน้าแข้ง

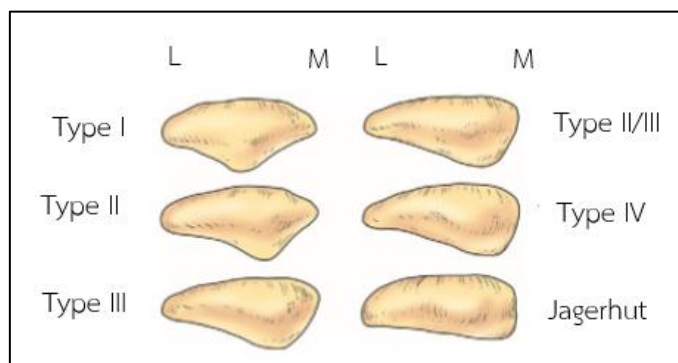
2.1.1 กระดูกสะบ้า (Patella)

กระดูกสะบ้า เป็นกระดูกหน้ามีรูปร่างคล้ายรูปวงรีที่ไม่สมมาตร ซึ่งเป็นกระดูกที่อยู่กับปลายล่างของกระดูกต้นขา และจะคลุมอยู่ที่ด้านหน้าของข้อเข่า ซึ่งเป็นกระดูกที่อยู่ในเอ็นกล้ามเนื้อที่มีขนาดใหญ่ โดยกระดูกสะบ้าจะติดกับเอ็นกล้ามเนื้อด้านหน้าบริเวณหัวเข่าทำให้กระดูกสะบ้ามีเสถียรภาพ เนื่องจากมีกล้ามเนื้อในบริเวณนั้นยึดติดอยู่ดังแสดงในรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 รูปเอกซเรย์ กระดูกสะบ้า

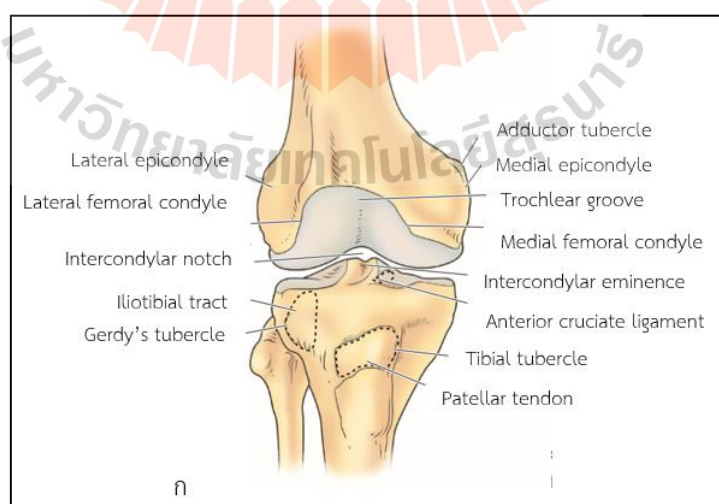
กระดูกสะบ้ามีรูปร่างตรงกลางเล็กและนูนเล็กน้อย ด้านข้างมีความหนาเป็น 2 ใน 3 ของความยาวจากข้อเข่าด้านนอกถึงข้อเข่าด้านในดังแสดงในรูปที่ 2.2 ซึ่งกระดูกสะบ้ามีรูปร่างทางสัณฐานวิทยาหลากหลายรูปแบบ โดยรูปแบบของกระดูกสะบ้าในแบบที่ I และ II จะมีความเสถียรมากกว่ารูปแบบกระดูกสะบ้าแบบอื่น ๆ ซึ่งกระดูกสะบ้ารูปแบบอื่นมีรูปร่างตรงหน้าสัมผัสที่ไม่สมมาตรเมื่อมีการเดินจะมีการเคลื่อนที่ขึ้นลงไม่สมดุล Bernhang AM et al. (1973); Wilson PD et al. (1938) ในส่วนของหน้าสัมผัสจะเป็นผิวกระดูกอ่อนที่สัมผัสกับของกระดูกต้นขาส่วนปลายล่าง ที่มีความหนาโดยเฉลี่ยอยู่ที่ 6.5 มิลลิเมตร



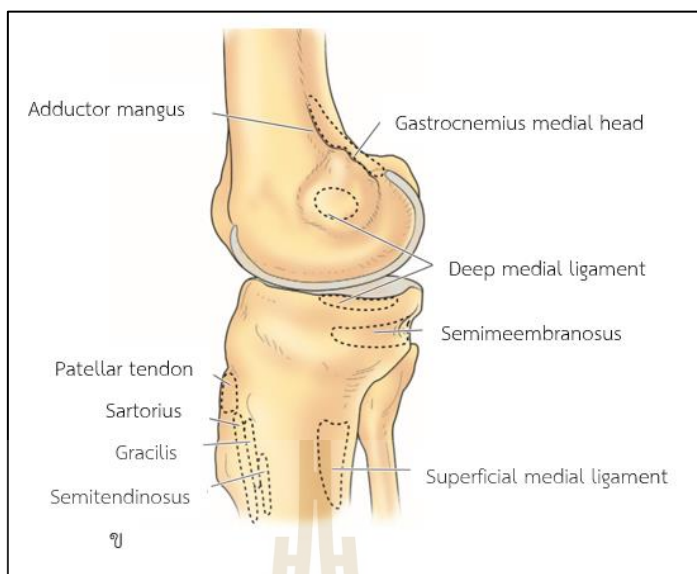
รูปที่ 2.2 รูปร่างของกระดูกสะบ้า

2.1.2 กระดูกต้นขาส่วนปลายล่าง (Distal femur bone)

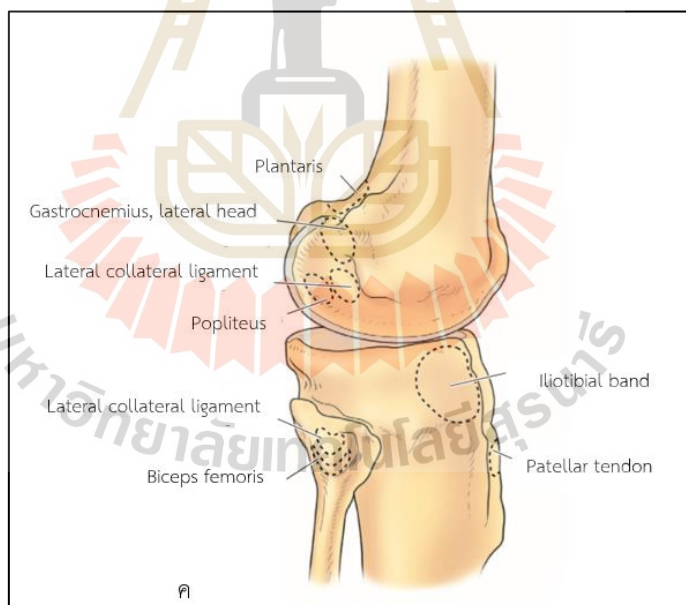
กระดูกต้นขาส่วนปลายล่าง เป็นกระดูกมีความยาวมากที่สุดในร่างกาย ซึ่งมีรูปทรงที่ใหญ่และมีความแข็งแรงมากเพราะต้องรับน้ำหนักมาจากสะโพก โดยส่วนตรงด้านปลายบนจะมีลักษณะกลม มีกระดูกอ่อนคลุมที่ผิวเคลือบอยู่และสวมเข้ากับกระดูกสะโพก ในส่วนของปลายด้านล่างจะมีลักษณะกลมสองฝั่งและมีกระดูกอ่อนเคลือบที่ผิวอยู่เพื่อรับแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นในข้อเข้า ในส่วนของกระดูกต้นขาส่วนปลายล่างจะมีความซับซ้อนมาก เนื่องจากบริเวณนี้ทำหน้าที่เป็นที่ยึดเกาะของเอ็นและเส้นเอ็นจำนวนมากซึ่งขนาดและรูปร่างของข้อต่อจะไม่มีมาตรฐานและไม่เท่ากัน ตรงส่วนปลายด้านในจะมีลักษณะขนาดใหญ่กว่าด้านนอกและของฝั่งด้านในจะมีส่วนของกระดูกนูนมากกว่าฝั่งด้านนอกดังแสดงในรูปที่ 2.3 และ 2.4



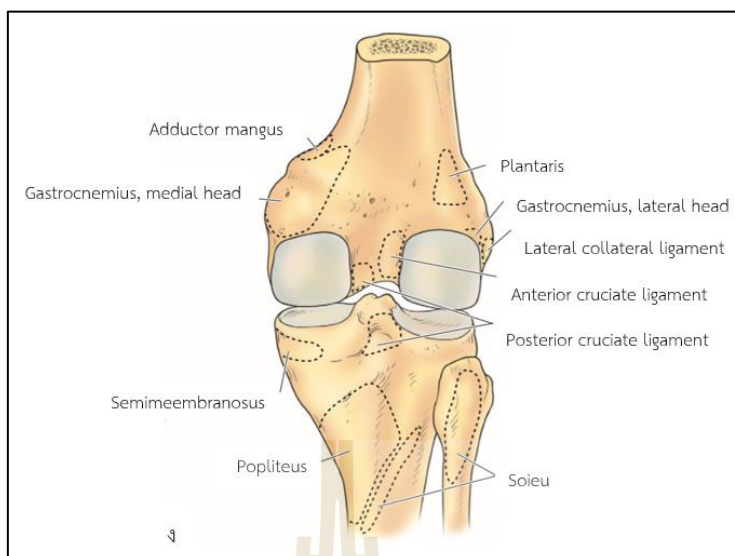
รูปที่ 2.3 ส่วนต่าง ๆ ของกระดูกต้นขาส่วนปลายล่างและกระดูกหน้าแข้งส่วนปลายบน (A) มุมมองด้านหน้า (B) มุมมองด้านข้างใน



รูปที่ 2.3 ส่วนต่าง ๆ ของกระดูกต้นขาส่วนปลายล่างและกระดูกหน้าแข้งส่วนปลายบน (ก) มุมมองด้านหน้า (ข) มุมมองด้านข้างใน (ต่อ)



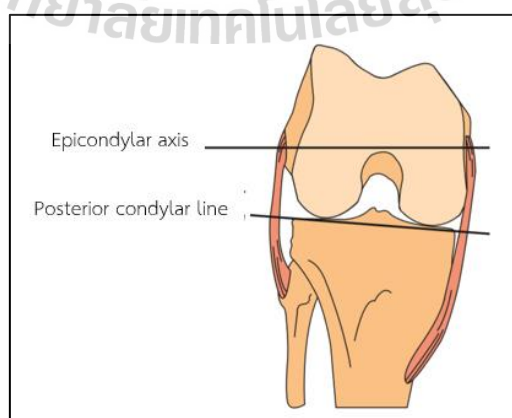
รูปที่ 2.4 ส่วนต่าง ๆ ของกระดูกต้นขาส่วนปลายล่างและกระดูกหน้าแข้งส่วนปลายบน (ค) มุมมองด้านข้างนอก (ง) มุมมองด้านหลัง



รูปที่ 2.4 ส่วนต่าง ๆ ของกระดูกต้นขาส่วนปลายล่างและกระดูกหน้าแข้งส่วนปลายบน (ค) มุมมองด้านข้างนอก (ง) มุมมองด้านหลัง (ต่อ)

2.1.3 กระดูกหน้าแข้งส่วนปลายบน (Proximal tibia bone)

กระดูกหน้าแข้งมีขนาดใหญ่เป็นอันดับสองรองจากกระดูกต้นขาและมีลักษณะตรง ด้านบนมีกระดูกอ่อนเคลือบอยู่ทั้งสองฝั่ง เพื่อรับน้ำหนักและแรงเสียดสีที่เกิดขึ้นขณะ ทำกิจกรรมประจำวัน ด้านล่างมีลักษณะเล็กและมีส่วนที่แหลมในฝั่งนอกของกระดูกหน้าแข้งเพื่อเชื่อมต่อกับกระดูกข้อเท้าด้านล่าง ตรงส่วนบริเวณพื้นผิวของปลายล่างกระดูกต้นขาและปลายบนของกระดูกหน้าแข้งจะไม่สอดคล้องกันทั้งหมด โดยส่วนใหญ่ของปลายบนของกระดูกหน้าแข้งจะมีลักษณะเกือบแบนและมีลักษณะเป็นสี่เหลี่ยมจัตุรัส ดังแสดงในรูปที่ 2.5

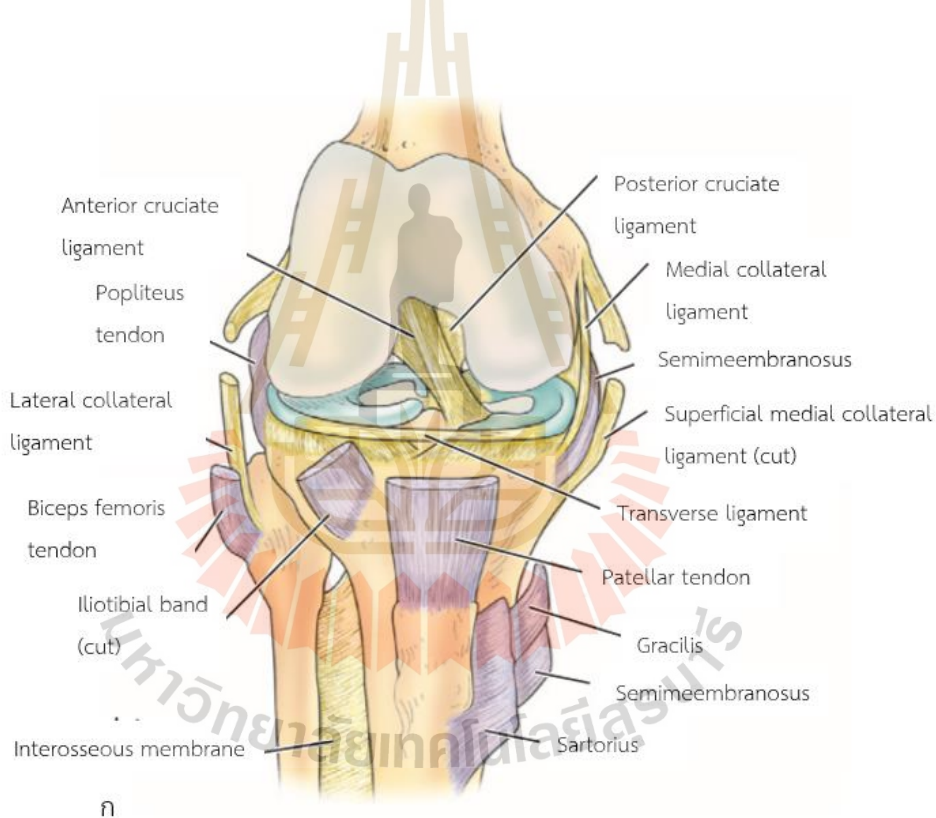


รูปที่ 2.5 กระดูกต้นขาส่วนปลายล่างและกระดูกหน้าแข้งส่วนปลายบน

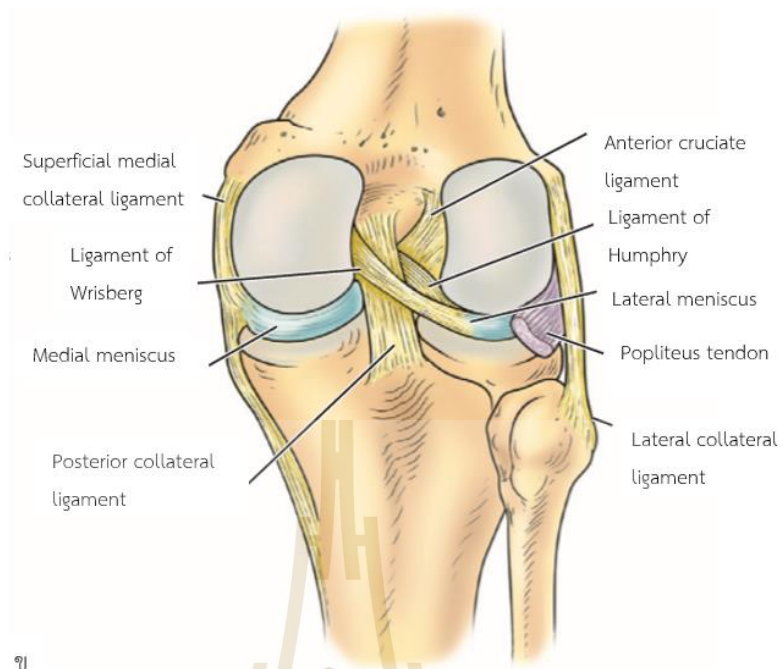
ความแตกต่างกันของผิวข้อเข่า บริเวณพื้นผิวทั้งสองข้างจะมีความลาดเอียงไปด้านหลังประมาณ 10 องศาเมื่อเทียบกับแกนปลายบนของกระดูกหน้าแข้ง อย่างไรก็ตามการไม่สอดคล้องระหว่างผิวข้อต่อปลายล่างกระดูกต้นขาและปลายบนของกระดูกหน้าแข้ง จะแสดงให้เห็นได้ชัดเจนเมื่อหัวเข่ามีความไม่สมบูรณ์ Hodkinson HM. (1962); Mandell VS et al. (1985)

2.1.4 เส้นเอ็นในข้อเข่า (Ligament)

เส้นเอ็นเป็นส่วนที่ติดกับกระดูกและมีความสำคัญต่อการทำงานของข้อเข่า Hernandez JA et al. (1996); Koshino T et al. (1985); Miller TT et al. (1996); Weinberg S et al. (1981) เส้นเอ็นทำหน้าที่รักษาความเสถียรภาพของข้อเข่าและป้องกันการเคลื่อนตัวออกจากรูปร่างของกระดูกต้นขาด้านบนกับกระดูกหน้าขาส่วนล่าง ดังแสดงในรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 (ก) ข้อเข่าด้านหน้า (ข) ข้อเข่าด้านหลัง

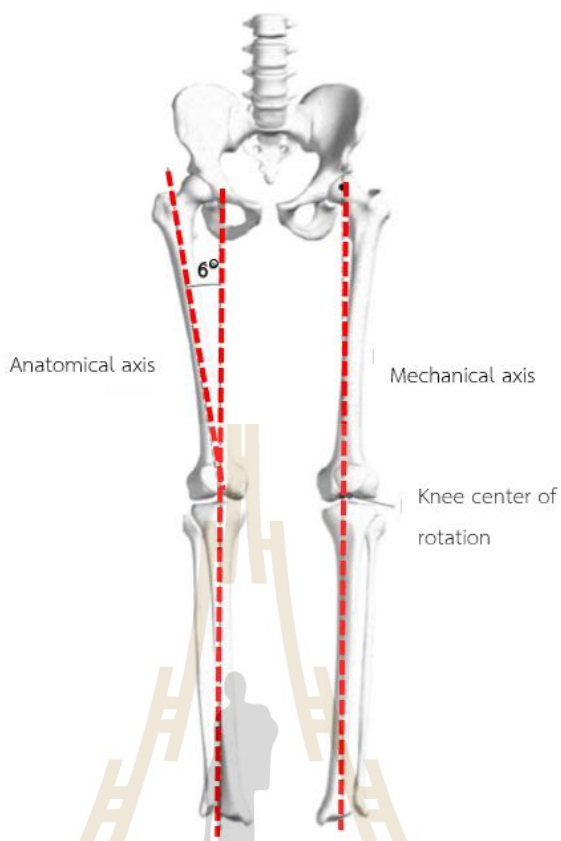


รูปที่ 2.6 (ก) ข้อเข่าด้านหน้า (ข) ข้อเข่าด้านหลัง (ต่อ)

ในรูปที่ 2.6 แสดงรายละเอียดของเส้นเอ็นที่ข้อเข่ามีส่วนประกอบดังนี้ เอ็นไขว้หน้า (Anterior Cruciate Ligament-ACL), เอ็นไขว้หลัง (Posterior Cruciate Ligament-PCL), หมอนรองกระดูก (Meniscus), กระดูกอ่อน (Articular), เส้นเอ็นด้านนอก (Lateral Collateral Ligament-LCL), เส้นเอ็นด้านใน (Medial Collateral Ligament-MCL), และเส้นเอ็นที่ยึดกระดูกสะบ้ากับกล้ามเนื้อ (Patella Tendon) ซึ่งเส้นเอ็นทั้งหมดในข้อเข่าล้วนแล้วแต่มีหน้าที่สำคัญในการยึดกระดูกต้นขากับกระดูกหน้าแข้ง และช่วยให้ข้อเข่ามีความสมดุลในขณะที่เดินหรือการใช้ชีวิตประจำวัน

2.1.5 องศาของกล้ามเนื้อ (Quadriceps angle)

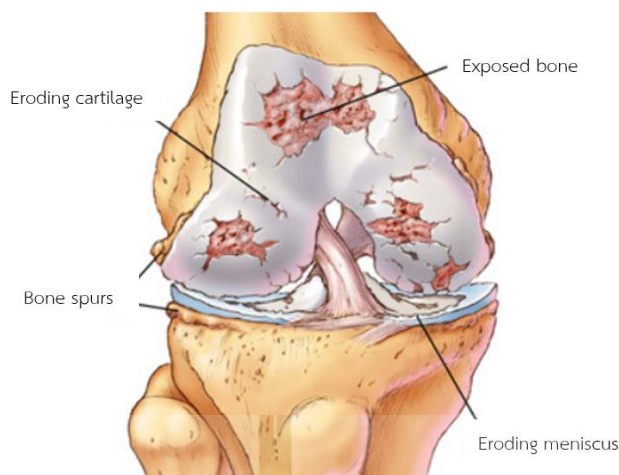
องศาของกล้ามเนื้อหรือมุม Q angle หรือย่อมาจาก Quadriceps angle เป็นการตรวจวัดตำแหน่งที่อยู่ของกระดูกสะบ้า ว่าถูกต้องหรือไม่ Canale and Beaty. (2007); Chapman. (2001) ซึ่งองศาที่วัดจากการตัดกันของเส้นสมมติ 2 เส้น คือ เส้นแรกจุดสะโพกทางด้านหน้าลากไปยังจุดกระดูกสะบ้า เส้นที่ 2 คือเส้นที่เริ่มจากจุดกระดูกสะบ้า ไปยังปุ่มด้านหน้าของกระดูกหน้าแข้ง ส่วนล่าง ดังแสดงในรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 แนวองศาของมุม Q

2.1.6 พยาธิวิทยา (Pathology)

จากการศึกษาของ Hough AJ et al. (1997) พบว่า กระดูกอ่อนของข้อเข่ามีการเปลี่ยนแปลงทางชีวกลศาสตร์ มีการสูญเสียคุณสมบัติในการหดตัวเมื่อถูกแรงกดและการยืดหยุ่นเมื่อไม่มีแรงกด เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างของกระดูกเมื่อมีอายุมากขึ้น กระดูกอ่อนบริเวณข้อเข่า จะมีลักษณะเริ่มนุ่มกว่าปกติ มีสีที่เปลี่ยนแปลงไปกล่าวคือเปลี่ยนจากสีใสเป็นสีเหลือง มีการแตกร้าวที่ผิวของข้อเข่าและส่งผลให้ผิวกระดูกข้อเข่าเริ่มบางลง เมื่อกระดูกอ่อนตรงส่วนนี้หายไปจะทำให้แรงกดและการเสียดสีกระทำกับกระดูกส่วนใน ทำให้เกิดอาการข้อเข่าเสื่อมในที่สุด รูปลักษณะของผิวข้อเข่าที่มีการแตกร้าว จะมีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 ผิวกระดูกอ่อนที่เกิดการสึกหรอ (Osteoarthritis of knee joint)
(ที่มา <https://paindoctor.com/treatments/intra-articular-peripheral-joint-injections>)

2.2 ข้อเข่าเสื่อม (Knee Osteoarthritis)

อาการข้อเข่าเสื่อมจะมีอาการเจ็บปวด มีลักษณะปวดไปทั่วทั้งเข่า ไม่สามารถระบุตำแหน่งที่ปวดได้ อาการปวดจะยิ่งมากขึ้นเมื่อมีการใช้งาน หรือมีการลงน้ำหนักลงที่เข่า และจะปวดมากขึ้นเรื่อย ๆ อาการฝืดที่ข้อเข่า จะมีอาการฝืดในข้อเข่าในเวลาเช้า มีเสียงในข้อเมื่อเคลื่อนไหว ไม่สามารถยืดเหยียดได้เต็มที่ และจะทำให้อาการข้อเข่าเสื่อมเพิ่มมากขึ้นเรื่อย ๆ หากไม่ได้รับการรักษา Morkowitz RW. (1997); Soloman L. (1997) สาเหตุของข้อเข่าเสื่อมเกิดได้หลายสาเหตุ เช่น

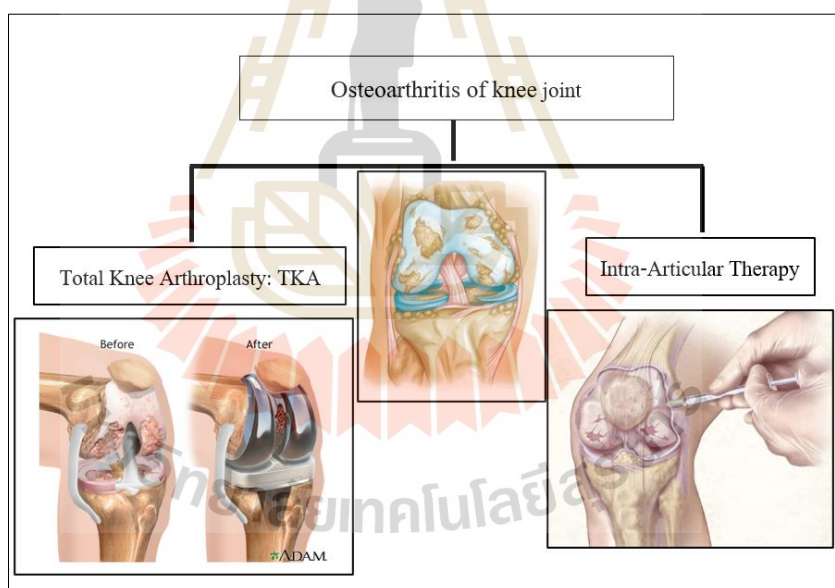
- 1) อายุ เมื่อมีอายุเพิ่มมากขึ้นก็จะมีโอกาสเกิดข้อเข่าเสื่อมได้มากกว่าคนอายุน้อยโดยเฉลี่ยแล้ว ผู้ที่มีอาการข้อเข่าเสื่อมจะเริ่มที่อายุ 40 ปี ขึ้นไป
- 2) อุบัติเหตุ การบาดเจ็บที่เกิดจากอุบัติเหตุในกิจกรรมการใช้ชีวิตประจำวัน ถึงจะมีการรักษา แต่ก็อาจเป็นสาเหตุให้เกิดภาวะข้อเข่าเสื่อมในอนาคตได้
- 3) เพศ ในเพศหญิงจะมีความเสี่ยงของอาการข้อเข่าเสื่อมมากกว่าเพศชาย
- 4) ความอ้วน ผู้ที่มีน้ำหนักมากทำให้ข้อเข่าได้รับภาระโหลดที่มากกว่าคนปกติ ซึ่งจะ เป็นส่วนที่เพิ่มความเสี่ยงต่อการเกิดโรคข้อในอนาคตได้เช่นกัน

การรักษาอาการเข่าเสื่อม มีหลายระดับการรักษาด้วยกัน เพื่อที่จะมุ่งเน้นการรักษาให้เกิดประสิทธิภาพมากที่สุด Hochberg MC et al. (1995); Jordan KM et al. (2003) สามารถแบ่งเป็น 3 ระดับของอาการ ซึ่งการรักษาจะเริ่มจาก ระดับที่สามารถปรับพฤติกรรมของบุคคลได้ จนถึงการรักษาทางการแพทย์ โดยจะอธิบายขั้นตอนการรักษาดังต่อไปนี้

ระดับที่ 1 อาการเริ่มต้น อาจจะรักษาได้ด้วยการให้ปรับพฤติกรรมการใช้ชีวิต เช่น การลดน้ำหนัก การบริหารข้อเข่า การออกกำลังกาย การรักษาด้วยการกินยา โดยจะเริ่มต้นจากยาพาราเซตามอลชนิดกินเป็นยาแบบแรกที่จะใช้รักษา

ระดับที่ 2 การรักษาด้วยการฉีดยา โดยอาจจะเป็นยาแก้ปวด แก้อักเสบ หรือ ฉีดคอร์ติโคสเตียรอยด์ เพื่อลดการอักเสบหรือความเจ็บปวดที่เกิดขึ้น โดยการฉีดของเหลวข้อไปข้อเข่าจะสามารถช่วยบรรเทาปวดได้ในระยะเวลาสั้น ๆ ไม่มีหลักฐานสนับสนุนเกี่ยวกับผลในระยะยาว การฉีดยาเข้าไปในข้อเข่าในเวลา 1 ปีไม่ควรฉีดเกิน 3 ครั้ง เพราะจะทำให้ผลของยาไปทำลายกระดูกอ่อนของข้อต่อ ถ้าต้องฉีดเกิน 3 ครั้งต่อปีควรรับการรักษาแบบผ่าตัด

ระดับที่ 3 การผ่าตัด การรักษาด้วยการผ่าตัดที่เหมาะสมสำหรับผู้ป่วยที่มีอาการรุนแรงและรักษาในระดับขั้นแรกไม่เกิดผล การผ่าตัดจึงจำเป็นต่อการรักษาเพื่อให้ผู้ป่วยได้กลับมาใช้ชีวิตประจำวันได้อีกครั้ง โดยการรักษาจะใช้วิธีตัดผิวข้อเข่าและใส่ข้อเข่าเทียมทดแทน ซึ่งการทดแทนด้วยการผ่าตัดข้อเข่าเทียม เป็นวิธีการรักษาที่ได้รับการยอมรับและปลอดภัย ดังแสดงในรูปที่ 2.9



รูปที่ 2.9 แนวทางการรักษาข้อเข่าเสื่อม

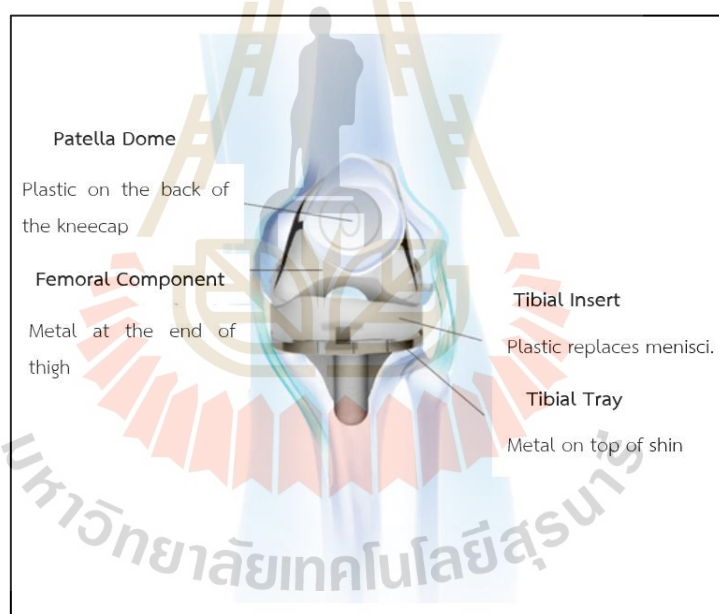
(ที่มา <https://paindoctor.com/treatments/intra-articular-peripheral-joint-injections>)

2.3 ข้อเข่าเทียม (Total Knee Arthroplasty:TKA)

ข้อเข่าเทียมเป็นอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นเพื่อทดแทนการสึกหรอของกระดูกข้อเข่า ซึ่งในปัจจุบันนิยมใช้รักษาอย่างแพร่หลายและประสบผลสำเร็จ ซึ่งมีผู้ได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมเพิ่มขึ้น ใน

ทุก ๆ ปี Carr and Goswami. (2009) อย่างไรก็ตามอายุการใช้งานของข้อเข่าเทียมมีข้อจำกัด เนื่องจากการสึกหรอของวัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียม นำไปสู่การล้มเหลวของข้อเข่าเทียม Blunn et al. (1997); Wright and Goodman. (2001); Naudie DD et al. (2007); R. Stephen et al. (2007) ส่งผลให้เกิดการคลายตัว การปรับปรุงให้วัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียมดีขึ้น จึงมีความสำคัญต่ออายุการใช้งานที่ยาวนาน Krutz et al. (2004) ปัจจุบันมีการพัฒนาข้อเข่าเทียมมากขึ้น เช่น การออกแบบรูปทรง การพัฒนาวัสดุข้อเข่าเทียมเพื่อความเหมาะสมกับร่างกายมนุษย์ การใช้เทคโนโลยีขั้นสูงในการผลิต ส่งผลให้ข้อเข่าเทียมมีความทนทานมากขึ้น สามารถเพิ่มระยะเวลาใช้งานได้นานยิ่งขึ้น H.M.J. McEwen et al. (2005); Kazuyoshi Yagishita et al. (2012)

ส่วนประกอบหลักของข้อเข่าเทียม จะมีส่วนประกอบหลัก 4 ส่วน คือ Femoral Component (ฝาครอบกระดูกต้นขา), Tibia Insert (หมอนรองข้อเข่าเทียม), Tibia Tray (ฝาครอบกระดูกหน้าแข้ง), Patella Dome (ชิ้นส่วนกระดูกสะบ้า)



รูปที่ 2.10 ชิ้นส่วนข้อเข่าเทียม

(ที่มา <http://mynewknee.com/total-knee-replacement/>)

2.3.1 ฝาครอบกระดูกต้นขาส่วนปลายล่าง (Femoral Component)

ส่วนประกอบของฝาครอบกระดูกต้นขาเป็นวัสดุโลหะโคบอลโครม ในรูปที่ 2.11 มีรูปร่างที่คล้ายกับรูปทรงข้อเข่าส่วนล่างที่เป็นธรรมชาติ โดยผิวส่วนหน้าจนถึงปลายด้านบนมีลักษณะการออกแบบให้รองรับและสามารถใช้งานกับกระดูกสะบ้าที่ปกติได้ และส่วนล่างถูกออกแบบให้

สมมาตรกันทั้งสองด้าน และมีผิวที่เรียบเงาเพื่อลดค่าความเค้นสัมผัสกับส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียม ส่วนด้านในที่ติดกับฝั้กระดูกที่ผ่าตัดจะมีผิวที่หยาบขรุขระเพื่อให้สามารถฟื้นฟูและยึดติดกับกระดูกได้ดี ดังแสดงในรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 ชิ้นส่วนข้อเข่าเทียม

(ที่มา <https://www.implantcast.de/en/for-patients/knee/>)

2.3.2 หมอนรองข้อเข่าเทียม (Tibia Insert)

ส่วนประกอบหมอนรองข้อเข่าเทียม เป็นวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (Ultra High Molecular Weight Polyethylene, UHMWPE) รูปร่างโดยทั่วไปด้านบนจะมีลักษณะเป็นผิวโค้ง เพื่อรับกับชิ้นส่วนกระดูกต้นขาส่วนล่าง ส่วนด้านล่างของหมอนรองข้อเข่าเทียมบางรูปแบบจะมีแท่งตรงกลางด้านล่างเพื่อสวมเข้ากับชิ้นส่วนกระดูกหน้าแข้ง รูปที่ 2.12 ด้านซ้าย ซึ่งสามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระ อีกหนึ่งรูปแบบ ด้านบนหมอนรองข้อเข่าเทียมจะมีรูปทรงพิเศษตรงกลางเพื่อเป็นตัวล็อก ป้องกันไม่ให้ข้อเข่าหลุดออกจากกัน ด้านล่างมีลักษณะเรียบเพื่อยึดกับชิ้นส่วนกระดูกหน้าแข้งส่วนล่าง รูปที่ 2.12 ด้านขวา หมอนรองข้อเข่าเทียมจะมีการเสียดสีกับชิ้นส่วนกระดูกต้นขาส่วนล่าง อยู่ตลอดเวลาทำให้เกิดการสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียม ที่เป็นวัสดุโพลีเอทิลีน



รูปที่ 2.12 หมอนรองข้อเข่าเทียม (ซ้าย) แบบหมุนได้ (ขวา) แบบหมุนไม่ได้

(ที่มา <https://www.implantcast.de/en/for-patients/knee/>)

2.3.3 ฝาครอบกระดูกหน้าแข้งส่วนปลายบน (Tibia Tray)

ชิ้นส่วนของฝาครอบกระดูกหน้าแข้ง จะเป็นส่วนที่ติดกับกระดูกหน้าแข้งส่วนบน วัสดุส่วนมากเป็นไทเทเนียมไนไตรด์ มีหน้าที่รองรับน้ำหนักจากหมอนรองข้อเข่าเทียมและรักษาตำแหน่งให้ข้อเข่าเทียมทำงานเป็นปกติ ซึ่งมีทั้งรูปร่างแบบให้สวมใส่และหมุนได้ ดังแสดงในรูปที่ 2.13 ด้านซ้ายและแบบยึดติดกับหมอนรองข้อเข่าเทียมให้อยู่กับที่ รูปที่ 2.13 ด้านขวา



รูปที่ 2.13 ชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกหน้าแข้งส่วนปลายบน (ซ้าย) แบบหมุนได้ (ขวา) แบบหมุนไม่ได้ (ที่มา <https://www.implantcast.de/en/for-patients/knee/>)

2.3.4 กระดูกสะบ้าเทียม (Patella Dome)

เป็นองค์ประกอบที่ยึดติดกับกระดูกสะบ้า วัสดุเป็นโพลีเอทิลีน มีหน้าที่ทดแทนผิวด้านหน้าเดิมของกระดูกสะบ้า ที่สัมผัสกับชิ้นส่วนกระดูกต้นขาส่วนล่าง ส่วนรูปทรงมีลักษณะทางกายวิภาคเหมือนรูปวงรีไม่สมมาตร โดยทำหน้าที่รับแรงเสียดทานจากชิ้นส่วนกระดูกต้นขาส่วนล่างเวลาข้อเข่าหรือใช้งานต่าง ๆ แต่ไม่ได้รับแรงเสียดทานมากนักทำให้ไม่ค่อยมีการสึกหรอของชิ้นส่วนกระดูกสะบ้า ดังแสดงในรูปที่ 2.14

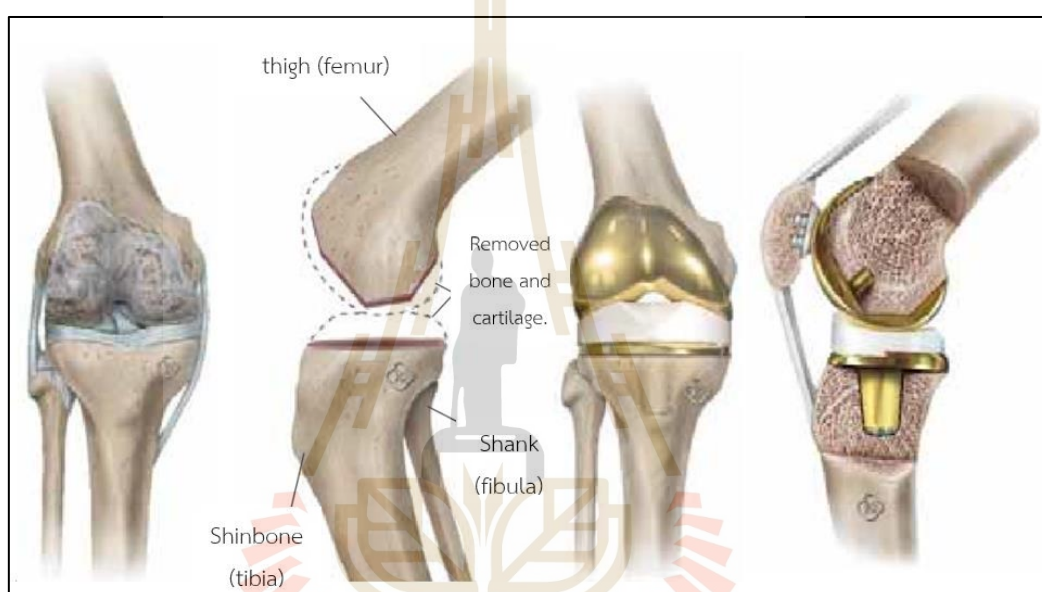


รูปที่ 2.14 ชิ้นส่วนกระดูกสะบ้า

(ที่มา <https://www.implantcast.de/en/for-patients/knee/>)

2.3.5 ขั้นตอนการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม

การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม เริ่มจากการตรวจจากแพทย์เฉพาะทาง ตรวจสอบผิวข้อเข่าถึงความเสียหายและประเมินถึงการวางแผนผ่าตัด หลังจากนั้นเป็นขั้นตอนการผ่าตัดโดยเริ่มจากเลื่อนกระดูกสะบ้าออกไปด้านข้าง ตัดกระดูกบริเวณข้อต่อของข้อเข่าออก ตัดเส้นเอ็นไขว้หน้าและเส้นเอ็นไขว้หลังออก ใช้เครื่องมือวัดแนวขาและสวมใส่ข้อเข่าเทียมเพื่อวัดขนาด เมื่อวัดขนาดเสร็จจะใช้ซีเมนต์ติดข้อเข่าเทียมเข้ากับกระดูก เมื่อซีเมนต์ติดแล้วจึงนำหมอนรองข้อเข่าเทียมมาประกอบเข้ากับฝาครอบกระดูกหน้าแข้ง ดังแสดงในรูปที่ 2.15

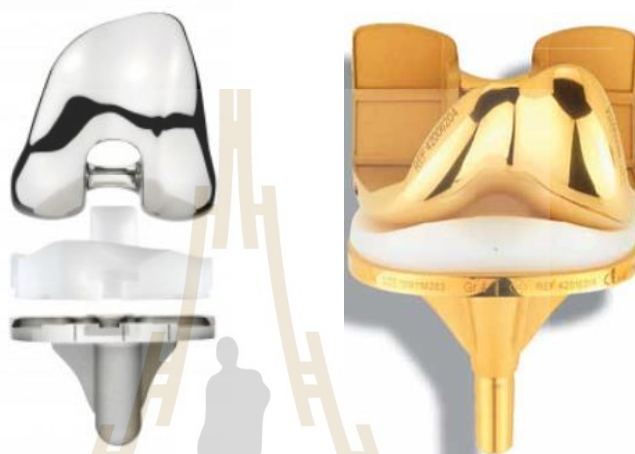


รูปที่ 2.15 ขั้นตอนการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมจากซ้ายไปขวาข้อเข่าที่ผิวกระดูกเสียหาย, ตัดกระดูกบางส่วน, สวมใส่ข้อเข่าเทียม (ที่มา <https://www.implantcast.de/en/for-patients/knee/>)

2.3.6 รูปแบบของข้อเข่าเทียม

รูปแบบข้อเข่าเทียมที่มีการออกแบบในปัจจุบัน มีการออกแบบหลากหลายรูปแบบ ตามที่บริษัทได้ทำการออกแบบวิจัยและพัฒนา แต่จะยังคงรูปแบบของการออกแบบในลักษณะเดียวกันเพื่อต่อการคัดแยกและการนำไปใช้งานจะแยกออกเป็นสองประเภท คือ ข้อเข่าเทียมชนิดทดแทนเอ็นไขว้หลัง Posterior-cruciate substituting (PS) และข้อเข่าเทียมแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง Posterior-cruciate retaining (CR) และจะแยกออกเป็น 2 ส่วนอีกคือ ข้อเข่าเทียมแบบหมุนไม่ได้ (Fixed-bearing) กับข้อเข่าเทียมแบบหมุนได้ (Mobile-bearing) รูปแบบข้อเข่าเทียมที่กล่าวมานี้มีรูปแบบตัวอย่าง ดังแสดงในรูปที่ 2.16 และ 2.17 จากการศึกษาของ Laskin RS et al. (2001)

พบว่ารูปแบบของข้อเข่าเทียมที่มีการออกแบบในรุ่นชื่อ Genesis ของ Smith and Nephew มีอายุการใช้งานได้ถึง 10 ปี ส่วนข้อเข่าเทียมที่มีการออกแบบในรุ่นชื่อ Anatomic Gduated สามารถใช้งานได้ถึง 15 ปี Ritter MA. (2001) แบบที่ 1 ข้อเข่าเทียมชนิดตัดเอ็นไขว้หลัง Posterior-cruciate substituting (PS) ดังแสดงในรูปที่ 2.16 แบบที่ 2 ข้อเข่าเทียมแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง Posterior-cruciate retaining (CR) ดังแสดงในรูปที่ 2.17



รูปที่ 2.16 ข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลัง (ซ้าย) Fixed-Bearing (ขวา) Mobile-Bearing (ที่มา <https://bonesmart.org/sponsors/microport/?source=imagecaption>)



รูปที่ 2.17 ข้อเข่าเทียมแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง (ซ้าย) fixed-bearing (ขวา) Mobile-bearing (ที่มา <https://bonesmart.org/sponsors/microport/?source=imagecaption>)

2.3.7 วัสดุข้อเช่าเทียม

วัสดุที่ใช้ในข้อเช่าเทียมมีความสำคัญต่ออายุการใช้งานและความไม่เป็นอันตรายต่อร่างกายมนุษย์ ซึ่งปัจจุบันการออกแบบข้อเช่าเทียมจะประกอบไปด้วย 3 ส่วนหลัก ๆ เช่น ชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาจะใช้วัสดุที่เป็นโลหะหรือเป็นเซรามิก ชิ้นส่วนหมอนรองข้อเช่าเทียมนิยมใช้วัสดุโพลีเมอหรือเซรามิกและชิ้นที่ฝาครอบกระดูกหน้าแข้งเป็นวัสดุโลหะ ซึ่งแต่ละบริษัทผู้ผลิตจะเลือกใช้วัสดุที่แตกต่างกัน ขึ้นอยู่กับต้นทุนการผลิต หรือรูปแบบการออกแบบและเหมาะสม ในปัจจุบันจะเลือกใช้วัสดุ ดังได้แสดงในตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 คุณสมบัติทางกลของวัสดุข้อเช่าเทียม

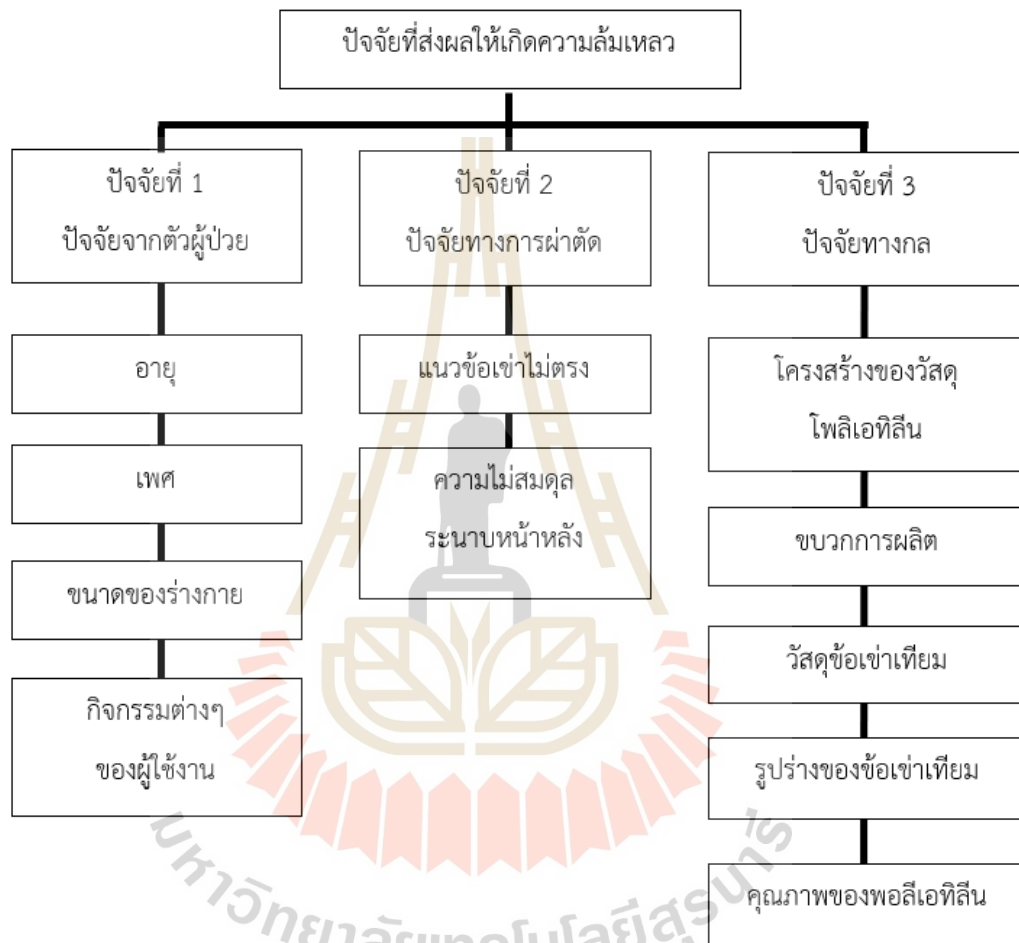
Material	ASTM designation	Modulus of elasticity (GPa)	Ultimate tensile strength (MPa)	Tensile yield strength (MPa)	Hardness (GPa)
Polymers					
Unirradiated UHMWPE	ASTM F648	0.85	46-58	22	-
Irradiated UHMWPE	-	0.94	43-55	24	-
Highly cross link UHMWPE	ASTM F2565	0.74	43-51	19-21	-
Ceramics					
AL2O3	ASTM F603	366	500	-	20-0
ZrO2	-	201	800	-	15
AL2O3/ZrO2	-	350	1390	-	17.2
composite					
Metals					
Strainless steel	ASTM F138	190	930	241-820	1.3-1.8
CoCrMo	ASTM F35	210-250	655-1275	207-950	5.5
Ti-6AL-4V	ASTM 136	116	965-1100	897-1034	3
Zr-2.5Nb	-	98	-	-	Bulk:3
(oxidized surface)					Surface:12.1

(ที่มา Long et al. (1998); Collier et al. (2003); Ratner et al. (2004); Currier et al. (2007); Kuntz et al. (2009))

2.4 การสึกหรอของวัสดุหมอนรองข้อเช่าเทียม

ข้อเช่าเทียมมีระยะเวลาในการทำงานโดยเฉลี่ยอยู่ที่ 8-15 ปี Laskin RS et al. (2001); R. Stephen et al. (2007) พบว่าปัญหาของความล้มเหลวหลังการผ่าตัด มาจากหลายปัจจัย เช่น

ปัญหาของผู้รับการผ่าตัด การติดเชื้อซึ่งเกิดจากการผ่าตัด สาเหตุการสึกหรอทางกลหรือการสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียม ซึ่งสาเหตุหลักและเป็นปัจจัยสำคัญเป็นอันดับต้น ๆ คือ การสึกหรอที่ผิวของวัสดุโพลีเอทิลีนที่มีน้ำหนักโมเลกุลสูง เป็นกลไกสำคัญที่ทำให้เกิดความล้มเหลวในข้อเข่าทั้งหมด Naudie DD et al. (2007); Rapeepat Narkbunnam et al. (2012) ดังแสดงในรูปที่ 2.18



รูปที่ 2.18 ปัจจัยที่ส่งผลต่อความล้มเหลวหลังการผ่าตัดข้อเข่าเทียม

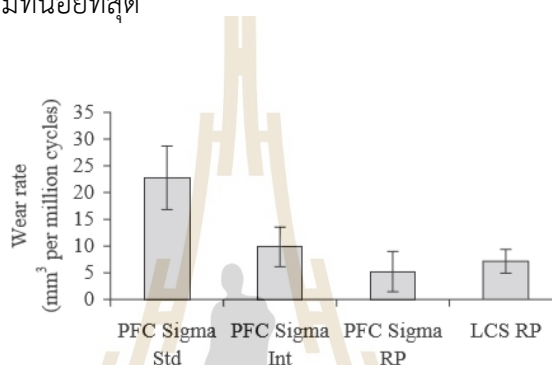
2.4.1 ปัจจัยของการสึกหรอ

การสึกหรอเกิดจากหลายตัวแปร เช่น การสึกหรอของชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียม (UHMWPE) วิถีชีวิตของผู้ป่วยและรูปแบบของข้อเข่าเทียม จากผลการศึกษา H.M.J. McEwen et al. (2005) ตรวจสอบสาเหตุและปัจจัยที่ทำให้เกิดความล้มเหลวหลังการผ่าตัดข้อเข่าเทียม ได้ทำการทดลองใน 3 ปัจจัยที่ส่งผลต่อการสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียมได้แก่ ปัจจัยของรูปร่างของข้อเข่า

เทียม ปัจจัยของวัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียมและปัจจัยด้านภาวะหรือกิจกรรมของผู้ใช้งานตามมาตรฐาน ISO-14243-1

2.4.1.1 ปัจจัยด้านรูปทรง

จากการศึกษาแบบที่ 1 รูปทรงของข้อเข่าเทียมที่แตกต่างกัน ข้อมูลในรูปที่ 2.19 เมื่อข้อเข่าเทียมแบบ PFC Sigma Std & Int คือข้อเข่าเทียมรูปทรงแบบหมุนไม่ได้ Fixed-bearing ในส่วนของข้อเข่าเทียมแบบ PFC Sigma RP และ LCS RP เป็นรูปทรงข้อเข่าเทียมแบบหมุนได้ Mobile-bearing พบว่าข้อเข่าเทียมแบบหมุนได้แบบ PFC Sigma RP มีอัตราการสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียมที่น้อยที่สุด

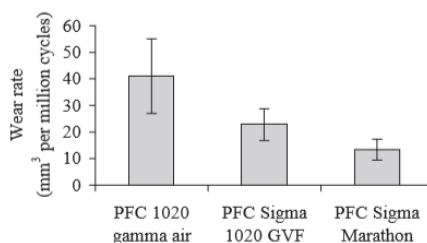


รูปที่ 2.19 รูปทรงข้อเข่าเทียมที่ส่งผลต่ออัตราการสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียม

H.M.J. McEwen et al. (2005)

2.4.1.2 ปัจจัยด้านวัสดุ

แบบที่ 2 ศึกษาวัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียม จากรูปที่ 2.20 ได้ทำการทดลองใช้รูปทรงข้อเข่าเทียมแบบหมุนไม่ได้ทั้งสามชิ้นงาน แต่วัสดุโพลีเอทิลีนต่างกัน โดยหมอนรองข้อเข่าเทียมโพลีเอทิลีนที่มีกระบวนการผลิตแบบ PFC Sigma Marathon มีอัตราการสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียมน้อยที่สุด

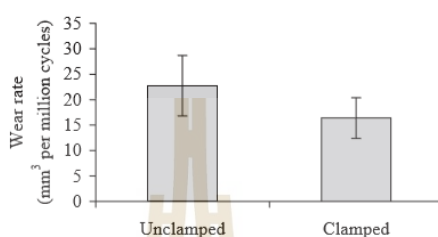


รูปที่ 2.20 อัตราการสึกหรอของวัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียมที่แตกต่างกัน

H.M.J. McEwen et al. (2005)

2.4.1.3 ปัจจัยด้านภาวะ

แบบที่ 3 กิจกรรมของผู้ใช้งาน จากการทดลองตามมาตรฐานการทดสอบ ISO-14243 มีโหลดกระทำ 4 ทิศทาง ในการศึกษาตามรูปที่ 2.21 ทำการเปรียบเทียบระหว่างโหลด 4 ทิศทางปกติ (Unclamped) และปลดโหลดออก 2 ทิศทาง (clamped) พบว่าพฤติกรรมของภาวะโหลดที่ลดลงส่งผลถึงอัตราการสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียม

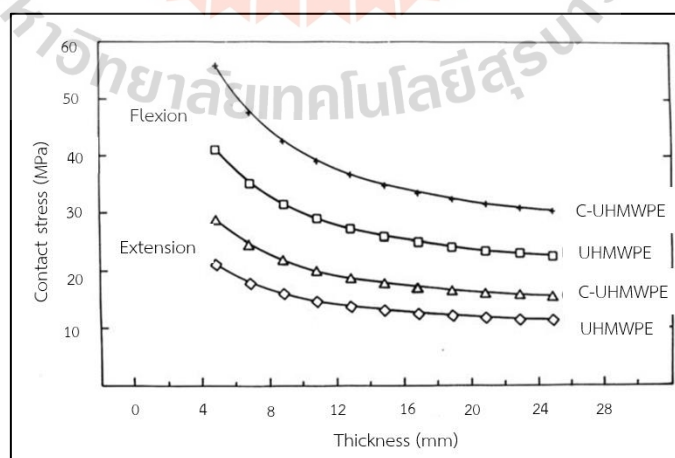


รูปที่ 2.21 ภาวะโหลดที่มีผลต่ออัตราการสึกหรอของวัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียม

H.M.J. McEwen et al. (2005)

2.4.1.4 ปัจจัยด้านความหนาของหมอนรองข้อเข่าเทียม

ปัจจัยของความหนาของวัสดุโพลีเอทิลีนมีผลต่อค่าความเค้นสัมผัสในข้อเข่าเทียม จากการศึกษาของ Bartel DL et al. (1986); Naudie DD et al. (2007) พบว่า ความหนาของหมอนรองข้อเข่าเทียม เป็นปัจจัยหนึ่งที่ส่งผลต่อค่าความเค้น เมื่อหมอนรองข้อเข่าเทียมมีความหนามาก ค่าความเค้นที่เกิดขึ้นก็จะลดลงตามความหนาที่มากขึ้น แต่การออกแบบข้อเข่าเทียมก็มีค่ากำหนด ขนาดของความหนาเอาไว้ ซึ่งไม่ควรหนามากจนเกินไป ดังแสดงในรูปที่ 2.22

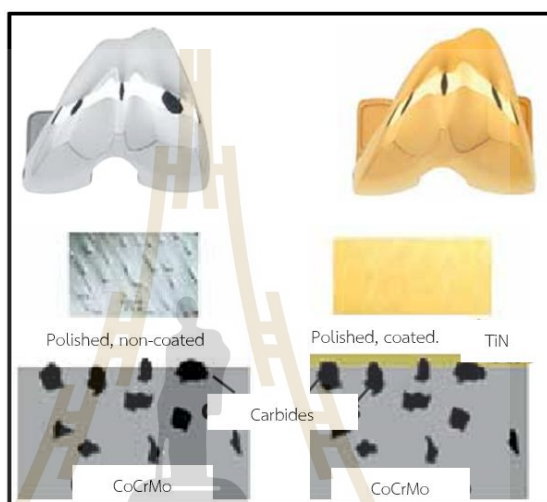


รูปที่ 2.22 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความเค้นสัมผัสกับความหนาโพลีเอทิลีน

Bartel DL et al. (1986); Naudie DD et al. (2007)

2.4.1.5 ปัจจัยด้านความเรียบผิว

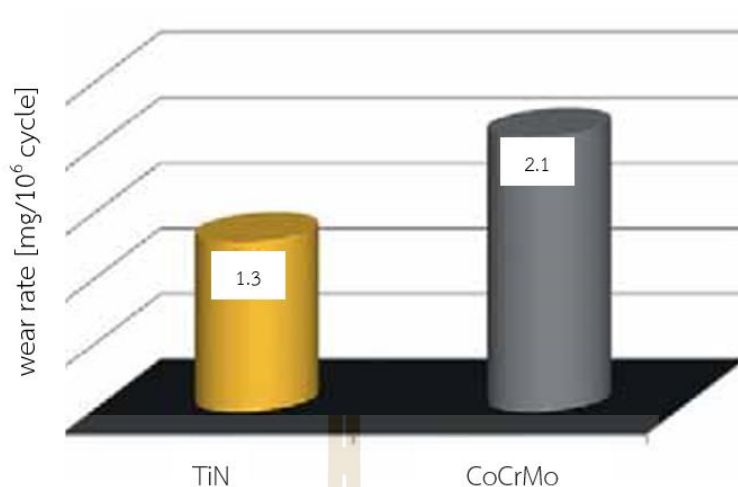
ปัจจัยของความเรียบผิว กระบวนการผลิตชิ้นรูปจะใช้การขึ้นรูปของชิ้นส่วน ฝาครอบกระดูกต้นขาเป็นวัสดุโคบอลโครม แต่ในห้วงปฏิบัติการพบว่า วัสดุโคบอลโครมมีรูปแบบผิวที่ไม่เรียบจึงทำให้เกิด การสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียมปริมาณที่มาก ในกระบวนการผลิตจึงมีการพัฒนาทางเทคโนโลยีการเคลือบผิวด้วยไทเทเนียมไนไตรด์ เพราะมีค่าความแข็งที่สูง และสามารถเก็บผิวของโคบอลโครม ให้มีความเรียบทนต่อการสึกหรอได้ดี ดังแสดงในรูปที่ 2.23



รูปที่ 2.23 ผิวของวัสดุ (ซ้าย) โคบอลโครม (ขวา) โคบอลโครมเคลือบผิวด้วยไทเทเนียมไนไตรด์

Bader R et al. (2008)

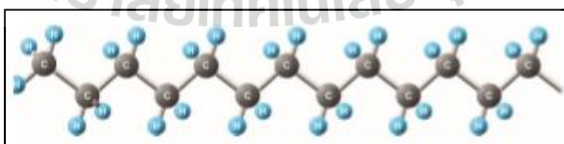
จากรูปที่ 2.23 ได้แสดงให้เห็นถึงความเรียบของผิวของข้อเข่าเทียม ชิ้นส่วน ฝาครอบกระดูกต้นขา ที่ใช้วัสดุระหว่างโคบอลโครมและโคบอลโครมที่เคลือบผิวด้วยวัสดุไทเทเนียมไนไตรด์ ซึ่งความแตกต่างของทั้งสองรูปแบบ คือ ความเรียบของผิวที่ต่างกัน จึงส่งผลต่อการสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียมที่เป็นวัสดุโพลีเอทิลีน ซึ่งบริษัทผู้ผลิตได้มีการเปรียบเทียบการสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียมโดยทดสอบข้อเข่าจริงด้วยมาตรฐาน ISO-14243 ผลการทดสอบที่ได้วัดค่าจากการสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียม ชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาที่เป็นวัสดุโคบอลโครมและเคลือบผิวด้วยวัสดุไทเทเนียมไนไตรด์ มีความสามารถช่วยลดอัตราการสึกหรอได้มากกว่า ฝาครอบกระดูกต้นขาที่เป็นโคบอลโครมไม่มีการเคลือบผิว ดังแสดงในรูปที่ 2.24



