

การพัฒนาคลังข้อมูลของงานวิจัยที่สามารถงอเข้าได้ในช่วงทำสัมพัทธ์พื้นขณะเดิน



บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2560
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

Development of Prosthetic Knee with Stance Flexion

Mr. Santiphap Phoengsongkhro



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Engineering Program in Mechanical Engineering
Department of Mechanical Engineering
Faculty of Engineering
Chulalongkorn University
Academic Year 2017
Copyright of Chulalongkorn University



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาเทคโนโลยีของขาเทียมที่สามารถงอเข้าได้ในช่วงเท้าสัมผัสพื้นขณะเดิน
โดย	นายสันติภาพ เพ็งสงเคราะห์
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(รองศาสตราจารย์ ดร. สุพจน์ เตชวรสินสกุล)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. วีระยุทธ ศรีธรรมาธิช)
..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ)
..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี)
..... กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ชนัตต์ รัตนสุมาวงศ์)
..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. กรรรมันต์ ชูประเสริฐ)

สันติภาพ เพ็งสงเคราะห์ : การพัฒนากลไกข้อเท้าเทียมที่สามารถงอเข้าได้ในช่วงเท้า
สัมผัสพื้นขณะเดิน (Development of Prosthetic Knee with Stance Flexion) อ.ที่
ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ผศ. ดร. ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: ผศ.
ดร. ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี, หน้า.

ในปัจจุบันกลไกข้อเท้าเทียมที่ผู้พิการในประเทศไทยใช้กันอย่างแพร่หลายคือกลไกหลาย
แกนหมุนชนิด 4 ข้อต่อ (four-bar linkage) เนื่องจากกลไกดังกล่าวมีเสถียรภาพที่ดีในการเดินแต่ไม่
สามารถงอเข้าได้ในช่วงเท้าสัมผัสพื้นขณะเดิน (Stance flexion) ซึ่งการงอเข้าในช่วงเท้าสัมผัสพื้นได้
เล็กน้อยในขณะเดินนั้นช่วยให้ผู้พิการลดพลังงานในการเดินเนื่องจากช่วยลดการเคลื่อนที่จุดศูนย์กลาง
ของร่างกายในแนวขึ้นลง โดยกลไกข้อเท้าหลายแกนหมุนที่สามารถงอเข้าได้เล็กน้อยในช่วงเท้าสัมผัส
พื้นในท้องตลาดมีกลไกชิ้นส่วนหลักที่มากกว่า 5 ชิ้นขึ้นไป ส่งผลให้ยากในการควบคุมการร่วมศูนย์ใน
การประกอบ การผลิต และซ่อมบำรุง ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อทำการออกแบบ สร้าง
และทดสอบกลไกข้อเท้าเทียมที่สามารถงอเข้าได้ในช่วงเท้าสัมผัสพื้นขณะเดิน ซึ่งงานวิจัยนี้ได้
ทำการออกแบบโดยใช้กลไกหลักเพียง 2 ชิ้น แล้วสามารถงอได้เหมือนธรรมชาติในช่วงเท้าสัมผัสพื้น
ขณะเดิน โดยใช้วิธีที่กลไกสามารถหมุนได้ 2 ทิศทาง คือตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกา แต่กลไก
เกิดการงอมาทางเดียวกันคือการพองอแบบเข้าคนปกติมาทางด้านหลังลำตัว โดยการออกแบบกลไก
four-bar linkage ให้พับงอแต่ละแบบจากการออกแบบจุดหมุน ICZV ของกลไกให้สัมพันธ์กับทิศทาง
ของแรงที่พื้นกระทำกับเท้า จากนั้นทำการแปลงกลไก four-bar linkage ให้เป็นกลไกแบบ Slot จน
เหลือกลไกหลักเพียง 2 ชิ้น หลังจากนั้นทำการผลิตและทดสอบเดินจริงด้วยอุปกรณ์จำลองผู้พิการขา
ขาดสำหรับคนปกติแล้วได้ผลสรุปว่ากลไกสามารถเดินได้และมีมุมงอเข้าที่เหมือนธรรมชาติโดยใน
จังหวะที่เท้าสัมผัสพื้นมีมุมสูงสุดที่ 9.29 องศา โดยออกแบบไว้ที่ 10 องศาและในจังหวะที่ เท้าลอย
พื้นพื้นมีมุมสูงสุดที่ 60 องศา ด้วยความเร็วในการเดินที่ 0.83 เมตรต่อวินาที แล้วทำการปรับปรุง
กลไกเพื่อให้ผ่านการทดสอบความแข็งแรงตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328 โดยทำการเปลี่ยนเพลลา
จากเพลลากลมเป็นเพลลาที่สัมผัสไปกับพื้นผิวของร่อง Slot เพื่อลดความเค้นที่เกิดขึ้นบนร่อง Slot
หลังจากการทดสอบวิธี Finite elements ด้วยโปรแกรม Ansys พบว่ากลไกดังกล่าวที่ถูกปรับปรุง
ใหม่สามารถผ่านการทดสอบความแข็งแรงตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328 สำหรับภาระแรงแบบ
P4 สำหรับผู้พิการที่มีน้ำหนักน้อยกว่า 80 กิโลกรัมสามารถใช้งานได้อย่างปลอดภัย

ภาควิชา	วิศวกรรมเครื่องกล	ลายมือชื่อนิสิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล	ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก
ปีการศึกษา	2560	ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม

5970420621 : MAJOR MECHANICAL ENGINEERING

KEYWORDS: POLYCENTRIC KNEE, PROSTHETIC KNEE WITH NATURAL FLEXION DURING STANCE PHASE, STABILITY, GAIT CYCLE, STANCE FLEXION

SANTIPHAP PHOENGSONGKHRO: Development of Prosthetic Knee with Stance Flexion. ADVISOR: ASST. PROF. PAIRAT TANGPORNPRASERT, Ph.D., CO-ADVISOR: ASST. PROF. CHANYAPHAN VIRULSRI, Ph.D., pp.

Presently, the popular polycentric knee in Thailand is four-bar prosthetic knee. Four-bar prosthetic knee has high stability but unable to flex knee with natural flexion during stance phase (Stance flexion). Stance flexion in gait cycle reduce energy consumed while walking and help amputee to walk normally. Polycentric knee with stance flexion in commercial has more than 5 components causing difficulty to control alignment in production and maintenance. This research aims to design, manufacture and test polycentric knee flexing in stance phase. Design of Slot joint (2 components) will reduce a number of parts to be less than those of the mechanism in commercial, resulting in reduction of costs of production while maintaining the function. We purpose a new idea of four-bar knee mechanism which can rotate in both directions for stance flexion and swing flexion. After that we synthesize the mechanism from four-bar (4 components) to slot joint (2 components). Then, we manufacture prosthetic knee and test walking. The result of this mechanism is similar to natural flexion of normal people during stance phase as designed. Maximum knee flexion in stance phase is 9.29 degrees. Maximum knee flexion in swing phase is 60 degrees by walking speed 0.83 m/s. After that, we improve the mechanism to pass the ISO 10328 structural testing. Prosthetic knee was improved by change from round shaft to bean shaft. Bean shaft increase contact area in order to reduce stress. Moreover, this prosthetic knee is sufficient strength for amputee who weight lower than 80 kg.

Department: Mechanical Engineering Student's Signature

Field of Study: Mechanical Engineering Advisor's Signature

Academic Year: 2017 Co-Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ และ ผศ.ดร.ชญาน์พันธ์ วิรุฬห์ศรี อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ได้ให้คำแนะนำ คำปรึกษา ทั้งทางด้านวิชาการ ด้านการใช้ชีวิต และทุนการศึกษา จนกระทั่งงานวิจัยชิ้นนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี ขอขอบคุณอาจารย์ทุกท่านที่ได้ให้วิชาความรู้ ขอขอบคุณ ครอบครัว รุ่นพี่ เพื่อนๆ ทุกคนที่ให้คำปรึกษาในส่วนต่างๆของงานวิจัย และสุดท้ายขอขอบพระคุณภาควิชาเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ที่สนับสนุนทุนการศึกษา และสถานที่ในการทำวิจัย และติดต่อประสานงานต่างๆให้งานวิจัยนี้สำเร็จไปได้ด้วยดี และสุดท้ายนี้ ข้าพเจ้าหวังว่างานวิจัยชิ้นนี้จะเป็นประโยชน์ต่อการพัฒนาประเทศชาติทั้งในแง่วิชาการและในแง่คุณภาพชีวิตที่ดีขึ้นของผู้พิการขาขาดเหนือหัวเขา



สารบัญ

หน้า

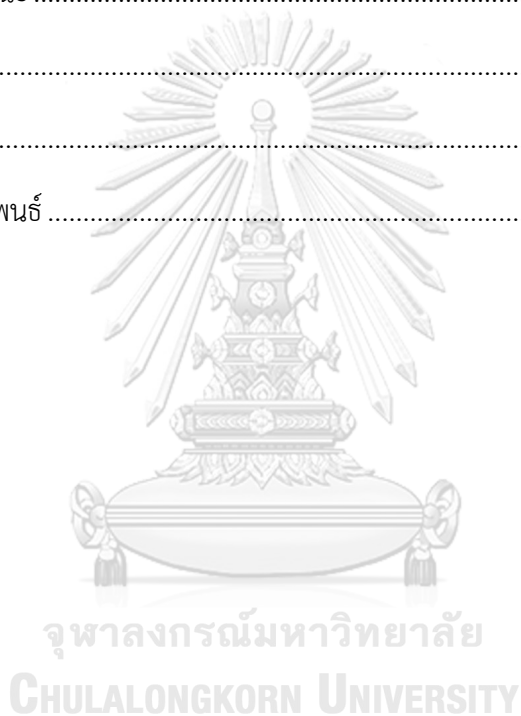
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	1
สารบัญภาพ	1
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	3
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย.....	3
1.4 ประโยชน์คาดว่าจะได้รับ.....	3
1.5 ขั้นตอนในการทำงานวิจัยโดยสรุป.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องและปริทัศน์วรรณกรรม	5
2.1 กายวิภาคศาสตร์ของเข่า (Anatomy of human knee).....	5
2.1.1 ระนาบและแกนของร่างกาย	5
2.1.2 การเคลื่อนที่ของเข่าและสะโพก.....	5
2.2 วงจรการเดิน (Gait cycle)	7
A Initial Contract (Heel strike) คือ จังหวะที่ส้นเท้าข้างที่พิจารณาเริ่มสัมผัสกับพื้น โดยเป็นช่วงที่เท้าทั้ง 2 ข้างสัมผัสกับพื้น มีมุมของข้อเข่าจะยืดตึงสุด (Full extension) ส่วนสะโพกจะ Flexion 30 องศา.....	7
B Loading Response (Foot flat) คือ สะโพกเคลื่อนที่มาทาง Extension อย่างช้าๆ เป็นจังหวะที่น้ำหนักถูกถ่ายเทมาที่ขาเพียง1ข้าง ซึ่งมุมข้อเข่าจะเพิ่มขึ้นเป็น 15 - 20 องศา.....	7

C	Mid stance คือ จังหวะที่ข้อสะโพกเคลื่อนที่จาก 10 องศา ของ Flexion ไปทางด้าน Extension เป็นจังหวะที่น้ำหนักของร่างกายลงเต็มไปที่ขาข้างหนึ่ง ลำตัวช่วงบน เคลื่อนที่มาอยู่ในตำแหน่งเดียวกับขา ทำให้มีความสมดุลเกิดขึ้นส่งผลให้ทิศทางของแรงที่พื้นกระทำต่อขามีทิศทางที่พุ่งขึ้นมาขนานกับลำตัว ซึ่งมุมงอของเข่าจะ Flexion เพิ่มขึ้น เป็นมุมงอที่สูงที่สุดแล้วจากนั้นจะเริ่ม Extension ทำให้มุมงอเข่าลดลงจาก 20 เป็น 8 องศา	7
D	Terminal Stance คือ จังหวะที่สะโพกงอมาทางด้าน Extension ประมาณ 10 องศา ซึ่งเป็นจังหวะที่ส้นเท้ายกลอยจากพื้นในขณะที่ฝ่าเท้ายังสัมผัสพื้นอยู่ โดยมุมงอของเข่าจะ ลดลงจาก 8 เป็น 5 องศา แล้วเพิ่มขึ้นเป็น 12 องศา	7
E	Toe Off (Pre Swing) คือ จังหวะที่ปลายเท้ายกขึ้นจากพื้นและกำลังจะลอยไปในอากาศ ซึ่งเป็นจุดเริ่มต้นของ Swing phase มุมงอข้อเข่าเพิ่มขึ้นจาก 12 องศาเป็น 20 องศา.....	7
F	Initial & Mid-swing คือ จังหวะที่เท้าลอยไปในอากาศ ซึ่งมุมงอเข่าจะเริ่มพับไปงอไปมากที่สุดที่ 60 องศาแล้วเริ่มยืดกลับตริ่งเหมือนเดิมที่ 0 องศา สะโพกเคลื่อนที่ Flexion	8
G	Terminal swing คือ จังหวะที่เท้าที่พิจารณาจะกลับมาสัมผัสกับพื้นในจังหวะ Heel strike	8
	2.2.1 การงอเข่าในท่า Stance flexion	8
	2.2.2 แรงที่พื้นโลกกระทำต่อเท้าในวงจรการเดิน (Ground reaction force of gait cycle).....	9
2.3	ความมีเสถียรภาพของกลไกข้อเข่า.....	11
	2.3.1 การป้องกันการพังของข้อเข่าเทียมในจังหวะ Heel strike	11
	2.3.2 การควบคุมการพังข้อเข่าเทียมในจังหวะ toe off	13
2.4	ชนิดของกลไกข้อเข่าที่ใช้อยู่ในปัจจุบัน	13
	2.4.1 กลไกหลายแกนหมุนชนิด 4 ข้อต่อ (Four bar linkage) Otto bock 3R36	13
	2.4.2 กลไกหลายแกนหมุนชนิด 5 ข้อต่อ (Five bar linkage) Otto bock 3R60	15
	2.4.3 กลไกหลายแกนหมุนชนิด 6 ข้อต่อ (Six bar linkage) Total knee 2100	18
	2.4.4 กลไกหลายแกนหมุนชนิด 6 ข้อต่อ (Six bar linkage) NK-6 Symphony.....	19

2.4.5 กลไกหลายแกนหมุนที่สามารถงอได้ในท่า Stance flexion ในงานวิจัยของ Huiqun Fu	20
2.5 วิเคราะห์เสถียรภาพของกลไกข้อเข้าแต่ละชนิดขณะทำงานในช่วง Stance phase	21
2.6 สรุปผลการศึกษาปริทัศน์วรรณกรรมและกำหนดแนวทางในการออกแบบ	22
บทที่ 3 แนวคิดการออกแบบข้อเข้าเทียม และการออกแบบเบื้องต้น	23
3.1 แนวคิดในการออกแบบข้อเข้าเทียม	23
3.2 การออกแบบ Kinematic	24
3.3 กำหนดเงื่อนไขที่ใช้ในการสังเคราะห์กลไก	25
3.4 สังเคราะห์กลไก	25
3.4.1 กลไกที่ทำให้เข่างอได้ในจังหวะ Swing phase (กลไก Swing flexion).....	26
3.4.2 กลไกที่ทำให้เข่างอได้ในจังหวะ Stance phase (กลไก Stance flexion).....	27
3.5 การทำงานของกลไกขณะเดิน	32
3.6 Motion simulation	33
3.7 ผลลัพธ์ของการ Simulation	35
3.8 อภิปรายผล	35
3.9 เปลี่ยนกลไก 4 ข้อต่อ เป็นกลไกแบบ Slot เพื่อลดจำนวนชิ้นส่วนของกลไกหลัก	36
บทที่ 4 การออกแบบและผลิตข้อเข้าเทียมแบบที่ 1	39
4.1 การออกแบบชิ้นส่วนต่างๆของกลไกแบบที่ 1	39
4.1.1 กลไกหลักชิ้นบนที่ติดเข้าสะโพก (กลไกหลักชิ้นที่ 1).....	40
4.1.2 กลไกหลักชิ้นล่างที่ติดกับหน้าแข้งเทียมและเท้าเทียม (กลไกหลักชิ้นที่ 2).....	41
4.1.3 แกนเพลลา	42
4.1.4 สปริงของกลไก Swing flexion	42
4.1.5 สปริงของกลไก Stance flexion	42

4.1.6	แกนเพลายืดสปริง	43
4.1.7	ตัวหน่วงแรงเสียดทาน	43
4.2	ผลการทดสอบวัตุมมของกลไกแบบที่1	45
4.3	ผลการทดสอบเดินจริงของกลไกแบบที่ 1.....	45
4.4	ปัญหาที่พบและวิธีการแก้ไข	47
บทที่ 5	การปรับปรุงการออกแบบและผลิตกลไกข้อเข้าเทียม.....	49
5.1	การปรับปรุงการออกแบบกลไก 4 ข้อต่อ	49
5.2	วิธีการออกแบบกลไกข้อเข้าให้สามารถเคลื่อนที่ผ่านจุด ICZV ระยะอนันต์ได้.....	51
5.3	การปรับปรุงการออกแบบสปริง Stance flexion.....	54
5.3.1	คำนวณ K สปริง Stance flexion.....	57
5.3.2	ออกแบบสปริง Stance flexion ด้วยวิธี Finite element ด้วยโปรแกรม Ansys.....	59
5.4	เปลี่ยนแปลงอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับการทดสอบให้มีความแข็งแรงมากขึ้น	62
5.5	การผลิตและประกอบ	63
บทที่ 6	การทดสอบข้อเข้าเทียม.....	67
6.1	ทดสอบเดินด้วยอุปกรณ์จำลองผู้พิการขาขาดเหนือหัวเข้าสำหรับคนปกติ.....	67
6.2	สรุปผลการเดินจริงด้วยอุปกรณ์จำลองผู้พิการขาขาดเหนือหัวเข้าสำหรับคนปกติ	69
6.3	การทดสอบความแข็งแรงของกลไกตามแนวทางมาตรฐานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรม ISO 10328 ด้วยวิธีการ Finite element.....	71
6.3.1	วิธีการติดตั้งและทดสอบ	71
6.3.2	สรุปผลการ Simulation ทดสอบความแข็งแรงตามมาตรฐาน ISO 10328 ของร่อง Slot เป็นอลูมิเนียม 7075 และเพลาทองเหลือง BC6C ในท่า Heel strike	77
6.3.3	สรุปผลการ Simulation ทดสอบความแข็งแรงตามมาตรฐาน ISO 10328 ของร่อง Slot เป็นเหล็ก P20 และเพลาทองเหลือง BC6C ในท่า Heel strike	77
6.3.4	การปรับปรุงกลไกเพื่อลด Stress ที่เกิดขึ้นบนร่อง Slot ของกลไกหลักชิ้นส่วนล่าง	78

6.3.5 การทดสอบวัฏจักรของกลไกข้อเข้าเทียม	82
6.3.6 การทดสอบความแข็งแรงพิสูจน์ของกลไกข้อเข้าเทียม	84
6.3.7 การทดสอบความแข็งแรงสูงสุดของกลไกข้อเข้าเทียม	86
บทที่ 7 สรุปผลงานวิจัย และข้อเสนอแนะ	88
7.1 สรุปผลงานวิจัย	88
7.2 ข้อเสนอแนะ	88
.....	89
รายการอ้างอิง	89
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	94



สารบัญตาราง

ตารางที่ 2. 1	สรุปกลไกข้อเข่าที่มีในท้องตลาดและงานวิจัย	22
ตารางที่ 6. 1	ตารางคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้สำหรับการทดสอบ	76
ตารางที่ 6. 2	สรุปผลการทดสอบด้วยแรงสูงสุดของความแข็งแรงล้าในท่า Heel strike ที่แรง 1230 N	77
ตารางที่ 6. 3	สรุปผลการทดสอบด้วยแรงสูงสุดของแรงวัฏจักรในท่า Heel strike ที่แรง 1230 N หลังจาก que เปลี่ยนวัสดุของกลไกขึ้นหลักด้านล่างจากอลูมิเนียม 7075 เป็น เหล็ก P20	78
ตารางที่ 6. 4	ผลการทดสอบด้วยแรงวัฏจักรในท่า Heel strike	83
ตารางที่ 6. 5	ผลการทดสอบด้วยแรงวัฏจักรในท่า Toe off	83
ตารางที่ 6. 6	ผลการทดสอบความแข็งแรงพิสูจน์	86
ตารางที่ 6. 7	ผลการทดสอบความแข็งแรงสูงสุด	87

สารบัญภาพ

รูปที่ 2. 2 Plane และแกนอ้างอิงต่างๆที่ใช้แบ่งส่วนของร่างกาย [21]	5
รูปที่ 2. 3 ขอบเขตการเคลื่อนที่ของข้อเข่าและกำหนดวิธีการบอกมุมมองศาของการเคลื่อนที่ [22]	6
รูปที่ 2. 4 แสดงวิธีบอกทิศทางการเคลื่อนที่ของข้อเข่า [23].....	6
รูปที่ 2. 5 วิธีการบอกทิศทางการเคลื่อนที่ของข้อสะโพก [24].....	6
รูปที่ 2. 6 วงจรการเดิน [25].....	8
รูปที่ 2. 7 กราฟมุมมองศาการงอของข้อเข่าเทียบกับเปอร์เซ็นต์วงจรการเดินที่ขณะต่างๆ.....	8
รูปที่ 2. 8 ลักษณะการงอในท่า Stance flexion [26].....	9
รูปที่ 2. 9 เปรียบเทียบลักษณะท่าทางการเดินที่ไม่มีกับมีการงอในท่า Stance flexion	9
รูปที่ 2. 10 แสดงขนาดของแรงในทิศทาง z (เส้นทึบ) และ x (เส้นประ) เทียบกับเปอร์เซ็นต์วงจรการเดิน [27]	10
รูปที่ 2. 11 แสดงทิศทางของเส้น Ground reaction force ในช่วงต่างๆของวงจรการเดิน	10
รูปที่ 2. 12 แสดงขนาดและทิศทางของ GRF ของวงจรการเดินที่กระทำต่อฝ่าเท้าเทียบกับกระดูกหน้าแข้ง	11
รูปที่ 2. 13 ทิศของ Ground reaction force ในจังหวะ Heel strike ของ (a) ไม่มีโมเมนต์ที่สะโพก, (b) มีโมเมนต์ที่สะโพกในทิศ Extension [28]	12
รูปที่ 2. 14 แสดงถึงโซนที่มีเสถียรภาพที่สามารถควบคุมได้ของข้อเข่าเทียม [11]	12
รูปที่ 2. 15 จุด Instantaneous Center of Zero Velocity (ICZV) [29]	13
รูปที่ 2. 16 จุด ICZV ของกลไก 4 ข้อต่อที่ออกแบบให้อยู่ในบริเวณโซนเสถียรภาพ [30].....	14
รูปที่ 2. 17 การทำงานของกลไก 4 ข้อต่อ.....	15
รูปที่ 2. 18 กราฟมุมมองของข้อเข่าเทียบกับเปอร์เซ็นต์วงจรการเดิน ซึ่งเส้นหนาคือของเข่าเทียมชนิด 4 ข้อต่อ และเส้นประคือขาจริง [14]	15
รูปที่ 2. 19 กลไก 5 ข้อต่อ Otto bock 3R60 [15]	16
รูปที่ 2. 20 วิธีการทำงานของกลไก 5 ข้อต่อ.....	16

รูปที่ 2. 21 วิธีการทำงานของกลไก Stance flexion ของกลไก 5 ข้อต่อ ขณะที่มีแรงผ่านในโชนสี เทารูปที่ 19 [15, 31]	17
รูปที่ 2. 22 กราฟมุมมองเข้าของกลไก 5 ข้อต่อ Otto bock 3R60 [15].....	17
รูปที่ 2. 23 รูปร่างและวิธีการทำงานของกลไก 6 ข้อต่อ Total knee 2100 [32].....	18
รูปที่ 2. 24 แนวคิดในการออกแบบของกลไก 6 ข้อต่อ NK-6 Symphony [33].....	19
รูปที่ 2. 25 วิธีการทำงานของกลไก 6 ข้อต่อ NK-6 Symphony [33]	19
รูปที่ 2. 26 กลไกจากงานวิจัยของ Huiqun Fu [19].....	20
รูปที่ 2. 27 กราฟมุมมองเข้างานวิจัยของ Huiqun Fu [19]	20
รูปที่ 3. 1 แนวคิดในการออกแบบกลไก 4 ข้อต่อ คือการหมุนของกลไกที่คนละทิศทางแต่ทำให้เกิดการงอ 2 รูปแบบคือ Stance flexion และ Swing flexion	23
รูปที่ 3. 2 (a) Stability zone of heel strike, (b) Stability zone of toe off, (c) Stability zone of gait cycle.	24
รูปที่ 3. 3 แสดงส่วนประกอบต่างๆของวิธีที่จะใช้สังเคราะห์กลไก	26
รูปที่ 3. 4 รูปร่างของกลไกและจุดหมุนทั้ง 3 จุดหมุนที่อยู่ในภายใต้เงื่อนไขที่กำหนดของกลไก Swing	26
รูปที่ 3. 5 ICZV และ การเคลื่อนที่ของกลไกที่ 1 ของกลไก Swing flexion	27
รูปที่ 3. 6 ICZV และ การเคลื่อนที่ของกลไกที่ 2 ของกลไก Swing flexion	27
รูปที่ 3. 7 การเคลื่อนที่และจุด ICZV ของกลไก Stance flexion	28
รูปที่ 3. 8 ทำนองของกลไกที่ 1	29
รูปที่ 3. 9 การเคลื่อนที่และจุด ICZV ของกลไกที่ 1	29
รูปที่ 3. 10 การเคลื่อนที่และจุด ICZV ของกลไกที่ 2	30
รูปที่ 3. 11 ขนาดรูปร่างโดยรวมของกลไก (a) กลไกที่ 1 (b) กลไกที่ 2.....	30
รูปที่ 3. 12 การเคลื่อนที่ของจุด ICZV ของ (a) กลไกที่ 1 (b) กลไกที่ 2.....	31
รูปที่ 3. 13 แสดงแรงที่พื้นกระทำต่อเท้าในช่วงต่างๆขณะเดิน	32
รูปที่ 3. 14 การทำงานของกลไกในจังหวะ Stance phase ที่สัมพันธ์กับ GRF	32

รูปที่ 3. 15	การทำงานของกลไกในจังหวะ Swing phase ที่สัมพันธ์กับ GRF	33
รูปที่ 3. 16	กราฟขนาดของแรง GRF ของคนปกติ [27]	34
รูปที่ 3. 17	เงื่อนไขในการ Simulation กลไกที่ประกอบด้วย ข้อต่อ A (ซึ่งเป็นขึ้นเดียวกับต้นขา และสะโพกถูก Fix), B (Follower linkage 1), ข้อต่อ C (ซึ่งเป็นขึ้นเดียวกับหน้าแข้งและเท้า), and D (Follower linkage 2).....	34
รูปที่ 3. 18	กราฟระหว่างมุมมองเข้ากับเวลาที่ใช้ในการเดินของกลไกที่ออกแบบจากการ Simulation	35
รูปที่ 3. 19	รูปร่างของกลไก 4 ข้อต่อ และกลไกแบบ Slot	36
รูปที่ 3. 20	ปรับปรุงกลไกจาก a เป็น b เพื่อตัดเส้นทางการเคลื่อนที่ของจุด ICZV ไประยะ อนันต์.....	37
รูปที่ 3. 21	Slot ที่ใช้ในการเคลื่อนที่ของ Swing flexion และ Stance flexion.....	37
รูปที่ 3. 22	แสดงการเคลื่อนที่ของกลไกที่สัมพันธ์กับ GRF	38
รูปที่ 3. 23	กราฟมุมมองเข้าของกลไก Slot	38
รูปที่ 4. 1	แสดงส่วนประกอบต่างๆของขาเทียม	39
รูปที่ 4. 2	กลไกข้อเข้ารุ่นแรกของห้องวิจัย	40
รูปที่ 4. 3	ชิ้นส่วนกลไกหลักด้านบนรุ่นแรกของห้องวิจัยที่ถูกตัดบริเวณด้านหน้าออก	40
รูปที่ 4. 4	(ด้านซ้าย)แสดงมุมมองของ Stance flexion สูงสุดที่ 10 องศา (ด้านขวา)แสดงทำนองที่ มุมมากกว่า 90 องศา	41
รูปที่ 4. 5	กลไกหลักชิ้นล่างที่ติดเข้าสะโพกที่ขึ้นรูปด้วย CNC 3 แกน	41
รูปที่ 4. 6	แกนเพลาทองเหลือง	42
รูปที่ 4. 7	สปริงของกลไก Swing flexion	42
รูปที่ 4. 8	สปริงของกลไก Stance flexion	42
รูปที่ 4. 9	แกนเพลายึดสปริง.....	43
รูปที่ 4. 10	ตัวห่วงแรงเสียดทาน	43
รูปที่ 4. 11	รวมชิ้นส่วนต่างๆของกลไกข้อเข้าแบบที่ 1	43

รูปที่ 4. 12 CAD 3 มิติ ส่วนประกอบต่างๆของกลไก	44
รูปที่ 4. 13 กลไกแบบที่ 1 ที่ประกอบเสร็จแล้ว.....	44
รูปที่ 4. 14 วัดมุมของเข้าสุดสุดตอน Stance flexion (ด้านซ้าย) และ Swing flexion (ด้านขวา)	45
รูปที่ 4. 15 การทดสอบที่ละท่า ในท่า Stance flexion กลไกเกิดการพับงอเข้ากลไก Stance flexion ทันทีหลังจาก Heel strike	46
รูปที่ 4. 16 การทดสอบที่ละท่า ในท่า Swing flexion กลไกเกิดการพับงอเข้ากลไก Swing flexion ทันทีหลังจาก Toe off	46
รูปที่ 4. 17 แสดงการปรับปรุงส่วนรอยต่อของกลไกที่มีมุมให้กลายเป็นโค้ง	47
รูปที่ 4. 18 แสดงการปรับปรุงข้อต่อจากรูปทรงลูกบาศก์เป็นพีระมิด	48
รูปที่ 4. 19 แสดงการปรับปรุงกลไกขึ้นหลักด้านบนให้มีฝาปิดด้านหน้าเหมือนเดิมเนื่องจากความแข็งแรง	48
รูปที่ 5. 1 ระยะเวลาต่างๆของขาที่ใช้ในการออกแบบกลไกข้อเข้า.....	49
รูปที่ 5. 2 กราฟมุมงอเข้าของคนปกติเทียบกับเข้า Stance flexion ของ ottobock 3R60 ในวงกลมจะแสดงว่าในจังหวะที่จะ Toe off คนปกติเข้าจะเริ่มงอแล้วก่อนเข้า Swing phase ส่วนของผู้พิการยังไม่เกิดการงอเนื่องจากไม่มีกล้ามเนื้อที่สามารถควบคุมข้อเข้าได้แล้ว	50
รูปที่ 5. 3 แสดงทิศทางของ GRF ที่กระทำต่อเท้า โดยที่แรงที่กระทำที่สันเท้า 15 องศาเป็นแรงในจังหวะ Heel strike ส่วนแรงที่กระทำกับปลายเท้า 20 องศา เป็นแรงในจังหวะ Toe off ที่ไม่คิดผลของมุมงอเข้าในจังหวะ Toe off ที่คนปกติสามารถงอได้แต่ผู้พิการไม่สามารถงอได้.....	50
รูปที่ 5. 4 แสดงความสัมพันธ์ของการเคลื่อนที่ของกลไก 4 ข้อต่อกับจุด ICZV ของกลไก จากรูปถ้ากลไกด้านซ้ายหมุนทวนเข็มนาฬิกา 1 องศาจะได้ ICZV อยู่ในลักษณะดังรูปขวา.....	51
รูปที่ 5. 5 แสดงบริเวณที่ถ้าออกแบบจุด ICZV ให้ขนานขึ้นไปถึงระยะอนันต์ที่มีมุม 7 องศากับพื้นโลก.....	52
รูปที่ 5. 6 กำหนดจุด ICZV ที่ตำแหน่ง Zero position ที่ความสูง 300 mm จากกลไก และมีมุมเอียงของข้อต่อที่ 2 ของกลไก 4 ข้อต่อ ด้วยมุม 6 องศา.....	53

รูปที่ 5. 7 แสดงวิธีการเปลี่ยนจากกลไก 4 ข้อต่อ มาเป็นแบบ Slot โดยการเปลี่ยน Path การเคลื่อนที่ของข้อต่อเปลี่ยนมาเป็นร่องของ Slot แล้วเปลี่ยนตำแหน่งของข้อต่อเป็นตำแหน่งของเพลลา	53
รูปที่ 5. 8 ชิ้นส่วนกลไกหลักด้านล่างที่ทำการออกแบบร่อง Slot ใหม่รวมทั้งเปลี่ยนข้อต่อที่ไว้ยึดกับหน้าแข็งอลูมิเนียมจากแบบเรียบๆเป็นแบบพีระมิด ซึ่งจะมีหน้าเรียบ 4 ด้านสามารถยึดเข้ากับหน้าแข็งอลูมิเนียมด้วยวิธีการไข Set screw ให้หน้าของตัว Set screw ไปสัมผัสกับหน้าเรียบของพีระมิด.....	54
รูปที่ 5. 9 แสดงตำแหน่งสปริงที่จุด Zero position	55
รูปที่ 5. 10 กลไก Swing flexion ทำให้สปริงขดเกิดการดันที่เพลลา แต่สปริง Stance flexion จะไม่สัมผัสกับกลไกหลักชิ้นล่าง	55
รูปที่ 5. 11 กลไก Stance flexion ทำงาน ทำให้สปริง Stance flexion จะสัมผัสกับกลไกหลักชิ้นล่าง ส่วนสปริงขดจะไม่ทำงาน	55
รูปที่ 5. 12 แสดง FBD ของกลไกเข้าที่ออกแบบที่ติดกับขาตอนล่างโดยทำการ Fix เพลลาทั้ง 2.....	57
รูปที่ 5. 13 สมการหาระยะที่ยืดของคานในแนวตั้งจากการถูกกดด้วยแรง P และสมการหามุมที่เกิดจากการเอียงจากแนวเดิมก่อนที่จะถูกกดด้วยแรง P โดยที่ปลายด้านหนึ่งเป็น Fixed support ...	59
รูปที่ 5. 14 แสดงรูปร่างของสปริงที่ทำการ Mesh พร้อมทั้งบอกตำแหน่งของ Fixed support ที่ไว้สำหรับยึดสปริง รวมทั้งตำแหน่งที่ใส่แรง	60
รูปที่ 5. 15 แสดงระยะ Defomation ของสปริงหลังจากการคำนวณ Finite element ด้วยโปรแกรม Ansys.....	61
รูปที่ 5. 16 แสดง Stress ของสปริงหลังจากการคำนวณ Finite element ด้วยโปรแกรม Ansys ที่เกิดขึ้นด้านข้างของสปริงโดยมีค่าสูงสุดที่ 814.34 MPa.....	61
รูปที่ 5. 17 แสดง Stress ของสปริงหลังจากการคำนวณ Finite element ด้วยโปรแกรม Ansys ที่เกิดขึ้นด้านหลังของสปริงโดยมีค่าสูงสุดที่ 814.34 MPa	62
รูปที่ 5. 18 แสดงอุปกรณ์จำลองผู้พิการขาขาดของคนปกติขณะสวมใส่และไม่ได้สวมใส่ วิธีใช้คือต้องพับขาไปตามรูปร่างของอุปกรณ์จากนั้นก็รัดด้วยเมจิกเทปให้แน่น	62
รูปที่ 5. 19 เครื่อง CNC ยี่ห้อ Mazak รุ่น Integrex 100-IV st ที่ใช้ทำการกัดชิ้นส่วนกลไกหลักทั้งบนและล่าง	63

รูปที่ 5. 20 ชิ้นส่วนหลักด้านล่างบนขณะขึ้นรูปชิ้นงานด้วยเครื่อง CNC.....	64
รูปที่ 5. 21 ชิ้นส่วนหลักด้านบนบนขณะขึ้นรูปชิ้นงานด้วยเครื่อง CNC.....	64
รูปที่ 5. 22 เครื่อง Waterjet สำหรับตัดสปริง Stance flexion และ Swing flexion	64
รูปที่ 5. 23 สปริง Stance flexion (รูปซ้าย) และ Swing flexion (รูปขวา) ที่ถูกตัดด้วยเครื่อง Waterjet	65
รูปที่ 5. 24 ส่วนประกอบต่างๆของกลไกเข้าและอุปกรณ์ที่ใช้ในการประกอบ	65
รูปที่ 5. 25 ชิ้นงานที่ประกอบเสร็จสมบูรณ์แล้ว (ด้านข้าง).....	65
รูปที่ 5. 26 ชิ้นงานที่ประกอบเสร็จสมบูรณ์แล้ว (ด้านหลัง).....	66
รูปที่ 6. 1 แสดงระยะที่ทำการเดินจริง	67
รูปที่ 6. 2 การเดินจริงทดสอบเข้าเทียมที่ออกแบบในจังหวะ Stance phase.....	68
รูปที่ 6. 3 การเดินจริงทดสอบเข้าเทียมที่ออกแบบในจังหวะ Swing phase.....	68
รูปที่ 6. 4 ติดตามจุดที่ติดไว้กับอุปกรณ์ทดสอบอัตโนมัติด้วยโปรแกรม Tracker.....	69
รูปที่ 6. 5 กราฟมุมมองเข้าในวงจรการเดินเปรียบเทียบระหว่าง เข้าเทียมที่ออกแบบ (เส้นทึบ) ด้วยความเร็วในการเดิน 0.83 m/s และ คนปกติ (เส้นประ) ด้วยความเร็วในการเดิน 0.93 m/s....	69
รูปที่ 6. 6 แสดงวิธีการติดตั้งเข้าโดยมีระยะต่างๆตามตารางที่ ก.1 และ ก.2 ในกรอบที่วงไว้ กำหนด ซึ่งทิศทางแรงที่ใช้ทดสอบคือเส้นตรงที่ลากจาก FT ถึง FB	71
รูปที่ 6. 7 แสดงการติดตั้งเข้าเพื่อทดสอบความแข็งแรงตามมาตรฐาน ISO 10328 บนเครื่องทดสอบโดยทำดังกล่าวคือทำ Toe off	72
รูปที่ 6. 8 แสดงการติดตั้งการทดสอบความแข็งแรงกลไกข้อเข้าเทียมตามมาตรฐาน ISO 10328 ...	72
รูปที่ 6. 9 แสดงบริเวณที่กลไกชิ้นส่วนหลักล่างมีแรง Remote force มากกระทำกับกลไกหลักชิ้นล่าง.....	73
รูปที่ 6. 10 แสดง Element quality ของการแบ่ง Mesh ที่ทำ Heel strike โดยมีแนวโน้มของ Element quality ไปทางเข้าใกล้ 1.....	74
รูปที่ 6. 11 แสดง Aspect ratio ของการแบ่ง Mesh ที่ทำ Heel strike โดยมีแนวโน้มของ Aspect ratio ไปทางค่าน้อย.....	74

รูปที่ 6. 12 แสดงหน้าตาการแบ่ง Mesh ของกลไกรวม (ด้านซ้าย) และ กลไกหลักชิ้นล่างกับ เพลลาที่สัมผัส (ด้านขวา).....	75
รูปที่ 6. 13 ผลทดสอบโดยดูเฉพาะกลไกหลักชิ้นล่างที่เป็นวัสดุอลูมิเนียม 7075 ที่กดด้วยแรง 1230 N.....	76
รูปที่ 6. 14 ขยายดูบริเวณที่เกิด Stress สูงที่สุดของ รูป 6.13 ปรากฏว่ามีค่า Stress ที่ 535.54 เป็นจุดหนึ่งจุด	76
รูปที่ 6. 15 ผลทดสอบโดยดูเฉพาะกลไกหลักล่างที่เป็นเหล็ก P20 ทดสอบด้วยแรง 1230 N.....	78
รูปที่ 6. 16 รูปร่างการเปลี่ยนจากเพลาวงกลมมาเป็นเพลานอกแบบสัมผัสกับร่อง Slot กับเพลา ในที่กึ่งข้างในเพลานอก	78
รูปที่ 6. 17 แสดง Aspect ratio ของการแบ่ง Mesh ที่ทำ Heel strike.....	79
รูปที่ 6. 18 แสดง Element quality ของการแบ่ง Mesh ที่ทำ Heel strike	79
รูปที่ 6. 19 แสดง Aspect ratio ของการแบ่ง Mesh ที่ทำ Toe off.....	80
รูปที่ 6. 20 แสดง Element quality ของการแบ่ง Mesh ที่ทำ Toe off	80
รูปที่ 6. 21 ผลการทดสอบที่เกิดขึ้นบนกลไกหลักชิ้นล่าง ด้วยแรงทดสอบ 1230 N ในท่า Heel strike	81
รูปที่ 6. 22 ผลการทดสอบที่เกิดขึ้นบนร่อง Slot ด้วยแรงทดสอบ 1230 N ในท่า Heel strike	81
รูปที่ 6. 23 ผลการทดสอบที่เกิดขึ้นบนเพลานอก ด้วยแรงทดสอบ 1230 N ในท่า Heel strike	81
รูปที่ 6. 24 ผลการทดสอบที่เกิดขึ้นบนเพลานอ ด้วยแรงทดสอบ 1230 N ในท่า Heel strike.....	81
รูปที่ 6. 25 ผลการทดสอบด้วยแรงวัฏจักรสูงสุดในท่า Heel strike	82
รูปที่ 6. 26 ผลการทดสอบด้วยแรงวัฏจักรต่ำสุดในท่า Heel strike	82
รูปที่ 6. 27 ผลการทดสอบด้วยแรงวัฏจักรสูงสุดในท่า Toe off	82
รูปที่ 6. 28 ผลการทดสอบด้วยแรงวัฏจักรต่ำสุดในท่า Toe off	83
รูปที่ 6. 29 ผลการทดสอบความแข็งแรงพิสจันด้วยท่า Heel strike	85
รูปที่ 6. 30 ผลการทดสอบระยะการยุบตัวด้วยแรงพิสจันด้วยท่า Heel strike.....	85
รูปที่ 6. 31 ผลการทดสอบความแข็งแรงพิสจันด้วยท่า Toe off	85

รูปที่ 6. 32 ผลการทดสอบระยะเวลาการยุบตัวด้วยแรงพิสูจน์ด้วยท่า Toe off.....	86
รูปที่ 6. 33 ผลการทดสอบความแข็งแรงสูงสุดในท่า Heel strike.....	87
รูปที่ 6. 34 ผลการทดสอบความแข็งแรงสูงสุดในท่า Toe off.....	87



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

การสูญเสียขาบริเวณเหนือหัวเข่าไปข้างหนึ่งนั้นส่งผลให้การใช้ชีวิตประจำวันยากลำบากมากขึ้น เนื่องจากสูญเสียความสามารถในการเคลื่อนที่ การเดิน และรูปลักษณะภายนอกที่ดูแตกต่างจากคนปกติ ทำให้ความมั่นใจในการอยู่ในสังคมนั้นลดลง การใช้ไม้ค้ำ หรือ การนั่งรถเข็น ก็จะช่วยให้สามารถเคลื่อนที่ได้ แต่จะทำให้ไม่สามารถนำมือไปทำกิจกรรมอย่างอื่นได้เพราะอุปกรณ์ดังกล่าวต้องใช้มือช่วยในการเคลื่อนที่แทนขาที่หายไป ซึ่งการใช้ขาเทียมแทนขาจริงที่สูญเสียไปนั้นจะสามารถช่วยแก้ปัญหาดังกล่าวได้ เพราะว่าผู้ที่สวมใส่นั้นสามารถเดินได้เหมือนคนปกติ รวมทั้งยังเป็นส่วนที่เติมเต็มร่างกายให้ดูสมบูรณ์แบบ ซึ่งปัจจัยสำคัญในการออกแบบขาเทียมนั้นคือความมีเสถียรภาพในการเดินของผู้ที่สวมใส่ที่จะไม่หกล้มได้ง่ายเวลาเดิน และท่าทางการเดินเหมือนธรรมชาติ

ธรรมชาติของวงจรการเดินของคนปกตินั้นจะแบ่งเป็น 2 ช่วง คือ ช่วงที่เท้าสัมผัสกับพื้น (Stance phase) และช่วงที่เท้าลอยพ้นจากพื้น (Swing phase) [1] ซึ่งช่วงที่เท้าสัมผัสกับพื้นนั้นมีความสำคัญต่อเสถียรภาพในการเดิน โดยกลไกข้อเข่าต้องไม่มีการพับงอเองขณะเท้าสัมผัสพื้นจนทำให้ผู้ที่สวมใส่ต้องหกล้ม และจังหวะที่เท้าลอยพ้นจากพื้นกลไกข้อเข่าต้องทำการพับงอเอง ซึ่งกลไกข้อเข่าที่สามารถทำงานแบบคนปกติเดินได้จึงเป็นกลไกที่มีเสถียรภาพดี มีความปลอดภัยต่อผู้ใช้งาน อีกส่วนหนึ่งคือการเดินเหมือนธรรมชาติของคนปกติ ซึ่งคนปกตินั้นเวลาเดินในจังหวะที่เท้าสัมผัสกับพื้นจะมีการงอเข่าเล็กน้อย (ท่า Stance flexion) ประมาณ 15-20 องศา และงอมากในจังหวะที่ต้องเท้าลอยพ้นจากพื้น ประมาณ 60 องศา [1, 2] โดยการงอเข่าในจังหวะที่เท้าสัมผัสพื้น นั้นนอกจากทำให้เดินเหมือนธรรมชาติแล้วยังช่วยลดพลังงานที่ใช้ในการเดิน เนื่องจากลดการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลร่างกายในแนวขึ้นและลง [3-5]

ในปัจจุบันมีขาเทียมที่มีประสิทธิภาพสูงควบคุมด้วยระบบ microcontroller ซึ่งมีประสิทธิภาพมากกว่าข้อเข่าชนิดกลไกเพียงอย่างเดียว [6] แต่มีราคาสูงถึง \$ 50,000 [7] หรือแม้แต่ข้อเข่าแบบกลไกธรรมดาในประเทศที่พัฒนาแล้วก็ยังมีราคาสูง ซึ่งทำให้ผู้พิการในประเทศที่กำลังพัฒนาเข้าถึงไม่ได้ ซึ่งเข่าที่นิยมใช้ส่วนใหญ่ในประเทศที่กำลังพัฒนาจะเป็นแบบกลไกเพียงอย่างเดียว เพราะราคาถูก และมีความคงทน [6, 8]

ข้อเข่าชนิดกลไกเพียงอย่างเดียวนั้นมีหลากหลายการออกแบบ เช่น กลไกข้อเข่าแบบจุดหมุนเดียวนั้นพบมากในประเทศที่กำลังพัฒนาแต่กลไกข้อเข่าชนิดนี้เดินไม่เหมือนกับคนปกติ รวมทั้งพบว่ามีอาการล้าบ่อยในผู้ใช้ที่อ่อนแรง [9] ส่วนกลไกแบบจุดหมุนเดียวที่มีระบบล๊อคให้กลไกไม่มีการพับงอ

ในขณะที่เดินทั้งในจังหวะที่เท้าสัมผัสกับพื้นและไม่สัมผัสกับพื้นเพื่อเพิ่มเสถียรภาพในการเดิน แต่การที่จะทำให้เท้าลอยพ้นขณะลือกกลไกไม่ให้ขยับในจังหวะที่จะแกว่งขาจากพื้นก็เเยาะขึ้น ทำให้ต้องยกสะโพกสูงขึ้นในขณะที่เดินมากทำให้ท่าเดินไม่เหมือนคนปกติ [8] แล้วจึงมีผู้พัฒนากลไกข้อเข้าชนิดจุดหมุนเดี่ยวแต่เพิ่มกลไกที่ช่วยเพิ่มเสถียรภาพในจังหวะที่เท้าสัมผัสกับพื้น รวมทั้งยังเพิ่มกลไกที่งอได้ในท่า Stance flexion [8] แต่เนื่องจากกลไกชนิดจุดหมุนเดี่ยวระยะห่างระหว่างเท้ากับพื้นในจังหวะ Swing phase น้อยมากซึ่งส่งผลให้ผู้สวมใส่กลไกได้ง่ายในจังหวะที่เท้าลอยพ้นพื้น ต่อมาจึงมีผู้พัฒนาเป็นกลไกหลายแกนหมุนชนิด 4 ข้อต่อ ซึ่งมีเสถียรภาพที่ดีกว่ากลไกแบบจุดหมุนเดี่ยวเพราะสามารถออกแบบให้การเคลื่อนที่ของกลไกข้อเข้าสัมพันธ์กับทิศทางแรงที่พื้นกระทำกับเท้าได้ [10, 11] รวมทั้งยังมีระยะห่างระหว่างเท้ากับพื้นในจังหวะ Swing phase ที่มากกว่ากลไกแบบจุดหมุนเดี่ยว [12, 13] แต่กลไกดังกล่าวยังไม่สามารถงอได้ในท่า Stance flexion [14] ซึ่งท่าดังกล่าวช่วยลดการใช้พลังงานในการเดินและทำให้ท่าทางในการเดินเหมือนกับธรรมชาติมากขึ้น

จากการไปสำรวจข้อเข้าชนิดกลไกชนิดหลายแกนหมุนที่มีเสถียรภาพในการเดินรวมทั้งยังสามารถงอได้ในท่า Stance flexion ทั้งในท้องตลาดและงานวิจัย พบว่ามีหลากหลายการออกแบบ เช่น ของ Otto bock 3R60 จะใช้กลไก 5 ข้อต่อ ซึ่งมี 2 Degree of freedom (DOF) โดยทำหน้าที่ Stance flexion 1 DOF และ Swing อีก 1 DOF โดยมีข้อดีคือจุดหมุนของกลไกนี้จะอยู่ในตำแหน่งที่สูงและอยู่ด้านหลังของเส้น Ground reaction force มากขึ้นใน ท่า Stance flexion ซึ่งส่งผลให้กลไกดังกล่าวมีเสถียรภาพในการเดินมากขึ้น รวมทั้งยังมีระยะ Toe clearance ที่มากแบบกลไก 4 ข้อต่อ [15] , Total knee 2100 เป็นชนิดหลายแกนหมุน 6 ข้อต่อ โดยข้อต่อที่เพิ่มขึ้นจะทำให้ข้อเข้ามีประสิทธิภาพกว่าชนิด 4 ข้อต่อ เพราะสามารถออกแบบเส้นทางการเคลื่อนจุดหมุนให้อยู่ในโซนที่เดินแล้วมีเสถียรภาพได้ดีขึ้น รวมทั้งเป็นส่วนที่ช่วยให้กลไกข้อเข้าเกิดการงอในท่า Stance flexion [16-18] ต่อมาเป็นกลไกข้อเข้าในงานวิจัยโดยนำเข้ชนิด 4 ข้อต่อ ที่มีการเปลี่ยนข้อต่อ 1 ข้อต่อจากเชิงเกร็งเป็นกระบอกไฮดรอลิกเพื่อเพิ่มจำนวน DOF จาก 1 เป็น 2 ซึ่งข้อดีคือสามารถเดินท่า Stance flexion ได้ แต่จุดหมุนของกลไกจะเลื่อนตำแหน่งลงต่ำกว่าเดิมทำให้เสถียรภาพในจังหวะที่เท้าสัมผัสพื้นต่ำลง ซึ่งส่งผลให้ผู้พิการหกล้มได้ง่ายขึ้น [19] และทุกกลไกที่กล่าวมานั้นมีมุมงอเข้าในช่วง Stance flexion อยู่ที่ 5 ถึง 15 องศา [20] แล้วจากที่กล่าวมาทั้งหมดในข้างต้นนั้นทุกกลไกมีการออกแบบโดยการเพิ่มขึ้นส่วนของกลไก จาก 4 ข้อต่อ เป็น 5 และ 6 ข้อต่อ โดยมีพื้นฐานการออกแบบมาจากกลไกหลายแกนหมุนชนิด 4 ข้อต่อ ซึ่งทำให้มีชิ้นส่วนมากขึ้น ส่งผลให้ลำบากในการซ่อมบำรุง การประกอบชิ้นงานซับซ้อนมากขึ้น และการควบคุม Alignment ตอนผลิตเพื่อสวมประกอบต้องควบคุมมากขึ้น

ดังนั้นในโครงการทางวิศวกรรมเครื่องกลนี้ จึงมีความสนใจในการพัฒนากลไกข้อเข้าเทียมเพื่อแก้ปัญหาดังกล่าวโดยออกแบบและสังเคราะห์กลไกข้อเข้าเทียมที่มีเสถียรภาพ และสามารถงอได้ใน

ท่า Stance flexion ทำให้ท่าของผู้ฝึกการเดินเหมือนกับธรรมชาติมากขึ้น รวมทั้งลดจำนวนชิ้นส่วนที่ใช้ในกลไก จากข้อมูลดังกล่าวส่งผลให้งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อออกแบบและสร้างกลไกข้อเท้าเทียมที่สามารถงอได้ในท่า Stance flexion ในวงจรการเดิน

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

ออกแบบ สร้างและทดสอบกลไกข้อเท้าเทียมที่สามารถงอเข้าได้ในช่วงเท้าสัมผัสพื้นขณะเดิน

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

1. กลไกถูกออกแบบเฉพาะในแนว Sagittal plane
2. กลไกข้อเท้าเทียมออกแบบโดยใช้ระบบกลไกเพียงอย่างเดียวไม่มีไฟฟ้ามาเกี่ยวข้องเพื่อลดความซับซ้อนของกลไก ทำให้ง่ายต่อการใช้งานและบำรุงรักษา
3. กลไกข้อเท้ามืองอ Stance flexion มากกว่า 5 องศา อ้างอิงมาจากค่ามืองอที่ต่ำที่สุดในกลไกท้องตลาด
4. ทดสอบความแข็งแรงตามแนวทางมาตรฐาน ISO10328
5. การทดสอบการเดินโดยใช้อุปกรณ์จำลองผู้ฝึกการขาขาดเหนือหัวเข้าสำหรับคนปกติในการทดสอบ

1.4 ประโยชน์คาดว่าจะได้รับ

1. ผู้ฝึกการมีข้อเท้าเทียมที่มีคุณภาพดี ที่มีเสถียรภาพในการเดิน ท่าทางการเดินเหมือนธรรมชาติ และมีความแข็งแรงตามมาตรฐาน ISO10328
2. ลดการนำเข้ากลไกข้อเท้าจากต่างประเทศ ส่งผลให้ผู้ฝึกการประหยัดค่าใช้จ่ายในการเข้าถึงกลไกข้อเท้าเทียมที่มีคุณภาพดี

1.5 ขั้นตอนในการทำงานวิจัยโดยสรุป

1. ศึกษาท่าทางธรรมชาติการเดินของคนปกติจากวงจรการเดิน โดยดูจาก มืองอของเท้า และแรงปฏิกิริยาที่พื้นกระทำต่อเท้า ในช่วงต่างๆของวงจรการเดิน
2. ศึกษาวิธีการออกแบบของกลไกข้อเท้าที่มีในท้องตลาดและงานวิจัย เพื่อเป็นแนวทางในการออกแบบ
3. ศึกษาวิธีการออกแบบกลไกข้อเท้าให้มีเสถียรภาพในเวลาเดิน
4. ทำการกำหนดวัตถุประสงค์ของงานวิจัย

5. กำหนดฟังก์ชันการทำงานของกลไกข้อเช่าเพื่อให้ตอบสนองวัตถุประสงค์ของงานวิจัย และตอบสนองการใช้ในชีวิตประจำวันของผู้พิการ
6. ออกแบบกลไกข้อเช่าให้ได้ตามฟังก์ชันที่กำหนด
7. ผลิตต้นแบบกลไกข้อเช่าเทียม
8. ทดสอบความแข็งแรงของกลไกตามมาตรฐาน ISO10328
9. ทำการทดสอบฟังก์ชันการใช้งานจริง และบันทึกผลการทดลอง



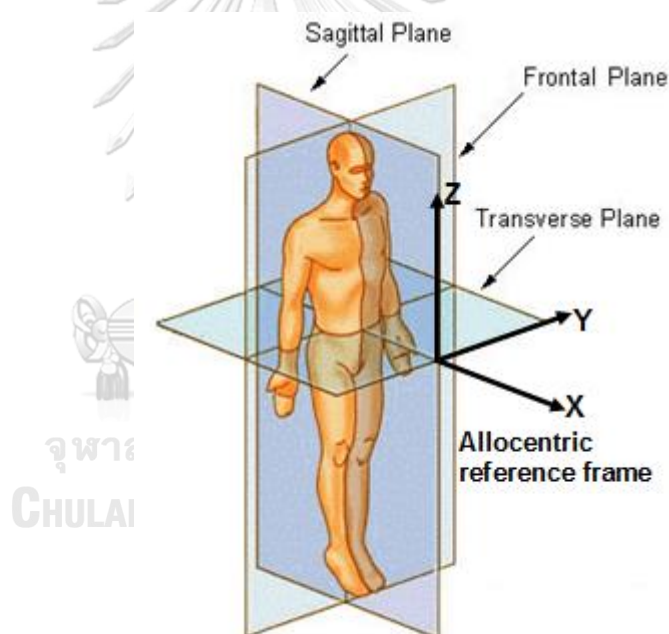
บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องและปริทัศน์วรรณกรรม

2.1 กายวิภาคศาสตร์ของเข่า (Anatomy of human knee)

2.1.1 ระนาบและแกนของร่างกาย

ในงานวิจัยนี้จะระบุระนาบและแกนต่างๆของร่างกายคนเพื่อให้สะดวกต่อการอธิบายเรื่องการเคลื่อนที่ต่างๆ ซึ่งร่างกายมนุษย์นั้นจะถูกแบ่งออกเป็นทั้งหมด 3 ระนาบ นั่นคือ Sagittal plane คือระนาบที่แบ่งร่างกายตั้งแต่หัวจนถึงเท้าออกเป็นซีกซ้ายและซีกขวา ต่อมาคือ Frontal plane ซึ่งจะแบ่งร่างกายตั้งแต่หัวจนถึงเท้า เป็น ซีกหน้า (anterior) และซีกหลัง (Posterior) สุดท้ายคือ Transverse plane ซึ่งจะแบ่งร่างกายออกเป็นซีกบนและซีกล่าง รวมทั้งยังกำหนดแกน X ,Y และ Z ตาม รูปที่ 2. 1

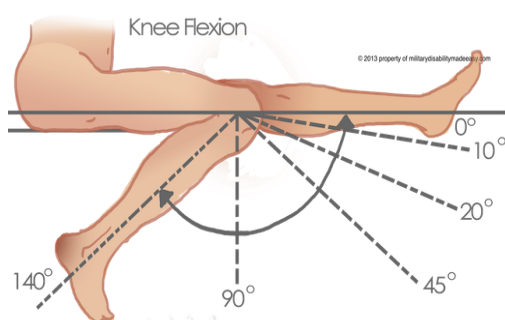


รูปที่ 2. 1 Plane และแกนอ้างอิงต่างๆที่ใช้แบ่งส่วนของร่างกาย [21]

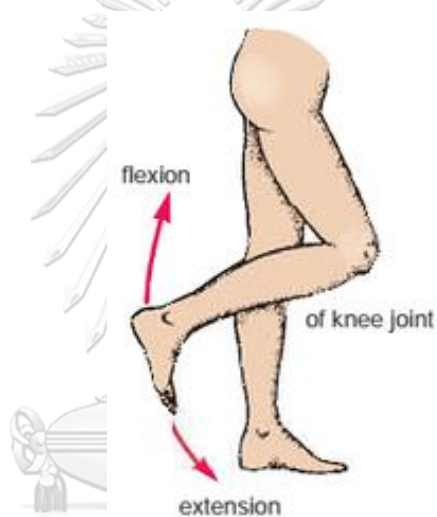
2.1.2 การเคลื่อนที่ของเข่าและสะโพก

การเคลื่อนที่ของข้อเข่าของคนปกตินั้นจะมีทิศทางการเคลื่อนในแนว Sagittal plane ที่พับงอมาทางด้านหลังเท่านั้น ดังรูปที่ 2. 2 ที่แสดงทิศทางการงอของข้อเข่าและกำหนดองศาการงอของเข่าด้วยลักษณะดังภาพซึ่งมีระยะตั้งแต่ 0 – 140 องศา ซึ่งทิศทางการพับเข่ามาทางด้านหลังลำตัวเรียกว่า Flexion ส่วนทิศทางการยืดเข่ามาทางด้านหน้าลำตัวเรียกว่า Extension รูปที่ 2. 3

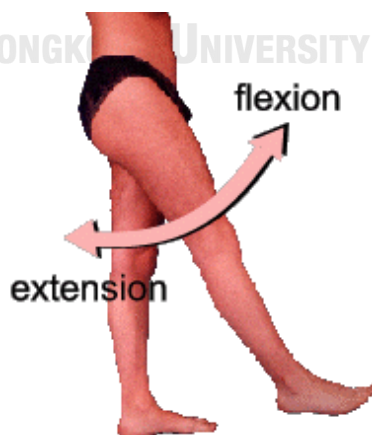
ส่วนการเคลื่อนที่ของสะโพกในแนว Sagittal plane นั้น ดูจากรูปที่ 2. 4 นั้นคือ ถ้าสะโพกพับทิศทางมาทางด้านหลังลำตัวเรียกว่า Extension ส่วนถ้าสะโพกมีทิศทางยืดออกมาด้านหน้าของร่างกายเรียกว่า Flexion



รูปที่ 2. 2 ขอบเขตการเคลื่อนที่ของข้อเข่าและกำหนดวิธีการบอกมุมมองของการเคลื่อนที่ [22]



รูปที่ 2. 3 แสดงวิธีบอกทิศทางของการเคลื่อนที่ของข้อเข่า [23]



รูปที่ 2. 4 วิธีการบอกทิศทางของการเคลื่อนที่ของข้อสะโพก [24]

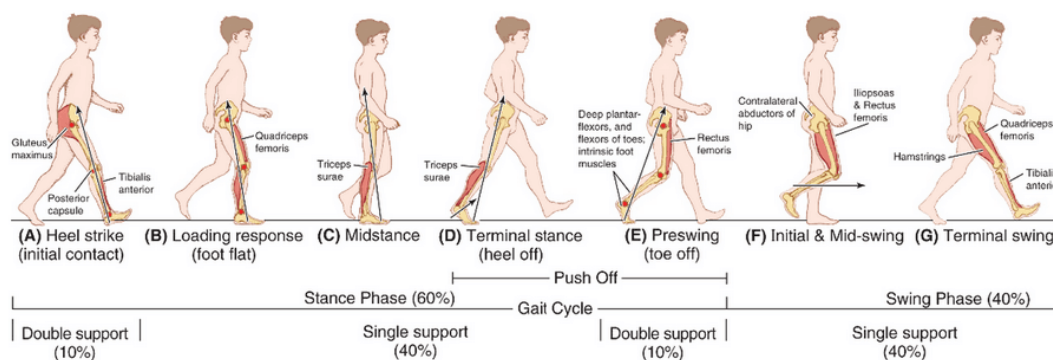
2.2 วงจรการเดิน (Gait cycle)

การเดินของคนจะเป็นการเคลื่อนที่ซ้ำเป็นวงจร เริ่มจากส้นเท้าของขาข้างหนึ่งสัมผัสพื้นและไปสุดที่ส้นเท้าของขาข้างเดิมมาสัมผัสกับพื้นในครั้งต่อไป

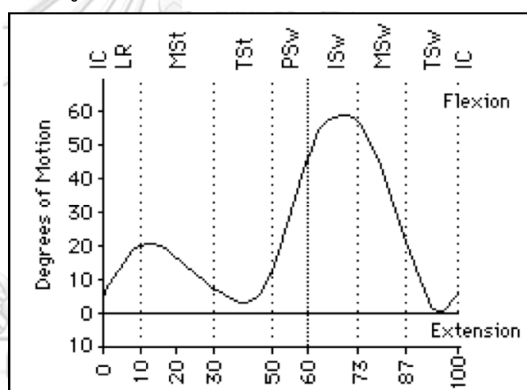
โดยแบ่งช่วงการเดินออกเป็น 2 ช่วง คือ ช่วงเท้าสัมผัสกับพื้น (Stance phase) กับ ช่วงเท้าลอยพ้นพื้น (Swing phase)

1. Stance phase เป็นช่วงที่เท้าสัมผัสกับพื้น ซึ่งก็คือช่วงที่ขาข้างหนึ่งแบกรับน้ำหนักตัว โดยใช้เวลาเป็น 60% ของวงจรการเดิน ดังแสดงในรูปที่ 2. 5 และรูปที่ 2. 6 ประกอบด้วย 5 จังหวะย่อยคือ
 - A Initial Contact (Heel strike) คือ จังหวะที่ส้นเท้าข้างที่พิจารณาเริ่มสัมผัสกับพื้น โดยเป็นช่วงที่เท้าทั้ง 2 ข้างสัมผัสกับพื้น มีมุมของข้อเข่าจะยืดตึงที่สุด (Full extension) ส่วนสะโพกจะ Flexion 30 องศา
 - B Loading Response (Foot flat) คือ สะโพกเคลื่อนที่มาจาก Extension อย่างช้าๆ เป็นจังหวะที่น้ำหนักถูกถ่ายเทมาที่ขาเพียง 1 ข้าง ซึ่งมุมข้อเข่าจะเพิ่มขึ้นเป็น 15 - 20 องศา
 - C Mid stance คือ จังหวะที่ข้อสะโพกเคลื่อนที่จาก 10 องศา ของ Flexion ไปทางด้าน Extension เป็นจังหวะที่น้ำหนักของร่างกายลงเต็มที่ไปที่ขาข้างหนึ่ง ลำตัวช่วงบนเคลื่อนที่มาอยู่ในตำแหน่งเดียวกับขา ทำให้มีความสมดุลเกิดขึ้นส่งผลให้ทิศทางของแรงที่พื้นกระทำต่อขามีทิศทางที่พุ่งขึ้นมาขนานกับลำตัว ซึ่งมุมข้อเข่าจะ Flexion เพิ่มขึ้นเป็นมุมข้อเข่าที่สูงที่สุดแล้วจากนั้นจะเริ่ม Extension ทำให้มุมข้อเข่าลดลงจาก 20 เป็น 8 องศา
 - D Terminal Stance คือ จังหวะที่สะโพกมาทางด้าน Extension ประมาณ 10 องศา ซึ่งเป็นจังหวะที่ส้นเท้ายกลอยจากพื้นในขณะที่ฝ่าเท้ายังสัมผัสพื้นอยู่ โดยมุมข้อเข่าจะลดลงจาก 8 เป็น 5 องศา แล้วเพิ่มขึ้นเป็น 12 องศา
 - E Toe Off (Pre Swing) คือ จังหวะที่ปลายเท้ายกขึ้นจากพื้นและกำลังจะลอยไปในอากาศ ซึ่งเป็นจุดเริ่มต้นของ Swing phase มุมข้อเข่าเพิ่มขึ้นจาก 12 องศาเป็น 20 องศา
2. Swing phase เป็นช่วงที่เท้าลอยพ้นจากพื้นในเวลาเดิน โดยเคลื่อนที่จากด้านหลังไปด้านหน้าของลำตัว ใช้เวลา 40% ของวงจรการเดิน และมุมข้อเข่าจะอยู่สูงสุดประมาณ 60 องศา

- F Initial & Mid-swing คือ จังหวะที่เท้าลอยไปในอากาศ ซึ่งมุมงอเข่าจะเริ่มพับไปงอไปมากที่สุดที่ 60 องศาแล้วเริ่มยืดกลับตรงเหมือนเดิมที่ 0 องศา สะโพกเคลื่อนที่ Flexion
- G Terminal swing คือ จังหวะที่เท้าที่พิจารณาจะกลับมาสัมผัสกับพื้นในจังหวะ Heel strike



รูปที่ 2.5 วงจรการเดิน [25]

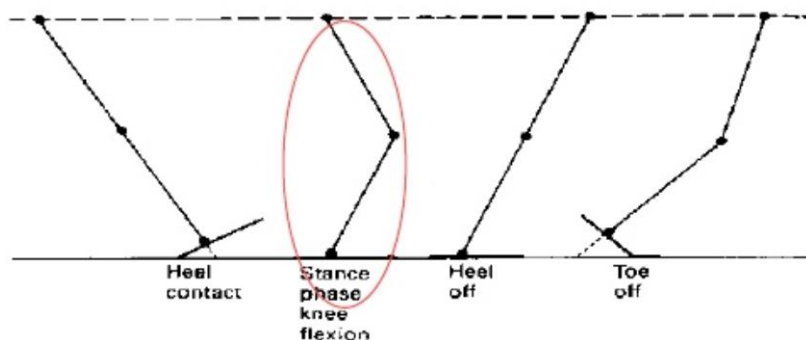


รูปที่ 2.6 กราฟมุมมองศาการงอของข้อเข่าเทียบกับเปอร์เซ็นต์วงจรถ่ายการเดินที่ขณะต่างๆ

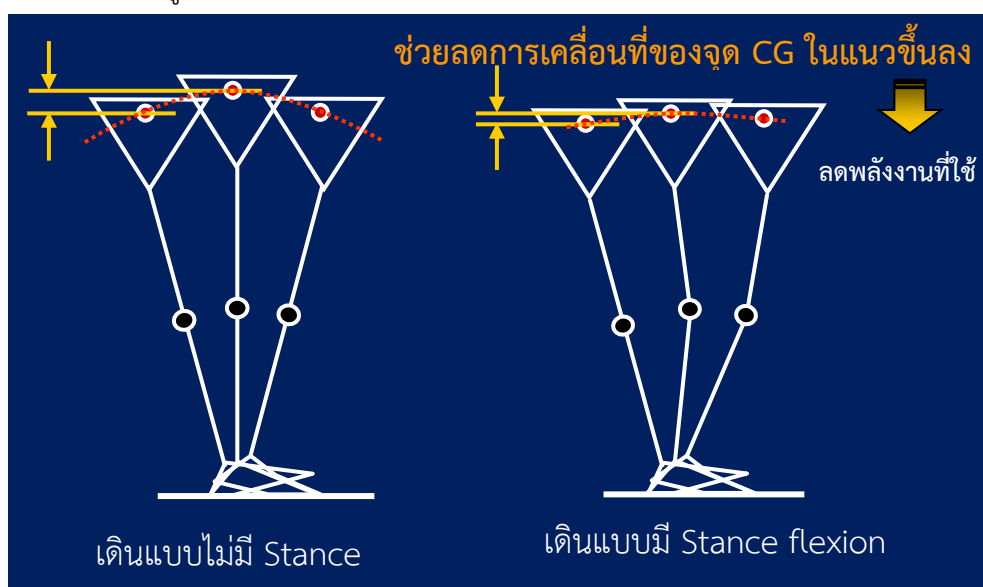
CHULALONGKORN UNIVERSITY

2.2.1 การงอเข่าในท่า Stance flexion

จาก รูปที่ 2.5 และ รูปที่ 2.6 จะสังเกตเห็นว่าขณะที่ช่วง Stance phase จะมีมุมงอเข่าเล็กน้อยขณะเดิน ซึ่งของคณปกติสูงสุดที่ 20 องศา โดยทำการงอเข่าดังกล่าวเรียกว่า Stance flexion ซึ่งทำเดินดังกล่าวช่วยลดการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางถ่วงของร่างกายในแนวขึ้นลง ส่งผลให้ลดพลังงานที่ใช้ในการเดิน รวมทั้งมีท่าเดินที่เหมือนธรรมชาติของคนปกติมากขึ้น



รูปที่ 2. 7 ลักษณะการงอในท่า Stance flexion [26]

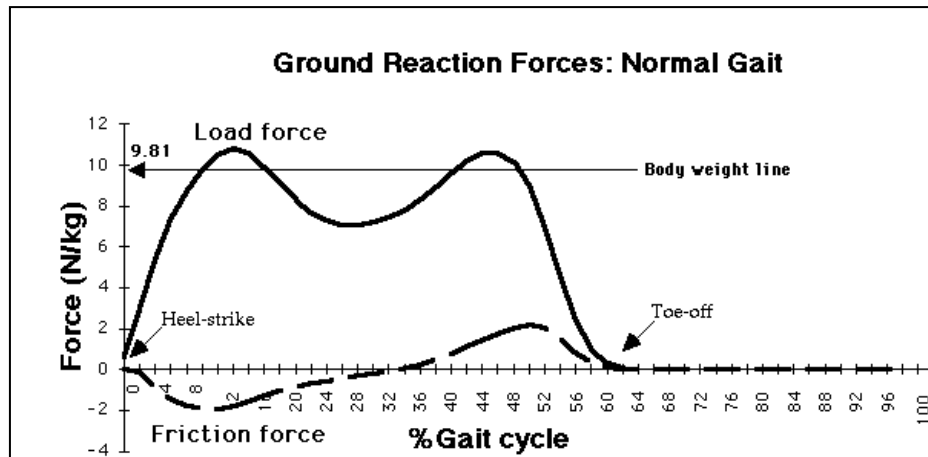


รูปที่ 2. 8 เปรียบเทียบลักษณะท่าทางการเดินที่ไม่มีกับการงอในท่า Stance flexion

2.2.2 แรงที่พื้นโลกกระทำต่อเท้าในวงจรการเดิน (Ground reaction force of gait cycle)

เนื่องจากผู้พิการขาขาดเหนือหัวเข่านั้นจะไม่มีกล้ามเนื้อบริเวณเข่า จะเหลือเฉพาะบริเวณสะโพกเท่านั้นที่จะช่วยในการเดิน ดังนั้นการออกแบบกลไกข้อเข่าเทียมเพื่อตอบสนองความต้องการในการเดินของผู้พิการนั้น ต้องนำแรงที่พื้นโลกกระทำต่อเท้าให้เกิดการเคลื่อนที่ของกลไกโดยที่ใช้เพียงแต่สะโพกในการออกแรงแล้วสามารถเคลื่อนที่ได้เหมือนกับการเดินธรรมชาติของคนปกติมากที่สุด

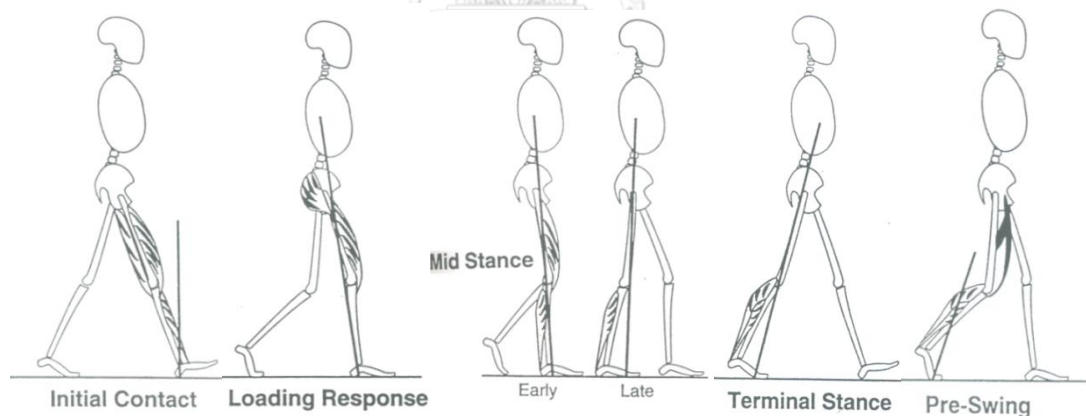
งานวิจัยนี้ออกแบบเฉพาะในแนว Sagittal plane (x-z ของรูปที่ 2. 1) ดังนั้นจึงนำแรงที่พื้นโลกกระทำต่อเท้าหรือ Ground reaction force (GRF) เฉพาะใน plane ดังกล่าวมาทำการออกแบบ แต่ในความเป็นจริงแล้วนั้นขณะที่คนเดินยังมีแรงในแกน y (Transverse direction) ของรูปที่ 2. 1 ด้วย แต่แรงในทิศทางดังกล่าวนี้รวมทั้งหมดไม่ส่งผลต่อการเคลื่อนที่ของกลไกในแนว Sagittal plane จึงสมมุติว่าไม่นำแรงในทิศทางดังกล่าวมาพิจารณาในการออกแบบกลไกนี้



รูปที่ 2. 9 แสดงขนาดของแรงในทิศทาง z (เส้นทึบ) และ x (เส้นประ) เทียบกับเปอร์เซ็นต์วงจรการเดิน [27]

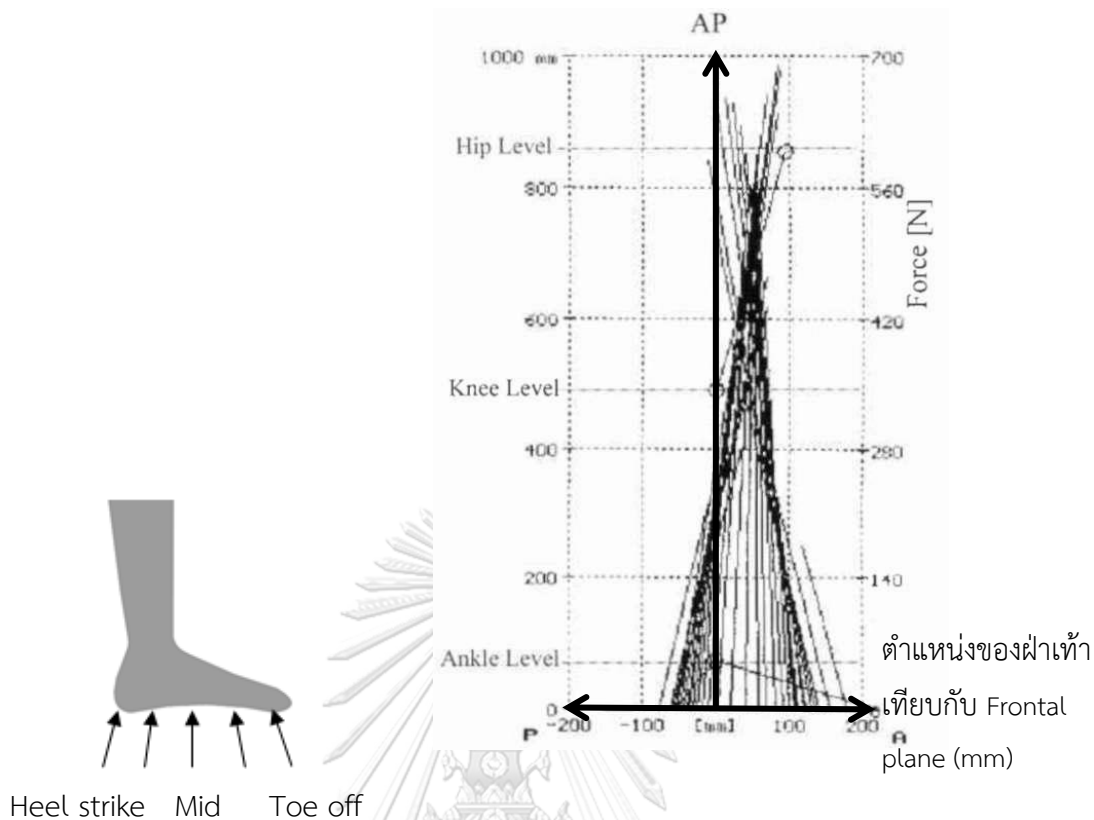
จากรูปที่ 2. 9 จะสังเกตว่าบริเวณที่มีแรงกระทำนั้นแค่ 60 % ของวงจรการเดิน เนื่องจากเท้าสัมผัสกับพื้นแค่จังหวะ Stance phase เท่านั้น

จากการที่นำทิศทางและขนาดของ GRF ทั้ง 2 แกน (x และ z ของรูปที่ 2. 1) มารวมกันจะพบว่าทิศทางของ GRF ในขณะต่างๆของจังหวะ Stance phase เป็นดังรูปที่ 2. 10



รูปที่ 2. 10 แสดงทิศทางของเส้น Ground reaction force ในช่วงต่างๆของวงจรการเดิน

เมื่อนำทิศทางและขนาดของเส้น GRF ที่เกิดในตำแหน่ง Center of pressure ของบริเวณฝ่าเท้า ในช่วงต่างๆของ Stance phase มารวมกัน โดยเทียบกับกระดูกหน้าแข้ง ซึ่งตำแหน่ง Heel strike จะอยู่ที่ -50 mm ทางฝั่ง anterior ส่วนตำแหน่ง Toe off จะอยู่ที่ +100 mm ที่ทางฝั่ง posterior ดังรูปที่ 2. 11



รูปที่ 2. 11 แสดงขนาดและทิศทางของ GRF ของวงจรการเดินที่กระทำต่อฝ่าเท้าเทียบกับกระดูกหน้าแข้ง

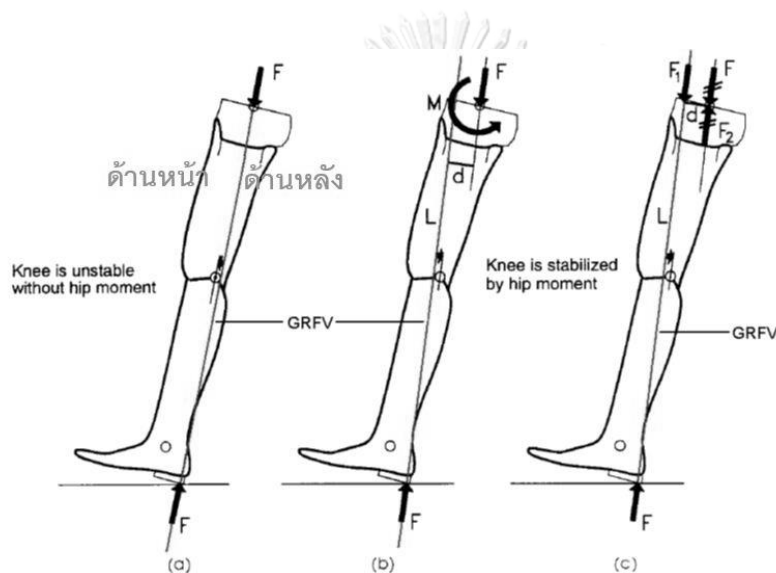
2.3 ความมีเสถียรภาพของกลไกข้อเข่า

ความมีเสถียรภาพในการเดินถือเป็นเรื่องที่สำคัญสำหรับผู้พิการขาขาดเหนือหัวเข่าที่สวมใส่กลไกเข่าเทียม เนื่องจากการหกล้มของผู้พิการจะนำไปสู่การบาดเจ็บได้ ดังนั้นการออกแบบกลไกข้อเข่าเทียมให้มีเสถียรภาพจึงต้องมีการกำหนดปัจจัยที่สำคัญในการออกแบบ 2 อย่าง คือ การป้องกันการพังของข้อเข่าเทียมในจังหวะ heel strike และ การควบคุมให้ข้อเข่าพังงอในจังหวะ Toe off