รูปที่ 2.24 อัตราการสึกหรอของโพลีเอทิลีน
(ที่มา Test report A219/05.1 IMA Dresden. Data on file Implant cast)

ในรูปที่ 2.24 ผลการสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียม ที่ทดสอบกับฝาครอบกระดูกต้นขาที่ใช้วัสดุทั้งสองแบบ พบว่า ชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาที่เคลือบด้วยไทเทเนียมไนไตรด์มีการสึกหรอน้อยกว่า ชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาที่เป็นวัสดุโคบอลโครม ที่ไม่ได้มีการเคลือบผิว ร้อยละ 38%

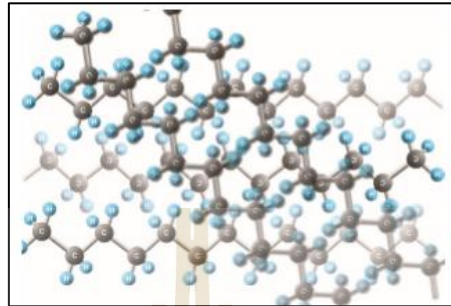
วัสดุที่ใช้ทำหมอนรองข้อเข่าเทียมใช้ในปัจจุบันมีหลากหลายชนิด และมีความนิยมใช้ที่สุดคือวัสดุโพลีเอทิลีนชนิดมีความหนาแน่นของโมเลกุลสูง เนื่องจากมีคุณสมบัติทนทานต่อการสึกหรอได้ดีและไม่เป็นอันตรายต่อร่างกายผู้ใช้ โดยคุณสมบัติทางเคมีของวัสดุที่ใช้ทำหมอนรองข้อเข่าเทียม ดังแสดงในรูปที่ 2.25 โครงสร้างทางเคมีของวัสดุโพลีเอทิลีน



รูปที่ 2.25 อนุภาคของโพลีเอทิลีน

ในอดีตมีความพยายามที่จะพัฒนาลักษณะการสึกหรอของโพลีเอทิลีน รวมถึงการเสริมความแข็งแรงด้วย คาร์บอนไฟเบอร์ การรีไซเคิลพอลิเมอร์ เช่น การกอดอัดด้วยแรงร้อน หรือกอดด้วยความร้อน เป็นรูปแบบการพัฒนาปรับปรุงพื้นผิวข้อต่อ แต่อาจจะมีความไม่แน่นอน เช่น หมอนรอง

ข้อเข้าเทียมมีการบวมของโพลีเมอร์ ซึ่งผลจากการทดลองในห้องปฏิบัติการไม่สามารถทำนายได้ว่าจะใช้งานได้อย่างมีประสิทธิภาพที่สมบูรณ์เมื่ออยู่ในร่างกาย รายละเอียดโครงสร้างทางเคมีของโพลีเอทิลีนชนิดที่มีความหนาแน่นของโมเลกุลสูง ดังแสดงในรูปที่ 2.26



รูปที่ 2.26 อนุภาคของโพลีเอทิลีนชนิดที่มีความหนาแน่นของโมเลกุลสูง

จากการทดลองในห้องปฏิบัติการแสดงให้เห็นว่าความต้านทานต่อการสึกหรอของโพลีเอทิลีนจะเพิ่มขึ้นด้วยการเพิ่มการเชื่อมโยงระหว่างอนุภาคกับอนุภาคอื่น ๆ ซึ่งการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของ โพลีเมอร์นี้ จะส่งผลต่อสมบัติทางกลและความล้าไปในทางที่ดีขึ้น โดยโพลีเอทิลีนชนิดที่มีความหนาแน่นของโมเลกุลสูง เป็นที่นิยมมากที่สุดในการใช้เป็นวัสดุหมอนรองข้อเข้าเทียม

2.4.2 ทฤษฎีผิวสัมผัสของเฮิร์ต

การคำนวณจากการทดลองวัตถุที่มีการสัมผัสกันของชิ้นงานสองชิ้นขึ้นไป จะเกิดบริเวณที่มีส่วนสัมผัสกันซึ่งเป็นส่วนสำคัญที่ทำให้เกิดค่าความเค้นสัมผัส ในพื้นที่ที่เกิดการสัมผัสของชิ้นงานทั้งสอง สามารถหาค่าพื้นที่สัมผัสและหาค่าความเค้นสัมผัสได้จากการใช้สมการการวิเคราะห์ตามทฤษฎีการสัมผัสของเฮิร์ต ดังนี้

$$d = Ax^2 + By^2$$

โดย

d = ระยะทางทั้งหมดที่เกิดการสัมผัส

x, y = ค่าพิกัดแกนที่วิเคราะห์

$$A = \frac{1}{4} \left[\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_1'} + \frac{1}{R_2'} \right] - \frac{1}{4} \sqrt{\left[\left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_1'} \right) + \left(\frac{1}{R_2} - \frac{1}{R_2'} \right) \right]^2 - 4 \left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_1'} \right) \left(\frac{1}{R_2} - \frac{1}{R_2'} \right) \sin^2 \alpha} \quad (2.1)$$

$$B = \frac{1}{4} \left[\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_1'} + \frac{1}{R_2'} \right] + \frac{1}{4} \sqrt{\left[\left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_1'} \right) + \left(\frac{1}{R_2} - \frac{1}{R_2'} \right) \right]^2 - 4 \left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_1'} \right) \left(\frac{1}{R_2} - \frac{1}{R_2'} \right) \sin^2 \alpha} \quad (2.2)$$

- R_1, R_2 คือ รัศมีความโค้งของชิ้นงานที่ 1 และชิ้นงานที่ 2
 R'_1, R'_2 คือ รัศมีความโค้งอีกด้านหนึ่งของชิ้นงาน ทั้งชิ้นงานที่ 1 และ ชิ้นงานที่ 2
 α คือ มุมระหว่างระนาบความโค้งที่จุดสัมผัส

ความสัมพันธ์ระหว่างการหาค่าความเค้นสัมผัสกับการคำนวณค่าการสึกหรอ ซึ่งมีวิธีการคำนวณความสึกของการสึกหรอทั้งแบบเก่าและแบบใหม่ โดยแบบเก่าจะใช้ความเค้นสัมผัสที่เปลี่ยนแปลงตามเวลาและระยะการเลื่อนสัมผัสที่ใน node จะถูกนำมาใช้เพื่อคำนวณความสึกของการสึกหรอ เป็นเรื่องยาก ในกรการคำนวณความสึกของการสึกหรอในสมการปกติ แต่เพื่อให้ได้ความเค้นสัมผัสที่แปรผันตามเวลาและระยะเลื่อนสัมผัสจาก node แต่ละ node ด้วยทฤษฎีไฮเรตซ์ ดังนั้น He, Z.; Hu, และคณะ (2022) ในโปรแกรม UMESHMOTION of Abaqus จะใช้ความเค้นสัมผัสสูงสุดและระยะเลื่อนสัมผัสสูงสุดใน Mesh ซึ่งกระทำในแต่ละจุด node ของผิวเพื่อคำนวณหาความสึกของการสึกหรอ

2.4.3 สมการการสึกหรอของอาชาร์ดโมเดล

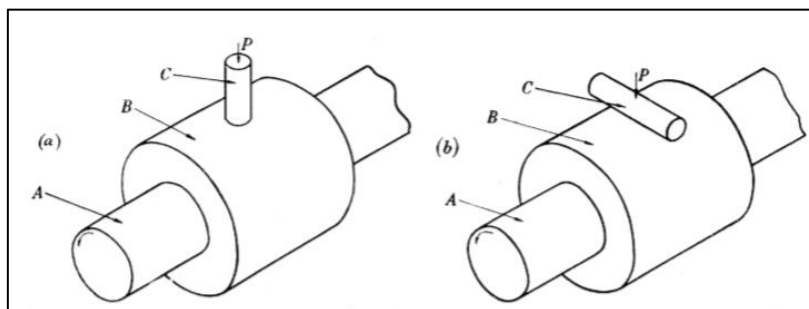
การพัฒนาพื้นฐานทางทฤษฎีเพื่ออธิบายการสึกหรอของวัสดุที่คล้ายคลึงกับทฤษฎีแรงเสียดทานที่ยอมรับโดยทั่วไป Bowden et al. (1950) โดยหาค่าความเค้นสัมผัสที่ผิวของชิ้นงานสองชิ้นที่มีการสัมผัสกันเกิดขึ้นและเกิดการสึกหรอและอีกทฤษฎีหนึ่งที่มีการยอมรับและใช้ในงานวิจัยในปัจจุบัน คือ การคำนวณของการสัมผัสกันของผิวชิ้นงานที่สัมผัสกัน Archard. (1952, 1953) เป็นทฤษฎีที่ใช้ในการอธิบายการสึกหรอที่เกิดจากการเลื่อนและการสัมผัส โดยพื้นผิวจะมีการบางลงภายใต้ภาระโหลดที่มีแรงกระทำ ซึ่งมีความสัมพันธ์ตามสมการต่อไปนี้

$$W = KsP / p_m \quad (2.3)$$

เมื่อ

- W คือ อัตราการสึกหรอ
 K คือ สัมประสิทธิ์การสึกหรอ
 P คือ ภาระโหลด
 p_m คือ ความดันของวัสดุอ่อน
 s คือ ระยะการเคลื่อน

จากงานวิจัยเพื่อศึกษาหาค่าการสึกหรอของ Archard. (1952, 1953) ได้มีการออกแบบสร้างแบบทดลองของการสึกหรอระหว่างชิ้นงานสองชิ้น ซึ่งประกอบด้วย ชิ้นงานที่เป็น แท่งกับชิ้นงานวงกลมเสียดสีกัน และได้ทำการวิเคราะห์ผลการสึกหรอที่เกิดขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 2.27



รูปที่ 2.27 ชิ้นงานแท่งกับชิ้นงานที่เป็นทรงกระบอก (A) เหล็กหมุน (B) แหวนขนาด 15/16 นิ้ว (C) พินขนาด 1/4 นิ้ว (P) แรงกดที่พิน

จากรูปแบบการทดสอบรูปทางด้านซ้าย ชิ้นงานแท่งกดตั้งฉากด้วยแรงคงที่กับชิ้นงานวงแหวนที่หมุนด้วยความเร็วคงที่ การทดสอบทางด้านขวา ชิ้นงานแท่งกดในแนวนอนด้วยแรงคงที่กับชิ้นงานวงแหวนที่หมุนด้วยความเร็วคงที่ จากการทดลองได้ศึกษากลไกการสึกหรอของวัสดุที่แตกต่างกัน ซึ่งแสดงให้เห็นถึงความรุนแรงของการสึกหรอที่มีความแตกต่างกันของแต่ละคู่วัสดุที่ทำ การทดสอบ ดังแสดงในตารางที่ 2.2

ตารางที่ 2.2 ค่าอัตราการสึกหรอของวัสดุแต่ละชนิด

Combination of materials	wear rate	hardness	Calc, value of K
	Z10-10 cm ³ /cm	(10 ⁶ g/cm ³)	mm ³ /Nm
mild steel on mild steel	1570	18.6	7×10 ⁻³
60/40 brass	240	9.5	6×10 ⁻⁴
teflon	200	0.5	2.5×10 ⁻⁵
70/30 brass	100	6.8	1.7×10 ⁻⁴
Perpex	14.5	2	7×10 ⁻⁶
moulded Bakelite x 5073	12.9	2.5	7.5×10 ⁻⁶
silver steel	7.5	32	6×10 ⁻⁵
beryllium copper	7.1	21	3.7×10 ⁻⁵
hardened tool steel	6	85	1.3×10 ⁻⁴
Stellite grade 1	3.2	69	5.5×10 ⁻⁵
ferritic stainless steel	2.7	25	1.7×10 ⁻⁵

ตารางที่ 2.2 ค่าอัตราการสึกหรอของวัสดุแต่ละชนิด (ต่อ)

Combination of materials	wear rate	hardness	Cale, value of K
	Z10-10 cm ³ /cm	(10 ⁶ g/cm ³)	mm ³ /Nm
laminated Bakelite 292/16	1.8	3.3	1.5x10 ⁻⁵
moulded Bakelite 11085/1	1	3	7.5x10 ⁻⁷
sintered tungsten carbide on mild steel	0.9	18.6	4x10 ⁻⁶
laminated Bakelite 547/1	0.4	2.9	3x10 ⁻⁷
polythylene	0.3	0.17	1.3x10 ⁻⁷
sintered tungsten carbide on sintered	0.03	130	1x10 ⁻⁶
tungsten carbide			

(ที่มา : Archard. (1953))

2.4.4 สมการความคมเพื่อหาค่าการสึกหรอ

รูปแบบการคำนวณหาค่าการสึกหรอด้วยสมการของ Archard โมเดล เป็นที่นิยมใช้ในแบบจำลองเพื่อหาค่าการสึกหรอสำหรับงานทางด้านวิศวกรรม เป็นการประเมินการสึกหรอบนพื้นผิวและชิ้นส่วนต่าง ๆ Zegatti (2016) โมเดลสมการนี้จะพิจารณาหาค่าปริมาณของวัสดุที่ถูกกลบออก (V) จากความสัมพันธ์ของทั้งสองชนิด ซึ่งเป็นสัดส่วนโดยตรงกับโหลดปกติที่ใช้ทดสอบ (P) และระยะเลื่อน (s) และมีสัดส่วนผกผันกับค่าความแข็งของวัสดุ (H) และมีค่าสัมประสิทธิ์ (K) ที่เรียกว่าค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอของวัสดุ นั้น ๆ จะถูกประยุกต์เป็นสมการที่พัฒนามาใหม่ เมื่ออัตราส่วนระหว่างค่าสัมประสิทธิ์กับความแข็งจะถูกแทนที่ด้วยค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอเฉพาะ (k) ซึ่งก็คือคุณสมบัติเฉพาะของวัสดุที่มีอยู่ในสมการ Archard แสดงในสมการ 2.4

$$V = \frac{K}{H} P_s = k P_s \quad (2.4)$$

สมการนี้จะถูกนำมาคำนวณปริมาณการสึกหรอ อย่างไรก็ตามการใช้โปรแกรมวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และองค์ประกอบที่ไม่ต่อเนื่อง จึงจำเป็นต้องมีการประเมินการสึกหรอในพื้นที่ ซึ่งจากงานวิจัยของ McColl และคณะ (2004) ได้ถูกอ้างอิงโดย Zegatti (2016) ได้พัฒนาเวอร์ชันใหม่ โดยปรับจากสมการที่ 2.4 เพื่อคำนวณพื้นที่ dA และเพิ่มระยะเลื่อน ds โดย

การหารทั้งสองข้างของสมการด้วย dA ในสมการที่ 2.5 คือได้ผลของความสูงในการการสึกหรอที่น้อยที่สุด (dh) และความเค้นสัมผัสบนผิวสัมผัส $p(x)$

$$dh = kp(x)ds \quad (2.5)$$

เมื่อใช้สมการนี้ในโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์ ค่าความสูงเพียงเล็กน้อย (dh) จะแสดงถึงความลึกของโหนดที่จะถูกลบออก (A_h) หลังจากมีการสัมผัสกับระยะทางเลื่อน (A_s) ในกรณีที่ไม่มีวิธีการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอในบริเวณเฉพาะที่ จึงพิจารณาว่าในบริเวณนั้นมีค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอเหมือนกับที่ใช้ในการกำหนดปริมาณการสึกหรอทั้งหมด เพราะไม่มีนัยสำคัญมากนักในผลการพิจารณา ดังนั้นสูตรที่นำมาใช้ในการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์คือสมการที่ 2.6

$$\sigma = \frac{F}{A}, MPa \quad (2.6)$$

สมการ 2.7 คือ สมการที่ใช้เพื่อคำนวณความลึกของการสึกหรอ ของแต่ละส่วนของโหนดที่เพิ่มขึ้น ซึ่งได้รับผลกระทบจากตัวเร่งการสึกหรอ (ΔN) ซึ่งใช้ผลลัพธ์ที่สร้างขึ้นในหนึ่งรอบเพื่อประเมินการสึกหรอสำหรับจำนวนรอบที่มากขึ้น ลดเวลาในการคำนวณและไม่ก่อให้เกิดความไม่แน่นอนหรือความแตกต่างในผลลัพธ์

$$\Delta h = kp(x)\Delta s\Delta N \quad (2.7)$$

แบบจำลองพลังงานที่กระจายจะคำนึงถึงพลังงานที่ใช้ในกระบวนการสึกหรอ เนื่องจากจำเป็นต้องใช้พลังงานจำนวนหนึ่งเพื่อขจัดวัสดุออกไป ซึ่งจำนวนที่ขจัดออกไปคือปริมาณการสึกหรอ (V) ได้มาจากการคูณค่าพลังงานที่กระจายไปโดยแรงเสียดทานสะสมในผิวหน้าของชิ้นงานทั้งสองส่วน ($\sum E_d$) ด้วยค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอของพลังงานสะสม (α) ดังแสดงในสมการ 2.8 พลังงานนี้ได้มาจากการคำนวณงานที่สร้างขึ้นโดยแรงสัมผัส (Q) ตามระยะทางที่เกิดขึ้นจริง ดังในสมการที่สมการ 2.9

$$V = \alpha \sum E_d \quad (2.8)$$

$$E_d = \int Qds \quad (2.9)$$

ในแบบจำลองของ Archard พลังงานที่กระจายไปสามารถวิเคราะห์ได้เฉพาะที่ เพื่อให้ได้ ความลึกในส่วนที่สำคัญของวัสดุและจะถูกปล่อย โดยมีการกำหนดรูปแบบการคำนวณดังในสมการ ที่ 2.10 โดยข้อแตกต่างที่เกิดขึ้นระหว่างแบบจำลองทั้งสองนั้น คือค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทาน $q(x) = \mu.p(x)$

$$\Delta h = \alpha.q(x)\Delta s\Delta N \quad (2.10)$$

2.5 มาตรฐานการทดสอบ

วัฏจักรรูปแบบการเดินปกติ พบว่าข้อเข้ามีการรับภาระโหลดที่กระทำจากน้ำหนักตัวและการ หมุนในทิศทางต่าง ๆ และมีการเสียดสีระหว่างวัสดุฝาครอบกระดูกต้นขากับวัสดุหมอนรองข้อเข้า เทียม ส่งผลให้เกิดการสึกหรอที่ผิวของชิ้นงานบริเวณดังกล่าว การออกแบบข้อเข้าเทียมจึงจำเป็นที่ จะต้องพิจารณาความทนทานต่อภาระที่กระทำ รวมไปถึงสิ่งที่สำคัญคือต้องผ่านมาตรฐานในการ ทดสอบต่าง ๆ จากห้องทดสอบก่อนที่จะผลิตใช้งานจริง โดยที่มาตรฐานการทดสอบที่เกี่ยวข้องและม ีความสำคัญในการทดสอบข้อเข้าเทียมได้แก่ มาตรฐาน ISO (International Organization for Standardization) และมาตรฐาน ASTM (American society for testing and materials) ซึ่งเป็น มาตรฐานการทดสอบที่ยอมรับทั่วโลก รวมไปถึงหน่วยงานที่เกี่ยวข้องกับการรับรองผลิตภัณฑ์ได้แก่ องค์กรอาหารและยา Food and Drug Administration (FDA)

Food and Drug Administration (FDA) คือ สำนักงานคณะกรรมการอาหารและยา ของ ประเทศสหรัฐอเมริกา ได้จัดประเภทของการควบคุมพิเศษเกี่ยวกับอุปกรณ์ข้อเข้าเทียม โดยกำหนด ข้อบังคับขอบเขตทั้งหมดเพื่อความปลอดภัย ดังต่อไปนี้

ข้อกำหนดที่ 1 กำหนดรูปแบบข้อเข้าเทียม ซึ่งมีอยู่ 2 ประเภท คือ ข้อเข้าเทียมแบบเต็มข้อ และข้อเข้าเทียมแบบครึ่งข้อ

ข้อกำหนดที่ 2 กำหนดเรื่องวัสดุที่ใช้ผลิตข้อเข้าเทียม โดยวัสดุที่เลือกใช้จะต้องมีค่าความ แข็งแรงทางกลที่เพียงพอและทนทานต่อการสึกหรอและเข้ากันได้ทางชีวภาพอย่างเหมาะสม

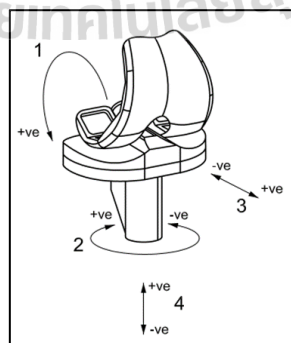
การออกแบบข้อเข้าเทียมใหม่ จะต้องผ่านการออกแบบและทดสอบความทนทานด้านต่าง ๆ เช่น มาตรฐานของวัสดุ มาตรฐานการทดสอบ ดังแสดงในรูปที่ 2.28 ซึ่งการทดสอบที่มีความสำคัญ ที่สุด ที่เกี่ยวข้องกับอายุการใช้งานของข้อเข้าเทียมคือ การทดสอบการสึกหรอข้อเข้าเทียม

มาตรฐานความคุม US.FDA Food and drug Administration	
มาตรฐานวัสดุ	มาตรฐานการทดสอบ
ASTM F67 ASTM F75	ASTM F1800 ASTM F1814
ASTM F90 ASTM F136	ASTM F1223 ASTM F2722
ASTM F138 ASTM F526	ASTM F2723 ASTM F2724
ASTM F563 ASTM F648	ASTM F2777 ISO 14243-1
ASTM F745 ASTM F799	PI-17
ASTM F1108 ASTM F1377	
ASTM F1472 ASTM F1537	
ASTM F1580 ASTM F2384	

รูปที่ 2.28 ข้อบังคับและมาตรฐาน FDA ของข้อเข้าเทียม (ที่มา ASTM and ISO standards)

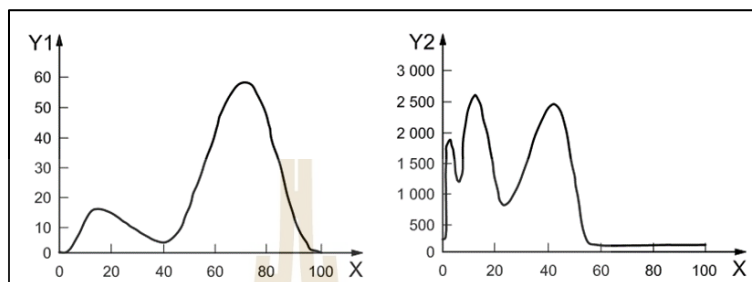
2.5.1 มาตรฐานทดสอบการสึกหรอข้อเข้าเทียม ISO-14243

การทดสอบการสึกของวัสดุชิ้นส่วนข้อเข้าเทียม โดยส่วนที่ 1 เป็นมาตรฐานการจัดวางชิ้นส่วนข้อเข้าเทียมและกำหนดพารามิเตอร์ต่าง ๆ ในการทดสอบ โดยพารามิเตอร์นั้นประกอบไปด้วยภาระจำนวนทั้งหมด 3 รูปแบบ และระยะการเคลื่อนที่ของส่วนประกอบฝาคอบกระดูกด้านบน ดังแสดงตามรูปที่ 2.29

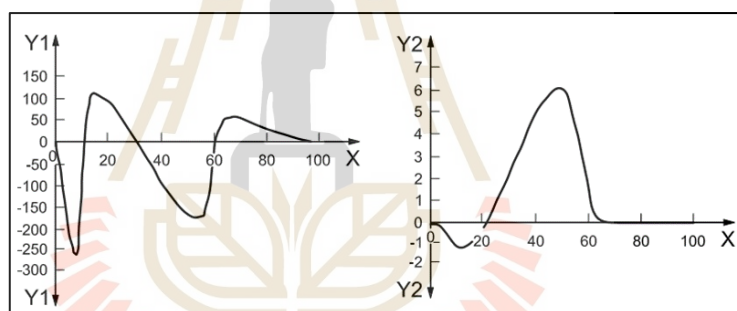


รูปที่ 2.29 ทิศทางของแรงในแนวแกนหน้า-หลัง AP, แรงบิด และทิศทางการเอียงของชิ้นส่วนกระดูกต้นขาส่วนล่าง

หมายเลข 1. คือ ทิศทางการเอียงของชิ้นส่วนกระดูกต้นขาส่วนล่าง หมายเลข 2. คือ แรงบิดที่เกิดขึ้นกับแป้นวางกระดูกหน้าแข้ง หมายเลข 3. คือ ทิศทางของแรงในแนวแกนที่ใช้กับแป้นวางกระดูกหน้าแข้ง หมายเลข 4. คือ แรงในแนวแกน Z ซึ่งขนาดของแรงและทิศทางได้กระทำใน 4 ทิศทางของแรง โดยจะเกิดขึ้น 1 รอบการเดิน ดังแสดงในรูปที่ 2.30 และ 2.31



รูปที่ 2.30 (ซ้าย) องศาการหมุนของข้อเข่าแกน X (ขวา) แรงที่เกิดในแกนตั้ง

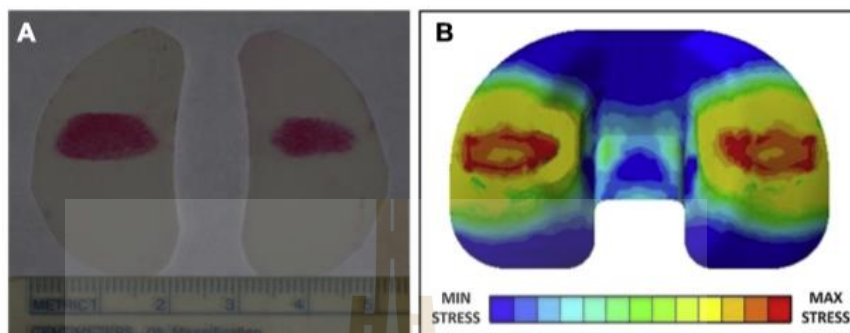


รูปที่ 2.31 (ซ้าย) แรงในแนวด้านหน้าและหลัง(ขวา) องศาการหมุนแนวแกน Y (ที่มา ISO standards)

2.5.2 มาตรฐานการทดสอบความเค้นสัมผัส PI-17

การทดสอบหาค่าความเค้นสัมผัส PI-17 เป็นการหารูปแบบการกระจายตัวของความเค้นกดของฝาครอบกระดูกต้นขาที่หมอนรองข้อเข่าเทียม ที่มีมุมอง 5 มุมด้วยกัน คือ มุม 0° , 15° , 30° , 60° , 90° ที่โหลดเท่ากับ 2.9 กิโลนิวตัน, 2.9 กิโลนิวตัน, 3.267 กิโลนิวตัน, 3.626 กิโลนิวตัน และ 3.267 กิโลนิวตัน ตามลำดับ โดยจะใช้เครื่องมือเพื่อหาค่าความเค้นสัมผัสวางไว้ระหว่างกลางของชิ้นส่วนทั้งสอง สามารถใช้เครื่องมือทดสอบได้หลากหลายรูปแบบ เช่น Tekscan, K-scan (Harris et al. 1999) มีค่าการตรวจหาค่าความเค้นได้แม่นยำและรวดเร็วแต่ค่อนข้างมีราคาแพง หรือใช้แผ่นฟิล์มตรวจสอบค่าความเค้นสัมผัสซึ่งมีราคาที่ย่อมเยากว่า Cheng-Kung Cheng et al. (2003)

วิธีการทดสอบจะเริ่มต้นด้วยการจัดวางให้แผ่นฟิล์มวางอยู่บนชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาส่วนล่าง และหมอนรองข้อเข่าเทียมจากนั้นใส่แรงกดไว้ 2 นาที หลังจากทำการกดแล้วนำแผ่นฟิล์มที่ถูกกด มาอ่านค่าความเค้นด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ตามรูปที่ 2.32



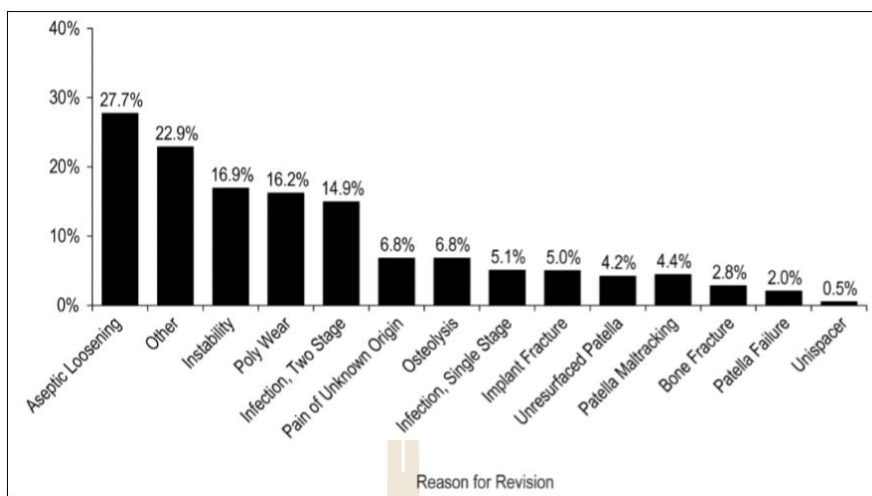
รูปที่ 2.32 (ซ้าย) พื้นที่สัมผัสจากฟลูฟิล์ม (ขวา) การคำนวณไฟไนต์เอลิเมนต์
Radovan Zdero et al. (2017)

2.6 งานวิจัยอื่นที่เกี่ยวข้อง

โดยจะแบ่งงานวิจัยที่เกี่ยวข้องออกเป็น 3 ส่วนใหญ่ ๆ คือ งานวิจัยเกี่ยวกับคลินิกและคุณสมบัติการผลิตและวัสดุของข้อเข่าเทียม งานวิจัยเกี่ยวกับเครื่องมือวัด งานวิจัยเกี่ยวกับการวิเคราะห์ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ และงานวิจัยโดยรวมที่มีผลต่อการออกแบบข้อเข่าเทียม

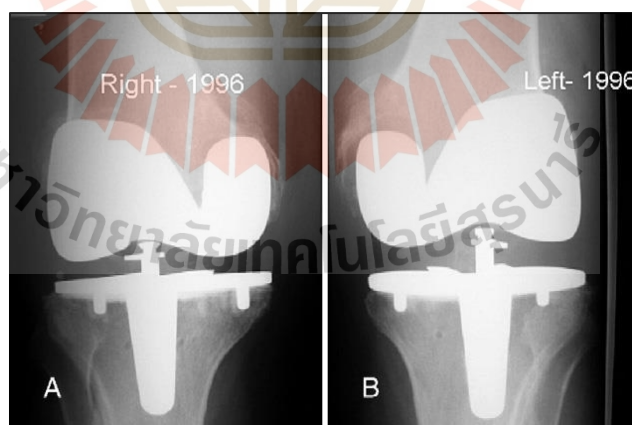
2.6.1 งานวิจัยเกี่ยวกับคลินิกและทดสอบวัสดุข้อเข่าเทียม

รายงานทางสถิติ ของ Canadian Institute for Health Information (CIHI). (2013) ในกลุ่มผู้ที่ได้รับการผ่าตัดข้อเข่าเทียมจำนวนทั้งหมด 16,558 คน พบว่าสาเหตุหลักที่เกิดความล้มเหลวหลังการผ่าตัด เกิดจาก การหลุดหลวมของอุปกรณ์ร้อยละ 27.7 ความไม่มีเสถียรภาพ ร้อยละ 16.9 การสึกหรอของวัสดุโพลีเอทิลีนร้อยละ 16.2 การติดเชื้อหลังการผ่าตัดร้อยละ 14.9 ตลอดจนสาเหตุอื่น ๆ ร้อยละ 22.9 ดังแสดงในรูปที่ 2.33



รูปที่ 2.33 สาเหตุหลักที่เกิดความล้มเหลวหลังการผ่าตัดในข้อเข่าเทียมปี 2553-2554
Canadian Institute for Health Information (CIHI). (2013)

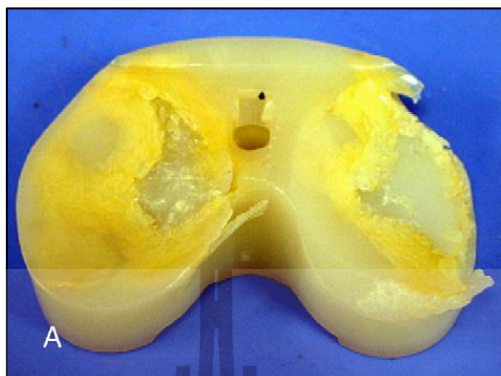
R. Stephen et al. (2007) ได้ศึกษาความล้มเหลวของวัสดุรองข้อเข่าโพลีเอทิลีน หลังจากรับการผ่าตัดข้อเข่าเทียมพบว่ามีปัญหาการสึกหรอของวัสดุรองข้อเข่า เมื่อมีการสึกหรอไม่เท่ากันจึงเกิดความไม่สมมาตร จึงทำให้เกิดอาการบวมของข้อเข่า เกิดการใช้งานไม่ได้ตามปกติ มีการติดเชื้อมาจากวัสดุรองข้อเข่า หลังจากผ่านการผ่าตัดข้อเข่าเทียมระยะเวลา 8 ปี ดังแสดงในรูปที่ 2.34



รูปที่ 2.34 แสดงภาพเอกซเรย์หลังผ่าตัดเสร็จ

งานวิจัย Brent A et al. (2011) ได้ได้ศึกษาความล้มเหลวหลังการผ่าตัดข้อเข่าเทียม ที่เกิดจากการหลุดของวัสดุรองข้อเข่าแบบหมุนได้ทิศทางเดียว ได้ศึกษาใน 2 กรณีคือ การ

เสียหายจาก 1. วัสดุรองข้อเข่าเทียมหลุดออกจากฐานยึด 2. วัสดุรองข้อเข่าแตก ดังรูปที่ 2.35 และรูปที่ 2.36 ตามลำดับ



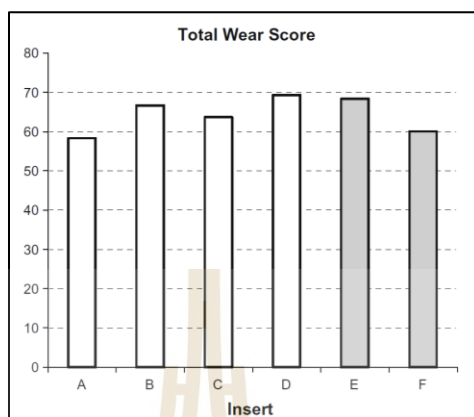
รูปที่ 2.35 ภาพการสึกหรอของวัสดุรองข้อเข่าเทียม



รูปที่ 2.36 วัสดุรองข้อเข่าหลุดออกจากฐานยึดและสึกหรอ

งานวิจัยของ Sandra Utzschneider et al. (2009) ได้ทำการศึกษาเชิงเปรียบเทียบการสึกหรอของวัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียมที่มีกระบวนการผลิตและใช้ในประเภทรูปแบบของข้อเข่าเทียมที่แตกต่างกันทั้งหมด 6 รูปแบบ โดยที่ทำการทดสอบอ้างอิงตามมาตรฐาน ISO 14243 และเมื่อทำการทดสอบที่ 5,000,000 รอบ ได้ตรวจสอบการสึกหรอวัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียม ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบข้อเข่าเทียมแบบแผ่นรองรับน้ำหนักหมุนไม่ได้และแบบแผ่นรองรับน้ำหนักหมุนได้ที่มีการใช้วัสดุโพลีเอทิลีนจากกระบวนการผลิต 2 รูปแบบ คือ XPE และ UHMWPE พบว่าข้อเข่าเทียมแบบแผ่นรองรับน้ำหนักหมุนไม่ได้และมีการใช้วัสดุโพลีเอทิลีนแบบ XPE มีการสึกหรอสูงกว่าการใช้วัสดุโพลีเอทิลีนแบบ UHMWPE นอกจากนี้ ข้อเข่าแบบแผ่นรองรับน้ำหนักหมุนได้และใช้วัสดุ

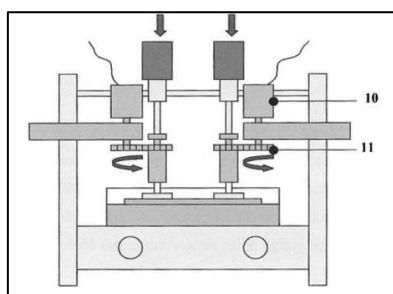
โพลีเอทิลีนแบบ XPE และ UHMWPE จะมีอนุภาคการสึกหรอที่น้อยที่สุดและมีค่าใกล้เคียงกัน ดังแสดงในรูปที่ 2.37



รูปที่ 2.37 ผลการเปรียบเทียบการสึกหรอของวัสดุโพลีเอทิลีน XLPE และ UHMWPE

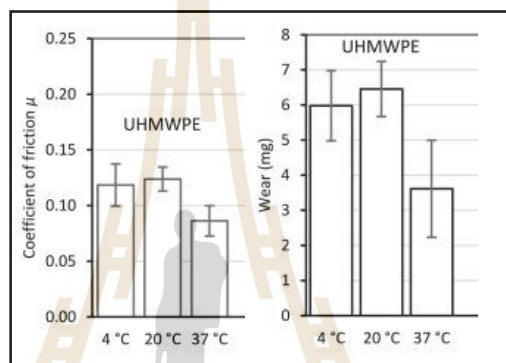
จากงานวิจัย A. Wang et al. (1998) ได้ทำการศึกษาการสึกหรอของข้อสะโพกเทียม โดยใช้วัสดุที่แตกต่างกันเพื่อมาเปรียบเทียบค่าการสึกหรอ จากการทดลองนี้ได้เปรียบเทียบวัสดุที่เป็นลูบทรงกลมคือ วัสดุโคบอลโครม, เซรามิกวัสดุ หมอนรองข้อเข่าเทียม มีวัสดุ โพลีเมอร์โพลีเอทิลีน น้ำหนักโมเลกุลสูงยิ่งยวด, PAN CF-PEEK, Pitch CF-PEEK พบว่า วัสดุลูกทรงกลมข้อสะโพกเป็นวัสดุเซอโคโรเนีย และหมอนรองข้อเข่าเทียม เป็นวัสดุ Pitch CF-PEEK จะมีค่าการสึกหรอที่น้อยที่สุด

จากการศึกษาของ S. C. Scholes et al. (2009) ได้ศึกษาหาค่าปริมาณการสึกหรอของวัสดุที่ใช้ในอุตสาหกรรมชีวการแพทย์ด้วยวิธีพินออนดิสก์ คือ ดิส คือวัสดุ โคบอลโครม และวัสดุพินเป็นวัสดุอื่น เช่น PEEK, CFR-PEEK PAN, CFR-PEEK pitch เป็นต้น พบว่า การทดสอบของวัสดุโคบอลโครมกับวัสดุ PEEK จะมีค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอมากที่สุด ส่วนค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอที่น้อยที่สุดคือ วัสดุ CFR-PEEK PAN แบบมีคาบอนดำ ดังแสดงในรูปที่ 2.38



รูปที่ 2.38 เครื่องทดสอบพินออนดิสก์

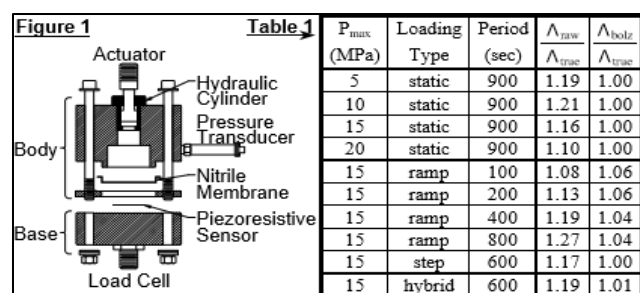
การศึกษาของ Vesa_Saikko และคณะ (2022) ได้ทำการทดสอบพินออนดิสก์ของวัสดุสองชนิด คือ UHMWPE และ VEXLPE ที่ทดสอบกับวัสดุ CoCr พบว่า จากการทดสอบระหว่างวัสดุ UHMWPE กับ CoCr ที่ใช้น้ำหล่อลื่นโปรตีนในอุณหภูมิที่แตกต่างกันคือ 4, 20, 37 องศา พบว่า อุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงไปส่งผลต่อค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทาน โดยที่อุณหภูมิโปรตีนที่ 4 และ 20 องศา มีค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานที่ใกล้เคียงกันคือ อยู่ระหว่าง 0.10-0.14 แต่โปรตีนที่อุณหภูมิ 37 องศา มีค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานอยู่ที่ 0.7-0.1 และส่วนของการสึกหรอ พบว่าอุณหภูมิโปรตีนที่ 4 และ 20 องศา มีอัตราการสึกหรออยู่ที่ 5-7.1 มิลลิกรัม และที่อุณหภูมิโปรตีนที่ 37 องศา มีอัตราการสึกหรอที่น้อยกว่า คือ 2.2-5 มิลลิกรัม ดังแสดงในรูปที่ 2.39



รูปที่ 2.39 ความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิและการสึกหรอ

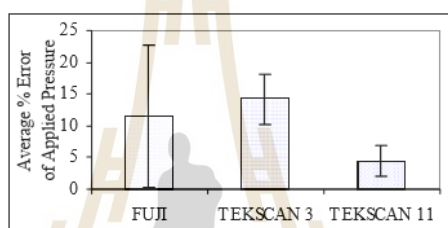
2.6.2 งานวิจัยเกี่ยวกับเครื่องมือทดสอบ

งานวิจัยของ Otto et al. (1999) ได้ศึกษาระบบชดเชยการสั่นสะเทือนของเซนเซอร์ไพโซรีซิสที่ฟีดแบ็คค่าความเค้นของการสัมผัส โดยได้ทำการทดลองกดโหลดที่ค่าความเค้นต่าง ๆ แบบคงที่ ในกรณีกดแบบคงที่ที่เซนเซอร์ที่ชดเชยการตกของสัญญาณจะช่วยลดความผิดพลาดของสัญญาณดิบได้ 83 % และกรณีแบบไม่คงที่สามารถใช้ข้อมูลที่เก็บได้เพื่อสร้างฟังก์ชันเฉพาะให้ได้ค่าความถูกต้องเพิ่มเติม ดังรูปที่ 2.40



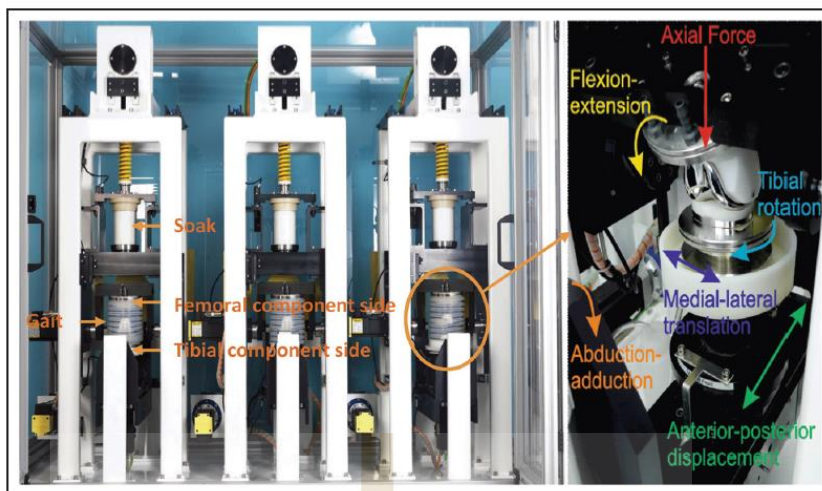
รูปที่ 2.40 ค่าความเค้นกับระยะเวลาการทดสอบ

จากงานวิจัยของ DeMarco et al. (2000) ได้ศึกษาการวัดค่าความเค้นและพื้นที่สัมผัส โดยประยุกต์ใช้กับอุปกรณ์การผ่าตัด เปรียบเทียบด้วยเครื่องมือวัด 2 ชนิด คือ ฟิล์มฟูจิกับ TEKSCAN จากการทดลองฟิล์มฟูจิ ได้เลือกช่วงที่มีความไว 2.5-10 เมกะปาสคาลเพื่อมาทดสอบ TEKSCAN ก็ใช้ช่วงที่มีความไวที่ 0-2500 ปอนด์ต่อตารางนิ้วมาใช้ทดสอบ โดยจะแบ่งเป็น TEKSCAN แบบ 3 จุด และแบบ 11 จุด โดยใช้เครื่องทดสอบ Instron พร้อมชิ้นงานกรุปทรงกระบอก จากการทดลองพบว่ามีความแตกต่างของ 3 เทคนิคนี้อย่างมีนัยสำคัญ ฟูจิฟิล์มมีค่าความผิดพลาดมากกว่า 14 % TEKSCAN 3 มีค่าความผิดพลาดมากกว่า 11% และ TEKSCAN 11 มีค่าความผิดพลาดที่ 4 % โดยในการทดสอบด้วยฟูจิฟิล์ม เมื่อเทียบค่าเฉลี่ยจากผลการทดสอบทั้งหมด มีค่าความผิดพลาดช่วง 91.66 % จากค่าที่วัดได้ ดังในรูปที่ 2.41



รูปที่ 2.41 ค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด

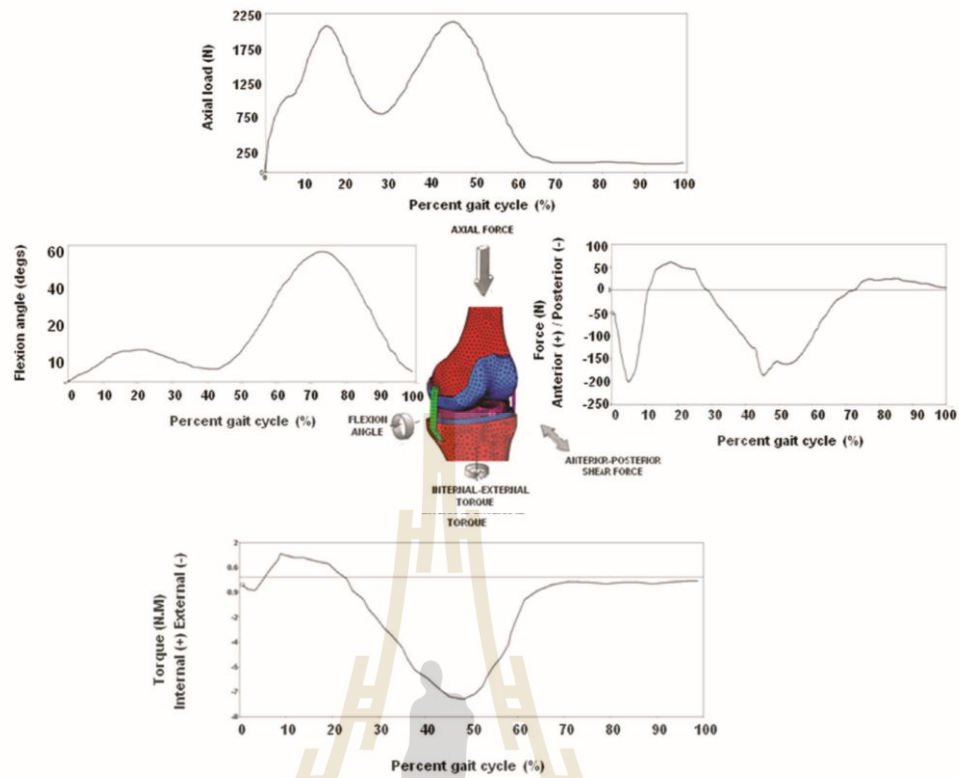
จากการศึกษาของ Abdellatif Abdelgaied et al. (2017) ได้ศึกษาเครื่องทดสอบข้อเข่าเทียม โดยการเปรียบเทียบเครื่องทดสอบข้อเข่าเทียมแบบนิวเมตริก และเครื่องทดสอบข้อเข่าเทียมแบบระบบไฟฟ้า พบว่า การทดสอบด้วยเครื่องทดสอบที่เป็นระบบไฟฟ้ามีการควบคุมด้านการเคลื่อนที่ได้ดีเมื่อเจอสภาวะที่รุนแรงได้เป็นอย่างดี มีความสามารถและประสิทธิภาพมากกว่าเครื่องจำลองที่ใช้นิวเมตริก ดังแสดงในรูปที่ 2.42



รูปที่ 2.42 เครื่องทดสอบข้อเข่าเทียม (ซ้าย) แบบนิวเมตริก (ขวา) แบบไฟฟ้า

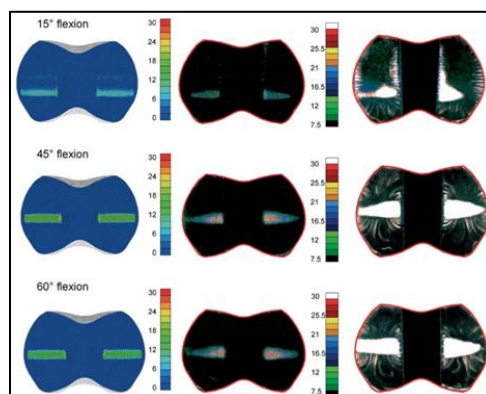
2.6.3 งานวิจัยเกี่ยวกับการวิเคราะห์ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์

งานวิจัย Gunti Ranga Srinivas et al. (2013) ได้ศึกษาหาค่าการสึกหรอที่เกิดขึ้นบนแผ่นรองข้อเข่าเทียมแบบหมุนได้ โดยศึกษาด้วยมาตรฐานทดสอบการสึกหรอของวัสดุ ISO-14243 ดังแสดงในรูปที่ 2.43 ผลสรุปในงานวิจัยนี้กล่าวถึง ค่าความเค้นที่เกิดขึ้นที่ผิวของแผ่นรองข้อเข่าเทียม โดยแผ่นรองข้อเข่าเทียมที่เป็นโมเดลที่หมุนได้หลายทิศทาง มีค่ามากกว่าโมเดลหมุนได้ทิศทางเดียว ที่มุม 15 องศาเดียว หลังจากนั้นค่าความเค้นที่เกิดขึ้นของโมเดลหมุนได้ทิศทางเดียว มีค่ามากกว่าโมเดลที่หมุนได้หลายทิศทาง ซึ่งก็สรุปได้เบื้องต้นว่า รูปแบบลักษณะในการออกแบบ ข้อเข่าเทียมก็ส่งผลถึงการสึกหรอเช่นกัน



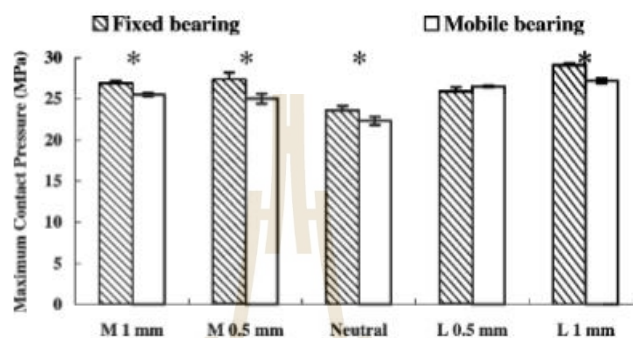
รูปที่ 2.43 รอบการเดินแบบปกติมาตรฐาน ISO-14243

งานวิจัยของ Tomaso Villa et al. (2004) ศึกษาเกี่ยวกับพื้นที่สัมผัสและความเค้นที่เกิดขึ้นระหว่างฝากรอบกระดูกต้นขา กับแผ่นรองข้อเข่าเทียม และศึกษาเกี่ยวกับความล้าที่เกิดขึ้นบนฝากรอบกระดูกหน้าแข้ง ได้ศึกษาหาพื้นที่สัมผัสและความเค้นที่เกิดขึ้นของฝากรอบกระดูกต้นขา กับแผ่นรองข้อเข่าเทียม ทำการทดลองที่มุม 15, 45, 60 องศา โดยเปรียบเทียบข้อเข่าเทียมแบบหมุนได้ และแบบหมุนไม่ได้ ในรูปที่ 2.44



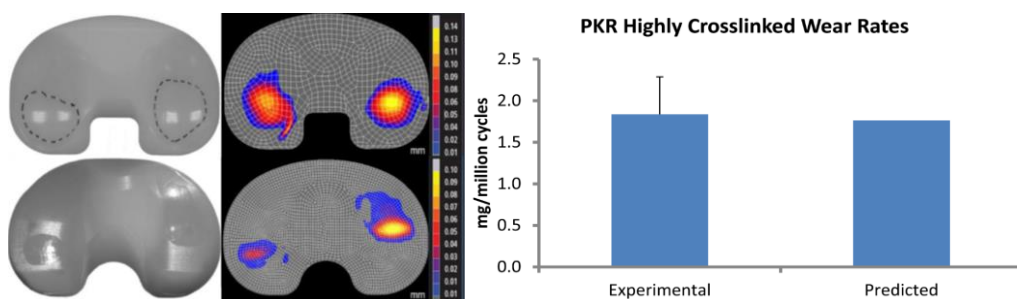
รูปที่ 2.44 ลักษณะความเค้นที่เกิดขึ้นบนแผ่นรองข้อเข่าเทียม

จากการศึกษาของ Cheng-Kung Cheng et al. (2013) ทำการทดลองหาค่าความเค้นสัมผัสของข้อเข่าเทียมแบบหมุนไม่ได้เทียบกับข้อเข่าเทียมแบบหมุนได้ วัดค่าความเค้นสัมผัสด้วยฟิล์มทดสอบค่าความเค้นสัมผัส ผลการทดลองค่าความเค้นสัมผัสของข้อเข่าเทียมแบบหมุนได้และแบบหมุนไม่ได้ มีค่าความเค้นสัมผัสที่ใกล้เคียงกัน แต่ข้อเข่าเทียมแบบหมุนได้จะมีค่าความเค้นสัมผัสที่น้อย ดังแสดงในรูปที่ 2.45



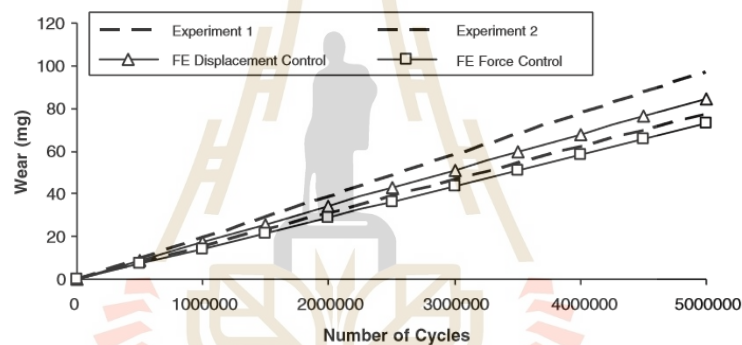
รูปที่ 2.45 ความเค้นสัมผัสของข้อเข่าเทียมแบบหมุนได้และหมุนไม่ได้

งานวิจัย J. Netter et al. (2015) ศึกษาเกี่ยวกับการจำลองการสึกหรอของวัสดุรองข้อเข่าเทียมโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ได้จำลองรูปแบบข้อเข่าเทียม 3 แบบ และได้กำหนดรูปแบบการทดลองโดยจำลองภาวะโหลดการทดสอบอ้างอิงจากมาตรฐาน ISO-14243 และใช้รูปแบบข้อเข่าเทียมที่มีการออกแบบแตกต่างกัน ซึ่งมีการเปรียบเทียบกันทางด้านวัสดุและการออกแบบ โดยในการศึกษานี้ได้ใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เทคนิคการเขียน อัลกอริทึม Python code ใช้สมการของ Archard model สำหรับวิเคราะห์การสึกหรอ ผลการทดลองและการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ค่าความใกล้เคียงกันทั้งตำแหน่งและการปริมาณการสึกหรอ ดังแสดงในรูปที่ 2.46

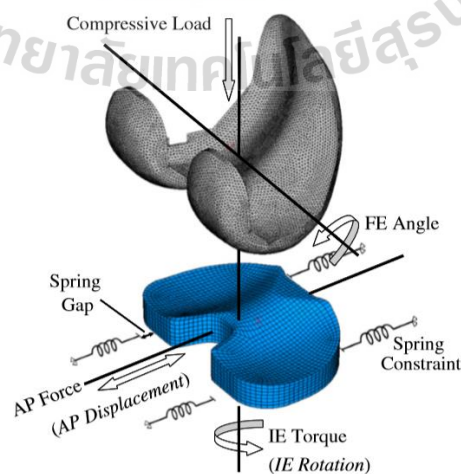


รูปที่ 2.46 ผลการวิเคราะห์การสึกหรอระหว่างการทดลองจริงกับการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

Lucy A. Knight et al. (2007) ได้ศึกษาพารามิเตอร์เพื่อประเมินผลกระทบทางด้านรูปร่างของข้อเข่าเทียม โหลด หรือการปรับตำแหน่ง งานวิจัยนี้ได้พัฒนารูปแบบการใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ผสมเทคนิคการสร้างเอลิเมนต์ใหม่ในการคำนวณ (Remeshing) ช่วยจำลองการสึกหรอของโพลีเอทิลีน เปรียบเทียบกับผลที่คาดการณ์ไว้จากการสูญเสียน้ำหนักเนื่องจากการสึกหรอและรูปแบบการสึก โดยใช้การคำนวณที่ 5 ล้านรอบ โดยแบ่งการคำนวณเป็น 10 ครั้ง ครั้งละ 500,000 รอบ เพื่อให้ได้ค่าที่แม่นยำที่สุด โดยผลการจำลองสอดคล้องกับผลการทดลองทั้งรูปทรงการสึกหรอและการสูญเสียน้ำหนักของโพลีเอทิลีน การทดลองการสึกหรอต้องใช้เวลาทั้งหมด 2 เดือน แต่การจำลองใช้เวลาเพียง 2 ชั่วโมง และในการจำลองได้ทดลองการจำลอง 2 แบบ คือ ใช้โหลดแบบแรงและใช้โหลดแบบกำหนดระยะการเคลื่อนที่ จากการศึกษพบว่า การกำหนดโหลดทั้งสองแบบไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ดังแสดงในรูปที่ 2.47 แต่การกำหนดโหลดแบบกำหนดระยะการเคลื่อนที่จะมีลักษณะคล้ายกับการทดสอบข้อเข่าจริง ดังแสดงในรูปที่ 2.48

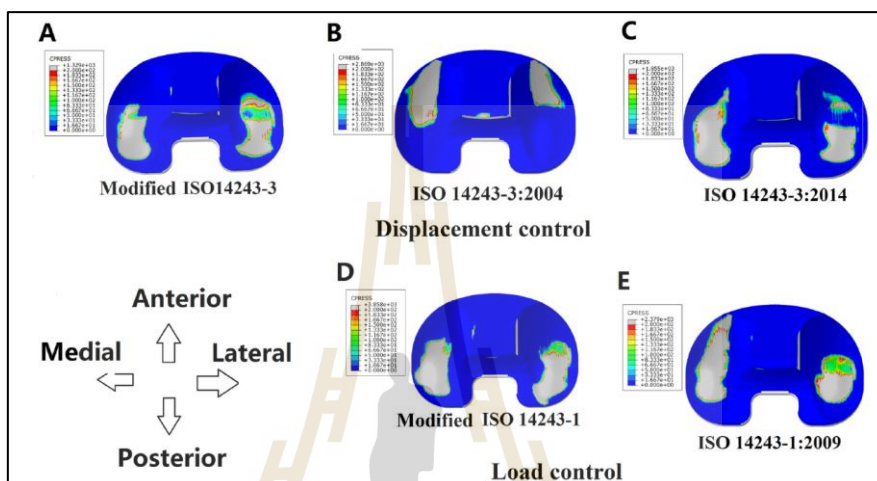


รูปที่ 2.47 ปริมาณการสึกหรอของโพลีเอทิลีนกับรอบการคำนวณ



รูปที่ 2.48 โมเดลข้อเข่าเทียมจำลองพารามิเตอร์โหลดต่าง ๆ

การศึกษาของ Xiao-Hong Wang et al. (2018) ได้ศึกษาการสีกหรือข้อข้อเข้าเทียมโดยใช้มาตรฐานการทดสอบ ISO 14243 ที่แตกต่างกัน คือ ISO 14243 ปี 2004, 2009, 2014 เทียบกันทั้ง 3 รูปแบบ จากการศึกษาด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์พบว่า ปริมาณการสีกหรือและรูปแบบของการสีกหรือของข้อเข้าเทียม มีการสีกหรือที่แตกต่างกัน ซึ่งเกิดจากการเปลี่ยนแปลงของโหลดที่ใช้ทดสอบมีความแตกต่างกัน ดังแสดงในรูปที่ 2.49



รูปที่ 2.49 รูปแบบการสีกหรือของข้อเข้าเทียม (A) โหลดที่มีการปรับเปลี่ยน (B) โหลดแบบกำหนดระยะการเคลื่อนที่ของปี 2004 (C) โหลด แบบกำหนดระยะการเคลื่อนที่ของปี 2014 (D) โหลดแบบมีการปรับเปลี่ยนของปี 2004 (E) โหลดแบบกำหนดแรงของปี 2009