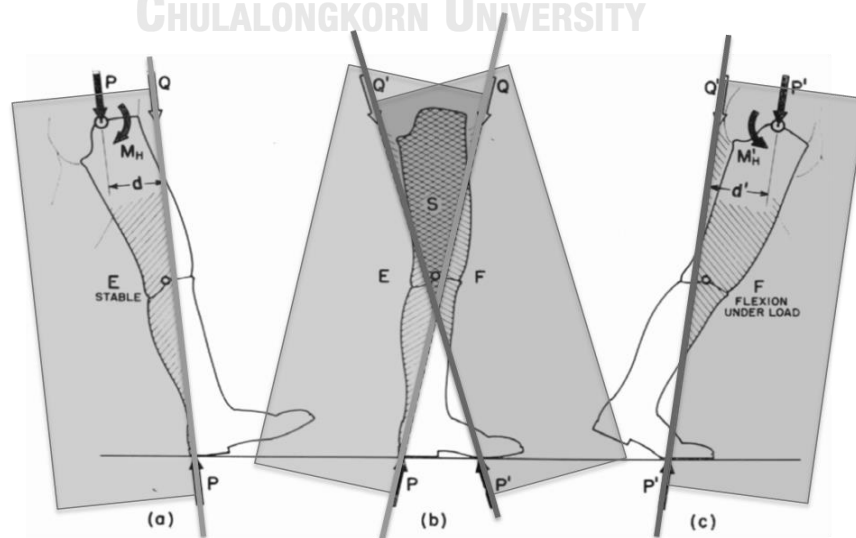
2.3.1 การป้องกันการพังของข้อเข่าเทียมในจังหวะ Heel strike

ในจังหวะ heel strike กลไกข้อเข่า จะมีเสถียรภาพก็ต่อเมื่อกลไกข้อเข่าไม่มีการพังจนทำให้ผู้พิการเกิดการหกล้มในจังหวะดังกล่าว ซึ่งคนปกติในจังหวะนี้เส้น load line จะเคลื่อนที่ไปทางฝั่ง anterior จนอยู่หน้าจุดหมุนเนื่องจากการออกแรงที่สะโพกด้วย ซึ่งถ้าไม่ออกแรงที่สะโพกด้วยนั้นเส้น Load line จะเป็นเส้นที่ลากจากจุดที่แรงกระทำบนสันเท้าขึ้นไปจนถึงข้อสะโพกที่น้ำหนักตัวลง ดังแสดงในรูปที่ 2. 12a จะเห็นได้ว่าจุดหมุนของเข่าอยู่ด้านหลังเส้น Load line ซึ่งจะทำให้กลไกข้อเข่าเกิดการพังส่งผลให้ขาดเสถียรภาพการเดินในจังหวะ Heel strike และจะส่งผลให้ผู้พิการล้มได้

โดยปกติขาเทียมไม่ควรพียงอภายใต้เส้น load line นี้ เพราะว่าโดยปกตินั้นผู้พิการจะออกแรงเหยียดตึงที่สะโพก (Hip extension moment) ดังรูปที่ 2. 12b ที่สามารถย้ายเส้น load line ให้ผ่านด้านหน้าจุดหมุนของข้อเข่าเทียม เพื่อควบคุมเสถียรภาพของข้อเข่าและทำให้ข้อเข่าเหยียดตึงได้ ดังแสดงในรูปที่ 2. 12c ดังนั้นถ้าออกแบบจุดหมุนของข้อเข่าเทียมไว้อยู่ด้านหลังเส้น load line นี้หรืออยู่ในโซน E (พื้นที่สีเทาอ่อน) ดังรูปที่ 2. 13a จะทำให้ข้อเข่าเทียมนี้มีเสถียรภาพในจังหวะ Heel strike แต่กล้ามเนื้อของผู้พิการมีน้อยกว่าคนปกติจึงไม่สามารถออกโมเมนต์ Hip extension ให้เพียงพอต่อการย้ายเส้น load line ไปอยู่หน้าจุดหมุนได้มากเท่ากับคนปกติ จึงส่งผลให้ โซน E (รูปที่ 2. 13a) สำหรับผู้พิการขาขาดเหนือหัวเข่าจะมีบริเวณที่น้อยลง



รูปที่ 2. 12 ทิศของ Ground reaction force ในจังหวะ Heel strike ของ (a) ไม่มีโมเมนต์ที่สะโพก, (b) มีโมเมนต์ที่สะโพกในทิศ Extension [28]



รูปที่ 2. 13 แสดงถึงโซนที่มีเสถียรภาพที่สามารถควบคุมได้ของข้อเข่าเทียม [11]

2.3.2 การควบคุมการพับงอข้อเข่าเทียมในจังหวะ toe off

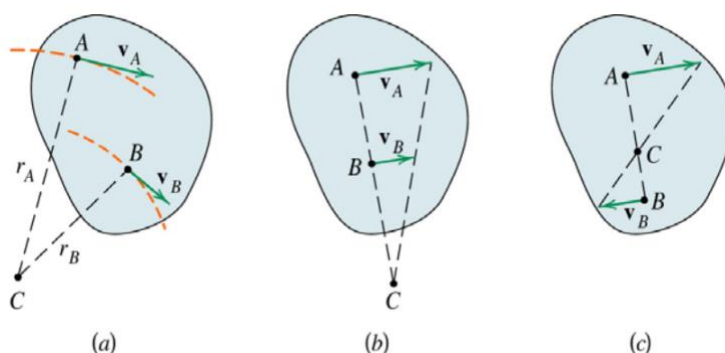
Toe off เป็นจังหวะที่ข้อเข่าพับงอเพื่อเข้าสู่ช่วง Swing phase ในช่วงนี้ผู้พิการจำเป็นต้องใส่โมเมนต์ Hip flexion ทำให้เส้น load line ย้ายไปอยู่ด้านหลังจุดหมุน ซึ่งส่งผลให้ข้อเข่าสามารถพับงอได้เองในจังหวะ Toe off เพื่อทำให้เท้าลอยพ้นจากพื้น จากรูปที่ 2. 13c แสดงให้เห็นถึงเส้น load line ในจังหวะ Toe off ถ้าจุดหมุนของข้อเข่าเทียมอยู่ทางด้านหน้าของเส้น load line หรืออยู่ในโซน F พื้นที่สีเทาจะทำให้ข้อเข่าเทียมนี้สามารถพับได้เองในจังหวะ Toe off

โดยเมื่อทำการนำเส้น load line ในทั้งสองจังหวะรวมเข้าด้วยกัน ของรูปที่ 2. 13a และ รูปที่ 2. 13c จนกลายเป็นรูปที่ 2. 13b จะเห็นได้ว่าหากมีการออกแบบข้อเข่าเทียมให้จุดหมุนอยู่ในพื้นที่ร่วมกันระหว่างโซน E (รูปที่ 2. 13a) และ F (รูปที่ 2. 13c) ซึ่งรวมกันเป็นโซน S สีเทาเข้ม (รูป 13b) จะทำให้กลไกข้อเข่าเทียมมีเสถียรภาพในจังหวะ Heel strike และผู้พิการสามารถทำให้ข้อเข่าพับได้เองในจังหวะ Toe off จึงเรียกโซนดังกล่าวว่า โซนเสถียรภาพ (Stability zone) ซึ่งก็คือโซนที่ผู้พิการสามารถควบคุมกลไกข้อเข่าให้สามารถเดินได้นั่นเอง

2.4 ชนิดของกลไกข้อเข่าที่ใช้อยู่ในปัจจุบัน

2.4.1 กลไกหลายแกนหมุนชนิด 4 ข้อต่อ (Four bar linkage) Otto bock 3R36

หลักการที่กลไกข้อเข่าชนิด 4 ข้อต่อใช้ในการออกแบบกลไกเข่าเทียมเพื่อแก้ปัญหาการสูญเสียบริเวณเหนือหัวเข่า นั่นคือ จุดหมุนเฉพาะกาล หรือ Instantaneous Center of Zero Velocity (ICZV) ซึ่งคือจุดที่มีความเร็วเป็นศูนย์ ของการเคลื่อนที่ด้วยความเร็วใดๆของ Rigid body ที่กำลังเคลื่อนที่รอบจุดดังกล่าว จากรูปที่ 2. 14 โดยที่ A และ B คือจุดที่เคลื่อนที่ด้วยความเร็วใดๆบน Rigid body ส่วนจุด C คือจุด ICZV

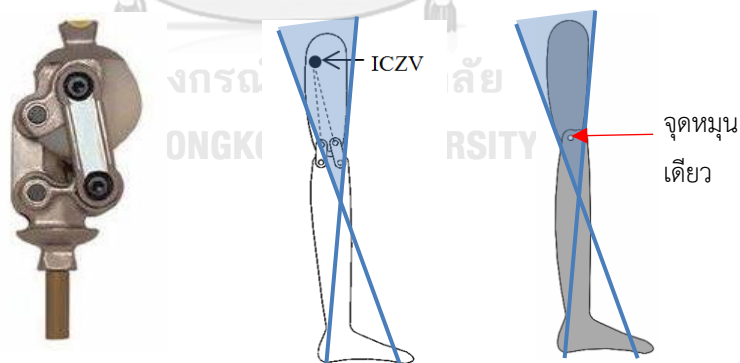


รูปที่ 2. 14 จุด Instantaneous Center of Zero Velocity (ICZV) [29]

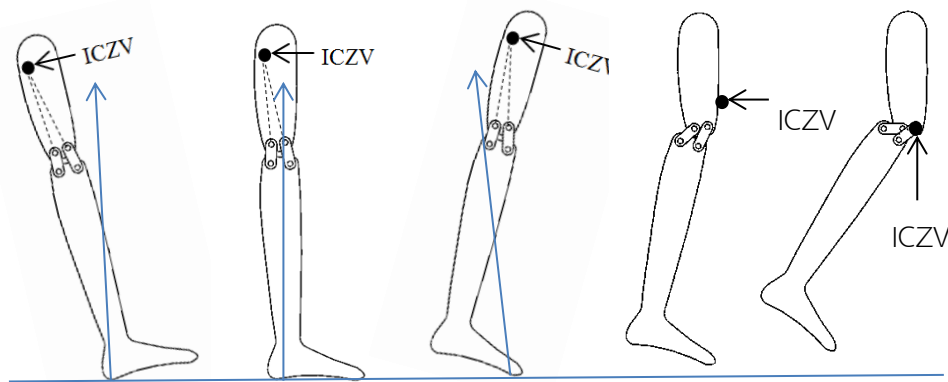
จุด ICZV มีผลต่อเสถียรภาพในการเดินเนื่องจากจุดหมุนของกลไกไม่จำเป็นต้องอยู่ตรงกลางของข้อต่อกลไกซึ่งตำแหน่งดังกล่าวถ้าผู้ฝึกการเดินแล้วมีทิศทางแรงที่พื้นกระทำต่อเท้าเปลี่ยนไปจะทำให้ทิศทางของแรงผ่านด้านหน้าหรือหลังของจุดหมุนดังกล่าวได้ง่ายเนื่องจากจุดหมุนที่อยู่ตรงกลางเข้าอยู่ในจุดที่ด้านล่างของโซนเสถียรภาพจากรูปที่ 2. 13 แต่ถ้าใช้การออกแบบกลไกที่มีจุด ICZV จะทำให้สามารถออกแบบจุดหมุนของกลไกเข้าอยู่ภายในโซนเสถียรภาพที่ตำแหน่งสูงขึ้นทิศทางของแรงที่พื้นกับเท้าที่เปลี่ยนไปก็จะมีผลต่อการทำงานที่ผิดพลาดของกลไกน้อยลง ดังรูปที่ 2. 15

กลไก 4 ข้อต่อเป็นกลไกที่เป็นกลไกหลายแกนหมุนที่มี 1 DOF หลักการทำงานของมันเป็นคือ (ดังรูปที่ 2. 16) เมื่อเส้น GRF ผ่านหน้าจุดหมุน (เกิดโมเมนต์หมุนทวนเข็มนาฬิกา) กลไกจะ overextension (เข่างอมาทางด้าน extension จนเข่างอแบบผิดรูปร่าง) ซึ่งการขยับมาทางด้านดังกล่าวจะกลไกจะถูกจำกัดไว้ด้วย Stopper ซึ่งส่งผลให้กลไกจะตั้งตัวเองไว้ที่ 0 องศาเหมือนเดิม และหลังจากถึงจังหวะ Toe off เส้น GRF จะผ่านทางด้านหลังจุดหมุน (เกิดโมเมนต์หมุนตามเข็มนาฬิกา) กลไกเกิดการพับงอแบบ Swing flexion ทำให้ข้อเข่ากลไกชนิด 4 ข้อต่อเป็นที่นิยมนำมาใช้ในกลไกข้อเข่าเทียมเนื่องจากสามารถออกแบบจุดหมุนให้อยู่ในโซนเสถียรภาพได้มากขึ้นกว่า single axis (ดังรูปที่ 2. 15) ส่งผลให้กลไกดังกล่าวมีเสถียรภาพในการเดินเพราะสามารถออกแบบให้ข้อเข่าไม่พับงอในจังหวะ Stance phase และจะพับงอได้เองในขณะ Swing phase โดยไม่ต้องใช้ไฟฟ้า

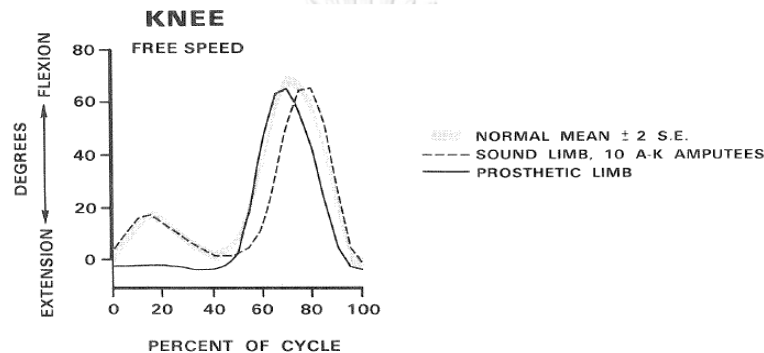
แต่ข้อเสียของกลไกนี้คือจะไม่สามารถงอได้ในท่า Stance flexion (ดังรูปที่ 2. 17) จะสังเกตว่าข้อเข่ากลไกชนิด 4 ข้อต่อจะไม่สามารถงอได้ในท่า Stance flexion ซึ่งทำให้ไม่สามารถตอบวัตถุประสงค์ของงานวิจัยได้



รูปที่ 2. 15 จุด ICZV ของกลไก 4 ข้อต่อที่ออกแบบให้อยู่ในบริเวณโซนเสถียรภาพ [30]



รูปที่ 2. 16 การทำงานของกลไก 4 ข้อต่อ



รูปที่ 2. 17 กราฟมุมมองของข้อเข่าเทียบกับเปอร์เซ็นต์วงจรการเดิน ซึ่งเส้นหนาคือของเข่าเทียมชนิด 4 ข้อต่อ และเส้นประคือขาจริง [14]

2.4.2 กลไกหลายแกนหมุนชนิด 5 ข้อต่อ (Five bar linkage) Otto bock 3R60

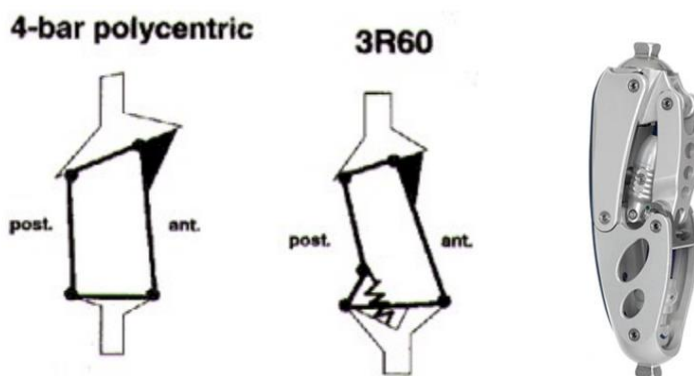
เป็นกลไกหลักการทำงานเหมือนกับกลไกหลายแกนหมุนชนิด 4 ข้อต่อ แต่สามารถงอได้ในท่า Stance flexion เนื่องจากเป็นกลไกที่มี 2 DOF โดยมีกลไกแบ่งการทำงานออกเป็น 2 ชุด คือชุดที่ทำงานขณะ Stance phase และกลไกที่ทำงานขณะ Swing phase

วิธีการทำงานคือ กลไกจะมีจุดหมุนอยู่ 2 จุด คือ ICR กับ CR (ดังรูปที่ 2. 19a) โดยจุดหมุน ICR ไว้สำหรับ Swing flexion และ จุดหมุน CR ไว้สำหรับ Stance flexion

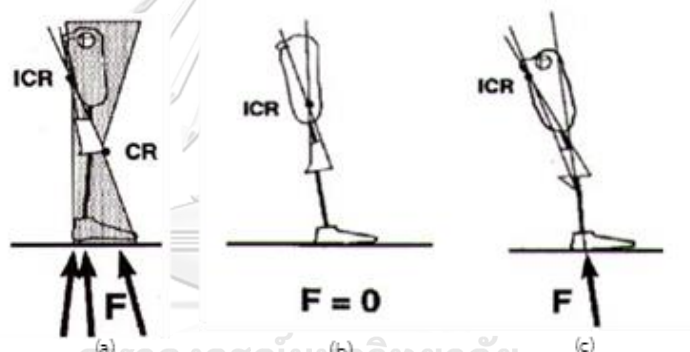
ขณะ Heel strike เส้น GRF จะผ่านทางด้านหน้าของจุดหมุน ICR และทางด้านหลัง CR ซึ่งส่งผลให้กลไก Stance flexion จะพับงอแต่กลไก Swing flexion จะไม่พับงอ (ดังรูปที่ 2. 19a) ซึ่งการพับงอดังกล่าวของกลไก Stance flexion (ดังรูปที่ 2. 20) จะส่งผลให้จุดหมุน ICR เปลี่ยนแปลงไปในทางที่เสถียรภาพมากขึ้นในจังหวะ Heel strike มากขึ้นเนื่องจากจุดหมุนจะอยู่ด้านหลังของเส้น GRF มากขึ้นนั่นเอง (จุดหมุนเปลี่ยนแปลงจากรูปที่ 2. 19 b เป็น รูปที่ 2. 19 c เนื่องจากมีแรง GRF ของจังหวะ Heel strike มากกระทำ) มีมุมมองเข่าในจังหวะ Stance flexion มากสุดที่ 15 องศา

ขณะ Mid stance เส้น GRF จะผ่านทางด้านหน้าของจุดหมุน CR และทางด้านหน้า ICR ซึ่งจะส่งผล กลไก Stance flexion เริ่มกลับมายืดตึงเหมือนเดิม

ขณะ Toe off เส้น GRF จะผ่านทางด้านหน้าของจุดหมุน CR และทางด้านหลัง ICR ซึ่งจะส่งผลให้กลไกเกิดการ Swing ซึ่งทำให้กลไกชนิด 5 ข้อต่อสามารถเดินท่า Stance flexion ได้ (ดังกราฟมุมงอเข้ารูปที่ 2. 21) รวมทั้งยังเพิ่มเสถียรภาพในช่วง Stance phase ได้มากขึ้นด้วย

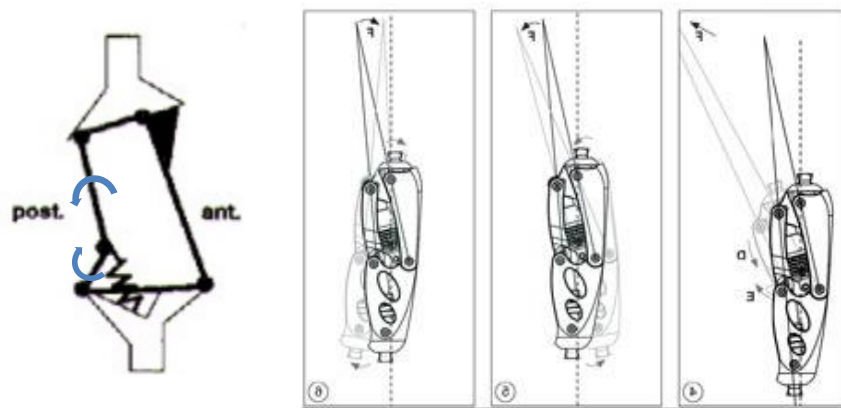


รูปที่ 2. 18 กลไก 5 ข้อต่อ Otto bock 3R60 [15]



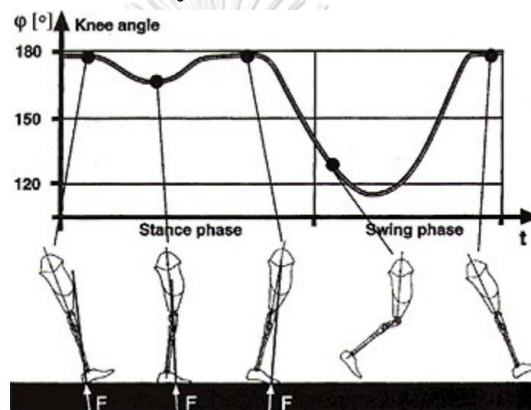
รูปที่ 2. 19 วิธีการทำงานของกลไก 5 ข้อต่อ

จากรูป (a) โชนสี่เทาจะเป็นโชนที่ถ้ามีทิศทางของแรงที่พื้นกระทำต่อเท้าผ่านในโชนดังกล่าวจะเกิดท่า Stance flexion เนื่องจากแรงจะผ่านหน้าจุดหมุน ICR (กลไกออกแบบให้ถ้าแรงผ่านหน้าจุดหมุน ICR กลไก Swing flexion จะไม่ทำงานแต่ถ้าผ่านทางด้านหลังจะทำงาน) และด้านหลังจุดหมุน CR (กลไกออกแบบให้ถ้าแรงผ่านหลังจุดหมุน CR กลไกจะเกิดการพับงอแต่ถ้าผ่านด้านหน้าจะไม่พับงอ) [15]



รูปที่ 2. 20 วิธีการทำงานของกลไก Stance flexion ของกลไก 5 ข้อต่อ ขณะที่มีแรงผ่านในโซนสี่เทา

รูปที่ 19 [15, 31]



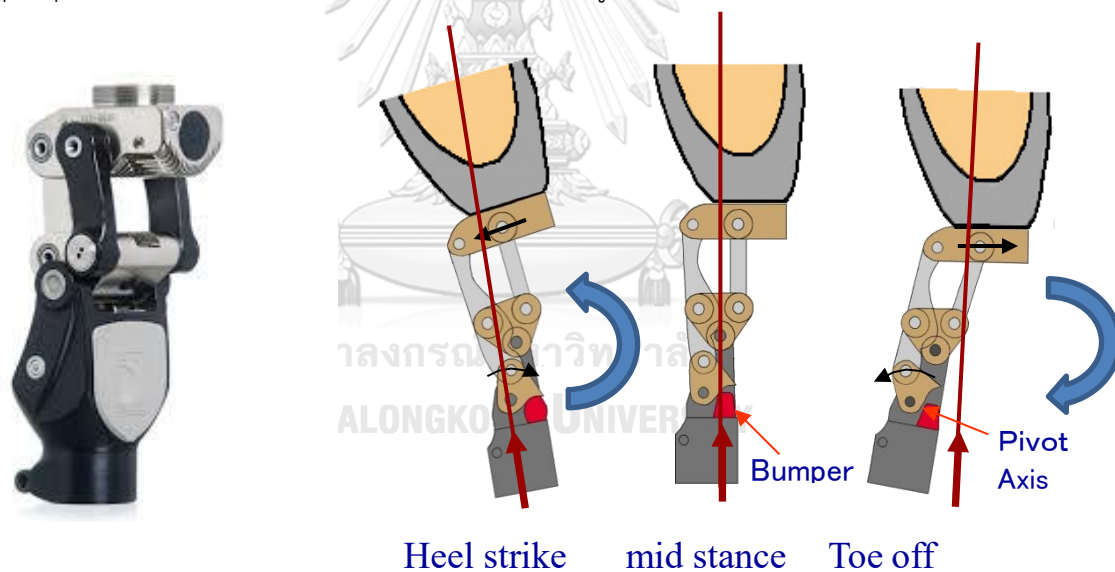
รูปที่ 2. 21 กราฟมุมมองเข้าของกลไก 5 ข้อต่อ Otto bock 3R60 [15]

2.4.3 กลไกหลายแกนหมุนชนิด 6 ข้อต่อ (Six bar linkage) Total knee 2100

เป็นกลไกหลายจุดหมุนที่มี 1 DOF และสามารถงอเข้าได้ในท่า Stance flexion เนื่องจากกลไก 6 ข้อต่อสามารถออกแบบการเคลื่อนที่ได้หลากหลายกว่ากลไก 4 ข้อต่อ ถึงแม้ว่าจะมีจำนวน 1 DOF เหมือนกัน

กลไกหลายแกนหมุนชนิด 6 ข้อต่อ รุ่น Total knee 2100 ออกแบบโดยใช้วิธีไม่ว่ากลไกจะหมุนไปในทิศทางเข้มนหรือตามเข้มนก็ตาม กลไกดังกล่าวจะเกิดการงอเข้าในด้าน Flexion เท่านั้น ซึ่งจะไม่มีการงอแบบผิดรูปร่างต่างจากคนปกติแบบ Overextension

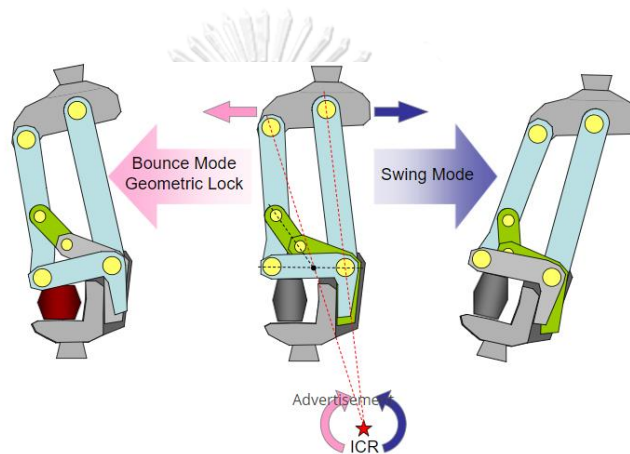
วิธีการทำงานของกลไกนี้ คือ ในจังหวะ Heel strike เส้น GRF ผ่านด้านหน้าจุดหมุนกลไกหมุนทวนเข็มนาฬิกาทำให้อา่งไปทางด้าน Stance flexion แล้วไปโดน Bumper เพื่อป้องกันการงอมากกว่า 6-7 องศา จนทำให้ผู้พิการล้ม และช่วยในการติดกลับของกลไกเพื่อกลับมาสู่ท่าปกติ หลังจากนั้นจะเข้าสู่ช่วง Mid stance ระยะระหว่างเส้น GRF กับจุด ICZV จะผ่านด้านหน้าน้อยลง ส่งผลให้อา่งเริ่มกลับมาตรงที่จุดเริ่มต้น ต่อมาเป็นจังหวะ Toe off เส้น GRF ผ่านทางด้านหลังของจุดหมุนส่งผลให้อา่งเกิดการงอใน Swing phase (ดังรูปที่ 2. 22)



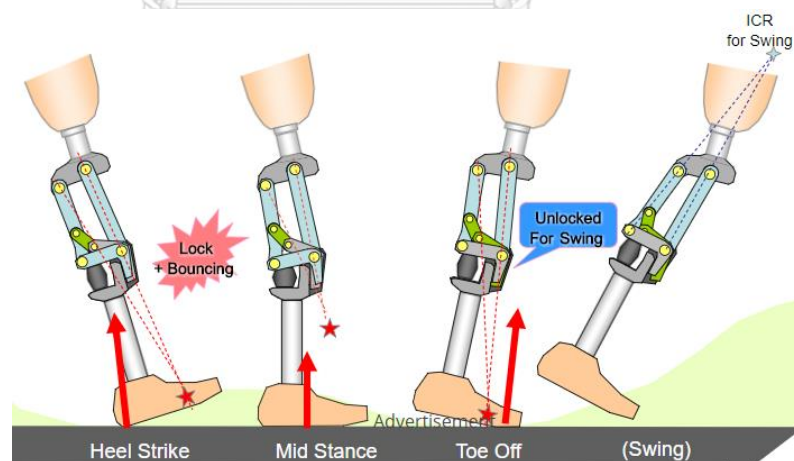
รูปที่ 2. 22 รูปร่างและวิธีการทำงานของกลไก 6 ข้อต่อ Total knee 2100 [32]

2.4.4 กลไกหลายแกนหมุนชนิด 6 ข้อต่อ (Six bar linkage) NK-6 Symphony

เป็นกลไก 6 ข้อต่ออีกหนึ่งรูปแบบที่มีกลไกล็อคขณะ Stance flexion ซึ่งกลไกดังกล่าวมีแนวคิดในการออกแบบคือเมื่อกลไกหมุนตามเข็มนาฬิกาจะเป็นการงอแบบ Stance flexion ส่วนถ้าหมุนแบบทวนเข็มนาฬิกาจะเป็นแบบ Swing flexion (ดังรูปที่ 2. 23) ซึ่งกลไกดังกล่าวออกแบบจุดหมุนตอนต้นไว้ทางด้านล่างเมื่อ Load line ผ่านทางด้านหลังจุดหมุนก็ไถ่ก็จะงอมาทางด้าน Stance flexion หลังจากผ่านช่วง Mid stance แล้วเข้าสู่ Toe off เส้น Load line จะย้ายมาอยู่ทางด้านหน้าของจุดหมุน ทำให้กลไกยึดกลับมาในตำแหน่งเริ่มต้นแล้วเข้าสู่ Swing phase ต่อไป (ดังรูปที่ 2. 24) มุมงอเข้าสูงสุดตอน Stance flexion คือ 10 องศา



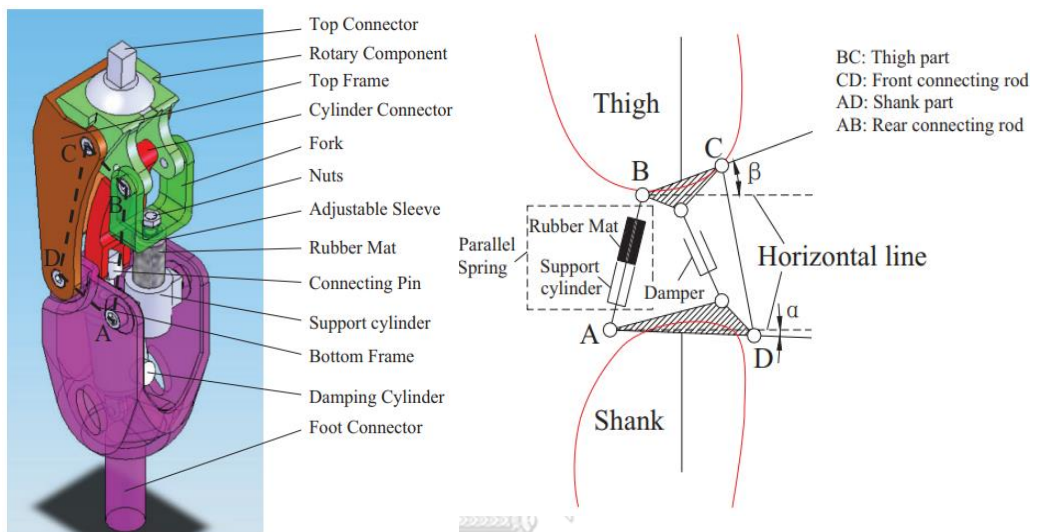
รูปที่ 2. 23 แนวคิดในการออกแบบของกลไก 6 ข้อต่อ NK-6 Symphony [33]



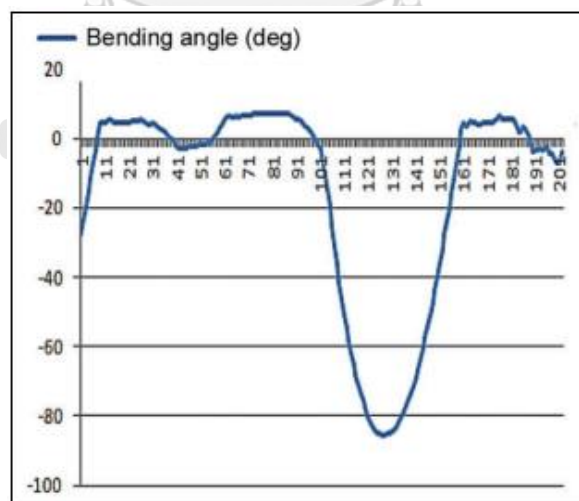
รูปที่ 2. 24 วิธีการทำงานของกลไก 6 ข้อต่อ NK-6 Symphony [33]

2.4.5 กลไกหลายแกนหมุนที่สามารถงอได้ในท่า Stance flexion ในงานวิจัยของ Huiqun Fu

กลไกเข้าของงานวิจัยดังกล่าวนำกลไกชนิด 4 ข้อต่อ โดยเปลี่ยนกลไก Follower linkage 1 ข้อต่อ ให้กลายเป็นกระบอกลูกสูบ เพื่อเพิ่มจำนวน DOF ของกลไก จาก 1 เป็น 2 ซึ่งกระบอกลูกสูบที่เพิ่มขึ้นมามีหน้าที่ยุบซึ่งทำให้กลไกข้อเข้าเกิดการงอตัวในช่วงที่เท้าสัมผัสกับพื้น ซึ่งก็คือท่า Stance flexion ซึ่งสามารถงอได้สูงสุด 15 องศา



รูปที่ 2. 25 กลไกจากงานวิจัยของ Huiqun Fu [19]



รูปที่ 2. 26 กราฟมุมมอง่างานวิจัยของ Huiqun Fu [19]

2.5 วิเคราะห์เสถียรภาพของกลไกข้อเข่าแต่ละชนิดขณะทำงานในช่วง Stance phase

สาเหตุที่ผู้พิการล้มส่วนใหญ่คือกลไกพับงอไปทาง Swing flexion ขณะที่เกิดขึ้นในจังหวะ Stance phase

ซึ่งกลไก 6 ข้อต่อทั้ง 2 แบบ ที่มี 1 DOF นั้นจะออกแบบให้กลไกหมุนเคลื่อนที่ได้ 2 ทาง คือทวนเข็มนาฬิกาและตามเข็มนาฬิกาโดยเกิดการงอพับเข้ามาทางด้านเดียวกัน ดังนั้นในจังหวะ Heel strike ถ้าผู้พิการเดินแล้วกลไกงอมาทางด้าน Stance flexion ทำให้ผู้พิการมีเสถียรภาพในการเดินสูงมาก เนื่องจากทิศทางของ GRF ที่จะทำให้กลไกหมุนกลับมาทาง Swing flexion จนทำให้ผู้พิการเกิดการล้มในจังหวะ Stance phase มีโอกาสน้อยมาก

ส่วนกลไก 5 ข้อต่อ ที่มี 2 DOF แต่ละ DOF ก็จะเป็นท่า Stance flexion 1 DOF แล้วก็ Swing flexion อีก 1 DOF ดังนั้นในจังหวะที่ผู้พิการ Stance phase ขณะที่กลไกกำลังอยู่ในท่า Stance flexion กลไกจะสามารถงอไปเป็นท่า Swing flexion จนผู้พิการล้มได้ด้วย เนื่องจากมี 2 DOF ส่งผลให้สามารถเกิดกรณีที่กลไกจะทำงาน 2 DOF พร้อมกัน ต่างจากเข่าที่ออกแบบไว้ 1 DOF ที่จะต้องทำท่างอได้ทีละท่า แต่กลไกเข่า 5 ข้อต่อของ Ottobock นั้น จะออกแบบให้ในจังหวะที่กลไก Stance flexion ทำงาน แล้วจุดหมุน ICZV ของกลไก Swing flexion จะวิ่งห่างออกจากเส้น GRF ไกลมากขึ้นซึ่งส่งผลให้ผู้พิการล้มยากขึ้นไปอีก

ในส่วนกลไก 4 ข้อต่อแบบเปลี่ยน 1 ข้อต่อที่มีความ Rigid เป็นลูกสูบที่ขยับได้ของ Huiqun Fu เป็นกลไกที่มี 2 DOF แต่ขณะที่กลไก Stance flexion ทำงาน ส่งผลให้จุดหมุน ICZV ของกลไก Swing flexion นั้นวิ่งเข้ามาใกล้เส้น GRF ในช่วง Stance phase มากขึ้น ส่งผลให้กลไกดังกล่าวมีเสถียรภาพที่ต่ำลง

สุดท้ายคือกลไก 4 ข้อต่อปกติที่ไม่มี Stance flexion ส่งผลให้จุดหมุนไม่มีการเปลี่ยนแปลงในจังหวะ Stance phase เนื่องจากกลไกจะไม่มีการเคลื่อนที่ในช่วงนี้

2.6 สรุปผลการศึกษาปริทัศน์วรรณกรรมและกำหนดแนวทางในการออกแบบ

ตารางที่ 2. 1 สรุปกลไกข้อเท้าที่มีในท้องตลาดและงานวิจัย

กลไกข้อเท้า	ชนิดกลไก	จำนวน DOF	มุมงอเข้าสูงสุดใน Stance phase	เสถียรภาพในการเดิน ช่วง Stance phase
Ottobock 3R36	4 ข้อต่อ	1	0	ปานกลาง
Ottobock 3R60	5 ข้อต่อ	2	15	สูง
Ossur Total knee 2100	6 ข้อต่อ	1	7	สูง
NK-6 Symphony	6 ข้อต่อ	1	10	สูง
Huiqun Fu	4 ข้อต่อแบบเปลี่ยน 1 ข้อต่อที่มีความ Rigid เป็นลูกสูบที่ขยับได้	2	15	ต่ำ

หลังจากที่ได้ศึกษาทฤษฎีที่เกี่ยวข้องและปริทัศน์วรรณกรรมได้ทำการวิเคราะห์ว่ากลไกข้อเท้าส่วนใหญ่ที่ขายอยู่ในท้องตลาดและในงานวิจัยเป็นกลไกที่มีชิ้นส่วนหลัก 5 ชิ้นขึ้นไป ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงมีแนวคิดที่จะลดชิ้นส่วนหลักของกลไก เพื่อลดจำนวนการผลิต การประกอบ และซ่อมบำรุง ซึ่งจะส่งผลในแง่อุตสาหกรรมที่ต้องการผลิตกลไกข้อเท้าเข้าสู่ตลาดจำนวนมาก ซึ่งถ้าลดจำนวนชิ้นส่วนลงไปได้ก็จะช่วยลดต้นทุนและเวลาที่ใช้ในการผลิตได้มากขึ้น โดยจะออกแบบให้มีมุมงอสูงสุดในช่วง Stance phase ที่ 10 องศา เนื่องจากคนปกติขณะ Heel strike มีมุมงอเข้าที่ 10 องศาแล้วในช่วง Stance phase มีมุมงอสูงสุดที่ 20 องศา ซึ่งจะมีผลต่างของมุมตอนเริ่มต้นจังหวะ Stance phase (Heel strike) และมุมที่ทำได้สูงสุดขณะ Stance phase อยู่ 10 องศา ซึ่งต่างจากกลไกข้อเท้าของคนพิการที่จะเริ่มมีมุมงอเข้าในจังหวะ Heel strike ที่ 0 องศา ซึ่งถ้าต้องการให้มีผลต่างเท่ากับคนปกติคือ 10 องศา ก็ต้องออกแบบให้กลไกข้อเท้ามีมุมงอสูงสุดที่ 10 องศา รวมถึงจากกลไกข้อเท้าที่มีอยู่ในท้องตลาดและงานวิจัยได้ออกแบบมุมงอสูงสุดของเข้าในช่วง Stance phase ที่ 7-15 องศา ดังนั้นจึงทำการกำหนดมุมงอเข้าสูงสุดในช่วง Stance phase ของกลไกที่จะออกแบบที่ 10 องศา

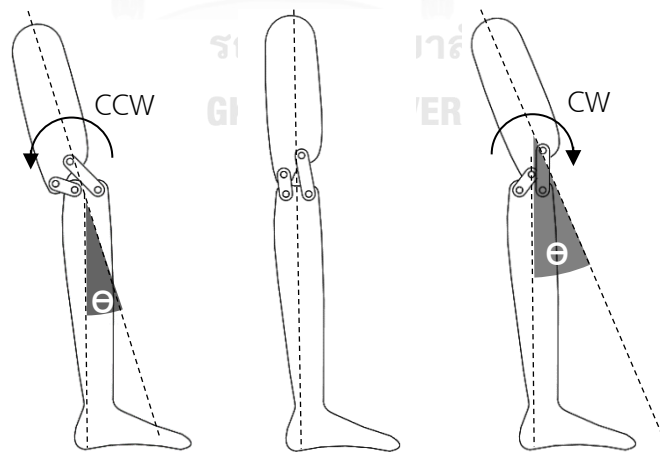
บทที่ 3

แนวคิดการออกแบบข้อเข้าเทียม และการออกแบบเบื้องต้น

3.1 แนวคิดในการออกแบบข้อเข้าเทียม

งานวิจัยนี้ต้องการลดจำนวนชิ้นส่วนของกลไกหลักจากห้องตลาด ดังนั้นจึงเริ่มทำการออกแบบกลไกโดยใช้กลไกชนิด 4 ข้อต่อ แต่ใช้ concept ในการออกแบบแบบเดียวกับกลไก Total knee 2100 ที่เป็นแบบชนิด 6 ข้อต่อ ด้วยหลักการที่ว่า เมื่อกลไกหมุนด้านทวนเข็มนาฬิกาจะเป็นการงอข้อเท้า Stance flexion แล้วถ้ากลไกหมุนทางด้านตามเข็มนาฬิกาจะเป็นการงอข้อเท้า Swing flexion ซึ่งด้วยจำนวนชิ้นส่วนหลักเพียง 4 ส่วนนั้นส่งผลกลไกดังกล่าวมีจำนวนชิ้นส่วนน้อยที่สุดถ้าเทียบกับกลไกในห้องตลาดและงานวิจัย

ในจังหวะ Stance phase นั้นจะเป็นช่วงที่เท้าสัมผัสกับพื้นซึ่งส่งผลให้มีแรงจาก Ground reaction force มากระทำที่เท้าซึ่งสามารถออกแบบจุดหมุนของกลไก 4 bar linkage ให้สัมพันธ์กับทิศทางของแรง Ground reaction force เพื่อให้กลไกเคลื่อนที่ไปในทิศทางตามที่ต้องการ สำหรับการออกแบบนี้จะเป็นการออกแบบโดยให้กลไกเคลื่อนที่ได้ 2 ทิศทาง คือด้าน Stance flexion และด้าน Swing flexion ซึ่งไม่ว่ากลไกจะหมุนไปด้านไหนข้อเข้าก็จะงอไปในด้านพับไปทางด้านหลังทั้งคู่ โดยกำหนดให้ตำแหน่งตรงกลางที่ข้อเข้าเหยียดตรงซึ่งมุมงอเข้าเป็น 0 องศา เป็นตำแหน่งเริ่มต้น และถ้ากลไกหมุนทวนเข็มนาฬิกาจะเป็นการงอมาทางด้าน Stance flexion ถ้ากลไกงอมาทางด้านตามเข็มนาฬิกาจะเป็นการงอในท่า Swing flexion (รูปที่ 3. 1)



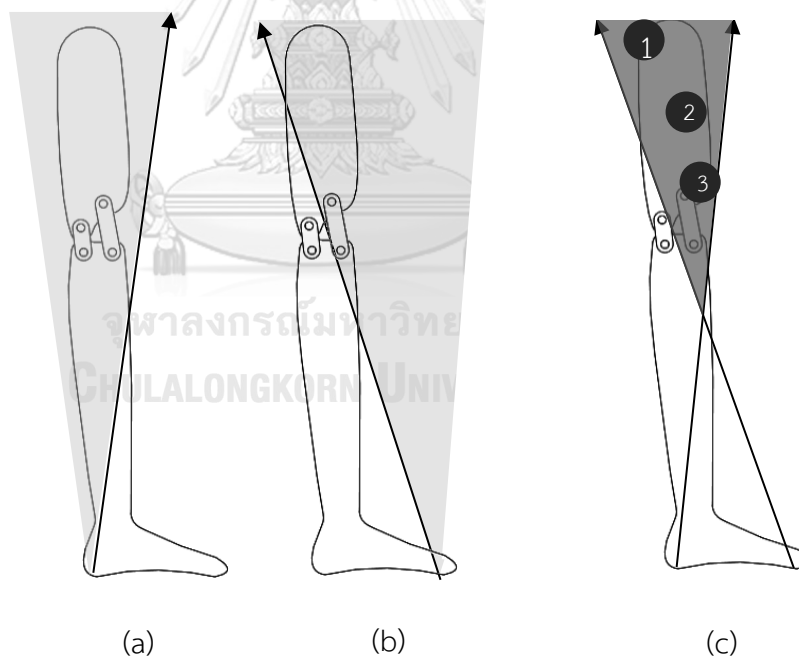
(a) Stance flexion (b) Zero position (c) Swing flexion

รูปที่ 3. 1 แนวคิดในการออกแบบกลไก 4 ข้อต่อ คือการหมุนของกลไกที่คนละทิศทางแต่ทำให้เกิดการงอ 2 รูปแบบคือ Stance flexion และ Swing flexion

3.2 การออกแบบ Kinematic

กลไกข้อเข่าเทียมประเด็นที่สำคัญในการออกแบบคือต้องการเสถียรภาพในการเดินเป็นอันดับแรกเนื่องจากผู้ที่สวมใส่ต้องการความมั่นคงในการเดิน เดินได้อย่างมั่นใจและไม่หกล้ม ทำให้การออกแบบจุดหมุนของกลไกในตำแหน่งเริ่มต้นที่ยังไม่มีการงอไปในด้านใดด้านหนึ่งนั้นเป็นสิ่งที่สำคัญมาก ซึ่งเป็นตัวกำหนดถึงเสถียรภาพของกลไกข้อเข่าเลย่ว่าดีหรือไม่ดี

จากการศึกษาพบว่าจุดหมุนแรกที่ต้องการเสถียรภาพมากต้องออกแบบให้จุดหมุนอยู่ในโซนเสถียรภาพเนื่องจาก Ground reaction force ในจังหวะ Heel strike หรือ จังหวะแรกที่ส้นเท้าสัมผัสกับพื้นนั้น จะมีทิศทางดังรูปที่ 2. 13a ซึ่งกลไกข้อเข่าที่ออกแบบไว้นั้นจะมีการงอมาทางด้านฝั่ง Stance flexion และส่วนในจังหวะ Toe off ซึ่งคือจังหวะที่เท้ากำลังจะลอยพ้นจากพื้นเพื่อเปลี่ยนจากช่วง Stance phase เป็นช่วง Swing phase ซึ่งทิศทางของ load line จะเป็นดังรูปที่ 3. 2b ทำให้กลไกก็จะมีการพับงอไปทางด้าน Swing phase ซึ่งถ้าออกแบบให้จุดหมุนแรกอยู่ระหว่างโซนเสถียรภาพดังบริเวณสีเทารูปที่ 2. 13b จะทำให้กลไกข้อเข่ามีเสถียรภาพ



รูปที่ 3. 2 (a) Stability zone of heel strike, (b) Stability zone of toe off, (c) Stability zone of gait cycle.

3.3 กำหนดเงื่อนไขที่ใช้ในการสังเคราะห์กลไก

กำหนดเงื่อนไขในการออกแบบ Path of ICZV ของกลไก 4 ข้อต่อที่ต้องการ ดังนี้

3.3.1. กลไกสามารถงอไปทางด้าน Stance flexion (ทิศทาง CCW) อย่างน้อย 5 องศาและทิศทางการงอเข้ามาทางด้าน Flexion

3.3.2. กลไกสามารถงอไปทางด้าน Swing flexion (ทิศทาง CW) อย่างน้อย 90 องศา สำหรับ Swing flexionและการนั่ง

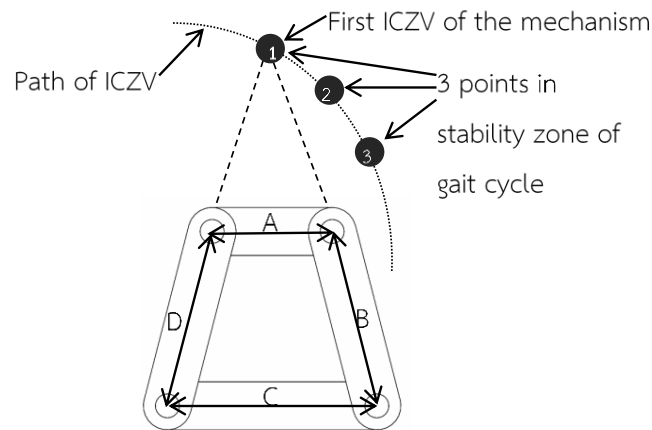
3.3.3. จุดหมุน 5 องศาแรกของการหมุนมาทางด้าน Swing flexion ต้องอยู่ในโซนเสถียรภาพ เพื่อความปลอดภัยของผู้ใช้ เนื่องจากถ้าออกแบบให้อยู่ในโซนเสถียรภาพแค่องศาแรกแล้วกลไกดังกล่าวยังกลับมาไม่ถึงตำแหน่งแรก แล้วผู้ใช้งานเดินอยู่ในจังหวะ Heel strike จะส่งผลให้ผู้พิการเกิดการหกล้มได้ เพราะเส้น GRF ผ่านไปทางด้านหลังของจุดหมุน

3.3.4. กำหนดความกว้างและสูงของกลไกให้ไม่เกินด้านละ 10 เซนติเมตร

การออกแบบกลไกเริ่มออกแบบจากการงอไปทางด้าน Swing flexion เนื่องจากมุมมองของขาฝั่ง Swing flexion เป็นมุมมองที่มากจนทำให้ผู้ที่สวมใส่ล้มได้ แต่กลไกที่งอไปทางด้าน Stance flexion เป็นกลไกที่จำกัดการงอไว้ที่สูงสุดไม่เกิน 20 องศาซึ่งจะไม่ทำให้ผู้ที่สวมใส่เกิดการหกล้มได้ จึงให้ความสำคัญในการออกแบบกลไก Swing flexion เป็นลำดับแรก แล้วจะนำกลไก Swing flexion ดังกล่าวมาทำการวิเคราะห์ต่อว่าสามารถทำงานในจังหวะ Stance flexion ได้หรือไม่

3.4 สังเคราะห์กลไก

หลังจากที่ทำการกำหนดเงื่อนไขของกลไกที่ต้องการแล้วก็จะทำการสังเคราะห์กลไกดังกล่าวด้วยวิธี Graphical synthesis of four-bar mechanisms by three-position, instant-center specification ซึ่งคือวิธีที่กำหนดจุด 3 จุดที่จะให้ ICZV ผ่านตำแหน่งดังกล่าว ดังรูปที่ โดยจุด 3 จุดที่กำหนดจะอยู่ในบริเวณโซนเสถียรภาพและกลไกดังกล่าวจะต้องเคลื่อนที่ไม่น้อยกว่า 5 องศาตามที่กำหนดจากจุดที่ 1 ไปจุดที่ 3 หลังจากนั้นเราจะได้ขนาดของระยะ A , B , C และ D ของกลไก



รูปที่ 3. 3 แสดงส่วนประกอบต่างๆของวิธีที่จะใช้สังเคราะห์กลไก

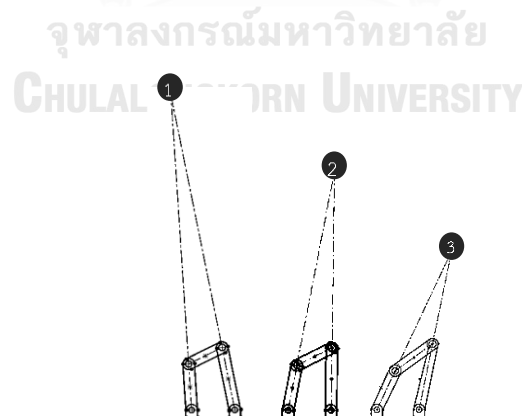
3.4.1 กลไกที่ทำให้เข่างอได้ในจังหวะ Swing phase (กลไก Swing flexion)

เริ่มจากกำหนดจุดหมุนในขณะที่ข้อเข่าเหยียดตึง (full extension) และจำลองการเคลื่อนที่ของกลไกและจำลองการเคลื่อนที่ของจุด ICZV จะได้เส้นทางการเคลื่อนที่ของกลไกดังรูปที่ 3. 4

โดยคำนึงถึงประเด็นหลักๆในการกำหนดจุด ICZV ดังนี้

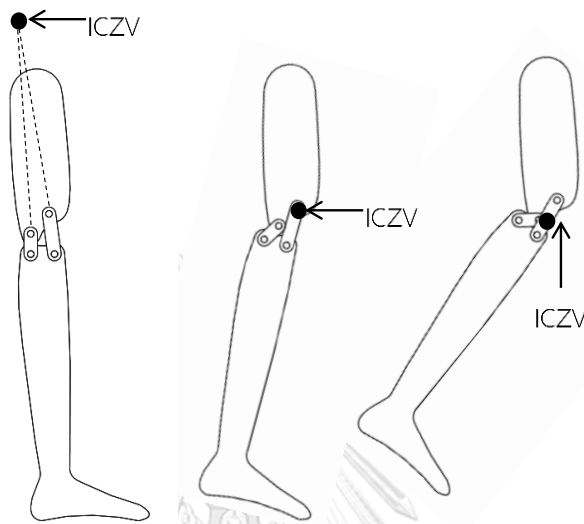
- กลไกต้องมีเสถียรภาพในเดินทุกๆขณะในจังหวะ Stance phase แต่จะเน้นหลักๆที่ช่วง Heel strike และ Toe off เนื่องจากเป็นช่วงจังหวะที่สำคัญในการเดินที่ส่งผลให้ผู้สวมใส่เกิดการหกล้มและบาดเจ็บได้

- กลไกต้องงอได้เฉพาะในทิศทางที่เหมือนกับธรรมชาติเท่านั้น คืองอแบบพับเข้าทางด้านหลังได้เท่านั้น

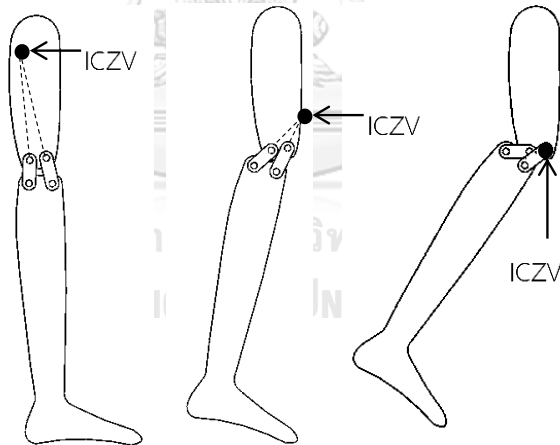


รูปที่ 3. 4 รูปร่างของกลไกและจุดหมุนทั้ง 3 จุดหมุนที่อยู่ในภายใต้เงื่อนไขที่กำหนดของกลไก Swing

หลังจากที่สังเคราะห์กลไก Swing flexion ออกมาแล้วตามเงื่อนไข จะพบว่า มี 2 กลไกที่ผ่านเงื่อนไข ดังรูปที่ 3. 5 และ รูปที่ 3. 6 ซึ่งกลไกที่ 1 จุด ICZV จะสูงกว่ากลไกที่ 2 หลังจากนั้นเราจะทำการวิเคราะห์กลไกทั้ง 2 ต่อในการร่องทางด้าน Stance flexion



รูปที่ 3. 5 ICZV และ การเคลื่อนที่ของกลไกที่ 1 ของกลไก Swing flexion



รูปที่ 3. 6 ICZV และ การเคลื่อนที่ของกลไกที่ 2 ของกลไก Swing flexion

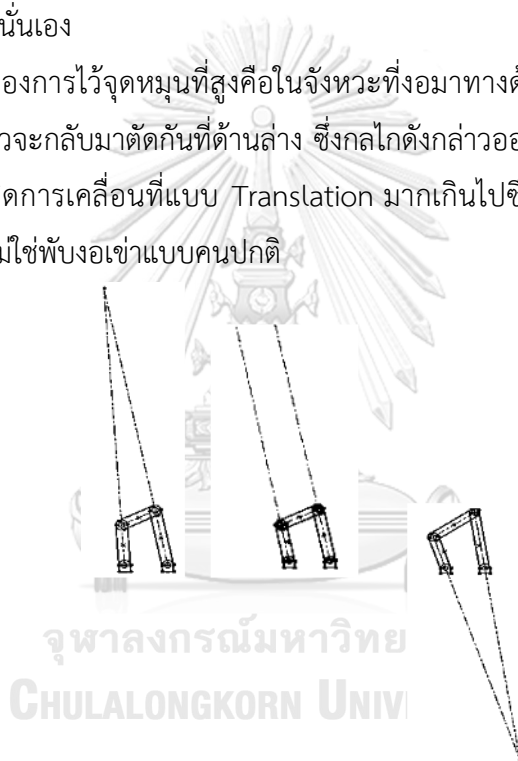
3.4.2 กลไกที่ทำให้เข่างอได้ในจังหวะ Stance phase (กลไก Stance flexion)

เป็นกลไกเดียวกับกลไก Swing flexion แต่ต่างกันที่ทิศทางการเคลื่อนที่ของกลไกงอที่ตรงข้ามกับ Swing flexion แต่มุมมองของกลไกพับมาทางด้านหลังของข้อเข่าเหมือนเดิม

โดยกลไก Stance flexion พื้นฐานมาจากทิศของแรงที่ต้องสัมพันธ์กับจุดหมุน โดยมีหลักการในการทำงานคือเข้าต้องงอได้ในจังหวะ Stance phase มากกว่า 5 องศา และพับงอในทิศทางด้านหลังเท่านั้น

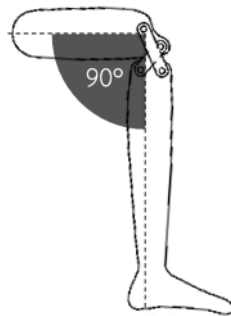
จากฟังก์ชันที่กำหนดนั้นจะต้องใช้กลไกที่จุดหมุนแรกอยู่สูงและอยู่เอียงมาทางด้านหลังไม่มากนัก เพื่อส่งผลให้รูปร่างในการงอเข้าของกลไกผิดรูปจากคนปกติน้อยที่สุดเนื่องจากถ้าไว้จุดหมุนที่ต่ำ รูปร่างในการงอจะเป็นการงอแบบ overextend นั่นคือเข้ามีการพับงอมาทางด้านหน้าซึ่งโดยปกติแล้วธรรมชาติของคนปกติจะไม่เป็นเช่นนั้น ซึ่งการแก้ปัญหาเรื่องกลไกงอมาทางด้านหน้าในจังหวะ Stance flexion ที่จะเกิดขึ้นมากๆ ในองศาการงอแรกๆ ก่อนจะกลับมามองในด้านหลังนั้นคือการออกแบบจุดหมุนไว้สูงนั่นเอง

ประโยชน์อีกข้อของการไว้จุดหมุนที่สูงคือในจังหวะที่งอมาทางด้าน Stance flexion จุด ICZV จะขึ้นไปเป็นอนันต์แล้วจะกลับมาตัดกันที่ด้านล่าง ซึ่งกลไกดังกล่าวออกแบบให้จุดหมุนเปลี่ยนไวที่สุด เพื่อที่จะให้กลไกไม่เกิดการเคลื่อนที่แบบ Translation มากเกินไปซึ่งส่งผลให้การงอของข้อเข้าผิดรูปร่างทำให้ดูเหมือนไม่ใช่พับงอเข้าแบบคนปกติ



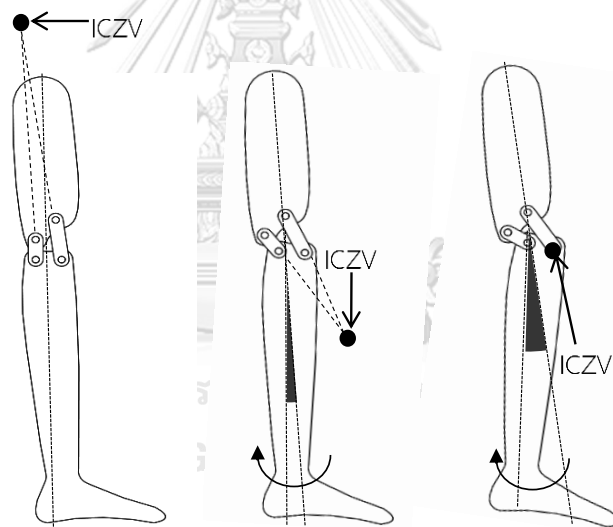
รูปที่ 3. 7 การเคลื่อนที่และจุด ICZV ของกลไก Stance flexion

จากรูปที่ 3.7 โดยเป็นการเคลื่อนที่หมุนทวนเข็มนาฬิกาจากรูปซ้ายสุดไปเรื่อยๆจนได้รูปขวาสุดซึ่งตำแหน่งของจุด ICZV จะเปลี่ยนจากตำแหน่งที่อยู่ด้านบนขึ้นของกลไกห่างออกจากรันไปเรื่อยๆจน ICZV ไปอยู่ที่จุดอนันต์จากนั้นจะกลับมาในด้านล่างของกลไก



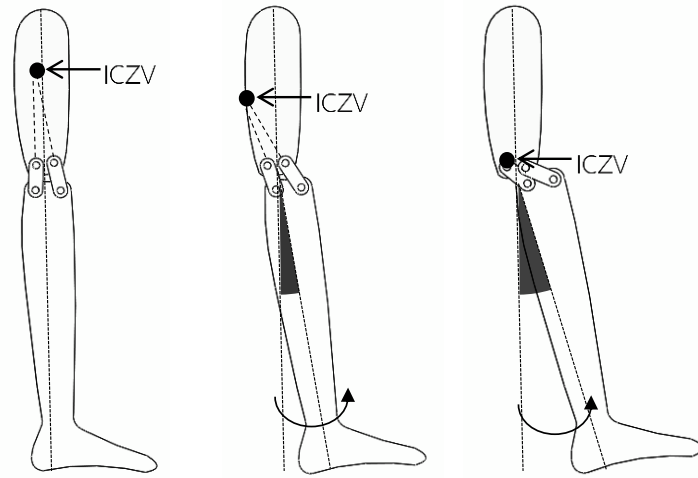
รูปที่ 3. 8 ทำนองของกลไกที่ 1

ซึ่งเป็นท่าที่สำคัญในชีวิตประจำวันและเกิดจากการออกแบบให้กลไก Swing flexion มีมุมองสูงสุดที่ 90 องศา เพราะเนื่องจากประโยชน์ที่ใช้ในการเดินที่มุมองสูงสุด 60 องศาแล้วยังสามารถพับไหวงอเพิ่มเป็น 90 องศาเพื่อใช้ในการนั่งได้ด้วย



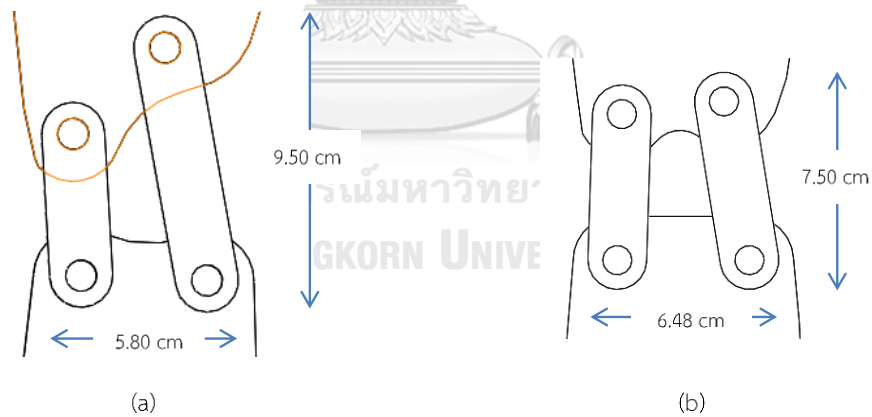
รูปที่ 3. 9 การเคลื่อนที่และจุด ICZV ของกลไกที่ 1

ในการงอท่า Stance flexion ซึ่งมีลักษณะการงอเข้าเหมือนกับคนปกติ โดย ICZV ของกลไกนี้ทาง Stance flexion จากตำแหน่ง Zero position (รูปซ้ายสุด) ไปยังตำแหน่งมุมองมากที่สุดของ Stance flexion (รูปขวาสุด) จะเคลื่อนจากรูปซ้ายสุดขึ้นไปที่ยะยะอนันต์และกลับมาตัดกันที่ด้านล่างดังรูปกลางแล้วหลังจากนั้นจะเคลื่อนที่ต่อมาแบบรูปขวาสุด

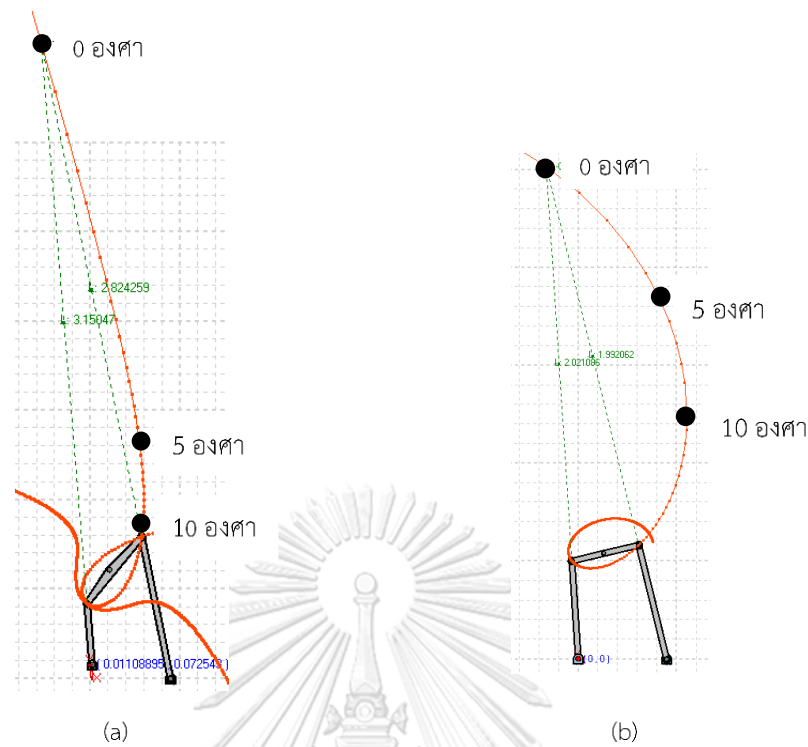


รูปที่ 3. 10 การเคลื่อนที่และจุด ICZV ของกลไกที่ 2

ในการงอท่า Stance flexion ซึ่งจะ Overextended ในการงอท่า Stance flexion ซึ่งมีลักษณะการงอเข้าไม่เหมือนกับคนปกติ โดย ICZV ของกลไกนี้ทาง Stance flexion จากตำแหน่ง Zero position (รูปซ้ายสุด) ไปยังตำแหน่งมุงมอมมากที่สุดของ Stance flexion (รูปขวาสุด)



รูปที่ 3. 11 ขนาดรูปร่างโดยรวมของกลไก (a) กลไกที่ 1 (b) กลไกที่ 2

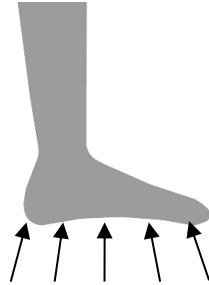


รูปที่ 3. 12 การเคลื่อนที่ของจุด ICZV ของ (a) กลไกที่ 1 (b) กลไกที่ 2

เงื่อนไขในการออกแบบกลไก	แบบที่ 1	แบบที่ 2
1. กลไก Stance flexion งอมากกว่า 5 องศา และมาทางด้าน Flexion	ผ่าน (งอมาทางด้าน Flexion มากกว่า 5 องศา อยู่ที่ว่าจะตั้ง Stopper ไว้ที่กี่องศา)	ไม่ผ่าน (งอไปทางด้าน Extension)
2. กลไก Swing flexion จุด ICZV ของ 5 องศาแรกอยู่ในโซนเสถียรภาพ	ผ่าน (รูปที่ 3. 12)	ผ่าน (รูปที่ 3. 12)
3. กลไก Swing flexion งอได้มากกว่า 90 องศาสำหรับนั่ง	ผ่าน (รูปที่ 3. 8)	ผ่าน
4. ขนาดกว้างและสูง น้อยกว่า 10 cm x 10 cm	ผ่าน (5.80 cm x 9.50 cm)	ผ่าน (6.48 cm x 7.50 cm)

***เลือกกลไกที่ 1 เนื่องจากผ่านเงื่อนไขในการออกแบบทุกข้อ

3.5 การทำงานของกลไกขณะเดิน

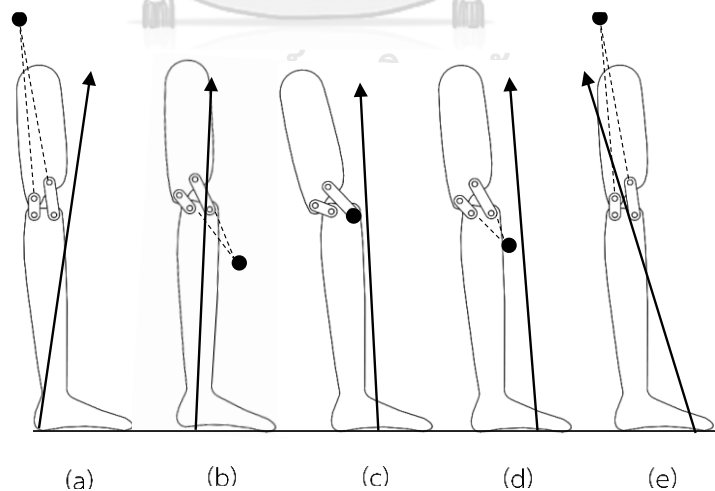


รูปที่ 3. 13 แสดงแรงที่พื้นกระทำต่อเท้าในช่วงต่างๆขณะเดิน

เนื่องจากแรงที่พื้นกระทำต่อเท้าในขณะที่เดินจะเกิดขึ้นเรียงลำดับโดยเริ่มจากจากส้นเท้าในจังหวะ Heel strike ไปยังปลายเท้า ในจังหวะ Toe off เป็นทิศทางประมาณดังรูปที่ 3. 13

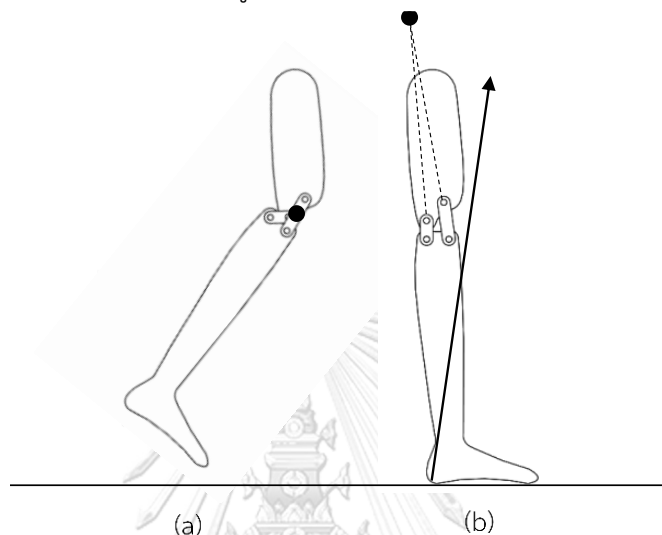
ซึ่งการเดินจะแบ่งออกเป็น 2 ช่วงต่อเนื่องกันนั่นคือ Stance phase ก่อน แล้วตามด้วย Swing phase

เริ่มจากจังหวะ Heel strike กลไกจะเข้าสู่กลไก Stance flexion ก่อนเนื่องจาก Load line ผ่านทางด้านหน้าของจุดหมุนแรกที่อยู่ทางด้านบน และหลังจากนั้นจุด ICZV จึงเริ่มย้ายจากด้านบนมาที่ด้านล่าง ดังรูปที่ 3. 14 ซึ่งประกอบกับจังหวะ Mid stance Load line เริ่มอยู่ทางด้านหน้าของจุดหมุนที่อยู่ทางด้านล่าง ทำให้กลไกกลับมาตั้งตรงในตำแหน่งเริ่มต้นที่ออกแบบไว้



รูปที่ 3. 14 การทำงานของกลไกในจังหวะ Stance phase ที่สัมพันธ์กับ GRF

หลังจาก Stance phase แล้ว กลไกจะเข้าสู่ Swing phase ซึ่งพอกลไกกลับมาตั้งตรงในตำแหน่งเดิมจาก Stance phase แล้วนั้น จุดหมุนจะกลับมาอยู่ในด้านบนและเนื่องจากที่ทางของ Load line ในจังหวะ Toe off จะผ่านไปในด้านหลังของจุดหมุนซึ่งทำให้กลไกเกิดการพับงอไปทางด้านกลไก Swing flexion ซึ่งทำให้เกิดการเดินในช่วง Swing phase เกิดขึ้น และก็ถูกสปริงตีกลับมากในตำแหน่งเดิมตรงกลางที่ตั้งไว้แล้วก็จะเข้าสู่ Stance phase วนต่อไปเรื่อยๆจนเดิน

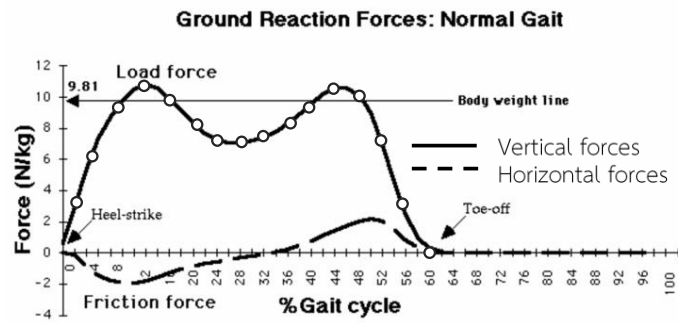


รูปที่ 3. 15 การทำงานของกลไกในจังหวะ Swing phase ที่สัมพันธ์กับ GRF

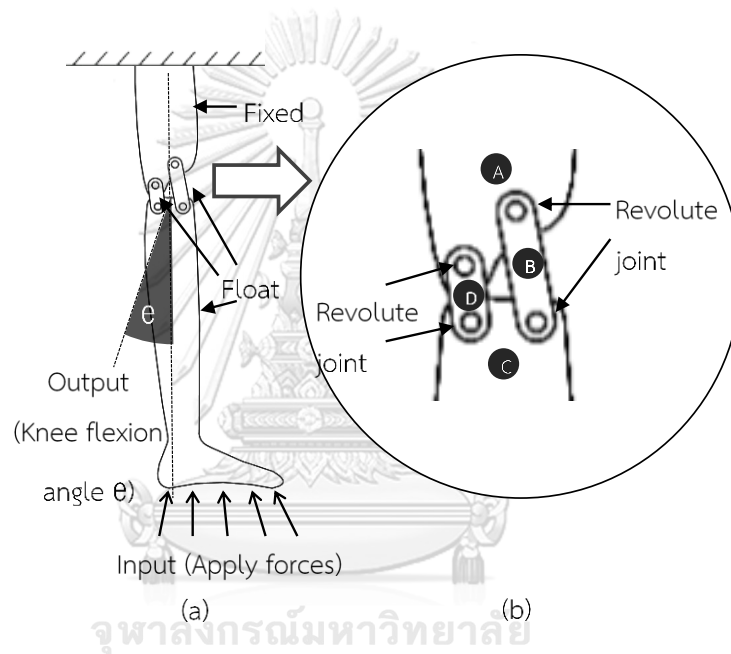
3.6 Motion simulation

กลไกนี้ประกอบได้ด้วย 4 ส่วนประกอบ คือ ข้อต่อด้านบนเป็นชิ้นเดียวกับต้นขา (รูปที่ 3. 17(b) A) , ข้อต่อ Follower 2 ชิ้นด้านข้าง (B,D) และสุดท้ายข้อต่อชิ้นล่างเป็นชิ้นเดียวกับหน้าแข้งและเท้าไม่สามารถขยับได้ (C) ซึ่งจะทำการ Fix ชิ้น A ที่ติดอยู่กับต้นขา แล้วทำการใส่แรง GRF ที่บริเวณฝ่าเท้าที่ติดอยู่กับชิ้น C

ใช้โปรแกรม Solidwork ในการ simulation กลไกดังกล่าว โดยกำหนดให้ของแรง GRF ที่ใช้ simulation มาจากน้ำหนักของคนหนัก 80 kg ซึ่งนำค่าจำนวน 20 จุดจากกราฟขนาดของแรงในทิศตั้งฉากและขนานกับทิศทางของการเดินของคนปกติ

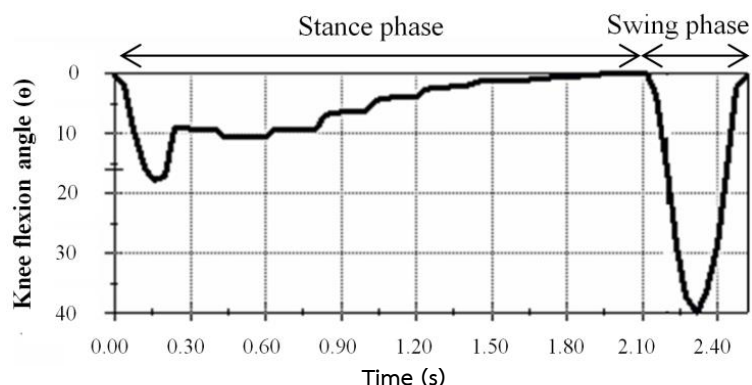


รูปที่ 3. 16 กราฟขนาดของแรง GRF ของคนปกติ [27]



รูปที่ 3. 17 เงื่อนไขในการ Simulation กลไกที่ประกอบด้วย ข้อต่อ A (ซึ่งเป็นขั้วเดียวกับต้นขาและ สะโพกถูก Fix), B (Follower linkage 1), ข้อต่อ C (ซึ่งเป็นขั้วเดียวกับหน้าแข้งและเท้า), and D (Follower linkage 2)

3.7 ผลลัพธ์ของการ Simulation



รูปที่ 3. 18 กราฟระหว่างมุมงอเข่ากับเวลาที่ใช้ในการเดินของกลไกที่ออกแบบจากการ Simulation

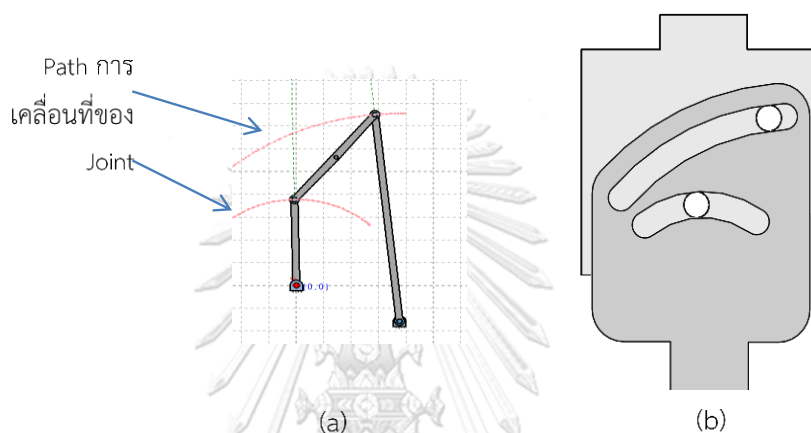
กลไกข้อเข่าที่ออกแบบนั้นมีทั้งหมด 1 กลไก แต่ 2 ฟังก์ชัน นั่นคือ Stance flexion กับ Swing flexion ซึ่งเกิดจากการเคลื่อนที่ไปคนละด้านกันของกลไกแต่สามารถงอไปในทางเดียวกันได้ และจากการออกแบบกลไกนั้นได้นำมาทำการ Motion simulation ด้วยการใส่แรงและทิศทางของแรงที่เก็บข้อมูลมาจากคนเดินจริงบน Force plate เข้าไปในตำแหน่งต่างๆของเท้า พบว่าจากกราฟมุมงอเข่าในระยะเวลาต่างๆของการเดินจะสังเกตว่ามุมงอของเข่ามีการพับงอมาเฉพาะด้านหลังเท่านั้นซึ่งทำให้การงอเหมือนคนปกติ ถ้าพิจารณาในช่วง Stance phase จะพบว่ามีมุมงออยู่ที่ 0 ถึง 16 องศา และในช่วง Swing phase มีมุมงออยู่ที่ 0 ถึง 40 องศา

3.8 อภิปรายผล

จากกราฟในรูปที่ 3. 18 สังเกตว่าในมุมงอของของกลไกเข่าในจังหวะ Stance phase กราฟมีลักษณะเป็นขั้น ซึ่งเกิดจากการใส่ Load line ที่ไม่ต่อเนื่องเข้าไปในการ Simulation เพื่อให้ง่ายต่อการ Simulation โดยทำที่เลือก Load line เพียงบางค่าดังรูปที่ 3. 16 เท่านั้นซึ่งจากกราฟสังเกตว่ามุมงอของเข่าในจังหวะ Stance phase อยู่ที่ 0 ถึง 16 องศา ซึ่งใกล้เคียงกับคนปกติเพราะเนื่องจากการ Simulation นั้นได้ใช้ load จริงของคนเดินในจังหวะ Stance phase ที่เดินบน Force plate ส่วนในเรื่องของมุม Swing phase อยู่ที่ 0-40 องศา ซึ่งจะน้อยกว่าคนจริงเพราะว่าได้ทำการใช้แรงเฉพาะใน Stance phase มาทำการ Simulation เท่านั้น โดยยังไม่คิดผลของการแกว่งของมวลขาเทียมในขณะ Swing phase ซึ่งจะส่งผลให้มีมุมงอที่มากกว่าเดิม

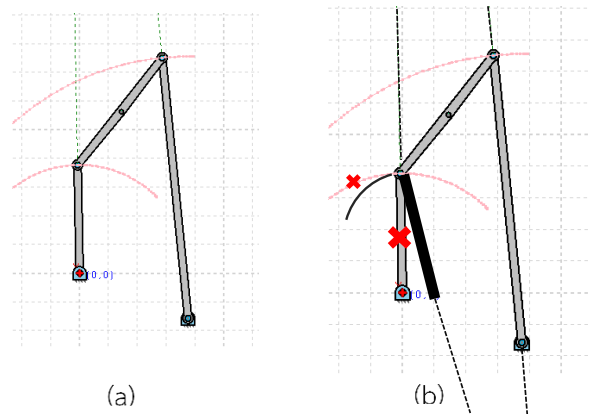
3.9 เปลี่ยนกลไก 4 ข้อต่อ เป็นกลไกแบบ Slot เพื่อลดจำนวนชิ้นส่วนของกลไกหลัก