2.7 สรุปภาพรวมงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

จากการศึกษาข้อเข้าเทียมก่อนหน้านี้ มีการศึกษาในหลายปัจจัยที่ส่งผลต่ออายุการใช้งานของข้อเข้าเทียม ซึ่งมีทั้งปัจจัยทางการแพทย์และทางด้านกลศาสตร์ ล้วนแล้วแต่ส่งผลต่อการใช้งานและการพัฒนาข้อเข้าเทียม การศึกษานี้จึงได้รวบรวมการศึกษาที่ผ่านมาและมีความสำคัญ เช่น การศึกษาทางด้านวัสดุ ทางด้านการออกแบบ การทดสอบข้อเข้าจริงหรือการจำลองผ่านโปรแกรมทางวิศวกรรม การทดสอบหาค่าความเค้นสัมผัส การทดสอบหาค่าการสีกหรือ โดยในการทดสอบมร การอ้างอิงตามมาตรฐานหรือการทดสอบที่เก็บค่าจากผู้ที่มีการเปลี่ยนข้อเข้าเทียมและมีการทดสอบด้วยวิธีอื่น เมื่อพิจารณาจากงานวิจัยที่เกี่ยวข้องพบว่าในปัจจุบันเน้นไปที่การออกแบบหรือการใช้วัสดุทดแทนเพื่ออายุการใช้งานของข้อเข้าเทียม ดังแสดงในตารางที่ 2.3 และในตารางที่ 2.4 เป็นตารางรวบรวมค่าวัสดุจากงานวิจัยที่ได้ศึกษามาทั้งหมดในปัจจุบัน

ตารางที่ 2.3 งานวิจัยเกี่ยวกับข้อเข่าเทียม

การศึกษา ที่	การศึกษา	เรื่องวัสดุ		เรื่องการออกแบบ			การทดสอบ		โปรแกรมการจำลอง		ความ เค้น สัมผัส	การสึกหรอ			ใช้มาตรฐาน ISO- 14243		พินอน ดิสก์
		UHMWP E CoCr	วัสดุ อื่น ๆ	PS	CR	แบบ ปรับปรุง	knee sim	แบบ อื่น	Abaqu s	อื่นๆ		ค่า สัมประสิทธิ์	ค่าการ สึกหรอ	ปริมาณ	แบบ ปกติ	แบบ ปรับปรุง	
1	L M Jennings et al.2007	x		x	x		x									x	
2	Alison L. Galvin et al. 2019	x		x			x				x		x			x	
3	Lu Kang et al.2008	x						x				x	x	x			x
4	John Fisher et al.2010	x		x	x		x					x	x			x	
5	Abdellatif Abdelgaied et al.2011	x		x					x				x	x		x	
6	Abdellatif Abdelgaied et al.2012	x										x	x	x			x
7	Abdellatif Abdelgaied et al.2013	x		x				x	x							x	
8	Marzieh M. Ardestani et al.2015	x		x					x		x						
9	Qida Zhang et al.2019	x		x					x	MATLA B	x		x	x	x		
10	Jonathan Netter al.2015	x	x						x								

ตารางที่ 2.3 งานวิจัยเกี่ยวกับข้อเข้าเทียม (ต่อ)

การศึกษา ที่	การศึกษา	เรื่องวัสดุ		เรื่องการออกแบบ			การทดสอบ		การจำลอง		ความ เค้น สัมผัส	การสีกหรือ			ใช้มาตรฐาน ISO-14243		พินออน ติสก์
		UHMWPE CoCr	วัสดุ อื่น	PS	CR	แบบ ปรับปรุง	knee sim	แบบ อื่น	Abaqus	อื่นๆ		ค่า สัมประสิทธิ์	ค่าการ สีกหรือ	ปริมาณ	แบบ ปกติ	แบบ ปรับปรุง	
11	Abdellatif Abdelgaied et al.2017						x						x		x		
12	S. C. Scholes and A. Unsworth 2009	x	x					x									x
13	Yong-Gon Koh et al.2019	x	x	x					x			x	x	x	x		
14	T. Schwenke and M.A. Wimmer 2013	x						x				x	x	x			x
15	Juan C. Baena et al.2015	x		x	x			x									
16	Juan C. Baena et al.2015	x		x	x	x	x					x	x	x		x	
17	Yong-Gon Koh et al.2018	x		x					x			x	x	x	x		
18	Yong-Gon Koh et al.2020	x		x					x			x	x	x	x		
19	Yong-Gon Koh et al.2019	x		x			x		x			x	x	x	x		
20	Qida Zhang et al.2019	x		x						x		x	x	x		x	

ตารางที่ 2.4 คุณสมบัติทางกลของวัสดุข้อเข้าเทียม

คุณสมบัติทางกลของวัสดุทางการแพทย์						
No	วัสดุ	สัมประสิทธิ์การสึกหรอของคู่วัสดุ CoCrMo/ UHMWPE, CoCrMo/ PEEK, CoCrMo/ CFR-PEEK (mm ³ /N*m)	โมดูลัส (GPa)	อัตราส่วนของปัว ซอง	ความหนาแน่น (g/mm ³)	สัมประสิทธิ์แรง เสียดทาน
1	UHMWPE	2.64E-7 ถึง 1.7E-10	0.463 ถึง 1.051	0.43 ถึง 0.47	0.93E-8 ถึง 0.97E-8	0.007 ถึง 0.2
2	PEEK	7.37E-09	3 ถึง 4.5	0.3	1.3 ถึง 1.43E-6	0.04-0.06
3	CRF-PEEK	0.079E-9 ถึง 0.21E-9	5.9 ถึง 18	0.39 ถึง 0.4	1.42E-06	0.04

ที่มา : Zhenhua Zhang et al.2014, Shariq Najeeb et al. 2015, Volker Altstaedt, et al.2003, Fitria Rahmitasari et al.2017, Ludan Qin et al.2021, ClaireL.Brockett et al.2017, Joaõ Rodrigo Saro et al.2010, Thomas M. Grupp et al.2010, William Andrew 2019, Steven M. Kurtz 2016, Lucy A. Knight et al.2007, Xiao-Hong Wang et al.2018, Dong-Wook Kim et al.2011, J. Bayod 2016, Jonathan Netter et al.2015, S. C. Scholes & A. Unsworth 2009, Yong-Gon Koh et al.2019, T M McGloughlin et al.2003, ClaireL.Brockett et al. 2017, Abdellatif Abdelgaied et al. 2012

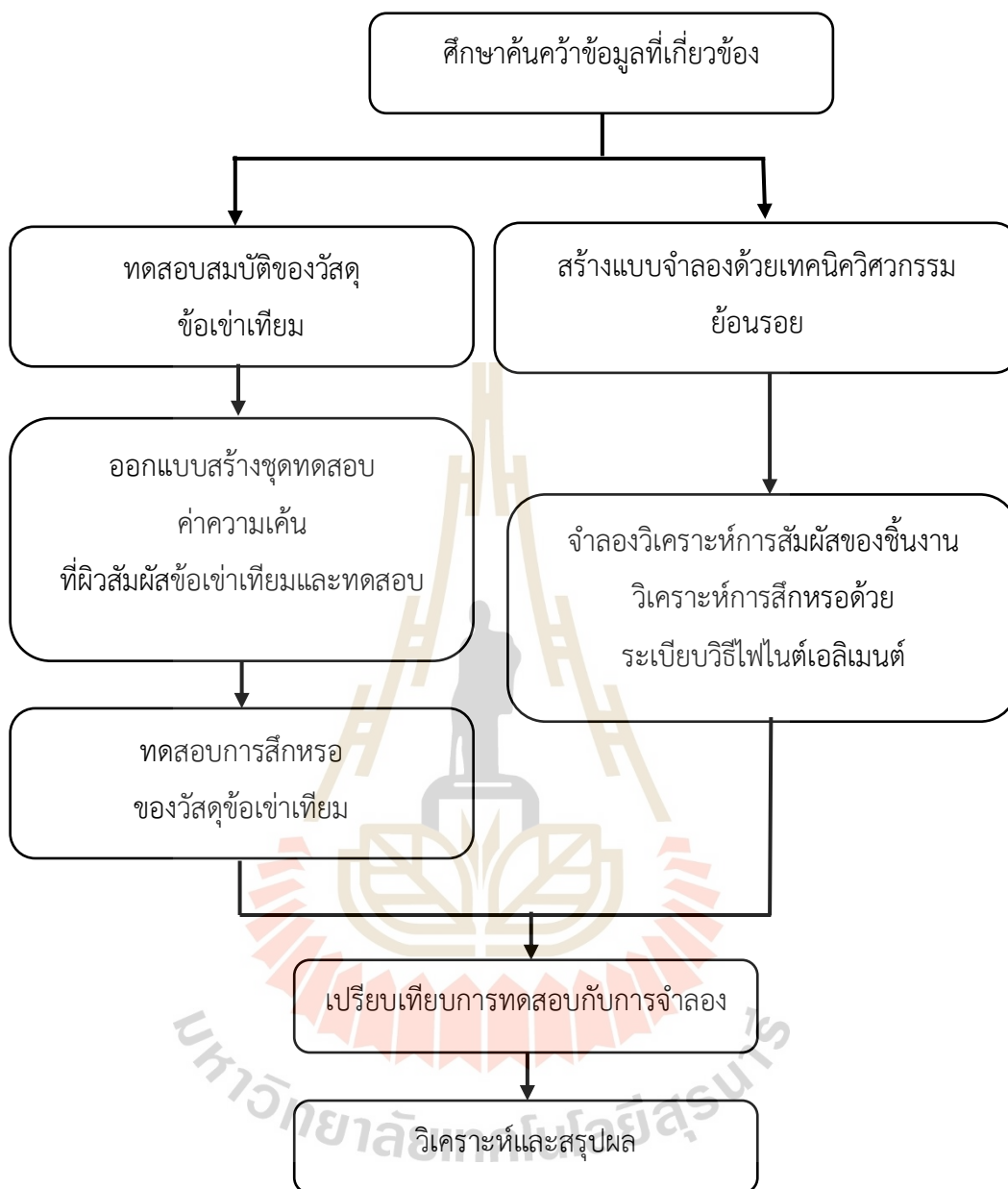
เมื่อ CoCrMo คือ วัสดุโครบอลโครม, UHMWPE คือ วัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง, PEEK คือ วัสดุโพลีเอทิลีนเอเทอร์เอเทอร์คีโตน, CRF-PEEK คือ วัสดุคาร์บอนไฟเบอร์เรโนฟอส โพลีเอทิลีน เอเทอร์เอเทอร์คีโตน

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

3.1 กล่าวนำ

การศึกษานี้จะทำการวิเคราะห์หาค่าความเค้นและการสึกหรอในข้อเข่าเทียม โดยจะแบ่งเป็นการศึกษาส่วนแรก คือ หาค่าความเค้นในหมอนรองข้อเข่าเทียม และการศึกษาในส่วนที่สอง เพื่อหาค่าการสึกหรอในข้อเข่าเทียม โดยการศึกษาหาค่าความเค้น จะทำการสแกนข้อเข่าเทียมด้วยโปรแกรมสแกนวัตถุ 3 มิติ เพื่อสร้างโมเดลสำหรับการวิเคราะห์ด้วยคอมพิวเตอร์ หลังจากนั้นจะทำการทดลองด้วยแผ่นฟิล์มฟูจิเทคนิค ซึ่งมีการออกแบบชุดทดสอบเพื่อประกอบกับชุดข้อเข่าเทียมและเปรียบเทียบผลการทดลองกับการจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ การศึกษาหาค่าการสึกหรอในข้อเข่าเทียม จะทำการทดสอบหาค่าคุณสมบัติวัสดุที่จะนำมาทดลอง คือ วัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูงและวัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน ซึ่งต้องใช้ค่าคุณสมบัติทางกล เพื่อจะใช้ในแบบจำลอง อีกการทดสอบหนึ่ง คือ การทดสอบเพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอของคู่วัสดุที่ใช้ผลิตเป็นชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาและวัสดุที่ใช้ทำหมอนรองข้อเข่าเทียม ซึ่งวัสดุที่ใช้ในชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขา คือ วัสดุโครบอลโครม วัสดุที่ใช้เป็นหมอนรองข้อเข่าเทียมคือ วัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (UHMWPE) และวัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (PEEK) โดยทำการทดลองการสึกหรอด้วยการทดสอบพินออนดิสก์ และเปรียบเทียบผลของการทดลองกับการจำลองด้วยคอมพิวเตอร์เพื่อตรวจสอบความถูกต้อง เมื่อได้ค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอแล้ว จะนำผลที่ได้ใส่ในแบบจำลองหาค่าการสึกหรอของข้อเข่าเทียม ที่ทดสอบตามมาตรฐาน ISO-14243 โดยใช้โปรแกรม ABAQUS Knee simulation ซึ่งเป็นโปรแกรมช่วยในการวิเคราะห์ เพื่อลดเวลาและต้นทุนในการทดสอบ ซึ่งขั้นตอนการดำเนินงานวิจัยได้สรุปเป็นขั้นตอนดังแสดงในรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 แผนผังแสดงขั้นตอนการดำเนินงานโดยสังเขป

3.2 การทดสอบสมบัติวัสดุ

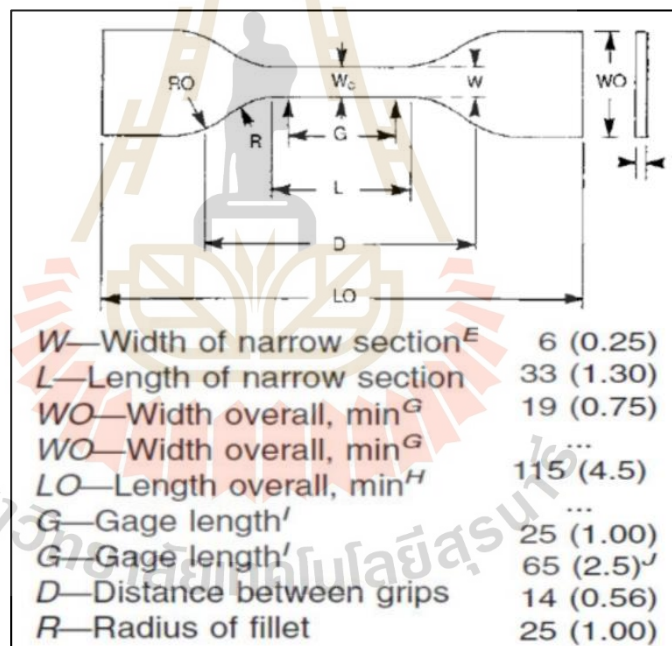
3.2.1 การเตรียมชิ้นงานทดสอบ

ในงานวิจัยนี้ได้ศึกษารวบรวมข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับข้อเข้าเทียม พบว่า วัสดุที่นิยมใช้ คือ วัสดุอลูมิเนียมอัลลอย โครบอลโครมที่ใช้ทำในส่วนของฝาครอบกระดูกต้นขา วัสดุจำพวกพอลิเมอร์ เช่น โพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (UHMWPE) หรือวัสดุโพลีอีเทอร์อีเทอร์คีโตน (PEEK) นิยมใช้ใน

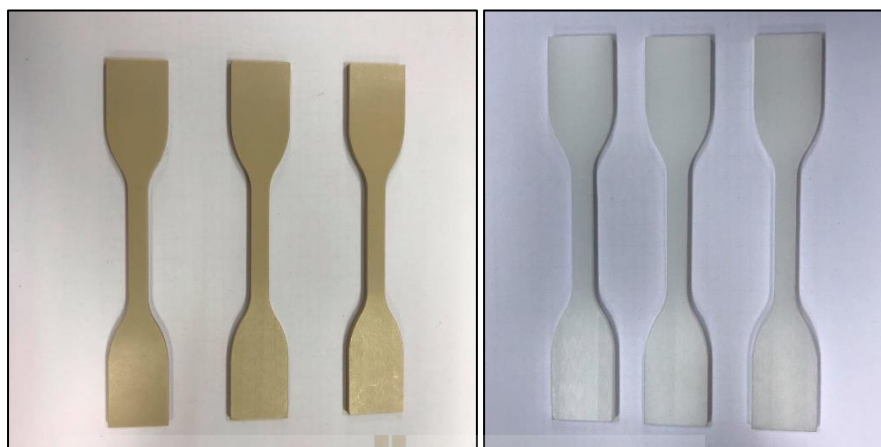
ส่วนของหมอนรองข้อเข่าเทียม ในการศึกษามุ่งเน้นไปที่วัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียม เนื่องจากมีการสึกหรอมากจึงทำการทดสอบหาค่าคุณสมบัติทางกลของวัสดุสองชนิด ได้แก่ วัสดุพอลิเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง และวัสดุโพลีเอทเธอร์อีเทอร์คีโตน ซึ่งใช้มาตรฐานการทดสอบ ASTM D638 (American Society for Testing and Materials) :Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics เป็นหน่วยงานที่ควบคุมดูแลเรื่องมาตรฐานทางด้านวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี เพื่อทดสอบสมบัติวัสดุ ซึ่งมีรายละเอียดการเตรียมชิ้นงานดังต่อไปนี้

3.2.2 การเตรียมชิ้นงานสำหรับการทดสอบคุณสมบัติทางกล

วัสดุที่เตรียมสำหรับการทดสอบจะใช้วัสดุที่นิยมใช้เป็นวัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียม ซึ่งเป็นโพลีเอทิลีน ซึ่งชิ้นงานทดสอบจะถูกขึ้นรูปให้ได้สัดส่วนตามที่มาตรฐานกำหนด เมื่อทำการตัดและกลึงขึ้นรูปเรียบร้อยแล้ว จะถูกนำไปปรับความละเอียดผิวชิ้นงานและตรวจขนาดในส่วนต่าง ๆ ของชิ้นงานทดสอบ เพื่อให้ได้ขนาดดังรูปที่ 3.2 เป็นชิ้นงานรูปแบบที่ 4 สำหรับชิ้นงานทดสอบ



รูปที่ 3.2 ขนาดของชิ้นตัวอย่างเพื่อทดสอบคุณสมบัติเชิงกล (หน่วย : มิลลิเมตร)



รูปที่ 3.3 (ซ้าย) วัสดุ PEEK โพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (ขวา) วัสดุ UHMWPE โพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง

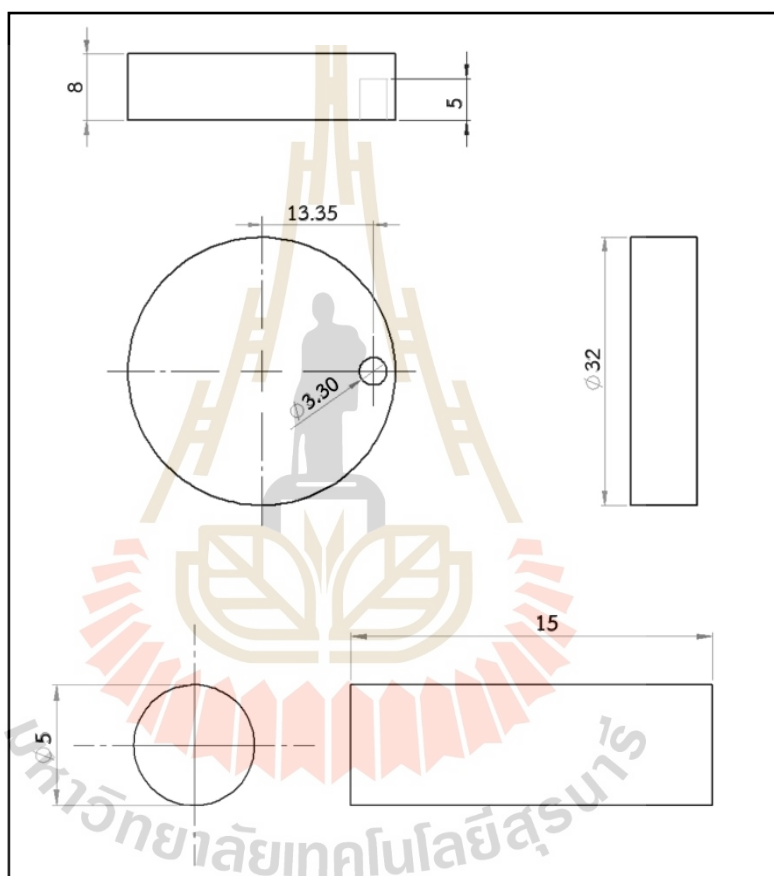
การทดสอบสมบัติวัสดุทางกล เป็นการทดสอบแบบดึงชิ้นงานเพื่อหาค่าความเค้นและความเครียด โดยชิ้นงานจะถูกส่วนจับยึดที่ตัวเครื่องทดสอบและออกแรงดึงในแนวแกนที่เป็นแกนตั้ง เมื่อจับยึดชิ้นงานได้ถูกต้องแล้ว จึงออกแรงดึงเพื่อทดสอบ โดยความเร็วในการทดสอบเป็นไปตามมาตรฐาน ASTM D638 กำหนด คือ 5.08 ซม./นาที ชิ้นงานที่ทดสอบทั้งหมด คือ วัสดุ โพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (UHMWPE) 6 ชิ้น และวัสดุโพลีเอเทอร์อีเทอร์คีโตน (PEEK) 6 ชิ้น เครื่องทดสอบเป็นเครื่องทดสอบแรงดึงแบบ AUTOGRAPH Precision Universal Tester (AGX-V) ศูนย์บริการวิเคราะห์ ทดสอบ NSTDA Characterization and Testing Service Center (NCTC) อุทยานวิทยาศาสตร์ประเทศไทย ดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 เครื่องทดสอบแรงดึงแบบ AUTOGRAPH Precision Universal Tester (AGX-V)

3.2.3 การเตรียมชิ้นงานและการทดสอบการสึกหรอพินออนดิสก์

การเตรียมชิ้นงานเพื่อทดสอบการหาค่าการสึกหรอ เป็นวัสดุที่ใช้ผลิตข้อเข้าเทียม ซึ่งเป็นวัสดุโครบอลโครม โพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง และวัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน ซึ่งได้ออกแบบตามรูปที่ 3.5 ในการเตรียมชิ้นงาน จะต้องทำการวัดแบบขนาดของชิ้นงานสำหรับทดลองที่เครื่องทดสอบ เมื่อทำการวัดได้ขนาดแล้ว จึงทำการตัดและทำชิ้นงานให้ได้ขนาดตามที่เครื่องทดสอบกำหนด จากนั้นจึงนำชิ้นงานมาปรับความละเอียดผิวและนำชิ้นงานมาทดสอบ



รูปที่ 3.5 ขนาดของชิ้นทดสอบการสึกหรอ (หน่วย : มิลลิเมตร)

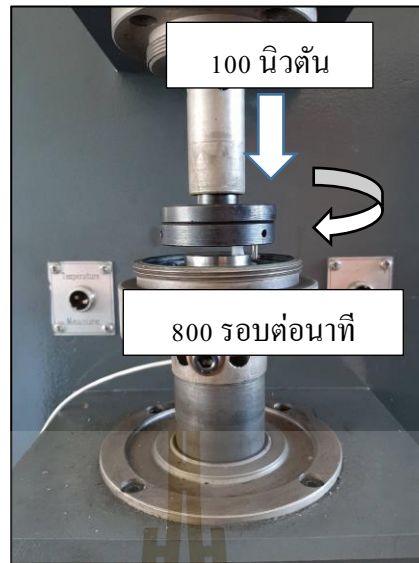
การทดสอบเพื่อหาค่าการสึกหรอ เป็นรูปแบบการทดสอบทางกลรูปแบบหนึ่ง ที่เป็นวิธีการหาค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอ ปริมาณการสึกหรอ สามารถทดสอบได้หลายรูปแบบ เช่น การทดสอบ Reciprocate คือ การใช้วัสดุสองชนิดโดยวัสดุชิ้นแรกวางอยู่นิ่ง ๆ และวัสดุที่สอบถูไปมา อีกรูปแบบ คือ การทดสอบแบบหมุน ซึ่งเรียกว่าการทดสอบแบบพินออนดิสก์ คือ มีวัสดุ 2 ชนิด ประกอบเพื่อทดสอบ โดยวัสดุชิ้นที่ 1 จะมีลักษณะเป็นแผ่นกลมสามารถหมุนได้หรือเรียกว่าดิสก์ และ

อีกวัสดุหนึ่งที่จะทำการทดลอง จะทำเป็นแท่งกลม หรือแท่งสี่เหลี่ยม เพื่อทดลองบนจานแผ่นดิสก์ เป็นการทดสอบโดยใช้เครื่องทดสอบการสึกหรอเฉพาะทาง ชื่อเครื่องทดสอบ Universal Friction and Wear Tester ดังแสดงในรูปที่ 3.6

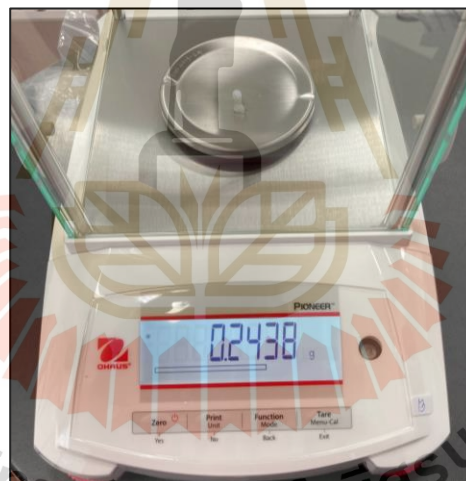


รูปที่ 3.6 เครื่องทดสอบการสึกหรอ Universal Friction and Wear Tester

การจัดรูปแบบการทดลอง เริ่มต้นด้วยการใส่ชิ้นงานที่ต้องการทดสอบชนิดที่ 1 คือ วัสดุโครบอลโครม เป็นชิ้นงานที่มีลักษณะเป็นแผ่นดิสก์ วางด้านล่าง และอีกชิ้นงานหนึ่งเป็น ทรงกระบอก มีลักษณะเป็นพินเป็นวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง ประกอบกับชุดจับยึดด้านบน เมื่อจัดเข้าที่เรียบร้อยแล้วจึงดำเนินการทดสอบ โดยกำหนดโหลดและรอบการหมุนที่ต้องการทดสอบ ที่เครื่องทดสอบ เมื่อทำการปรับสภาวะที่จะทดสอบแล้วจึงดำเนินการเปิดเครื่องเพื่อทดสอบ ดังแสดง ในรูปที่ 3.7 ในการทดสอบนี้จะทำการวัดน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปของชิ้นงานที่เป็นพิน ซึ่งเป็นวัสดุ โพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง และวัสดุโพลีเอทิลีนเอเทอร์เอเทอร์คีโตน ก่อนการทดสอบต้องมีการชั่ง น้ำหนักก่อนการทดสอบ โดยใช้เครื่องชั่งละเอียดที่มีมีขนาด 0.0001 กรัม ในการทดสอบ จะใช้แรง กดขนาด 100 นิวตัน ความเร็วรอบที่ 800 รอบต่อนาที เป็นเวลา 1 ชั่วโมง 30 นาทีต่อ 1 ตัวอย่าง การทดสอบ เมื่อทดสอบเสร็จแล้วจึงนำลงมาชั่งทดสอบ เพื่อเปรียบเทียบน้ำหนักก่อนและหลัง เพื่อ หาค่าน้ำหนักที่เกิดการสึกหรอและหลุดออกไป ดังแสดงในรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.7 สภาวะทดสอบพินออนดิสก์

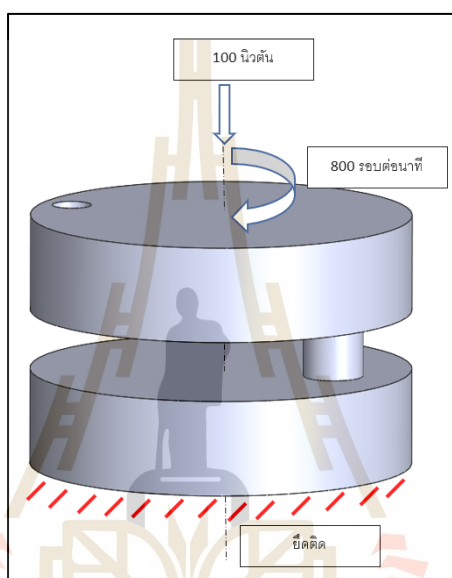


รูปที่ 3.8 เครื่องชั่งละเอียด ทศนิยม 4 ตำแหน่ง

3.3 การวิเคราะห์และจำลองการสึกหรอของพินออนดิสก์

การสร้างแบบจำลองพินออนดิสก์มีขั้นตอนของการวิเคราะห์เริ่มจากการออกแบบและสร้างแบบจำลองจะใช้โปรแกรมช่วยออกแบบโวลิตเวิร์ค และโปรแกรม Abaqus Knee Simulator (Dassault, USA) ใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อช่วยในการวิเคราะห์ ก่อนการทดลองได้วัดขนาดชิ้นงานและออกแบบรูป 3 มิติเพื่อใช้ในการวิเคราะห์ ซึ่งต้องออกแบบทั้งชิ้นงานที่เป็นพินและชิ้นงานที่เป็นดิส เมื่อออกแบบเสร็จแล้ว จึงทำการกำหนดคุณสมบัติวัสดุซึ่งเป็นชุดข้อมูลที่ได้จากการทดสอบ

และจากบริษัทผู้ผลิต จากนั้น จึงทำการกำหนดเงื่อนไขและค่าสัมประสิทธิ์การสัมผัส การทดสอบที่เป็นชิ้นงาน วัสดุโครบอลโครมกับวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง จะมีค่าสัมประสิทธิ์การเสียดทานอยู่ที่ 0.12 และการทดสอบคู่วัสดุโครบอลโครมกับวัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน ใช้ค่าสัมประสิทธิ์การเสียดทานอยู่ที่ 0.2 จากนั้นจะทำการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตซึ่งแสดงในรูปที่ 3.9 เมื่อทำการปรับสภาวะการทดสอบแล้วจึงทำการศึกษาการลู่เข้าของผลเฉลยและขนาดของเอลิเมนต์ ซึ่งค่าความเหมาะสมของขนาดเอลิเมนต์ คือ ขนาด 0.7 มม.



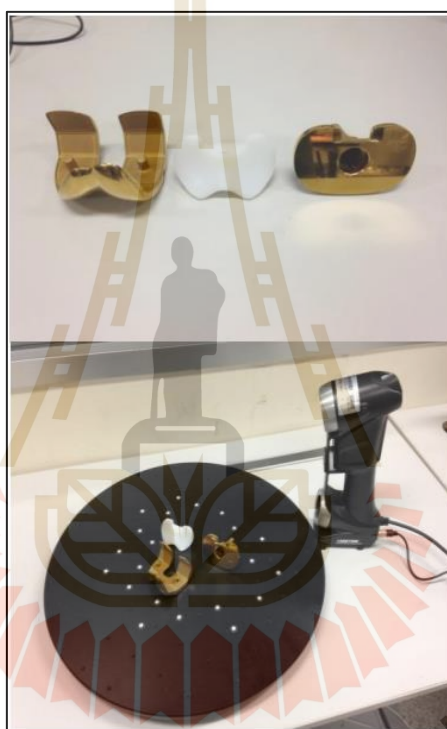
รูปที่ 3.9 การจำลองพินออนดิสก์

3.4 การวิเคราะห์และจำลองหาค่าความเค้นในข้อเข่าเทียม

3.4.1 การสร้างแบบจำลองข้อเข่าเทียม

ในงานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษหาพื้นที่สัมผัสและความเค้นสัมผัส ในข้อเข่าเทียม ซึ่งได้เลือกใช้ข้อเข่าเทียมยี่ห้อ Implant cast (IC) โดยจะทำการศึกษาและหาข้อเปรียบเทียบระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภท ได้แก่ ข้อเข่าเทียมประเภททดแทนเอ็นไขว้หลังและแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง ซึ่งข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภท จะมีการออกแบบที่แตกต่างกัน โดยข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง (Posterior-cruciate retaining, CR) มีการออกแบบส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมแบบผิวและรัศมีความโค้งรับกับกระดูกต้นขาส่วนปลาย และข้อเข่าเทียมรูปแบบทดแทนเอ็นไขว้หลัง (Posterior-cruciate substituting, PS) จะมีการออกแบบกลไกลูกเบี้ยว (Post-cam mechanism) เพื่อรักษาความสมดุลของข้อเข่าและแทนที่เอ็นไขว้หลังที่ถูกตัดไป รูปแบบลักษณะของข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีการออกแบบที่แตกต่างกัน ในข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง จะมีพื้นผิวสัมผัส

ขนาดใหญ่มากกว่าข้อเข้าเทียมประเภททดแทนเอ็นไขว้หลัง ในการจำลองรูปทรงสามมิติของข้อเข้าเทียม จะถูกสร้างขึ้นด้วยโปรแกรมช่วยทางคอมพิวเตอร์ ซึ่งเป็นเป็นการใช้เทคนิควิศวกรรมย้อนรอย โดยในการศึกษาทั้งหมดในงานวิจัยนี้จะใช้ส่วนประกอบของข้อเข้าเทียมจะมีทั้งหมด 2 ส่วนด้วยกัน คือ 1. ส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาส่วนปลาย 2. หมอนรองข้อเข้าเทียมของข้อเข้าเทียมทั้งสองประเภท นำไปสแกนด้วยเครื่องสแกน 3 มิติ จากนั้นจึงนำข้อมูลจากการสแกน ไปสร้างเป็นแบบจำลอง 3 มิติ ด้วยโปรแกรมทางด้านวิศวกรรมย้อนรอย Geomagic design X (3D System, LUXEMBOURG) ดังแสดงในรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 การสแกนชิ้นงาน 3 มิติ

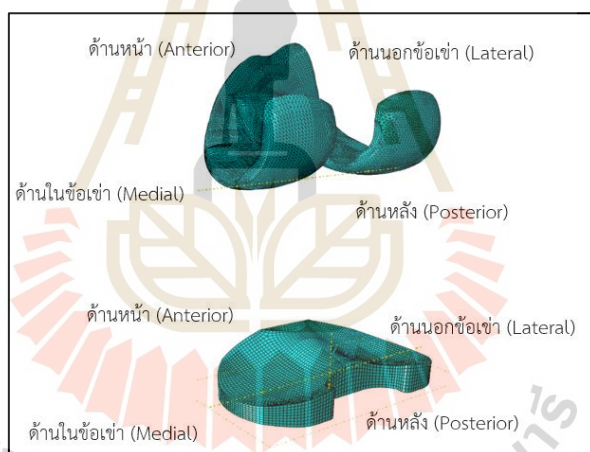
3.4.2 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

การสร้างแบบจำลอง 3 มิติของชิ้นส่วนข้อเข้าเทียมจะใช้โปรแกรมช่วยออกแบบทางวิศวกรรมชื่อ Solidworks (Dassault, USA) ช่วยปรับปรุงแบบจำลอง 3 มิติ เมื่อแบบจำลองดังกล่าวพร้อมแล้ว จะถูกนำไปสร้างเป็นแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ดังแสดงในรูปที่ 3.11 และ 3.12 โดยใช้โปรแกรมช่วยงานทางวิศวกรรมชื่อ Abaqus Knee Simulator (Dassault, USA) โดยกำหนดให้แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์มีขนาดเอลิเมนต์เท่ากับ 1 มม. รายละเอียดของจำนวนของเอลิเมนต์และจำนวนโหนดของแบบจำลองของฝาครอบกระดูกต้นขาส่วนปลายของข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษ์

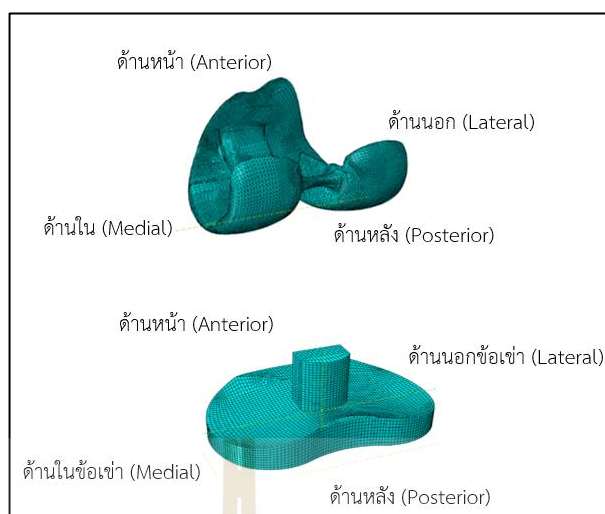
เอ็นไขว้หลังมีจำนวนเอลิเมนต์เท่ากับ 29,058 เอลิเมนต์ 14,531 โหนด และหมอนรองข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังมี 19,598 เอลิเมนต์ 22,984 โหนด รายละเอียดของข้อเข่าเทียมประเภททดแทนเอ็นไขว้หลังมีจำนวนเอลิเมนต์เท่ากับ 34,722 เอลิเมนต์ 17,361 โหนด หมอนรองข้อเข่าเทียมประเภททดแทนเอ็นไขว้หลังมีจำนวนเอลิเมนต์เท่ากับ 28,520 เอลิเมนต์ 32,996 โหนด ในแบบจำลอง ชิ้นส่วนของฝาครอบกระดูกต้นขาจะใช้แบบจำลองเป็นของแข็ง จึงใช้เอลิเมนต์แบบ tetrahedral ในขณะที่หมอนรองข้อเข่าเทียมใช้เอลิเมนต์แบบ hexahedral ซึ่งให้ค่าความเค้นที่ได้มีคุณภาพ

3.4.3 การกำหนดคุณสมบัติวัสดุ

ในส่วนของการกำหนดคุณสมบัติวัสดุเพื่อจำลองในคอมพิวเตอร์ ได้กำหนดชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาส่วนปลายซึ่งเป็นวัสดุที่มีความแข็งมาก ให้มีคุณสมบัติเป็นวัสดุที่ไม่เสียรูป ส่วนชิ้นส่วนของหมอนรองข้อเข่าเทียม เป็นวัสดุโพลีเอทิลีนโมลิกูลสูง (UHMWPE) มีค่าโมดูลัสของความยืดหยุ่นเท่ากับ 583 MPa และอัตราส่วนปัวซองมีค่าเท่ากับ 0.46



รูปที่ 3.11 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง ฝาครอบกระดูกต้นขาส่วนปลาย (บน) หมอนรองข้อเข่าเทียม (ล่าง)



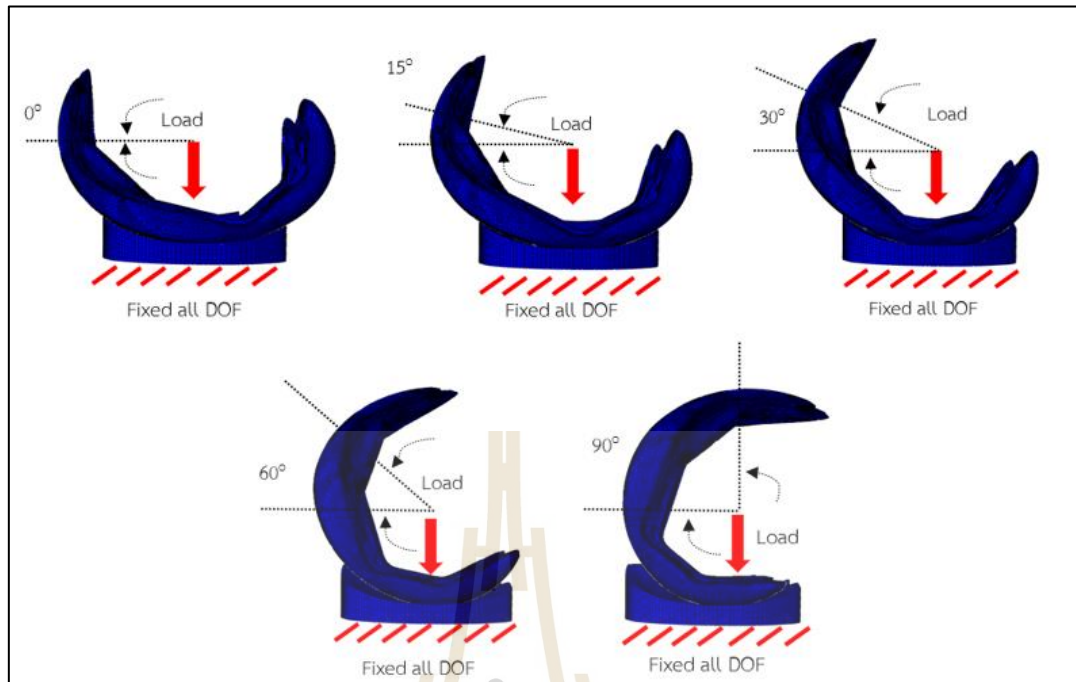
รูปที่ 3.12 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของข้อเข่าเทียมประเภททดแทนเอ็นไขว้หลัง ฝาครอบกระดูกต้นขาส่วนปลาย (บน) หมอนรองข้อเข่าเทียม (ล่าง)

3.4.4 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต

การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตได้กำหนดตามมาตรฐานการทดสอบ PI-17 โดยจะทดสอบการงอข้อเข่าที่ตำแหน่งมุมอง 0, 15, 30, 60 และ 90 องศา โดยแต่ละมุมองจะใช้แรงทดสอบที่ 4, 4.45, 5 และ 4.5 เท่าของน้ำหนักตัวเฉลี่ยของคนทั่วไปที่ 74 กิโลกรัม [19] หรือ 2,901, 2,901, 3,267, 3,626 และ 3,267 นิวตัน ตามลำดับ ดังแสดงในตารางที่ 3.1 รูปที่ 3.13 แสดงการจำลองการทดสอบที่มุมองต่าง ๆ โดยกำหนดค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานระหว่างข้อเข่าเทียมกระดูกต้นขาส่วนปลายและหมอนรองข้อเข่าเทียม คือ 0.04

ตารางที่ 3.1 ค่าการทดสอบทางกลของ PI-17

แรง (นิวตัน)	องศามุมอง
2,901	0
2,901	15
3,267	30
3,626	60
3,267	90



รูปที่ 3.13 การจำลองการทดสอบการงอข้อเข้าที่มุม 0, 15, 30, 60 และ 90 องศา

การทดสอบหาค่าความค้ำสัผัสและพื้นที่สัมผัสของข้อเข้าเทียม จะใช้หลักของวิชา กลศาสตร์พื้นฐาน ที่คำนวณจากพื้นผิวสัมผัสภายใต้แรงกดที่เกิดขึ้นมีผลต่อการเปลี่ยนไปของรูปทรง ที่ผิว ซึ่งเปลี่ยนรูปในช่วงพลาสติกหรือช่วงที่ยืดขึ้นอยู่กับขนาดของแรงกดและคุณสมบัติเชิงกลของ วัสดุที่ทดสอบ ถ้าหากพื้นผิวสัมผัสมีขนาดเล็กจะเกิดการกดตันที่ผิวที่สูงมาก อีกสิ่งหนึ่งที่มีความสำคัญ คือ ต้องทราบความเครียดหรือความกดตันที่แสดงในชิ้นงาน ซึ่งความเครียดสามารถคำนวณได้จาก ทฤษฎีความยืดหยุ่นของเฮิร์ตซ์ (ค.ศ. 1881) ซึ่งเงื่อนไขต่าง ๆ จะมีผลต่อการสัมผัสกับรูปทรง เรขาคณิตระหว่างพื้นผิวของชิ้นงานดังแสดงในรูปที่ 3.14 เป็นการหาค่าความค้ำที่วัสดุแบบทรงกลม กับวัสดุแบบเป็นผิวเรียบและใช้สมการ (3.1) ในการคำนวณ

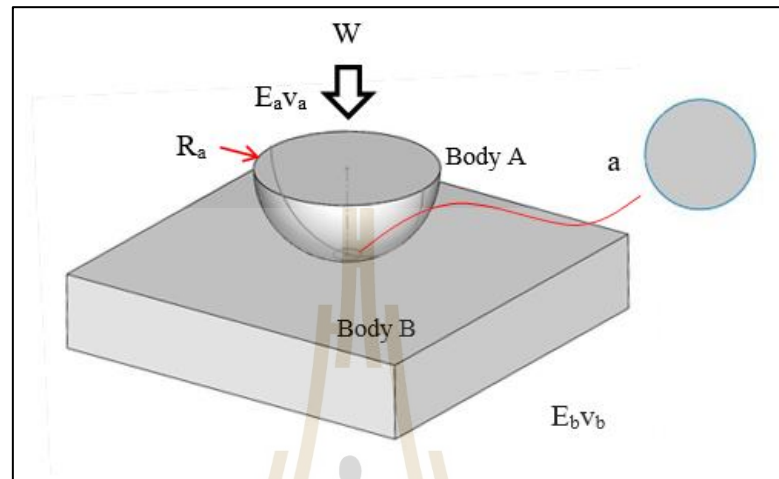
$$\frac{1}{E'} = \frac{1}{2} \left[\frac{1-\nu_a^2}{E_a} + \frac{1-\nu_b^2}{E_b} \right] \quad (3.1)$$

เมื่อ

E_a คือ โมดูลัสของวัสดุ a

E_b คือ โมดูลัสของวัสดุ b

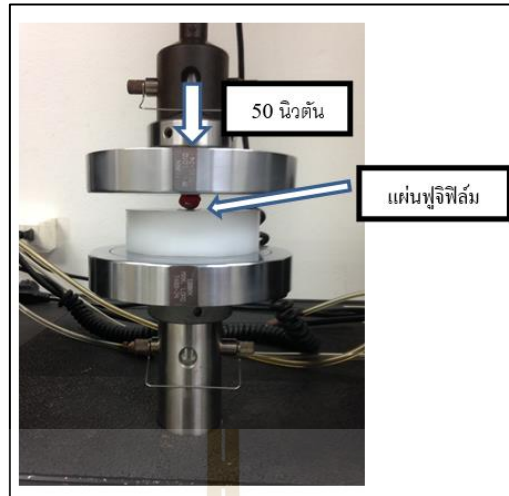
- v_a คือ อัตราส่วนปริมาตรของวัสดุ a
 v_b คือ อัตราส่วนปริมาตรของวัสดุ b
 E' คือ โมดูลัสรวมของสองชิ้นงาน [Pa]



รูปที่ 3.14 รูปแบบการจำลอง

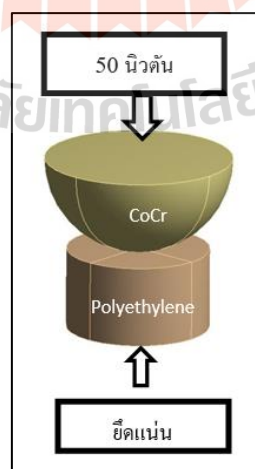
3.4.5 การเปรียบเทียบการทดลองกับทฤษฎีและการจำลอง

การทดลองนี้จะใช้เครื่องทดสอบแรงกด (UTM) สำหรับการศึกษาแรงกดสัมผัสและพื้นที่สัมผัสโดยใช้แผ่นฟูจิฟิล์มในการศึกษานี้ ใช้วัตถุทรงกลมที่เป็นวัสดุโลหะและแผ่นเรียบที่เป็นวัสดุโพลีเอทิลีน ซึ่งในการทดลองต้องการหาค่าแรงกดสัมผัสและพื้นที่สัมผัสที่เกิดขึ้นของวัสดุสองชนิด ในขั้นตอนของการทดลองจะตั้งค่าต่าง ๆ ผ่านเครื่อง UTM เพื่อสร้างโหลดแรงอัดและส่งกำลังแรงอัดไปที่ชิ้นส่วนลูกเหล็กกลมขนาด 50 นิวตัน ซึ่งลูกเหล็กทรงกลมมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 11 มม. ในการทดลองจะกดโหลดค้างไว้เป็นเวลา 2 นาที เพื่อให้แผ่นฟูจิฟิล์มเกิดการแตกตัวของเม็ดสีแสดงเป็นบริเวณพื้นที่ที่สัมผัส ในการทดลองนี้ใช้การจำลอง 3 ครั้ง ในการทดสอบดังแสดงในรูปที่ 3.15



รูปที่ 3.15 การทดสอบด้วยฟูจิฟิล์ม

ในการเลือกใช้แผ่นฟูจิฟิล์มจะทำการทดสอบก่อนว่าอยู่ในช่วงรับความเค้นได้ตั้งแต่ 10 ถึง 50 MPa จึงนำมาใช้เพื่อทดสอบ เมื่อได้ผลจากการทดสอบจะปรากฏสีแดงบนแผ่นฟูจิฟิล์มที่ตำแหน่งสัมผัสของทรงกลมโลหะและแผ่นโพลีเอทิลีน สีแดงเข้มแสดงว่ามีการบีบอัดสูง ส่วนสีแดงอ่อนหมายถึงมีการบีบอัดต่ำ เมื่อได้แผ่นฟูจิฟิล์มที่ผ่านการทดสอบแล้วจะถูกส่งไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อสแกนและเตรียมข้อมูล หลังจากนั้นจึงนำข้อมูลที่ถูกระบุค่าแรงกดและพื้นที่สัมผัสโดยซอฟต์แวร์ FPD8020win ผลลัพธ์ของแรงกดสัมผัสและพื้นที่สัมผัสจากคอมพิวเตอร์จะถูกนำมาเปรียบเทียบกับทฤษฎีและการจำลอง ซึ่งการจำลองจะใช้รูปแบบเงื่อนไขเดียวกัน ดังแสดงในรูปที่ 3.16



รูปที่ 3.16 การจำลองด้วยโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์

3.5 การทดสอบทางกลข้อเข้าเทียมโดยใช้เทคนิคฟูจิฟิล์ม

การทดสอบทางกล เพื่อหาค่าความเค้นสัมผัสจากการทดลองจริง จะใช้เครื่องทดสอบการกดแบบมาตรฐาน (UTM) ในการหาค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสโดยใช้เทคนิคแผ่นฟูจิฟิล์ม ซึ่งในการศึกษานี้ได้ออกแบบการทดลอง โดยออกแบบอุปกรณ์จับยึดข้อเข้าเทียมขึ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาส่วนปลายและหมอนรองข้อเข้าเทียม ให้สามารถใช้กับการทดสอบที่ต้องใช้แรงกดจากเครื่อง UTM และสามารถใส่แผ่นฟูจิฟิล์มในการทดลองได้ ซึ่งลักษณะการใช้งาน คือ การตัดแผ่นฟิล์มให้เข้ารูปกับชิ้นงานและจัดระเบียบของแผ่นฟิล์มให้อยู่ระหว่างกลางของชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาและหมอนรองข้อเข้าเทียม โดยการทดลอง จะต้องกดโหลดที่กำหนดค้างไว้ 2 นาที ดังแสดงตามรูปที่ 3.17 หลังจากนั้น จึงนำแผ่นฟิล์มออกมาจากการทดสอบและจัดชุดแผ่นฟิล์มใหม่เข้าไปทดสอบ โดยจะมีการปรับเปลี่ยนมุมมองศากรกตั้งแต่มุม 0 องศา จนไปถึง มุม 90 องศา โดยอุปกรณ์จับยึดที่ออกแบบสามารถปรับมุมมองศากรกเพิ่มขึ้นทีละ 15 องศา หลังจากนั้นจะนำแผ่นที่ทดสอบเข้าสู่โปรแกรมเพื่ออ่านค่าความเค้นที่เกิดขึ้น



รูปที่ 3.17 ทดสอบหาค่าความเค้นสัมผัสของข้อเข้าเทียมด้วยแผ่นฟูจิฟิล์ม

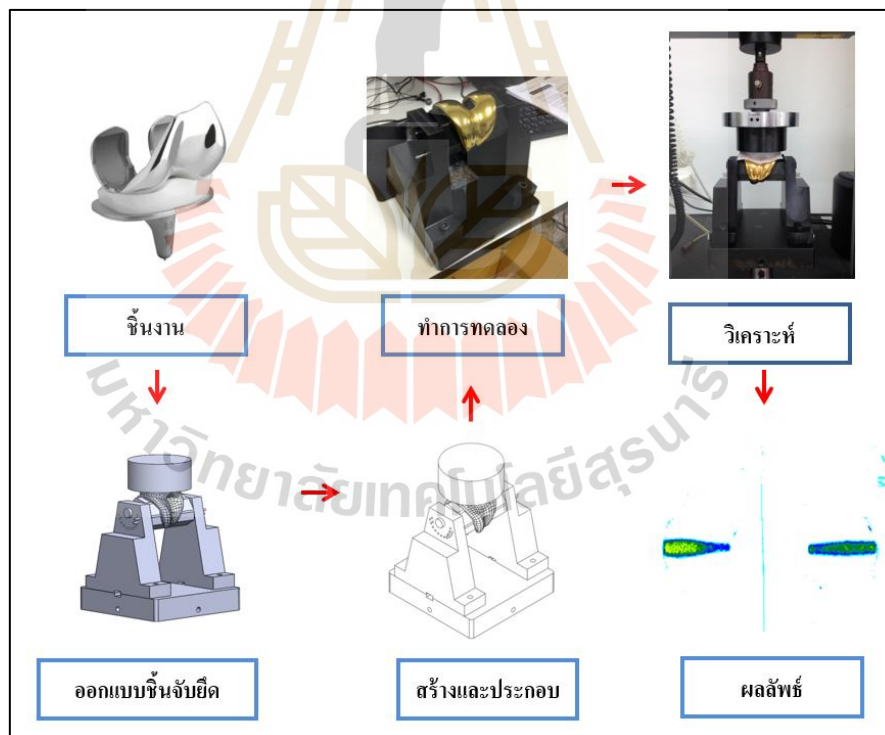
ข้อมูลเชิงลึกของแผ่นฟูจิฟิล์ม จะมีชุดแผ่นฟิล์มที่มีหลายช่วงความเค้น ในการทดลองนี้ ได้ทำการจำลองด้วยความพิวเตอรืและทดลอง จนทราบช่วงของแผ่นฟูจิฟิล์มที่มีความเหมาะสมคือ ช่วงแผ่นฟูจิฟิล์มที่มีค่าความเค้นอยู่ระหว่างตั้งแต่ 10 ถึง 50 MPa ดังนั้น ในการทดลองนี้จึงเลือกใช้แผ่น

ฟูจิฟิล์มที่ช่วงความเค้นดังกล่าว และได้นำมาใช้ทดสอบหาค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสในชั้นส่วนข้อเข่าเทียม จากการทดสอบจะมีผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นบนแผ่นฟูจิฟิล์ม ซึ่งแผ่นฟิล์มจะเกิดเฉดสีและเกิดรอยที่ถูกกดทับ ซึ่งตำแหน่งที่สัมผัสและมีสีแดงเข้มบ่งบอกว่าเกิดการกดอัดสูงในขณะที่ส่วนอื่นที่มีเฉดสีแดงอ่อนหมายถึงถูกแรงกดอัดต่ำ หลังจากนั้น จึงนำแผ่นฟิล์มไปสแกนเพื่ออ่านข้อมูล และวิเคราะห์ค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสโดยผ่านโปรแกรม FPD8020win

ในการทดสอบจะดำเนินการตามขั้นตอนการออกแบบไว้ดังนี้

- ออกแบบสร้างชิ้นงานจับยึดเพื่อทดลองหาค่าความเค้นสัมผัส
- ใช้อุปกรณ์ช่วยวัดค่าความเค้นสัมผัส ใช้ฟิล์มในการวัดแรงกด
- ทำการทดลองและเปลี่ยนองศาตามมาตรฐานกำหนด
- อ่านค่าฟิล์มที่ทดลอง

เมื่อได้ผลการทดลอง จากการคำนวณด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และผลการทดลองก็นำมาเปรียบเทียบกัน ขั้นตอนการทำงานทดลองดังรูปที่ 3.18

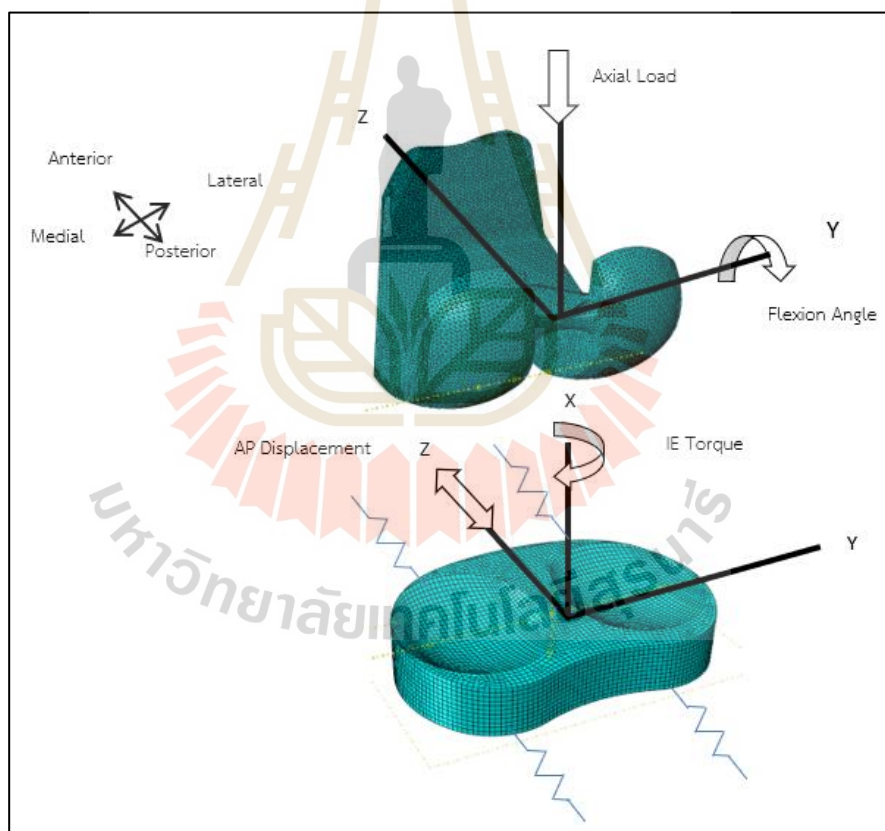


รูปที่ 3.18 ขั้นตอนในการทำการทดลองหาค่าความเค้นในข้อเข่าเทียม

3.6 การวิเคราะห์การสึกหรอของข้อเข่าเทียม ตามมาตรฐาน ISO-14243 ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

3.6.1 เงื่อนไขและการจำลอง

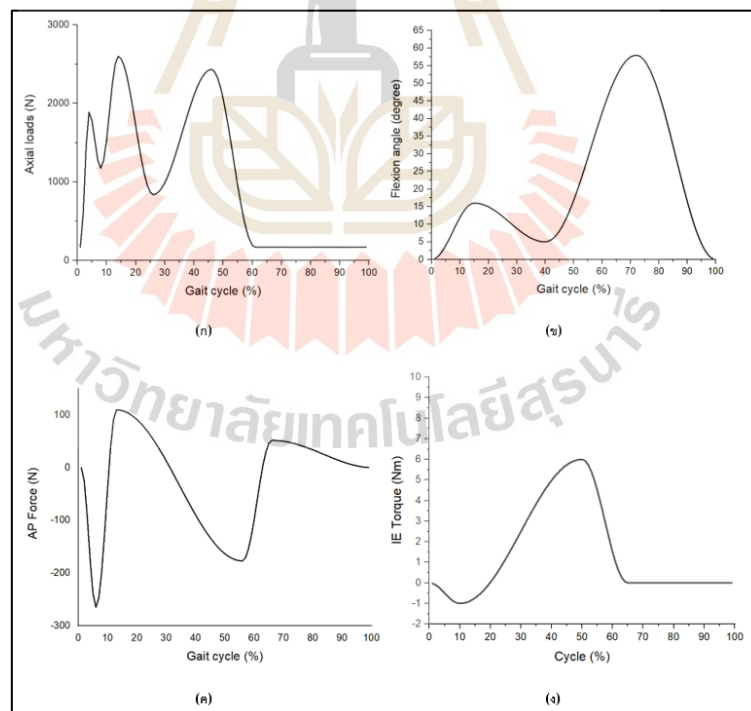
การเตรียมการจำลองในการศึกษาด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ จะใช้ชุดข้อเข่าเทียมที่เป็นแบบจำลองฝากรอบกระดูกต้นขาและหมอนรองข้อเข่าเทียม ชิ้นส่วนสำคัญ คือ ฝากรอบกระดูกต้นขา ซึ่งนำมาจากการออกแบบชุดต้นแบบข้อเข่าเทียมจากงานวิจัยก่อนหน้านี้ การศึกษานี้จะใช้โมดูลการวิเคราะห์แบบไดนามิกส์เพื่อจำลองปัญหาแบบมีการเคลื่อนที่ โดยใช้ซอฟต์แวร์ที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์ข้อเข่าเทียมขั้นสูง คือ โปรแกรม Abaqus Knee simulation โดยมีรูปแบบของ Mesh เป็นรูปสามเหลี่ยม (R3D3) และแบบสี่เหลี่ยม (C3D8R) ซึ่งมีจำนวนของเอลิเมนต์เท่ากับ 31,776 เอลิเมนต์ และมีโหนดเท่ากับ 34,102 โหนด ดังแสดงในรูป 3.19



รูปที่ 3.19 เงื่อนไขการทดสอบ

3.6.2 คุณสมบัติของวัสดุและเงื่อนไขขอบเขต

ในการจำลองนี้จะกำหนดเงื่อนไขและขอบเขตให้เป็นไปตามเงื่อนไขการทดสอบข้อเข้าเทียม ตามมาตรฐาน ISO-14243 ซึ่งในการจำลองจะใช้แค่สองส่วนในการจำลองคือ ส่วนที่ 1 คือ ฝาครอบกระดูกต้นขา ส่วนที่ 2 คือ หมอนรองข้อเข้าเทียม ในส่วนที่ 1 ที่เป็นชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขา จะกำหนดให้เป็นวัสดุแข็งไม่มีการเสียรูป (rigid) ชิ้นที่ 2 ที่เป็นชิ้นหมอนรองข้อเข้าเทียม จะกำหนดเป็นวัสดุโพลิเมอร์น้ำหนักโมเลกุลสูง หรือเป็นวัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน ซึ่งเป็นวัสดุที่นำมาใช้ในการแพทย์ มีความทนทานในการถูกเสียดสี ด้านคุณสมบัติทางกลของ วัสดุโพลิเมอร์น้ำหนักโมเลกุลสูง มีโมดูลัสความยืดหยุ่น คือ 1051 เมกะปาสคาล และอัตราส่วนปัวซองเท่ากับ 0.46 ค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานเท่ากับ 0.12 ตามผลการทดสอบและความหนาแน่นจะเท่ากับ 9.37×10^{-7} เงื่อนไขการจัดวางของชิ้นส่วนข้อเข้าเทียมระหว่าง ฝาครอบกระดูกต้นขาและหมอนรองข้อเข้าเทียม จะจัดรูปแบบแสดวดังรูปที่ 3.16 ซึ่งจะยึดหมอนรองข้อเข้าเทียมให้อยู่กับที่ก่อน และประกอบชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาลงไปให้สัมผัสกับหมอนรองข้อเข้าเทียม จนกว่าจะสัมผัสกันที่จุดต่ำสุดและหยุดนิ่ง จึงจะทำการจำลองตามมาตรฐานการทดสอบข้อเข้า ISO-14243 ดังแสดงรูปที่ 3.20 เป็นการแสดงแบบของโพลดทดสอบในทิศทางต่าง ๆ

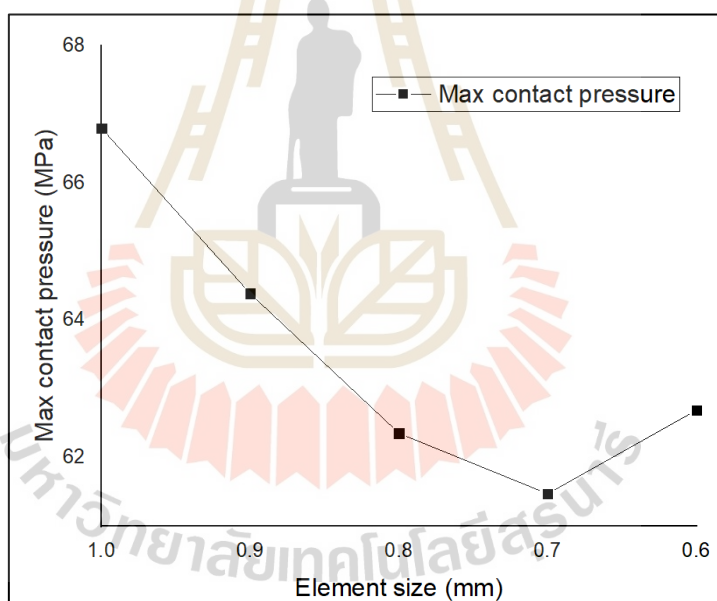


รูปที่ 3.20 เงื่อนไขโพลดทดสอบ มาตรฐาน ISO-14243:2009 (ก) โพลดตามแนวแกน; (ข) โพลดองศาการงอ; (ค) โพลดแบบเคลื่อนที่สไลด์ไปด้านหน้า หรือด้านหลัง และ (ง) โพลดรูปแบบหมุนซ้ายหรือหมุนขวา

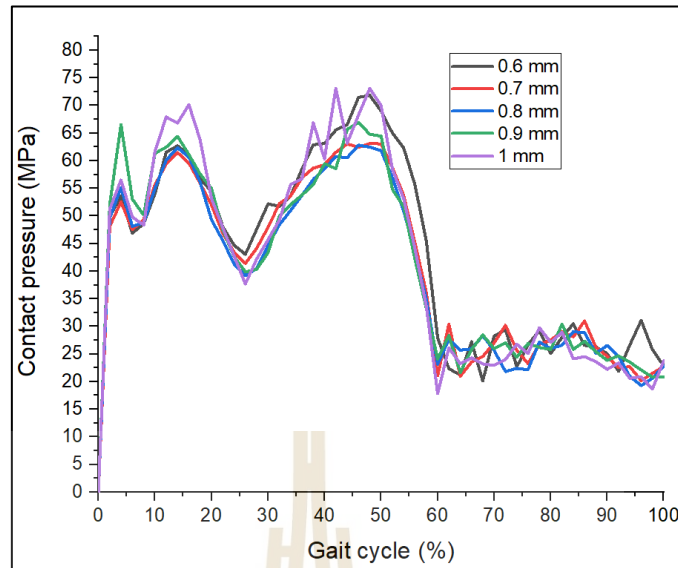
3.6.3 การตรวจสอบความถูกต้องของการจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

3.6.3.1 การหาค่าความถูกต้องของขนาดเมช

ในการศึกษานี้ได้หาค่าความเหมาะสมในส่วนของขนาดของเมช เพื่อยืนยันความถูกต้องของผลลัพธ์ที่ได้จากการจำลอง ซึ่งในการจำลองจะทำการปรับขนาดของเมชและทำการจำลองข้อเข้าเทียมที่ทดสอบตามมาตรฐาน ISO-14243 และทำการเปลี่ยนแปลงขนาดไปเรื่อย ๆ ดังแสดงในรูปที่ 3.21 ซึ่งการปรับขนาดของเมช อยู่ระหว่าง 1 มม. ถึง 0.6 มม. จากผลการจำลองด้วยคอมพิวเตอร์ พบว่า ผลลัพธ์ที่แสดงค่าความเค้นสัมผัสสูงสุดอยู่ที่ขนาดเมชเท่ากับ 0.7 มิลลิเมตร ซึ่งมีความเปลี่ยนแปลงน้อยที่สุด นอกจากนี้ ในรูปที่ 3.22 แสดงให้เห็นถึงค่าความเค้นสัมผัสสูงสุดในหนึ่งรอบการจำลองภายใต้โหลดแบบไดนามิกส์ จะสังเกตได้ว่าค่าความเค้นสูงสุดของขนาดเมช 0.8 มม. และ 0.7 มม. แสดงถึงค่าความเปลี่ยนแปลงของค่าความเค้นสัมผัสสูงสุดแตกต่างกันเล็กน้อย ดังนั้นในงานจำลองการสึกหรอของข้อเข้าเทียมในการศึกษานี้จะใช้เมชที่มีขนาด 0.7 มม.



รูปที่ 3.21 ผลลัพธ์ของค่าความเค้นสูงสุด ของแต่ละขนาดของเมช ตั้งแต่ขนาดเมช 1 มิลลิเมตร จนถึง 0.6 มิลลิเมตร.



รูปที่ 3.22 ผลลัพธ์ของค่าความสัมผัสเค้นสูงสุดตามขนาดของเมช ตั้งแต่ 0.6 - 1 มม. ในหนึ่งรอบการจำลอง

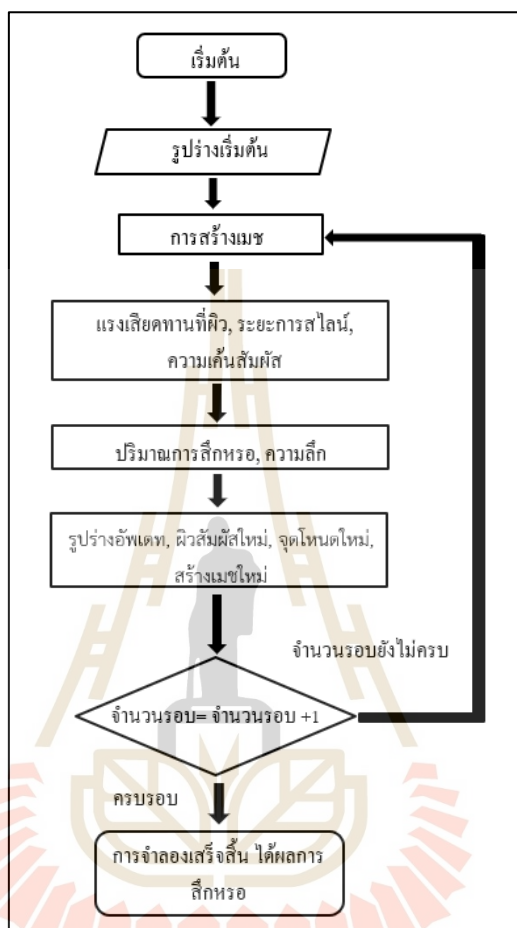
3.6.3.2 สมการและการคำนวณการสึกหรอ

การคำนวณหาค่าการสึกหรอ จะใช้ทฤษฎีของ Archard ซึ่งเป็นสมการที่นิยมใช้หาค่าการสึกหรอในปัจจุบัน โดยใช้คำนวณหาค่าการสึกหรอจากพื้นผิวชิ้นงาน จากสมการที่ 3.2 ค่า H คือ ค่าความลึกของผิว (มม), K_w คือ ค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอ ซึ่งได้จากการทดสอบในชั้นปฏิบัติการ, P คือ ขนาดของแรงกดสัมผัส (นิวตัน), S คือ ระยะการเลื่อนใน 1 รอบ (มม) ดังแสดงในสมการที่ 3.2

$$H = K_w PS \quad (3.2)$$

จากรูปที่ 3.23 แสดงถึงขั้นตอนของการคำนวณปริมาณการสึกหรอ ซึ่งเป็นเทคนิคการปรับขนาดของเมชได้ตลอดเวลา ทั้งที่อยู่ในกระบวนการจำลองการคำนวณหาค่าการสึกหรอที่พื้นผิวของชิ้นงาน โดยมีการใช้การเขียนคำสั่ง Python เพื่อช่วยในการปรับเปลี่ยนขนาดของเมช จากนั้นจึงใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์ในการคำนวณหาค่าแรงกดสัมผัสที่ผิวข้อเข้าเทียม ระยะการเลื่อน และคำนวณในรอบแรก จากนั้นจึงนำผลการสึกหรอ ความลึก ซึ่งจะถูกนำไปประเมินต่อโดยใช้สมการของ Archard ในเวลาเดียวกัน ผลลัพธ์ที่ โหนดจะคำนวณแรงตั้งฉากบนพื้นผิวสัมผัส และอัตราตำแหน่งใหม่ของโหนด ซึ่งจะแสดงถึงค่าความลึกที่เปลี่ยนแปลงไป เมื่อได้ค่าความลึกในรอบสุดท้ายที่ต้องการ

จึงจะนำไปคิดหาค่าปริมาณการสึกหรอคูณกับพื้นที่ที่เปลี่ยนแปลงไป จึงได้ค่าของปริมาณการสึกหรอสุดท้าย

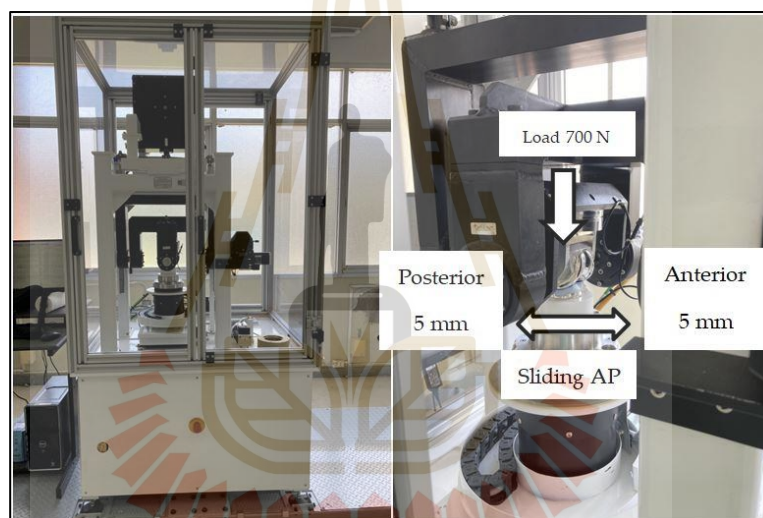


รูปที่ 3.23 แผนผังวงจรการคำนวณหาค่าการสึกหรอ

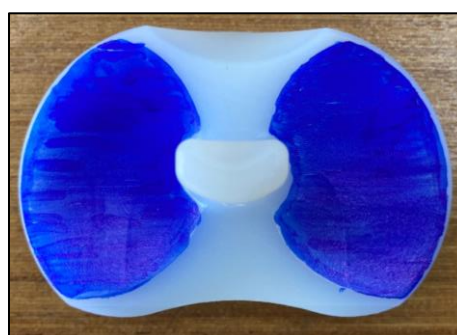
3.7 การตรวจสอบความถูกต้องของการจำลองด้วยการทดลอง

การตรวจสอบความถูกต้องของการจำลองและการทดสอบจะยืนยันความถูกต้องของผลลัพธ์ที่เกิดจากการจำลองทั้งหมด ซึ่งในการศึกษานี้จะทำการทดสอบข้อเข้าเทียมที่ผลิตจริง โดยจะใช้เครื่องจำลองข้อต่อ (ProSim pneumatic six-station knee simulator, Simulation Solutions, UK) โดยมีการตั้งค่าการทดสอบการสึกหรอและออกแบบชุดจับยึดเพื่อประกอบเข้ากับเครื่องทดสอบ โดยการทดลองในคอมพิวเตอร์จะใช้ชิ้นส่วนสองส่วน คือ ชิ้นส่วนของฝาครอบกระดูกต้นขาและชิ้นส่วนของหมอนรองข้อเข้าเทียม ดังแสดงในรูปที่ 3.24 ในการทดลองจะมีการประเมินปริมาณการสึกหรอและรวมถึงพื้นที่และบริเวณรอยขีดที่เกิดขึ้น ซึ่งเป็นจากการสึกหรอของหมอนรองข้อเข้าเทียม

ในการทดลองจะกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของการทดสอบเหมือนกับการจำลองในคอมพิวเตอร์ กล่าวคือโหลดของเครื่องจำลองจะใช้แรงกดที่ 700 นิวตัน และมีการสไลด์ในทิศทางหน้า-หลัง ด้วยระยะเลื่อน 20 มม. ต่อ 1 รอบการทดสอบ ความถี่ในการจำลองคือ 1 เฮิร์ต และกำหนดจำนวนรอบคือ 50,000 รอบต่อหนึ่งเคส หมอนรองข้อเข่าเทียมจะถูกซังน้ำหนักรวม ๆ 10,000 รอบจนถึง 50,000 รอบ ซึ่งการทดสอบในแต่ละครั้งต่อกรณี จะใช้เวลาการทดสอบ 14 ชั่วโมง/ชิ้น หมอนรองข้อเข่าเทียมจะถูกทาสีน้ำเงินก่อนทำการทดสอบ เพื่อตรวจสอบว่าพื้นที่สัมผัสสึกหรออยู่บริเวณไหนและมีขนาดเท่าไร ดังรูปที่ 3.25 หมอนรองข้อเข่าเทียมจะมีการสูญเสียน้ำหนักจากการทดสอบ ซึ่งจะตรวจสอบโดยการชั่งน้ำหนักละเอียดที่มีทศนิยม 4 ตำแหน่ง (กรัม) หมอนรองข้อเข่าเทียมจะถูกเปลี่ยนจากน้ำหนัก(กรัม) แปลงเป็นผลลัพธ์สุดท้ายคือ ปริมาณการสึกหรอที่เกิดขึ้นจริง (ลูกบาศก์มิลลิเมตร)



รูปที่ 3.24 เครื่องทดสอบข้อเข่าเทียมและเงื่อนไขการทดสอบ



รูปที่ 3.25 ชิ้นงานหมอนรองข้อเข่าเทียม

บทที่ 4

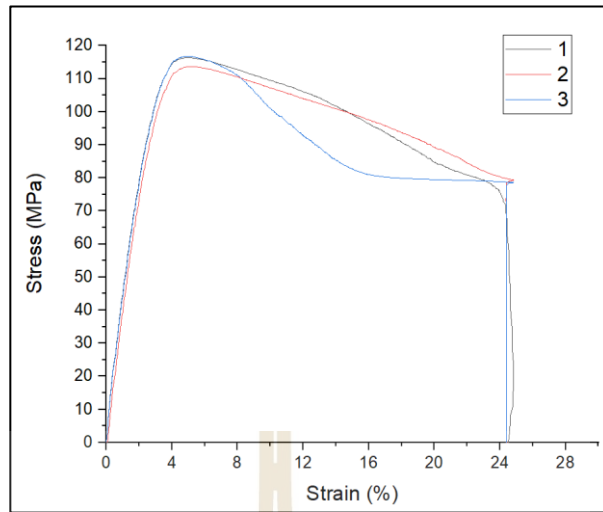
ผลการดำเนินงานวิจัย

4.1 กล่าวนำ

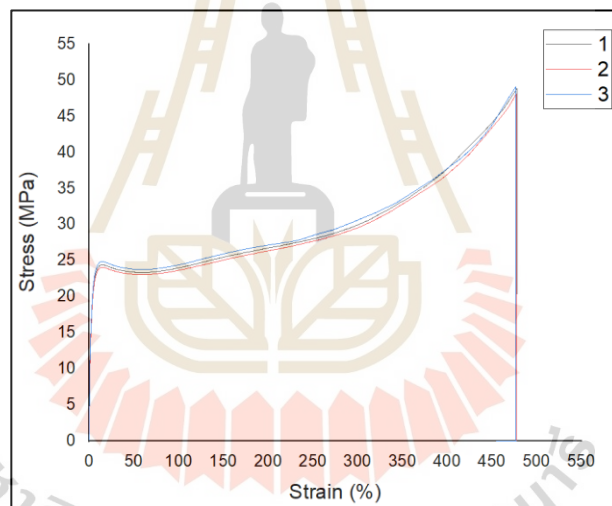
ในบทนี้จะเป็นการนำเสนอผลลัพธ์ของการทดลองต่าง ๆ เช่น ผลของการดึงทดสอบเพื่อหาค่าวัสดุทางกล ผลการทดสอบหาค่าการสึกหรอทางกล ผลลัพธ์การทดสอบหาค่าความเค้นสัมผัส ผลลัพธ์การสึกหรอในข้อเข้าเทียม เป็นต้น ผลการทดลองแรกจะเป็นผลการทดลองหาค่าการสึกหรอระหว่างคู่วัสดุที่แตกต่างกันสองชนิด เรียกว่าการทดสอบพินออนดิสก์ โดยจะประกอบด้วยชิ้นงานสองชิ้น ชิ้นงานที่หนึ่งเป็นพิน อีกหนึ่งชิ้นงานเป็นดิสก์ ซึ่งจะมีผลของการทำแบบจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อเปรียบเทียบกับผลการทดลองจริง ผลของการทดลองที่สอง คือ การวิเคราะห์หาค่าความเค้นที่ผิวสัมผัสของข้อเข้าเทียมด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการวิเคราะห์หาค่าความเค้นด้วยการทดลองจริงด้วยการใช้แผ่นฟูจิฟิล์ม เพื่อเปรียบเทียบหาค่าความถูกต้อง โดยอ้างอิงการจำลองและการทดลองตามมาตรฐาน PI-17 ซึ่งผลการทดลองข้อเข้าเทียมจะแสดงผลการเทียบกันระหว่างสองโมเดล คือโมเดลข้อเข้าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลังและข้อเข้าเทียมแบบบอรัลซ์เอ็นไขว้หลัง อีกหนึ่งผลการทดสอบคือ ผลของการหาค่าการสึกหรอในข้อเข้าเทียม ซึ่งเป็นผลลัพธ์จากการจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยใช้เงื่อนไขตามมาตรฐาน ISO-14243 ในการจำลองการสึกหรอในข้อเข้าเทียมนี้จะเป็นการเทียบกันของข้อเข้าเทียมสองประเภทและวัสดุสามชนิด เพื่อวิเคราะห์อัตราการสึกหรอที่เกิดขึ้นและผลการทดลองสุดท้ายคือ การทดลองการสึกหรอข้อเข้าเทียมแบบสไลด์ไปมาหน้าหลัง ซึ่งเป็นการทดสอบอย่างง่ายเพื่อหาค่าการสึกหรอและเปรียบเทียบกับการใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ เพื่อตรวจสอบความถูกต้องและหาค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอ

4.2 ผลการทดสอบเชิงกลของวัสดุโพลีเอทิลีนและวัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน

ผลการทดสอบหาค่าวัสดุทางกลของวัสดุ ตามมาตรฐานการทดสอบ ASTM D638 วัสดุที่นำมาทดสอบ เป็นวัสดุที่ใช้ในกระบวนการผลิตข้อเข้าเทียมในปัจจุบัน คือ วัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (UHMWPE) 6 ชั้น และวัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (PEEK) 6 ชั้น ในการทดสอบโดยใช้แรงดึงจากเครื่องดึงทดสอบ หลังจากนั้นจะนำผลลัพธ์ที่อยู่ค่ากลางมาแสดงวัสดุละ 3 ชั้น ในการทดสอบจะทำการดึงทดสอบที่ อัตราความเร็วคือ 5.08 มม./นาที จะได้ผลการทดสอบ เป็นค่าโมดูลัสของยัง ค่าความเค้นครากของวัสดุ โดยมีผลการทดสอบดังรูปที่ 4.1 และ 4.2



รูปที่ 4.1 ค่าความเค้นและค่าความเครียดจริงของวัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน



รูปที่ 4.2 ค่าความเค้นและค่าความเครียดจริงของวัสดุโพลีเอเทอร์คีโตนน้ำหนักโมเลกุลสูง

ข้อมูลการทดสอบของความสัมพันธ์ในรูปที่ 4.1 และ 4.2 เป็นความสัมพันธ์ระหว่างค่าความเค้นและค่าของความเครียดเกิดขึ้นจากแรงดึงที่ใช้ทดสอบ ซึ่งเป็นการทดสอบพื้นฐานเพื่อหาค่าคุณสมบัติทางกลของวัสดุชนิดนั้น ๆ ซึ่งค่าของความเค้นจะถูกนำมาพิจารณาและเป็นส่วนประกอบของงานทางด้าน การออกแบบทางวิศวกรรมด้วยคอมพิวเตอร์ ค่าความเค้นที่เกิดขึ้นเป็นการพิจารณาแรงต่อพื้นที่หน้าตัดเท่านั้น ในการทดสอบจริง พื้นที่หน้าตัดมีการเปลี่ยนแปลงเมื่อวัสดุมีค่าความเค้นมากกว่าค่าความเค้นสูงสุดหรือความเค้นที่เกินจุด ultimate tensile ซึ่งจำเป็นต้องพิจารณาความ

เค้นที่เปลี่ยนแปลงไปในจุดนี้ด้วย คือ คำนึงถึงพื้นที่หน้าตัดจริง ซึ่งสามารถเทียบเคียงกับความเค้นจริง ได้ตั้งสมการการคำนวณหาค่าความเค้นและความเครียดจริงได้ ดังแสดงในสมการที่ 4.1 และ 4.2

ความเค้นจริง

$$\sigma_t = \sigma_o (1 + \varepsilon_o) \quad (4.1)$$

ความเครียดจริง

$$\varepsilon = \int_{L_o}^L \frac{dL}{L} = \ln \frac{L}{L_o} = \ln(1 + \varepsilon_o) \quad (4.2)$$

เมื่อ

- σ_o คือ ความเค้นทางวิศวกรรม
- σ คือ ความเค้นจริง
- ε_o คือ ความเครียดทางวิศวกรรม
- ε คือ ความเครียดจริง



รูปที่ 4.3 วัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (ซ่าย) ก่อนทดสอบ (ขวา) หลังการทดสอบ



รูปที่ 4.4 วัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (ซ้าย) ก่อนทดสอบ (ขวา) หลังการทดสอบ

จากผลการทดสอบทางกลพบว่า วัสดุโพลีเอทีลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง มีความยืดหยุ่นสูงทำให้เกิดการยืดตัวจนขาดดังแสดงในรูปที่ 4.3 และวัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน มีความยืดหยุ่นน้อยกว่า ใช้เวลาทดสอบที่สั้นกว่า ชิ้นงานมีการขาดออกจากกันในเวลาอันสั้น ดังแสดงในรูปที่ 4.4

ตารางที่ 4.1 ค่าสมบัติเชิงกลของวัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน

Specimen	Ultimate Tensile Stress	Max True Stress	Modulus
	Calc. at Entire Areas	Calc. at Entire Areas	
	MPa	Mpa	Gpa
1	116.33	122.13	5.95
2	113.65	119.62	4.92
3	116.75	122.47	5.33
Average	115.58	121.41	5.4
Standard Deviation	1.68	1.56	0.52

ผลการทดสอบค่าวัสดุทางกลในตารางที่ 4.1 แสดงถึงค่าความเค้นสูงสุด ค่าความเค้นโมดูลัสของยัง ของวัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (PEEK) โดยนำค่าจากชิ้นงานทดสอบ 3 ชิ้นที่มีความถูกต้องที่สุดมาหาค่าเฉลี่ยโมดูลัสของยัง ได้ค่าเท่ากับ 5.4 กิกกะ ปลายคาน

ตารางที่ 4.2 ค่าสมบัติเชิงกลของวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง

Specimen	Ultimate Tensile Stress	Max_True Stress	Modulus
	Calc. at Entire Areas	Calc. at Entire Areas	
	MPa	MPa	GPa
1	49.12	263.98	0.94
2	48.86	282.37	0.95
3	48.14	253.72	1.01
Average	48.71	266.69	0.97
Standard Deviation	0.51	14.52	0.04

ในตารางที่ 4.2 เป็นผลการทดสอบค่าวัสดุทางกล ได้แสดงรายละเอียดของค่าความเค้นสูงสุด ค่าโมดูลัสของยัง ของวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (UHMWPE) ซึ่งแสดงผลการทดลองชิ้นงานทดสอบ 3 ชิ้นที่ มาหาค่าเฉลี่ยโมดูลัสของยัง ได้ค่าเท่ากับ 0.97 กิกกะ ปลายคาน โดยค่าความเค้นของวัสดุ ทั้งสองวัสดุคือ วัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (PEEK) และวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (UHMWPE) โดยผลการทดสอบทางกลนี้มีค่าโมดูลัสที่อยู่ระหว่าง งานวิจัยก่อนหน้าที่มีการใช้งานในปัจจุบัน Lucy A. Knight et al. (2007), Jonathan Netter al.2015, Abdellatif Abdelgaied et al. 2012 ผลจากการทดสอบจะถูกนำไปอ้างอิงเพื่อจำลองหาค่าการสึกหรอแบบพินออนดิสก์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

4.3 ผลการวิเคราะห์การสึกหรอพินออนดิสก์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการทดสอบ

4.3.1 ผลการทดสอบพินออนดิสก์

การทดสอบทางกลเพื่อหาค่าการสึกหรอของชิ้นงานสองชิ้น ด้วยวิธีการทดสอบที่นิยมในปัจจุบัน คือ พินออนดิสก์ Garino JP et al. (2007), Saikko V. (1998) มีขั้นตอนก่อนการทดสอบที่จะต้องเก็บผลลัพธ์คือ การชั่งน้ำหนักก่อนและหลังการทดสอบโดยเครื่องชั่งน้ำหนักที่ต้องผ่านการตรวจสอบความถูกต้องของความแม่นยำและสามารถตรวจสอบค่าน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงได้ กล่าวคือ ถ้าวัสดุที่ทำการทดสอบมีค่าการสึกหรอน้อยมาก เครื่องชั่งน้ำหนักจะต้องตรวจสอบค่าที่เปลี่ยนแปลงไปที่มีค่าน้อยมาก ๆ ได้ และมีความถูกต้อง เช่น การทดสอบพินออนดิสก์ของคู่วัสดุ โครบอลโครมกับวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูงมีค่าการสึกหรอน้อยมาก ดังนั้น เครื่องชั่งน้ำหนักจะต้องสามารถวัดค่าการเปลี่ยนแปลงของน้ำหนักที่มีทศนิยม 4 ตำแหน่งเป็นอย่างน้อย



รูปที่ 4.5 น้ำหนักของพินวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (ซ้าย) ก่อนการทดสอบ (ขวา) หลังจกการทดสอบ

การตรวจสอบผลการสึกหรอโดยการชั่งน้ำหนักเป็นวิธีที่ได้รับการยอมรับอีกวิธีหนึ่งซึ่งใช้วัดค่าน้ำหนักของชิ้นงานทดสอบที่เปลี่ยนแปลงไป ดังแสดงในรูปที่ 4.5 ด้านซ้าย เป็นการชั่งน้ำหนักก่อนการทดสอบของวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง ที่มีน้ำหนักอยู่ที่ 0.2753 กรัม ที่ ทศนิยม 4 ตำแหน่ง และ รูปที่ 4.5 ด้านขวา เป็นการเก็บผลลัพธ์ของน้ำหนักหลังจากการทดสอบที่ 0.2749 กรัม ซึ่งมีการเปลี่ยนแปลงของหนักที่ทศนิยมหลักที่ 3 และ 4 ซึ่งในการทดสอบจริงได้ทำการทดสอบคู่ทดสอบ ระหว่างวัสดุโครบอลโครมที่เป็นวัสดุติดกับวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง และ วัสดุโครบอลโครมที่เป็นวัสดุติดกับโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน ดังแสดงในตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.3 ผลการสึกหรอของ UHMWPE และ PEEK

โหลดทดสอบ 100 นิวตัน ที่ 800 รอบต่อนาที		
ชั้นที่	น้ำหนักเมื่อเทียบก่อนและหลังการทดสอบ	
	โพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง UHMWPE (กรัม)	โพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน PEEK (กรัม)
1	0.0005	0.0096
2	0.0009	0.0092
3	0.0006	0.0077
รวม	0.0021	0.0266
ค่าเฉลี่ยน้ำหนักที่ 72000 รอบ	0.0007	0.0088

ในการจะคำนวณอัตราการสึกหรอจะต้องคำนวณที่ 1 ล้านรอบการทดสอบ แต่ในการศึกษานี้ ได้ทดสอบที่ 72,000 รอบ จึงจำเป็นต้องคำนวณหาค่าการสึกหรอที่ 1 ล้านรอบ เมื่อคำนวณแล้ว น้ำหนักหลังการทดสอบของวัสดุ โพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูงUHMWPE (กรัม) 0.0098 กรัมต่อ 1 ล้านรอบ และวัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน PEEK (กรัม) 0.1241 กรัมต่อ 1 ล้านรอบ การคำนวณเพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอ จะเริ่มต้นจากการตรวจสอบค่าความหนาแน่นของวัสดุโพลีเอทิลีน น้ำหนักโมเลกุลสูงมีค่าเท่ากับ 0.000937 กรัมต่อลูกบาศก์มิลลิเมตร และวัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตนค่าเท่ากับ 0.00131 กรัมต่อลูกบาศก์มิลลิเมตร เมื่อทราบค่าความหนาแน่นแล้วจากสมการค่าความหนาแน่นของวัสดุคือ

$$\text{ความหนาแน่น (กรัม/ลูกบาศก์มิลลิเมตร)} = \frac{\text{น้ำหนัก (กรัม)}}{\text{ปริมาตร (ลูกบาศก์มิลลิเมตร)}} \quad (4.1)$$

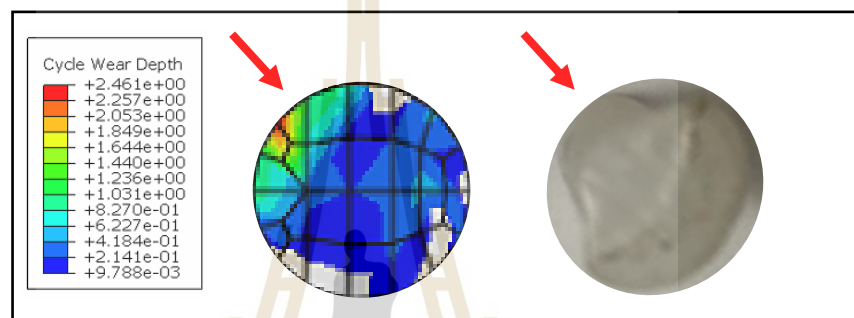
จากการทดสอบพินออนดิสก์จะได้ปริมาณการสึกหรอเป็นหน่วยของน้ำหนัก จะได้น้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปเป็นหน่วยกรัม หลังจากนั้นจึงใช้สมการที่ 4.1 เพื่อคำนวณหาปริมาตรที่สูญเสียไป เมื่อได้ค่าที่ถูกต้องแล้ว จึงดำเนินการหาค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอจากโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์ เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอ โดยใช้โปรแกรมจำลองคำนวณออกมา ดังแสดงในตารางที่ 4.4 ค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอของวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง คือ $9.00\text{E}-10$ และของวัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน คือ $3.99\text{E}-08$ เมื่อได้ผลลัพธ์จากโปรแกรมจำลองแล้วก็สามารถนำผลลัพธ์ที่เป็นค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอที่ได้ ไปประยุกต์ใช้กับรูปแบบจำลองข้อเข้าเทียมที่เป็นคู่วัสดุเดียวกัน ซึ่งจะเพิ่มความแม่นยำในการทำนายในการจำลองหาค่าการสึกหรอของหมอนรองข้อเข้าเทียม ซึ่งผลลัพธ์ของค่าสัมประสิทธิ์ที่ได้จากการทดลองมีค่าใกล้เคียงกับงานวิจัยของ T M McGloughlin et al. (2003), S.C. Scholes et al. (2009)

ตารางที่ 4.4 ค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอของพินออนดิสก์

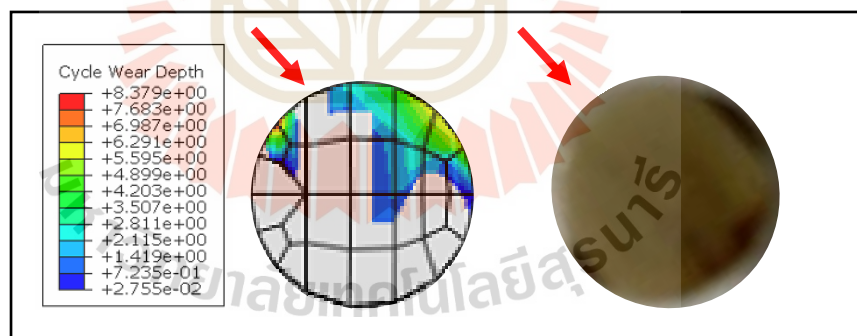
วัสดุ	พินออนดิสก์		
	การทดสอบ น้ำหนัก (กรัม)	การทดสอบ ปริมาณ (มม ³)	ค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอ จากโปรแกรมจำลอง
โพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง	0.0007	0.74706	$9.00\text{E}-10$
โพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน	0.0088	6.76793	$3.99\text{E}-08$

4.3.2 ผลการจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

จากรูปที่ 4.6 และ 4.7 คือ ผลการจำลองการสึกหรอด้วยโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์ และการทดสอบจริงเป็นการทดสอบพินออนดิสก์ ซึ่งจะแสดงค่าความลึกที่ผิวหน้าที่มีการสัมผัสและเสียดสีกัน ในบริเวณที่พื้นผิวที่เสียดสีกันของวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง จะมีค่าความลึกที่น้อยกว่าวัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน ซึ่งเป็นผลมาจากวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูงมีความเหนียวสูงมากจึงทำให้มีการสึกหรอน้อยกว่า โดยลูกศรแสดงถึงทิศทางของหน้าสัมผัสแรกที่พินหมุนรอบแผ่นดิสก์ โดยมุมทดสอบจะอยู่ที่ 5.5 องศา เมื่อเทียบกับทิศทางการทดสอบ



รูปที่ 4.6 ความลึกวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (ซ้าย) การจำลอง (ขวา) การทดสอบ



รูปที่ 4.7 ความลึกโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (ซ้าย) การจำลอง (ขวา) การทดสอบ

4.4 ผลการวิเคราะห์ความเค้นของข้อเข้าเทียมภายใต้ภาระโหลดที่เปลี่ยนแปลงตามมุม 0 ถึง 90 องศา ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และเทคนิคฟูจีฟิล์ม

ในหัวข้อนี้จะนำเสนอผลการทดลองหาค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัส ในข้อเข้าเทียม 2 ประเภทที่แตกต่างกันสองชนิด คือ ข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้และข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลัง ผลการวิเคราะห์จะประกอบไปด้วยการทดลองจริงและการจำลองด้วยโปรแกรม

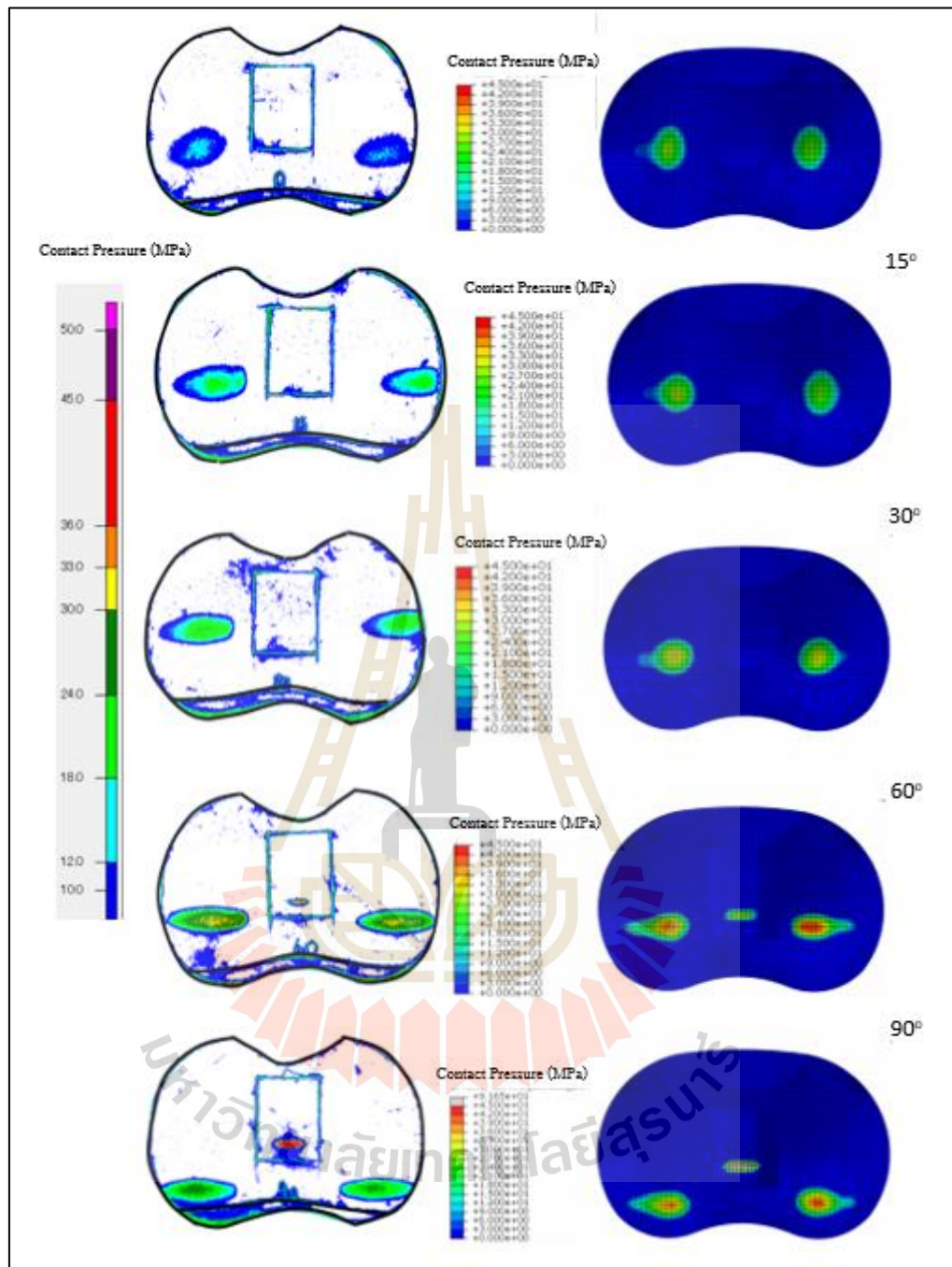
ไฟไนต์เอลิเมนต์ การทดลองจริงจะเป็นการทดลองที่ใช้เทคนิคฟูจิฟิล์ม ใช้แผ่นฟิล์มพิเศษที่สามารถแสดงแถบสีเมื่อถูกกดทับและนำไปประมวลผลในโปรแกรมเฉพาะทางเพื่อตรวจสอบหาค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัส หลังจากนั้น จึงนำมาเปรียบเทียบกับผลการจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

4.4.1 การวิเคราะห์ความเค้นของข้อเหวี่ยงด้วยเทคนิคฟูจิฟิล์ม

ผลการทดลองเพื่อหาค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสของการทดลองจริงด้วยเทคนิคฟูจิฟิล์ม บนชิ้นส่วนหมอนรองข้อเหวี่ยงประเภทตัดเอ็นไขว้หลังและอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง มาทำการทดสอบ โดยก่อนการทดสอบจะต้องเลือกแผ่นฟิล์มที่เหมาะสมกับช่วงค่าความเค้นที่จะทดสอบ ซึ่งการหาช่วงของแผ่นฟิล์มจะทำการทดลองกดทดสอบแผ่นฟิล์มและนำมาตรวจสอบค่าความเค้นที่เกิดขึ้น อยู่ในช่วงของแผ่นฟิล์มนั้น ๆ หลังจากนั้นจึงนำแผ่นฟิล์มมาวิเคราะห์ผลด้วยโปรแกรมเฉพาะทางที่สามารถอ่านความเค้นสีของแผ่นฟิล์ม โดยผลการทดสอบที่มุมมองศาการงอเข้าตั้งแต่ 0 จนถึง 90 องศา ผลการศึกษาแสดงค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสที่แตกต่างกันในแต่ละมุม ดังแสดงในรูปที่ 4.8 (ก) และ 4.9 (ก)

4.4.2 การวิเคราะห์ความเค้นของข้อเหวี่ยงด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

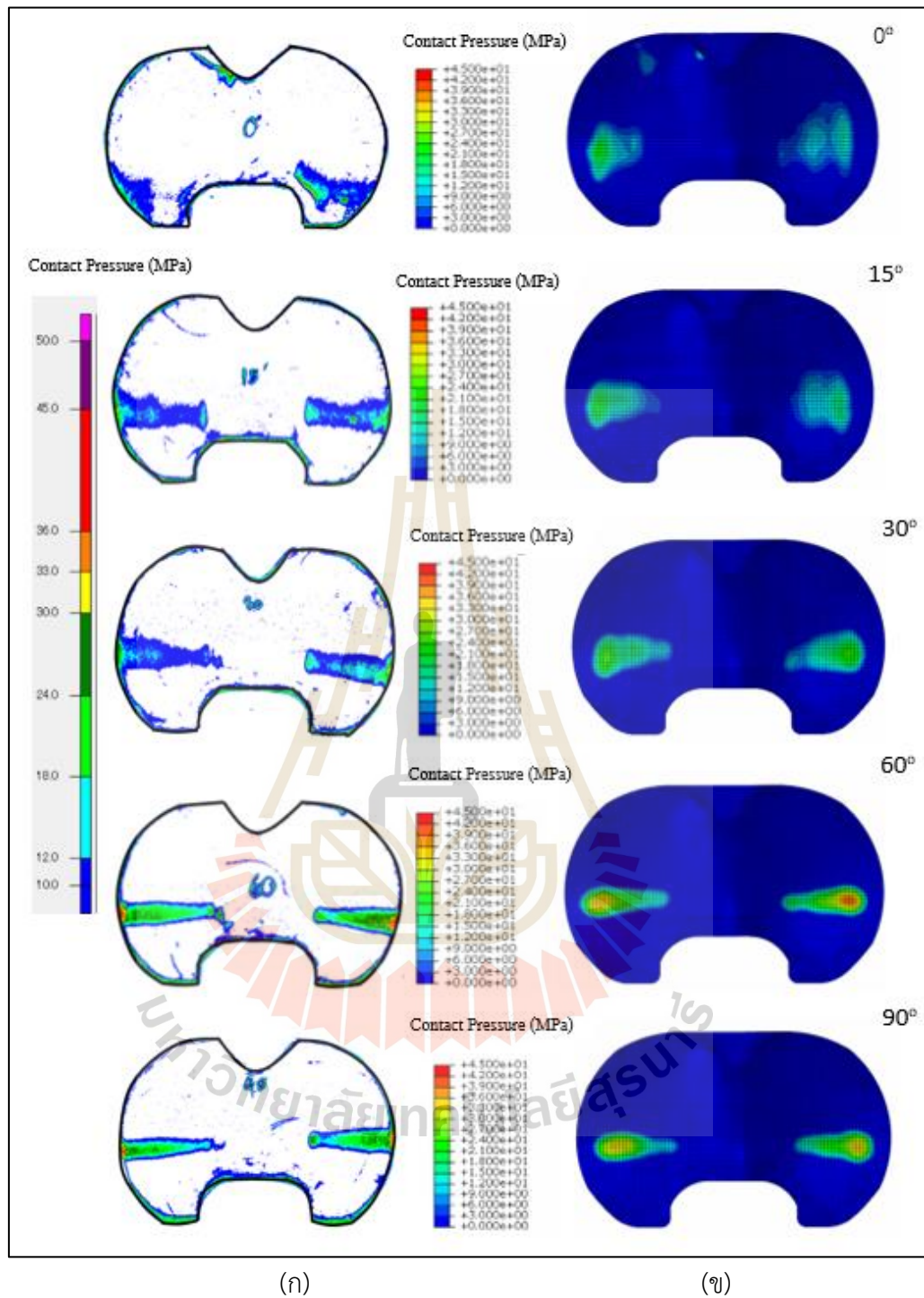
จากการวิเคราะห์ผลการทดลอง การหาค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสที่เกิดขึ้นในข้อเหวี่ยงทั้งสองประเภท โดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์วิเคราะห์ผลการจำลอง ได้ค่าความเค้นสัมผัสได้ตามรูปที่ 4.8 และ 4.9 ตามลำดับ จากผลการทดสอบพบว่าในรูปที่ 4.8 (ข) แสดงถึงค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัส ที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ในข้อเหวี่ยงแบบตัดเอ็นไขว้หลังที่มุมมองศาการงอต่าง ๆ จะพบว่าในแต่ละมุมการงอ ค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสที่เกิดขึ้นจะมีขนาดและตำแหน่งแตกต่างกัน และลักษณะรูปร่างของพื้นที่สัมผัสจะค่อย ๆ เปลี่ยนจากรูปร่างคล้ายวงกลมเป็นรีว์แถบตามมุมมองศาการงอที่มากขึ้น ตามมุมมองที่เพิ่มมากขึ้น เช่นเดียวกัน ซึ่งจากมุมมองศาการงอที่มากขึ้นทำให้เกิดการสัมผัสกันของตัวโพลแคม ซึ่งในชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาได้สัมผัสกับชิ้นส่วนโพลแคมในชิ้นส่วนหมอนรองข้อเหวี่ยง ทำให้เกิดการสัมผัสกันไปทางด้านหลังจึงทำให้พื้นที่สัมผัสลดลงตามมุมมองศาการงอที่เพิ่มมากขึ้น ในรูปที่ 4.9 (ข) แสดงค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในข้อเหวี่ยงแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังที่มุมมองศาการงอต่าง ๆ จะพบว่าในแต่ละมุมการงอ ค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสที่เกิดขึ้นจะมีขนาดแตกต่างกัน และลักษณะรูปร่างของพื้นที่สัมผัสจะค่อย ๆ เปลี่ยนจากรูปร่างคล้ายวงกลมกระจายทั่วบริเวณเป็นรีว์แถบตามมุมมองศาการงอที่มากขึ้นคล้าย ๆ กับข้อเหวี่ยงแบบตัดเอ็นไขว้หลัง แต่เนื่องจากหมอนรองข้อเหวี่ยงประเภทนี้ไม่มีโพลแคม ทำให้เมื่อเปลี่ยนมุมมองไปจนถึงมุมมองศาที่ 90 ก็จะมีบริเวณที่สัมผัสยังอยู่บริเวณกึ่งกลางของหมอนรองข้อเหวี่ยง



(ก)

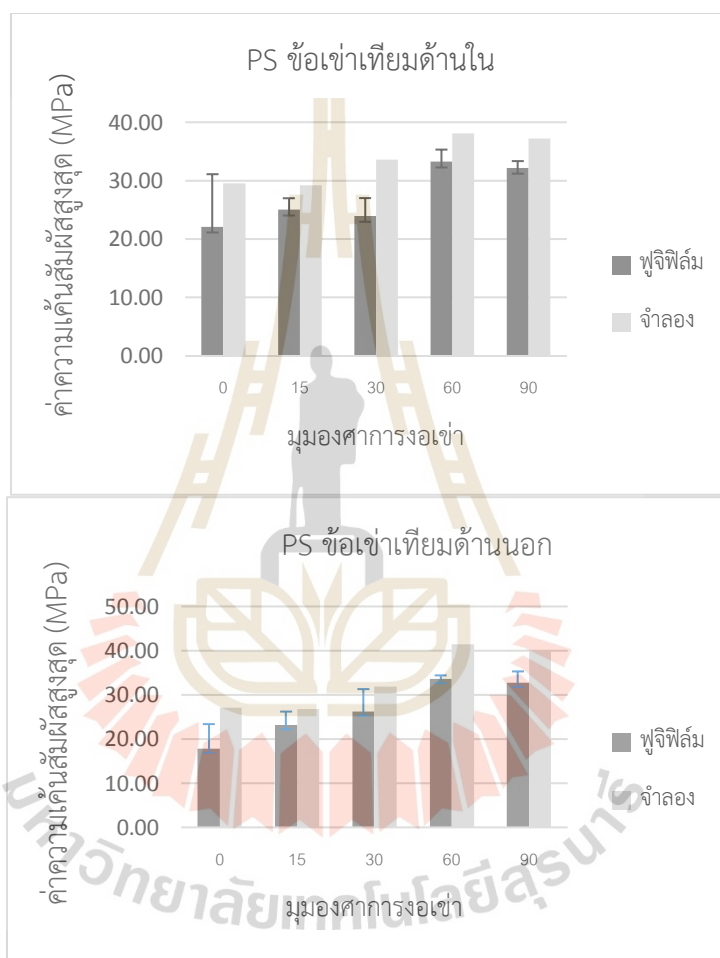
(ข)

รูปที่ 4.8 ค่าความเค้นสัมผัสที่เกิดขึ้นบนหมอนรองข้อเข่าเทียมของข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง ที่มุมมองการงอเข่า 0, 15, 30, 60, และ 90 (ก) ผลการวิเคราะห์ด้วยเทคนิคฟิล์ม (ข) ผลการวิเคราะห์แบบจำลองบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์



รูปที่ 4.9 ค่าความเค้นสัมผัสที่เกิดขึ้นบนหมอนรองข้อเข่าเทียมของข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง ที่มุมมองการงอเข่า 0, 15, 30, 60, และ 90 (ก) ผลการวิเคราะห์ด้วยเทคนิคฟูจิฟิล์ม (ข) ผลการวิเคราะห์แบบจำลองบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์

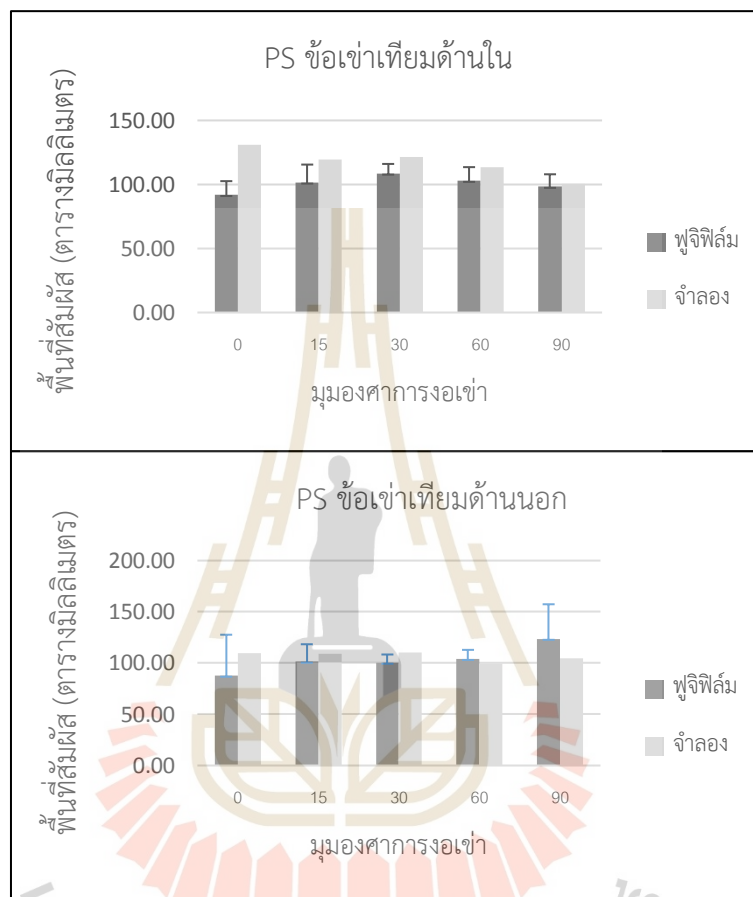
เมื่อเปรียบเทียบผลการทดลองเพื่อตรวจสอบค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสที่เกิดขึ้นของข้อเข้าเทียมแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังกับฟูจิฟิล์มและตัดเอ็นไขว้หลังของการจำลองกับผลของฟูจิฟิล์ม จากผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ พบว่า ค่าความเค้นสัมผัสสูงสุดและค่าพื้นที่สัมผัสที่เกิดขึ้นที่มุมต่าง ๆ มีค่าความแตกต่างกันในแต่ละมุมไม่เท่ากัน โดยจะอธิบายผลการวิเคราะห์ด้วยกราฟแท่งดังแสดงตามรูปที่ 4.10, 4.12, 4.12 และ 4.13 ตามลำดับ



รูปที่ 4.10 ค่าความเค้นสัมผัสของของข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังที่มุมองศาการงอเข้าใด ๆ

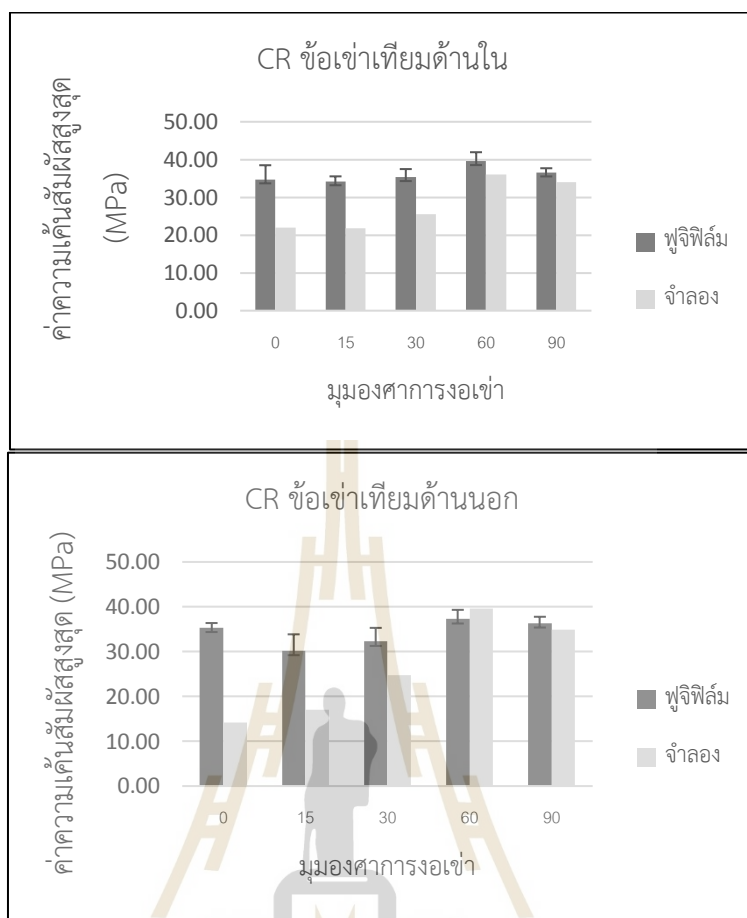
ผลการศึกษาเพื่อหาค่าความเค้นในหมอนรองข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง พบว่า ค่าความเค้นที่เกิดขึ้นในบริเวณผิวข้อเข้าเทียมด้านในมีค่าความแตกต่างกันระหว่างการจำลองและทดสอบด้วยแผ่นฟูจิฟิล์มมากที่สุดอยู่ที่ 34.02 % ในมุมงอเข้าที่ 0 องศา และมีค่าความแตกต่างน้อยที่สุดที่มุม 15 องศา ที่ 13.24 % ในส่วนของผิวข้อเข้าเทียมด้านนอกมีค่าความแตกต่างของค่าความเค้นสูงสุดอยู่ที่ 28.78 % ที่มุม 30 องศา และมีค่าน้อยที่สุดอยู่ที่ 12.57 % ที่ มุม 60 องศา ซึ่งค่า

ความเค้นที่วัดได้อยู่ในช่วงของแผ่นฟิล์มที่ใช้งานมีค่าความแม่นยำที่สามารถบอกค่าความเค้นได้ ดังเช่นงานวิจัยที่ผ่านมาที่แสดงให้เห็นถึงค่าความคลาดเคลื่อนอยู่ที่ 14 - 91.66 % DeMarco et al. (2000)



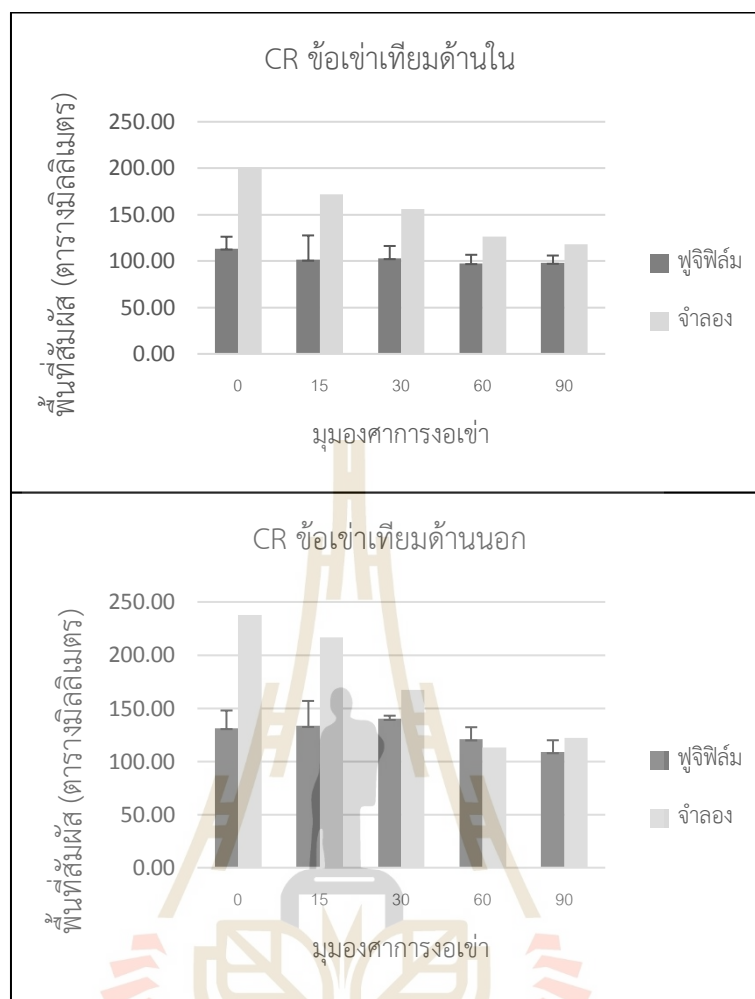
รูปที่ 4.11 ค่าพื้นที่สัมผัสของของข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังที่มุมมองการงอเข้าใด ๆ

ผลการศึกษาค่าพื้นที่สัมผัสในหมอนรองข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง พบว่าพื้นที่สัมผัสของหมอนรองข้อเข้าเทียมด้านในมีค่าความแตกต่างสูงที่สุดระหว่างการจำลองและพุจิฟิล์มที่ 29.64 % ที่มุม 0 องศา และมีค่าความแตกต่างน้อยที่สุดอยู่ที่ 2 % ที่มุม 90 องศา ส่วนพื้นที่ฝั่งข้อเข้าเทียมด้านนอก มีค่าความแตกต่างอยู่ที่ 20.17 % ที่มุม 0 องศา และมีค่าความแตกต่างน้อยที่สุดอยู่ที่ 4.24 % ที่มุม 60 องศา พื้นที่สัมผัสทั้งสองด้านของหมอนรองข้อเข้าเทียมมีค่าใกล้เคียงกับผลการจำลอง ซึ่งสามารถบอกขนาดพื้นที่สัมผัสที่มีผลความแตกต่างมากที่สุดอยู่ที่ 29.64 ซึ่งเกิดจากพื้นผิวสีน้ำเงินที่อาจจะเกิดจากการเสียดสีแล้วเกิดแถบสีขึ้นมาซึ่งเป็นผลให้เกิดค่าความแตกต่างที่สูงที่มุม 0 องศา



รูปที่ 4.12 ค่าความเค้นสัมผัสของของข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษเอ็นไขว้หลังที่มุมมองศาการงอเข้าใด ๆ