เนื่องจากงานวิจัยต้องการลดจำนวนชิ้นส่วนของกลไกหลักให้น้อยที่สุด จึงทำการเปลี่ยนจากกลไก 4 ข้อต่อ เป็นกลไกแบบ Slot เพื่อลดจำนวนชิ้นส่วนหลักจาก 4 ชิ้น ให้เหลือเพียง 2 ชิ้น โดยวิธีการดังนี้ จากรูปที่ 3. 19a จะมี Path การเคลื่อนที่ของ joint ในส่วนของ couple linkage โดยเราจะนำส่วนที่เป็นเส้นทางการเคลื่อนที่ของ joint ทั้ง 2 เปลี่ยนให้เป็น Slot (ชิ้นล่างของกลไก รูปที่ 3. 19b) แล้วเปลี่ยน joint ทั้ง 2 ให้เป็นแท่งกลมๆที่เคลื่อนที่ไปใน Slot (ชิ้นบนของกลไก รูปที่ 3. 19b) ก็จะทำให้ชิ้นส่วนของกลไกหลักเหลือเพียงแค่ 2 ชิ้น

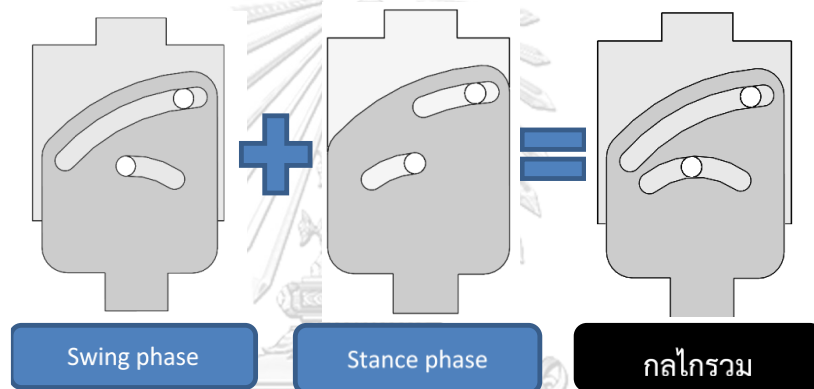


รูปที่ 3. 19 รูปร่างของกลไก 4 ข้อต่อ และกลไกแบบ Slot

หลังจากที่ได้ทำการลดชิ้นส่วนให้เหลือ 2 ชิ้นแล้วก็ต้องการที่จะตัดการเคลื่อนที่ของ Path ของ ICZV ที่จะมีส่วนที่ขึ้นไปถึงอนันต์ก่อนที่กลับมาทางด้านล่างออกไป โดยการเปลี่ยนแปลงให้ Slot ที่งอมาทาง Stance flexion แทนที่ ICZV จะวิ่งแบบเดิมคือขึ้นไปอนันต์ก่อนแล้วกลับมาทางด้านล่าง ก็จะทำให้ตัดการเคลื่อนที่ดังกล่าวไปให้เคลื่อนที่จากจุดแรกที่มีการตั้งกลไกย้ายมาอยู่ทางด้านล่างทันทีจากรูปที่ 3. 20a เป็น รูปที่ 3. 20b

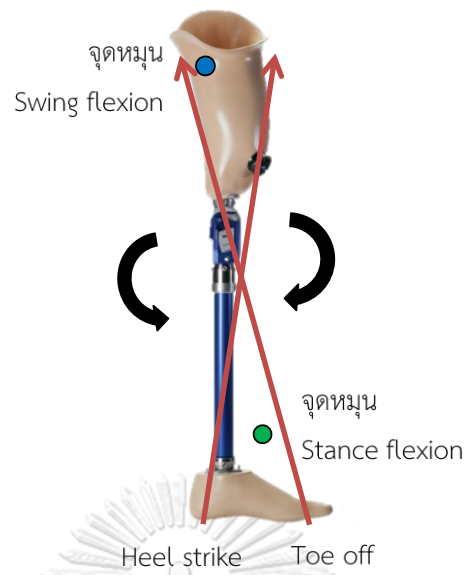


รูปที่ 3. 20 ปรับปรุงกลไกจาก a เป็น b เพื่อตัดเส้นทางการเคลื่อนที่ของจุด ICZV ไประยะอนันต์ หลังจากนั้นเราจะได้น้ำตาของกลไกดังกล่าวดังนี้



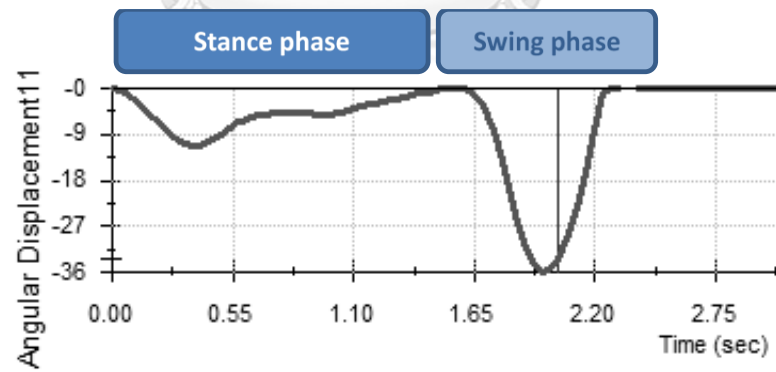
รูปที่ 3. 21 Slot ที่ใช้ในการเคลื่อนที่ของ Swing flexion และ Stance flexion

ขั้นตอนการทำงานของกลไกคือจังหวะ Heel strike เมื่อ GRF กระทำผ่านหน้าจุดหมุน Swing flexion แต่ด้านหลังจุดหมุน Stance flexion กลไกจะเคลื่อนที่มาจากด้าน Stance flexion ในจังหวะ Toe off เมื่อเส้น GRF ผ่านทางด้านหน้าจุดหมุน Stance flexion แต่ด้านหลัง Swing flexion กลไกจะเคลื่อนที่ไปทางด้าน Swing flexion



รูปที่ 3. 22 แสดงการเคลื่อนที่ของกลไกที่สัมพันธ์กับ GRF

หลังจากนั้นทำการ **Simulation** แบบเดียวกับกลไก 4 ข้อต่อ ซึ่งได้กราฟมุมมองเข้าดังนี้



รูปที่ 3. 23 กราฟมุมมองเข้าของกลไก Slot

บทที่ 4

การออกแบบและผลิตข้อเข่าเทียมแบบที่ 1

4.1 การออกแบบชิ้นส่วนต่างๆของกลไกแบบที่ 1

ออกแบบกลไกสำหรับทดสอบด้วยการเดินจริงว่าสอดคล้องกับทฤษฎีหรือไม่ (โดยยังไม่คำนึงถึงความแข็งแรงสำหรับการทดสอบ iso 10328 รวมทั้งชิ้นส่วนต่างๆจะถูกออกแบบให้เหมาะสมสำหรับความสามารถในการผลิตตามที่เครื่องมือ) โดยใช้แนวคิดการออกแบบที่ทำการตัดระยะอนันต์ของการเคลื่อนที่ของจุด ICZV ออก แต่ร่อง Slot ด้านล่างจะมีส่วนที่แหลม มาทำการทดสอบก่อนในกลไกแบบที่ 1 (จากนั้นจะใช้วิธีแปลงจากกลไก 4 ข้อต่อมาตรงๆเลยโดยไม่มีการแก้ไขจุด ICZV ไม่ผ่านที่ระยะอนันต์มาทำการทดสอบในกลไกแบบที่ 2 เนื่องจากกลไกแบบที่ 1 มีปัญหาบางประการ โดยจะสรุปปัญหาของกลไกแบบที่ 1 ในท้ายบทที่ 4 และทำการออกแบบกลไกแบบที่ 2 ในบทที่ 5)

ก่อนที่จะเข้าสู่การออกแบบกลไกขาเทียมเพื่อนำไปทดสอบเดินจริงนั้นต้องทราบส่วนประกอบของขาเทียมก่อนดังรูปที่ 4.1



รูปที่ 4. 1แสดงส่วนประกอบต่างๆของขาเทียม

หลังจากทราบส่วนประกอบหลักๆของขาเทียมและหลักการในการออกแบบกลไกหลักของข้อเข่าเทียมแล้ว ก็จะทำารออกแบบส่วนประกอบต่างๆที่จะทำให้ข้อเข่าเทียมใช้งานได้จริง ซึ่งประกอบได้ด้วยชิ้นส่วนหลักๆดังนี้

4.1.1 กลไกหลักชั้นบนที่ติดเข้าสะโพก (กลไกหลักชั้นที่ 1)

เนื่องจากทางห้องวิจัยได้มีการออกแบบข้อเข้าเทียมชนิด Slot joint ที่เทียบเคียงกลไกชนิด 4 ข้อ ต่อมาก่อนแล้ว ดังรูปที่ 4. 2 ดังนั้นข้าพเจ้าจึงทำการดัดแปลงกลไกหลักชั้นบนของเดิมให้สามารถใช้กับกลไกหลักชั้นล่างที่ทำการออกแบบใหม่2อย่างด้วยกัน คือ ทำการตัดบริเวณส่วนด้านหน้าออก ดังรูปที่ 4. 3 เพื่อให้กลไกที่เคลื่อนที่ออกมาทางด้าน Stance flexion และ Swing flexion สามารถเคลื่อนที่ได้ เพราะว่าถ้าไม่ตัดกลไกจะเคลื่อนที่มาชนกับผนังด้านหน้าก่อนที่จะเคลื่อนที่ได้สุดระยะตามที่ออกแบบไว้ ดังรูปที่ 4. 4 และอีกส่วนหนึ่งคือการเจียรใส่เพลลาใหม่ในตำแหน่งที่ออกแบบไว้



รูปที่ 4. 2 กลไกข้อเข้ารุ่นแรกของห้องวิจัย



หัวพีระมิดสำหรับยึด
ติดกับเป้า (Socket) ที่
ติดกับต่อต้นขา

รูปที่ 4. 3 ชิ้นส่วนกลไกหลักด้านบนรุ่นแรกของห้องวิจัยที่ถูกตัดบริเวณด้านหน้าออก

จากรูปที่ 4.3 เนื่องจากกลไกหลักชั้นล่างที่ออกแบบใหม่แบบที่ 1 จะเคลื่อนที่มาชนถ้าไม่ตัดรวมทั้งเจาะรูด้านข้างใหม่เพื่อให้ได้ตำแหน่งติดตั้งเพลลาตามที่ออกแบบใหม่แบบที่ 1



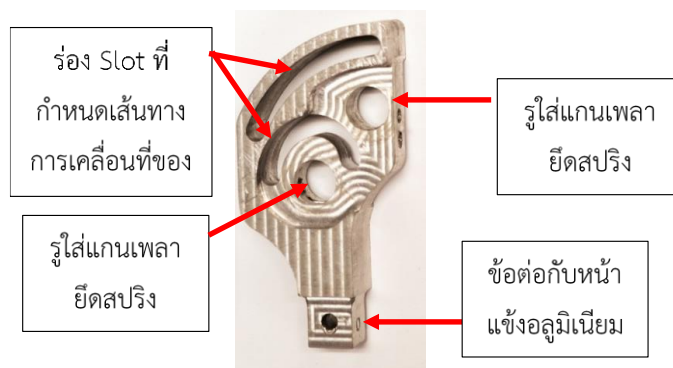
รูปที่ 4. 4 (ด้านซ้าย)แสดงมุมมองของ Stance flexion สูงสุดที่ 10 องศา (ด้านขวา)แสดงท่าทางที่มุมมากกว่า 90 องศา

4.1.2 กลไกหลักชิ้นล่างที่ติดกับหน้าแข้งเทียมและเท้าเทียม (กลไกหลักชิ้นที่ 2)

เป็นกลไกชิ้นสำคัญที่รวมส่วนประกอบต่างๆเข้าด้วยกัน ซึ่งประกอบไปด้วย

- ร่อง Slot ด้านบนและด้านล่าง
- ที่ใส่แกนเพลายึดสปริง
- รูสำหรับใส่เกลียวตัวหนอนเพื่อปรับค่าความแข็งของสปริง

บริเวณสำหรับยึดกลไกหลักชิ้นส่วนล่างกับหน้าแข้งที่ทำจากแท่งอลูมิเนียม สาเหตุที่ไม่ทำเป็นพีระมิดเนื่องจากเครื่อง CNC 3 แกน ไม่มีความสามารถในการผลิตพีระมิด แต่มีข้อเสียคือการยึดด้วยวิธีนี้จะรับแรงได้ทางเดียว (หลังจากที่ได้ใช้จริงส่งผลให้ขณะเดินสกรูตัวหนอนเกิดการคลายตัวทำให้ขณะเดินบริเวณข้อต่อเกิดการสั่นคลอน)



รูปที่ 4. 5 กลไกหลักชิ้นล่างที่ติดเข้าสะโพกที่ขึ้นรูปด้วย CNC 3 แกน

4.1.3 แกนเพลลา

เป็นตัวเชื่อมระหว่างกลไกหลักชิ้นบนและชิ้นล่างทำหน้าที่ให้กลไกเคลื่อนที่ตามเส้นทางที่กำหนดไว้ใน slot



รูปที่ 4. 6 แกนเพลลาทองเหลือง

4.1.4 สปริงของกลไก Swing flexion

เป็นตัวช่วยให้กลไกกลับมาที่ตำแหน่งเริ่มต้น (zero position) ขณะที่กลไกเคลื่อนที่ไปขณะเข้าลอยพ้นจากพื้น (Swing flexion)



รูปที่ 4. 7 สปริงของกลไก Swing flexion

4.1.5 สปริงของกลไก Stance flexion

เป็นตัวช่วยให้กลไกกลับมาที่ตำแหน่งเริ่มต้น (zero position) ขณะที่กลไกเคลื่อนที่ลงในจังหวะที่เท้าสัมผัสกับพื้น (Stance flexion)



รูปที่ 4. 8 สปริงของกลไก Stance flexion

4.1.6 แกนเพลายึดสปริง

เป็นตัวที่ช่วยปรับระยะสปริงเพื่อเพิ่มหรือลดแรงที่ไปกระทำที่เพลาสั่งจะทำให้ผู้เดินปรับเปลี่ยนความเร็วของการเดินได้ตามใจชอบ แต่หลังจากปรับจนพอใจแล้วความเร็วในการเดินจะต้องเดินด้วยความเร็วที่เท่าเดิมตลอดเนื่องจากกลไกดังกล่าวไม่สามารถปรับแรงของสปริงได้ในขณะเดินอยู่



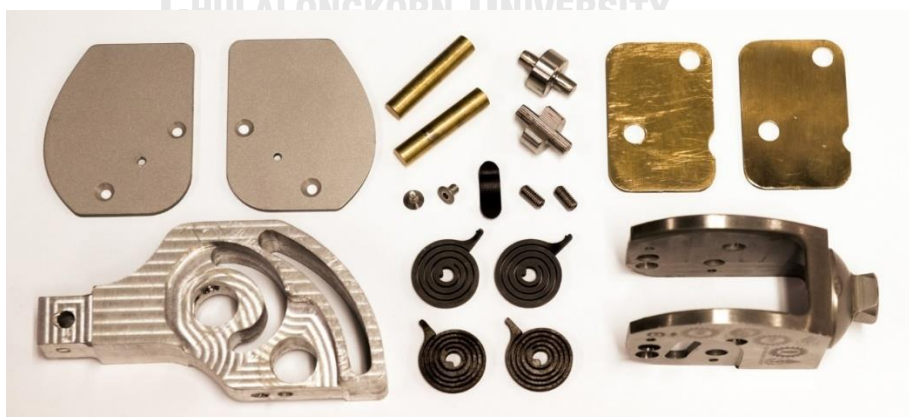
รูปที่ 4. 9 แกนเพลายึดสปริง

4.1.7 ตัวห่วงแรงเสียดทาน

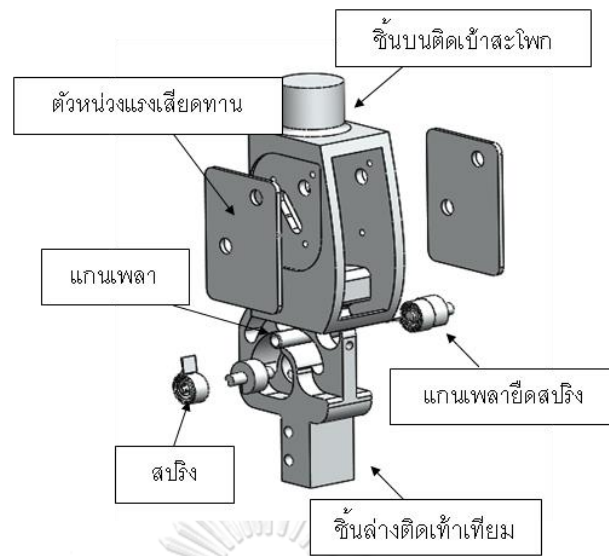
เป็นแผ่นทองเหลืองสำหรับปรับระยะการสวมประกอบเพื่อให้กลไกมี tolerance ที่เหมาะสมในการใช้งาน รวมทั้งเป็นตัวห่วงแรงเสียดทานชนิดของแข็ง



รูปที่ 4. 10 ตัวห่วงแรงเสียดทาน



รูปที่ 4. 11 รวมชิ้นส่วนต่างๆของกลไกข้อเข้าแบบที่ 1

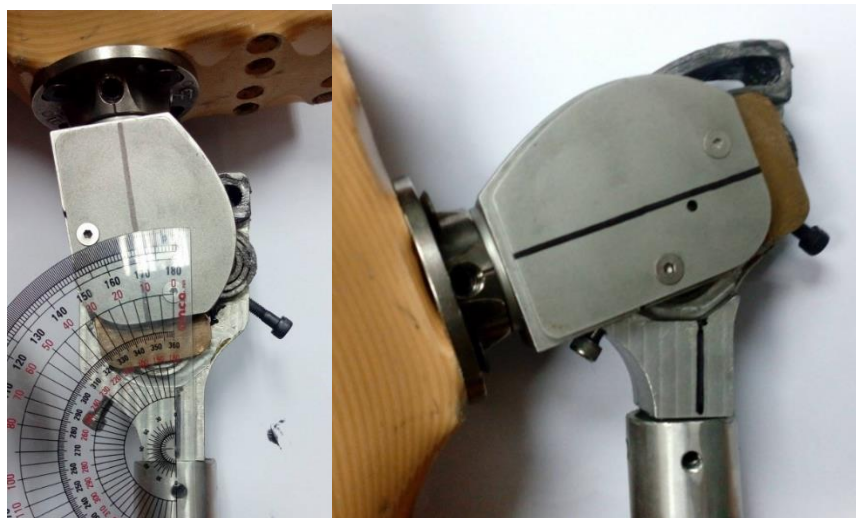


รูปที่ 4. 12 CAD 3 มิติ ส่วนประกอบต่างๆของกลไก



รูปที่ 4. 13 กลไกแบบที่ 1 ที่ประกอบเสร็จแล้ว

4.2 ผลการทดสอบวัดมุมของกลไกแบบที่1



รูปที่ 4. 14 วัดมุมของเข้าสูดสุดตอน Stance flexion (ด้านซ้าย) และ Swing flexion (ด้านขวา)

หลังจากนั้นทำการตรวจสอบกลไกที่เสีร้จว่ามุมมองศาการงอเข้าเป็นไปตามที่ออกแบบไว้หรือไม่ สรุปรว่ามุมมองของเข้าเป็นไปตามที่ออกแบบไว้คือองช่วง Stance flexion ได้สูงที่สุด 10 องศา และ อดได้ทำนั้งสูงสุดมากกว่า 90 องศา

4.3 ผลการทดสอบเดินจริงของกลไกแบบที่ 1

การทดสอบกลไกจะใช้การเดินจริงด้วยคนปกติโดยใช้วิธีการจำลองเสมือนผู้พิการขาขาดเหนือหัวเข้า ในการเดินจริงจะทดสอบด้วยกันทั้งหมด 2 รูปแบบคือ ทดสอบทีละท่า กับ เดินจริง

หลังจากที่ทำการทดสอบพบว่าถ้าแยกการทดสอบเป็นการทดสอบเฉพาะท่า คือ ท่า Heel strike กลไกจะเกิดการงอเข้ากลไก Stance flexion ซึ่งตรงตามที่ได้ออกแบบไว้ และท่า Toe off กลไกจะเกิดการพับงอไปทางด้านกลไก Swing flexion ซึ่งก็ตรงตามที่ได้ออกแบบไว้

แต่พอมาเป็นการเดินจริงแบบครบวงจรการเดินกลับพบว่ากลไกไม่สามารถเดินได้เนื่องจากช่วง Stance phase ตอนที่กลไกเข้ากลไก Stance flexion นั้นในจังหวะที่เข่างอแล้วต้องกลับมาตรงเหมือนเดิมในตำแหน่ง Zero position ก่อนที่จะเข้าสู่ Swing phase นั้นกลไกเกิดการติดขัดในตำแหน่งก่อนที่จะถึง Zero position ทำให้เขาไม่สามารถงอได้ จึงทำให้ไม่มีผลการทดสอบเดินจริงเนื่องจากกลไกไม่สามารถทำตามที่ได้ออกแบบไว้ได้



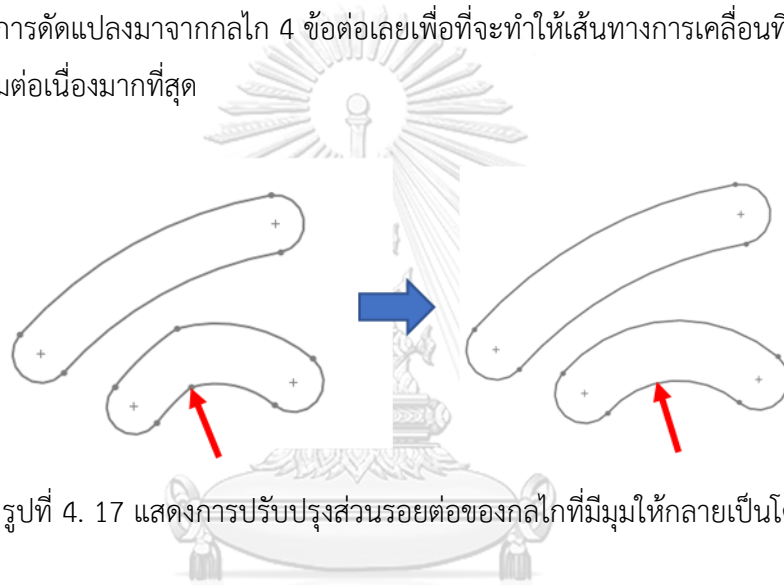
รูปที่ 4. 15 การทดสอบที่ละท่า ในท่า Stance flexion กลไกเกิดการพับงอเข้ากลไก Stance flexion ทั้งนี้หลักจาก Heel strike



รูปที่ 4. 16 การทดสอบที่ละท่า ในท่า Swing flexion กลไกเกิดการพับงอเข้ากลไก Swing flexion ทั้งนี้หลักจาก Toe off

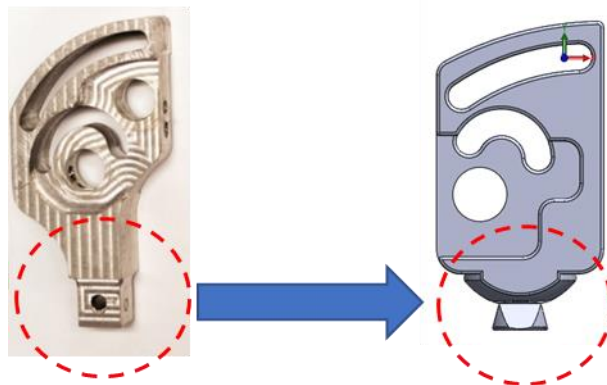
4.4 ปัญหาที่พบและวิธีการแก้ไข

1. ปัญหา : ขณะเดินทดสอบ กลไกจะเกิดการติดขัดในช่วงที่จะเปลี่ยนจาก Stance phase มาเป็น Swing phase ในจังหวะที่จะกลับมาในตำแหน่ง Zero position คาดว่าเกิดจาก 3 ประเด็นหลักๆประกอบกัน คือ ความขรุขระของร่อง Slot , ความแรงของสปริง Stance flexion และ การต่อกันของร่อง Slot จะเป็นมุมซึ่งเกิดจากตั้งแต่แนวคิดในการออกแบบที่ต้องการให้กลไกมีเสมือน 2 จุดหมุนแล้วทำการลดความต่อเนื่องของร่อง Slot
วิธีแก้ไข : เปลี่ยนเครื่องที่ใช้ในการผลิตให้ดีขึ้นรวมทั้งกลับไปใช้แนวคิดในการออกแบบที่ไม่ต้องการตัด ร่อง Slot มาต่อกันแล้วจะทำให้เกินจุดเสมือน 2 จุดหมุน แต่จะใช้แนวคิดที่เป็นการตัดแปลงมาจากกลไก 4 ข้อต่อเลยเพื่อที่จะทำให้เส้นทางการเคลื่อนที่ของ Slot มีความต่อเนื่องมากที่สุด



รูปที่ 4. 17 แสดงการปรับปรุงส่วนรอยต่อของกลไกที่มีมุมให้กลายเป็นโค้ง

2. ปัญหา : ข้อต่อระหว่างชิ้นส่วนหลักด้านล่างกับท่อน้ำแข็งอลูมิเนียมมีความสั่นคลอนระหว่างเดินเนื่องจากไม่ได้ใช้วิธียึดโดยทั่วไปซึ่งใช้หัวพีระมิด
วิธีแก้ไข : ทำการออกแบบให้ข้อต่อเป็นแบบพีระมิดแล้วใช้เครื่อง CNC มากกว่า 5 แกนเป็นเครื่องผลิต



รูปที่ 4. 18 แสดงการปรับปรุงข้อต่อจากรูปทรงลูกบาศก์เป็นพีระมิด

3. ปัญหา : ร่อง Slot ของชิ้นส่วนล่างมีความขรุขระรวมทั้งระยะต่างๆไม่เป็นไปตามที่ออกแบบไว้เนื่องจากใช้เครื่อง CNC ที่มีค่า Resolution ต่ำกว่าที่ต้องการ ทำให้ขณะเดินกลไก เคลื่อนที่ติดขัด

วิธีแก้ไข : ทำการผลิตด้วยเครื่อง CNC ที่มีคุณภาพมากขึ้น

4. ปัญหา : กลไกชิ้นหลักด้านบนเกิดการขยายออกด้านข้างขณะเดินเนื่องจากการตัดบริเวณ ด้านหน้าออกทำให้ความแข็งแรงลดลง

วิธีแก้ไข : ออกแบบให้กลไกหลักด้านบนใหม่ให้เหมาะสมกับการเคลื่อนที่ของกลไกหลัก ด้านล่างโดยที่มีการปิดบริเวณด้านหน้าเหมือนเดิมโดยที่กลไกจะไม่เกิดการชนกัน



รูปที่ 4. 19 แสดงการปรับปรุงกลไกชิ้นหลักด้านบนให้มีฝาปิดด้านหน้าเหมือนเดิมเนื่องจากความ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CHULALONGKORN UNIVERSITY

5. ปัญหา : อุปกรณ์จำลองคนปกติให้เหมือนผู้พิการขาขาดเหนือหัวเข้าไม่มีความแข็งแรงมากพอ

วิธีแก้ไข : เปลี่ยนอุปกรณ์ให้มีความแข็งแรงมากขึ้น

6. ปัญหา : ผู้ทดสอบเดินไม่มีความเชี่ยวชาญในการเดินด้วยการใช้อุปกรณ์จำลองคนปกติให้เหมือนผู้พิการขาขาดเหนือหัวเข้า

วิธีแก้ไข : ฝึกใช้ให้คล่อง

บทที่ 5

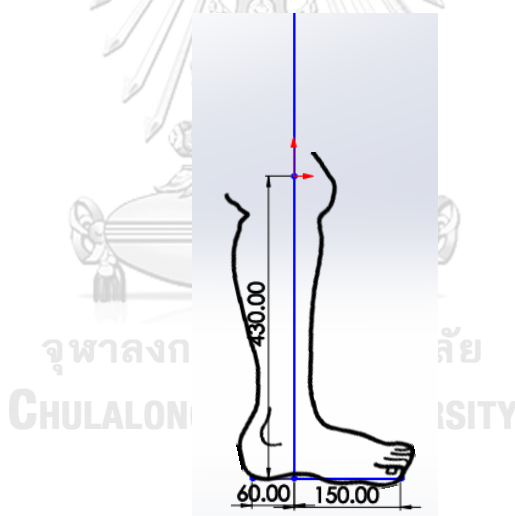
การปรับปรุงการออกแบบและผลิตกลไกข้อเข้าเทียม

เนื่องจากพบปัญหาที่พบในเชิงการออกแบบและอุปกรณ์การทดสอบพบหลักๆอยู่ 5 ข้อ โดยปัญหาข้อสุดท้ายเป็นการฝึกฝนไม่เกี่ยวกับการออกแบบ ดังนั้นจึงทำการออกแบบและปรับปรุงกลไกข้อเข้าดังนี้

5.1 การปรับปรุงการออกแบบกลไก 4 ข้อต่อ

ในการออกแบบใหม่จะใช้แนวคิดการออกแบบที่ทำการเปลี่ยนจากกลไก 4 ข้อต่อมาเป็นกลไกแบบ Slot โดยตรงโดยไม่ทำการตัดการเคลื่อนที่ของจุด ICZV ที่เคลื่อนที่ไปที่ระยะอนันต์ออกแต่จะแก้ไขให้ผ่านจุดที่ ICZV วิ่งไปที่อนันต์ได้ด้วยการออกแบบที่จะกล่าวถึงในข้อถัดไป

ในการออกแบบจะใช้ระยะต่างๆและความยาวของขาจากค่าเฉลี่ยของชายไทยและตัวผู้ทำวิจัยเอง เนื่องจากบางระยะขาและเท้าที่ต้องการจากข้อมูลค่าเฉลี่ยของชายไทยรวมทั้งผู้ทำวิจัยเป็นผู้ทดสอบการเดินด้วยตัวเอง

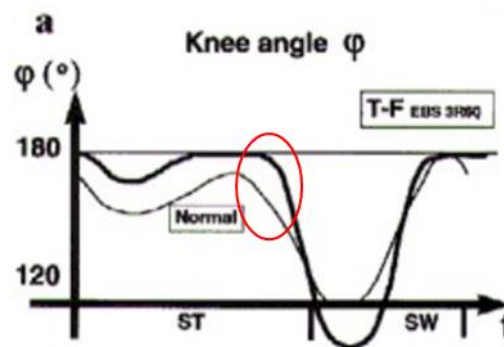


รูปที่ 5. 1 ระยะต่างๆของขาที่ใช้ในการออกแบบกลไกข้อเข้า

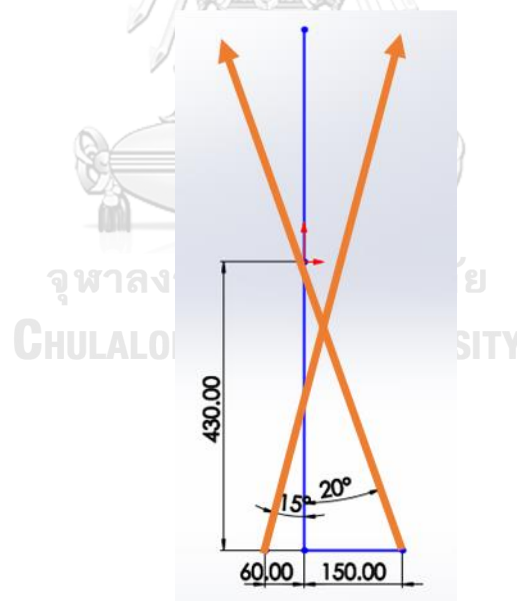
เริ่มจากการคิดเสถียรภาพของข้อเข้า โดยการกำหนดโซนเสถียรภาพในการเดินขึ้นมาก่อน เนื่องจากโซนเสถียรภาพจะส่งผลให้ผู้พิการเดินแล้วไม่ล้มในจังหวะที่เท้าสัมผัสพื้นรวมทั้งยังสามารถก้าวเท้าให้ลอยพ้นพื้นได้ในจังหวะที่ต้องการก้าวเดิน

โดยโซนเสถียรภาพคือโซนที่ผู้พิการสามารถควบคุมกลไกข้อเข้าไว้ได้ตามที่ต้องการ จึงนำข้อมูลของ GRF จากคนปกติที่ใช้เดิน โดยนำช่วงที่มีแรง GRF เกิดขึ้นประมาณ 80 เปอร์เซ็นต์ของแรงที่เกิดสูงสุดในขณะเดิน เนื่องจากเป็นช่วงที่เท้าเริ่มสัมผัสกับพื้นเพียงข้างเดียวจริงๆในขณะที่เดิน รวมทั้ง

ข้อมูลของคนปกติในจังหวะ Toe off ยังมีการงอของเข่า ดังรูปที่ 5. 2 รูปที่ 5. 1 เพื่อเข้า Swing phase แล้วด้วย เนื่องจากมีกล้ามเนื้อบริเวณข้อเข่าอยู่ แต่สำหรับผู้พิการซึ่งไม่มีกล้ามเนื้อบริเวณดังกล่าวแล้วทำให้เข่าไม่เกิดการงอก่อนจะ Toe off ซึ่งส่งผลให้โชนเสถียรภาพในการเดินจังหวะ Toe off ของคนพิการมีมุมที่น้อยกว่าปกติ ส่งผลให้โชนเสถียรภาพของผู้พิการมีขนาดที่น้อยกว่าคนปกติ จากรูปที่ 5.2 ในวงกลมจะแสดงว่าในจังหวะที่จะ Toe off คนปกติเข่าจะเริ่มงอแล้วก่อนเข้า Swing phase ส่วนของผู้พิการยังไม่เกิดการงอเนื่องจากไม่มีกล้ามเนื้อที่สามารถควบคุมข้อเข่าได้แล้ว



รูปที่ 5. 2 กราฟมุมงอเข่าของคนปกติเทียบกับเข่า Stance flexion ของ ottobock 3R60



รูปที่ 5. 3 แสดงทิศทางของ GRF ที่กระทำต่อเท้า

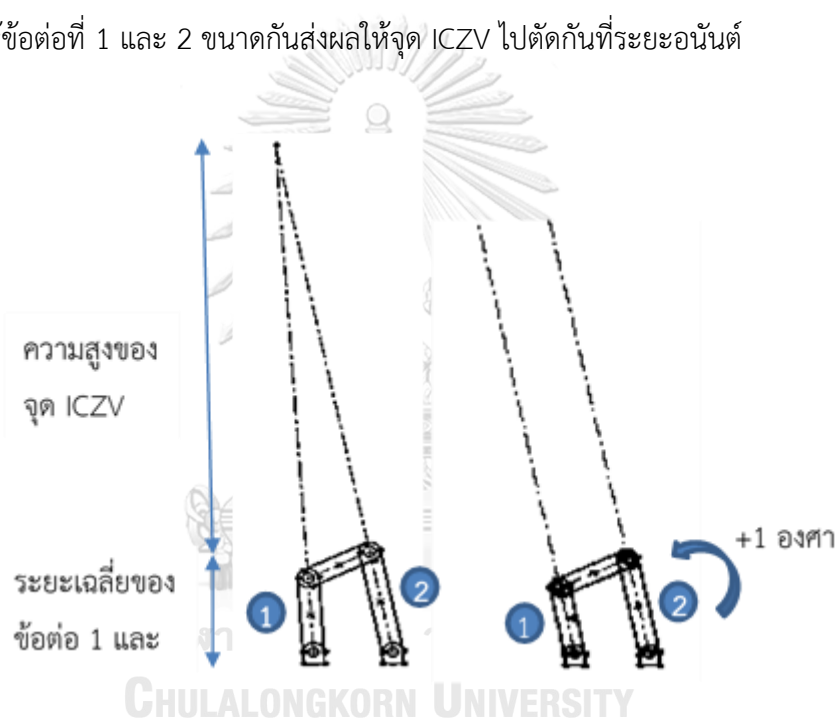
จากรูปที่ 5.3 โดยที่แรงที่กระทำที่ส้นเท้า 15 องศาเป็นแรงในจังหวะ Heel strike ส่วนแรงที่กระทำที่ปลายเท้า 20 องศา เป็นแรงในจังหวะ Toe off ที่ไม่คิดผลของมุมงอเข่าในจังหวะ Toe off

ที่คนปกติสามารถงอได้แต่ผู้พิการไม่สามารถงอได้ (เกิดจากการคำนวณโดยตัดมุมงอเข้าในจังหวะ Toe off ของคนปกติ และช่วงที่แรงประมาณ 80 เปอร์เซ็นต์)

5.2 วิธีการออกแบบกลไกข้อเข่าให้สามารถเคลื่อนที่ผ่านจุด ICZV ระยะอนันต์ได้

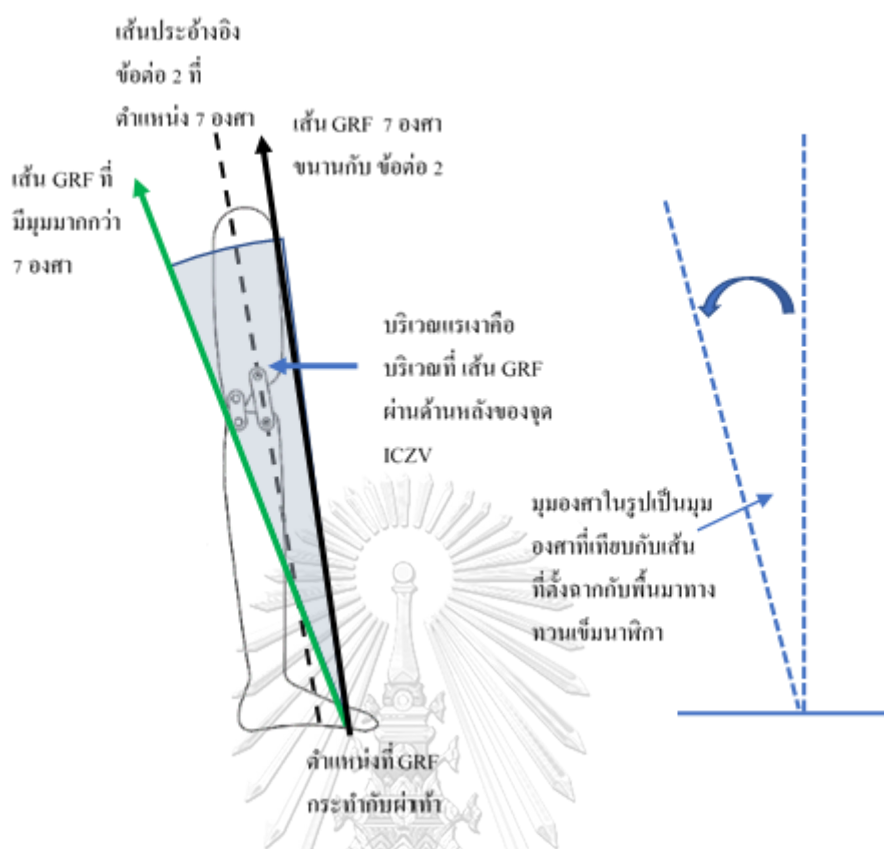
เพื่อให้กลไกข้อเข่าเทียมจะมีเสถียรภาพในการเดินรวมทั้งแน่ใจว่าจุดหมุนจะเคลื่อนที่ไปเป็นระยะอนันต์แล้วกลไกจะเคลื่อนที่ผ่านจุดนั้นมาได้

โดยกลไก 4 ข้อต่อมีข้อต่อที่สำคัญที่เป็นตัวกำหนดจุด ICZV อยู่ 2 ข้อต่อ คือ ข้อต่อที่ 1 และ 2 ดังรูปที่ 5. 4 โดยถ้าเรากำหนดให้ความสูงของจุด ICZV มีระยะห่างประมาณ 3 เท่าขึ้นไปของขนาดความยาวโดยเฉลี่ยของข้อต่อ 1 และ 2 จะส่งผลให้ ขณะที่ข้อต่อที่ 2 เคลื่อนที่ทวนเข็มนาฬิกาประมาณ 1 องศา ทำให้ข้อต่อที่ 1 และ 2 ขนาดกันส่งผลให้จุด ICZV ไปติดกันที่ระยะอนันต์



รูปที่ 5. 4 แสดงความสัมพันธ์ของการเคลื่อนที่ของกลไก 4 ข้อต่อกับจุด ICZV ของกลไก จากรูปถ้ากลไกด้านซ้ายหมุนทวนเข็มนาฬิกา 1 องศาจะได้ ICZV อยู่ในลักษณะดังรูปขวา

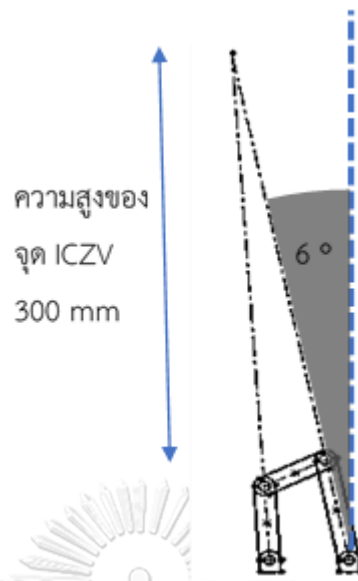
ดังนั้นถ้าเรากำหนดให้ที่จุด Zero position ของข้อต่อที่ 2 ของกลไก 4 ข้อต่อ มีมุมเอียง 6 องศาจากเส้นตั้งฉากกับพื้น แสดงว่าถ้าข้อต่อที่ 2 หมุนทวนเข็มนาฬิกาประมาณ 1 องศา จนกลายเป็นประมาณ 7 องศา ก็จะทำให้จุด ICZV ไปติดกันที่ระยะอนันต์ แต่ด้วยส่วนใหญ่แรงที่พื้นโลกกระทำต่อปลายเท้าขณะจะ Toe off จะมีทิศที่มากกว่า 10 องศา ซึ่งทำให้การออกแบบไว้ 7 องศา ซึ่งเป็นค่าที่ทำให้การออกแบบเพื่อไว้จะทำให้มีความปลอดภัยในการทำงานเนื่องจากจะแน่ใจว่ากลไกจะเคลื่อนที่ข้ามบริเวณอนันต์ดังกล่าวได้