ผลการศึกษาเพื่อหาค่าความเค้นในหมอนรองข้อเข้าเทียมแบบอนุรักษเอ็นไขว้หลัง พบว่าค่าความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้นของผิวข้อเข้าเทียมด้านในมีค่าความแตกต่างกันระหว่างการจำลองและการทดสอบด้วยแผ่นฟูจิฟิล์มมากที่สุดอยู่ที่ 57.73 % ที่มุม 0 องศา และมีค่าน้อยสุดอยู่ที่ 7.64 % ที่มุม 90 องศา ค่าความเค้นสัมผัสสูงสุดในส่วนของผิวหมอนรองข้อเข้าเทียมด้านนอก มีค่าพื้นที่ความแตกต่างกันสูงสุดอยู่ที่ 149.06 % ที่มุม 0 องศา และมีค่าน้อยที่สุดอยู่ที่ 4.29 % ที่มุม 90 องศา จากผลการศึกษาพบว่า ค่าความเค้นสูงสุดมีความแตกต่างกันมาก เกิดจากการกดถูกจุดขอบซึ่งเป็นส่วนที่อาจจะเกิดขึ้นจากค่าความเค้นหรือเป็นส่วนที่เมตสีของแผ่นฟูจิฟิล์มถูกติดมุมซึ่งทำให้เกิดจุดกระจุกของแถบสี แต่แตกต่างจากมุมที่สูงขึ้นมีที่มีค่าความแตกต่างที่น้อยกว่าเนื่องจากเป็นบริเวณที่ไม่ถูกของของหมอนรองข้อเข้าเทียม



รูปที่ 4.13 ค่าพื้นที่สัมผัสของของข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังที่มุมมองการงอเข้าใด ๆ

ผลการศึกษาหาค่าพื้นที่สัมผัสในหมอนรองข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง พบว่าพื้นที่สัมผัสของหมอนรองข้อเข้าเทียมด้านในมีค่าความแตกต่างสูงที่สุดระหว่างการจำลองและฟูจิฟิล์มที่ 43.62 % ที่มุม 0 องศา และมีค่าความแตกต่างน้อยที่สุดอยู่ที่ 17.11 % ที่มุม 90 องศา ส่วนพื้นที่ฝั่งข้อเข้าเทียมด้านนอก มีค่าความแตกต่างอยู่ที่ 44.82 % ที่มุม 0 องศา และมีค่าความแตกต่างน้อยที่สุดอยู่ที่ 6.95 % ที่มุม 60 องศา พื้นที่สัมผัสทั้งสองด้านของหมอนรองข้อเข้าเทียมผลจากฟูจิฟิล์มมีขนาดที่มาก จากพิวด้านข้าง ซึ่งในข้อเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลังมีขนาดพื้นที่สัมผัสที่มีใกล้เคียงกันมากระหว่างฝากรอบกระดูกต้นขาส่วนบนกับหมอนรองข้อเข้าเทียม มีรัศมีความโค้งที่แนบชิดกันมาก ทำให้การวัดด้วยแผ่นฟูจิฟิล์มเป็นไปได้ยาก จึงทำให้เกิดพื้นที่สัมผัสใกล้เคียงกับจุดขอบเป็นบริเวณกว้าง ทำให้วัดค่าพื้นที่สัมผัสออกมามีความแตกต่างจากการจำลองเป็นอย่างมาก

งานวิจัยที่ผ่านมา ก็แสดงให้เห็นถึงค่าความคลาดเคลื่อนของฟูจิฟิล์มอยู่ที่ 14 - 91.66 % DeMarco et al. (2000)

4.5 ผลการวิเคราะห์ค่าการสึกหรอของข้อเช่าเทียมด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

จากผลการทดสอบการสึกหรอของหมอนรองข้อเช่าเทียมพบว่า การสึกหรอเกิดจากการเสียดสีของข้อเช่าเทียมในชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาและชิ้นส่วนหมอนรองข้อเช่าเทียม เมื่อมีการเคลื่อนที่ที่เกิดขึ้น ชิ้นส่วนที่สึกหรอ คือ ชิ้นส่วนหมอนรองข้อเช่าเทียมที่มีค่าความแข็งแรงน้อยกว่า ชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาและทำมาจากวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง หรือวัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน หรือทำมาจากวัสดุคาร์บอนไฟเบอร์เรโนฟอส โพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน ในส่วนของฝาครอบกระดูกต้นขาทำมาจากวัสดุโครบอลโครม มีค่าความแข็งแรงมาก เนื่องจากเป็นวัสดุประเภทอลูมิเนียม จึงเกิดการสึกหรอได้ยาก เพราะฉะนั้นจึงจำเป็นต้องศึกษาปัจจัยของการสึกหรอในหมอนรองข้อเช่าเทียมเป็นหลัก ในการศึกษาครั้งนี้ได้ศึกษาปัจจัยต่าง ๆ ที่ส่งผลให้เกิดการสึกหรอในหมอนรองข้อเช่าเทียม โดยได้แบ่งปัจจัยที่ส่งผลต่อการสึกหรอของหมอนรองข้อเช่าเทียมดังนี้

ปัจจัยที่ 1 ประเภทของข้อเช่าเทียมทั้ง 2 ประเภทคือ ตัดเอ็นไขว้หลังและอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลัง

ปัจจัยที่ 2 ปัจจัยทางด้านขนาดที่ส่งผลต่อการสึกหรอของข้อเช่าเทียม

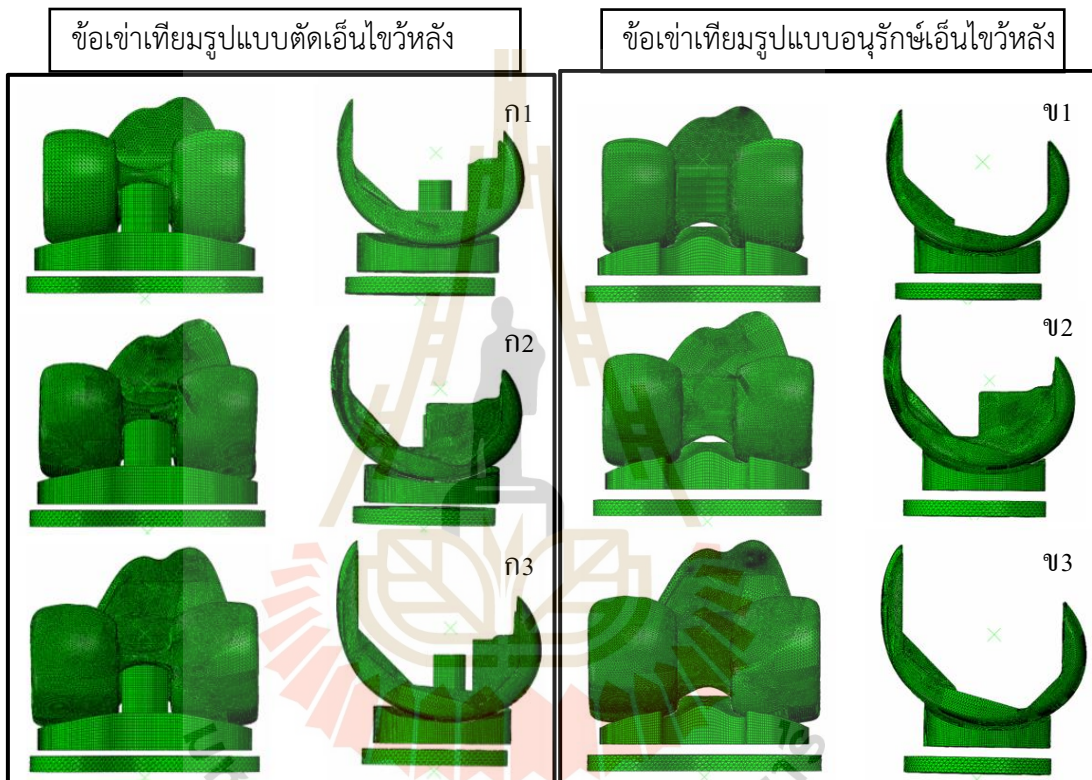
ปัจจัยที่ 3 คือ วัสดุที่ใช้ทำหมอนรองข้อเช่าเทียม

ในการศึกษาปัจจัยที่ส่งผลต่อการสึกหรอทั้ง 3 ปัจจัย ถูกออกแบบการทดลองเพื่อหาค่าความเค้น โดยปัจจัยที่ 1 จะเป็นการศึกษาเปรียบเทียบการสึกหรอของหมอนรองข้อเช่าเทียม 2 ประเภท คือ ประเภทข้อเช่าเทียมที่ 1 เป็นข้อเช่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลังเปรียบเทียบกับ ประเภทข้อเช่าเทียมที่ 2 เป็นข้อเช่าเทียมแบบอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลัง โดยกรณีนี้จะใช้วัสดุของหมอนรองข้อเช่าเทียมคือ วัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูงเหมือนกัน และใช้ขนาดของฝาครอบกระดูกต้นขาและหมอนรองข้อเช่าเทียมเบอร์ 4 ซึ่งเป็นเบอร์ปกติ (Normal) ดังแสดงในรูปที่ 4.2ก และ 4.2ข ตามลำดับ

การศึกษาปัจจัยที่ 2 คือ ปัจจัยทางด้านขนาดของข้อเช่าเทียมที่แตกต่างกันมาทดลองหาค่าการสึกหรอ ซึ่งในกรณีนี้ เป็นปัจจัยที่มาจากบริษัทผู้ผลิตกำหนดการผ่าทดแทนข้อเช่าเทียมสามารถใส่ต่างขนาดได้ 1 เบอร์ ในการออกแบบการทดลองนี้ ได้กำหนดให้ชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขา ใช้ขนาดเบอร์ 3 (Under size), 4 (Normal size), 5 (Over size) จับคู่กับหมอนรองข้อเช่าเทียมเบอร์ 4 (Normal) ซึ่งการทดลองที่ 1 จะใช้ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 3 (Upper size) จะมีขนาดเล็กกว่าหมอนรองข้อเช่าเทียมเบอร์ 4 เล็กน้อย การทดลองที่ 2 จะใช้ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 4 (Normal size) ซึ่งเป็นขนาดปกติกับหมอนรองข้อเช่าเทียมเบอร์ 4 การทดลองที่ 3 จะใช้ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 5 (Over size) ซึ่งเป็นขนาดใหญ่กว่าปกติกับหมอนรองข้อเช่าเทียมเบอร์ 4 โดยการทดลอง

นี้จะทดลองทั้ง ข้อเข้าเทียมแบบทดแทนเอ็นไขว้หลังและข้อเข้าเทียมแบบอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลัง ดังแสดงในรูปที่ 4.14 ก1, 4.14 ก2, 4.14 ก3 และ 4.14 ข1, 4.14 ข2, 4.14 ข3 ตามลำดับ

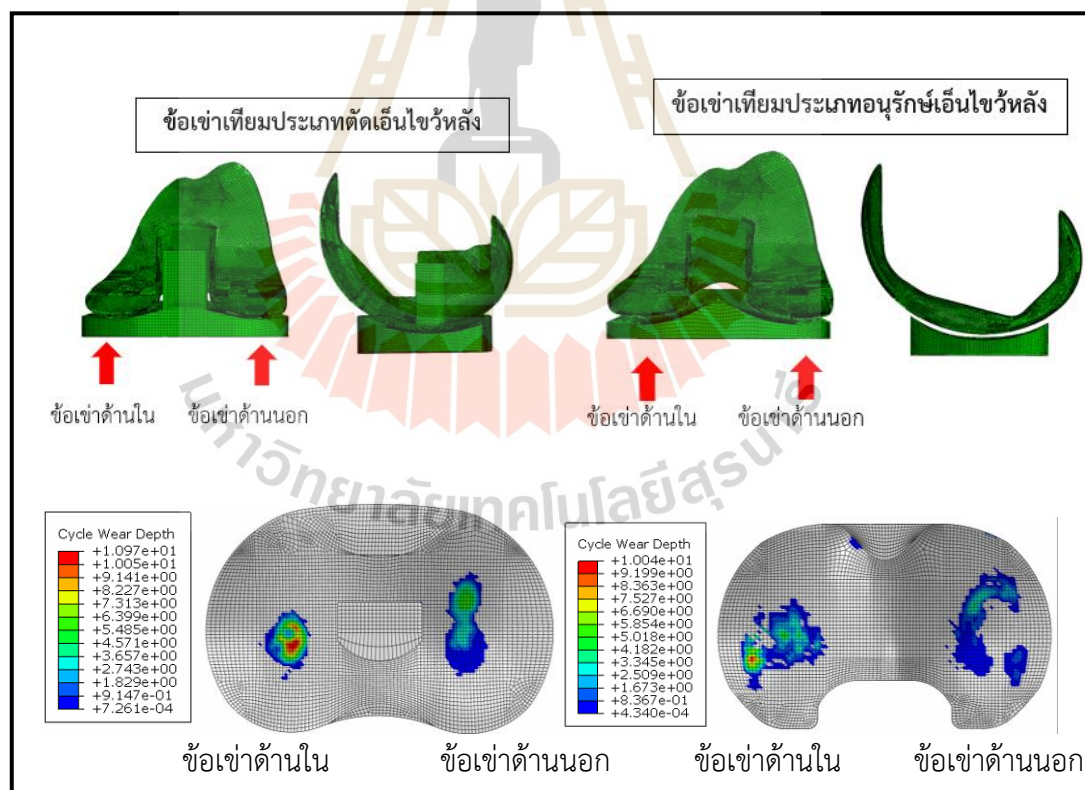
การศึกษาปัจจัยที่ 3 คือเรื่องของวัสดุที่แตกต่างกันของชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข้าเทียม ในการศึกษา นี้ จะทดลองวัสดุที่ผลิตหมอนรองข้อเข้าเทียมในปัจจุบันมาทำการทดลองเพื่อเปรียบเทียบให้เห็นถึงการสึกหรอที่มีความแตกต่างกัน โดยใช้วัสดุ 3 ชนิด ในการทดลองจะใช้ขนาดของฝาครอบกระดูกต้นขาและขนาดของหมอนรองข้อเข้าเทียมเบอร์ 4



รูปที่ 4.14 ชุดประกอบข้อเข้าเทียมที่มีขนาดแตกต่างกันระหว่างชิ้นส่วน ฝาครอบกระดูกต้นขา กับ หมอนรองข้อเข้าเทียม (รูปที่ 4.14 ก1 และ ข1 ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 3 หมอนรองข้อเข้าเทียมเบอร์ 4) (Under size), (รูปที่ 4.14 ก2 และ ข2 ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 4 หมอนรองข้อเข้าเทียมเบอร์ 4) (Normal size), (รูปที่ 4.14 ก3 และ ข3 ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 5 หมอนรองข้อเข้าเทียมเบอร์ 4) (Over size)

4.5.1 ปัจจัยทางด้านประเภทที่ส่งผลต่อการสึกหรอของข้อเข่าเทียม

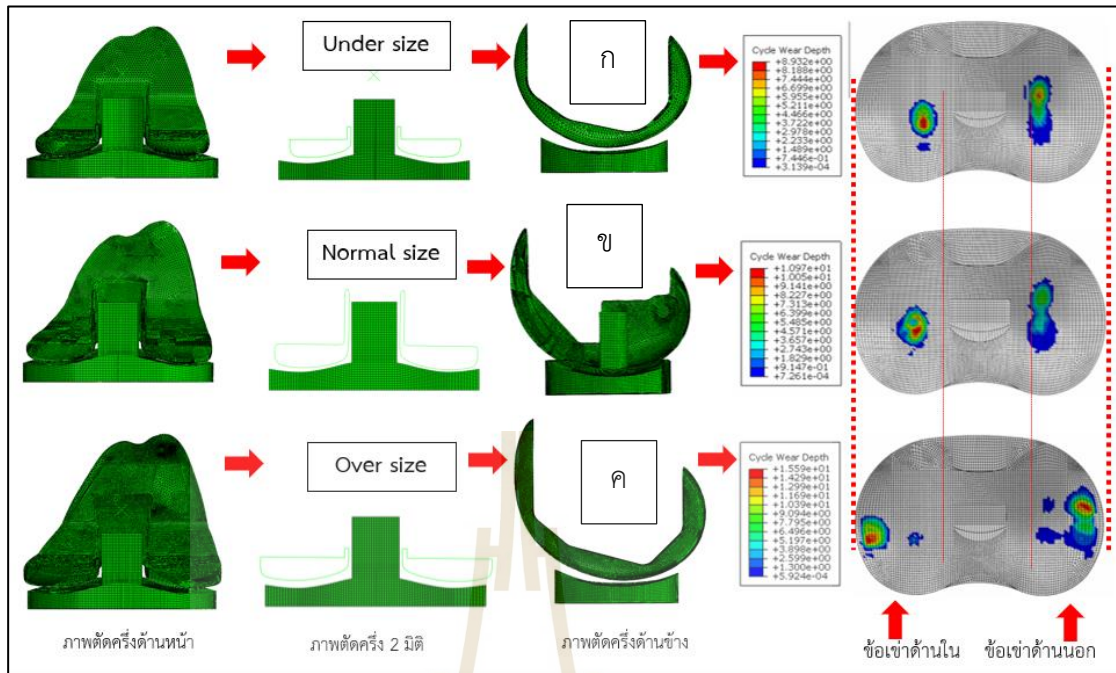
ผลของการทดลองข้อเข่าเทียมทั้ง 2 ประเภทที่แตกต่างกันระหว่าง ข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลังเปรียบเทียบกับข้อเข่าเทียมแบบอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลัง พบว่า อัตราการสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลังเท่ากับ 110.75 มม.³/หนึ่งล้านรอบ รอยการสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียมด้านในจะอยู่บริเวณตรงกลางและมีลักษณะกลมเนื่องจากการเคลื่อนที่และหมุนในบริเวณนี้มาก ส่วนข้อเข่าด้านนอกมีลักษณะการสึกหรอเป็นแนวยาวไปตามแนวหน้าหลังต่อเนื่องกัน ผลลัพธ์ของอัตราการสึกหรอของ หมอนรองข้อเข่าเทียมแบบอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังเท่ากับ 86.74 มม.³/หนึ่งล้านรอบ งานวิจัยก่อนหน้านี้มีอัตราการสึกหรออยู่ที่ 13.1 – 79.5 มม.³/หนึ่งล้านรอบ Saikko et al. (2001), Dowson, D. et al. (1987) รอยสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียมด้านในและด้านนอกมีลักษณะคล้ายกันกล่าว คือ มีการสึกหรอกระจายทั่วพื้นที่เป็นวงกว้างเนื่องจาก ข้อเข่าเทียมแบบอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลังมีการออกแบบบริเวณพื้นผิวของหมอนรองข้อเข่าเทียมที่เป็นวงกว้างมากกว่า ข้อเข่าเทียมแบบทดแทนเอ็นไขว้หลัง ซึ่งอัตราการสึกหรอแสดงในรูปที่ 4.15



รูปที่ 4.15 การสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียม (ซ้าย) รูปแบบตัดเอ็นไขว้หลังและ (ขวา) อนุรักษณ์เอ็นไขว้หลัง ข้อฝากรอบกระดูกต้นขาเบอร์ 4 แบบ Normal size หมอนรองข้อเข่าเทียมเบอร์ 4

4.5.2 ปัจจัยทางด้านขนาดที่ส่งผลต่อการสึกหรอของข้อเข้าเทียม

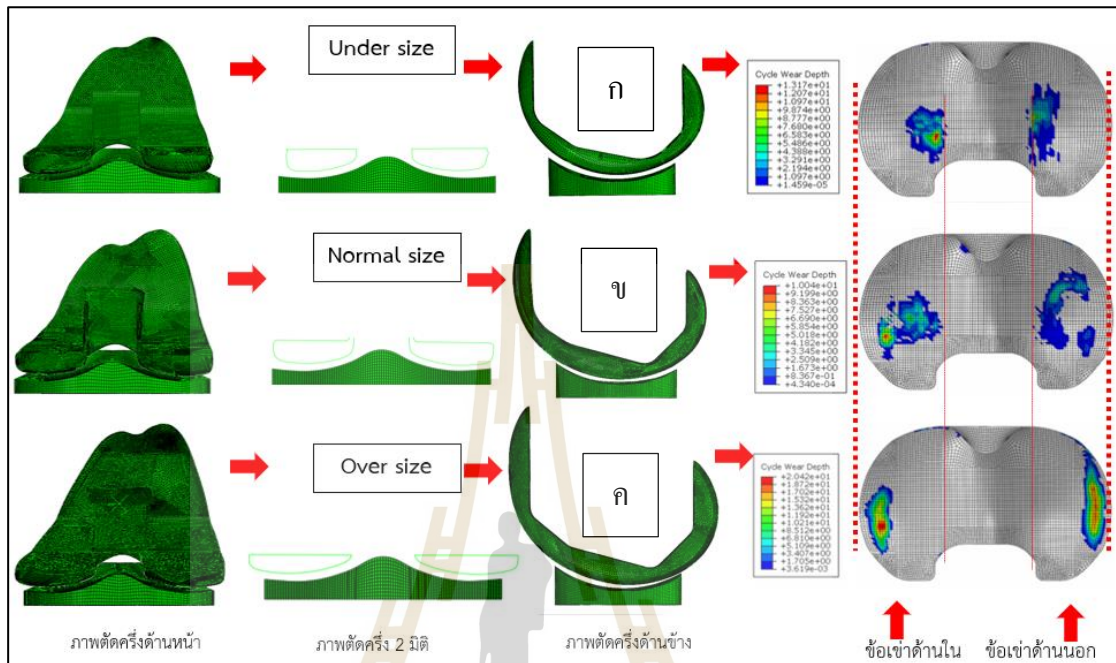
ผลการศึกษาปัจจัยด้านขนาดของข้อเข้าเทียมที่แตกต่างกันระหว่างฝาครอบกระดูกต้นขาเทียมกับหมอนรองข้อเข้าเทียม ซึ่งวัสดุหมอนรองข้อเข้าเทียมจะใช้คุณสมบัติวัสดุเป็นโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง ผลลัพธ์อัตราการสึกหรอของข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง โดยกำหนดการประกอบ 3 รูปแบบด้วยกัน ดังนี้ รูปแบบที่ 1 ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 3 (Under size) ซึ่งมีขนาดเล็กกว่าปกติประกอบกับหมอนรองข้อเข้าเบอร์ 4 (Normal size) พบว่าอัตราการสึกหรอของหมอนรองข้อเข้าเทียมมีค่าเท่ากับ $94.73 \text{ มม.}^3/\text{หนึ่งล้านรอบ}$ ส่วนของข้อเข้าด้านในมีลักษณะเป็นวงกลมและรอยการสึกประชิดส่วนของโพสแคม การสึกหรอข้อเข้าเทียมด้านนอกมีลักษณะรอยจากด้านหลังถึงด้านหน้าและมีรอยสม่ำเสมอ รูปแบบที่ 2 คือ ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 4 (Normal size) ซึ่งเป็นขนาดปกติของข้อเข้าเทียมประกอบกับหมอนรองข้อเข้าเบอร์ 4 อัตราการสึกหรอเท่ากับ $110.75 \text{ มม.}^3/\text{หนึ่งล้านรอบ}$ ลักษณะของรอยการสึกหรอจะคล้ายกับรูปแบบที่ 1 ข้อเข้าเทียมด้านในจะมีรอยเป็นวงกลม และข้อเข้าเทียมด้านนอก จะมีลักษณะของรอยสึกลากจากด้านหลังไปด้านหน้า แต่ความห่างจากตรงกลางของหมอนรองข้อเข้าเทียมจะมากกว่ารูปแบบที่ 1 และรูปแบบสุดท้ายของข้อเข้าเทียมแบบทดแทนเอ็นไขว้หลัง คือ รูปแบบที่ 3 คือ ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 5 (Over size) ซึ่งเป็นขนาดใหญ่กว่าปกติของข้อเข้าเทียมประกอบกับหมอนรองข้อเข้าเบอร์ 4 อัตราการสึกหรอเท่ากับ $216.98 \text{ มม.}^3/\text{หนึ่งล้านรอบ}$ ผลของการสึกหรอของรูปแบบนี้มีอัตราการสึกหรอที่มากกว่ารูปแบบก่อนหน้านี้ เนื่องจากการไม่สมดุลของฝาครอบกระดูกต้นขาที่มีขนาดใหญ่ปรีติและเกิดการสึกหรอที่บริเวณขอบด้านนอกทั้งสองข้างของหมอนรองข้อเข้าเทียม มีความไม่เหมาะสมในการใช้อย่างยิ่ง ดังแสดงในรูปที่ 4.16



รูปที่ 4.16 การสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียมเบอร์ 4 ประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง (ก) ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 3 แบบ Under size (ข) ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 4 แบบ Normal size (ค) ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 5 แบบ Over size

ผลลัพธ์การสึกหรอของปัจจัยด้านขนาดของข้อเข่าเทียมประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง โดยกำหนดการประกอบ 3 รูปแบบเช่นเดียวกับข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลัง ในรูปแบบที่ 1 ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 3 (Under size) มีขนาดเล็กกว่าปกติ ประกอบกับหมอนรองข้อเข่าเบอร์ 4 พบว่าอัตราการสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียมมีค่าเท่ากับ $87.08 \text{ มม.}^3/\text{หนึ่งล้านรอบ}$ ส่วนของข้อเข่าด้านในมีลักษณะเป็นวงรีขีดส่วนกลางของหมอนรองข้อเข่าเทียมและรอยการสึกหรอด้านนอกก็ประชิดส่วนกึ่งกลางเช่นเดียวกัน การสึกหรอข้อเข่าเทียมด้านนอก มีลักษณะรอยจากด้านหลังถึงด้านหน้าและมีรอยสม่ำเสมอ เนื่องจากฝาครอบกระดูกต้นขามีลักษณะเล็ก จึงทำให้ผิวที่สัมผัสกันเกิดขึ้นเข้าใกล้จุดกึ่งกลางของหมอนรองข้อเข่าเทียม รูปแบบที่ 2 ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 4 (Normal size) เป็นขนาดปกติประกอบกับหมอนรองข้อเข่าเบอร์ 4 พบว่าอัตราการสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียมมีค่าเท่ากับ $86.74 \text{ มม.}^3/\text{หนึ่งล้านรอบ}$ รอยการสึกหรอกระจายทั่วผิวหมอนรองข้อเข่าเทียม ทั้งผิวข้อเข่าด้านในและผิวข้อเข่าด้านนอก รูปแบบที่ 3 ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 5 (Over size) เป็นขนาดใหญ่กว่าปกติประกอบกับหมอนรองข้อเข่าเบอร์ 4 พบว่าอัตราการสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียมมีค่าเท่ากับ $327.95 \text{ มม.}^3/\text{หนึ่งล้านรอบ}$ มีอัตราการสึกหรอที่สูงมาก และ

ร่องรอยการสึกหรอเกิดขึ้นชัดเจนนอกของผิวข้อเข่าเทียม เนื่องจากชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขา มีขนาดใหญ่ ประกอบเข้ากันไม่เหมาะสมจึงเกิดการสึกหรอที่มาก ดังแสดงในรูปที่ 4.17

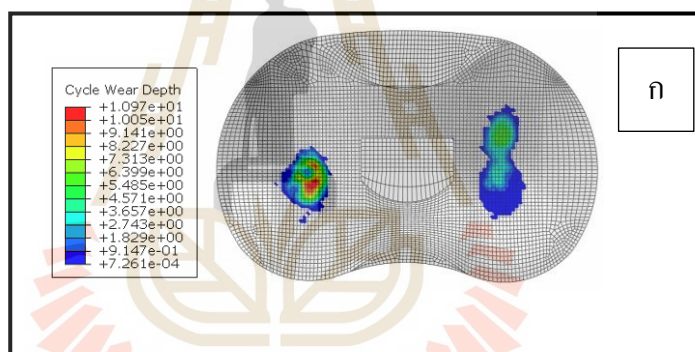


รูปที่ 4.17 การสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียมเบอร์ 4 ประเภทอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง (ก) ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 3 แบบ Under size (ข) ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 4 แบบ Normal size (ค) ฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 5 แบบ Over size

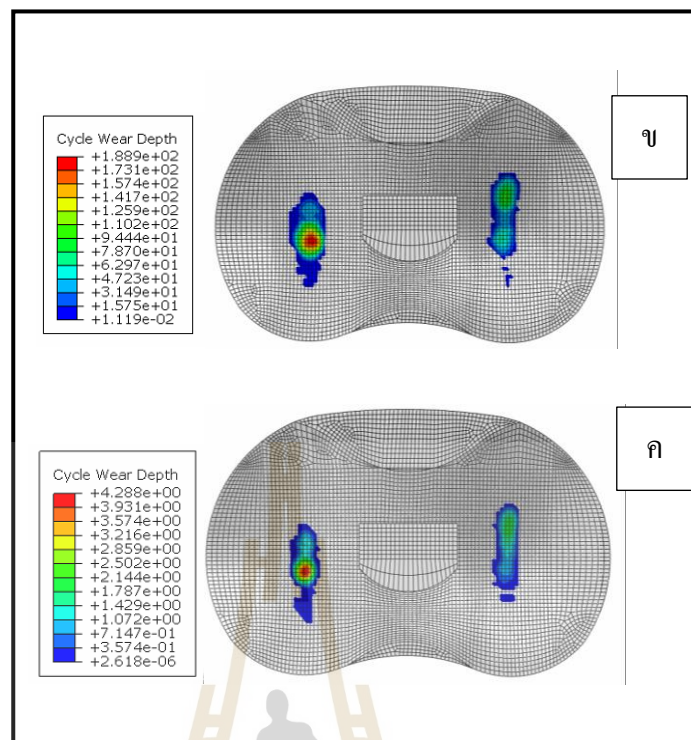
4.5.3 ปัจจัยทางด้านวัสดุที่ส่งผลต่อการสึกหรอของข้อเข่าเทียม

ผลของการทดลองปัจจัยทางด้านวัสดุ เป็นปัจจัยที่ 3 ที่มีการศึกษาเกี่ยวกับอัตรา การสึกหรอและอายุการใช้งานของข้อเข่าเทียม โดยวัสดุที่เลือกมาทดลอง เป็นวัสดุที่ถูกพัฒนาและผลิตขึ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียม ในการทดลองนี้จะจำลองข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลังและแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง ที่มีขนาดของชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาเบอร์ 4 (Normal size) ประกอบกับชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมเบอร์ 4 ซึ่งเป็นขนาดเท่ากันปกติ เพื่อศึกษาปัจจัยทางด้านวัสดุ ซึ่งวัสดุที่ทำการจำลองประกอบไปด้วยวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (UHMWPE), วัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (PEEK), วัสดุคาร์บอนไฟเบอร์เรโนฟอส โพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (CFR-PEEK) เพื่อตรวจสอบรูปแบบและพื้นที่การสึกหรอในหมอนรองข้อเข่าเทียม จากการทดลองพบว่าวัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียมทั้ง 3 ชนิด มีอัตราการสึกหรอที่แตกต่างกัน

การทดลองปัจจัยด้านวัสดุในโมเดลข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง ชั้นที่ 1 เป็นวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (UHMWPE) มีค่าอัตราการสึกหรออยู่ที่ 110.75 มม.³/หนึ่งล้านรอบ มีรูปแบบของการสึกหรอของข้อเข่าเทียมด้านในเป็นลักษณะกลมและข้อเข่าเทียมด้านนอก มีการสึกหรอเป็นแนวยาวจากด้านหลังไปด้านหน้า ชั้นที่ 2 วัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียมที่เป็นวัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (PEEK) มีค่าอัตราการสึกหรออยู่ที่ 1,393.24 มม.³/หนึ่งล้านรอบ เป็นวัสดุที่มีความแข็งแรงมีอัตราการสึกหรอที่มากกว่า โดยมีลักษณะของข้อเข่าเทียมด้านในมีรอยลึกของการสึกหรอมาก และมีรอยสึกหรอตามแนวยาวจากด้านหน้าถึงด้านหลังทั้งสองฝั่งของผิวหมอนรองข้อเข่าเทียม ชั้นที่ 3 วัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียมที่เป็นวัสดุคาร์บอนไฟเบอร์เรนฟอส โพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (CFR-PEEK) มีค่าอัตราการสึกหรออยู่ที่ 21.30 มม.³/หนึ่งล้านรอบ ค่าวัสดุนี้มีค่าความแข็งแรงมากที่สุดและมีรอยการสึกหรอที่เล็กกว่าวัสดุอื่นๆ จึงทำให้เกิดปริมาณการสึกหรอที่น้อยที่สุด ดังแสดงในรูปที่ 4.18

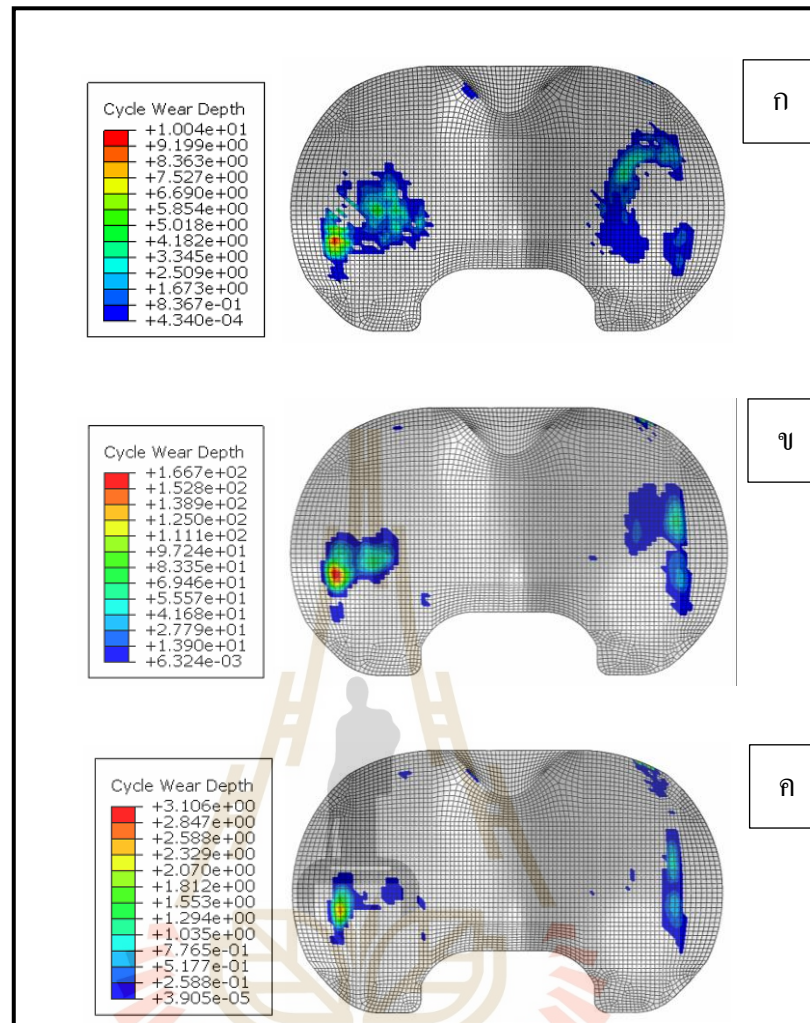


รูปที่ 4.18 การสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียมรูปแบบตัดเอ็นไขว้หลัง (ก) วัสดุโพลีเอทิลีน น้ำหนักโมเลกุลสูง (ข) วัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (ค) วัสดุคาร์บอนไฟเบอร์เรนฟอส โพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน

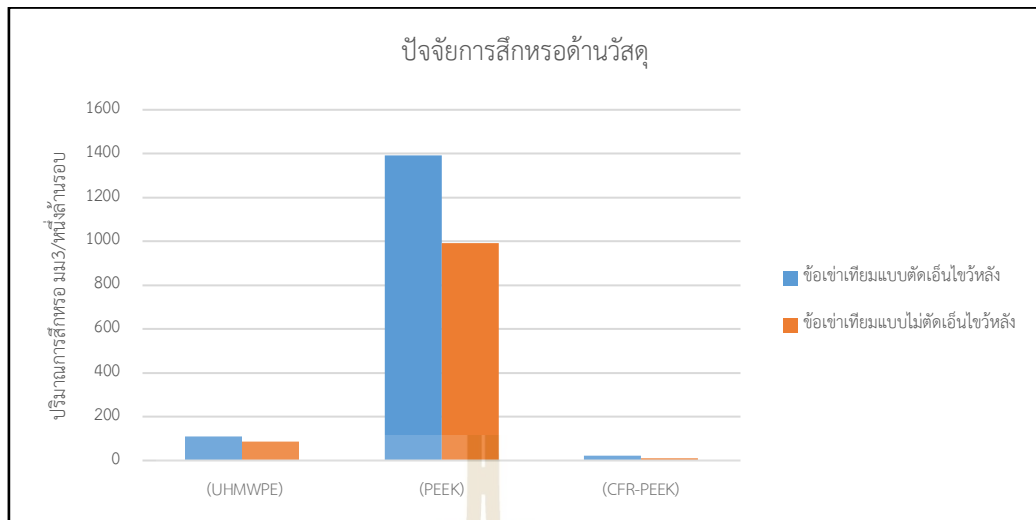


รูปที่ 4.18 การสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียมรูปแบบตัดเอ็นไขว้หลัง (ก) วัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (ข) วัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (ค) วัสดุคาร์บอนไฟเบอร์เรนฟอส โพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (ต่อ)

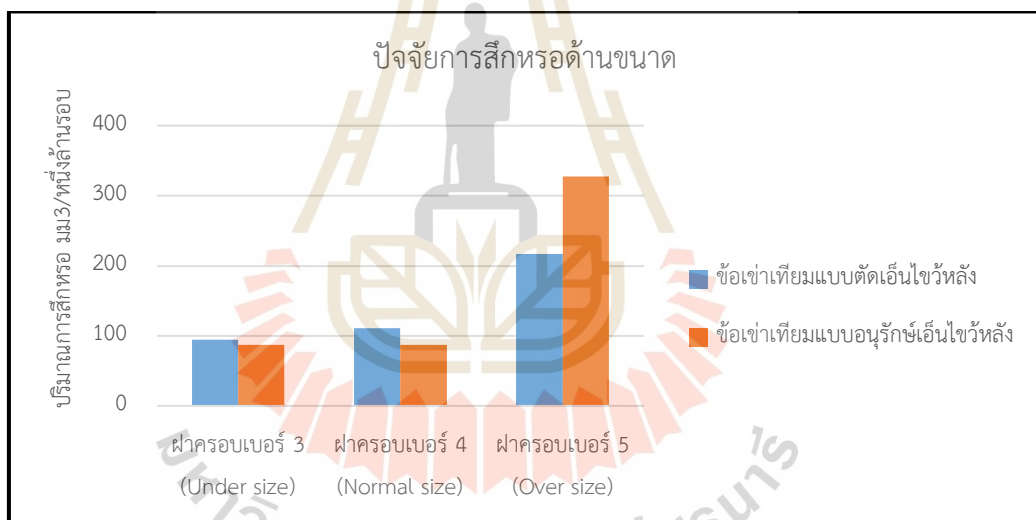
การทดลองปัจจัยด้านวัสดุในโมเดลข้อเข่าเทียมแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง ชั้นที่ 1 เป็นวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (UHMWPE) มีค่าอัตราการสึกหรออยู่ที่ 86.74 มม.³/หนึ่งล้านรอบ มีลักษณะการสึกหรอกระจายทั่วพื้นผิว ทั้งสองด้านของหมอนรองข้อเข่าเทียม มีบริเวณที่ลึกที่สุดอยู่ที่ 1 มิลลิเมตร ในข้อเข่าเทียมด้านใน ชั้นที่ 2 วัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียมที่เป็นวัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (PEEK) มีค่าอัตราการสึกหรออยู่ที่ 990.53 มม.³/หนึ่งล้านรอบ เป็นวัสดุที่มีความแข็งแต่มีอัตราการสึกหรอที่มากกว่า โดยมีลักษณะของข้อเข่าเทียมด้านใน มีรอยลึกของการสึกหรออยู่ที่ 1.6 มิลลิเมตรในข้อเข่าเทียมด้านใน และมีรอยสึกหรอตามแนวยาวจากด้านหน้าถึงด้านหลัง ขีดขอบด้านนอกหมอนรองข้อเข่าเทียม ชั้นที่ 3 วัสดุหมอนรองข้อเข่าเทียมที่เป็นวัสดุคาร์บอนไฟเบอร์เรนฟอส โพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (CFR-PEEK) มีค่าอัตราการสึกหรออยู่ที่ 9.29 มม.³/หนึ่งล้านรอบ ค่าวัสดุนี้มีค่าความแข็งมากและมีการสึกหรอที่น้อยกว่าวัสดุอื่นๆ จึงทำให้เกิดปริมาณการสึกหรอที่น้อยที่สุดและเป็นรอยแนวเส้นตรงยาว ดังแสดงในรูปที่ 4.19



รูปที่ 4.19 การสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียมรูปแบบอนุรักษณ์เอ็นไขว้หลัง (ก) วัสดุโพลีเอทิลีน น้ำหนักโมเลกุลสูง (ข) วัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (ค) วัสดุคาร์บอนไฟเบอร์เรนฟอส โพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน



รูปที่ 4.20 รูปอัตราการสึกหรอของการศึกษาปัจจัยด้านวัสดุ



รูปที่ 4.21 รูปอัตราการสึกหรอปัจจัยด้านขนาด

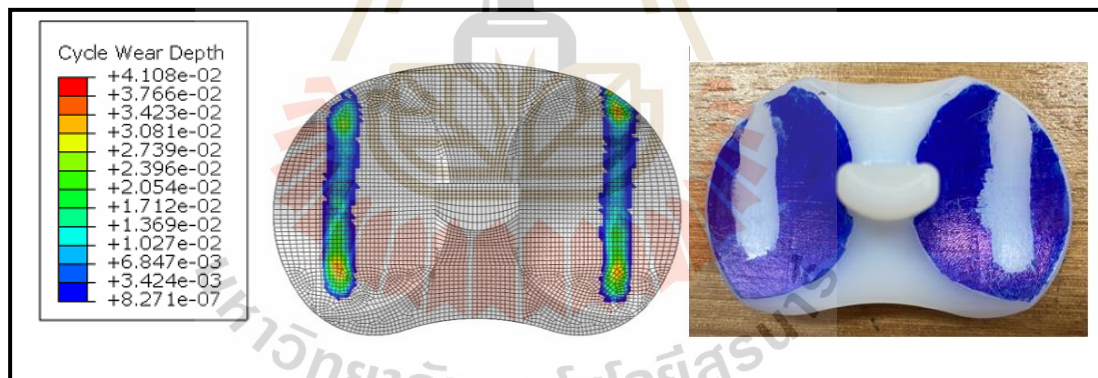
สรุปผลการจำลองการสึกหรอของข้อเข่าเทียม จากรูปที่ 4.20 และ 4.21 แสดงถึงผลการศึกษาปัจจัยที่ส่งผลต่อการสึกหรอในหมอนข้อเข่าเทียมทางด้านวัสดุและด้านของขนาดฝากรอบ กระตุกต้นขา พบว่า ปัจจัยทางด้านวัสดุ ส่งผลต่อข้อเข่าเทียมเป็นอย่างมาก วัสดุโพลีเอทิลีน เอเทอร์เอเทอร์คีโตน มีอัตราการสึกหรอที่มากที่สุด และวัสดุคาร์บอนไฟเบอร์เรนฟอส โพลีเอทิลีน เอเทอร์เอเทอร์คีโตน มีอัตราการสึกหรอที่น้อยที่สุดแต่มีราคาแพงมากที่สุด ปัจจัยทางด้านขนาดพบว่า ฝากรอบกระตุกต้นขาขนาดเบอร์ 3 มีอัตราการสึกหรอที่ใกล้เคียงกับการทดลอง ฝากรอบกระตุกต้นขาขนาดเบอร์ 4 ตรงตามกับที่ข้อมูลการออกแบบจากผู้ผลิตได้ออกแบบไว้ว่าสามารถใช้ต่างขนาดกันได้

แต่ถ้าเป็นขนาดของฝาครอบกระดูกต้นขาขนาดเบอร์ 5 มีอัตราการสึกหรอที่มากขึ้นซึ่งไม่เหมาะกับการใช้งาน

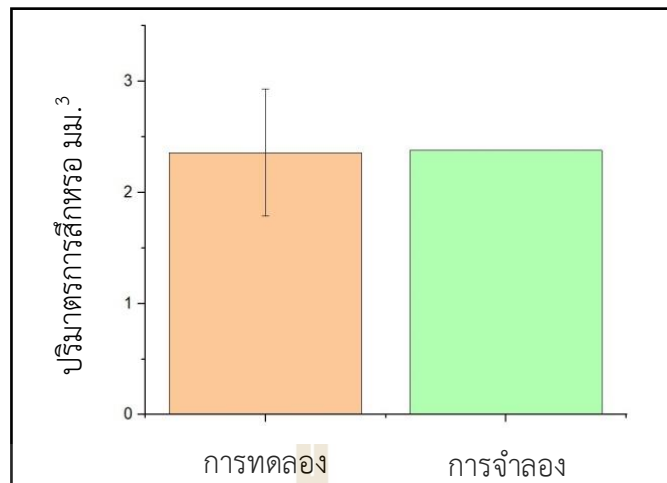
4.6 ผลการตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรมวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์

4.6.1 การเปรียบเทียบระหว่างการทดสอบและการจำลองการสึกหรอในข้อเข่าเทียม

การเปรียบเทียบผลลัพธ์รอยแผลเป็นจากการสึกหรอระหว่างการจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการทดลองภายใต้การทดสอบที่ 50,000 รอบ ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าพฤติกรรมจากรอยขีดข่วนที่เกิดขึ้นบนพื้นผิวหมอนรองข้อเข่าเทียม จากด้านหน้าไปด้านหลังและสอดคล้องกับการจำลอง ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ รูปที่ 4.22 แสดงผลปริมาณการสึกหรอหมอนรองข้อเข่าเทียม เปรียบเทียบการจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์กับวิธีการทดลอง ขนาดของปริมาตรการสึกหรอโดยเฉลี่ยจากวิธีการทดลองคือ 2.36 ± 0.57 มม.³/หนึ่งล้านรอบ ในขณะที่ปริมาตรการสึกหรอของการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ คือ 2.38 มม.³/หนึ่งล้านรอบ ซึ่งงานวิจัยก่อนหน้านี้ก็มีอัตราการสึกหรออยู่ที่ 0.32 - 3.71 มม.³/หนึ่งล้านรอบ Treharne et al.(1981), Rose et al. (1983) ดังแสดงในรูปที่ 4.23



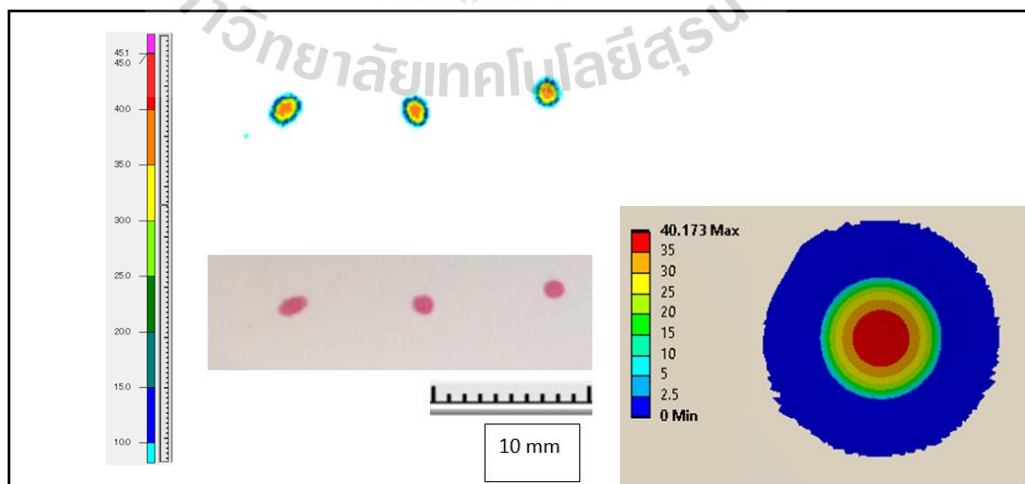
รูปที่ 4.22 (ซ้าย) การสึกหรอด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (ขวา) การทดลอง



รูปที่ 4.23 ปริมาณการสีกหรือมอรองข้อเข้าเทียม (ซ้าย) การทดสอบ (ขวา) การจำลอง

4.6.2 การเปรียบเทียบความถูกต้องระหว่างการทดสอบบอลกับเพลท

จากการศึกษาการจำลองหาค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสระหว่างทรงกลมและแผ่นเรียบด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ดังแสดงในรูปที่ 4.24 ได้รับการตรวจสอบความถูกต้องด้วยทฤษฎีการสัมผัสของเฮิร์ตซ์และการทดลองของฟูจิฟิล์ม ผลการศึกษาแสดงในตารางที่ 4.5 พบว่าผลลัพธ์ด้วยการจำลองมีแรงกดสัมผัสที่สูงกว่าวิธีอื่นแต่มีพื้นที่สัมผัสต่ำกว่า ผลการเปรียบเทียบความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสของแต่ละวิธีพบว่ามีค่าแตกต่างกันเล็กน้อย ผลลัพธ์ของการจำลองแสดงถึงความเค้นสัมผัสสูงสุดที่ 40.17 MPa ในขณะที่ผลการคำนวณทางทฤษฎีจะมีค่าความเค้นสัมผัสสูงสุดและการทดลองด้วยฟิล์มฟูจิ คือ 37.08, 37.80 MPa ตามลำดับ ซึ่งทั้ง 3 วิธีให้ค่าความเค้นสัมผัสที่ใกล้เคียงกัน



รูปที่ 4.24 ผลการทดสอบค่าความเค้น (ซ้าย) แผ่นฟูจิฟิล์ม (ขวา) การจำลอง

ตารางที่ 4.5 ผลการเปรียบเทียบค่าความเค้นและพื้นที่สัมผัสของ บอลทดสอบกับเพลท

วิธีการทดสอบ	ความเค้น (MPa)	พื้นที่สัมผัส (mm ²)
ทฤษฎีการคำนวณ	37.08	2.02
แผ่นฟูจีฟิล์ม	37.80	2
การจำลอง	40.17	1.97

4.7 ผลการตรวจสอบตัวแปรที่สำคัญที่สุด

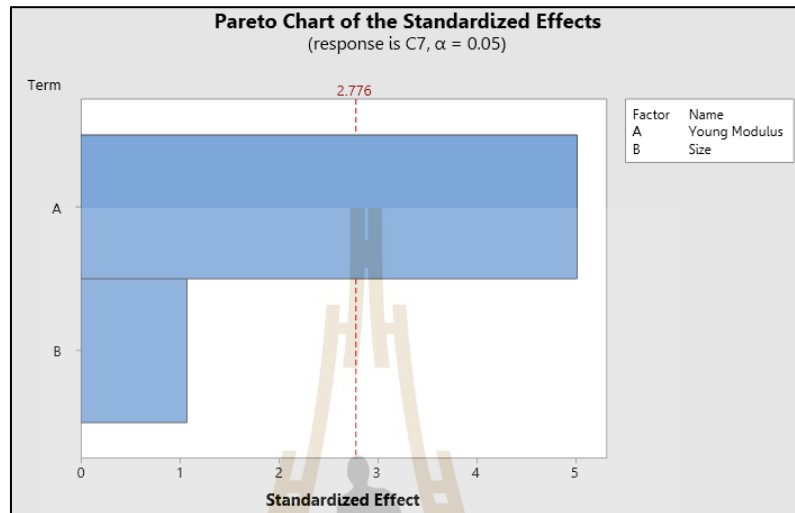
จากผลการทดสอบการสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียมมีหลายปัจจัยต่อการสึกหรอ พบว่าปัจจัยที่สำคัญมีอยู่ สองปัจจัยหลัก คือ ด้านวัสดุและขนาด โดยในส่วนของวิเคราะห์นี้จะดำเนินการหาค่าตัวแปรหลักที่ส่งผลมากที่สุด โดยการออกแบบการทดลองและจำลองการสึกหรอในข้อเข่าเทียม และนำมาวิเคราะห์ผ่านโปรแกรมทางสถิติ ซึ่งการทดสอบมีทั้งหมด 16 ผลการทดลอง โดยแบ่งเป็นชุดทดสอบข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลัง 9 ตัวอย่างและข้อเข่าเทียมแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง 9 ตัวอย่าง ดังแสดงในตารางที่ 4.6 และ 4.7

ตารางที่ 4.6 แสดงผลการสึกหรอของข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลัง

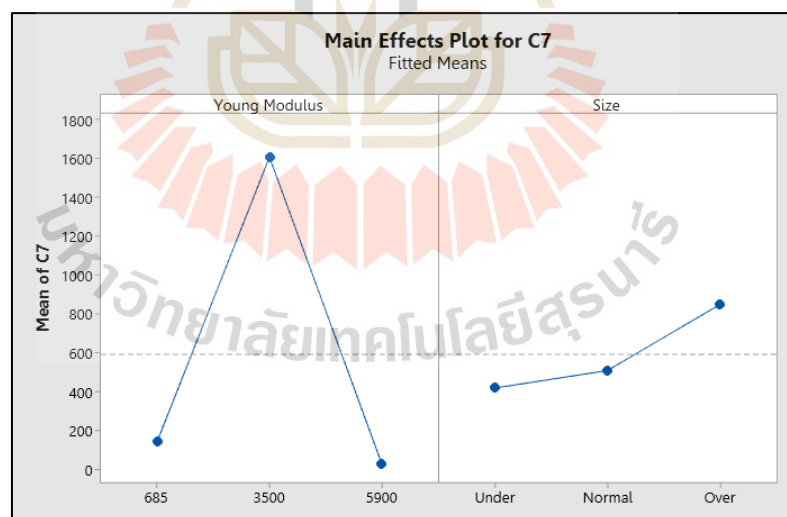
ข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลัง				
การทดสอบ	วัสดุ	ประเภท	ขนาด	การสึกหรอ 1 ล้านรอบ
1	UHMWPE	PS	under	94.73
2			nomal	110.75
3			over	216.98
4	PEEK	PS	under	1135.4
5			nomal	1393.24
6			over	2295
7	CFR-PEEK	PS	under	24.44
8			nomal	21.3
9			over	35.66

เมื่อทำการจำลองข้อเข่าเทียมทั้งสองรูปแบบเพื่อหาตัวแปรหลักระหว่างวัสดุและขนาด จะสามารถวิเคราะห์ผลลัพธ์ที่ได้คือ ตัวแปรหลัก ความสัมพันธ์ระหว่างวัสดุและขนาด โดยผลลัพธ์ของการจำลองข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลังได้ผลดังแสดงในรูปที่ 4.25, 4.26 และ 4.27 ตามลำดับ

เมื่อตัวแปรหลักที่ส่งผลต่อการสึกหรอในข้อเข้าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังคือวัสดุ โดยค่ายังโมดูลัสของวัสดุ PEEK (3900 MPa) มีค่าสูงกว่าค่าเฉลี่ย ในส่วนของขนาดมีผลลัพธ์ของอัตราการสึกหรอที่เพิ่มมากขึ้นตามขนาดที่เพิ่มขึ้นตามขนาดที่ใหญ่ขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 4.25 และ 4.26



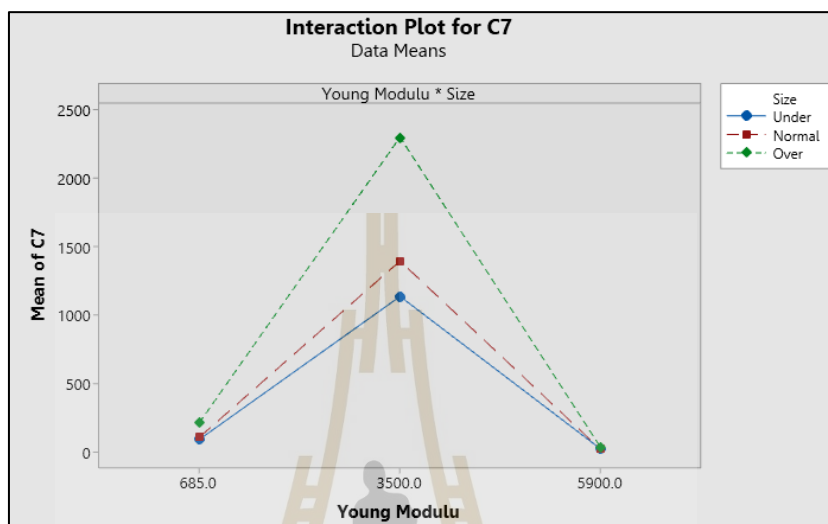
รูปที่ 4.25 ผลการแสดงผลตัวแปรหลัก



รูปที่ 4.26 ตัวแปรทางด้านวัสดุและขนาด

ความสัมพันธ์ของวัสดุกับขนาดที่ส่งผลต่อการสึกหรอ ได้ผลลัพธ์ที่แสดงถึงความสัมพันธ์กันเกิดขึ้นสามส่วนด้วยกัน ในส่วนแรกวัสดุ UHMWPE (685) มีความสัมพันธ์กันระหว่างวัสดุและขนาด Under size และ Normal size แต่จะไม่มีความสัมพันธ์ที่ขนาด Oversize ส่วนที่สองวัสดุ PEEK

(3900 MPa) ไม่มีความสัมพันธ์ระหว่างกันของทางด้านขนาดและวัสดุ และในส่วนที่สามวัสดุ CFR-PEEK (5900 MPa) มีความสัมพันธ์ระหว่างกันทั้งทางด้านของขนาดทั้งหมดและวัสดุ ดังแสดงในรูปที่ 4.27

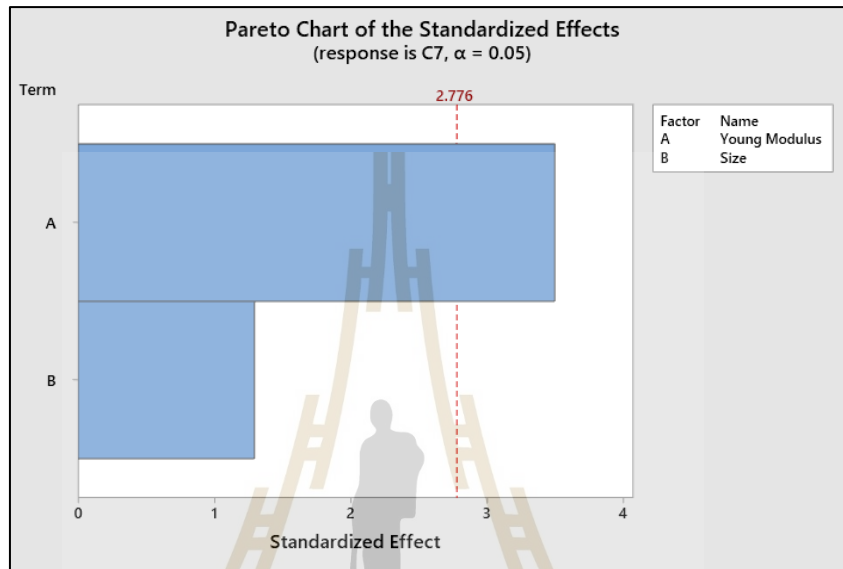


รูปที่ 4.27 ความสัมพันธ์ระหว่าง 2 ตัวแปร

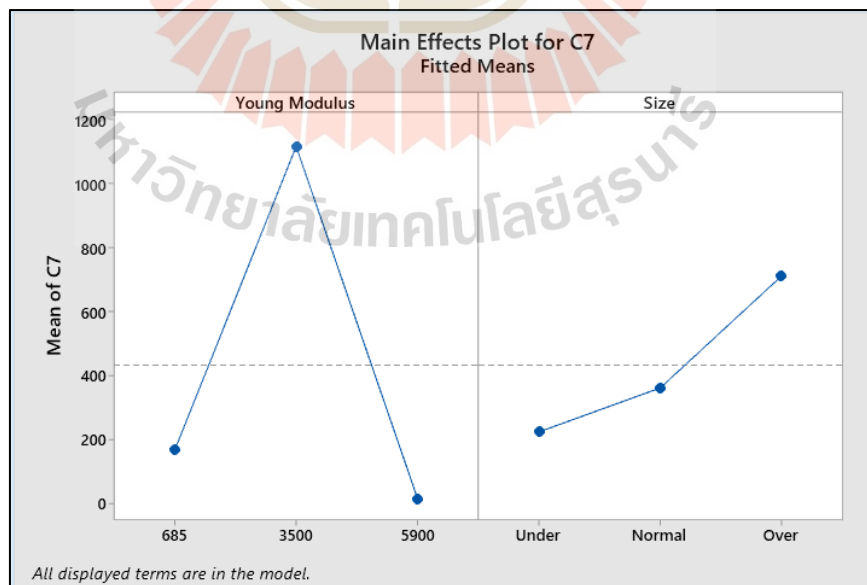
ตารางที่ 4.7 แสดงผลการสึกหรอของข้อเข่าเทียมแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง

ข้อเข่าเทียมแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง				
การทดสอบ	วัสดุ	ประเภท	ขนาด	การสึกหรอ 1 ล้านรอบ
1	UHMWPE	CR	under	87.08
2			nomal	86.74
3			over	327.95
4	PEEK	CR	under	579.64
5			nomal	990.53
6			over	1,773.92
7	CFR-PEEK	CR	under	8.97
8			nomal	9.29
9			over	29.64

เมื่อตัวแปรหลักที่ส่งผลต่อการสึกหรอในข้อเข้าเทียมประเภทอนุรักษเอ็นไขว้หลังคือ วัสดุ โดยค่ายังโมดูลัสของวัสดุ PEEK (3900 MPa) มีค่าสูงกว่าค่าเฉลี่ย ในส่วนของขนาดมีผลลัพธ์ของ อัตราการสึกหรอที่เพิ่มมากขึ้นตามขนาดที่เพิ่มขึ้นตามขนาดที่ใหญ่ขึ้น ซึ่งในส่วนนี้มีลักษณะคล้าย เคียงกับการวิเคราะห์ ข้อเข้าเทียมประเภทตดเอ็นไขว้หลังดังแสดงในรูปที่ 4.28 และ 4.29

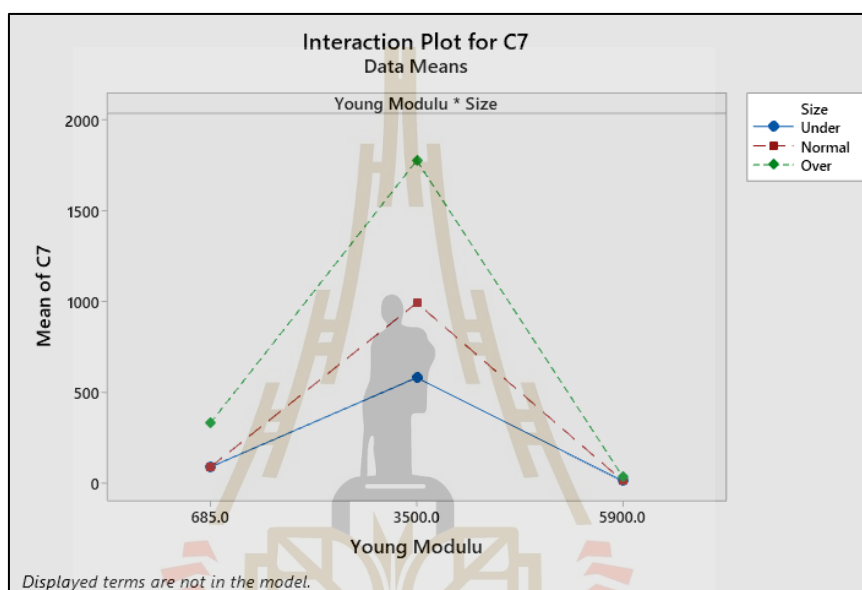


รูปที่ 4.28 ผลลัพธ์ของตัวแปรหลัก



รูปที่ 4.29 ตัวแปรทางด้านวัสดุและขนาด

ความสัมพันธ์ของวัสดุกับขนาด ได้ผลลัพธ์ที่แสดงถึงความสัมพันธ์กันเกิดขึ้นสามส่วน และมีลักษณะคล้ายกับข้อเข้าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลัง คือ ในส่วนแรกวัสดุ UHMWPE (685) มีความสัมพันธ์กันระหว่างวัสดุและขนาด Under size และ Normal size และไม่มีความสัมพันธ์ที่ขนาด Over size ส่วนที่สองวัสดุ PEEK (3900 MPa) ไม่มีความสัมพันธ์ระหว่างด้านขนาดและวัสดุ และในส่วนที่สามวัสดุ CFR-PEEK (5900 MPa) มีความสัมพันธ์ระหว่างกันทั้งทางด้านของขนาดทั้งหมดและวัสดุ ดังแสดงในรูปที่ 4.30



รูปที่ 4.30 ความสัมพันธ์ระหว่าง 2 ตัวแปร

บทที่ 5

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้จึงศึกษาเกี่ยวกับปัจจัยที่ส่งผลต่อการสึกหรอในข้อเข้าเทียมด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการทดสอบคุณสมบัติทางกลของวัสดุที่ใช้ทำชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข้าเทียม การทดสอบการสึกหรอของหมอนรองข้อเข้าเทียมเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของการทดสอบและวิเคราะห์ผลการทดลอง จากผลการวิจัยพบว่า

5.1.1 ผลของการศึกษาอิทธิพลของขนาดชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาและวัสดุหมอนรองข้อเข้าเทียมด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์พบว่า ขนาดของชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาทั้ง 3 ขนาดคือ แบบที่หนึ่งฝาครอบกระดูกต้นขาเล็กกว่าชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข้าเทียมมีอัตราการสึกหรอที่น้อยที่สุดในสามแบบและมีพื้นที่ของการเกิดการสึกหรออยู่ใกล้กับส่วนกึ่งกลางของหมอนรองข้อเข้าเทียมแบบที่สองเป็นการจำลองฝาครอบกระดูกต้นขาที่มีขนาดเดียวกันหมอนรองข้อเข้าเทียมมีอัตราการสึกหรอที่มากกว่าแบบที่หนึ่งเล็กน้อยและมีพื้นที่ของการสึกหรออยู่ห่างจากจุดกึ่งกลางของหมอนรองข้อเข้าเทียมในบริเวณที่เหมาะสมเพราะมีขนาดที่เท่ากัน แบบที่สามฝาครอบกระดูกต้นขาที่มีขนาดใหญ่กว่าหมอนรองข้อเข้าเทียม จากผลการจำลองมีอัตราการสึกหรอที่สูงมากและบริเวณที่เกิดการสึกหรอจะอยู่บริเวณขอบนอกของหมอนรองข้อเข้าเทียมซึ่งเป็นการไม่เหมาะสมของการประกอบจึงทำให้เกิดการสึกหรอมากที่สุด ในส่วนของวัสดุนั้นวัสดุที่มีอัตราการสึกหรอน้อยไปถึงมากที่สุดคือ วัสดุคาร์บอนไฟเบอร์เรโนฟอส โพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (CFR-PEEK) รองลงมาคือ วัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (UHMWPE) และสุดท้ายคือ วัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (PEEK)

5.1.2 ผลการศึกษาเปรียบเทียบค่าความถูกต้องของแบบจำลองและการทดสอบพินออนดิสก์ พบว่า การทดสอบหาค่าสัมประสิทธิ์การสึกหรอของวัสดุโพลีเอทิลีนน้ำหนักโมเลกุลสูง (UHMWPE) มีค่าน้อยกว่าวัสดุโพลีเอเทอร์เอเทอร์คีโตน (PEEK) และได้จำลองพินออนดิสก์ในคอมพิวเตอร์ ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกันสามารถทำนายการสึกหรอได้

5.1.3 การศึกษาการกระจายความเค้นสัมผัสบนชิ้นหมอนรองข้อเข้าเทียมพบว่าการจำลองและการทดสอบมีผลลัพธ์ที่ใกล้เคียงกันซึ่งการทดสอบตามมาตรฐาน PI-17 ได้ทดสอบที่มุมต่าง ๆ ตั้งแต่ มุมองศาที่ 0 จนถึง มุมองศาที่ 90 ซึ่งผลการทดสอบในบริเวณที่เกิดการกดสัมผัสของผิวชิ้นงานมีการกระจายที่ใกล้เคียงกับการจำลอง แต่จะมีส่วนที่แตกต่างกันคือมุมที่ 0 องศา มีความคลาดเคลื่อนเนื่องจากการที่ชิ้นงานสองชิ้นสัมผัสกันและมีส่วนโค้งที่มากกว่าก่อนการเริ่มต้นทดลอง จึงทำให้มีค่า

คลาดเคลื่อนในช่วงเริ่มต้น ในการจำลองและการทดสอบในมุมต่าง ๆ การจำลองด้วยคอมพิวเตอร์สามารถทำนายได้

5.2 ข้อเสนอแนะ

5.2.1 ผลการศึกษาการสึกหรอด้านขนาดและวัสดุที่แตกต่างในข้อเช่าเทียมด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ เป็นการทำนายในรูปแบบที่กำหนดเงื่อนไขที่ใกล้เคียงกับการทดสอบจริง เพื่อให้ผลลัพธ์ที่ถูกต้องแม่นยำต้องมีการทดสอบในทุกกรณีที่ได้จำลองในคอมพิวเตอร์และหาค่าอัตราการสึกหรอในแต่ละกรณี เพื่อเปรียบเทียบค่าที่ถูกต้องให้มากที่สุด

5.2.2 การวิเคราะห์ฟินอนติสก์เป็นการทดสอบทางกลเพื่อหาค่าคุณสมบัติการสึกหรอของวัสดุ ในงานวิจัยนี้ได้ทดสอบหาค่าอัตราการสึกหรอของคู่วัสดุสองชนิดเพื่อนำไปเปรียบเทียบกับผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ได้ใช้ข้อมูลการทดสอบวัสดุละ 3 ชิ้น เพื่อให้มีความถูกต้องและแม่นยำมากยิ่งขึ้น จึงควรมีการทดสอบชิ้นงานทดสอบให้มากยิ่งขึ้น เพื่อให้ได้ค่าเฉลี่ยที่ดีที่สุด

5.2.3 ผลการวิเคราะห์หาค่าความเค้นและพื้นที่สัมผัสในข้อเช่าเทียม เป็นการศึกษาเพียง 2 รูปทรงเท่านั้น โดยเป็นการเปรียบเทียบเพื่อหาค่าความถูกต้องของการทำนายด้วยคอมพิวเตอร์ และการทดลองควรมีการใช้เครื่องกดที่มีน้ำหนักคงที่เท่ากับที่ต้องการเพื่อความถูกต้อง รูปทรงข้อเช่าเทียมที่มีส่วนโค้งมาก ๆ ต้องใช้ความระมัดระวังในการทดสอบเพราะมีการคลาดเคลื่อนมาก ซึ่งเป็นข้อจำกัดของการทดสอบด้วยเทคนิคฟูจิจิฟิล์ม

รายการอ้างอิง

มูลนิธิสถาบันวิจัยและพัฒนาผู้สูงอายุไทย มส.ผส, 2559

สำนักงานประกันสุขภาพแห่งชาติ สปสช, 2560

Rapeepat Narkbunnam, Keerati Chareancholvanich (2012), **Causes of Failure in Total Knee Arthroplasty**, J Med Assoc Thai 2012; 95 (5): 667-73.

Bohl JR, Bohl WR, Postak PD, Greenwald AS (1999): **The Coventry Award: The effects of shelf life on clinical outcome for gamma sterilized polyethylene tibial components**. Clin Orthop Relat Res; 367:28-38.

Naudie DD, Ammeen DJ, Engh GA, Rorabeck CH (2007), **Wear and osteolysis around total knee arthroplasty**, J Am Acad Orthop Surg; 15: 53-64

Naudie DDR, Rorabeck CH (2004): **Sources of osteolysis around total knee arthroplasty: Wear of the bearing surface**. Instr Course Lect; 53:251-259.

R. Stephen J. Burnett, Scott Biggerstaff, Barbara H. Currier, John P. Collier and Robert L. Barrack (2007). **Unilateral Tibial Polyethylene Liner Failure in Bilateral Total Knee Arthroplasty Bilateral Retrieval Analysis at 8 Years**. The Journal of Arthroplasty, Vol. 22: 5.

Laskin RS. (2001), **The Genesis total knee prosthesis: a 10-year followup study**. Clin Orthop Relat Res. 2001 Jul ;(388):95-102.

James B. Stiehl, Karel J. Hamelynck, Paul E. Voorhorst (2006). **International multi-centre survivorship analysis of mobile bearing total knee arthroplasty**. June 2006, Volume 30, Issue 3, pp 190–199.

McEwen HM, Barnett PI, Bell CJ, Farrar R, Auger DD, Stone MH, Fisher J (2005). **The influence of design, materials and kinematics on the in vitro wear of total knee replacements**. J Biomech. Feb; 38(2):357-65.

Ritter MA, Worland R, Saliski J, et al (1995): **Flat-on-flat, nonconstrained, compression molded polyethylene total knee replacement**. Clin Orthop Relat Res; 321:79-85.

- S. Sathasivam, P. S. Walker (1998), **Computer model to predict subsurface damage in tibial inserts of total knees.** J Orthop Res. Sep; 16(5):564-71
- Godest A.C., Beaugonin M., Haug E., Taylor M., Gregson P.J (2002). **Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis.** J. Biomech; 35:267–275.
- J. F. Archard and W. Hirst (1956). **The wear of metals under unlubricated conditions.** Vol. 236, No. 1206 (Aug. 2, 1956), pp. 397-410 P
- ISO-14243. Implants for surgery, Wear of total knee-joint prostheses; Part 1: **Loading and displacement parameters for wear-testing machines with load control and corresponding environmental conditions for test**
- PI-17: **Determination of Total Knee Implant Contact Pressure,** Germany Bernhang AM, Levine SA (1973): **Familial absence of the patella.** J Bone Joint Surg Am 55:1088.
- Wilson PD, Eyre-Brook AL, Francis JD (1938): **A clinical and anatomical study of the semimembranosus bursa in relation to popliteal cyst.** J Bone Joint Surg 20:963.
- Hodkinson HM (1962): **Double patellae in multiple epiphyseal dysplasia.** J Bone Joint Surg Br 44:569.
- Mandell VS, Jaques PF, Delany DJ, et al: **Persistent sciatic artery (1985): clinical, embryologic, and angiographic features.** AJR Am J Roentgenol 144:245.
- Hernandez JA, Rius M, Noonan KJ (1996): **Snapping knee from anomalous biceps femoris tendon insertion: a case report.** Iowa Orthop J 16:161.
- Miller TT, Staron RB, Koenigserg T, et al (1996): **MR imaging of Baker cysts: association with internal derangement, effusion and degenerative arthropathy.** Radiology 201:247.
- Weinberg S: **Case report 177 (1981), Duplication of the patella (“double” patella).** Skeletal Radiol 7:223.
- Canale. S.T. and Beaty, J. H. (2007): **Campbell’s Operative Orthopaedics,** 11th edn. Philadelphia, PA, Mosby Elsevier.
- Chapman, M. W. (2001): **Chapman’s Orthopaedic Surgery,** 3rd edn. Philadelphia, PA, Lippincott Williams & Wilkins.

- Hough, AJ. (1997). **Pathology in osteoarthritis**. In Koopman WJ. Editor. Arthritis and Allied conditions: A textbook of Rheumatology Volume 2.1 3rd Editions. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Hochberg MC, Altman RD, Brandt KD, Moskowitz RW (1997). **Design and conduct of clinical trials in osteoarthritis: preliminary recommendations from a task force of the Osteoarthritis Research Society**. J Rheumatol. Apr; 24(4):792-4
- Soloman L. Clinical features of osteoarthritis. In : Kelley WN, Herreris ED Jr., Ruddy S, SledgeCB, editors (1997). **Textbook of rheumatology**. Vol. 2, 5th ed. Philadelphia: W.B. Saunders; p. 1383 - 93.
- Hochberg MC, Altman RD, Brandt KD, Clark BM, Dieppe PA, Griffin MR, Moskowitz RW, Schnitzer TJ (1995). **Guidelines for the medical management of osteoarthritis**. Part II. Osteoarthritis of the knee. American College of Rheumatology. Arthritis Rheum. Nov; 38(11):1541-6.
- Jordan KM, Arden NK, Doherty M, Bannwarth B, Bijlsma JW, Dieppe P, et al. EULAR Recommendations (2003), **an evidence based approach to the management of knee osteoarthritis**: Report of a Task Force of the Standing Committee for International Clinical Studies Including Therapeutic Trials (ESCISIT). Ann Rheum Dis, 62: 11 45-55.
- Carr and Goswami, (2009) .**Knee implants – review of models and biomechanics** Mater.Des, 30, pp. 398-413
- G.W. Blunn et al. (1997). **Wear in retrieved condylar knee arthroplasties; a comparison of wear in different designs of 280 retrieved condylar knee prostheses**. Volume 12, Issue 3, Pages 281–290
- Wright, T., Goodman, S. B. (2001). **Implant wear in total joint replacements: clinical and biologic issues, materials and design considerations**. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons
- Kurtz, S. M. (2004). **The UHMWPE Handbook: Ultra-High Molecular Weight Polyethylene in Total Joint Replacement**. Academic Press.

- Kazuyoshi Yagishita et al. (2012). **Arthroscopic Centralization of an Extruded Lateral Meniscus**. *Arthroscopy Techniques*, Volume 1, Issue 2, December 2012, Pages e209-e212.
- Long M, Riester, L and Hunter G (1998). **Nano-hardness measurements of oxidized Zr-2.5Nb and various orthopaedic materials**. *Trans Soc Biomater*, 21, 528.
- Collier JP, Currier BH, Kennedy FE, Currier JH, Timmins G, Jackson SK and Brewer RL (2003). **Comparison of cross-linked polyethylene materials for orthopedic applications**. *Clin Orthop Relat Res*, 414, 289–304.
- Ratner, BD, Hoffman AS, Schoen FJ and Lemons JE (2004). **Biomaterials Science**, 2nd edn. London, Elsevier, pp. 535–6.
- Currier BH, Currier JH, Mayor MB, Lyford KA, Van Citters DW and Collier JP (2007). **In vivo oxidation of γ -barrier-sterilized ultra-high-molecular-weight polyethylene bearings**. *J Arthroplasty*, 22, 721–31.
- Kuntz M, Masson B and Pandorf T (2009). **Current state of the art of the ceramic composite material BIOLOX™ delta**. In Mendes G and Lago B (eds) *Strength of Materials*. Hauppauge, NY, Nova Science Publishers, pp. 133–55.
- Bartel DL, Bicknell VL, Wright TM (1986): **The effect of conformity, thickness, and material on stresses in ultra-high molecular weight components for total joint replacement**. *J Bone Joint Surg Am*; 68:1041-1051.
- McEwen, H.M.J. et al. (2001). **Wear of fixed bearing and rotating platform mobile bearing knees subjected to high levels of internal and external tibial rotation**. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 12: 1049-1052.
- Bowden, F. P. & Tabor, D. (1950). **The friction and lubrication of solids**. Oxford: Clarendon Press.
- Archard, J. F. (1952). *Research*, 5, 395.
- ISO 14243-1:2009 *Implants for surgery -- Wear of total knee-joint prostheses -- Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines with load control and corresponding environmental conditions for test ASTM (American society for testing and materials)*
- Food and Drug Administration (FDA) Act of 2009 (Republic Act No. 9711 of 2009)

- Plank GR, Estok II DM, Muratoglu OK, O'Connor DO, Burroughs BR, Harris WH (2007). **Contact stress assessment of conventional and highly crosslinked ultra high molecular weight polyethylene acetabular liners with finite element analysis and pressure sensitive film.** Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials; 80(1):1-10.
- Cheng-KungCheng, Chang-HungHuang, Jiann-JongLiau, Chun-HsiungHuang (2003). **The influence of surgical malalignment on the contact pressures of fixed and mobile bearing knee prostheses—a biomechanical study.** Clinical Biomechanics, Volume 18, Issue 3, March 2003, Pages 231-236.
- Radovan Zdero, Ziauddin Mahboob, Habiba Bougherara (2017). **Fufilm Measurements of Interfacial Contact Area and Stress in Articulating Joints.** Experimental Methods in Orthopaedic Biomechanics, 2017 Elsevier Inc.
- Canadian Institute for Health Information (CIHI) (2013), **Title Hip and Knee Replacements in Canada: Canadian Joint Replacement Registry 2013 Annual Report.** Technical report, Ottawa: CIHI.
- Otto, J.K., Brown, T.D., Heiner, A.D., Callaghan, J.J. (1999), **HEREDITY INTEGRAL DRIFT COMPENSATION IN PIEZORESISTIVE CONTACT STRESS SENSORS,** Orthopaedic Research Society.
- DeMarco, A L; Rust, D A; Bachus, K N (2000), **MEASURING CONTACT PRESSURE AND CONTACT AREA IN ORTHOPEDIC APPLICATIONS: FUJI FILM VS. TEKSCAN,** Orthopaedic Research Society.
- Gunti Ranga Srinivas, Anindya Deb, & Malhar N. Kumar (2013), **A Study on Polyethylene Stresses in MobileBearing and Fixed-Bearing Total Knee Arthroplasty (TKA) using Explicit Finite Element Analysis,** Journal of Long-Term Effects of Medical Implants: 23(4): 275–283.
- Tomaso Villa, Francesco Migliavacca, Dario Gastaldi, Maurizio Colombo, Riccardo Pietrabissa. **Contact stresses and fatigue life in a knee prosthesis: comparison between in vitro measurements and computational simulations.** (2004), Journal of Biomechanics 37: 45–53.

- J. Netter, J. Hermida, C. F. Hernandez, N. Steklov, M. Kester, and D. D. D’Lima (2015), **Prediction of Wear in Crosslinked Polyethylene Unicompartmental Knee Arthroplasty**. *Lubricants*; Vol 3: 381-393.
- Lucy A. Knight, Saikat Pal, John C. Coleman, Fred Bronson, Hani Haider, Danny L. Levine, Mark Taylor, Paul J. Rullkoetter (2007). **Comparisons of long-term numerical and experimental total knee replacement wear during simulated gait loading**, *Journal of Biomechanics*. 40; 1550–1558.
- L M Jennings, CJBell, E Ingham, R D Komistek, M H Stone, and J Fisher (2007). **The influence of femoral condylar lift-off on the wear of artificial knee joints**, *J. Engineering in Medicine Proc. IMechE Vol. 221 Part H*.
- Alison L. Galvin, Lu Kang, Ito Udofia, Louise M. Jennings, Hannah M.J. McEwen, Zhongmin Jin, John Fisher (2009). **Effect of conformity and contact stress on wear in fixed-bearing total knee prostheses**, *Journal of Biomechanics* 42, 1898–1902.
- Lu Kang, Alison L. Galvin, Thomas D. Brown, Zhongmin Jin, John Fisher (2008). **Quantification of the effect of cross-shear on the wear of conventional and highly cross-linked UHMWPE**, *Journal of Biomechanics* 41, 340–346.
- John Fisher, Louise M. Jennings, Alison L. Galvin, Zhongmin M. Jin, Martin H. Stone, Eileen Ingham (2009). **2009 Knee Society Presidential Guest Lecture**, *Clin Orthop Relat Res*, 468:12–18.
- Abdellatif Abdelgaied, Feng Liu, Claire Brockett, Louise Jennings, John Fisher, Zhongmin Jin (2011). **Computational wear prediction of artificial knee joints based on a new wear law and formulation**, *Journal of Biomechanics* 44, 1108–1116.
- Abdellatif Abdelgaied, Claire L Brockett, Feng Liu, Louise M Jennings, John Fisher and Zhongmin Jin (2012). **Quantification of the effect of crossshear and applied nominal contact pressure on the wear of moderately cross-linked polyethylene**, *J Engineering in Medicine* 227(1) 18–26
- Abdellatif Abdelgaied, Claire L Brockett, Feng Liu, Louise M Jennings, Zhongmin Jin and John Fisher (2014). **The effect of insert conformity and material on total knee replacement wear**, *J Engineering in Medicine*, Vol 228(1) 98–106

- Marzieh M. Ardestani, Mehran Moazen, Zhongmin Jin (2015). **Contribution of geometric design parameters to knee implant performance: Conflicting impact of conformity on kinematics and contact mechanics**, *The Knee* 22, 217–224.
- Qida Zhang, Zhenxian Chen, Jing Zhanga , Jiayu Hu, Yinghu Peng, Xunjian Fan, Zhongmin Jin (2019). **Insert conformity variation affects kinematics and wear performance of total knee replacements**, *Clinical Biomechanics* 65, 19–25.
- Abdellatif Abdelgaied, John Fisher and Louise M Jennings (2017). **A comparison between electromechanical and pneumatic-controlled knee simulators for the investigation of wear of total knee replacements**, *J Engineering in Medicine*, 1–9.
- S. C. Scholes & A. Unsworth (2009). **Wear studies on the likely performance of CFR-PEEK/CoCrMo for use as artificial joint bearing materials**, *J Mater Sci: Mater Med*, 20:163–170.
- Yong-Gon Koh, Jin-Ah Lee and Kyoung-Tak Kang (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.
- T. Schwenke, M.A. Wimmer (2013). **Cross-Shear in Metal-on-Polyethylene Articulation of Orthopaedic Implants and its Relationship to Wear**, *Wear* Volume 301, Issues 1–2, Pages 168-174.
- Juan C. Baena, Jingping Wu and Zhongxiao Peng (2015). **Wear Performance of UHMWPE and Reinforced UHMWPE Composites in Arthroplasty Applications: A Review**, *Lubricants*, 3, 413-436.
- Yong-Gon Koh, Juhyun Son, Oh-Ryong Kwon, Sae Kwang Kwon, Kyoung-Tak Kang (2018). **Tibiofemoral conformity variation offers changed kinematics and wear performance of customized posterior-stabilized total knee arthroplasty**, *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* <https://doi.org/10.1007/s00167-018-5045-9>.

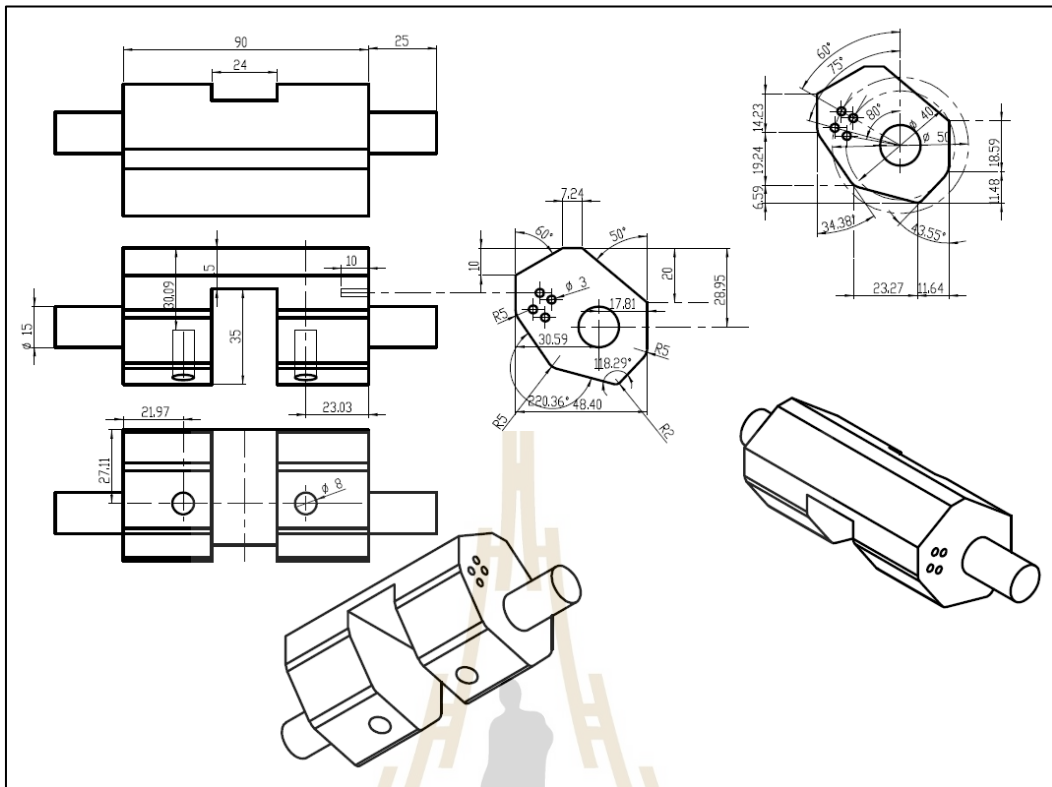
- Yong-Gon Koh, Kyoung-Mi Park, Hwa-Yong Lee, Joon-Hee Park and Kyoung-Tak Kang (2020). **Prediction of wear performance in femoral and tibial conformity in patient-specific cruciate-retaining total knee arthroplasty**, Journal of Orthopaedic Surgery and Research, 15:24.
- Yong-Gon Koh, Kyung-Hwan Jung, Hyoung-Taek Hong, Kang-Min Kim and Kyoung-Tak Kang (2019). **Optimal Design of Patient-Specific Total Knee Arthroplasty for Improvement in Wear Performance**, J. Clin. Med. 8, 2023.
- He, Z.; Hu, Y.; Zheng, X.; Yu, Y., (2022) .**A Calculation Method for Tooth Wear Depth Based on the Finite Element Method That Considers the Dynamic Mesh Force**. Machines, 10, 69.
- Magda Rocha, Alexandra Mansur and Herman Mansur, (2009). **Characterization and Accelerated Ageing of UHMWPE Used in Orthopedic Prosthesis by Peroxide**. Materials, 2, 562-576; doi:10.3390/ma2020562.
- Rigoberto Antonio Pérez-Reyes, Lázaro Antonio Daquinta-Gradaille, Jorge Douglas Bonilla-Rocha, Carlos Alexander Recarey-Morfa, Anibal Sánchez-Numa. (2019). **An Approach to the Simulation of Wear by Numerical Methods**. Revista Ciencias Técnicas Agropecuarias, ISSN -1010-2760, E-ISSN: 2071-0054, Vol. 28. No. 4.



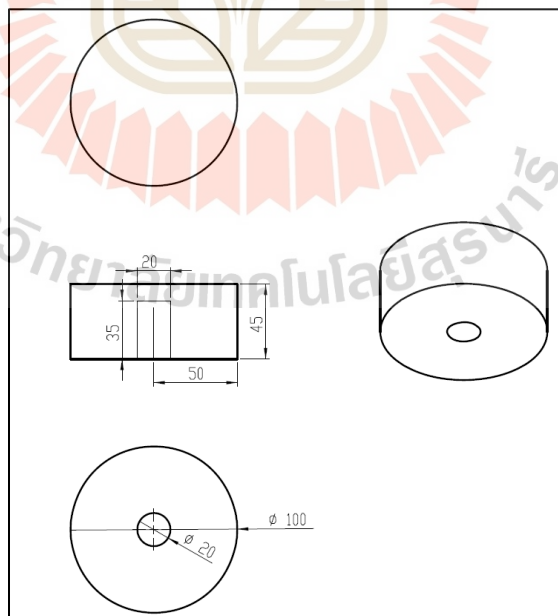
ภาคผนวก ก

การออกแบบชุดทดสอบความเค้นจากแรงกด

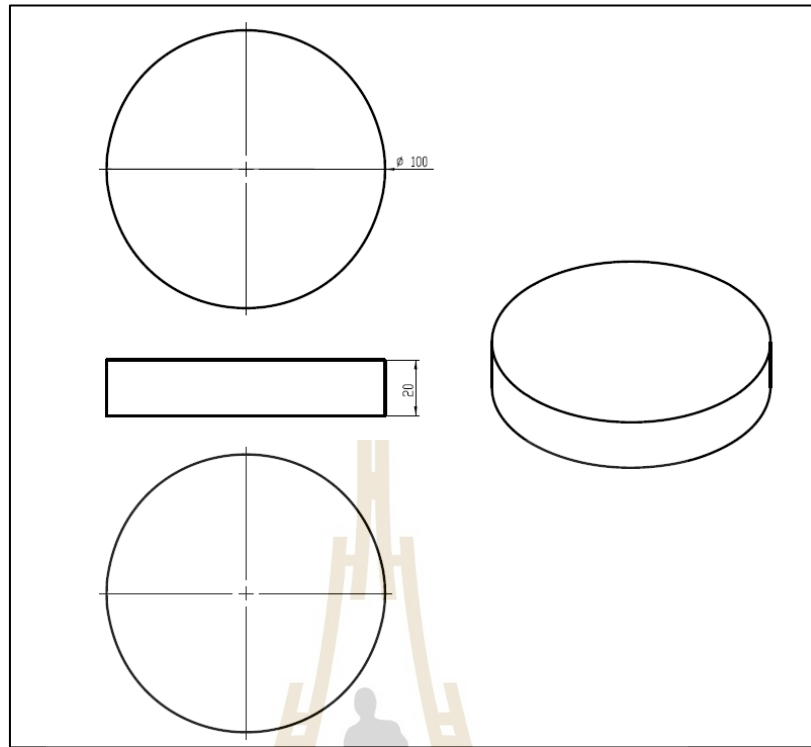
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



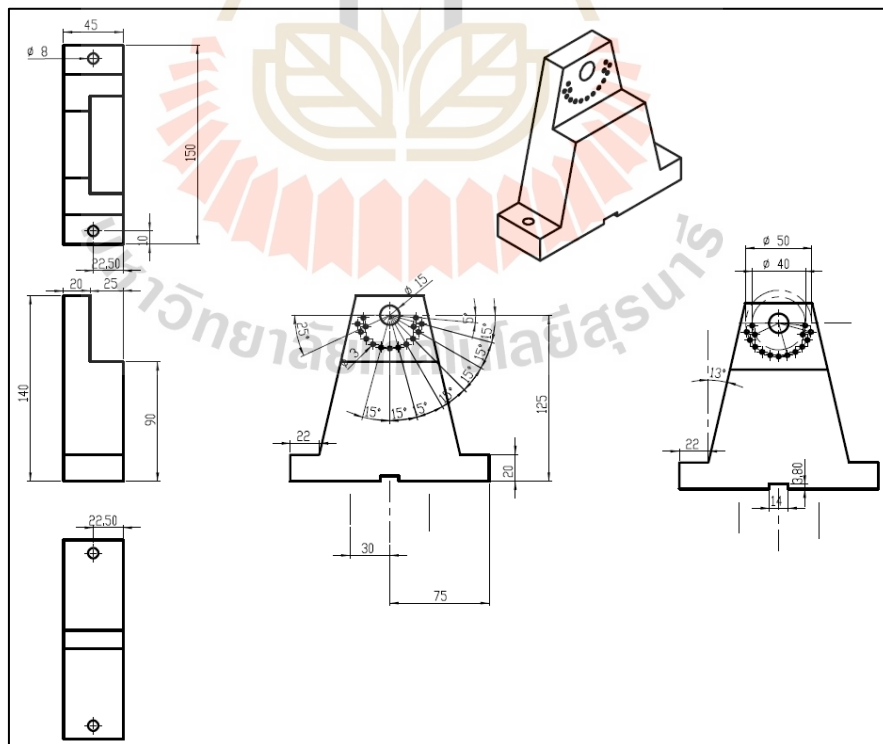
รูปที่ ก.1 ชุดจับยึดฝาครอบกระดุกต้นขา



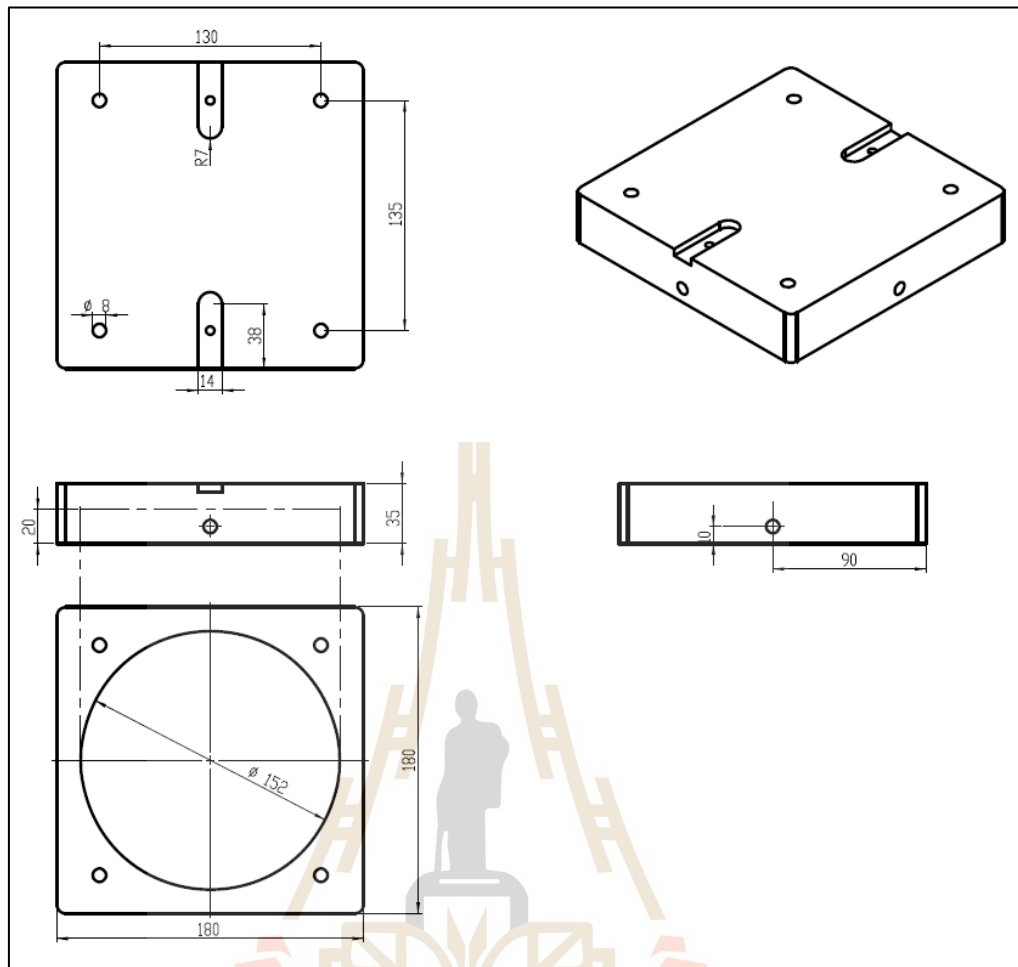
รูปที่ ก.2 ชุดจับยึดหมอนรองข้อเข่าเทียมแบบอนุรักษ์เอ็นไขว้หลัง



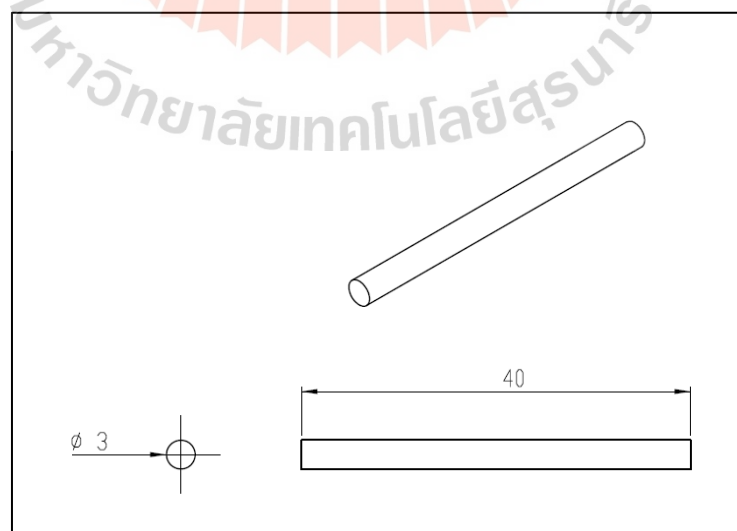
รูปที่ ก.3 ชุดจับยึดหมอนรองข้อเข้าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลัง



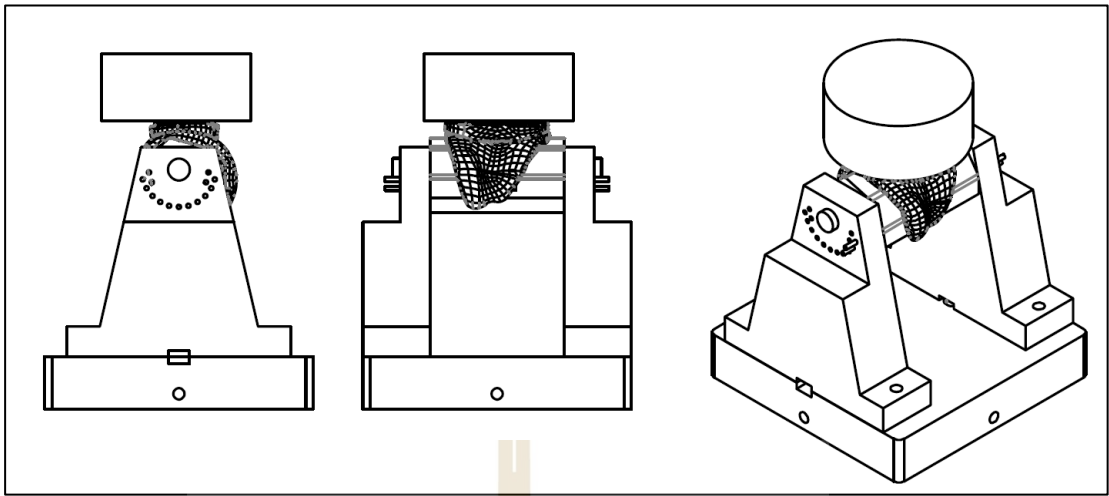
รูปที่ ก.4 ชุดฐานข้างปรับองศา



รูปที่ ก.5 ชุดฐานล่าง



รูปที่ ก.6 พินล้อยกมองศา



รูปที่ ก.7 ชุดทดสอบหาค่าความเค้นจากแรงกด

ภาคผนวก ข

บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รายชื่อบทความวิจัยที่ได้รับการเผยแพร่ในวารสารระดับนานาชาติ

Takian, W., Roopakhun, S. , Ariyarit, A. , 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.

Takian, W., Roopakhun, S., BOONPORM, P. (2022). **The Study of Tibiofibular Contact Pressure in Total Knee Arthroplasty Using Finite Element Method: Posterior Stabilized vs. Cruciate Retaining.** *International Journal of Mechanical and Production Engineering*, ISSN(p): 2320-2092, ISSN(e): 2321-2071.

รายชื่อบทความวิจัยที่ได้รับการเผยแพร่ในที่ประชุมระดับชาติและนานาชาติ (Proceeding)

Wisanutpong Takian, Supakit Roopakhun, Bura Sindhupakorn (2017). **Numerical Simulation of Contact Pressure in Fixed- and Mobile-Bearing Total Knee Arthroplasty**, Proceedings of the 5th IIAE International Conference on Industrial Application Engineering. (ICIAE 2017), Kitakyushu: Japan; PP: 194-198.

วิชญพงษ์ ตะเคียน, สุภกิจ รูปจันทร์, เตชินท์ สีหัชชัยพัฒน์ และ โชติช่วง พรหมบุตร (2021). **การศึกษาเชิงเปรียบเทียบพฤติกรรมความเค้นสัมผัสในชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียม ระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัด และ ไม่ตัดเอ็นไขว้หลัง, การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทยครั้งที่ 35 (ME-NETT 2021), PP: 515-525.**

Article

Optimal Conformity Design of Tibial Insert Component Based on ISO Standard Wear Test Using Finite Element Analysis and Surrogate Model

 Wisanupong Takian ¹, Supakit Rooppakhun ^{1,*}, Aththaphon Ariyarat ¹ and Sedthawatt Sucharitpwatskul ²
¹ School of Mechanical Engineering, Institute of Engineering, Suranaree University of Technology, Nakhon Ratchasima 30000, Thailand; D5840540@g.sut.ac.th (W.T.); ariyarat@sut.ac.th (A.A.)

² National Metal and Materials Technology Center (MTEC), National Science and Technology Development Agency (NSTDA), Pathum Thani 12120, Thailand; sedthaws@mtec.or.th

* Correspondence: supakit@sut.ac.th

Abstract: Total knee replacement is a standard surgical treatment used to treat osteoarthritis in the knee. The implant is complicated, requiring expensive designs and testing as well as a surgical intervention. This research proposes a technique concerning the optimal conformity design of the symmetric polyethylene tibial insert component for fixed-bearing total knee arthroplasty. The Latin Hypercube Sampling (LHS) design of the experiment was used to create 30 cases of the varied tibial insert conformity that influenced the total knee replacement wear volume. The combination of finite element analysis and a surrogate model was performed to predict wear volume according to the standard of ISO-14243:2014 wear test and to determine the optimal conformity. In the first step, the results could predict wear volume between 5.50 to 72.92 mm³/10⁶ cycle. The Kriging method of a surrogate model has then created the increased design based on the efficient global optimization (EGO) method with improving data 10 design points. The result revealed that the optimum design of tibial insert conformity in a coronal and sagittal plane was 0.70 and 0.59, respectively, with a minimizing wear volume of 3.07 mm³/10⁶ cycle. The verification results revealed that the area surface scrape and wear volume are similar to those predicted by the experiment. The wear behavior on the tibial insert surface was asymmetry of both sides. From this study it can be concluded that the optimal conformity design of the tibial insert component can be by using a finite element and surrogate model combined with the design of conformity to the minimized wear volume.

Keywords: total knee arthroplasty; wear; optimal conformity; finite element analysis; surrogate model


Citation: Takian, W.; Rooppakhun, S.; Ariyarat, A.; Sucharitpwatskul, S. Optimal Conformity Design of Tibial Insert Component Based on ISO Standard Wear Test Using Finite Element Analysis and Surrogate Model. *Symmetry* **2021**, *13*, 2377. <https://doi.org/10.3390/sym13122377>

Academic Editor: Natalie Baddour

Received: 21 October 2021

Accepted: 3 December 2021

Published: 9 December 2021

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2021 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

Knee osteoarthritis is a condition that occurs due to arthritis surface or degenerative joint disease resulting in loss of function and pain in the knee, which often occurs in the elderly. Medically, the treatment of osteoarthritis involves medications and injections to reduce pain, including knee replacement surgery [1]. Joint replacement surgery is the standard and acceptable treatment for people with severe osteoarthritis. In the statistical report, a million knee joint replacement surgeries have been performed worldwide [2]. The objective of knee replacement surgery will help reduce pain from osteoarthritis or accidents and osteoarthritis of the knee and will help restore the knee joint to its original mobility. Correcting pain in a damaged knee with knee replacement surgery and returning a typical knee joint depends on the knee implant and surgical technique. Generally, the total knee arthroplasty (TKA) has consisted of three parts: the femoral component, a tibial insert, and a tibial tray component, in which the available materials were made from metal, ceramic, or polyethylene [3]. The anatomical design of symmetric and asymmetric tibial insert components was introduced in the available commercial usage. Although knee replacements are widely accepted, there have also been reports of failures involving

wear between the knee surfaces [4]. According to reports, the most common cause of postoperative failure is wear and tear on the intervertebral disc surfaces 10 to 15 years after surgery [5].

Biomechanically, the surface wear failure of TKA depends on multiple factors such as material, including the manufacturing process, conformity design, and loading from patient activity [6,7]. The TKA wear involved the mechanical contact and the biological reaction between the femoral and tibial insert components [8]. The geometric conformity of the curvature ratio between the femoral and tibia components is a design factor of TKA that affects the contact mechanism and durability of the knee prosthesis [9]. The knee conformity values are typically designed to provide movement similar to normal knee joints and to conform to standard wear tests. The conformity design of commercially available knee implants ranges from approximately 0.5 to 0.9 depending on the design conditions of each type [10,11]. Previous studies have found that TKA design with high conformity in coronal and sagittal planes affected the increased wear in the knee prosthesis [12]. The mechanical wear in TKA is also related to contact stress distribution between the surface of the femoral and tibial insert components. In previous studies, the contact stress distribution in TKA during activity depended on the loading activity and flexion angle, including the geometric conformity design. The low conformity design of TKA revealed the high contact area between the surface of the femoral and tibial insert components during the flexion of the knee joint [13]. In addition, the kinematics of contact point sliding distance during activity also affect the surface wear of the tibial insert component. The medial pivot knee design typically involves a cruciate-retaining (CR) femoral component and a highly congruent polyethylene liner [14]. Moreover, the standard wear test of the knee prosthesis was used as a dedicated test to determine the volume of wear based on the multidirectional loading. The standard ISO 14243 1/3 of wear test involved the load and displacement parameters for wear-testing machines based on load and displacement control corresponding environmental conditions.

The finite element (FE) method is currently widely accepted by biomechanics research, such as stress determine or wear volume in TKA. The reliability, reduced costs, including the proposed approach, and expected outcomes before manufacturing for experiments were the main advantages of FE analysis. Most engineering design situations, in general, require experiments or simulations to evaluate design objectives and constraint functions as a function of design variables. A surrogate model is an engineering technique used when the desired outcome cannot be directly assessed, and a model of the desired outcome is utilized instead [15]. The objective of surrogate modeling is to construct a surrogate as accurately as appropriate using the minimum available simulation evaluations. There are usually three primary steps in the procedure: sample selection (also known as sequential design), construction of the surrogate model and optimizing parameters, and the evaluation of the accuracy of the surrogate [16]. According to previous reports, the FE method investigated total knee arthroplasty designs, leading to improved performance [17]. The study examined interweaving design optimization between the FE method and a surrogate model, utilizing simulation-aided design using a surrogate model [18]. The surrogate model is utilized to reduce contact stress and wear volume employed in the analysis [19]. However, no studies have used surrogate modeling techniques to investigate the design of tibial insert conformity that results in minimum prosthesis wear. Therefore, this research has focused on the conformity of tibial insert design to minimize for wear volume of TKA. The finite element method was used in association with surrogate modeling techniques to assess polyethylene wear. The surrogate model is used in the data analysis to evaluate the first designed group data. Random group data are processed using Latin Hypercube Sampling (LHS) to obtain a design point that is expected to be suitable. These analytical procedures are utilized to form a guideline for determining the relationship between femoral curvature and tibial insert conformity to optimal design.

2. Materials and Methods

2.1. Modeling of TKA

2.1.1. Finite Element (FE) Model

The three-dimensional (3D) FE femoral and tibial insert models based on anatomical symmetry design were used and obtained from a previous study [20]. This study used the explicit dynamics FE analysis solver based on the computationally advanced knee implant analysis and simulations software called ABAQUS Knee Simulator (ABAQUS, Inc., Providence, RI, USA). The solid element type of triangular (R3D3) and hexahedral (C3D8R) were performed, consisting of 31,776 and 34,102 elements for the femoral and tibial insert component shown in Figure 1.

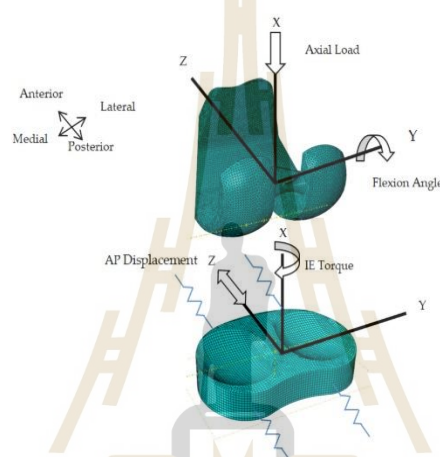


Figure 1. The 3D FE model consists of the femoral and tibial insert components and boundary condition.

2.1.2. Material Properties and Boundary Conditions

The FE model of the femoral component was developed as a rigid body, while the UHMWPE material was used to create a deformable body for the tibial insert component. According to the mechanical properties, the elastic modulus of UHMWPE was 1048 MPa, and the Poisson ratio was 0.46 [9,21]. The friction coefficient between the femoral and tibial insert components is defined by the value of 0.04 and density of $9.34 \times 10^{-7} \text{ g/mm}^3$. [15,22]. As shown in Figure 1, the FE of the femoral and tibial insert components were virtually arranged based on the adjusted position of the lowest surface of the femoral articular being on the tibial insert. For the boundary condition, the applied load were performed based on the ISO-14243-3:2014 standard of knee wear implant test [23], as shown in Figures 1 and 2. The wear simulation included dynamic loads in various directions and data from a human walking investigation that led to the TKA standard test. The axial load, the flexion angle, the displacement of internal-external (IE) torque, and the anterior-posterior (AP) displacement were the loading conditions for the knee simulator based on ISO-14243:2014, as shown in Figure 2a–d, respectively.

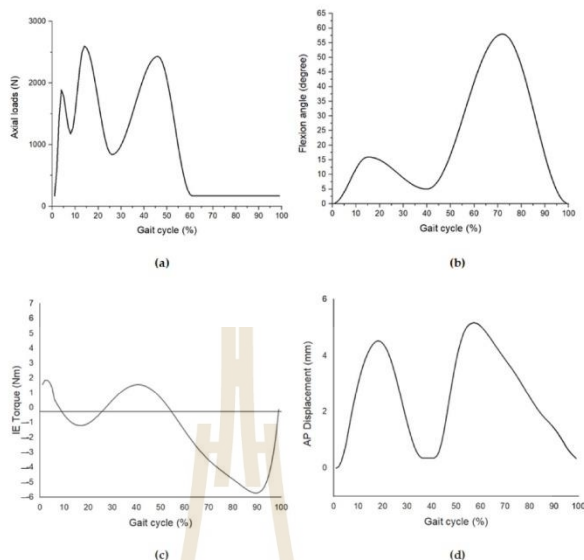


Figure 2. Loading conditions of ISO-14243:2014 standards. (a) axial loads; (b) flexion angle; (c) internal/external (IE) torque; and (d) anterior/posterior (AP) displacement.

2.1.3. Mesh Convergence Test

In this study, the mesh convergence was also performed to confirm that the results do not change with mesh refinement. Figure 3 shows the result of maximum contact pressure, which is the variation of mesh refinement between the element size of 2.5 mm to 1 mm. The results suggested that the maximum contact pressure generated by elements less than 1 mm had very little change. In addition, Figure 4 shows the maximum contact pressure for the mesh convergence test under dynamic loading for one gait cycle. It can be noticed that the magnitude of maximum contact pressure generated by using the element of 1.2 mm and 1.0 mm displayed a slight fluctuation. Therefore, an element size of 1 mm was used for the simulation in the study.

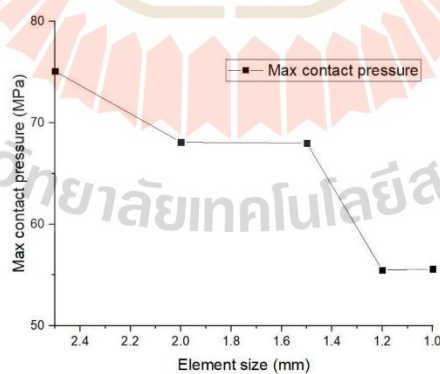


Figure 3. The result of mesh convergence test for maximum contact pressure.

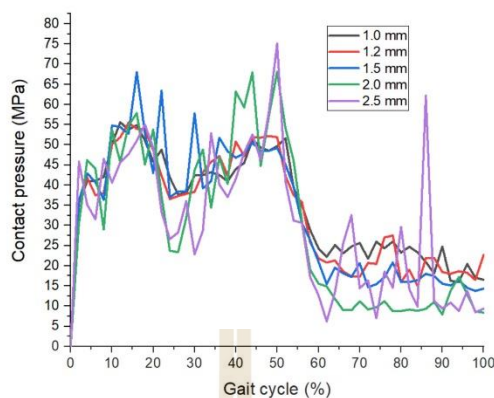


Figure 4. The result of the mesh convergence test for maximum contact pressure over the entire gait cycle.

2.2. Wear Equation and Computational

According to the wear theory, Archard's law was applied in the simulation to calculate the surface wear of the tibial insert component, as shown in Equation (1) [24].

$$H = K_w p S \quad (1)$$

From Equation (1), H represented the wear depth; K_w was the wear factor obtained from laboratory testing; p was the magnitude of contact pressure, and S was the sliding distance during a cycle. In this study, the average wear factor value of $2.643 \times 10^{10} \text{ mm}^3/\text{Nmm}$ was used that obtained from the pin-on-plat wear tests in the multidirectional testing machine [15].

Figure 5 shows the diagram of the wear volume calculation, which is the adaptive refine mesh technique to simulate the calculating of surface wear carried on a Python script file. The initial geometry was started and then generated to the FE model. The nodal result of contact pressure, including sliding distance, was calculated at the first iteration. The wear depth included wear volume and was evaluated by using Archard's wear law. At the same time, the nodal result was used to calculate the normal force on the contact surface and updated the new positioning of the node by moving it from a calculation of the wear depth. The calculation of the final wear depth and volume was obtained from each number of iteration.

2.3. Design of Experiments (DOE)

In this study, the design of experiments was used to explain variance in conformity of TKA under the hypothesis of minimizing wear volume. Figure 6 showed the conformity defined as the curvature ratio between the femoral and tibial insert components in the coronal and sagittal planes, which are in a range of 0.5 to 0.8 and 0.4 to 0.7, respectively. The articular surface between the femoral and tibial insert components was designed with symmetry in the anteroposterior and sagittal planes. The initial sampling has 30 design scenarios for collecting datasets in the experiment design using LHS, as shown in Figure 7. To perform Latin hypercube sampling, which first decides how many samples points to use, remember which row and column each sample point was taken in. The result of FE analysis was then used to search the optimal design point for TKA conformity using the efficient global optimization (EGO) process.

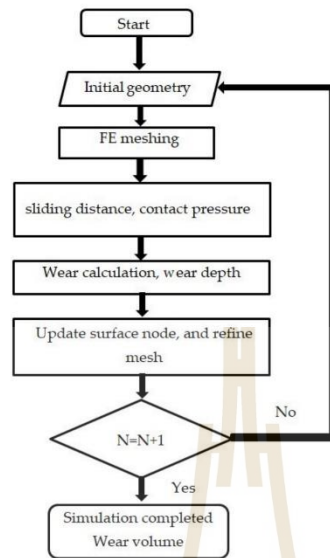


Figure 5. Diagram of wear simulation in each cycle.

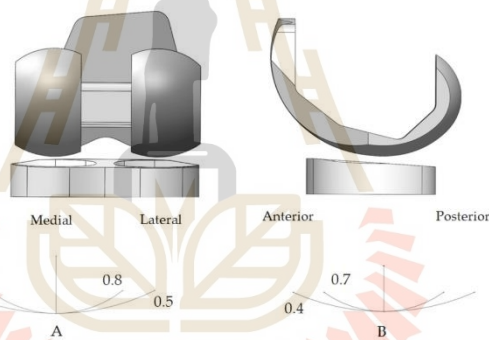


Figure 6. The upper and lower value of conformity in the study (A) the coronal plane and (B) the sagittal plane.

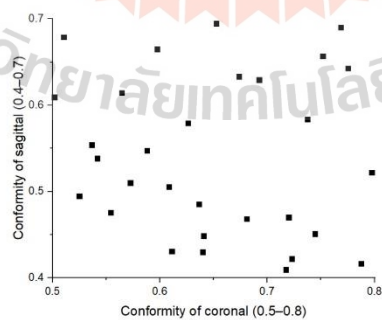


Figure 7. The initial LHS design of the experiment.

2.4. Surrogate Model Methods

Surrogate models are approximations of the target function or constraint of an optimization problem, simple functions, or functions that take less time to calculate. The value is obtained from the exact random solution of the optimization problem. The surrogate has applied a range of estimation methods. Then the fundamental functions of those solutions are determined when the point of the solutions and the values. The Kriging model used a surrogate model-based engineering design and optimization that predicted interaction between the input and output for optimum point design calculations.

Kriging Method

The Kriging model to predict unknown functions $\hat{y}(\mathbf{x})$ was expressed in the following formula [25,26]:

$$\hat{y}(\mathbf{x}) = \mu(\mathbf{x}) - \varepsilon(\mathbf{x}) \quad (2)$$

where $\mu(\mathbf{x})$ and $\varepsilon(\mathbf{x})$ denote the global and local models, respectively. The global model $\mu(\mathbf{x})$ is expressed as

$$\mu = \frac{\mathbf{1}^T \mathbf{R}^{-1} \mathbf{F}}{\mathbf{1}^T \mathbf{R}^{-1} \mathbf{1}} \quad (3)$$

where \mathbf{R} is a matrix denoting the correlation between the sample points, and \mathbf{F} is a vector that contains the evaluation value of each sampling point. The Kriging surrogate model μ denotes a constant global model. The local model $\varepsilon(\mathbf{x})$ has been expressed as

$$\varepsilon(\mathbf{x}) = \mathbf{r}(\mathbf{x})^{-1} \mathbf{R}^{-1} (\mathbf{F} - \mathbf{1}\mu) \quad (4)$$

The vector $\mathbf{r}(\mathbf{x})$ is written in the term of $\mathbf{x} \cdot \mathbf{r}(\mathbf{x})$, when $\mathbf{x} \cdot \mathbf{r}(\mathbf{x})$ is a vector of the sampling points model. The relationship between $\varepsilon(\mathbf{x})$ and $\varepsilon(\mathbf{x}^i)$ is the distance from \mathbf{x} to \mathbf{x}^i . In the Kriging surrogate model, the unknown point \mathbf{x} in local resources is expressed using stochastic processes. The many design points are created as sampling points. Then, a surrogate model is constructed using a Gaussian random function for the relationship function to estimate the trend using a stochastic process.

2.5. Efficient Global Optimization

The EGO process is one of the optimization techniques combined between the surrogate model and the optimization technique to reduce the optimum cost in the design process [26]. In this work, the Kriging method was selected as the surrogate model for the EGO process. The schematic of the EGO process is shown in Figure 8. The first EGO starts with the creation of initial samples. The LHS was used to design the initial sampling point of the tibial insert [27]. The initial sample data are assessed, and the data are predicted using the kriging method. A definitive optimization is used to find an augmentative point by maximizing the EI . When the EI at a point \mathbf{x} can be shown as

$$E[I(\mathbf{x})] \equiv E[\max(f_{\min} - Y, 0)] \quad (5)$$

$$E[I(\mathbf{x})] = (f_{\min} - \hat{y}) \Phi\left(\frac{f_{\min} - \hat{y}}{s}\right) + s \phi\left(\frac{f_{\min} - \hat{y}}{s}\right) \quad (6)$$

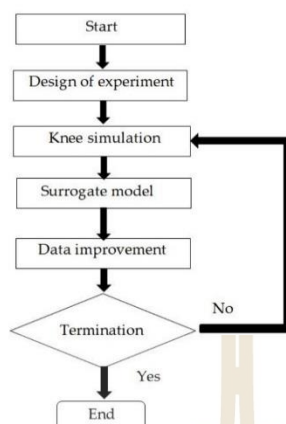


Figure 8. Flowchart of efficient global optimization.

The point x is improved, showing a random variable that Y is a random variable. The expected improvement is achieved by taking the prospective value. To compute this expectation the notations \hat{y} and s are introduced and denote the design and analysis of the computer experiment predictor and its standard error x , respectively.

In this note, Y is Normal (\hat{y}, s^2) . The right-hand side of Equation (5) is an integral, and applying some integration by parts can improve the closed-form Equation (6).

The average density and distribution functions are represented by ϕ and Φ , respectively, which predicts the function from a surrogate model, augmentative random sampling points used on the \hat{y} are loop repeated until data and objective function converge, as illustrated in Figure 9.

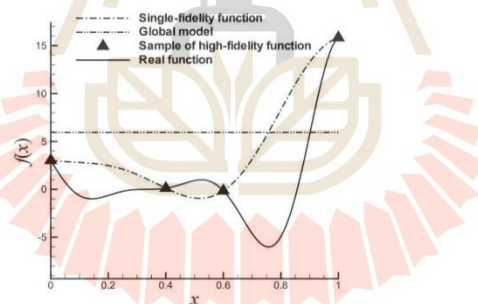


Figure 9. Schematic of a single-fidelity and multi-fidelity surrogate model: ordinary Kriging model.