รูปที่ 5. 5 แสดงบริเวณที่ถ้าออกแบบจุด ICZV ให้ขนานขึ้นไปถึงระยะอนันต์ที่มุม 7 องศากับพื้นโลก

จากรูปที่ 5.5 แล้วกลไก Stance flexion จะสามารถกลับเข้ามาที่ตำแหน่ง Zero position ได้ด้วย GRF ที่มีทิศทางมุมมากกว่า 7 องศาเทียบกับเส้นที่ตั้งฉากกับพื้นมาทางทวนเข็มนาฬิกา เพราะฉะนั้นจึงทำการเลือกมุมเริ่มต้นของข้อต่อที่ 2 ที่มุม 6 องศา ที่ใช้ออกแบบจังหวะที่กลไกจะกลับมาที่ Zero position แล้วกลไกจะเข้าสู่ช่วง Toe off ต่อไป

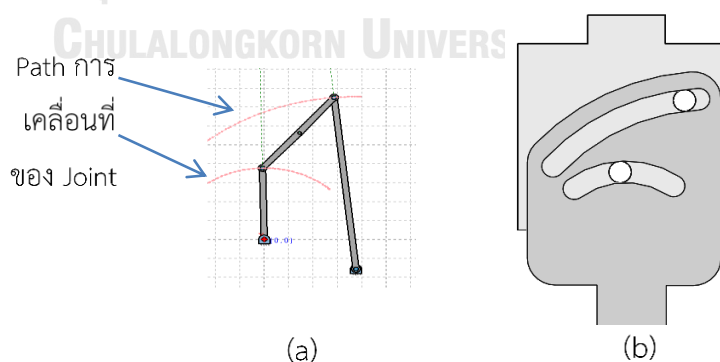
และอีกเรื่องคือระยะความสูงของจุด ICZV ตอนเริ่มต้น เนื่องจากขนาดของข้อต่อที่ 1 และ 2 ต้องมีขนาดที่ไม่ใหญ่จนเกินไปซึ่งขนาดของกลไก 4 ข้อต่อจะต้องไม่ใหญ่เกิน 10*10 cm เพราะฉะนั้นจึงทำการเลือกความสูงของจุด ICZV ที่ Zero position เป็น 300 mm เนื่องจากระยะดังกล่าวเป็นระยะที่ไม่ต่ำเกินไปจนข้อเข้าไม่มีเสถียรภาพรวมทั้งไม่สูงเกินไปจนทำให้จุด ICZV เคลื่อนที่ลงมาเร็วเกินไปในจังหวะ Toe off จนกลไกเคลื่อนที่มาจากฝั่ง Swing flexion เพียงไม่กี่องศา ก็จะหลุดออกจากโซนเสถียรภาพทำให้มีบางจังหวะที่กลไกข้อเข้ากลับมาจากจังหวะ Swing flexion แล้วกลับมาไม่สุดที่ตำแหน่ง Zero position จะทำให้ผู้ฝึกเกิดการล้มได้



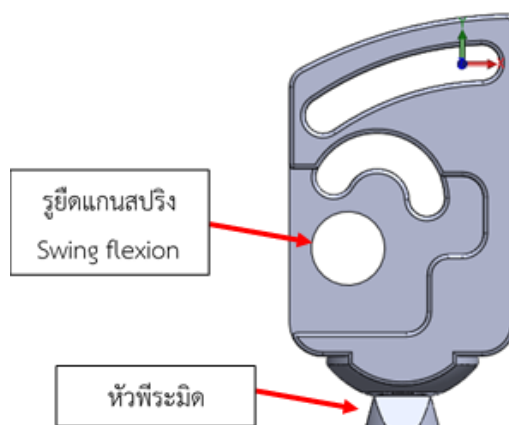
รูปที่ 5. 6 กำหนดจุด ICZV ที่ตำแหน่ง Zero position ที่ความสูง 300 mm จากกลไก และมีมุมเอียงของข้อต่อที่ 2 ของกลไก 4 ข้อต่อ ด้วยมุม 6 องศา

เงื่อนไขในการออกแบบอีกข้อคือ Path ของการเคลื่อนที่ของ Joint กลไก 4 ข้อต่อ ต้องไม่ตัดกัน เนื่องจากพอทำการแปลงกลไก 4 ข้อต่อ มาเป็นกลไกแบบ Slot จะทำให้ร่องของ Slot เกิดการตัดกัน

หลังจากที่ได้เงื่อนไขในการออกแบบหลักแล้วจึงนำไปออกแบบกลไก 4 ข้อต่อ ตามที่ต้องการโดยเริ่มจากการเปลี่ยนกลไก 4 ข้อต่อ เป็นกลไกแบบ Slot จากการใช้ Path การเคลื่อนที่ของ joint กลไก 4 ข้อต่อ มาเปลี่ยนเป็นร่องของ Slot จากนั้น เปลี่ยน Joint ของกลไก 4 ข้อต่อ ให้เป็นเพลลาที่ติดกับชิ้นส่วนหลักด้านบนที่กลิ้งอยู่บน Slot ของชิ้นส่วนหลักด้านล่าง



รูปที่ 5. 7 แสดงวิธีการเปลี่ยนจากกลไก 4 ข้อต่อ มาเป็นแบบ Slot โดยการเปลี่ยน Path การเคลื่อนที่ของข้อต่อเปลี่ยนมาเป็นร่องของ Slot แล้วเปลี่ยนตำแหน่งของข้อต่อเป็นตำแหน่งของเพลลา

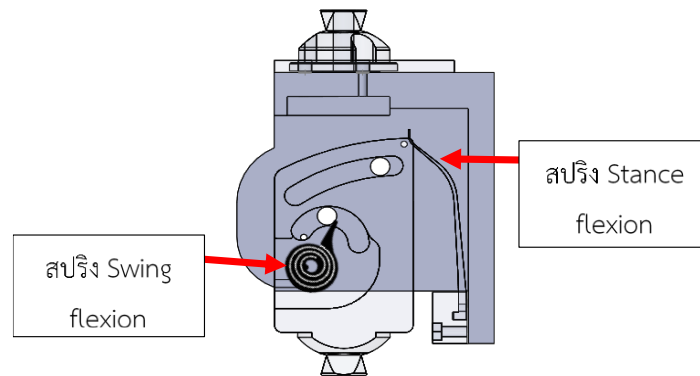


รูปที่ 5. 8 ชิ้นส่วนกลไกหลักด้านล่าง

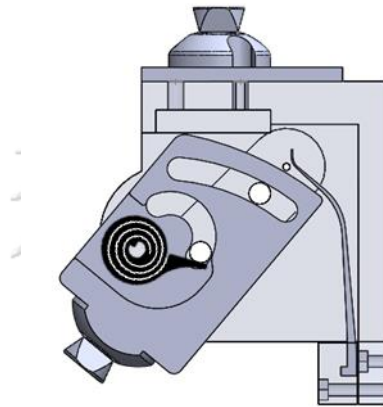
ที่ทำการออกแบบร่อง Slot ใหม่รวมทั้งเปลี่ยนข้อต่อที่ไว้ยึดกับหน้าแข้งอลูมิเนียมจากแบบเรียบๆ เป็นแบบพีระมิด ซึ่งจะมีหน้าเรียบ 4 ด้านสามารถยึดเข้ากับหน้าแข้งอลูมิเนียมด้วยวิธีการไข Set screw ให้น้ำของตัว Set screw ไปสัมผัสกับหน้าเรียบของพีระมิด ทำการแก้ไขข้อต่อของชิ้นส่วนหลักล่างที่ไว้ยึดกับหน้าแข้งอลูมิเนียมโดยการออกแบบใหม่ให้เป็นหัวแบบพีระมิด เพื่อที่จะได้รับแรงได้หลายทิศทางรวมทั้งยังสามารถทำให้ตั้งมุมของข้อเข้าได้หลากหลายขึ้นเนื่องจากถ้าทำการไขน็อตที่มาสัมผัสบริเวณหน้าเรียบของพีระมิดทั้ง 4 มุมที่มีความยาวต่างกันก็จะทำให้ข้อเข้าสามารถเอียงได้ตามที่ต้องการซึ่งจะเป็นผลดีต่อการใช้ของผู้พิการหลายๆแบบ เนื่องจากแต่ละคนลักษณะการเดินไม่เหมือนกันแรงที่กระทำต่อเท้าก็ไม่เหมือนกัน ซึ่งการมีฟังก์ชันการปรับมุมได้เป็นสิ่งจำเป็น

5.3 การปรับปรุงการออกแบบสปริง Stance flexion

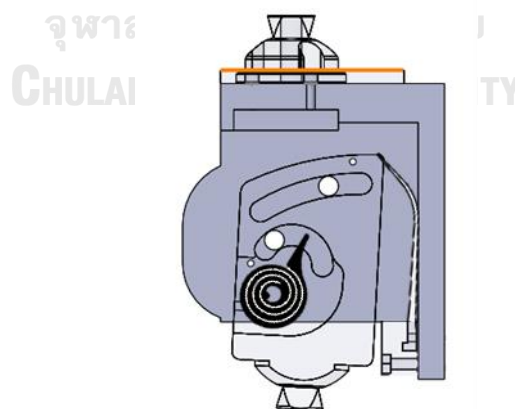
สปริงจะแบ่งออกเป็น 2 อันคือ สปริง Swing flexion กับ สปริง Stance flexion โดยการทำงานของมันเป็นคือ ขณะ Swing phase กลไกจะงอไปทางด้าน Swing flexion แล้วสปริงขดสี่ตัวจะทำงานดันเพลากลับมาให้อยู่ในตำแหน่ง Zero position โดยที่สปริง Stance flexion จะต้องไม่ทำงานขณะ Swing flexion ดังนั้นจึงทำการออกแบบรูปร่างของสปริง Stance flexion ให้หลบการเคลื่อนที่ของกลไกหลักชิ้นล่างขณะอยู่ในช่วง Swing phase แล้วจะทำงานก็ต่อเมื่อกลไกอยู่ในท่า Stance flexion ในช่วง Stance phase เท่านั้น ส่วนสปริง Swing flexion ก็จะเหมือนกันคือ ทำงานเฉพาะตอนอยู่ในช่วง Swing phase แต่ช่วง Stance phase ก็จะไม่ทำงานจากรูปที่ 5.9 สังเกตว่าจะมีการเปลี่ยนรูปแบบของสปริง Stance flexion เนื่องจากบนกลไกชิ้นส่วนหลักล่างไม่มีที่ให้ติดสปริง Stance flexion จึงทำการติดตั้งไว้ที่บนกลไกชิ้นหลักด้านบนแทนแล้วให้สปริงเกิดการดันที่ด้านล่าง



รูปที่ 5. 9 แสดงตำแหน่งสปริงที่จุด Zero position



รูปที่ 5. 10 กลไก Swing flexion ทำให้สปริงชนิดเกิดการดันที่เฟลา แต่สปริง Stance flexion จะไม่สัมผัสกับกลไกหลักชั้นล่าง



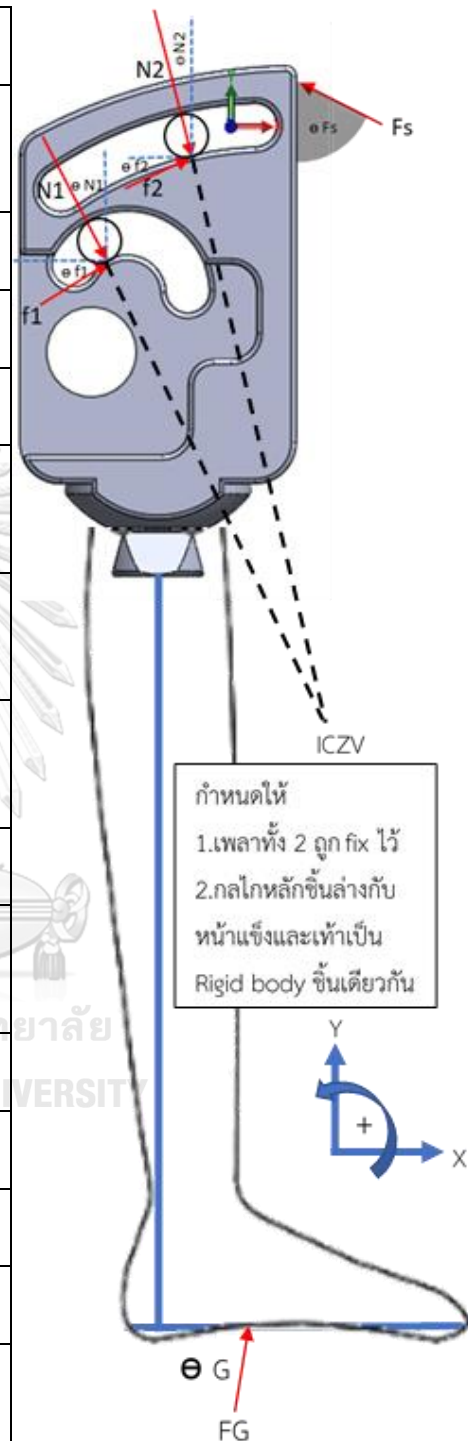
รูปที่ 5. 11 กลไก Stance flexion ทำงาน ทำให้สปริง Stance flexion จะสัมผัสกับกลไกหลักชั้นล่าง ส่วนสปริงชนิดจะไม่ทำงาน

การออกแบบกลไกฝั่ง Stance flexion นั้นในกลไกอุดมคติไม่จำเป็นต้องมีสปริงก็ได้เนื่องจากแรงจาก GRF มีทิศทางที่ช่วยให้กลไกเปลี่ยนจากการงอเข้าไปในกลไก Stance flexion สามารถคืนกลับมาที่ตำแหน่ง Zero position ได้เหมือนเดิม แต่เนื่องจากในความเป็นจริงแล้วนั้นจะมีแรงเสียดทานซึ่งส่งผลให้กลไก Stance flexion ดังกล่าวไม่สามารถดันตัวเองให้กลับมาอยู่ในจุด Zero position ได้ ทำให้ต้องมีการออกแบบสปริงเพิ่มเติมเพื่อชดเชยแรงเสียดทานดังกล่าว แต่จะใช้วิธีทาง Static เพื่อให้ง่ายแก่การคำนวณแล้วทำการปรับค่าเพิ่มเพื่อที่จะนำมาใช้กับวัตถุที่เคลื่อนที่



5.3.1 คำนวน K สปริง Stance flexion

θ_G	มุมที่ GRF กระทำกับปลายเท้า
θ_s	มุมที่สปริง Stance flexion กระทำกับกลไกหลักชั้นล่าง
θ_1	มุมที่แรงเสียดทานจากเพลลา1 กระทำกับ Slot บน
θ_2	มุมที่แรงเสียดทานจากเพลลา2 กระทำกับ Slot ล่าง
R_G	ระยะตั้งฉากระหว่าง GRF (FG) กับจุด ICZV
R_s	ระยะตั้งฉากระหว่างสปริง Stance flexion (F_s) กับจุด ICZV
r_1	ระยะตั้งฉากระหว่างแรงเสียดทานของเพลลา1 (f_1) กับจุด ICZV
r_2	ระยะตั้งฉากระหว่างแรงเสียดทานของเพลลา2 (f_2) กับจุด ICZV
F_G	แรง GRF ที่กระทำที่ปลายเท้า
F_s	แรงสปริง Stance flexion ที่ทำกับกลไกชั้นส่วนหลักด้านล่าง
f_1	แรงเสียดทานจากเพลลา1 กระทำกับ Slot บน
f_2	แรงเสียดทานจากเพลลา2 กระทำกับ Slot ล่าง
N_1	แรงปฏิกิริยาในแนวตั้งฉากจากเพลลา1
N_2	แรงปฏิกิริยาในแนวตั้งฉากจากเพลลา2
μ	สัมประสิทธิ์แรงเสียดทานที่ทองเหลืองกระทำกับเหล็ก = 0.19



รูปที่ 5. 12 แสดง FBD ของกลไกเท้าที่ออกแบบที่ติดกับขาที่อ่อนล่างโดยทำการ Fix เพลลาทั้ง 2 จากภาพสามารถตั้งสมการเพื่อหาค่าแรงสปริงที่ใช้ในกลไกที่ระยะต่างๆ จากนั้นจะนำค่าแรง และ ระยะยุบตัวของสปริงที่ระยะต่างๆที่ได้ไปกำหนดค่า K สปริงที่ต้องการใช้

จาก $\sum F_y = 0$ จะได้สมการที่ 1

$$F_G \sin \theta_G + F_S \cos \theta_S - N_1 \cos \theta_1 - N_2 \cos \theta_2 + f_1 \sin \theta_1 + f_2 \sin \theta_2 = 0$$

จาก $\sum F_x = 0$ จะได้สมการที่ 2

$$F_G \cos \theta_G - F_S \sin \theta_S + N_1 \sin \theta_1 + N_2 \sin \theta_2 + f_1 \cos \theta_1 + f_2 \cos \theta_2 = 0$$

$$f_1 = \mu N_1 \text{ สมการที่ 3}$$

$$f_2 = \mu N_2 \text{ สมการที่ 4}$$

จาก $\sum M = 0$ รอบจุด ICZV จะได้สมการที่ 5

$$F_G R_G + F_S R_S - f_1 r_1 - f_2 r_2 = 0$$

หลังจากที่ได้ทั้ง 5 สมการข้างต้น และ 5 ตัวแปร คือ f_1 , f_2 , N_1 , N_2 และ F_S

ซึ่ง F_S เป็นสิ่งที่เราต้องการทราบค่าเนื่องจากจะออกแบบสปริงสำหรับ Stance flexion

จากนั้นนำ F_S ของแต่ละตำแหน่งที่ได้ไปเข้าสู่สูตร $K = \frac{F_S}{x}$ โดยที่ K คือค่านิสสปริง ส่วน x คือระยะยุบตัวของสปริง ทำให้แต่ละตำแหน่งของการเคลื่อนที่ของกลไกเราก็จะได้ค่า K ที่เหมาะสมมาหลายค่าแต่เราจะทำการเลือกเพียงค่าเดียวเท่านั้นเนื่องจากสปริงที่ใช้ไม่สามารถปรับค่าได้ระหว่างเดิน

จากที่ทำการลองแทนค่าต่างๆลงไปในสมการข้างต้นในแต่ละการเคลื่อนที่ของแต่ละตำแหน่งของกลไกแล้วทำการใช้ขนาดและทิศทางแรงที่หลายๆตามลักษณะการเดินในวงจรการเดินของคน จึงสรุปว่าออกแบบสปริงโดยใช้ค่า K ที่ 15 N/mm แต่เนื่องจากการวิเคราะห์ดังกล่าวเป็นการวิเคราะห์ด้วย Static ทำให้ถ้าใช้ค่า K ที่มีค่าเท่ากับที่ระบุคือ 15 N/mm กลไกจะอยู่ในสมดุล ดังนั้นถ้าต้องการให้กลไกสามารถคืนตัวเองได้ค่า K ต้องมีค่ามากกว่า 15 N/mm จึงทำการใช้ค่า K ที่ 20 N/mm

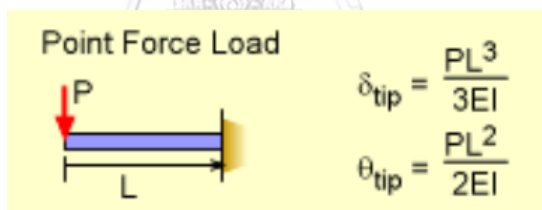
จากนั้นนำค่า K ที่ 20 N/mm กลับไปตรวจสอบกับจังหวะที่กลไกจะเข้าช่วง Stance flexion ตอนต้นว่าจะมากเกินไปจนกลไกไม่เข้า Stance flexion หรือไม่ ปรากฏว่า ช่วงค่า K ที่ต้องป้องกันให้กลไกไม่เข้า Stance flexion ได้อยู่ประมาณที่ 100 N/mm ดังนั้นจึงมั่นใจได้ว่า ค่า K ที่ 20 N/mm เป็นค่าที่เหมาะสมในการใช้งาน

5.3.2 ออกแบบสปริง Stance flexion ด้วยวิธี Finite element ด้วยโปรแกรม Ansys

หลังจากที่ทราบค่า K ที่เหมาะสมในการใช้งานและรูปร่างคร่าวๆของสปริงแล้ว ก็จะทำการออกแบบสปริง ซึ่งวัสดุที่ใช้คือแหวนบรลกระบะซึ่งมีค่าคุณสมบัติของวัสดุดังตาราง

Density	7.85 g/cm ³
Modulus of Elasticity	127 GPa
Poisson's Ratio	0.3
Yield Strength	1170 MPa

ก่อนที่จะทำการใช้โปรแกรม Ansys ช่วยในการคำนวณด้วยวิธี Finite element ได้ทำการคำนวณด้วย Beam deflection formula เพื่อกำหนดขนาดของสปริงโดยคร่าวๆ โดยทำการดูระยะยืดของสปริงที่ได้จากแรงที่กำหนดและวัสดุที่ใช้ในการออกแบบ โดยการคำนวณจะทำการ คำนวณแบบ Fix ปลายด้านหนึ่งของสปริง จากนั้นใส่แรงที่ปลายสุดของสปริงเป็นแบบ Point

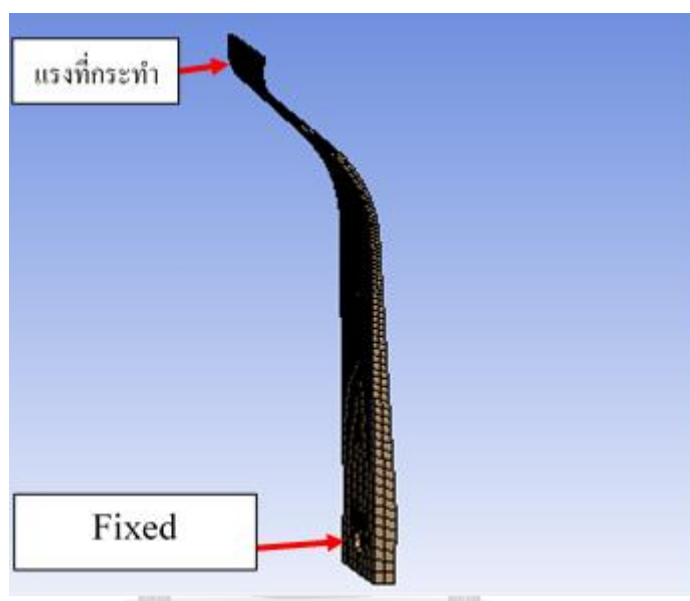


รูปที่ 5. 13 สมการหาระยะที่ยืดของคานในแนวตั้งจากการถูกกดด้วยแรง P และสมการหามุมที่เกิดจากการเอียงจากแนวเดิมก่อนที่จะถูกกดด้วยแรง P โดยที่ปลายด้านหนึ่งเป็น Fixed support

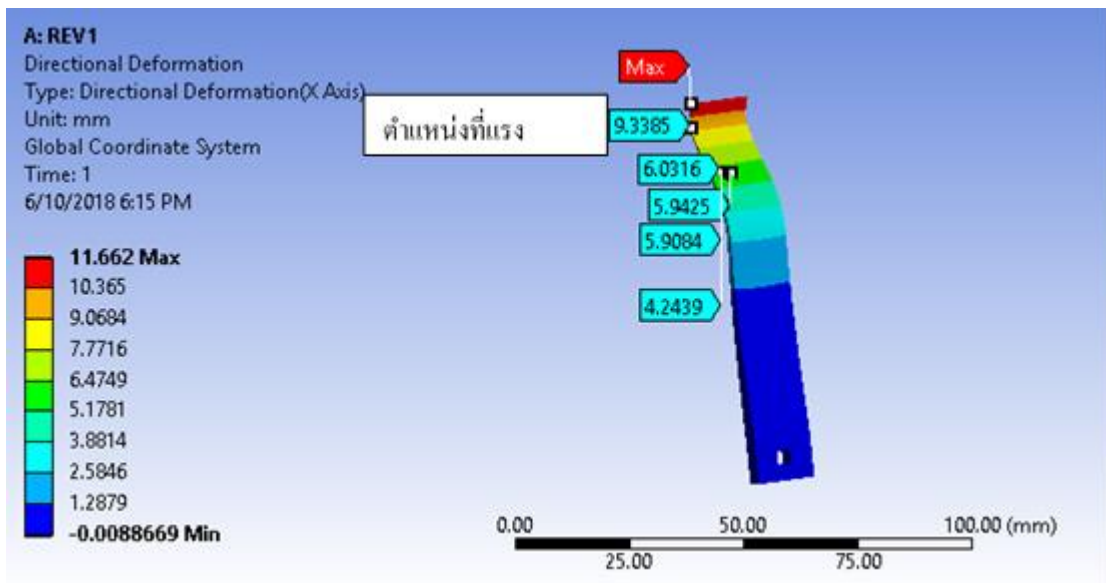
หลังจากที่ได้ขนาดของสปริงคร่าวๆแล้วก็นำไปคำนวณต่อด้วยโปรแกรม Ansys เพื่อปรับรูปร่างให้สปริงสามารถรับ Stress ได้ดีขึ้น โดยจากที่สังเกตที่รูปที่ 5. 14 จะเห็นว่าขนาดความหนาของสปริงที่ใกล้บริเวณที่ใส่แรงจะเล็กแล้วขนาดจะเพิ่มขึ้นเรื่อยๆจนถึงตำแหน่งที่ทำการยึดรูเนื่องจากรูปร่างดังกล่าวจะกระจาย Stress ที่เกิดขึ้นบนตัวสปริงได้ดีกว่าแบบที่ความหนาของสปริงเท่ากันตลอดตัวของสปริง

โดยการแบ่ง Mesh จะใช้วิธี Hex dominant แบบ Proximity and Curvature , Medium ตรง Physics Preference และ Shape checking เลือกเป็น Nonlinear Mechanical โดยตรง Analysis setting จะเลือกเป็น Large deflection

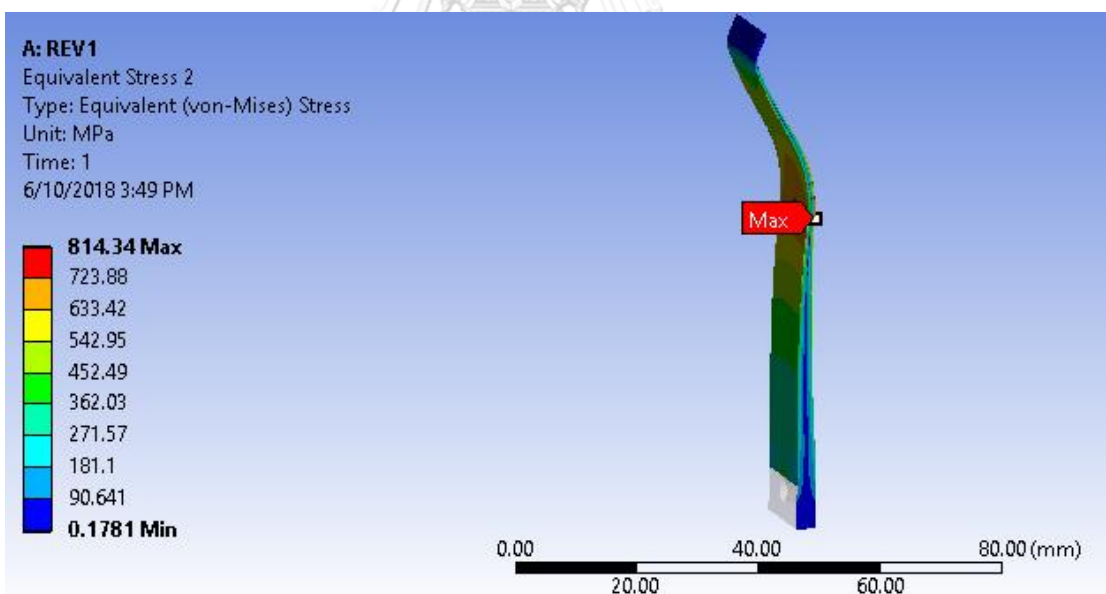
วิธีการ Simulation คือทำการกำหนดจุด Fixed support ที่บริเวณรูที่ใช้ยึดสปริงกับชิ้นบนของกลไกหลัก จากนั้นทำการใส่แรง 100 N ที่บริเวณปลายที่สปริงที่สัมผัสกับกลไกชิ้นหลักกลาง โดยค่า K ที่ต้องการคือ 20 N/mm ซึ่งจากผลลัพธ์การคำนวณแบบ Finite element ปรากฏว่า จากแรงที่ใส่ 100 N ระยะ Deformation ของสปริงอยู่ที่ประมาณ 9.34 mm จากรูปที่ 5.15 ทำให้ค่า K ที่ได้อยู่ที่ 10.7 N/mm ดังนั้นจึงใช้สปริงลักษณะดังกล่าวทั้งหมด 2 ตัวถึงจะมีค่า K ตามที่ต้องการนั้นคือประมาณ 20 N/mm หลังจากนั้นก็มาดูค่า Stress ที่เกิดสูงสุดมีค่า 814 MPa ซึ่งน้อยกว่า Yield Strength ของ Material ที่เราใช้ซึ่งมีค่า 1170 MPa แสดงว่าสปริงจะไม่เกิดการเสียหายระหว่างใช้งาน



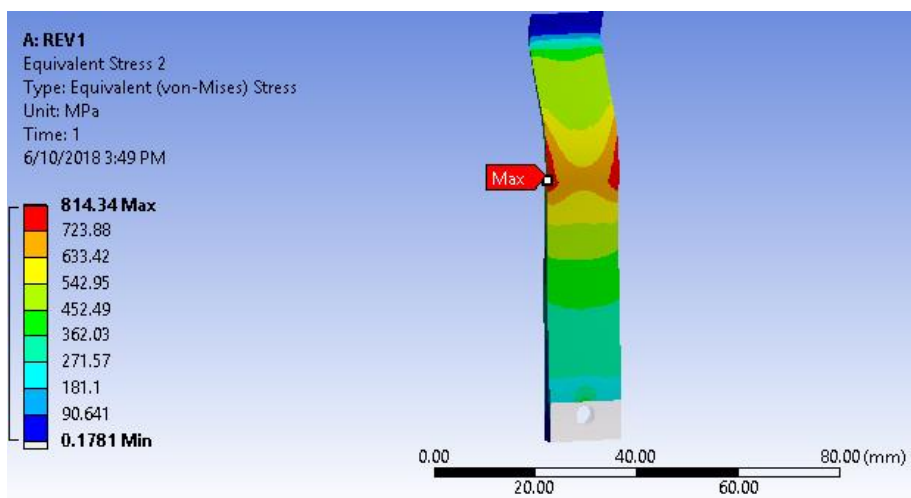
รูปที่ 5. 14 แสดงรูปร่างของสปริงที่ทำการ Mesh พร้อมทั้งบอกตำแหน่งของ Fixed support ที่ไว้สำหรับยึดสปริง รวมทั้งตำแหน่งที่ใส่แรง



รูปที่ 5. 15 แสดงระยะ Deformation ของสปริงหลังจากการคำนวณ Finite element ด้วยโปรแกรม Ansys



รูปที่ 5. 16 แสดง Stress ของสปริงหลังจากการคำนวณ Finite element ด้วยโปรแกรม Ansys ที่เกิดขึ้นด้านข้างของสปริงโดยมีค่าสูงสุดที่ 814.34 MPa



รูปที่ 5. 17 แสดง Stress ของสปริงหลังจากการคำนวณ Finite element ด้วยโปรแกรม Ansys ที่เกิดขึ้นด้านหลังของสปริงโดยมีค่าสูงสุดที่ 814.34 MPa

5.4 เปลี่ยนแปลงอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับการทดสอบให้มีความแข็งแรงมากขึ้น

โดยอุปกรณ์ดังกล่าวทำมาจากการหล่อขึ้นรูปไฟเบอร์ด้วยโมลจากการพับขาของคนปกติซึ่งทำให้แบบสนิทไปกับร่างกาย แล้วรองระหว่างไฟเบอร์และขาผู้ใช้งานด้วยแผ่นโฟมทำให้เพิ่มความกระชับ จากนั้นรัดขาด้วยเมจิกเทป ทำให้เวลาใช้งานมีความแข็งแรงและไม่สั่นคลอน



รูปที่ 5. 18 แสดงอุปกรณ์จำลองผู้พิการขาขาดของคนปกติขณะสวมใส่และไม่ได้สวมใส่ วิธีใช้คือต้องพับขาไปตามรูปร่างของอุปกรณ์จากนั้นก็รัดด้วยเมจิกเทปให้แน่น

5.5 การผลิตและประกอบ

วัสดุที่ใช้ของกลไกหลักทั้งชิ้นบนและล่างจะเป็น อลูมิเนียม 7075 เนื่องจากมีน้ำหนักเบา , มีค่า Yield Strength ที่สูง , ไม่เกิดสนิม และมีค่า Machinability ที่ง่ายต่อการกัดขึ้นรูปชิ้นงาน

ใช้การขึ้นรูปชิ้นงานด้วยเครื่อง CNC ยี่ห้อ Mazak รุ่น Integrex 100-IV st ซึ่งมีทั้งหมด 9 แกน ทำให้สามารถผลิตชิ้นงานที่มีรูปร่างซับซ้อนได้ด้วยการขึ้นจับชิ้นงานเพียงครั้งเดียวทำให้ไม่เสีย Alignment ของชิ้นงาน

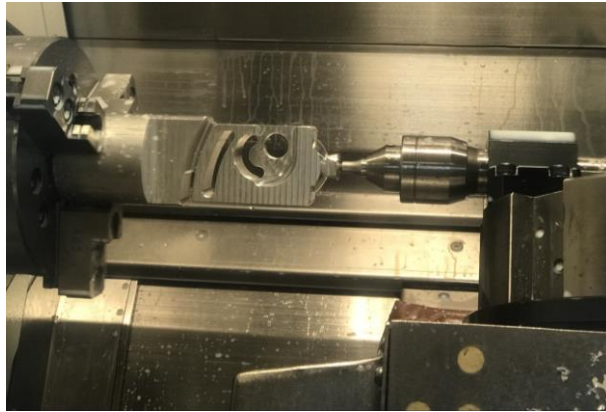
ใช้โปรแกรม Mastercam ในการเขียนชุดคำสั่งที่จะใช้ในการผลิตชิ้นงาน แล้วส่งคำสั่ง Gcode ไปยังเครื่อง CNC เพื่อทำการผลิตชิ้นงานตามที่ต้องการ

ทำการควบคุม Tolerance ของชิ้นงานตามที่ยกแบบไว้โดยในร่อง Slot จะทำการกัดที่ละ 10 ไมคอนเพื่อทำการเสียบเพลลาเข้าไปแล้วดูว่าใช้งานได้หรือยัง เพราะถ้าทำการกัดชิ้นงานที่เพิ่มทีละมากกว่า 10 ไมคอน จะทำให้เกิดกรณีที่ชิ้นงานมีความหลวมมากเกินไปกว่าที่ต้องการได้ เนื่องจาก Slot เป็นส่วนที่มีความสำคัญมากในการเคลื่อนที่ของกลไก เพราะถ้าร่อง Slot เล็กเกินไปกลไกก็จะไม่สามารถเคลื่อนที่ได้หรือเคลื่อนที่แล้วมีแรงเสียดทานที่เยอะเกินไป ส่วนถ้ากัดชิ้นงานแล้วออกมาใหญ่เกินไปก็จะทำให้กลไกเวลาเดินแล้วจะมีความ

ในส่วนที่เป็นรูไว้เสียบเพลลาของกลไกหลักชิ้นบนจะทำการคุม Tolerance โดยการใส่ Reamer หลังการเจาะรูด้วยดอก Drill เพื่อเพิ่มความเที่ยงตรงของขนาดรู



รูปที่ 5. 19 เครื่อง CNC ยี่ห้อ Mazak รุ่น Integrex 100-IV st ที่ใช้ทำการกัดชิ้นส่วนกลไกหลักทั้งบน และล่าง



รูปที่ 5. 20 ชิ้นส่วนหลักด้านล่างบนขณะขึ้นรูปชิ้นงานด้วยเครื่อง CNC



รูปที่ 5. 21 ชิ้นส่วนหลักด้านบนบนขณะขึ้นรูปชิ้นงานด้วยเครื่อง CNC



รูปที่ 5. 22 เครื่อง Waterjet สำหรับตัดสปริง Stance flexion และ Swing flexion



รูปที่ 5. 23 สปริง Stance flexion (รูปซ้าย) และ Swing flexion (รูปขวา) ที่ถูกตัดด้วยเครื่อง Waterjet



รูปที่ 5. 24 ส่วนประกอบต่างๆของกลไกเข่าและอุปกรณ์ที่ใช้ในการประกอบ



รูปที่ 5. 25 ชิ้นงานที่ประกอบเสร็จสมบูรณ์แล้ว (ด้านข้าง)



รูปที่ 5. 26 ชิ้นงานที่ประกอบเสร็จสมบูรณ์แล้ว (ด้านหลัง)



บทที่ 6

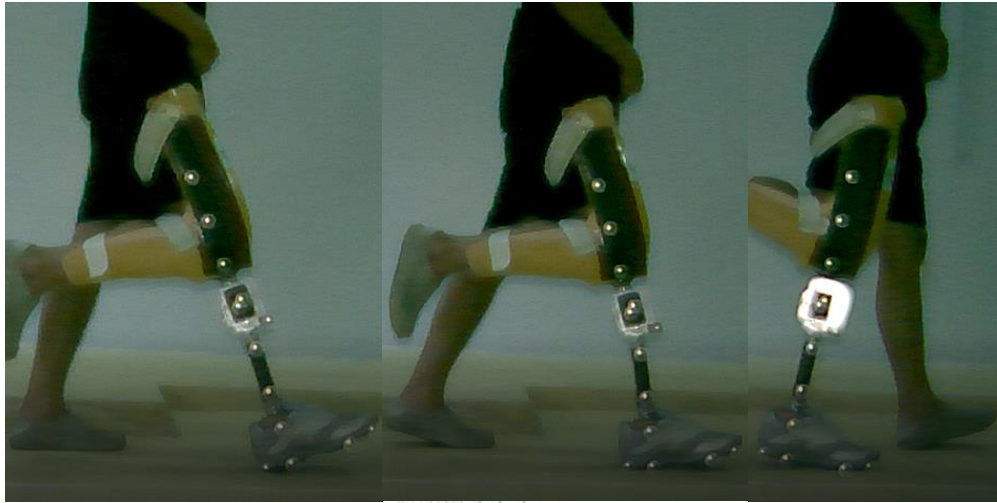
การทดสอบข้อเข่าเทียม

6.1 ทดสอบเดินด้วยอุปกรณ์จำลองผู้พิการขาขาดเหนือหัวเข่าสำหรับคนปกติ

หลังจากที่กลไกผลิตและประกอบเสร็จแล้วก็นำมาทดสอบด้วยวิธีการเดินจริงเพื่อให้ทราบว่ากลไกดังกล่าวสามารถเดินได้จริงหรือไม่รวมทั้งมุมมองเข่ามี Stance flexion เหมือนกับธรรมชาติของคนปกติหรือไม่ จึงได้ทำการทดสอบโดยมีวัตถุประสงค์ในการทดลองนี้คือต้องการวัดค่ามุมมองเข่าของกลไกที่ออกแบบตลอดช่วงของวงจรการเดินโดยเทียบกับขาข้างจริงว่ากลไกสามารถทำงานได้ใกล้เคียงกับธรรมชาติของการเดินปกติหรือไม่ โดยทำการติดจุดสะท้อนแสงไว้ที่ตำแหน่งล่างสุดของเท้าไปจนถึงต้นขาบนเส้นตรงเดียวกันโดยแต่ละจุดห่างกันทีละ 10 cm เพื่อนำจุดดังกล่าวมาคำนวณหาค่ามุมมองเข่าที่เกิดขึ้นขณะเดินจริง และทำการกำหนดระยะทางในการเดินคือ 2.5 เมตร ซึ่งเป็นระยะที่กล้องสามารถบันทึกภาพด้วยการตั้งนิ่งๆ ได้ทั้งหมดโดยไม่ต้องขยับตามผู้เดินเพื่อลดการบิดเบี้ยวของภาพแล้วจะทำให้การวัดมุมในขณะเดินมีความไม่เที่ยงตรงได้ จากนั้นตั้งความเร็วกล้องในการถ่ายภาพที่ 500 ภาพต่อวินาที เพื่อที่ได้จับภาพจุดสะท้อนแสงที่ติดอยู่บนขาขณะเดินได้ชัดเจนโดยไม่มีการเบลอเพื่อความแม่นยำในการคำนวณมุมองศาการงอเข่า จากนั้นทำการทดสอบเดินทั้งหมด 11 ครั้ง แล้วนำวีดีโอมาวิเคราะห์ผล



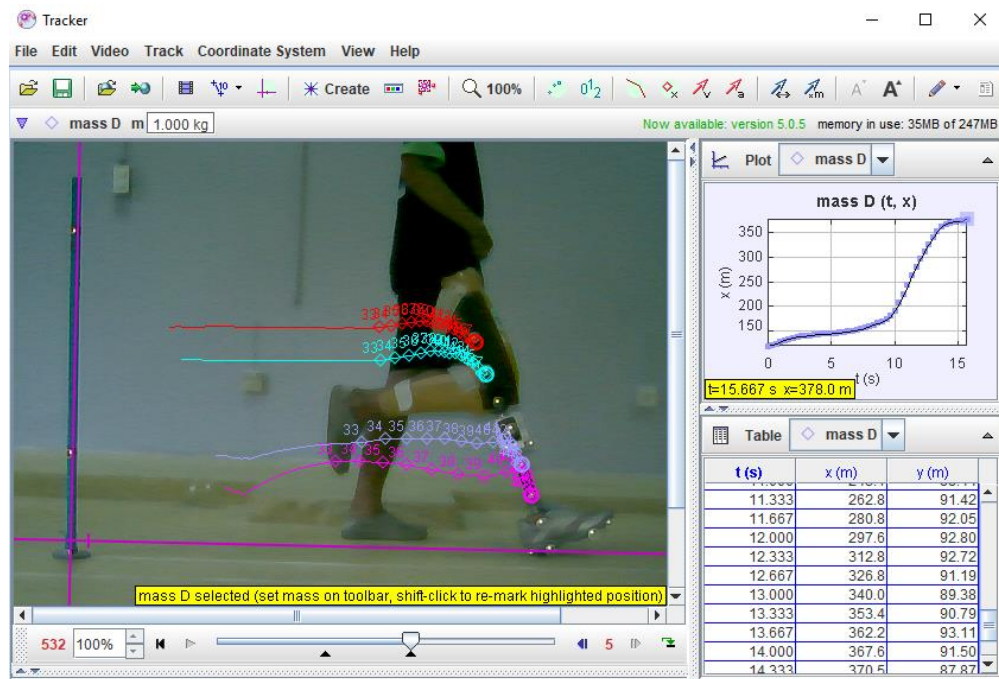
รูปที่ 6. 1 แสดงระยะที่ทำการเดินจริง



รูปที่ 6. 2 การเดินจริงทดสอบเข้าเทียมที่ออกแบบในจังหวะ Stance phase



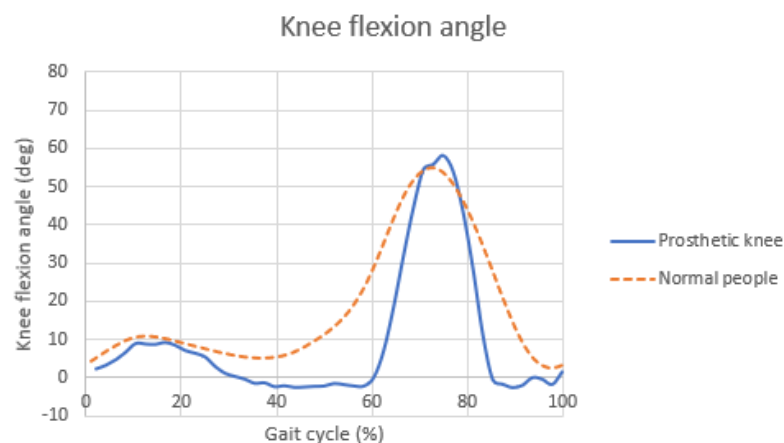
รูปที่ 6. 3 การเดินจริงทดสอบเข้าเทียมที่ออกแบบในจังหวะ Swing phase



รูปที่ 6. 4 ติดตามจุดที่ติดไว้กับอุปกรณ์ทดสอบอัตโนมัติด้วยโปรแกรม Tracker

จากนั้นนำวิดีโอที่ถ่ายด้วยกล้อง High speed มาทำการ Track จุดที่ละเฟรมด้วยโปรแกรม Tracker โดยเลือกจุดที่ติดอยู่บริเวณต้นขา 2 จุดจากนั้นลากเส้นตรงต่อกัน แล้วทำการเลือกจุดที่บริเวณหน้าแข้งอีก 2 จุดแล้วทำการลากเส้นตรงต่อกัน จากนั้นทำการหามุมที่เกิดขึ้นระหว่างเส้นตรง 2 เส้น

6.2 สรุปผลการเดินจริงด้วยอุปกรณ์จำลองผู้พิการขาขาดเหนือหัวเข่าสำหรับคนปกติ



รูปที่ 6. 5 กราฟมุมงอเข่าในวงจรการเดินเปรียบเทียบระหว่าง เข่าเทียมที่ออกแบบ (เส้นทึบ) ด้วยความเร็วในการเดิน 0.83 m/s และ คนปกติ (เส้นประ) ด้วยความเร็วในการเดิน 0.93 m/s

กลไกสามารถเดินได้ตามที่ต้องการไม่เกิดการติดขัดระหว่างจุดที่เกิดการเปลี่ยนจุด ICZV ไปที่ระยะอนันต์ในจังหวะที่กลไกกลับจากท่า Stance flexion มาสู่ตำแหน่ง Zero position ตามที่ได้ออกแบบไว้

จากนั้นนำวิดีโอที่ได้จากกล้อง High speed มาทำการวิเคราะห์เพื่อหามุมงอเข้าที่เกิดขึ้นจริงขณะเดินพบว่า จากรูปที่ 6. 5 มุมงอสูงสุดในจังหวะ Stance phase ที่เข้าเทียบทำได้อคือ 9.29 องศาซึ่งเป็นตำแหน่งที่ใกล้เคียงกับตำแหน่งสูงสุดที่ได้ออกแบบไว้หลังจากนั้นก็กลับมาที่ตำแหน่ง Zero position เหมือนเดิม แล้วเข้าสู่ Swing phase ต่อไป โดยมีมุมงอสูงสุดของ Swing phase ที่ 60 องศา แล้วกลับมาที่ตำแหน่ง Zero position ที่ตำแหน่ง 85 % ของวงจรถาวรเดิน ก่อนที่จะเข้าสู่จังหวะ Heel strike ประมาณ 15 % ของวงจรถาวรเดิน

ซึ่งขณะเดินก้าวยาว 1.2 m ใช้เวลา 1.45 วินาที คำนวณแล้วได้ความเร็วในการเดิน 0.83 เมตรต่อวินาที แล้วนำข้อมูลของมุมงอเข้าที่เดินด้วยขาเทียมมาเทียบกับการเดินของคนปกติที่ความเร็ว 0.93 เมตรต่อวินาที ซึ่งเป็นความเร็วที่ใกล้เคียงที่สุดกับการทดลองจากข้อมูลของงานวิจัย **A multiple-task gait analysis approach: kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects.**

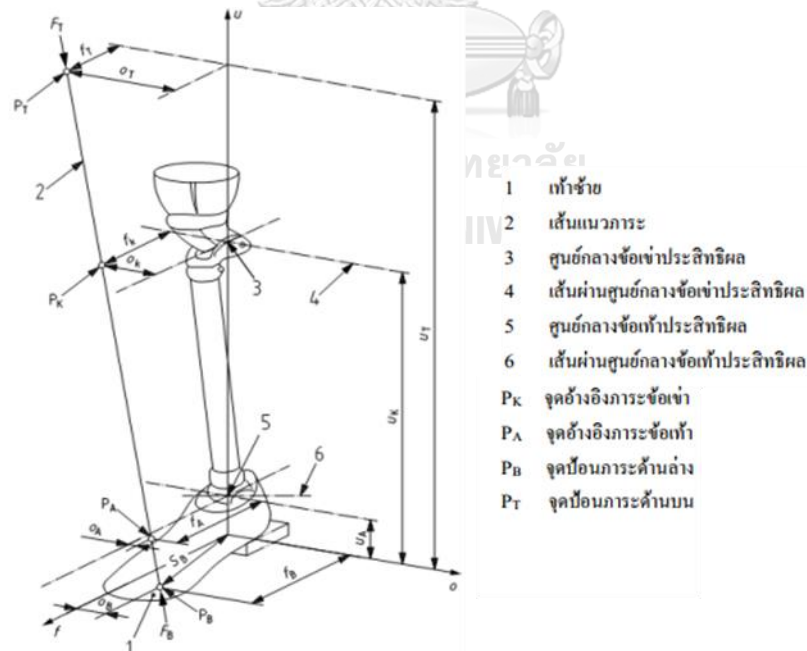
กลไกข้อเข้า	จำนวนชิ้นส่วนกลไกหลัก	ขนาด		มุมงอสูงสุด Stance flexion	มุมงอสูงสุด Swing flexion
		กว้าง x ยาว (ด้านข้าง)	น้ำหนัก		
กลไกที่ออกแบบ	2 (ดีมาก)	110*160 mm (พอใช้)	1117 g (พอใช้)	10 deg (ดี)	110 deg (ดี)
Ottobock 3R60	5	60*173 mm	845 g	15 deg	175 deg
Total knee 2100	6	85*175 mm	900 g	7 deg	160 deg
NK-6	7	80*197 mm	900 g	10 deg	170 deg

6.3 การทดสอบความแข็งแรงของกลไกตามแนวทางมาตรฐานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรม ISO 10328 ด้วยวิธีการ Finite element

6.3.1 วิธีการติดตั้งและทดสอบ

การทดสอบความแข็งแรงจะใช้วิธี Finite element ด้วยโปรแกรม Ansys เพื่อทำการปรับปรุงรูปร่างหน้าตาของกลไกให้มีความแข็งแรงตามมาตรฐาน ISO 10328 ก่อนที่จะไปทำการผลิตใหม่และทดสอบจริงต่อไปในอนาคต เนื่องจากกลไกที่ออกแบบและผลิตขึ้นมา แล้วนำไปทดสอบเดินจริงด้วยอุปกรณ์จำลองผู้พิการขาขาดเหนือหัวเข่า (บทที่ 4 และ 5) เป็นการทดสอบเพียงการเคลื่อนที่ของกลไกว่าสัมพันธ์กับแรง GRF และเดินได้เหมือนกับธรรมชาติหรือไม่

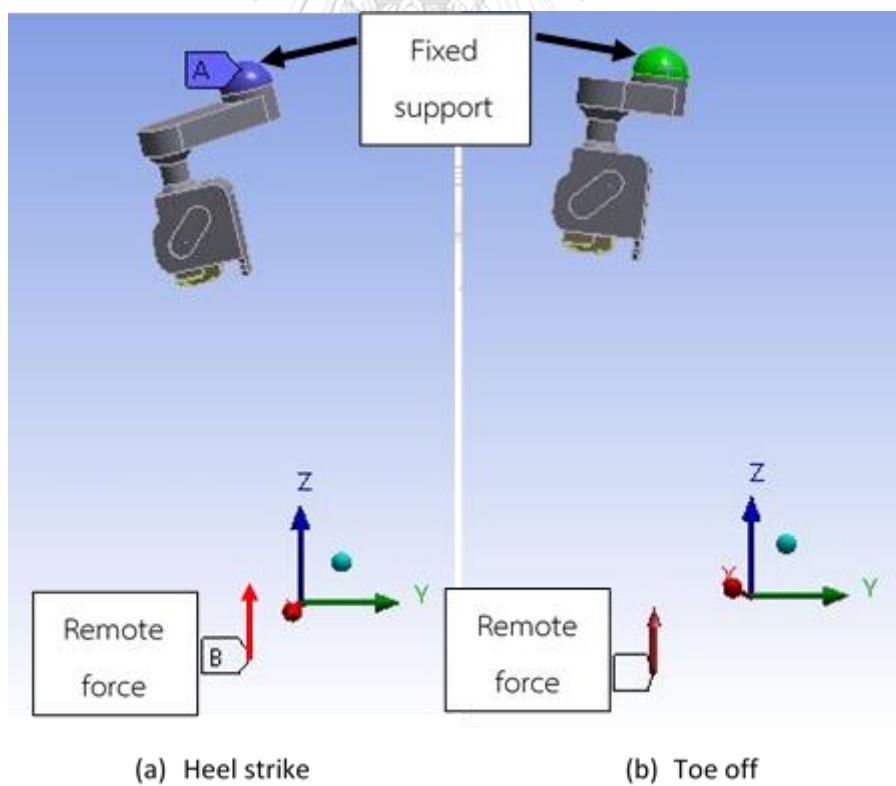
ซึ่งการทดสอบความแข็งแรงตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328 จะดำเนินการทดสอบชิ้นงานรวมที่ประกอบเสร็จแล้ว ด้วยความแข็งแรงพิสูจน์ (Proof strength) คือ การทดสอบที่ใส่แรงที่มีความรุนแรงโดยที่กลไกข้อเข่าเทียมยังต้องทนได้และใช้งานได้ปกติ ต่อมาคือการทดสอบความแข็งแรงสูงสุด (ultimate strength) คือ ใส่แรงสถิติสูงสุดเพียงครั้งเดียวโดยที่กลไกยังสามารถทนทานได้แต่ไม่สามารถใช้งานต่อได้ และความแข็งแรงล้า (fatigue strength) คือ แรงวัฏจักรที่กลไกทนทานได้ตามจำนวนวัฏจักร 3 ล้านครั้ง ซึ่งจะแบ่งทำที่ใช้ทดสอบของแรงทั้ง 2 แบบ ออกเป็นอีก 2 ทำ คือ Heel strike (I) และ Toe off (II) ด้วยขนาดแรงขนาด P4 ซึ่งเหมาะสมสำหรับผู้พิการที่น้ำหนักไม่เกิน 80 kg ดูขนาดแรงที่ใช้ทดสอบทั้งหมดจากตารางที่ ก.3



รูปที่ 6. 6 แสดงวิธีการติดตั้งเข้าโดยมีระยะต่างๆตามตารางที่ ก.1 และ ก.2 ในกรอบที่วงไว้กำหนด ซึ่งทิศทางแรงที่ใช้ทดสอบคือเส้นตรงที่ลากจาก FT ถึง FB

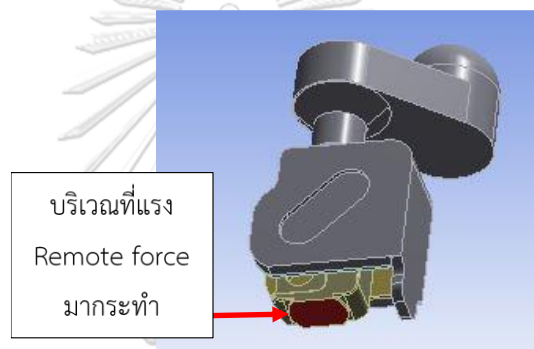


รูปที่ 6. 7 แสดงการติดตั้งเข้าเพื่อทดสอบความแข็งแรงตามมาตรฐาน ISO 10328 บนเครื่องทดสอบ โดยทำดังกล่าวคือทำ Toe off



รูปที่ 6. 8 แสดงการติดตั้งการทดสอบความแข็งแรงกลไกข้อเท้าเทียมตามมาตรฐาน ISO 10328

การใส่แรงในวิธีการทดสอบความแข็งแรงตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328 จะใส่แรงแบบ Remote force จากระยะที่กำหนดไว้ใน ISO มายังบริเวณผิวเรียบของกลไกหลักชิ้นล่าง ดังรูปที่ 6. 9 ซึ่งบริเวณดังกล่าวได้ทำการตัดส่วนที่เป็นหัวพีระมิดออกเนื่องจากลดความซับซ้อนของรูปร่างเพื่อความง่ายและรวดเร็วในการคำนวณด้วย FEM หัวพีระมิดเป็นรูปทรงที่เป็นมาตรฐานสากลที่ใช้กันอยู่แพร่หลายอยู่แล้ว รวมทั้งสาเหตุหลักที่ใส่แรงด้วยวิธี Remote force แทนที่จะใช้วิธีการใส่แรงไปตรงๆที่อุปกรณ์ทดสอบ ดังรูปที่ 6. 7 เนื่องจากต้องการลดเวลาและทรัพยากรที่ใช้การ Simulation ในส่วนที่ไม่เกี่ยวข้องกับกลไก โดยทำการลดจำนวน mesh ที่ใช้ในการคำนวณจากการที่ต้องกดลงไปที่อุปกรณ์ทดสอบต่อขยายจากกลไกข้อเข้าชิ้นส่วนหลักด้านล่างโดยตรงเปลี่ยนเป็นใช้ Remote force แล้วทำการ Fixed support ที่ส่วนบนของกลไก



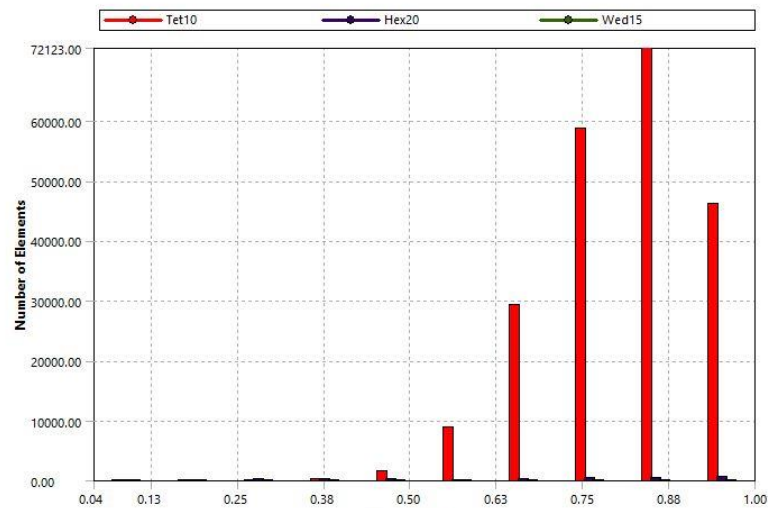
รูปที่ 6. 9 แสดงบริเวณที่กลไกชิ้นส่วนหลักล่างมีแรง Remote force มากระทำกับกลไกหลักชิ้นล่าง

การทดสอบจะประกอบไปด้วยชิ้นส่วนหลักๆ คือ โครงสร้างชิ้นส่วนกลไกหลักทั้งด้านบนและด้านล่างที่เป็นอลูมิเนียม 7075 , เพลาสำหรับเคลื่อนที่บนร่อง Slot ที่เป็นทองเหลือง BC6C และแผ่นปรับค่า Tolerance ทองเหลือง BC6C ซึ่งมีคุณสมบัติของวัสดุตามตารางที่ 6. 3

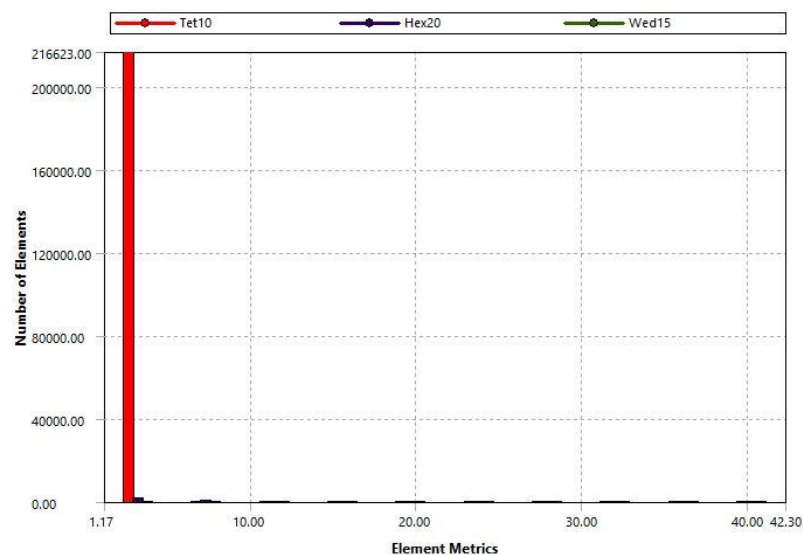
โดยมีเงื่อนไขในการทดสอบคือ Contact ระหว่างเพลา (ทองเหลือง) กับร่อง Slot ทั้งบนและล่างของกลไกชิ้นหลักล่าง (อลูมิเนียม) เป็นแบบ Frictional มีค่า Friction Coefficient เท่ากับ 0.19 , ระหว่างด้านข้างของกลไกชิ้นหลักล่าง (Aluminum) กับแผ่นปรับค่า Tolerance (ทองเหลือง) เป็นแบบ Frictional มีค่า Friction Coefficient เท่ากับ 0.19 แล้ว Contact ส่วนที่เหลือเป็น Bond ทั้งหมด

โดยการแบ่ง Mesh รวมทุกชิ้นส่วนจะเป็นแบบ Curvature, Medium และมีการแบ่ง Mesh ของตัวกลไกหลักชิ้นล่างเพิ่มให้มีขนาด Element size 2 mm เนื่องจากต้องการความแม่นยำของผลการสัมผัสระหว่างเพลาและร่องของ Slot ซึ่งรวมทั้งหมดของการแบ่ง Mesh ทั้งกลไกแล้วมีจำนวน 350703 nodes และ 219092 elements โดยจะตรวจสอบว่า Mesh ที่แบ่งมามีคุณภาพหรือไม่ดูได้

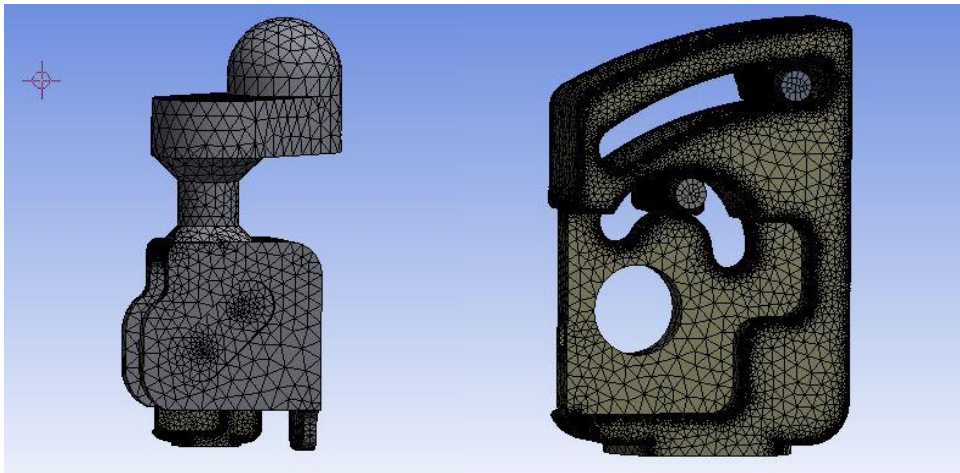
จาก Element quality ซึ่งถ้ามีค่าเข้าใกล้ 1 แสดงว่า Mesh แสดงว่า Mesh มีคุณภาพแล้ว (รูปที่ 6. 10) กับอีกเรื่องหนึ่งคือ Aspect ratio ซึ่งแสดงว่า Mesh ของเรามีความสมมาตรคือยัง ถ้ามีค่าน้อยจะ บ่งบอกว่า Mesh มีความสมมาตรแล้ว (รูปที่ 6. 11)



รูปที่ 6. 10 แสดง Element quality ของการแบ่ง Mesh ที่ทำ Heel strike โดยมีแนวโน้มของ Element quality ไปทางเข้าใกล้ 1



รูปที่ 6. 11 แสดง Aspect ratio ของการแบ่ง Mesh ที่ทำ Heel strike โดยมีแนวโน้มของ Aspect ratio ไปทางค่าน้อย

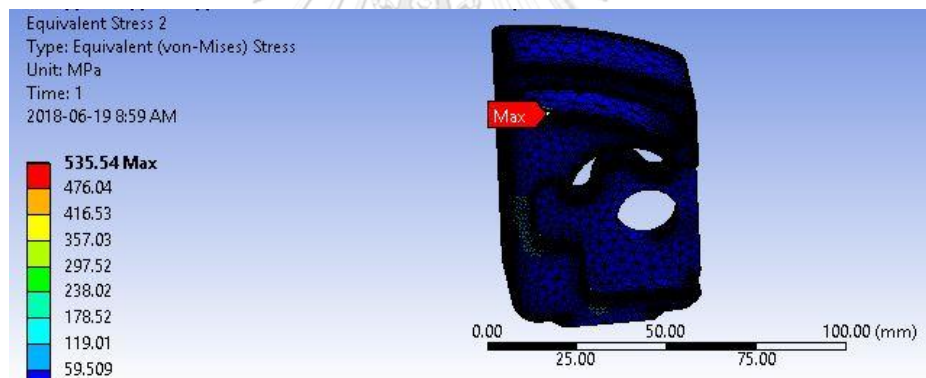


รูปที่ 6. 12 แสดงหน้าต่างการแบ่ง Mesh ของกลไกรวม (ด้านซ้าย) และ กลไกหลักชิ้นล่างกับเพลลาที่ สัมผัส (ด้านขวา)

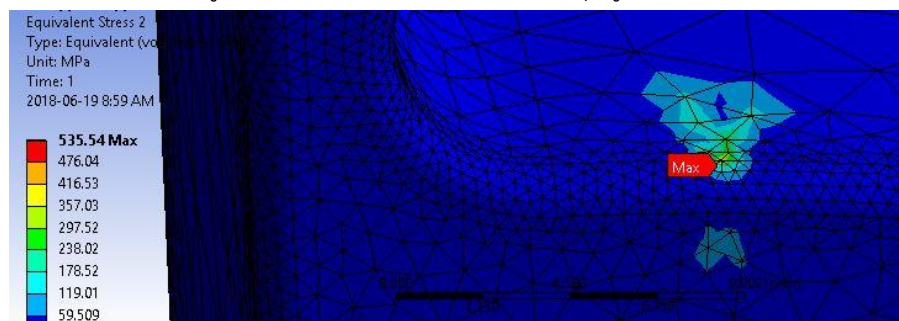
หลังจากการทดสอบพบว่า มี Contact ที่สำคัญอยู่จุดหนึ่งนั่นคือตำแหน่งที่เพลลาสัมผัสกับร่อง Slot เนื่องจากเป็นเพลลากลมสัมผัสกับพื้น Slot ซึ่งเปลี่ยนเสมือนการสัมผัสด้วยเส้นหนึ่งเส้นคือ ตำแหน่งที่ล่างสุดของเพลลากลมกับพื้นแต่เนื่องจากแรงที่กระทำนั้นไม่ได้เพียงแค่กระทำตรงๆลงมาทำให้เพลลาสัมผัสกับพื้น Slot ตลอดทั้งตัวของเพลลาจนเกิดเป็น Line contact แต่แรงที่กระทำนั้นจะส่งผลให้กลไกเกิดการบิดแล้วพื้นที่สัมผัสระหว่าง Slot กับเพลลาจะเหลือเป็นเพียงจุดจุดเดียว ซึ่งส่งผลให้บริเวณดังกล่าวที่ Stress ที่สูงมากเนื่องจากแรงที่กระทำต่อพื้นที่ที่เล็กลงเป็นเหตุทำให้ร่อง Slot จะมีรอยบุบเล็กน้อยเมื่อใช้งานไปเรื่อยๆ เนื่องจาก Stress ที่เกิดขึ้น 535.54 MPa มีค่ามากกว่า Yield strength ของอลูมิเนียม 7075 ที่ 503 MPa จากรูปที่ 6. 13 ,รูปที่ 6. 14 และตารางที่ 6. 2 การทดสอบนี้ใช้เพียงแค่แรงสูงสุดของแรงแบบวัฏจักรกลไกก็เกิดความเสียหายซึ่งถ้าเพิ่มเป็นใช้แรงแบบ พิสจุนส์ติดที่มีแรงมากกว่าก็จะทำให้กลไกเสียหายมากกว่าเดิมจึงได้ทำการเปลี่ยนวัสดุต่อไป

ตารางที่ 6. 1 ตารางคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้สำหรับการทดสอบ

	อลูมิเนียม 7075-T6	ทองเหลือง ลายเสือ BC6C	Beryllium Copper UNS C17200, TH04 Temper Strip	เหล็ก SCM440, reheated to 845°C, oil quenched	เหล็ก P20
Density (g/cm ³)	2.81	8.83	8.25	7.85	7.85
Modulus of Elasticity (GPa)	71.7	82	125	205	205
Poisson's Ratio	0.33	0.34	0.3	0.29	0.29
Yield Strength (MPa)	503	117	1140	1205	827
Fatigue Strength (MPa)	159	106	285	482	330



รูปที่ 6. 13 ผลทดสอบโดยดูเฉพาะกลไกหลักชิ้นล่างที่เป็นวัสดุอลูมิเนียม 7075 ที่กดด้วยแรง 1230 N



รูปที่ 6. 14 ขยายดูบริเวณที่เกิด Stress สูงที่สุดของ รูป 6.13 ปรากฏว่ามีค่า Stress ที่ 535.54 เป็นจุดหนึ่งจุด

ตารางที่ 6. 2 สรุปผลการทดสอบด้วยแรงสูงสุดของความแข็งแรงล้าในท่า Heel strike ที่แรง 1230 N

	วัสดุ	Yield strength (MPa)	Von mises stress (MPa)
ชิ้นส่วนหลักกลไก บน	อลูมิเนียม 7075	503	67.51
ชิ้นส่วนหลักกลไก ล่าง	อลูมิเนียม 7075	503	535.54
เพลลา	ทองเหลือง BC6C	117	174.59

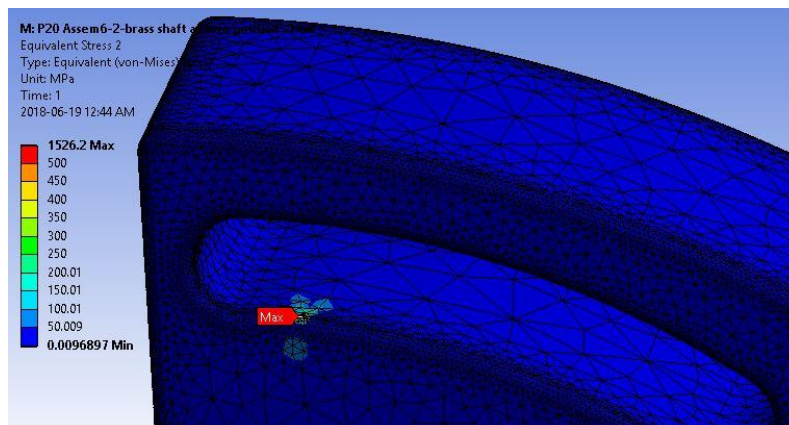
6.3.2 สรุปผลการ Simulation ทดสอบความแข็งแรงตามมาตรฐาน ISO 10328 ของร่อง Slot เป็นอลูมิเนียม 7075 และเพลลาทองเหลือง BC6C ในท่า Heel strike

จากการใส่แรงสูงสุดของการทดสอบความแข็งแรงแบบล้าพบว่าในชิ้นส่วนหลักกลไกล่างมีค่า Von mises stress ที่เกิน Yield strength ของวัสดุที่ใช้บริเวณร่อง Slot เป็นจุดหนึ่งจุดซึ่งจะส่งผลให้ชิ้นงานเกิดรอยยุบที่บริเวณดังกล่าว ซึ่งจะส่งผลเสียต่อการใช้งานทำให้กลไกอาจจะเกิดการติดขัดได้จากการที่เพลลาวิ่งผ่านรอยยุบของร่อง Slot รวมถึงเพลลาทองเหลืองที่มีค่า Von mises stress ที่เกิน Yield strength แบบเป็นพื้นที่

จากปัญหาดังกล่าวจึงทำการแก้ไขไปที่ละชิ้นโดยเริ่มจากการเปลี่ยนวัสดุของกลไกชิ้นส่วนหลักล่างจากอลูมิเนียม 7075 เป็น เหล็ก P20 โดยยังไม่ทำการเปลี่ยนวัสดุของเพลลาทองเหลือง

6.3.3 สรุปผลการ Simulation ทดสอบความแข็งแรงตามมาตรฐาน ISO 10328 ของร่อง Slot เป็นเหล็ก P20 และเพลลาทองเหลือง BC6C ในท่า Heel strike

เนื่องจากแรงที่ใช้ในการทดสอบ ISO 10328 เป็นแรงที่มีทิศทางที่ทำให้กลไกเกิดการบิดซึ่งส่งผลให้ปกติแล้วเพลลาที่สัมผัสกับร่อง Slot จะสัมผัสกันแบบ Line contact แต่ด้วยกลไกเกิดการบิดซึ่งจะส่งผลให้เพลลาจะสัมผัสกับร่อง Slot แบบ Point contact จึงเกิด Stress สูงมากขึ้นที่บริเวณนั้น ประกอบกับการเปลี่ยนวัสดุของกลไกหลักชิ้นล่างจากอลูมิเนียม 7075 เป็นเหล็ก P20 เพื่อป้องกันการพังที่เกิดจากแรงรัฐจักรปรากฏว่าการเปลี่ยนให้วัสดุมีค่า Yield Strength ที่มากขึ้น แต่ Modulus of Elasticity ก็มากขึ้นตามทำให้ร่อง Slot ที่ถูกเพลลาสัมผัสมีการยุบตัวที่น้อยลงส่งผลให้การกระจายตัวของแรงบนพื้นผิวที่สัมผัสก็มีค่าที่น้อยลงการใช้เหล็ก P20 จึงมีค่า Stress มากกว่าอลูมิเนียมที่มีการยุบตัวมากกว่าเนื่องจากค่า Modulus of Elasticity ที่น้อยกว่า โดยเพิ่มขึ้นจาก 535.54 MPa เป็น 1526.2 MPa โดยมีระยะการยุบตัวของกลไกรวมลดจาก 0.611 mm เหลือเพียง 0.498 mm



รูปที่ 6. 15 ผลทดสอบโดยดูเฉพาะกลไกหลักกลางที่เป็นเหล็ก P20 ทดสอบด้วยแรง 1230 N

ตารางที่ 6. 3 สรุปผลการทดสอบด้วยแรงสูงสุดของแรงวัฏจักรในท่า Heel strike ที่แรง 1230 N หลังจาก que เปลี่ยนวัสดุของกลไกชิ้นหลักด้านล่างจากอลูมิเนียม 7075 เป็น เหล็ก P20

	วัสดุ	Yield strength (MPa)	Von mises stress (MPa)
ชิ้นส่วนหลักกลไกบน	อลูมิเนียม 7075	503	66
ชิ้นส่วนหลักกลไกล่าง	เหล็ก P20	827	1526.2
เพลลา	ทองเหลือง BC6C	117	194

6.3.4 การปรับปรุงกลไกเพื่อลด Stress ที่เกิดขึ้นบนร่อง Slot ของกลไกหลักชิ้นส่วนล่าง

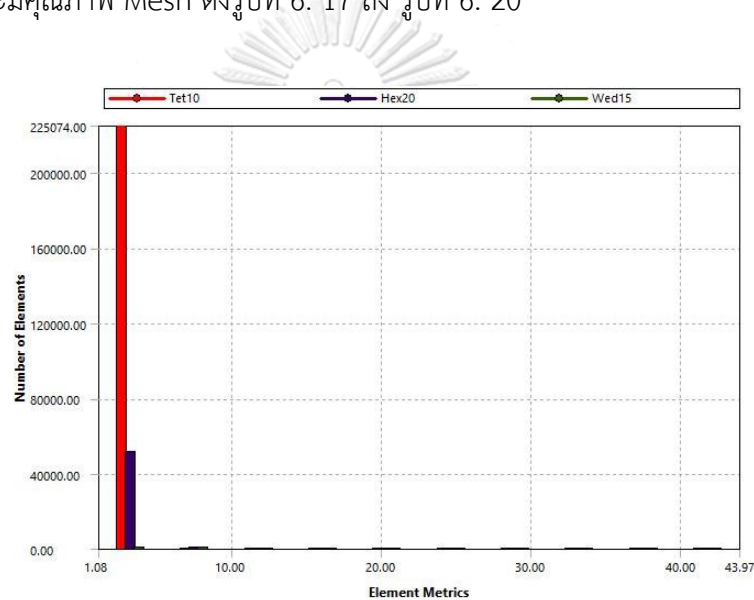
ทำการปรับปรุงกลไกจากเพลลากลมที่เคลื่อนที่บน Slot เป็นเพลลาอกที่มีผิวสัมผัสโค้งไปตามร่องของ Slot ที่มีรัศมีความโค้งเท่ากับร่องของ Slot เพื่อต้องการเพิ่มพื้นที่ผิวสัมผัสตอนที่เคลื่อนที่อยู่บน Slot โดยที่มีเพลลากลมเคลื่อนที่อยู่ในเพลลารูปถั่วอีกทีหนึ่ง เนื่องจากเพลลากลมที่เคลื่อนที่บนร่อง Slot นั้นสามารถเคลื่อนที่ได้ 2 DOF อยู่แล้วคือกลิ้งและไถล ส่วนการจะเปลี่ยนจากเพลลากลมมาเป็นเพลลารูปถั่วเป็นการลด DOF ของเพลลาจาก 2 เป็น 1 ดังนั้นต้องทำการเพิ่มเพลลาที่สามารถกลิ้งได้อยู่ในเพลลาอกไปอีกชิ้นหนึ่งเพื่อเพิ่มจำนวน DOF ของเพลลาใหม่ที่จะเคลื่อนที่บน Slot ให้เป็น 2 เหมือนเดิม



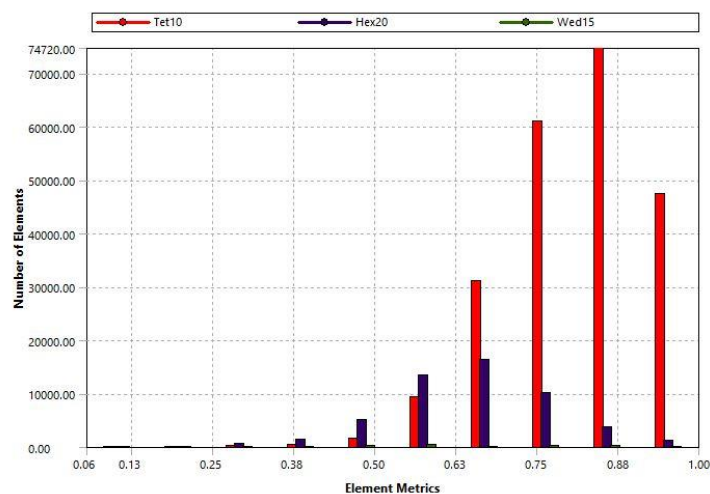
รูปที่ 6. 16 รูปร่างการเปลี่ยนจากเพลลาวงกลมมาเป็นเพลลาอกแบบสัมผัสกับร่อง Slot กับเพลลาในที กลิ้งข้างในเพลลาอก

หลังจากที่ทำการเปลี่ยนรูปร่างเพลแล้วก็จะมาทดสอบว่า Stress ที่เกิดขึ้นเป็นจุดได้เปลี่ยนเป็นแบบพื้นที่ตามที่ได้ทำการปรับปรุงเพลไปแล้วหรือยังหลังจากนั้นก็ทำการทดสอบความแข็งแรงตามมาตรฐาน ISO 10328 ต่อไป

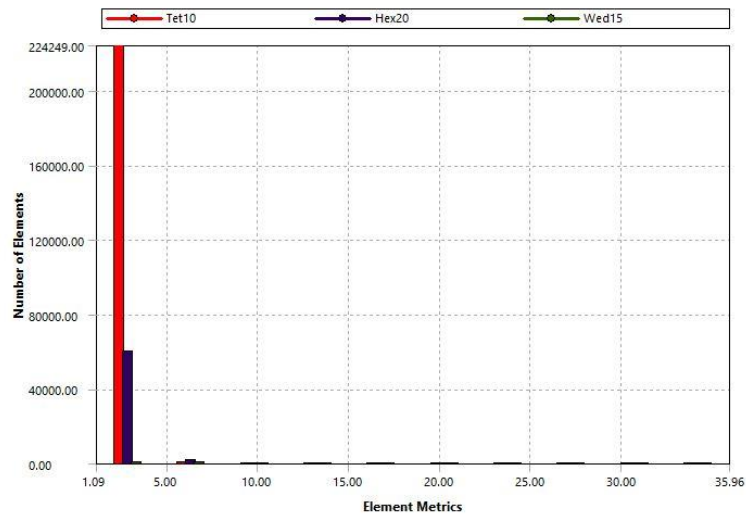
โดยเริ่มจากการแบ่ง Mesh ของทั้งการทดสอบท่า Heel strike และ Toe off แบบ Curvature, Medium และมีการแบ่ง Mesh ของตัวกลไกหลักชิ้นล่างเพิ่มให้มีขนาด Element size 2 mm และเพลานอกที่ Element size 0.5 mm เนื่องจากต้องการความแม่นยำของผลการสัมผัสระหว่างเพลาด้านนอกและร่องของ Slot ซึ่งรวมทั้งหมดของการแบ่ง Mesh ทั้งกลไก Heel strike แล้วมีจำนวน 607841 nodes และ 278325 elements ส่วน Toe off มีจำนวน 654877 nodes และ 288561 elements และมีคุณภาพ Mesh ดังรูปที่ 6. 17 ถึง รูปที่ 6. 20



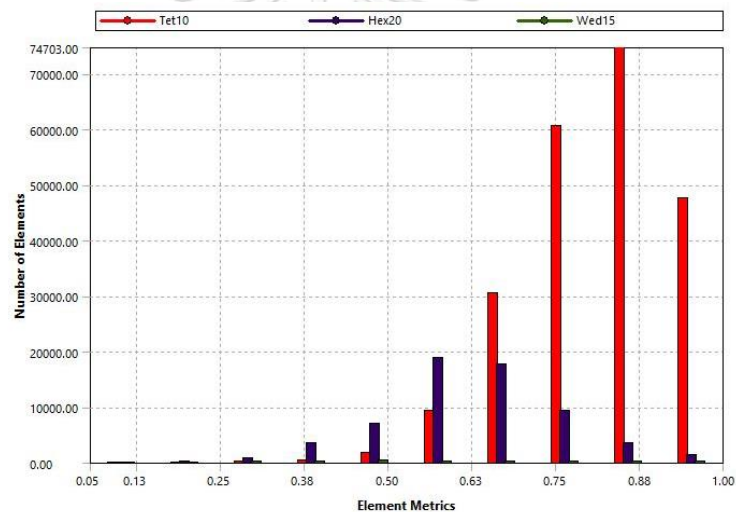
รูปที่ 6. 17 แสดง Aspect ratio ของการแบ่ง Mesh ที่ท่า Heel strike



รูปที่ 6. 18 แสดง Element quality ของการแบ่ง Mesh ที่ท่า Heel strike



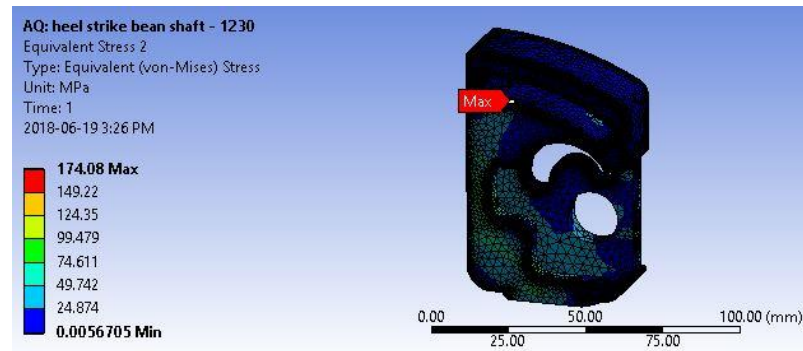
รูปที่ 6. 19 แสดง Aspect ratio ของการแบ่ง Mesh ที่ทำ Toe off



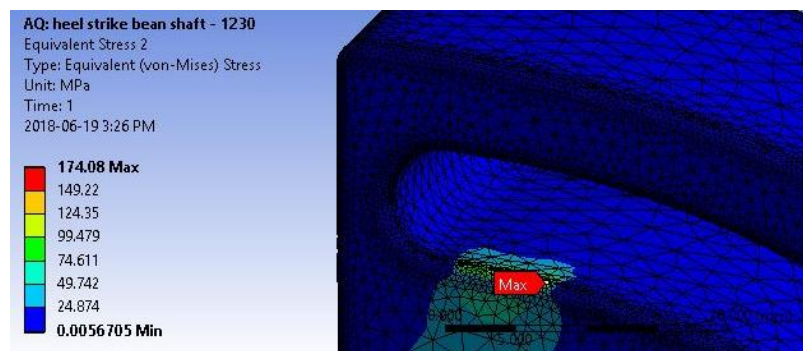
รูปที่ 6. 20 แสดง Element quality ของการแบ่ง Mesh ที่ทำ Toe off

โดยทำการเลือกใช้วัสดุที่ใช้ในการทดสอบใหม่ดังนี้ กลไกชั้นหลักบนเป็นอลูมิเนียม 7075 , กลไกชั้นหลักล่างเป็นอลูมิเนียม 7075 , เพลานอกเป็น Beryllium Copper และเพลานในเป็น เหล็ก SCM 440 โดยมีคุณสมบัติของวัสดุทั้งหมดดังตารางที่ 6. 1

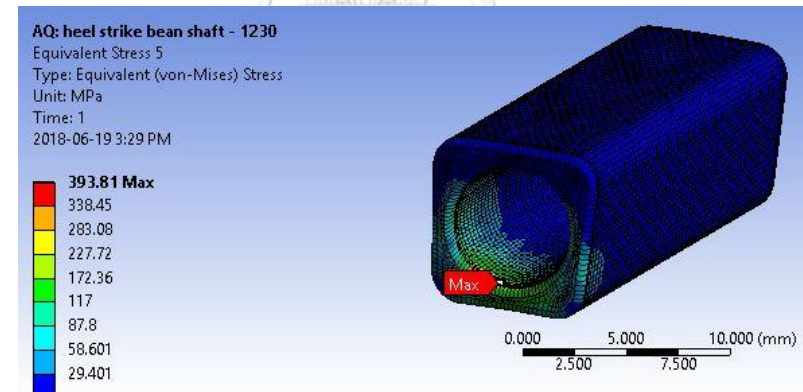
หลังจากนั้นทดสอบด้วยแรงสูงสุดของแรงวัฏจักรของการทดสอบท่า Heel strike ที่ 1230 N ปรากฏว่าไม่เกิด Stress บนร่อง Slot แบบจุดหนึ่งจุดอีกแล้วโดยจะเกิดเป็นพื้นที่ผิวสัมผัสตามที่ได้ ออกแบบเพลานไว้ซึ่งค่า Stress สูงสุดลดน้อยกว่าเดิมมาจาก 535.54 MPa เหลือเพียง 174.08 MPa สำหรับกลไกหลักชั้นล่าง



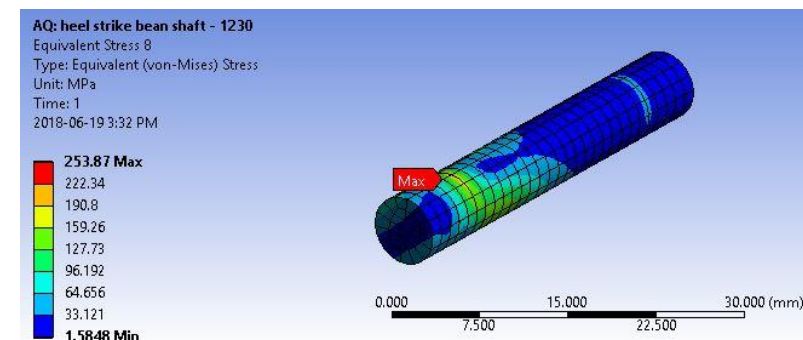
รูปที่ 6. 21 ผลการทดสอบกลไกหลักชิ้นล่าง ด้วยแรงทดสอบ 1230 N ในท่า Heel strike



รูปที่ 6. 22 ผลการทดสอบที่เกิดขึ้นบนร่อง Slot ด้วยแรงทดสอบ 1230 N ในท่า Heel strike



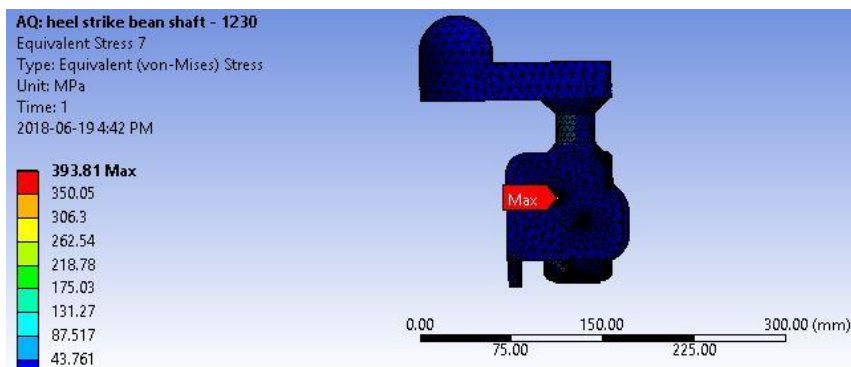
รูปที่ 6. 23 ผลการทดสอบที่เกิดขึ้นบนเปลานอก ด้วยแรงทดสอบ 1230 N ในท่า Heel strike



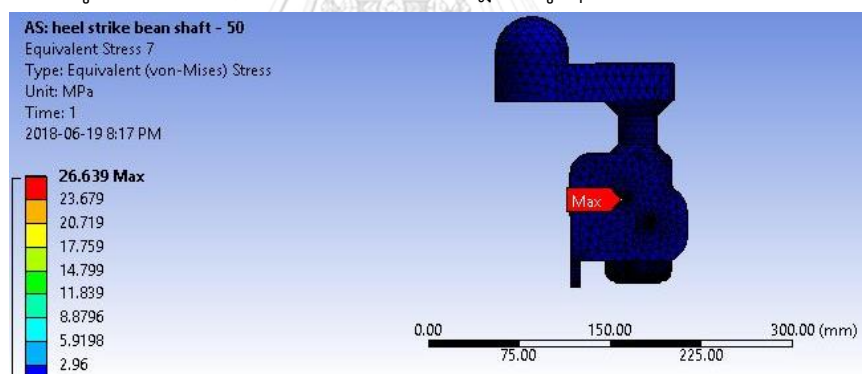
รูปที่ 6. 24 ผลการทดสอบที่เกิดขึ้นบนเปลานใน ด้วยแรงทดสอบ 1230 N ในท่า Heel strike

6.3.5 การทดสอบวัฏจักรของกลไกข้อเข้าเทียม

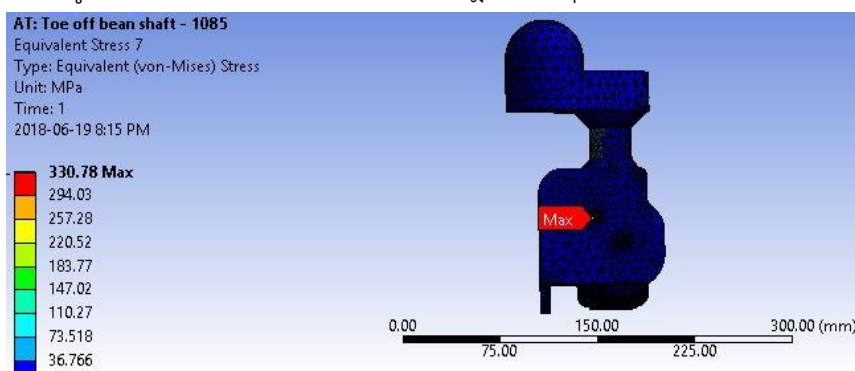
การทดสอบวัฏจักรมีเงื่อนไขในการผ่านการทดสอบคือชิ้นงานต้องไม่มีความเสียหายหลังจากได้ทดสอบด้วยภาระโหลดตามที่กำหนดในตาราง ก.3 จำนวน 3 ล้านครั้งด้วยความถี่ไม่เกิน 3 Hz ซึ่งงานวิจัยนี้จะใช้การคำนวณ Safety factor ด้วยทฤษฎีของ ASME Elliptic Line จากค่า Von mises stress จากภาระโหลดสูงสุดและต่ำสุดในตอนทดสอบแบบวัฏจักร ซึ่งของ Heel strike คือรูปที่ 6. 25 และ รูปที่ 6. 26 ส่วนของ Toe off คือรูปที่ 6. 27 และ รูปที่ 6. 28



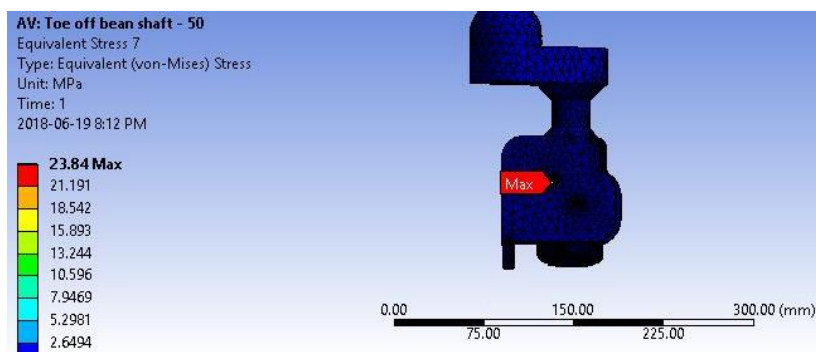
รูปที่ 6. 25 ผลการทดสอบด้วยแรงวัฏจักรสูงสุดในท่า Heel strike



รูปที่ 6. 26 ผลการทดสอบด้วยแรงวัฏจักรต่ำสุดในท่า Heel strike



รูปที่ 6. 27 ผลการทดสอบด้วยแรงวัฏจักรสูงสุดในท่า Toe off



รูปที่ 6. 28 ผลการทดสอบด้วยแรงวัฏจักรต่ำสุดในท่า Toe off

ตารางที่ 6. 4 ผลการทดสอบด้วยแรงวัฏจักรในท่า Heel strike

	กลไกหลักบน อลูมิเนียม 7075	กลไกหลักกลาง อลูมิเนียม 7075	เพลานอก Beryllium Copper	เพลานใน เหล็ก SCM440
Max. von mises stress, σ_{max} (MPa)	78.16	174.08	393.81	253.87
Min. von mises stress, σ_{min} (MPa)	3.05	5.81	26.639	9.83
Mises midrange stress, σ_m (MPa)	40.605	89.945	210.2245	131.85
Mises alternating stress, σ_a (MPa)	37.555	84.135	183.5855	122.02
Yield strength, S_y (MPa)	503	503	1140	1205
Fatigue strength, S_e (MPa)	159	159	285	482
Safety factor, n_f	4.006265	1.790355	1.492458	3.625968

ตารางที่ 6. 5 ผลการทดสอบด้วยแรงวัฏจักรในท่า Toe off

	กลไกหลักบน อลูมิเนียม 7075	กลไกหลักกลาง อลูมิเนียม 7075	เพลานอก Beryllium Copper	เพลานใน เหล็ก SCM440
Max. von mises stress, σ_{max} (MPa)	55.57	155.08	330.78	178.05
Min. von mises stress, σ_{min} (MPa)	2.86	7.64	23.84	8.11
Mises midrange stress, σ_m (MPa)	29.215	81.36	177.31	93.08
Mises alternating stress, σ_a (MPa)	26.355	73.72	153.47	84.97
Yield strength, S_y (MPa)	503	503	1140	1205
Fatigue strength, S_e (MPa)	159	159	285	482
Safety factor, n_f	5.693586	2.036444	1.784111	5.19569

โดยหลังจากได้ค่า Von mises stress จากภาวะโหดสูงสุดและต่ำสุดในตอนทดสอบแบบวัฏจักรของแต่ละท่าจากโปรแกรม Ansys มาแล้วก็จะมาคำนวณหาค่า Mises midrange stress, σ_m และ Mises alternating stress, σ_a ด้วยสมการ 6.1 และ 6.2

$$\sigma_a = \left| \frac{\sigma_{max} - \sigma_{min}}{2} \right| \quad \text{สมการที่ 6.1}$$

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{max} + \sigma_{min}}{2} \quad \text{สมการที่ 6.2}$$

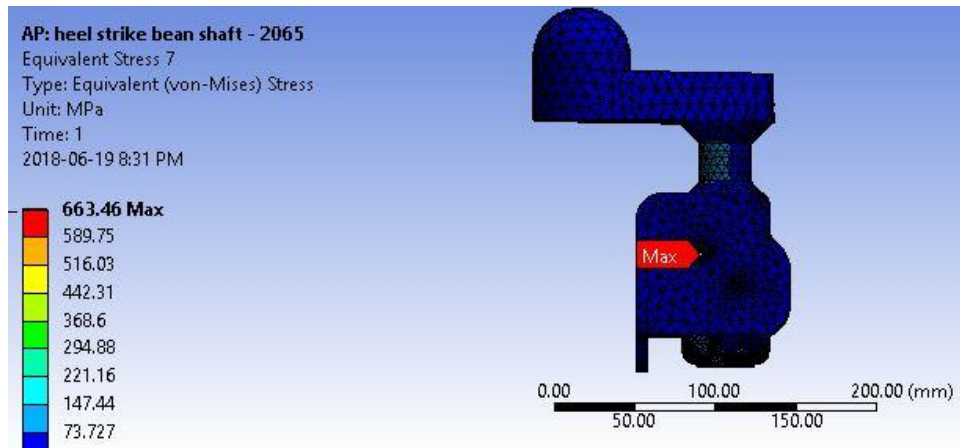
หลังจากที่คำนวณหาค่า Mises midrange stress, σ_m และ Mises alternating stress, σ_a มาแล้วจากสมการที่ 6.1 และ 6.2 ก็จะมาหา Safety factor , n_f จากสมการที่ 6.3 โดยมีค่า Yield strength, S_y และ Fatigue strength, S_e ของวัสดุต่างๆจากตารางที่ 6.1

$$n_f = \sqrt{\frac{1}{\left(\frac{\sigma_a}{S_e}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_m}{S_y}\right)^2}} \quad \text{สมการที่ 6.3}$$

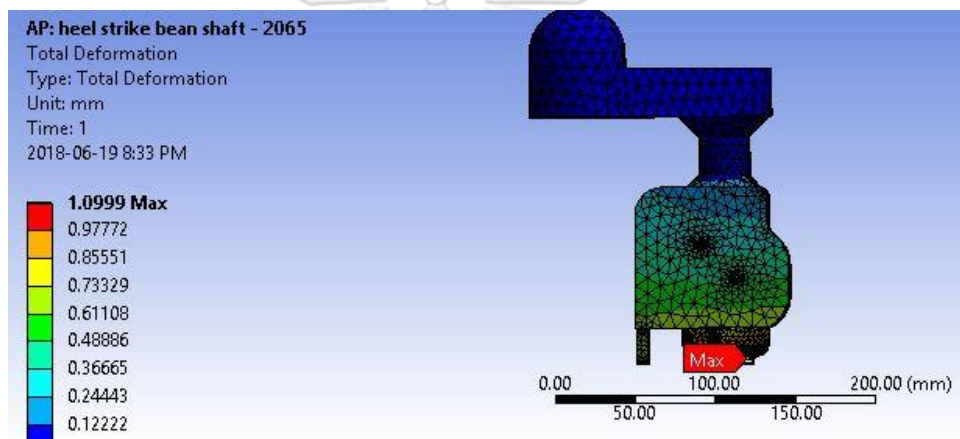
จากการคำนวณหา Safety factor จากสมการ 6.3 จนได้ผลลัพธ์ดังตารางที่ 6. 4 และ ตารางที่ 6. 5 ผลปรากฏว่าทุกชิ้นส่วนของกลไกทั้งในท่า Heel strike และท่า Toe off มีค่า Safety factor มากกว่า 1 ซึ่งส่งผลให้การออกแบบกลไกข้อเท้าผ่านการทดสอบความแข็งแรงแบบความแข็งแรงล้าตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328

6.3.6 การทดสอบความแข็งแรงพิสูจน์ของกลไกข้อเท้าเทียม

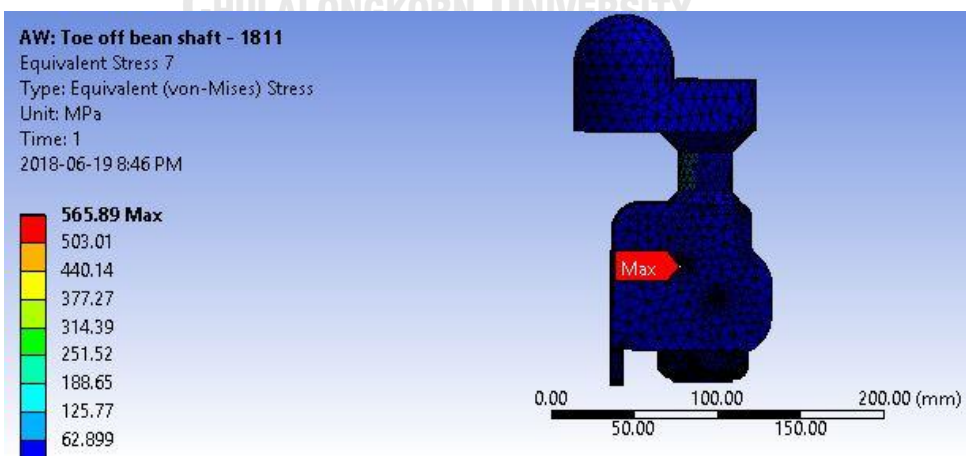
ความแข็งแรงพิสูจน์ (Proof strength) คือ การทดสอบที่ใส่แรงที่มีความรุนแรงโดยที่กลไกข้อเท้าเทียมยังต้องทนได้และใช้งานได้ปกติ ซึ่งดูจากตารางที่ 6. 6 พบว่าไม่มีชิ้นส่วนใดที่มีค่า Von mises stress มากกว่าค่า Yield strength ของวัสดุชิ้นส่วนนั้น และระยะยุบตัวไม่เกิน 5 mm ซึ่งจากรูปที่ 6. 30 และ รูปที่ 6. 32 กลไกยุบตัว 1 mm ในท่า Heel strike และ 0.64 mm ในท่า Toe off ซึ่งไม่เกิน 5 mm ตามที่กำหนด ดังนั้นจึงส่งผลให้การออกแบบกลไกข้อเท้าผ่านการทดสอบความแข็งแรงแบบความแข็งแรงพิสูจน์ตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328



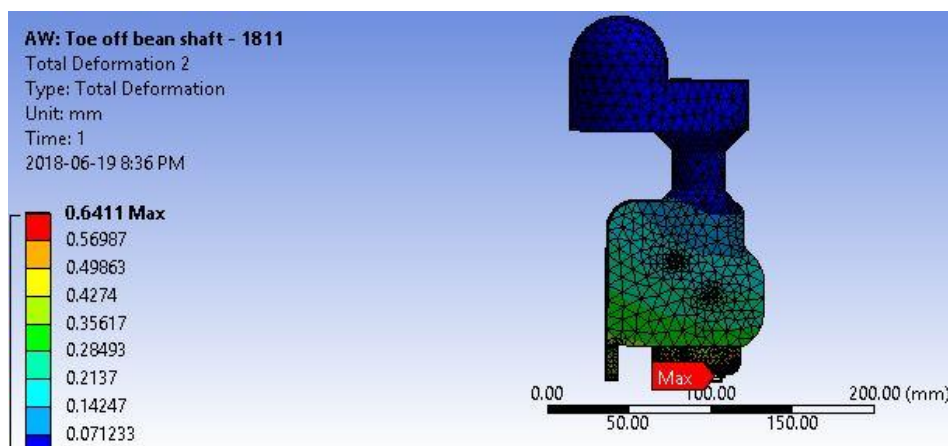
รูปที่ 6. 29 ผลการทดสอบความแข็งแรงพีสจันด้วยท่า Heel strike



รูปที่ 6. 30 ผลการทดสอบระยะการยุบตัวด้วยแรงพีสจันด้วยท่า Heel strike



รูปที่ 6. 31 ผลการทดสอบความแข็งแรงพีสจันด้วยท่า Toe off



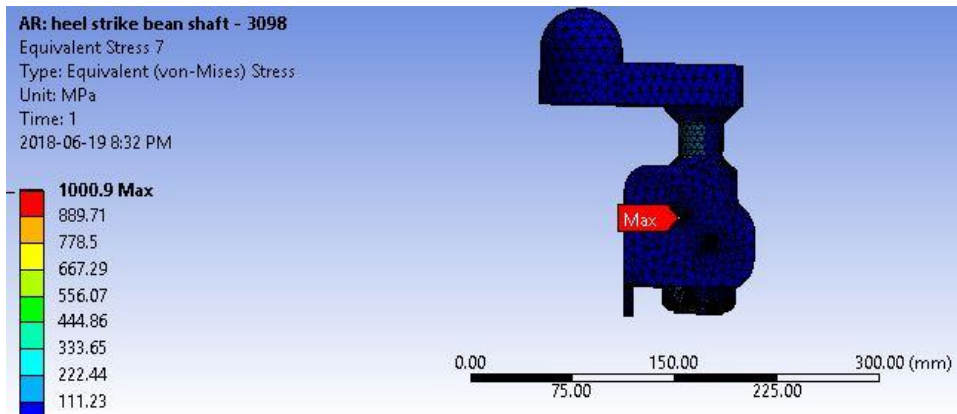
รูปที่ 6. 32 ผลการทดสอบระยะการยุบตัวด้วยแรงพีสจันด้วยท่า Toe off

ตารางที่ 6. 6 ผลการทดสอบความแข็งแรงพีสจัน

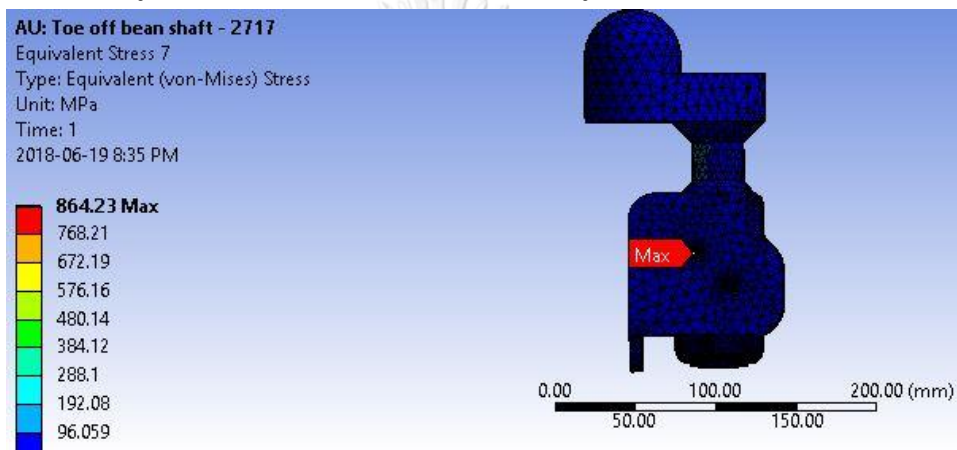
	วัสดุ	Yield strength (MPa)	Heel strike ที่แรง 2065 N Von mises stress (MPa)	Toe off ที่แรง 1811 N Von mises stress (MPa)
ชิ้นส่วนหลัก	อลูมิเนียม	503	135.03	96.73
กลไกบน	7075			
ชิ้นส่วนหลัก	อลูมิเนียม	503	304.94	204.15
กลไกล่าง	7075			
เพลานอก	Beryllium Copper	1140	663.46	565.89
เพลานใน	เหล็ก SCM440	1205	436.04	298.89

6.3.7 การทดสอบความแข็งแรงสูงสุดของกลไกข้อเข้าเทียม

ทดสอบความแข็งแรงสูงสุด (ultimate strength) คือ ใส่แรงสถิติสูงสุดเพียงครั้งเดียวโดยที่กลไกยังสามารถทนทานได้แต่ไม่สามารถใช้งานต่อได้ ซึ่งดูจากตารางที่ 6. 7 พบว่าไม่มีชิ้นส่วนใดที่มีค่า Von mises stress มากกว่าค่า Yield strength ของวัสดุชิ้นส่วนนั้น ดังนั้นจึงส่งผลให้การออกแบบกลไกข้อเข้าผ่านการทดสอบความแข็งแรงแบบความแข็งแรงสูงสุดตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328



รูปที่ 6. 33 ผลการทดสอบความแข็งแรงสูงสุดในท่า Heel strike



รูปที่ 6. 34 ผลการทดสอบความแข็งแรงสูงสุดในท่า Toe off

ตารางที่ 6. 7 ผลการทดสอบความแข็งแรงสูงสุด

	วัสดุ	Yield strength (MPa)	Heel strike ที่แรง 3098 N Von mises stress (MPa)	Toe off ที่แรง 2717 N Von mises stress (MPa)
ชิ้นส่วนหลัก กลไกบน	อลูมิเนียม 7075	503	210.11	151.84
ชิ้นส่วนหลัก กลไกล่าง	อลูมิเนียม 7075	503	473.97	368.28
เพลานอก	Beryllium Copper	1140	1000.90	864.23
เพลานใน	เหล็ก SCM440	1205	670.93	453.29

บทที่ 7

สรุปผลงานวิจัย และข้อเสนอแนะ

7.1 สรุปผลงานวิจัย

งานวิจัยนี้ทำการออกแบบกลไกข้อเข้าเทียมสำหรับผู้พิการขาขาดเหนือหัวเข่าชนิดกลไกเพียงอย่างเดียว โดยใช้กลไกหลักเพียง 2 ชิ้น แล้วสามารถงอได้เหมือนธรรมชาติในช่วง Stance phase โดยใช้วิธีที่กลไกสามารถหมุนได้ 2 ทิศทาง คือตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกา แต่กลไกเกิดการงอมาทางเดียวกันคือการพองอแบบเขาคอนปกติมาทางด้านหลังลำตัว โดยการออกแบบกลไก 4 ข้อต่อให้พองอแต่ละแบบจากการออกแบบจุดหมุน ICZV ของกลไกให้สัมพันธ์กับทิศทางของแรงจาก GRF จากนั้นทำการแปลงกลไก 4 ข้อต่อ ให้เป็นกลไกแบบ Slot จนเหลือกลไกหลักเพียง 2 ชิ้น

ซึ่งขณะเดินกลไกสามารถงอได้ในท่า Stance flexion สูงสุดที่ 9.29 องศา ซึ่งใกล้เคียงกับ 10 องศาตามที่ได้ออกแบบไว้ หลังจากนั้นกลไกก็กลับมาตรงที่ 0 องศา ก่อนจะเข้า Swing phase ต่อไป ซึ่งขณะที่กลไกอยู่ในท่า Stance flexion กลไกจะมีเสถียรภาพในการเดินมากเนื่องจากกลไกจะไม่สามารถพองอมาทางกลไก Swing flexion ได้จนผู้พิการจะเกิดการล้ม

นอกจากนี้ยังทำการออกแบบเพื่อปรับปรุงกลไกในส่วนของเพลลาที่เคลื่อนที่บนร่อง Slot เพื่อให้ผ่านการทดสอบความแข็งแรงตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328 ที่ระดับการใช้งาน P4 เพื่อให้ผู้พิการที่น้ำหนักไม่เกิน 80 กิโลกรัม สามารถใช้กลไกข้อเข้าได้อย่างปลอดภัย

7.2 ข้อเสนอแนะ

เนื่องจากการออกแบบเป็นแบบ Slot joint ที่ให้ขนาดของกลไกมีขนาดใหญ่เนื่องจากร่องของ Slot เป็นการแปลงมาจากระยะทางการเคลื่อนที่ของข้อต่อของกลไก 4 ข้อต่อ ทำให้กลไกชิ้นล่างมีขนาดใหญ่เท่ากับขนาดของร่อง Slot

การออกแบบกลไกแบบ Slot โดยทำให้ร่องของ Slot ที่อันบนและอันล่างไม่ตัดกัน ทำให้ขนาดของกลไกออกมาใหญ่เนื่องจากต้องออกแบบให้ Slot ทั้ง 2 อันหลบกับ วิธีแก้ไขคือออกแบบให้ Slot ตัดกัน หรือไม่ก็กลับไปใช้การออกแบบชนิด 4 ข้อต่อ

สปริง Stance flexion ปรับค่าแรงตอนเริ่มต้นด้วยการที่ต้องถอดกลไกทั้งหมดก่อนเพื่อปรับค่าของสปริงซึ่งมีความยากลำบากมาก วิธีแก้ไขคือต้องออกแบบวิธีการปรับค่าแรงตอนแรกใหม่

ในส่วนของการทดสอบ ISO 10328 เป็นการทดสอบด้วยการ Simulation เท่านั้นยังไม่ได้ทำการทดสอบจริง ดังนั้นในอนาคตภายหลังจากที่มีการปรับปรุงและแก้ไขข้อผิดพลาดจะทำการทดสอบความแข็งแรง ISO 10328 กับชิ้นงานจริง

รายการอ้างอิง

- [1] M. W. Whittle, *Gait analysis: an introduction*: Butterworth-Heinemann, 2014.
- [2] D. C. Kerrigan, M. K. Todd, U. Della Croce, L. A. Lipsitz, and J. J. Collins, "Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 79, no. 3, pp. 317-322, 1998.
- [3] C. Hayot, S. Sakka, and P. Lacouture, "Contribution of the six major gait determinants on the vertical center of mass trajectory and the vertical ground reaction force," *Human movement science*, vol. 32, no. 2, pp. 279-289, 2013.
- [4] D. A. Winter, "Knee flexion during stance as a determinant of inefficient walking," *Physical therapy*, vol. 63, no. 3, pp. 331-333, 1983.
- [5] U. Della Croce, P. O. Riley, J. L. Lelas, and D. C. Kerrigan, "A refined view of the determinants of gait," *Gait & posture*, vol. 14, no. 2, pp. 79-84, 2001.
- [6] F. Kheiri, "Evaluation of Above-Knee Amputees while Walking with Nabtesco Knee Joint," 2016.
- [7] Y. S. Narang, "Identification of design requirements for a high-performance, low-cost, passive prosthetic knee through user analysis and dynamic simulation," Massachusetts Institute of Technology, 2013.
- [8] V. M. Arelekatti, "Design and Preliminary Field Validation of a Fully Passive Prosthetic Knee Mechanism for Users with Transfemoral Amputation in India."
- [9] J. Andrysek, "Lower-limb prosthetic technologies in the developing world: a review of literature from 1994–2010," *Prosthetics and orthotics international*, vol. 34, no. 4, pp. 378-398, 2010.
- [10] C. W. Radcliffe, and M. Deg, "Biomechanics of Knee Stability Control. with Four-Bar Prosthetic Knees."
- [11] C. W. Radcliffe, "The Knud Jansen lecture: above-knee prosthetics," *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 1, no. 3, pp. 146-160, 1977.
- [12] J. W. Sensinger, N. Intawachirarat, and S. A. Gard, "Contribution of prosthetic knee and ankle mechanisms to swing-phase foot clearance," *IEEE*

- Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 21, no. 1, pp. 74-80, 2013.
- [13] S. A. Gard, D. S. Childress, and J. E. Uellendahl, "The influence of four-bar linkage knees on prosthetic swing-phase floor clearance," *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, vol. 8, no. 2, pp. 34-40, 1996.
- [14] M. P. Murray, S. B. Sepic, G. M. Gardner, and L. A. Mollinger, "Gait patterns of above-knee amputees using constant-friction knee components," *Bulletin of prosthetics Research*, vol. 10, pp. 35, 1980.
- [15] S. Blumentritt, H. W. Scherer, U. Wellershaws, and J. W. Michael, "Design Principles, Biomechanical Data and Clinical Experience with a Polycentric Knee Offering Controlled Stance Phase Knee Flexion: A Preliminary Report," *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, vol. 9, no. 1, pp. 18-24, 1997.
- [16] D. Jin, R. Zhang, H. Dimo, R. Wang, and J. Zhang, "Kinematic and dynamic performance of prosthetic knee joint using six-bar mechanism," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 40, no. 1, pp. 39, 2003.
- [17] N. Ghaemi, M. Dardel, M. H. Ghasemi, and H. Zohoor, "Optimization of six bar knee linkage for stability of knee prosthesis," *Majlesi Journal of Mechatronic Systems*, vol. 1, no. 4, 2013.
- [18] Ossur. "Total Knee 2100," <https://www.ossur.asia/prosthetic-solutions/products/all-products/knees-and-legs/total-knee-2100>.
- [19] H. Fu, X. Zhang, X. Wang, R. Yang, J. Li, L. Wang, N. Zhang, G. Li, T. Liu, and B. Fan, "A novel prosthetic knee joint with a parallel spring and damping mechanism," *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 13, no. 4, pp. 1729881416658174, 2016.
- [20] SPS. "KNEE AND HIP JOINTS," <https://www.spsco.com/media/wysiwyg/Prosthetic-Catalog/3.Knees.pdf>.
- [21] "Planes of the body," <http://theapstudent.blogspot.com/2012/09/planes-of-body.html>.
- [22] "The Knee and Lower Leg," <http://www.militarydisabilitymadeeasy.com/kneeandleg.html>.

- [23] "Anatomical Terms Related to Movement of the Body,"
<http://www.getmededu.com/anatomical-terms-related-to-movement-of-the-body.html>.
- [24] "Front Levers and Climbing,"
<http://www.selfcoachedclimber.com/2012/09/front-levers-and-climbing/>.
- [25] "Physical Examination: Gait," <http://epomedicine.com/clinical-medicine/physical-examination-gait/>.
- [26] J. Sharma. "Gait," <https://www.slideshare.net/JayantSharma3/gait-26497929>.
- [27] "Ground Reaction Vector,"
<http://www.clinicalgaitanalysis.com/courses/be522/grv/>.
- [28] C. Radcliffe, "Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: kinematics, alignment and prescription criteria," *Prosthetics and orthotics international*, vol. 18, no. 3, pp. 159-173, 1994.
- [29] c. ratanasumawong. "Engineering Mechanics 1,"
http://pioneer.netserv.chula.ac.th/~rchanat/2103213%20MechI/dynamics_total_20100610.pdf.
- [30] "Above Knee Prostheses,"
<http://jdeorthotistandprosthetist.co.za/prosthesis/lower-extremity-prostheses/above-knee-prosthesis>.
- [31] "3R60 Family of products,"
<https://professionals.ottobockus.com/media/pdf/646D840-EN-01-1408w.pdf>.
- [32] "Total knee 2100," <https://www.ossur.com/prosthetic-solutions/products/all-products/knees-and-legs/total-knee-2100>.
- [33] "NK6 six-bar hydraulic knee," <http://slideplayer.com/slide/7652102/>.

ภาคผนวก

ระดับระนาบอ้างอิง	การรวมโดยทั่วไปของความยาวแต่ละส่วนของตัวอย่างทดสอบ		
	A	B	C
u_T	-	-	-
	$(u_T - u_K) = 150^a$	$(u_T - u_K) = 150^a$	
u_K	-	-	$(u_T - u_A) = 570$
	$(u_K - u_A) = 420$		
u_A	-	$(u_K - u_B) = 500$	-
	$(u_A - u_B) = 80$		$(u_A - u_B) = 80$
u_B	-	-	-
ความยาวรวม $(u_T - u_B)^{nb}$	650	650	650

ตารางที่ ก.1 ในกรอบที่วงไว้สำหรับติดตั้งกลไกข้อเข้าแบบรวมทุกชิ้นส่วน แสดงระยะแรงที่ห่างจากจุดศูนย์กลางเข้าในแนวแกน u จากรูปที่ 6.6 โดยระยะ 150 คือระยะแรงที่อยู่ด้านบนของจุดศูนย์กลางเข้า และ 500 คือระยะที่แรงอยู่ด้านล่างของจุดศูนย์กลางเข้า

ระนาบอ้างอิง	ทิศทาง และ ตำแหน่ง ^b	ระยะขดเชย ^a					
		ค่าในหน่วย mm					
		ภาวการณ์ป้อนการทดสอบ					
		ระดับการป้อนการทดสอบ P5		ระดับการป้อนการทดสอบ P4		ระดับการป้อนการทดสอบ P3	
		I	II	I	II	I	II
ด้านบน ^c	f_T	82	55	89	51	81	51
	o_T	-79	-40	-74	-44	-85	-49
ข้อเข้า	f_K	52	72	56	68	49	68
	o_K	-50	-35	-48	-39	-57	-43
ข้อเท้า	f_A	-32	120	-35	115	-41	115
	o_A	30	-22	25	-24	24	-26
ด้านล่าง ^c	f_B	-48	129	-52	124	-58	124
	o_B	45	-19	39	-22	39	-23

ตารางที่ ก.2 เป็นระยะใส่แรงที่กำหนดสำหรับการทดสอบในแนวแกน f และ o โดยดูที่ระยะบนสุดและล่างสุดเนื่องจากจะทำการใส่แรงที่จุดดังกล่าวจากแกน u ที่กำหนดไว้ในตารางที่ 6.1 สำหรับโหนด P4 โดยมีทิศทางของแรงแบบ I คือ Heel strike และ II คือ Toe off

ขั้นตอนและภาวะทดสอบ			หน่วย	ระดับ (Px) และภาวะการเปลี่ยนภาวะทดสอบ (I, II)					
				P5		P4		P3	
				I	II	I	II	I	II
ขั้นตอนการทดสอบสถิตและวัฏจักร	แรงทดสอบเสถียร	F_{stab}	N	50					
	แรงทดสอบเข้าที่	F_{set}	N	1 024	920	944	828	736	638
ขั้นตอนการทดสอบสถิต	แรงทดสอบพิสูจน์	F_{sp}	N	2 240	2 013	2 065	1 811	1 610	1 395
	แรงทดสอบสถิตสูงสุด	$F_{su, lower level}$	N	3 360	3 019	3 098	2 717	2 415	2 092
		$F_{su, upper level}$	N	4 480	4 025	4 130	3 623	3 220	2 790
ขั้นตอนการทดสอบวัฏจักร	แรงทดสอบต่ำสุด	F_{cmin}	N	50					
	พิสัยวัฏจักร	F_{cr}	N	1 280	1 150	1 180	1 035	920	797
	แรงทดสอบสูงสุด	$F_{cmax} = F_{cmin} + F_{cr}$	N	1 330	1 200	1 230	1 085	970	847
			N						
	แรงทดสอบเฉลี่ย	$F_{cmean} = 0.5(F_{cmin} + F_{cmax})$	N	690	625	640	568	510	449
	ขนาดวัฏจักร	$F_{ca} = 0.5 F_{cr}$	N	640	575	590	518	460	399
	แรงทดสอบสถิตสุดท้าย	$F_{fin} = F_{sp}$	N	2 240	2 013	2 065	1 811	1 610	1 395
จำนวนวัฏจักรที่กำหนด		I	3×10^6						

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ ก.3 เป็นตารางแสดงแรงที่ใช้ในการทดสอบความแข็งแรงตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328 โดยงานวิจัยนี้จะใช้แรงในระดับ P4 ซึ่งเหมาะแก่ผู้พิการที่น้ำหนักไม่เกิน 80 กิโลกรัม

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

ข้าพเจ้า นายสันติภาพ เพ็งสงเคราะห์ เกิดวันที่ 31 กรกฎาคม พ.ศ.2536 จังหวัด กรุงเทพมหานคร สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปีการศึกษา 2558 และได้เข้าศึกษาต่อในระดับมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2559