2.6. Objective Function and Calculation Condition

The objective function is the minimization of the wear volume W on the surface of the tibial component according to the optimal design of conformity. Furthermore, the calculation condition was subject to the range of tibial conformity value in the coronal C_c and sagittal C_s planes, as shown in Equation (7).

$$\begin{aligned}
 &\text{Minimize : } W \\
 &\text{Subject to : } 0.5 \leq C_c \leq 0.8 \\
 &\quad \quad \quad 0.4 \leq C_s \leq 0.7
 \end{aligned} \tag{7}$$

2.7. Experiment Test to Wear Test for Validation with Simulation

According to the validation, the joint simulator machine (ProSim pneumatic six-station knee simulator, Simulation Solutions, UK) set up the specific wear test between the femoral and tibial insert components, as shown in Figure 10. The medial size of TKA consisting of femoral, and tibial insert components were used to evaluate the wear volume and included wear scar. The loading condition of the joint simulator consisted of a compressive load of 700 N, which included the symmetry anterior–posterior direction with a sliding distance of 20 mm per 1 cycle. The frequency of the simulator was 1 Hz, which used 50,000 cycles per case. A tibial insert will be ultimately weighed every 10,000 cycles until 50,000 cycles that have each time per case amount to 14 hr/case. The tibial insert has a label blue color before testing on the surface to check that the contact area of wear. The tibial inserts have a loss of weight from wear testing checked by the scales (gram). Conventionally, the tibial insert will be converted from weight (gram) to the final result as wear volume (mm^3).

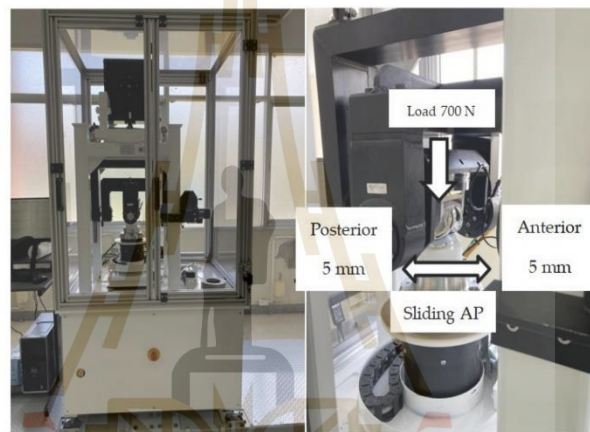


Figure 10. The machine of joint simulator.

3. Results

3.1. The Result of Simulations

The simulation results estimated the predicted wear of 30 cases with an additional 10 cases, revealing that each tibial insert design affects wear volume due to the variation of the tibial insert conformity. The different conformity leads to different contact areas and scratches on the surface of the tibial insert component. Figure 11 shows the FE result of the wear depth on the surface of the tibial insert component included in six sample cases. It can be noticed that the wear scar is observed with an oval-shape that occurred on the region of both sides of the posterior surface on the tibial insert component. Moreover, the wear behavior on the tibial insert surface was the asymmetry of both sides, caused by the different contact pressure distribution and multi-direction loading. Table 1 shows the magnitude of wear volume in 1 million cycles for a typically sample of 6 cases with various conformity values.

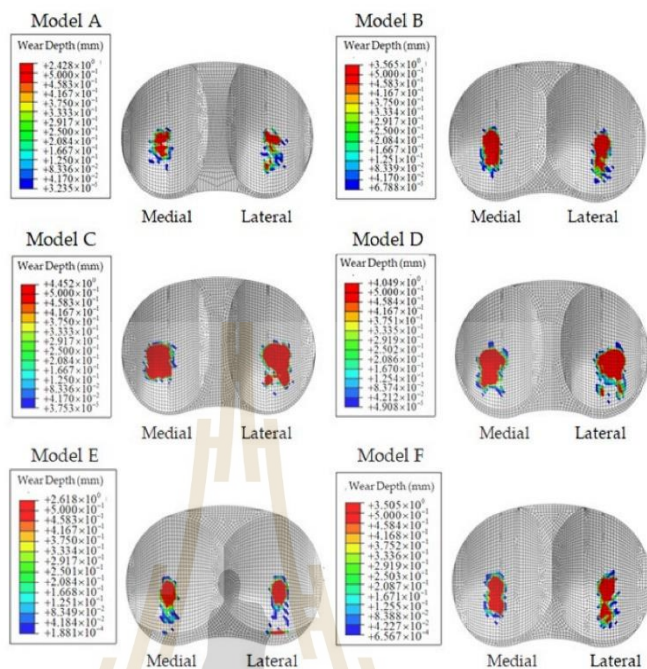


Figure 11. The FE results of tibial insert wear depth of six samples according to Table 1.

Table 1. The sample result of wear volume for six from thirty cases.

Model	Conformity of Coronal	Conformity of Sagittal	Wear Volume of Million Cycles
A	0.71	0.41	12.13
B	0.52	0.49	34.38
C	0.79	0.42	75.58
D	0.79	0.52	54.51
E	0.5	0.61	20.63
F	0.55	0.48	32.4

3.2. Minimization Problem of the Wear Volume Optimization

This study was used in the tibial insert wear as the objective function to solution design and calculation conformity for the minimization wear volume (W). Figure 12 shows the additional sampling of the EGO process. In this figure, the wear volume is defined as W , and the unit of the W is $\text{mm}^3/10^6$ cycle. The details of ten additional sampling by the EGO are shown in Table 2. The minimum wear volume by the EGO with the ordinary Kriging method was found in the ninth iteration with $3.07 \text{ mm}^3/10^6$ cycles. At the optimum point, it was found that the coronal and sagittal conformity were 0.7 and 0.59, respectively. The result of wear depth for the optimal conformity design based on the minimized wear volume using the EGO is shown in Figure 13.

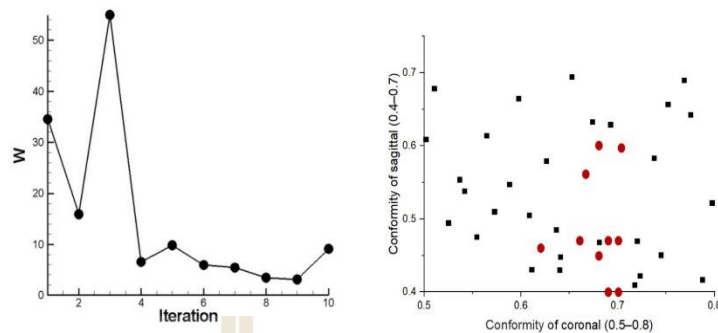


Figure 12. Collateral sampling in each iteration: the wear volume optimization problem (Left) and additional samples point (Right).

Table 2. The additional sampling by the EGO using the ordinary Kriging model.

Conformity of Coronal (0.5–0.8)	Conformity of Sagittal (0.4–0.7)	Wear Volume (mm ³) in 1 million Cycles
0.69	0.4	34.53
0.68	0.6	15.88
0.66	0.47	54.98
0.7	0.47	6.54
0.62	0.46	9.85
0.69	0.47	5.93
0.68	0.45	5.42
0.66	0.56	3.37
0.7	0.59	3.07
0.7	0.4	9.12

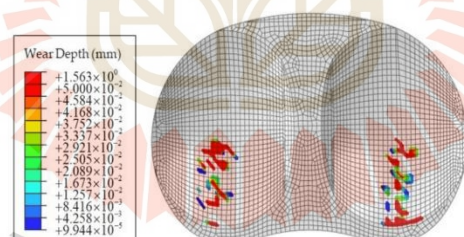


Figure 13. The result of wear depth for the optimal shape of the tibial insert conformity.

Figure 14 shows the cross-validation results. It was found that the error of value predicted by the EGO with the Kriging surrogate model is acceptable. The slope of the regression line can maintain a slope close to 1.0 and R^2 amount 0.9046 for the Kriging method.

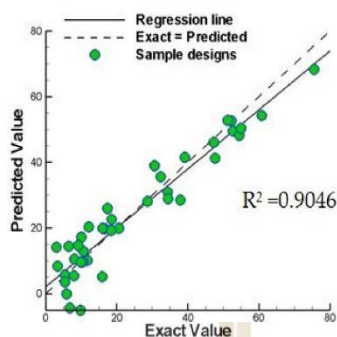


Figure 14. Cross-validation of six-hump camel-back problem based on ordinary Kriging-based EGO.

3.3. The Relationship Contour of the Design Tibial Insert to Wear Volume

Figure 15 shows the surface response of wear volume for the tibial insert conformity of 40 cases, based on FE analysis according to the surrogate model. The contour plots present the relationship between wear volume and the design parameters consisting of the coronal and sagittal conformities for the proposed ordinary Kriging-based EGOs. According to Figure 15, the optimal designs found by the proposed ordinary Kriging-based EGOs appeared in the blue color that has a wear volume range around 0 to 10 mm³. The optimum design has model conformity of coronal (0.7) and the conformity of sagittal (0.59) that minimizes wear volume of 3.07 mm³/10⁶ cycle.

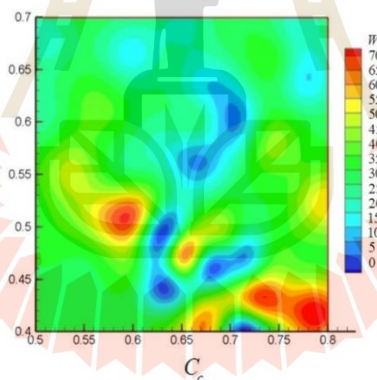


Figure 15. The surface response plot of wear volume (mm³/Million cycle) according to the parameters design of the conformity of coronal (C_c) and conformity of sagittal (C_s).

3.4. Result of Validation between Experimental and Simulation

Figure 16 shows the comparison of wear scar results between FE simulation and experiment under 50,000 cycles. The experimental results showed that the scratch behavior occurred on the tibial insert surface from anterior to posterior and is consistent with the FE simulation. Figure 17 displayed the result of wear volume on the tibial insert component, comparing FE simulation and the experimental method. The magnitude of average wear volume from the experimental method was 2.36 ± 0.57 mm³, whereas the FE result prediction wear volume was 2.38 mm³.

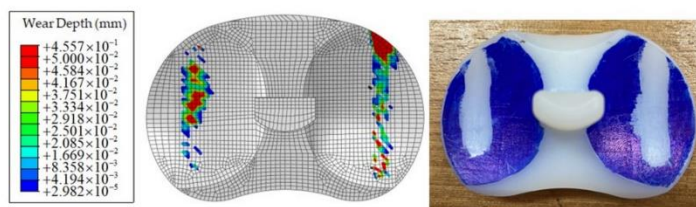


Figure 16. The comparative result of wear depth between FE simulation (Left) and experimental (Right).

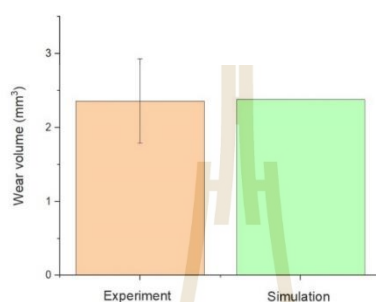


Figure 17. Comparisons of wear volume between experiments and FE simulation.

4. Discussion

Total knee arthroplasty (TKA) is a standard orthopedic procedure that includes replacing the articular surfaces of the knee joint (femoral condyles and tibial plateau) with smooth metal and polyethylene plastic. TKA attempts to improve the quality of a patient's life with end-stage osteoarthritis by minimizing pain and improving function [28]. Late infection, bearing wear, and prosthesis loosening are the most typical long-term complications of TKA. Most research reported that the wear of the tibial insert was the critical factor for the limitation of longevity in TKA [4]. Many factors affect the wear of the tibial insert, such as material, sliding distance, load, shape design, etc. [9,12] Some research studied wear in the tibial insert, which was made from different materials such as UHMWPE GUR 1020 and 1050, PEEK, and CFR-PEEK [13,19,22,29,30]. These findings revealed that the material impacted wear volume, with CFR-PEEK outperforming UHMWPE and PEEK. As a result, CFR-PEEK may be a better option for tibial inserts [31]. Furthermore, sliding distance and load also affected wear loss of the tibial insert. There was experimental wear loss of tibial insert using various load conditions and different sliding distances, intermediate and high kinematic conditions, in an anterior and posterior direction [13,32].

The shape and conformity of the bearing surface are crucial for the interaction between the metal component and the polyethylene. The conformity design, particularly the tibial insert and femoral component, affected wear volume. The designed tibial insert with lower contact stress and a wider contact area is the topic of most investigations [33]. Generally, TKA conformity was defined as the ratio of the femoral component radius to the tibial insert radius, which was considered to reduce contact stress [9,11]. Previously, the variation conformity of TKA was designed to determine the contact stress or contact pressure on the tibial insert under various load conditions through experiments [34,35]. Optimal conformity, which resulted in minimal wear volume loss, was potentially difficult and time-consuming to evaluate. As a result, this study used simulations of knee simulators to improve the TKA design [9,11,15]. The importance of design in reducing TKA wear has been highlighted in this paper. The wear was investigated using a finite element re-meshing technique and subroutine script files [11,15,22,30,31]. There are two factors used to design conformity of TKA in coronal and sagittal planes based on the ISO-14243 standard test [36]. The ISO-14243 standard test was used widely for TKA testing to inspect the amount of

wear volume on the implant. The standard has developed and changed parameters until the last standard was ISO-14243:2014 [23].

According to previous studies, experiments on the effect of conformity on wear volume in fixed-bearing TKA by simulator found a high wear volume in the high of conformity [36]. The wear volume showed a significant reduction when conformity was reduced. Previous studies with similar test conditions for prosthetic knee pillows found reduced wear volume when conforming to the tibial insert [37]. Preceding research presented cruciate-retaining (CR) TKA as having a low conformity and revealed that the backside wear of the tibial plateau insert was higher than the posterior-stabilized (PS) TKA, which has high constraints in design [38]. Most of the previous studies have attempted to reduce contact stress to solve the problem of wear in the tibial insert made from polyethylene material. Other studies mentioned that low conformity could help reduce wear volume in TKA; however, the clinical study explained that using a high conforming implant is necessary because the joint limits natural movement [39]. A previous study used the surrogate model to calculate contact points between the TKA and prosthetic knee pillow and found that the initial position of the femoral impacts on the wear volume in an implant. This study showed the process surrogate model for creation and implementation and found that the initial position of the femoral cover that is at the superior/interior position, which is lower than its general position by 10 mm, and at the anterior/posterior by 0 mm, will have the lowest wear volume [17]. Other studies used a surrogate model to analyze TKA, which has created the sample analysis process, and the proposed surrogates can be used with the simulations significantly. The study was performed using simulations with the surrogate contact models with different load conditions, such as anterior–posterior force, superior–inferior force, internal–external torque, and flexion–extension motion. This paper has shown a surrogate model method in which the parameters can be adjusted for analysis to calculate the wear volume [18]. The conclusion of the previous study showed the design process of tibial insert that has low conformity and will have a low wear volume, but cannot be used for general cases because of the limitations of motion in the knee joint. Once the TKA has a high conformity, it will induce many contact stresses commonly used in clinics. Therefore, this research wants to study the conformity of tibial inserts and to optimize the design in order to minimize wear volume, which can be used in clinics.

For the number of simulations, the design of an experiment (DOE) technique was utilized to create a starting sample point. DOE approaches use various simulation designs, such as full factorial, fractional factorial, and LHS. In this study, the LHS method using random functions was created, the design point of which has been distributed between a lower and an upper scope because the approach was commonly utilized widely in the DOE technique of design initial sampling [27]. The simulation is then transferred to a surrogate model, such as Response surface approximation, a Kriging model, or Radial basis neural networks, which are used to create a large number of approved simulations to ensure accuracy [25]. The solution of Kriging is a procedure that requires first Kriging results to estimate the best parameters based on a linear regression that report the relation of the residuals between the regression model and the observations. The EGO is a design optimization process with an algorithm to predict optimum design points, which is the first step in adjusting a design and analysis of computer experiments (DACE) model to incorporate it with initial points design, which means space-filling experimental design. Therefore, the LHS was first used to introduce the initial sampling design and evaluated it using the EGO. The EGO then adapts to appropriate the parameters of a DACE model using maximum probability estimation until the result is satisfactory [26].

According to the optimum conformity design, the results revealed that the conformity value of coronal and sagittal of the tibial insert component are 0.7 and 0.59, respectively, to minimize the wear volume to $3.07 \text{ mm}^3/10^6$ cycle. Previous studies have analyzed different conformities of implants in the coronal and sagittal planes that influence wear volume in each conformity. The result of the wear volumes was approximately 7.8 to $8.5 \text{ mm}^3/10^6$ cycle [40]. Other studies have been designed to identify implant conformity

values for three types: a flat, curve, and lipped design. The result showed the lowest to highest wear volume of flat, lipped, and curve designs. This study has a wear volume of 2.3 to 6 mm³/10⁶ cycle, where the lowest wear volume was from the flat design at 2.3 mm³/10⁶ cycle, which has a wear volume similar to this research. However, from previous studies, the flat type implant cannot be used in clinics because the flat implant cannot support the natural movement of the knee [12].

The previous studies performed experiments to compare the knee simulator using simulation with the ISO-14243 standard, which has similar wear volume and scrap area values. The simulation showed wear volume at 1 million cycles for the analysis of wear of TKA [23]. The conclusion of this study indicated that the finite element method could aid the design analysis of TKA, which is reliable and accurate. A previous study tested the new standard, ISO 14243-3:2014, which has a different condition from the initial load's test. The new standard incurs wear and scrapes at the backside wear of the tibial insert. This study experimented using a knee simulator machine that can test standard knee tests. The condition of the TKA test was an experiment that used two loads: the axial load and the sliding anterior and posterior to check the accuracy of the experiment. It will be compared to the simulation that uses 50,000 cycles as the perimeter. The experiment showed an average wear volume of 2.36 ± 0.57 mm³, and the simulation resulted in a wear volume of 2.38 mm³. The result of both methods showed similar wear volumes. The simulation can predict the wear in the tibial insert with reliability for predictive modeling in this study. To our knowledge, the influent of tibial conformity on wear performance of TKA was reported using finite element analysis and experiments; however, there was no concern in the optimal design of tibial conformity. This study proposes a novel technique for the optimal conformity design of the tibial insert based on the ISO standard wear test, which enlarges the field from the current state of knowledge using the finite element analysis cooperation with a surrogate model. The optimal conformity design of the tibial insert component will then be further developed into the TKA prototypes for actual testing according to the ISO standard test and lead to developing a prototype for a clinical study.

There are some limitations in this study that should be noted as follows:

1. In consideration of the conformity of the prosthetic knee under the lowest wear volume, this research used the wear co-efficient referenced from the preceding research. It is tested using the ISO-14243 load, where it uses the actual wear coefficient from actual tests. However, this research had studied and found the wear co-efficient from a simplified study to recheck the accuracy of the simulation and the actual test using wear co-efficient trials to achieve the closest value to the actual test.
2. The prosthetic knee tests for this research used the specific testing machine certified with the ISO-14243. However, the study reduced the perimeters to two conditions: the axial loads and sliding anterior-posterior to recheck the accuracy of the simulation.
3. The model designed has the conformity value appropriate for production and is used to test, and the accuracy is validated by comparing it to the ISO-14243 standard.

5. Conclusions

This study proposes a novel technique for the optimal conformity design of the tibial insert component to minimize wear volume in TKA. The EGO method consisting of experimental design, FE simulation, surrogate model, and the data improvement with the Kriging method was used to determine the relationship between the conformity and wear volume. Using the combination of a finite element and a surrogate model, the optimal conformity in coronal and sagittal planes were 0.7 and 0.59, respectively, with a minimizing wear volume of 3.07 mm³/10⁶ cycles. A simple experiment was set up to verify the FE simulation, and the result of wear volume and surface area scratch tend to be similar. The application of FE and EGO methods are beneficial in minimizing an unknown function, including a high convergence rate.

Author Contributions: Conceptualization, S.R.; methodology, W.T. and S.R.; software, W.T. and S.R.; validation, W.T. and S.R.; formal analysis, W.T., A.A. and S.R.; investigation, W.T. and S.R.; resources, S.R.; data curation, W.T., A.A. and S.R.; writing—original draft preparation, W.T., A.A., S.S. and S.R.; writing—review and editing, W.T., A.A., S.S. and S.R.; supervision, S.R. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: Not applicable.

Informed Consent Statement: Not applicable.

Data Availability Statement: Data sharing is not applicable.

Acknowledgments: The authors would like to thank the Center of Excellence in Biomechanics Medicine, Suranaree University of Technology, and Institute of Engineering, Suranaree University of Technology.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

- Keeney, J.A.; Eunice, S.; Pashos, G.; Wright, R.W.; Clohisy, J.C. What is the evidence for total knee arthroplasty in young patients? *A systematic review of the literature. Clin. Orthop. Relat. Res.* **2010**, *469*, 574–583. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Long, M.; Riester, L.; Hunter, G. Nano-hardness measurements of oxidized Zr-2.5Nb and various orthopaedic materials. *Trans. Soc. Biomater.* **1998**, *21*, 528.
- Naudie, D.D.; Ammeen, D.J.; Engh, G.A.; Rorabeck, C.H. Wear and osteolysis around total knee arthroplasty. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* **2007**, *64*, 15–53. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Vince, K.G. Why knees fail. *J. Arthroplast.* **2003**, *18*, 39–44. [[CrossRef](#)]
- Laskin, R.S. The Genesis total knee prosthesis: A 10-year followup study. *Clin. Orthop. Relat. Res.* **2001**, *388*, 95–102. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Harsha, A.P.; Joyce, T.J. Comparative wear tests of ultra-high molecular weight polyethylene and cross-linked polyethylene. *J. Eng. Med.* **2013**, *227*, 600.e8. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Collier, J.P.; Currier, B.H.; Kennedy, F.E.; Currier, J.H.; Timmins, G.; Jackson, S.K.; Brewer, R.L. Comparison of cross-linked polyethylene materials for orthopedic applications. *Clin. Orthop. Relat. Res.* **2003**, *414*, 289–304. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Villa, T.; Migliavacca, F.; Gastaldi, D.; Colombo, M.; Pietrabissa, R. Contact stresses and fatigue life in a knee prosthesis: Comparison between in vitro measurements and computational simulations. *J. Biomech.* **2004**, *37*, 45–53. [[CrossRef](#)]
- Abdelgaied, A.; Brockett, C.L.; Liu, F.; Jennings, L.M.; Jin, Z.; Fisher, J. The effect of insert conformity and material on total knee replacement wear. *Proc. Inst. Mech. Eng. Med.* **2014**, *228*, 98–106. [[CrossRef](#)]
- D'Lima, D.D.; Chen, P.C.; Colwell, C.W., Jr. Polyethylene contact stresses, articular congruity, and knee alignment. *Clin. Orthop. Relat. Res.* **2001**, *392*, 232–238. [[CrossRef](#)]
- Luger, E.; Sathasivam, S.; Walker, P.S. Inherent differences in the laxity and stability between the intact knee and total knee replacements. *Knee* **1997**, *4*, 7–14. [[CrossRef](#)]
- Brockett, C.L.; Carbone, S.; Fisher, J.; Jennings, L.M. Influence of conformity on the wear of total knee replacement: An experimental study. *J. Eng. Med.* **2018**, *232*, 127–134. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Abdelgaied, A.; Liu, F.; Brockett, C.; Jennings, L.; Fisher, J.; Jin, Z. Computational wear prediction of artificial knee joints based on a new wear law and formulation. *J. Biomech.* **2011**, *44*, 1108–1116. [[CrossRef](#)]
- Osano, K.; Nagamine, R.; Todo, M.; Kawasaki, M. The Effect of Malrotation of Tibial Component of Total Knee Arthroplasty on Tibial Insert during High Flexion Using a Finite Element Analysis. *Sci. World J.* **2014**, *2014*, 695028. [[CrossRef](#)]
- Knight, L.A.; Pal, S.; Coleman, J.C.; Bronson, F.; Haider, H.; Levine, D.L.; Taylor, M.; Rullkoetter, P.J. Comparison of long-term numerical and experimental total knee replacement wear during simulated gait loading. *J. Biomech.* **2007**, *40*, 1550–1558. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Forrester, A.I.J.; Söbester, A.; Keane, A.J. *Engineering Design via Surrogate Modelling A Practical Guide*; John Wiley & Sons Ltd.: Chichester, UK, 2008.
- Lin, Y.-C.; Haftka, R.T.; Queipo, N.V.; Fregly, B.J. Two-Dimensional Surrogate Contact Modeling for Computationally Efficient Dynamic Simulation of Total Knee Replacements. *J. Biomech. Eng.* **2009**, *131*, 041010-1–041010-8. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Eskinazi, I.; Fregly, B.J. Surrogate modeling of deformable joint contact using artificial neural networks. *Med. Eng. Phys.* **2015**, *37*, 885–891. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Lin, Y.-C.; Haftka, R.T.; Queipo, N.V.; Fregly, B.J. Surrogate articular contact models for computationally efficient multibody dynamic simulations. *Med Eng. Phys.* **2010**, *32*, 584–594. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Phombut, C.; Rooppakhun, S. *The Design of Total Knee Arthroplasty (TKA) Prosthesis Based on Thai Morphology Data Using Reverse Engineering Technique*; Technical Report; Suranaree University of Technology: Nakhon Ratchasima, Thailand, 2021.

21. Petrović Savić, S.; Adamović, D.; Devedžić, G.; Ristić, B.; Matić, A. Contact Stress Generation on the UHMWPE Tibial Insert. *Tribol. Ind.* **2014**, *36*, 354–360.
22. Koh, Y.-G.; Lee, J.-A.; Kang, K.-T. Prediction of Wear on Tibial Inserts Made of UHMWPE, PEEK, and CFR-PEEK in Total Knee Arthroplasty Using Finite-Element Analysis. *Lubricants* **2019**, *7*, 30. [[CrossRef](#)]
23. Wang, X.-H.; Zhang, W.; Song, D.-Y.; Li, H.; Dong, X.; Zhang, M.; Zhao, F.; Jin, Z.-M.; Cheng, C.-K. The impact of variations in input directions according to ISO 14243 on wearing of knee prostheses. *PLoS ONE* **2018**, *13*, e0206496. [[CrossRef](#)]
24. Archard, J.F. Contact and Rubbing of Flat Surfaces. *J. Appl. Phys.* **1953**, *24*, 981. [[CrossRef](#)]
25. Matheron, G. Principles of Geostatistics. *Econ. Geol.* **1963**, *58*, 1246–1266. [[CrossRef](#)]
26. Donald, R.J.; Schonlau, M.; Welch, W.J. Efficient Global Optimization of Expensive BlackBox Functions. *J. Glob. Optim.* **1998**, *13*, 455–492.
27. Afzal, A.; Kim, K.Y.; Seo, J.W. Effects of Latin hypercube sampling on surrogate modeling and optimization. *Int. J. Fluid Mach. Syst.* **2017**, *10*, 240–253. [[CrossRef](#)]
28. Bingham, J.S.; Bukowski, B.R.; Wyles, C.C.; Pareek, A.; Berry, D.J.; Abdel, M.P. Rotating-Hinge Revision Total Knee Arthroplasty for Treatment of Severe Arthrofibrosis. *J. Arthroplast.* **2019**, *34*, S271–S276. [[CrossRef](#)]
29. Fisher, J.; Jennings, L.M.; Galvin, A.L.; Jin, Z.M.; Stone, M.H.; Ingham, E. Polyethylene Wear in Total Knees. *Clin. Orthop. Relat. Res.* **2010**, *468*, 12–18. [[CrossRef](#)]
30. Netter, J.; Hermida, J.; Flores-Hernandez, C.; Steklov, N.; Kester, M.; D'Limar, D.D. Prediction of Wear in Crosslinked Polyethylene Unicompartmental Knee Arthroplasty. *Lubricants* **2015**, *3*, 381–393. [[CrossRef](#)]
31. Innocenti, B.; Labey, L.; Kamali, A.; Pascale, W.; Pianigiani, S. Development and Validation of a Wear Model to Predict Polyethylene Wear in a Total Knee Arthroplasty: A finite element analysis. *Lubricants* **2014**, *2*, 193–205. [[CrossRef](#)]
32. Koh, Y.-G.; Jung, K.-H.; Hong, H.-T.; Kim, K.-M.; Kang, K.-T. Optimal Design of Patient-Specific Total Knee Arthroplasty for Improvement in Wear Performance. *J. Clin. Med.* **2019**, *8*, 2023. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
33. Srinivas, G.R.; Deb, A.; Kumar, M.N. 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. Implant.* **2013**, *23*, 275–283. [[CrossRef](#)]
34. Abdelgaied, A.; Brockett, C.L.; Liu, F.; Jennings, L.M.; Fisher, J.; Jin, Z. Quantification of the effect of crossshear and applied nominal contact pressure on the wear of moderately cross-linked polyethylene. *J. Eng. Med.* **2012**, *227*, 18–26. [[CrossRef](#)]
35. Galvin, A.; Kang, L.; Tipper, J.; Stone, M.; Ingham, E.; Jin, Z.; Fisher, J. Wear of crosslinked polyethylene under different tribological conditions. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* **2006**, *17*, 235–243. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
36. Brockett, C.L.; Jennings, L.M.; Hardaker, C.; Fisher, J. Wear of moderately cross-linked polyethylene in fixed-bearing total knee replacements. *J. Eng. Med.* **2012**, *226*, 529–535. [[CrossRef](#)]
37. Galvin, A.L.; Kang, L.; Udofia, I.; Jennings, L.M.; McEwen, H.M.J.; Jin, Z.; Fisher, J. Effect of conformity and contact stress on wear in fixed-bearing. *J. Biomech.* **2009**, *42*, 1898–1902. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
38. Wasielewski, R.C. The causes of insert backside wear in total knee arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* **2002**, *404*, 232–246. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
39. Ettinger, M.; Zoch, J.M.; Becher, C.; Hurschler, C.; Stukenborg-Colsman, C.; Claassen, L.; Ostermeier, S.; Calliess, T. In vitro kinematics of fixed versus mobile-bearing in unicondylar knee arthroplasty. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* **2015**, *135*, 871–877. [[CrossRef](#)]
40. Ardestani, M.M.; Moazen, M.; Jin, Z. Contribution of geometric design parameters to knee implant performance: Conflicting impact of conformity on kinematics and contact mechanics. *Knee* **2015**, *22*, 217–224. [[CrossRef](#)]

THE STUDY OF TIBIOFIBULAR CONTACT PRESSURE IN TOTAL KNEE ARTHROPLASTY USING FINITE ELEMENT METHOD: POSTERIOR STABILIZED VS. CRUCIATE RETAINING

¹WISANUPONGTAKIAN, ²SUPAKIT ROOPPAKHUN, ³PORNORMBOONPORN

School of Mechanical Engineering, Institute of Engineering, Suranaree University of Technology, Nakhon Ratchasima 30000, Thailand

E-mail: ¹Wisapunong@g.sut.ac.th, ²Supakit@sut.ac.th, ³Pornporm@sut.ac.th

Abstract - This study aims to compare the biomechanical characteristic of the tibiofibular contact pressure in the total knee arthroplasty (TKA) between the cruciate retaining-CR and posterior stabilized-PS type. A three-dimensional finite element (FE) model consisting of the femur and tibial insert components was constructed to analyze using computer-aided engineering software. The bearing load in the vertical direction was performed in a range of 4 to 5 times body weight based on the various flexion angle corresponding to the PI-17 standard loading. The contact stress distribution, including the contact area between TKA, was evaluated and then verified with the mechanical test using the Fujifilm technique. The results showed that the maximum contact pressure of CR-type TKA ranged from 18.55 MPa to 57.00 MPa, and the contact area was displayed between 275.02 mm² to 602.27 mm² for the increased flexion angle from 0 to 90 degrees. While the maximum values of contact pressure and contact area of PS-type TKA were in the range of 27.69 MPa to 76.88 MPa, and 232.64 mm² to 266.29 mm², respectively. According to the specific design of tibial insert components, the tibiofibular contact area of CR-type TKA exhibited a higher value than PS-type TKA. The magnitude of contact pressure in the CR-type TKA displayed a lower value than PS-type according to the increased flexion angle. For the validation, the results of contact stress and contact area from numerical simulations displayed similar to those of Fujifilm mechanical tests. This study explains the differences in the two types of TKA, which describe the contact mechanism behavior based on the contact knee test.

Keywords - Contact Pressure, Total Knee Arthroplasty, Finite Element Method

I. INTRODUCTION

Knee joint replacement is a standard operation that involves replacing a damaged, worn, or diseased knee with an artificial joint. Every year, a million knee joint replacement surgeries are operated worldwide [1]. There are two types of knee joint replacements: unicompartmental knee arthroplasty (UKA) and total knee arthroplasty (TKA). The component of TKA has three parts: the femoral component, the tibial insert, and the tibial component. Typically, TKA was made from metal, ceramic, or polyethylene [2-6]. However, failure of TKA has been reported [7]. From the previous study, the primary failure of TKA was polyethylene wear which influences the lifetime of TKA, with an average lifetime of about 8-15 years [8-13]. In addition, Vince [14] reported that the contact areas and contact pressures of TKA are the essential factors of wear failure. Generally, wear of TKA occurs in the tibial insert, which is often made of ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE). The tibial insert can be classified into posterior stabilized (PS) and cruciate-retaining (CR) models [15]. There are plenty of methods for studying the contact areas and contact pressures, such as Hertz contact theory which was used to forecast the stress distribution [16], and the finite element method that is available to predict contact pressure [17-19], and experimental by Fujifilm technique [20-23].

Concerning patient satisfaction in the medium and long term of TKA in terms of durability, our study

goal is to investigate the contact area and contact pressure characteristics of tibial insert using the finite element method and validate the results of the Fujifilm experimental technique.

II. FINITE ELEMENT ANALYSIS OF TKA

A. Geometrical and FE model

The two types of knee prostheses, the posterior-cruciate substituting (PS) and posterior-cruciate retaining (CR) from implant cast (IC) were used as simulation models to study the contact area and contact pressure. The CR model is a large surface of contact area; consequently, load distribution is higher than the PS. On the contrary, the PS one has smaller contact areas than the CR model since it loses surface area from the post-cam. In our study, four-part are used, including two femoral components and two tibial inserts (both PS model and CR model), as shown in Figures 1 and 2. The 3D models of femoral components and tibial inserts were created using reverse engineer techniques, and the cad model was reconstructed using SOLIDWORKS software (Dassault, USA). All 3D models were discretized into finite element models by applying ABAQUS Knee Simulator (ABAQUS, Inc, Providence, RI, USA). According to the specified 1-millimeter mesh size, the femoral component of the PS model has 31,776 elements, the CR model has 30546 elements (Figure 1), and the tibial inserts have 34102 elements and 31154 elements for PS and CR, respectively (as shown in Figure 2).

B. Materials Properties

In our finite element models, the femoral component is defined as a rigid body, while the material of the tibial insert is Ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE). The linear isotropic elastic modulus is approximately 685 MPa, and the Poisson ratio is 0.46 [3-6], [24].

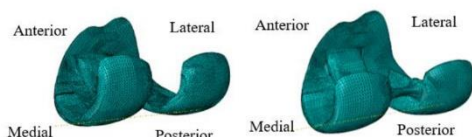


Figure 1: The femoral component; CR (left), and PS model (right).

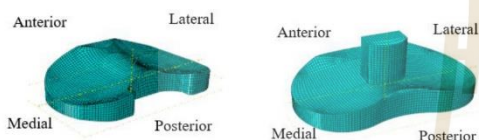


Figure2: The tibial inserts component; CR (left) and PS model (right).

Body Weight	Load (N)	Flexion angle	Rotation
4	2901	0	0
4	2901	15	0
4.5	3267	30	0
5	3626	60	0
4.5	3267	90	0

Table 1: The five configurations of experimental testing according to PI-17 standard

C. Loads and Boundary Conditions

The bearing loads were applied to the finite element model in a vertical direction accompanied by different values at 0, 15, 30, 60, and 90 degrees of flexion angles, as specified in Table 1. The load is four to five times the average body weight of 74 kilograms [25]. Figure 3 shows five configurations in this simulation. The boundary conditions were assigned according to the PI-17 standard. The bottom surfaces of the tibial insert were fixed in all directions. A friction coefficient between femoral and tibial insert is 0.04, which is used in this simulation [11].

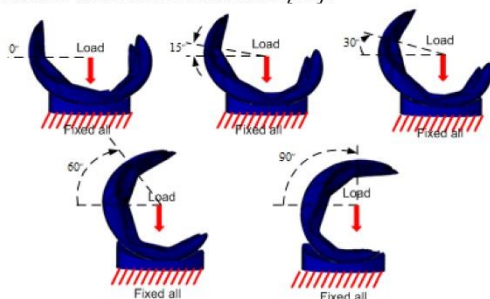


Figure3: The five configurations tested for 0, 15, 30, 60, and 90 degrees of flexion angles

III. EXPERIMENT METHOD BY FUJIFILM TECHNIQUE

Both femoral and tibial insert made of polyethylene plate. Our validation experiment consulted the Fujifilm technique. The universal testing machine (UTM) was used in this experiment for contact pressure and contact area determination. The tibial insert was under the compressive load generated from UTM and suppressed from a compressive load of 2901 N through the femoral hold for 2 minutes. This UTM, the femoral and tibial arrangement, is demonstrated in Figure 4.



Figure4: Experiment with Fujifilm

A medium pressure range Fujifilm from 10 to 50 MPa was used to investigate the contact pressure and contact area between the femoral and tibial insert [21]. After testing, the red color appeared on Fujifilm, as demonstrated in figure 8(a), at the contact position between a femoral and a tibial insert. The dark red shows high compression, while light red means low compression. The Fujifilm from the contact test was sent to a scanner for preparing data, and then they were analyzed in the value of contact pressure and contact area by FPD8020win software. The results of contact pressure and contact area from the Fujifilm technique were compared to the simulation.

IV.RESULT

A. Result of Simulation of Contact Area and Contact Pressure of TKA

Contact pressure and contact area of CR model
 The contact pressures of the CR model are presented in Figure 5. The maximum contact pressure values range in all flexion angles is 18.55 to 57.00 MPa. The average maximum contact pressure results in each flexion angle have values of 18.55, 20.37, 22.18, 32.50, and 57.00 MPa, at 0, 15, 30, 60, and 90 degrees, respectively. At 0 degrees, the high contact pressure appears at the edge of the anterior and posterior of the medial side, whereas at 15 and 30 degrees, the contact

pressure is distributed more than the lateral side in the middle of the medial and lateral. At 60 and 90 degrees, it seems to be distributed more in the middle and lateral than on the medial side. In the aspect of contact area, the range of maximum values in all flexion angles is 275.02 to 602.27 mm². The average maximum contact area results in each flexion angle have values of 602.27, 483.33, 374.85, 275.02, and 286.73 mm² at 0, 15, 30, 60, and 90 degrees, respectively. At 0 degrees, the most contact area occurs at the rim of the posterior of the medial side, and the small contact area is the lateral side. At 15 as well as 30 degrees, there is the exact position of the contact area that distributed in the midway of the medial and lateral sides. Moreover, the exact position of the contact area at 60 and 90 degrees averages in the middle of the lateral and medial sides.

Contact pressure and contact area of PS model

The contact pressures of the PS model are also presented in Figure 5. The range of maximum contact pressure in all flexion angles is 27.69 to 76.88 MPa. The average maximum contact pressure results in each flexion angle are 28.32, 27.69, 33.70, 41.46, and 76.88 MPa, at 0, 15, 30, 60, and 90 degrees, respectively. At 0 degree and 30 degree, the high contact pressure appears at the edge of the medial side, while it shows the same for the two sides at 15 degree. At 60, the high contact pressure appears at the edge of the lateral side and it shows at 90 degree that the high contact pressure is at the edge of the posterior of the two sides. The range of maximum values of contact area in all flexion angles is 275.02 to 602.27 mm². The average maximum contact area results in each flexion angle have values of 602.27, 483.33, 374.85, 275.02, and 286.73 mm² at 0, 15, 30, 60, and 90 degrees, respectively. The most contact area is shown at the rim of the posterior of the medial side at 0 degree, and the small contact area is the lateral side. At 15 and 30 degrees, there are the exact position of the contact area that is distributed in the midway of the medial and lateral sides. And they have the exact position of contact area, which averages in the middle of the lateral and medial side at 60 and 90 degrees.

Figure 6 showed a correlation between flexion angle and contact areas in the PS and CR models. The contact area of the PS model is in the range of 223.12 and 266.29 mm², while the CR model has them between 275.02 and 602.27 mm². The average contact area of the CR model is approximately 38.80% higher than the PS model all flexion angles.

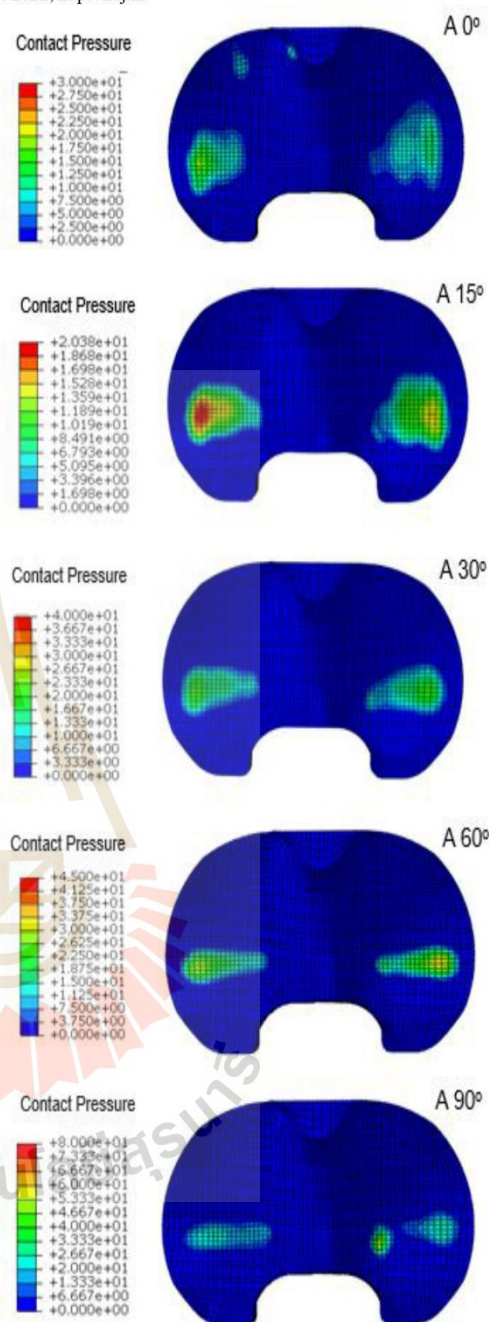


Figure 5: Contact pressure of CR model (A)

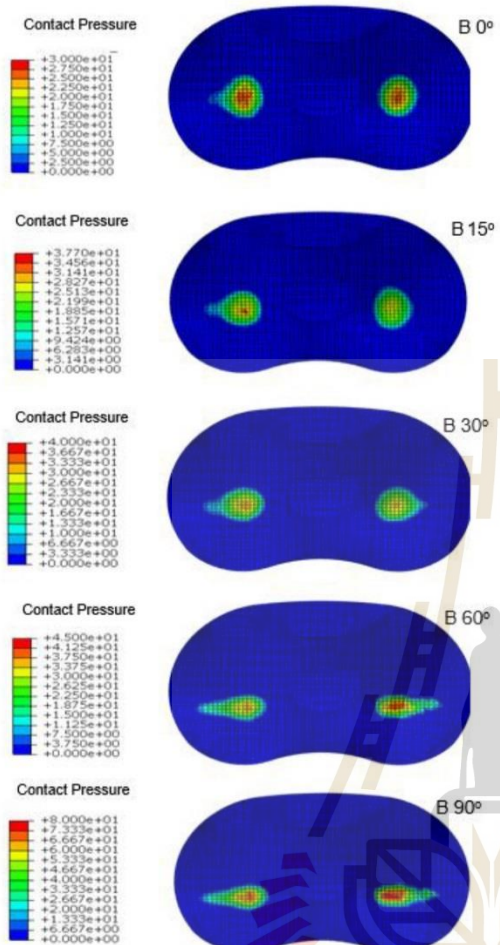


Figure5 (next): Contact pressure of PS model (B)

Type	Fujifilm	Finite element
Max contact stress (MPa)	36.34±2.5	30.55
Contact area (mm ²)	133.20±6.4	196.13

Table 2: Max contact pressure TKA at 0 degrees

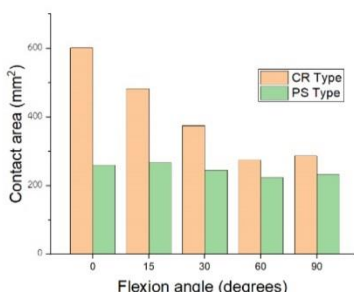


Figure6: The comparison of contact area between CR and Ps type

The comparison of contact pressure in Figure 7 showed a correlation between flexion angle and contact pressure in the PS model and CR model. The contact pressure of the PS model was between 27.69 and 76.88 MPa, and it was in the range of 18.55 and 57.00 MPa in CR model. The contact pressure of the PS model is approximately 27.61% higher than the CR model in all-flexion angle. In addition, contact pressure has an inverse relation to the contact area. It means that a low contact pressure appeared at a position with a large contact area, consistent in the CR model, which had a surface area of tibial insert more than in the PS model. Conversely, at flexion angle, which had a small contact area, had high contact pressure (H.M.J. McEwen et al, 2005), (Gunti Ranga Srinivas et al, 2013).

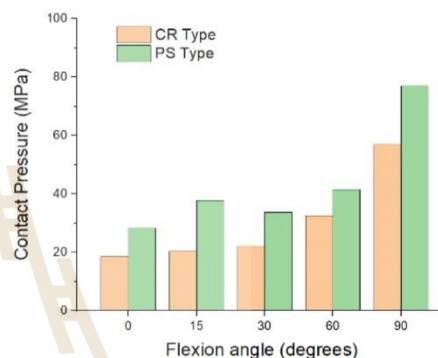
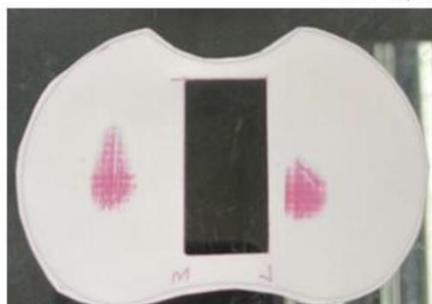


Figure7: The comparison of contact pressure between CR and Ps type

B. Validation of Contact Pressure and Contact Area

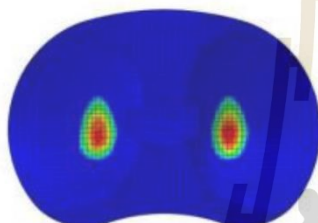
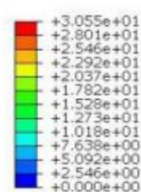
The finite element simulations investigated the contact pressure and area between the femoral and tibial insert and it was validated by the Fujifilm experiment. Figure 8 compares the contact area between the finite element simulation (Fig 8(b)) and the Fujifilm test (Fig 8(a) and Fig8(c)) at the 0-degree flexion angle. The contact area occurred in the middle zone of the medial and lateral size of the tibial insert component, which agree with each other. The results from both methods were summarized and compared in table 2. The numerical results had higher contact pressure than the experiment but it had a lower contact area than the test investigation. A comparison results of contact pressure and contact area from each method showed a non-significant difference.

For complicated shapes such as total knee arthroplasty, the finite element method and Fujifilm technique were used to study contact pressure and contact area. According to the comparison in this, the simulation technique applied in our study satisfied the prediction of the contact pressure and contact area in total knee arthroplasty.



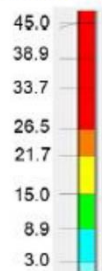
(a)

Contact Pressure (MPa)



(b)

Contact Pressure (MPa)



(c)

Figure8: Contact area of Fujifilm with finite element analysis

V. DISCUSSIONS

The CR model has multidirectional sliding movements while the PS model has a limitation by a post-cam that is allowed for one-directional stability [19]. For this reason, the PS model has higher contact pressure than CR model but inversely, the contact area of the CR model is higher than the PS model because of a large curve of the tibial insert in CR model which increases the contact surface between the femoral component and tibial insert [18], so that contact area affects contact pressure; or in summary, a higher contact area has a lower contact pressure while a lower contact area has higher contact pressure [19].

Figure 9 shows the contact area of the PS model, which differs from the CR model. At 60 and 90 degrees, the contact area of the PS model occurred in

the medial, lateral, and tibial insert post. However, the contact area of the CR model appeared on the medial and lateral sides. The PS model post-cam can use a high flexion angle, range of 0-135 degrees [26-28].

The results of this study which analyzed the contact pressure and contact area of TKA, both PS model and CR model subjected to compressive loads on five flexion angles, used primary information data for knee prosthesis design [7, 8, 11, 15, 17, 18, 20]. From validation of contact pressure and contact area using the Fujifilm experiment, the results from both methods satisfied each other. The contact pressure from the experiment was slightly higher than the simulation analysis as 15.93% and the contact area from the simulation was 32.08% more than the Fujifilm.

Contact Pressure (MPa)

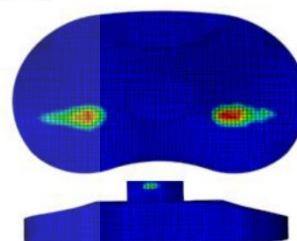


Figure9: The contact area of the PS model at 60 degrees of flexion angle

VI. CONCLUSION

Using finite element analysis, the contact stress distribution on the surface of the tibial insert between PS- and CR-type of TKA was evaluated based on the PI-17 standard determination of the total knee implant contact pressure. The study showed that the contact pressure of the CR model displayed a lower level than the PS model. Meanwhile, the magnitude of the contact area of the CR model exhibits higher than the PS model, which decreases contact pressure in the tibial insert that can be reduced wear. The simulation method can predict contact pressure and contact area in TKA. In addition, the finite element method validation of contact pressure and contact area using the Fujifilm experiment and simulation.

REFERENCE

- [1] A.P. Harsha, and T.J. Joyce, "Comparative wear tests of ultra-high molecular weight polyethylene and cross-linked polyethylene". *Journal of Engineering in Medicine*, 227(5), 600e8, 2013.
- [2] M. Long, L.Riester, and G. Hunter, "Nano-hardness measurements of oxidized Zr-2.5Nb and various orthopaedic materials". *Trans Soc Biomater*, 21, 528, 1998.
- [3] J.P. Collier, B.H. Currier, F.E. Kennedy, J. H. Currier, G.Timmins, S.K. Jackson, and R.L. Brewer., "Comparison of cross-linked polyethylene materials for orthopedic applications". *Clin OrthopRelat Res*, 414, pp. 289–304, 2003.

- [4] B.D. Ratner, A.S. Hoffman, F.J. Schoen, and J.E. Lemons, "Biomaterials Science, 2nd edn., London, Elsevier, pp. 535-6, 2004.
- [5] B.H. Currier, J.H. Currier, M.B. Mayor, K.A. Lyford, D.W. Van Citters, and J.P. Collier, "In vivo oxidation of γ -barrier-sterilized ultra-high-molecular-weight polyethylene bearings". *J Arthroplasty*, 22, pp. 721-31, 2007.
- [6] M. Kuntz, B. Masson, and T. Pandorf, "Current state of the art of the ceramic composite material BIOLOX™ delta". In Mendes G and Lago B (eds) *Strength of Materials*. Hauppauge, NY, Nova Science Publishers, pp. 133-55, 2009.
- [7] D.D. Naudie, D.J. Ammeen, G.A. Engh, and C.H. Rorabeck, "Wear and osteolysis around total knee arthroplasty". *J Am Acad Orthop Surg*, 64, pp-53 :15, 2007.
- [8] H.M.J. McEwen, P.I. Barnett, C.J. Bell, R. Farrar, D.D. Auger, M.H. Stoneand J. Fisher, "The influence of design, materials, and kinematics on the in vitro wear of total knee replacements". *Journal of Biomechanics*, Vol. 38, pp. 357-365, 2005.
- [9] J.R. Bohl, W.R. Bohl, P.D. Postak, and A.S. Greenwald, "The Coventry Award: The effects of shelf life on clinical outcome for gamma sterilized polyethylene tibial components". *Clin OrthopRelat Res*, 28, pp 38-367, 1999.
- [10] R. Stephen J. Burnett, S. Biggerstaff, B. H. Currier, J. P. Collier and Robert L. Barrack, "Unilateral Tibial Polyethylene Liner Failure in Bilateral Total Knee Arthroplasty Bilateral Retrieval Analysis at 8Years". *The Journal of Arthroplasty*, 5, pp. 22, 2007.
- [11] V. Tomaso, F.Migliavacca, D. Gastaldi, M. Colombo, and R.Pietrabissa, "Contact stresses and fatigue life in a knee prosthesis: comparison between in vitro measurements and computational simulations". *Journal of Biomechanics*, 37, pp. 45-53, 2004.
- [12] R. S. Laskin, "The Genesis total knee prosthesis: a 10-year followup study". *Clin OrthopRelat Res*, Jul, 388, pp. 95-102, 2001.
- [13] M.A. Ritter, R. Worland, and J. Saliski, "Flat-on-flat, nonconstrained, compression molded polyethylene total knee replacement". *Clin OrthopRelat Res*, 321, pp.79-85, 1995.
- [14] K.G. VINCE, "Why knees fail", *The Journal of Arthroplasty*, Vol. 18, pp. 39-44, 2003.
- [15] C. K.Cheng, C. H. Huang, J. J. Liao, and C. H. Huang, "The influence of surgical malalignment on the contact pressures of fixed and mobile bearing knee prostheses a biomechanical study". *Clinical Biomechanics*, Vol. 18, pp. 231-236, 2003.
- [16] K. L. Johnson, "Contact Mechanics", Cambridge University Press, Cambridge, 1985.
- [17] G. R. Srinivas, A. Deb, Malhar, and N.Kumar, "A Study on Polyethylene Stresses in Mobile Bearing and Fixed-Bearing Total Knee Arthroplasty (TKA) using Explicit Finite Element Analysis". *Journal of Long Term Effects of Medical Implants*, 23(4), pp. 275-283, 2013.
- [18] C. K. Cheng, C. H. Huang, J. J. Liao, and C.H. Huang, "The influence of surgical malalignment on the contact pressures of fixed and mobile bearing knee prostheses—a biomechanical study". *Clinical Biomechanics*, Vol 18, Issue 3, pp. 231-236, 2003.
- [19] J. Bayod, M. A. Martinez and M. Doblaré, "Numerical Evaluation of Multidirectional Wear in the UHMWPE tibial tray of Total Knee Prostheses". *International Journal of Computational Vision and Biomechanics*, Vol.2, No.1, 2016.
- [20] G.R. Plank, D.M. Estok II, and O.K. Muratoglu, O'Connor DO, Burroughs BR, Harris WH, "Contact stress assessment of conventional and highly crosslinked ultra-high molecular weight polyethylene acetabular liners with finite element analysis and pressure sensitive film". *Journal of Biomedical Materials Research Part B, Applied Biomaterials*, 80(1), pp. 1-10, 2007.
- [21] A. L. DeMarco, D.A. Rust, and K.N. Bachus, "Measuring contact pressure and contact area in orthopedic applications: fuji film vs. Tekscan". *Orthopaedic Research Society*, 2000.
- [22] Fujifilm Corporation, Tokyo (Japan), www.fujifilm.com/products/prescale. (NJ, USA): Pressure Metrics, Whitehouse Station, <https://www.pressuremetrics.com>, 2018.
- [23] A. B. Liggins, J. C. E. Stranart, J. B. Finlay, C.H. Rorabeck, "Calibration and manipulation of data from Fuji pressure-sensitive film". In: Little EG, editor. *Experimental mechanics: technology transfer between high tech engineering and biomechanics* Amsterdam (Netherlands), Elsevier, pp. 70-61, 1992.
- [24] M.Bahraminasab, B.B. Sahari, K.L. Edwards, F>Farahmand, T. S. Hong, and H.Naghbi, "Material tailoring of the femoral component in a total knee replacement to reduce the problem of aseptic loosening". *Materials and Design*, Vol. 52, pp. 441-451, 2013.
- [25] Endolab, "Determination of Total Knee Implant Contact Pressure". Standard test contact in TKA PI-17, <https://www.endolab.org/>, 2018.
- [26] T. W. Kim, S. H. Park, and J. T. Suh, "Comparison of Mobile-Bearing and Fixed-Bearing Designs in High Flexion Total Knee Arthroplasty: Using a Navigation System". *Knee Surg Relat Res*, 24(1), pp.25-33, 2012.
- [27] M. A. M. Anuar, M. Todo, R.Nagamine, and S. Hirokawa, "Dynamic Finite Element Analysis of Mobile Bearing Type Knee Prosthesis under Deep Flexional Motion". *The Scientific World Journal*, 6 pages, Article ID 586921, 2014.
- [28] K. Osano, R. Nagamine, M. Todo, and M. Kawasaki, "The Effect of Malrotation of Tibial Component of Tatal Knee Arthroplasty on Tibial Insert during High Flexion Usign a Finite Element Analysis". *The Scientific World Journal*, 7 pages, Article ID 695028, 2014.

Numerical Simulation of Contact Pressure in Fixed- and Mobile-Bearing Total Knee Arthroplasty

Wisapunpong Takian^a, Supakit Rooppakhun^{a*}, Bura Sindhupakorn^b

^aSchool of Mechanical Engineering, Institute of Engineering,
Suranaree University of Technology, Nakhon Ratchasima, Thailand, 30000

^bSchool of Orthopedics, Institute of Medicine
Suranaree University of Technology, Nakhon Ratchasima, Thailand, 30000

*Corresponding Author: supakit@sut.ac.th

Abstract

In this paper, a comparative study of total knee arthroplasty (TKA) between fixed- and mobile-bearing implants is presented. Reverse engineering techniques including finite element analysis were used to evaluate the mechanical characteristics in terms of the stress distribution. A virtually bearing load based on four different stages of gait cycle (0° to 60° flexion) was performed. The maximum contact pressure and contact area of tibial inserted component were evaluated. According to the results, the magnitude of maximum contact pressure in fixed-bearing implant increased significantly when compared to a mobile-bearing implant from 0° to 60° flexion. The contact area of mobile-bearing implant tended to decrease from 0° to 60° flexion of gait cycle. However, the contact area of the tibial inserted component in a mobile-bearing implant was significantly higher than those of a fixed-bearing implant. The body bearing weight had less influence on the maximum contact pressure as well as contact area in the mobile-bearing implant than fixed-bearing implant.

Keywords: Total Knee Arthroplasty, Tibial inserted component, Contact pressure, Finite element analysis.

1. Introduction

Total knee arthroplasty (TKA) has become a widely accepted surgical procedure in which parts of the knee joint are replaced with artificial parts. However, the failure of TKA has been widely reported, for example there are common failures related to polyethylene wear and aseptic loosening.

First wear of the polyethylene is affected by the abutting surfaces, the thickness of the polyethylene insert and the mechanical properties of the polyethylene⁽¹⁾. It is also a result of loads, contact friction and kinematics⁽²⁾. Multidirectional motions on the insert-femoral joint cause to more polyethylene wear. The mechanical wear of polyethylene is also related to contact areas and to the dimension of contact pressure. The contact pressure and contact areas lie to the flexion of according and operative techniques. It is found that aseptic loosening usually results from malalignment⁽³⁾. A set of TKA components include: an anatomically shaped distal femoral, a nearby tibial inserted component. That is usually made of ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE).

Commercially, TKA devices can be classified into two groups: fixed- and mobile-bearing⁽⁴⁾. According to design principals, fixed-bearing concept was designed based on the snapped insertion or press fitted into the tibial component. As, the design concept of mobile-bearing knees was used the motion of the knee at two articulating surfaces. Such designs vary according to the kinematics and cause axis of rotation of the knee⁽²⁾.

The finite element method was used to forecast the stress distribution in TKA during the gait cycle⁽⁵⁾. This study is based on the assumption that the form of contact pressure at the tibial insert component of TKA at each step of the gait cycle maybe descriptor of the wear of tibial inserted component. The knowledge of contact pressures and contact areas in TKA are deemed a dependable tool for predicting the wear of insert.

2. Finite Element Modeling of TKA

2.1 TKA Modeling



Fig.1. Mobile-bearing (left) Fixed-bearing (right).

The mobile-bearing system is characterized by a large surface contact of the articulating components. The high congruency allows for optimal load distribution resulting in an increased longevity of the implant. There are UHMWPE-inserts of different congruency available.

The fixed-bearing is used for the functional replacement of the posterior cruciate ligament. The presence of the femoral spindle and the UHMWPE-peg results in a posterior stabilization of the knee joint during articulation between femoral and tibial component.



Fig. 2. Reverse engineering.

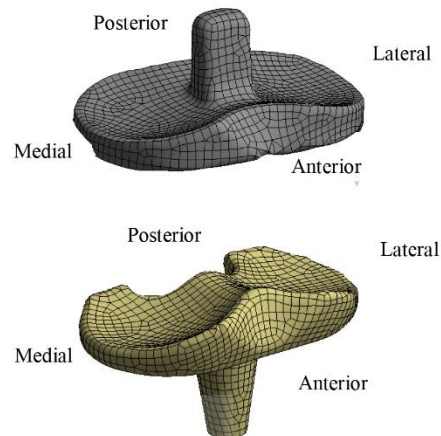


Fig. 3. The insert fixed-and mobile-bearing component.

Reverse engineering techniques were used to create the models seem as prototypes. There are uses of the principles of reverse engineering to simulate the finite element method of total knee arthroplasty (as shown in fig 2 and fig 3.).

2.2 FE Modeling

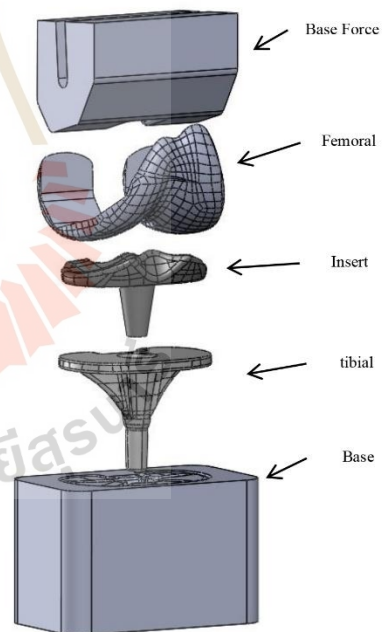


Fig. 4. Composition of TKA tests.

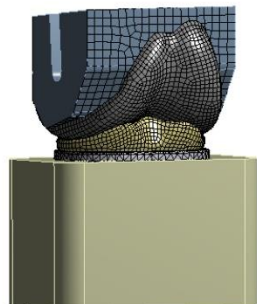


Fig. 5. Composition of TKA tests.

Finite element models of fixed- and mobile-bearing knee implants were developed in ANSYS Workbench as shown in figure 4 and figure 5.

2.3 Material properties

The material for the femoral component, tibial insert component and tibial order are Cr-Co alloy, UHMWPE and Cr-Co alloy⁽⁶⁾. (Table 1. and Fig.6.)

Table 1. Mechanical properties of TKA materials.

Materials	$E(MPa)$	ν
Co-Cr	240,000	0.3
UHMWPE	550	0.46
Steel	200,000	0.3

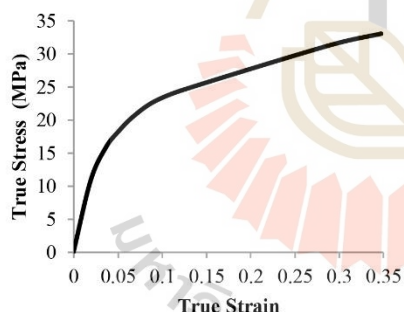


Fig. 6. Non-linear true stress–strain behavior of UHMWPE.

2.4 Boundary conditions

This is research the mesh topology used for the model is the shell element type defined for the solid force and the solid element type femoral, insert and tibial for the TKA.

The total number of elements in the model is 42,639 elements, which yield stability of the computational result in terms of the contact pressure and contact area. A coefficient of friction between Cr-Co femoral and polyethylene insert of 0.04 was chosen to be consistent with the literature⁽¹⁾. Four different stages of the gait cycle (0°, 15°, 45°, 60° flexion) were simulated (fig. 7). At each load stage, the tibial was fixed to the ground and a vertical axial load was applied at the femoral component. The vertical loads were 2000 N, 2200 N, 3200 N and 2800 N at 0°, 15°, 45° and 60° flexion, respectively as shown in fig. 7.

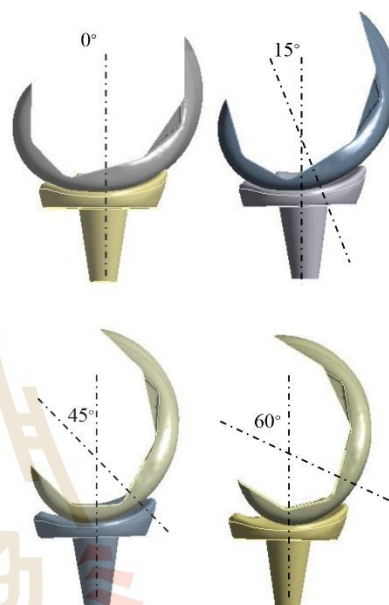
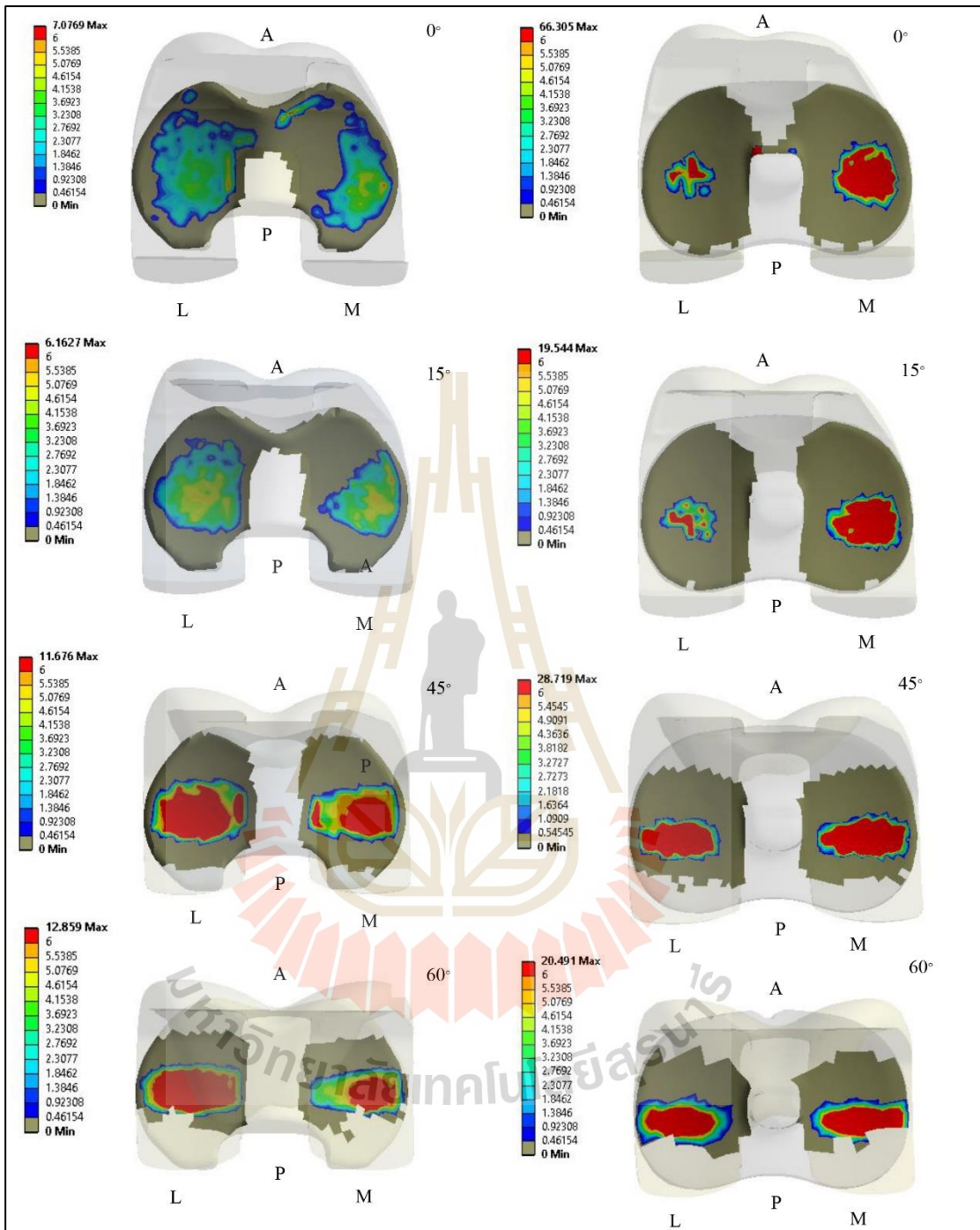


Fig. 7. The four configurations tested.

3. Results and Discussion

The results of the contact pressure distribution of the neutral and malalignment positions are shown in fig. 8 and fig. 9. The position of knee joint 0 to 60 flexion. The maximum contact pressure (IC) of fixed-bearing was 28.7 MPa and mobile-bearing was 12.85 MPa. The contact pressure of the fixed-bearing was found to be greater than the mobile-bearing. Contact area is important to the wear rate of the insert UHMWPE. The mobile-bearing contact area was found to be greater than the fixed-bearing. Therefore, the mobile-bearing has a longer lifetime than the fixed-bearing.



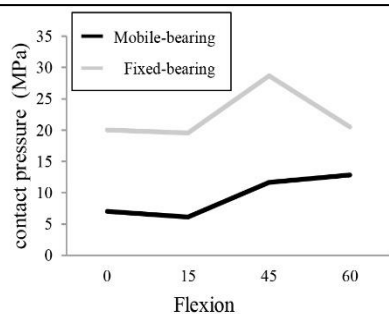


Fig. 10. Contact pressure of tibia inserted component.

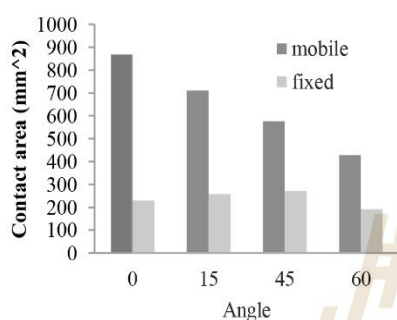


Fig. 11. Contact area of tibia inserted component.

4. Conclusions

This research has compared mobile- and fixed-bearing contact pressures using numerical simulation method. It found that the contact pressure of a fixed-bearing was greater than that of a mobile-bearing. The mobile-bearing system is characterized by a large surface contact of the articulating components. The contact pressure of mobile-bearing spread around, however, in terms of fixed-bearing is the concentration in narrow area. The mobile-bearing design has lower maximum contact pressure than the fixed-bearing design. The mobile-bearing presents the benefit of stance over the fixed-bearing. The evaluation of contact areas and contact pressures in total knee replacement is important to prevent early failure. This is contact area of insert UHMWPE of fixed- and mobile-bearing. It is important to add lifetime the UHMWPE inserts. A result of mobile-bearing contact area is more than fixed-bearing. It is also a result of fixed-bearing contact area is relatively constant.

Acknowledgment

The authors would like to gratefully thank Suranaree University of Technology for funding this research program.

References

- (1) Tomaso Villa, Francesco Migliavacca, Dario Gastaldi, Maurizio Colombo, Riccardo Pietrabissa: "Contact stresses and fatigue life in a knee prosthesis: comparison between in vitro measurements and computational simulations", *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, pp. 45–53, 2004
- (2) H.M.J. McEwen, P.I. Barnett, C.J. Bell, R. Farrar, D.D. Auger, M.H. Stone, J. Fisher: "The influence of design, materials and kinematics on the in vitro wear of total knee replacements", *Journal of Biomechanics*, Vol. 38, 357–365, 2005
- (3) VINCE, K. G.: "Why knees fail" *The Journal of Arthroplasty*, Vol. 18, pp. 39-44, 2003
- (4) Cheng-Kung Cheng, Chang-Hung Huang, Jiann-Jong Liau, Chun-Hsiung Huang: "The influence of surgical malalignment on the contact pressures of fixed and mobile bearing knee prostheses a biomechanical study", *Clinical Biomechanics*, Vol. 18, pp. 231-236, 2003
- (5) Reeves, E. A., Barton, D. C., Fitzpatrick, D. P. and Fisher, J.: "A two dimensional model of cyclic strain accumulation in ultrahigh molecular weight polyethylene knee replacements" *Journal of Engineering in Medicine*, 212, pp. 189-198, 1998
- (6) Marjan Bahraminasab, B.B. Sahari, K.L. Edwards, Farzam Farahmand, Tang Sai Hong, Hamid Naghibi: "Material tailoring of the femoral component in a total knee replacement to reduce the problem of aseptic loosening", *Materials and Design*, Vol. 52 .pp. 441–451, 2013
- (7) Gunti Ranga Srinivas, Anindya Deb, Malhar N Kumar: "A study on polyethylene stresses in mobile-bearing and fixed-bearing total knee arthroplasty (TKA) using explicit finite element analysis", *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, Vol. 23(4), pp. 275–283, 2013

การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 35
วันที่ 20 - 22 กรกฎาคม พ.ศ. 2564 จังหวัดนครปฐม



BME0005

การศึกษาเชิงเปรียบเทียบพฤติกรรมความเค้นสัมผัสในชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียม
ระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัด และ ไม่ตัดเอ็นไขว้หลัง

Contact Stress Characteristic of Tibial Insert Component: Posterior-Stabilized
vs Cruciate-Retaining Total Knee Arthroplasty

วิชณพงศ์ ตะเคียน¹, สุภกิจ รูปจันทร์^{1*}, เตชินท์ สีห์ชัยพัฒน์² และ โชติช่วง พรหมบุตร¹

¹สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
111 ถ.มหาวิทยาลัย ต.สุรนารี อ.เมือง จ.นครราชสีมา 30000

²สาขาวิชาทันตกรรม วิชาศัลยกรรม แพทย์ สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
111 ถ.มหาวิทยาลัย ต.สุรนารี อ.เมือง จ.นครราชสีมา 30000

*ติดต่อ: supakit@sut.ac.th

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาเชิงเปรียบเทียบพฤติกรรมการกระจายความเค้นและพื้นที่สัมผัสบนชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดและไม่ตัดเอ็นไขว้หลังโดยการจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการทดสอบ ทำการศึกษาโดยการสร้างแบบจำลอง 3 มิติ ชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกต้นขาส่วนปลายและชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมด้วยการเปลี่ยนแปลงภาระน้ำหนักที่กระทำตามมุมมองศัลยกรรมเข่าบนชิ้นส่วนข้อเข่าเทียมตามมาตรฐานการทดสอบ PI-17 ในช่วงตั้งแต่มุม 0 ถึง 90 องศา บนโปรแกรมคอมพิวเตอร์สำเร็จรูปที่เรียกว่า ABAQUS Knee SIMULATOR (Dassault Systems) ผลการศึกษาพบว่าค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสบนชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมเปลี่ยนแปลงไปตามมุมมองศัลยกรรม โดยที่ในกรณีข้อเข่าเทียมประเภทไม่ตัดเอ็นไขว้หลังมีค่าอยู่ในช่วง 18.55 MPa ถึง 57.00 MPa และ 275.02 มม.² ถึง 602.28 มม.² ตามลำดับ ในขณะที่ความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสที่เกิดขึ้นบนชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีค่าอยู่ในช่วง 28.32 MPa ถึง 76.88 MPa และ 223.12 มม.² ถึง 266.26 มม.² โดยที่ชิ้นส่วนฝาครอบกระดูกหน้าแข้งส่วนปลายของข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังจะมีพื้นที่สัมผัสบริเวณลูกเบี้ยวด้านหลังที่มุมมองศัลยกรรมเข่าประมาณ 60 องศา และส่งผลให้พื้นที่สัมผัสบนชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่ามีคาลดลงเมื่อเทียบกับข้อเข่าเทียมประเภทไม่ตัดเอ็นไขว้หลัง หายที่สุดผลของค่าความเค้นและพื้นที่สัมผัสถูกนำไปเปรียบเทียบกับการทดสอบด้วยเทคนิคแผ่นฟูจิจิฟิล์ม ซึ่งพบว่าผลการจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์มีแนวโน้มและค่าใกล้เคียงกัน

คำหลัก: ความเค้นสัมผัส, ข้อเข่าเทียม, การตัดเอ็นไขว้หลัง, ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

Abstract

The objective of the research is a comparative study of contact stress distribution and the contact area between posterior-stabilized and cruciate-retaining total knee arthroplasty by finite element method and mechanical testing. The 3D models of a femoral component and tibial insert were reconstructed. Loads were applied variation according to knee flexion angle as PI-17 standard in a range of 0 to 90 degrees by Abaqus knee simulator (Dassault systems). The result found that contact stress and contact area of the tibial insert

BME0005

vary according to knee flexion angle. In the case of cruciate-retaining (CR) total knee arthroplasty had a range of contact stress 18.55 MPa to 57.00 MPa and contact area had 275.02 mm² to 602.28 mm² while posterior stabilized (PS) total knee arthroplasty had a range of contact stress 28.32 MPa to 76.88 MPa and contact area had 223.12 mm² to 266.26 mm². The tibial insert of PS had a contact area on a post-cam at 60 degrees which affected contact stress on the tibial insert decreasing compared to CR. Finally, contact stress and contact area value were compared with mechanical testing using the Fujifilm technique. The result revealed that the finite element method tends to similarly test.

Keywords: Contact stress, Total Knee Arthroplasty (TKA), Posterior Stabilization, Finite Element Method

1 บทนำ

ข้อเข่าของมนุษย์มีลักษณะเป็นข้อต่อระหว่างกระดูกสองชิ้นที่มีผิวกระดูกที่ข้อต่อสัมผัสกันและมีเส้นเอ็นซึ่งช่วยยึดไว้ด้วยกันเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหว และผิวข้อเข่ามีการเสียดสีกันอยู่ตลอดเวลา ทำให้เกิดการสึกหรอของผิวข้อเข่าและอีกสาเหตุหนึ่งเมื่อมีอายุมากขึ้น จะมีแนวโน้มเป็นโรคข้อเข่าเสื่อม [1] เมื่อมีอายุการข้อเข่าเสื่อม แนวทางการรักษามีหลากหลายวิธี เช่น การลดน้ำหนัก การฉีดยา หรือในกรณีที่มีอาการข้อเข่าเสื่อมมากจนไม่สามารถเดินได้ หรือใช้ชีวิตประจำวันไม่ได้ เป็นปกติ จะรักษาด้วยการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม (Total Knee Arthroplasty, TKA) ซึ่งเป็นการรักษาโรคข้อเข่าเสื่อมรุนแรงและช่วยฟื้นฟูให้ข้อเข่า สามารถเคลื่อนไหวได้เหมือนเดิม [2] โดยทั่ว ๆ ไปส่วนประกอบของข้อเข่าเทียม จะมีอยู่ 3 ส่วนคือ 1) ข้อเข่าเทียมส่วนกระดูกต้นขาส่วนปลายทำจากวัสดุประเภทโลหะหรือเซรามิก 2) ข้อเข่าเทียมส่วนกระดูกหน้าแข้งทำจากวัสดุประเภทโลหะหรือเซรามิก 3) ชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมทำจากวัสดุประเภทโพลีเอธิลีนหรือเซรามิก [3-5] ภายหลังจากการรักษาด้วยการผ่าตัดข้อเข่าเทียมแล้ว พบว่ามีรายงานความล้มเหลวหลังการผ่าตัดหลายกรณี เช่น การติดเชื้อ การหลุดของข้อเข่าเทียม การสึกหรอของหมอนรองข้อเข่าเทียมซึ่งการสึกหรอเป็นปัญหาหลักที่ส่งผลต่อความล้มเหลวภายหลังการผ่าตัด [6] หมอนรองข้อเข่าเทียมเป็นส่วนที่รองรับการเสียดสีที่เกิดจากการเคลื่อนไหวตลอดเวลา โดยพารามิเตอร์หลักที่เกี่ยวข้องต่อการสึกหรอประกอบด้วย ความเค้นสัมผัส พื้นที่สัมผัส ระยะการเคลื่อนที่ ปัจจัยเหล่านี้ส่งผลต่ออายุการใช้งานของหมอนรองข้อเข่าเทียม โดยทั่ว ๆ ไปแล้วหมอนรองข้อเข่าเทียมจะมีอายุใช้งาน

อยู่ประมาณ 8-15 ปี [7-10] ในการออกแบบข้อเข่าเทียมแต่ละรูปแบบ ลักษณะรูปร่างของข้อเข่าเทียม สัดส่วนรัศมีความโค้งของชิ้นส่วนข้อเข่าเทียมที่สัมผัสกัน นั้นส่งผลต่อความเค้นสัมผัสที่เกิดขึ้น [12] โดยค่าความเค้นสัมผัสสามารถหาได้หลากหลายวิธี เช่น การคำนวณโดยใช้ทฤษฎีของเฮิร์ต การทดสอบทางกล [13] และการจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ในกรณีของปัญหาที่ซับซ้อนการคำนวณค่าความเค้นสัมผัสโดยใช้ทฤษฎีของเฮิร์ตอาจไม่สามารถกระทำได้ การทดสอบทางกลและการจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์จึงถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์หาค่าความเค้นสัมผัสที่เกิดขึ้น สำหรับการทดสอบทางกล เทคนิคฟูลฟิล์มได้ถูกนำมาใช้เพื่อหาค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสที่เกิดขึ้น อย่างไรก็ตามการทดสอบด้วยเทคนิควิธีแผ่นฟูลฟิล์มมีข้อจำกัดในเรื่องของ ไม่สามารถดูค่าแบบปัจจุบันได้ จะต้องนำฟิล์มที่ผ่านการทดสอบไปเข้าเครื่องสแกนเฉดสีเพื่อตรวจสอบค่าอีกครั้งหนึ่ง [14, 15] เพื่อให้สามารถทราบค่าความเค้นสัมผัสได้ทันที การทดสอบทางกลโดยใช้เครื่องทดสอบแบบ k-scan จึงเป็นวิธีการหนึ่งที่ถูกใช้เพื่อหาค่าความเค้นสัมผัส [16] การทดสอบทางกลโดยวิธีใช้เทคนิคฟูลฟิล์มและเครื่อง k-scan สามารถใช้ตรวจสอบค่าความเค้นสัมผัสได้ โดยที่วิธีเทคนิคฟูลฟิล์มจะมีข้อดีกว่าคือ ใช้ง่ายและราคาไม่แพง ส่วนวิธีของ k-scan จะมีค่าใช้จ่ายที่สูงมาก เพื่อลดค่าใช้จ่ายในการทดสอบ การจำลองการทดสอบด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์จึงถูกนำมาใช้เพื่อวิเคราะห์หาค่าความเค้นและการเสียดสีที่เกิดขึ้น [17, 18] ในปัจจุบันมีการศึกษาหาค่าความเค้นและพื้นที่สัมผัสของเปลี่ยนข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้กับข้อเข่าเทียมแบบไม่ตัดเอ็นไขว้หลัง

การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 35
วันที่ 20 - 22 กรกฎาคม พ.ศ. 2564 จังหวัดนครปฐม



BME0005

ซึ่งมีการออกแบบที่ไม่เหมือนกันแต่ยังไม่ได้ศึกษาถึงพฤติกรรม การงอของข้อเข่าที่แตกต่างกันระหว่างสองประเภทนี้แล้วเกิด ค่าความเค้นและพื้นที่สัมผัสที่เปลี่ยนแปลงไปอย่างเห็นได้ชัด

ดังนั้นวัตถุประสงค์ของการศึกษานี้ เพื่อศึกษาเชิง เปรียบเทียบของพฤติกรรม การกระจายความเค้นและพื้นที่ สัมผัสบนชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมระหว่างข้อเข่าเทียม ประเภทตัดและไม่ตัดเอ็นไขว้หลังโดยการจำลองด้วยระเบียบ วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการทดสอบโดยใช้เทคนิคฟูจิฟิล์ม

2 กระบวนการทำวิจัย

2.1 แบบจำลองข้อเข่าเทียม

ในบทความนี้ศึกษาพื้นที่สัมผัสและความเค้นสัมผัส ของ ข้อเข่าเทียมยี่ห้อ Implant cast (IC) โดยศึกษาข้อเข่าเทียม สองประเภท ได้แก่ ข้อเข่าเทียมประเภทตัดและไม่ตัดเอ็นไขว้ หลัง โดยข้อเข่าเทียมประเภทไม่ตัดเอ็นไขว้หลัง (Posterior-cruciate retaining, CR) จะมีการออกแบบส่วนหมอนรองข้อ เข่าเทียมแบบผิวโค้งรับกับกระดูกต้นขาส่วนปลาย และข้อเข่า เทียมประเภ ตัดเอ็นไขว้หลัง (Posterior-cruciate substituting, PS) จะมีการออกแบบกลไกลูกเบี้ยว (Post-cam mechanism) เพื่อทดแทนเอ็นไขว้หลังที่ถูกตัดไป ซึ่ง ข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภทมีการออกแบบที่แตกต่างกัน ข้อ เข่าเทียมประเภทไม่ตัดเอ็นไขว้หลัง จะมีพื้นผิวสัมผัสขนาดใหญ่ ส่งผลต่อการกระจายตัวของแรงได้มากกว่าข้อเข่าเทียม ประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง แบบจำลองสามมิติของข้อเข่าเทียม ถูกสร้างขึ้นด้วยการใช้เทคนิควิศวกรรมย้อนรอย โดยข้อเข่า เทียม ส่วนฝากรอบกระดูกต้นขาส่วนปลาย และหมอนรองข้อ เข่าเทียมของข้อเข่าเทียมทั้งสองประเภท จะถูกนำไปสแกน ด้วยเครื่องสแกนสามมิติ ข้อมูลจากการสแกนจะถูกนำไปสร้าง เป็นแบบจำลองสามมิติด้วยโปรแกรมทางด้านวิศวกรรมย้อน รอย Geomagic design X (3D System, LUXEMBOURG)

2.2 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ข้อเข่าเทียม

จากนั้นแบบจำลองสามมิติของชิ้นส่วนข้อเข่าเทียมจะ ถูกนำไปปรับปรุงด้วยโปรแกรมช่วยออกแบบทางวิศวกรรม ชื่อ Solidworks (Dassault, USA) หลังจากปรับปรุง แบบจำลองสามมิติของชิ้นส่วนข้อเข่าเทียมแล้ว แบบจำลอง ดังกล่าวจะถูกนำไปสร้างเป็นแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ดัง

แสดงในรูปที่ 1 และ 2 โดยใช้โปรแกรมช่วยงานทางวิศวกรรม ชื่อ Abaqus Knee Simulator (Dassault, USA) กำหนดให้ แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์มีขนาดเอลิเมนต์เท่ากับ 1 มม. โดยจำนวนของเอลิเมนต์และจำนวนจุดต่อของแบบจำลอง ของฝากรอบกระดูกต้นขาส่วนปลายของข้อเข่าเทียมประเภท ไม่ตัดเอ็นไขว้หลังมีจำนวน 29,058 เอลิเมนต์ 14,531 จุดต่อ และหมอนรองข้อเข่าเทียมมี 19,598 เอลิเมนต์ 22,984 จุด ต่อ ส่วนข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมี 34,722 เอลิ เเมนต์ 17,361 จุดต่อ และหมอนรองข้อเข่าเทียมมี 28,520 เอลิ เเมนต์ 32,996 จุดต่อ ในแบบจำลองฝากรอบกระดูกต้นขาใช้ แบบจำลองเป็นของแข็ง ไม่คำนึงถึงการเสีรูปร่าง จึงใช้เอลิเมนต์ แบบ tetrahedral ในขณะที่หมอนรองข้อเข่าเทียมใช้เอลิ เเมนต์แบบ hexahedral ซึ่งเพิ่มประสิทธิภาพในการดูการ กระจายตัวบนผิว

2.3 คุณสมบัติวัสดุ

ชิ้นส่วนฝากรอบกระดูกต้นขาส่วนปลาย มีคุณสมบัติ เป็นวัสดุไม่เสีรูปร่าง ส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมทำจากวัสดุโพลี เอทิลีนโมลิกูลสูง (UHMWPE) มีค่าโมดูลัสของความยืดหยุ่น เท่ากับ 970 MPa และอัตราส่วนปัวซองมีค่าเท่ากับ 0.46 [4- 7, 16]



รูปที่ 1 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของข้อเข่าเทียมประเภท ไม่ตัดเอ็นไขว้หลัง ฝากรอบกระดูกต้นขาส่วนปลาย (บน) หมอนรองข้อเข่าเทียม (ล่าง)

BME0005



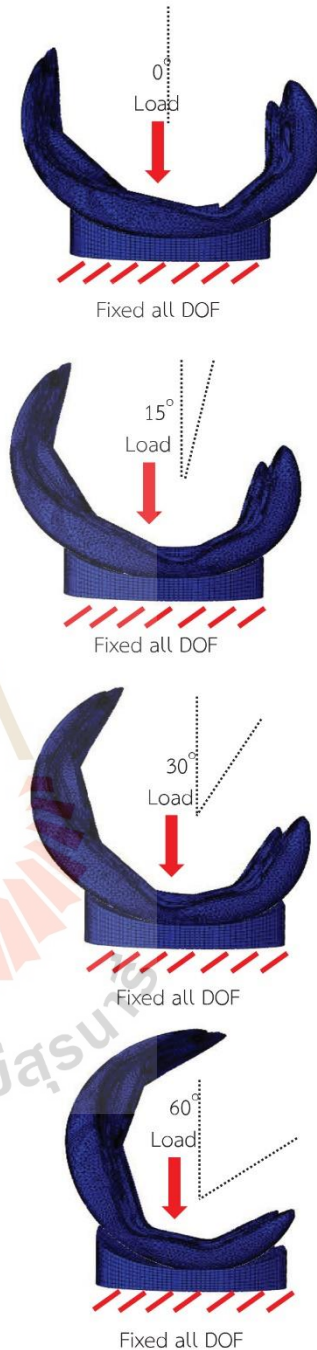
รูปที่ 2 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง ผาครอบกระดูกต้นขาส่วนปลาย (บน) หมอนรองข้อเข่าเทียม (ล่าง)

2.4 เงื่อนไขขอบเขต

การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตได้กำหนดตามมาตรฐานการทดสอบ PI-17 โดยจะทดสอบการงอข้อเข่าที่ตำแหน่งมุมงอ 0, 15, 30, 60 และ 90 องศา โดยแต่ละมุมงอจะใช้แรงทดสอบที่ 4, 4.5, 5 และ 4.5 เท่าของน้ำหนักตัวเฉลี่ยของคนทั่วไปที่ 74 กิโลกรัม [19] หรือ 2,901, 2,901, 3,267, 3,626 และ 3,267 นิวตัน ตามลำดับ ดังแสดงในตารางที่ 1 รูปที่ 3 แสดงการจำลองการทดสอบที่มุมงอต่าง ๆ โดยกำหนดค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานระหว่างข้อเข่าเทียมกระดูกต้นขาส่วนปลายและหมอนรองข้อเข่าเทียมคือ 0.04 [10]

ตารางที่ 1 ตารางแสดงค่าการทดสอบทางกลของ PI-17

แรง (นิวตัน)	องศาหมอนงอ
2,901	0
2,901	15
3,267	30
3,626	60
3,267	90

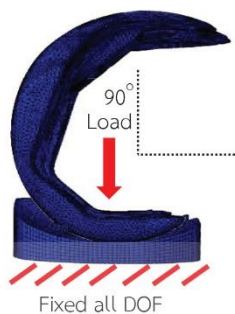


รูปที่ 3 การจำลองการทดสอบการงอข้อเข่าที่มุม 0, 15, 30, 60 และ 90 องศา

การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 35
วันที่ 20 - 22 กรกฎาคม พ.ศ. 2564 จังหวัดนครปฐม



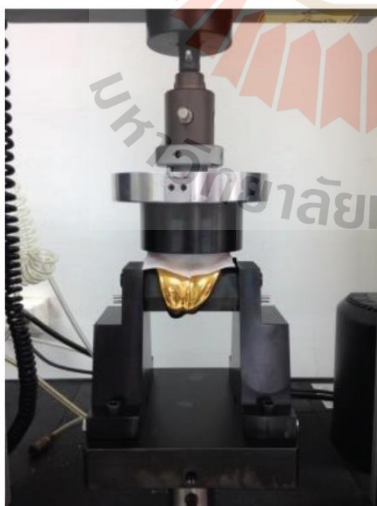
BME0005



รูปที่ 3 (ต่อ) การจำลองการทดสอบการงอข้อเหวี่ยงที่มุม 0, 15, 30, 60 และ 90 องศา

2.5 การทดสอบทางกลข้อเหวี่ยงโดยใช้เทคนิคฟูจิฟิล์ม

ในการทดสอบทางกล จะใช้เครื่องทดสอบการกดแบบมาตรฐาน (UTM) สำหรับการศึกษาหาค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสโดยใช้แผ่นฟูจิฟิล์ม ในการทดลองได้ออกแบบอุปกรณ์จับยึดข้อเหวี่ยงส่วนฝาครอบกระดุกต้นขาส่วนปลายและหมอนรองข้อเหวี่ยง การทดสอบใช้แรงกดจากเครื่อง UTM โดยมีแผ่นฟูจิฟิล์มคั่นอยู่ระหว่างฝาครอบกระดุกต้นขาส่วนปลายและหมอนรองข้อเหวี่ยง โดยกดค้างไว้ 2 นาที ดังแสดงตามรูปที่ 4



รูปที่ 4 ทดสอบหาค่าความเค้นสัมผัสของข้อเหวี่ยงด้วยแผ่นฟูจิฟิล์ม

การทดลองด้วยแผ่นฟูจิฟิล์ม จะมีหลายช่วงความเค้น ซึ่งในการทดลองนี้ ได้ทำการทดลองด้วยเครื่อง UTM กดที่มุม 0 องศา ด้วยแรงกด 2901 นิวตัน จนพบว่าช่วงของแผ่นฟูจิฟิล์มที่มีความเหมาะสมคือ ช่วงของความเค้นตั้งแต่ 10 ถึง 50 MPa ดังนั้นแผ่นฟูจิฟิล์มที่ช่วงความเค้นดังกล่าวจึงถูกนำไปทดสอบความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสที่เกิดขึ้นในชุดข้อเหวี่ยง ผลที่ได้จากการทดสอบ แผ่นฟูจิฟิล์มจะเกิดเฉดสีซึ่งแสดงค่าความเค้นที่เกิดขึ้น ตำแหน่งสัมผัสที่มีสีแดงเข้มบ่งบอกว่าเกิดการกดอัดสูงในขณะที่สีแดงอ่อนหมายถึงมีการกดอัดต่ำดัง โดยแผ่นฟิล์มจะถูกนำไปสแกนเพื่ออ่านข้อมูล หลังจากนั้นข้อมูลจะถูกวิเคราะห์หาค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสโดยโปรแกรม FPD8020win

3. ผลการศึกษา

3.1 ผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

ผลการวิเคราะห์ค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสที่เกิดขึ้นระหว่างข้อเหวี่ยงทั้งแบบไม่ตัดเอ็นไขว้หลังและตัดเอ็นไขว้หลัง โดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ แสดงค่าได้ตามรูปที่ 5ก และ 5ข

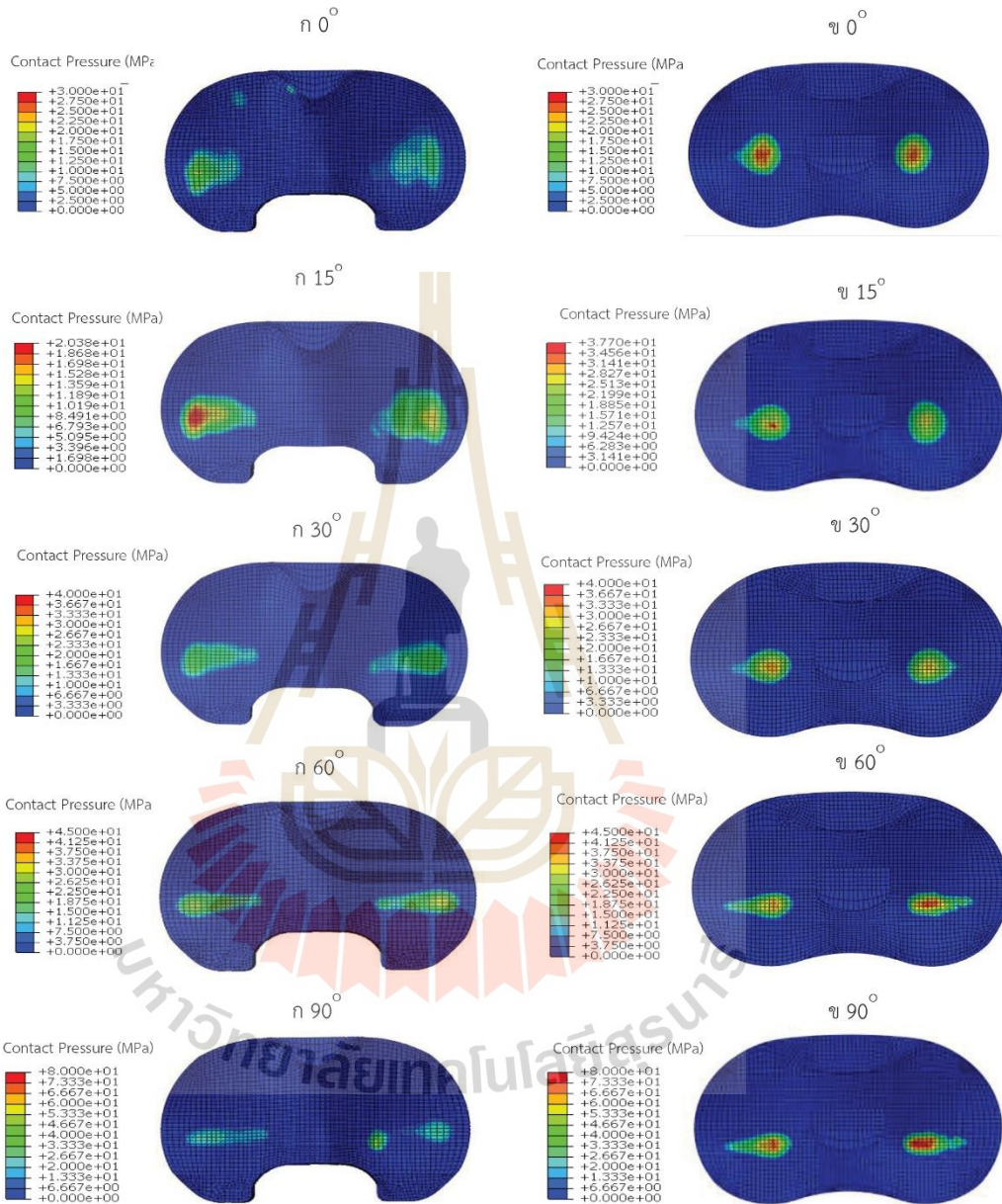
รูปที่ 5ก แสดงค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในข้อเหวี่ยงแบบไม่ตัดเอ็นไขว้หลังที่มุมมองศาการองต่าง ๆ จะพบว่าที่แต่ละมุมการงอ ค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสที่เกิดขึ้นจะมีขนาดแตกต่างกัน และลักษณะรูปร่างของพื้นที่สัมผัสจะค่อย ๆ เปลี่ยนจากรูปร่างคล้ายวงกลมเป็นรีวงตามมุมมองศาการองที่มากขึ้น

รูปที่ 5ข แสดงค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในข้อเหวี่ยงแบบไม่ตัดเอ็นไขว้หลังที่มุมมองศาการองต่าง ๆ จะพบว่าที่แต่ละมุมการงอ ค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสที่เกิดขึ้นจะมีขนาดแตกต่างกัน และลักษณะรูปร่างของพื้นที่สัมผัสจะค่อย ๆ เปลี่ยนจากรูปร่างคล้ายวงกลมเป็นรีวงตามมุมมองศาการองที่มากขึ้นคล้าย ๆ กับข้อเหวี่ยงแบบไม่ตัดเอ็นไขว้หลังแต่มีขนาดของพื้นที่สัมผัสน้อยกว่า

การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 35
วันที่ 20 - 22 กรกฎาคม พ.ศ. 2564 จังหวัดนครปฐม



BME0005

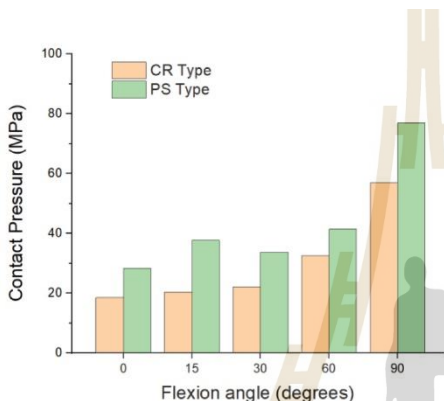


รูปที่ 5ก ค่าความเค้นสัมผัสที่เกิดขึ้นบนหมอนรองข้อเข่าเทียมของข้อเข่าเทียมประเภทไม่ตัดเอ็นไขว้หลัง (ด้านซ้าย) มุมองศาการงอเข่า 0, 15, 30, 60, และ 90 องศา, และรูปที่ 5ข ข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง (ด้านขวา) มุมองศาการงอเข่า 0, 15, 30, 60, และ 90 องศา

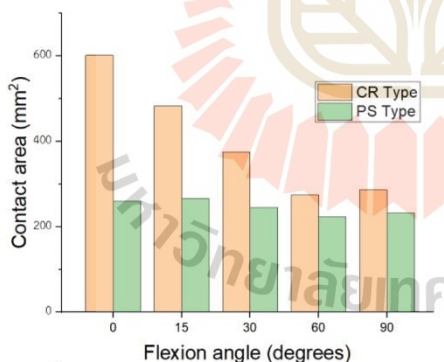


BME0005

เพื่อเปรียบเทียบค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสที่เกิดขึ้นระหว่างข้อเข่าเทียมทั้งแบบไม่ตัดเอ็นไขว้หลังและตัดเอ็นไขว้หลังจากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ค่าความเค้นสัมผัสสูงสุดและค่าพื้นที่สัมผัสที่เกิดขึ้นที่เกิดขึ้นที่มุมต่าง ๆ จะถูกนำไปเปรียบเทียบกับกราฟแท่งดังแสดงตามรูปที่ 6 และ 7



รูปที่ 6 ค่าความเค้นสัมผัสของข้อเข่าเทียมประเภทตัดและไม่ตัดเอ็นไขว้หลัง



รูปที่ 7 ค่าพื้นที่สัมผัสของข้อเข่าเทียมประเภทตัดและไม่ตัดเอ็นไขว้หลัง

รูปที่ 6 แสดงค่าความเค้นสัมผัสของแบบจำลองข้อเข่าเทียมประเภทไม่ตัดเอ็นไขว้หลังเปรียบเทียบกับค่าความเค้นสัมผัสของแบบจำลองข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังแบบจำลองข้อเข่าเทียมแบบประเภทไม่ตัดเอ็นไขว้หลังมีค่าความเค้นสัมผัสที่ 18.55, 20.37, 22.18, 32.50 และ 57.00 MPa ที่มุมองศา 0, 15, 30, 60 และ 90 องศา ตามลำดับ

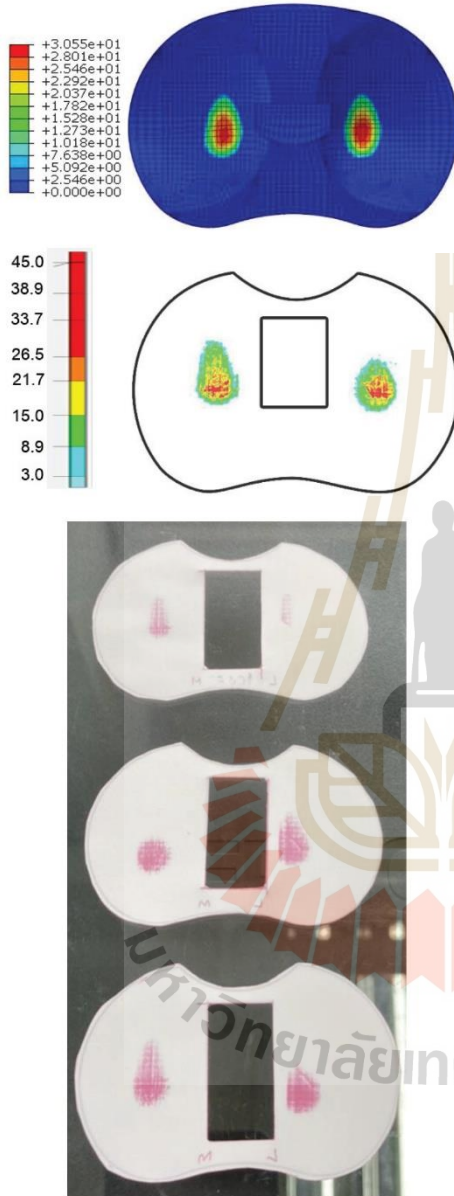
ส่วนค่าความเค้นสัมผัสของแบบจำลองข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีค่า 28.32, 27.69, 33.70, 41.46 และ MPa 76.88 ที่มุมองศา 0, 15, 30, 60, และ 90 องศาตามลำดับ จากกราฟจะเห็นว่าค่าความเค้นสัมผัสของแบบจำลองข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีค่าความเค้นสัมผัสที่สูงกว่าข้อเข่าเทียมประเภทไม่ตัดเอ็นไขว้หลังในทุกมุมองศาการงอ

รูปที่ 7 แสดงพื้นที่สัมผัสของแบบจำลองข้อเข่าเทียมแบบไม่ตัดเอ็นไขว้หลังเปรียบเทียบกับค่าความเค้นสัมผัสของแบบจำลองข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลังโดยซึ่งแบบจำลองข้อเข่าเทียมแบบไม่ตัดเอ็นไขว้หลังมีค่าพื้นที่สัมผัสที่ 602.27, 483.33, 374.85, 275.02 และ 286.73 มม.² ที่มุมองศาการงอ 0, 15, 30, 60 และ 90 องศา ตามลำดับ และพื้นที่สัมผัสของแบบจำลองข้อเข่าเทียมแบบทดแทนเอ็นไขว้หลังมีค่า 259.90, 266.29, 245.48, 223.12 และ 232.64 มม.² ที่มุมองศาการงอ 0, 15, 30, 60 และ 90 องศา ตามลำดับ จากกราฟเมื่อเปรียบเทียบแบบข้อเข่าเทียมสองชนิดพบค่าความพื้นที่สัมผัสของแบบจำลองข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมีค่าพื้นที่สัมผัสที่ต่ำกว่าข้อเข่าเทียมประเภทไม่ตัดเอ็นไขว้หลังในทุกมุมองศาการงอ

3.2 ผลการทดสอบด้วยเทคนิคฟูจิฟิล์ม

เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของค่าความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสระหว่างการทดลองด้วยฟูจิฟิล์มและระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ได้ทำการสร้างแบบจำลองอย่างง่ายของชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลังมาทำการทดสอบและวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ที่มุมองศาต่าง ๆ ผลการศึกษาแสดงค่าได้ตามรูปที่ 8 และตารางที่ 2

BME0005



รูปที่ 8 ผลวิเคราะห์ความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสบนหมอนรองข้อเข่าเทียมด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (บน) และการทดสอบในห้องปฏิบัติการ (ล่าง) ที่มุม 0 องศา

ตารางที่ 2 ค่าความเค้นสัมผัสสูงสุดและพื้นที่สัมผัสบนหมอนรองข้อเข่าเทียมที่มุม 0 องศา

การทดลอง	ความเค้นสัมผัสสูงสุด (MPa)	พื้นที่สัมผัส (mm ²)
การทดสอบพหุฟิล์ม	36.34±2.5	133.20±6.4
วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์	30.55	196.13

จากรูปที่ 8 พบว่าค่าความเค้นสัมผัสที่ได้จากการทดสอบทั้งสองวิธีที่มุม 0 องศาการอง พบว่ามีค่าใกล้เคียงกัน แต่ค่าพื้นที่สัมผัสที่ได้มาจากการทดสอบทั้งสองวิธี ยังคงมีความแตกต่างกันอยู่ สาเหตุอาจมาจากวิธีการทดสอบในห้องปฏิบัติการมีความคลาดเคลื่อนจากการวางตำแหน่งของฟิล์มวัดแรงกด หรือเงื่อนไขในการจำลองกับการทดสอบมีความแตกต่างกัน

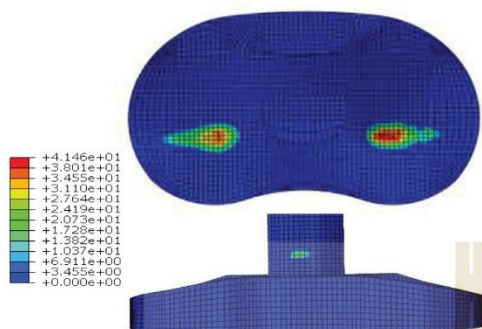
4 อภิปรายผล

ผลการจำลองด้วยวิธีระเบียบไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อเปรียบเทียบความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดและไม่ตัดเอ็นไขว้หลัง พบว่าข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลังมีความเค้นสัมผัสสูงกว่าข้อเข่าเทียมแบบไม่ตัดเอ็นไขว้หลัง ในทางตรงกันข้ามพื้นที่สัมผัสของข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลังจะมีพื้นที่สัมผัสที่น้อยกว่าข้อเข่าเทียมแบบไม่ตัดเอ็นไขว้หลังเนื่องจากข้อเข่าเทียมแบบไม่ตัดเอ็นไขว้หลังมีการออกแบบของชิ้นส่วนกระดูกต้นขาให้รับกับหมอนรองข้อเข่าเทียมจึงมีพื้นที่สัมผัสมากกว่าข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลัง [18] ขณะที่ข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลังมีการออกแบบกลไกลูกเบี้ยวที่ใช้ทดแทนเอ็นไขว้หลังที่ตัดออกไป ทำให้พื้นที่แนวโค้งที่เป็นส่วนสัมผัสกันมีน้อย จึงทำให้เกิดค่าความเค้นสูง [14] ดังนั้นพื้นที่สัมผัสและความเค้นสัมผัสจึงมีความสัมพันธ์กันแบบผกผัน กล่าวคือเมื่อพื้นที่สัมผัสมากขึ้นจะส่งผลให้ค่าความเค้นสัมผัสมีค่าลดลงในทางตรงกันข้ามถ้าพื้นที่สัมผัสน้อยลงค่าความเค้นสัมผัสก็จะเพิ่มขึ้น [18]

การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 35
วันที่ 20 - 22 กรกฎาคม พ.ศ. 2564 จังหวัดนครปฐม



BME0005



รูปที่ 9 ค่าความเค้นที่เกิดขึ้นบนหมอนรองข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลัง ที่มุม 60 องศา

นอกจากนี้ข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลังได้มีการออกแบบกลไกลูกเบี้ยว (Post-cam mechanism) เพื่อใช้ทดแทนเอ็นไขว้หลัง ซึ่งฝาครอบกระดูกหน้าแข้งส่วนปลายจะเริ่มสัมผัสกับกลไกทดแทนเอ็นไขว้หลังที่มีมุมประมาณ 60 องศา ซึ่งแสดงในรูปที่ 9 กลไกนี้ช่วยให้ข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลังสามารถงอเข้าได้สูง คืออยู่ในช่วง 0-135 องศา [20] อย่างไรก็ตามในการพิจารณาความเค้นสัมผัส และพื้นที่สัมผัสที่เกิดขึ้นควรพิจารณาในส่วนกลไกทดแทนเอ็นไขว้หลังนี้ด้วย ผลของการศึกษานี้สามารถใช้ข้อมูลพื้นฐานเพื่อเป็นแนวทางสำหรับการออกแบบข้อเข่าเทียมได้ [6, 7, 10, 14, 17]

ผลการตรวจสอบความถูกต้องของความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการทดสอบด้วยเทคนิคฟูจิฟิล์ม พบว่าค่าความเค้นสัมผัสที่ได้จากการทดสอบทั้งสองวิธีที่มุม 0 องศา มีค่าใกล้เคียงกัน แต่ค่าพื้นที่สัมผัสที่ได้มาจากการทดสอบทั้งสองวิธี ยังคงมีความแตกต่างกันอยู่ สาเหตุอาจจะมาจากวิธีการทดสอบในห้องปฏิบัติการมีค่าความคลาดเคลื่อนจากการวางตำแหน่งของฟิล์มวัดแรงกด หรือเงื่อนไขในการจำลองแตกต่างจากการทดสอบ และจากงานวิจัยที่ผ่านมาพบว่าการทดสอบด้วยฟูจิฟิล์มมีข้อผิดพลาดที่ 1% ถึง 27% [21] อีกทั้งความหนาของแผ่นฟูจิฟิล์มก็มีผลต่อความแม่นยำของแรงกดสัมผัสและพื้นที่สัมผัส [22] ด้วย การเลือกช่วงใช้งานของแผ่นฟูจิฟิล์มก็ส่งผลต่อความแม่นยำของความเค้นสัมผัสและพื้นที่สัมผัสด้วย เช่น

ความเค้นสัมผัสระหว่างเหล็กกับโพลีเมอร์อยู่ที่ประมาณ 1 ถึง 9.8 MPa ถ้าใช้แผ่นฟูจิฟิล์มที่มีช่วงใช้งานต่ำกว่า 1 MPa จะไม่สามารถแสดงผลของค่าความเค้นสัมผัสได้ [23] ด้วยเหตุผลเหล่านี้จึงทำให้ผลลัพธ์ที่ได้จากการจำลองและการทดสอบด้วยฟูจิฟิล์มมีความแตกต่างกันบ้าง

5 สรุปผล

พฤติกรรมการกระจายความเค้นและพื้นที่สัมผัสบนชิ้นส่วนหมอนรองข้อเข่าเทียมระหว่างข้อเข่าเทียมประเภทตัดและไม่ตัดเอ็นไขว้หลังมีความแตกต่างกัน โดยข้อเข่าเทียมประเภทไม่ตัดเอ็นไขว้หลังเกิดค่าความเค้นสัมผัสต่ำกว่าข้อเข่าเทียมประเภทตัดเอ็นไขว้หลัง และด้านพฤติกรรมของการเคลื่อนไหวหรือองศาการเดินของข้อเข่าที่เปลี่ยนมุมมองขาไปมีความแตกต่างกันระหว่างข้อเข่าเทียมแบบตัดและไม่ตัดเอ็นไขว้หลัง ซึ่งในข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลังจะมีลูกเบี้ยวตรงกลางซึ่งทำให้มุมองศาที่ 60 สัมผัสกันและถูกดันไปด้านหลังของหมอนรองข้อเข่าเทียม ทำให้พื้นที่สัมผัสข้อเข่าเทียมแบบตัดเอ็นไขว้หลังมีพื้นที่มากกว่าข้อเข่าเทียมแบบไม่ตัดเอ็นไขว้หลัง จากข้อสรุปนี้สามารถนำไปใช้ปรับปรุงกระบวนการออกแบบข้อเข่าเทียมได้

6 กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบพระคุณสาขาวิศวกรรมเครื่องกล สำนักวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ซึ่งสนับสนุนงานวิจัยในครั้งนี้

7 เอกสารอ้างอิง

- [1] R. Zdero, Z. Mahboob, and H. Bougherara, (2017). Fujifilm measurements of interfacial contact area and stress in articulating joints, *Experimental Methods in Orthopaedic Biomechanics*, chapter 16, pp. 251-266, R. Zdero, Ed., New York, NY, USA.
- [2] Keeney JA, Eunice S, Pashos G, Wright RW, Clohisy JC, (2010). What is the evidence for total knee arthroplasty in young patients?: A systematic review of the literature. *Clin Orthop Relat Res*, vol. 469(2), pp. 574-83.



BME0005

- [3] J.-N. A. Argenson, G. R. Scuderi, R. D. Komistek, W. N. Scott, M.A.Kelly, and J.-M. Aubaniac, (2005). In vivo kinematic evaluation and design considerations related to high flexion in total knee arthroplasty, *Journal of Biomechanics*, vol. 38, no. 2, pp. 277–284.
- [4] Collier JP, Currier BH, Kennedy FE, Currier JH, Timmins G, Jackson SK and Brewer RL, (2003). Comparison of cross-linked polyethylene materials for orthopaedic applications, *Clin Orthop Relat Res*, vol. 414, pp. 289–304.
- [5] Ratner, BD, Hoffman AS, Schoen FJ and Lemons JE. (2004). *Biomaterials Science*, 2nd edn., London, Elsevier, pp. 535–6.
- [6] Naudie DD, Ammeen DJ, Engh GA, Rorabeck CH, (2007). Wear and osteolysis around total knee arthroplasty, *J Am Acad Orthop*, vol 15(1), pp. 53–64.
- [7] H.M.J. McEwen, P.I. Barnett, C.J. Bell, R. Farrar, D.D. Auger, M.H. Stone, J. Fisher, (2005). The influence of design, materials and kinematics on the in vitro wear of total knee replacements, *Journal of Biomechanics*, Vol. 38, pp. 357–365.
- [8] Bohl JR, Bohl WR, Postak PD, Greenwald AS, (1999). The Coventry Award: The effects of shelf life on clinical outcome for gamma sterilized polyethylene tibial components, *Clin Orthop Relat Res*, 28, pp. 38–367.
- [9] R. Stephen J. Burnett, Scott Biggerstaff, Barbara H. Currier, John P. Collier and Robert L. Barrack, (2007). Unilateral Tibial Polyethylene Liner Failure in Bilateral Total Knee Arthroplasty Bilateral Retrieval Analysis at 8Years, *The Journal of Arthroplasty*, vol. 22(5), pp. 753–758.
- [10] Tomaso Villa, Francesco Migliavacca, Dario Gastaldi, Maurizio Colombo, Riccardo Pietrabissa., (2004). Contact stresses and fatigue life in a knee prosthesis: comparison between in vitro measurements and computational simulations, *Journal of Biomechanics*, 37, pp. 45–53.
- [11] Garino JP, Beredjiklian PK, (2007). *Adult reconstruction and arthroplasty: core knowledge in orthopaedics*. Philadelphia (PA, USA).
- [12] S.Hamai, K.Okazaki, T.Shimoto, H.Nakahara, H.Higaki, and Y. Iwamoto (2015). Continuous Sagittal Radiological Evaluation of Stair-Climbing in Cruciate-Retaining and Posterior Stabilized Total Knee Arthroplasties Using Image-Matching Techniques, *The Journal of Arthroplasty*, vol.30(5), pp. 864–869.
- [13] K.L. JOHNSON, (1985). *Contact Mechanics*, Cambridge University Press, Cambridge.
- [14] Cheng-Kung Cheng, Chang-Hung Huang, Jiann-Jong Liao, Chun-Hsiung Huang (2003). The influence of surgical malalignment on the contact pressures of fixed and mobile bearing knee prostheses—a biomechanical study, *Clinical Biomechanics*, 18, pp. 231–236.
- [15] DeMarco, A L; Rust, D A; Bachus, K N. (2000). *MEASURING CONTACT PRESSURE AND CONTACT AREA IN ORTHOPEDIC APPLICATIONS: FUJI FILM VS. TEKSCAN*, Orthopaedic Research Society.
- [16] Fujifilm Corporation, Tokyo (Japan), www.fujifilm.com/products/prescale, (NJ, USA): Pressure Metrics, Whitehouse Station, <https://www.pressuremetrics.com>. (2018).
- [17] Liggins AB, Stranart JCE, Finlay JB, Rorabeck CH, (1992). Calibration and manipulation of data from Fuji pressure-sensitive film. In: Little EG, editor. *Experimental mechanics: technology transfer between high tech engineering and biomechanics* Amsterdam (Netherlands), pp. 61–70.

การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 35
วันที่ 20 - 22 กรกฎาคม พ.ศ. 2564 จังหวัดนครปฐม



BME0005

[18] M.L. Harris, P. Morberg, W.J.M. Bruce, W.R. Walsh, (1999). An improved method for measuring tibio femoral contact areas in total knee arthroplasty: a comparison of K scan sensor and Fujifilm, *Journal of Biomechanics*, vol.32, pp. 951-958.

[19] Endolab., (2018). Determination of Total Knee Implant Contact Pressure, Standard test contact in TKA PI-17, <https://www.endolab.org/>.

[20] Tae Wan Kim, Shi Hwan Park, and Jeung Tak Suh, (2012). Comparison of Mobile-Bearing and Fixed-Bearing Designs in High Flexion Total Knee Arthroplasty: Using a Navigation System, *Knee Surg Relat Res*, vol. 24(1), pp. 25-33.

[21] K. N. Bachus, A. L. DeMarco, K. T. Judd, D. S. Horwitz, and D. S. Brodke, (2006). Measuring contact area, force, and pressure for bioengineering

applications: using Fuji Film and TekScan systems, *Medical Engineering and Physics*, vol. 28(5), pp. 483-488.

[22] Ahmed Sarwar, Simli Srivastava, Chris Chu, Alan Machin, Emil H. Schemitsch, Habiba Bougherara, Zahra S. Bagheri, and Radovan Zdero, (2017). Biomechanical Measurement Error Can Be Caused by Fujifilm Thickness: A Theoretical, Experimental, and Computational Analysis, *BioMed Research International* 11 pages, Article ID 4310314.

[23] S. Matsuda, V. G. Williams, L. A. Whiteside, and S. E. White, (1995). A comparison of pressure sensitive film and digital electronic sensors to measure contact area and contact stress, in *proceedings of 41st Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, Orlando, FL, USA.*

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ประวัติผู้เขียน

นายวิษณุพงศ์ ตะเคียน เกิดเมื่อวันที่ 30 มกราคม พ.ศ. 2529 จังหวัดนครราชสีมา เริ่มการศึกษา ระดับมัธยมศึกษาชั้นปีที่ 1-3 ที่โรงเรียนกาญจนาภิเษก จังหวัดชัยภูมิ ระดับมัธยมศึกษาชั้นปีที่ 4-6 ที่โรงเรียนสุรธรรมพิทักษ์ จังหวัดนครราชสีมา สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมเครื่องกล) จากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลอีสาน นครราชสีมา จังหวัดนครราชสีมา เมื่อปี พ.ศ. 2550 สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต (วิศวกรรมการบินและอวกาศ) จากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือเมื่อปี พ.ศ. 2555 จากนั้นเข้าศึกษาต่อในระดับปริญญาวิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกลและระบบกระบวนการ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี โดยได้รับทุนการศึกษาจากแหล่งทุนภายนอก (One Research One Graduate, OROG)

ขณะที่ศึกษาต่อในระดับดุษฎีบัณฑิตนั้น ได้มีประสบการณ์เป็นผู้สอนปฏิบัติการของสาขาวิชาวิศวกรรมยานยนต์ และเป็นอาจารย์ประจำที่มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลอีสาน นครราชสีมา และมีผลงานวิชาการที่ได้รับการเผยแพร่ในระหว่างที่กำลังศึกษาจำนวน 4 บทความ มีรายละเอียดดังปรากฏในภาคผนวก ข.

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี