

การออกแบบและผลิตทำเทียมแบบไดนามิคสำหรับผู้พิการขาตในระดับกิจกรรมปานกลาง

นายคณพงษ์ บุตรทองคำ



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)

เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)

สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล

are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2560

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Design and manufacturing of dynamic prosthetic foot for amputee with moderate activity

Mr. Danupong Buttongkum



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

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



ดุษฎีบัณฑิตกิตติมศักดิ์ : การออกแบบและผลิตเท้าเทียมแบบไดนามิกสำหรับผู้พิการขาขาดในระดับกิจกรรมปานกลาง (Design and manufacturing of dynamic prosthetic foot for amputee with moderate activity) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ผศ. ดร. ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: ผศ. ดร. ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ, 4 หน้า.

ในปัจจุบัน ประเทศไทยมีผู้พิการขาขาดจำนวนมากและมีแนวโน้มที่จะเพิ่มจำนวนขึ้นอย่างต่อเนื่องในทุกๆ ปี หากแบ่งตามช่วงอายุของผู้พิการจะพบว่าผู้พิการขาขาดในกลุ่มวัยรุ่นถึงวัยกลางคนในช่วงอายุ 15 ถึง 44 ปี ประมาณร้อยละ 39 ของผู้พิการขาขาดทั้งหมด ซึ่งมีจำนวนมากกว่าช่วงอายุอื่นๆ ผู้พิการในกลุ่มนี้จะถูกจัดอยู่ในระดับกิจกรรมปานกลางหรือ K2-K3 ซึ่งทำซ้ำที่ยังเหลืออยู่ของผู้พิการในกลุ่มนี้สามารถปลดปล่อยพลังงานในการติดตัวไปข้างหน้าได้เพียงพอต่อการเดินด้วยความเร็วเท่ากับคนปกติ อีกทั้งยังสามารถเคลื่อนไหวได้ดีทั้งในระนาบด้านหน้าและด้านข้าง จึงสามารถเดินบนพื้นที่มีความขรุขระหรือต่างระดับได้เป็นอย่างดี แต่ทว่าผู้พิการในกลุ่มนี้ยังคงใช้เท้าเทียมที่มีบริจาดในประเทศซึ่งมีข้อเท้าแข็งเกร็ง ไม่สามารถงอและปลดปล่อยพลังงานในการติดตัวได้เหมือนเท้าคนปกติ งานวิจัยนี้จึงมีเป้าหมายที่จะออกแบบและผลิตเท้าเทียมแบบไดนามิกสำหรับผู้พิการขาขาดในระดับกิจกรรมปานกลาง ซึ่งสามารถเก็บสะสมพลังงานในจังหวะติดตัวได้อย่างเหมาะสม และเคลื่อนไหวได้ดีทั้งในระนาบด้านข้างและด้านหน้า โครงสร้างเท้าเทียมถูกออกแบบโดยใช้วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อวิเคราะห์การเก็บสะสมพลังงานและการเคลื่อนไหวให้เหมาะสมกับการใช้งานของผู้พิการในระดับกิจกรรมปานกลางและวิเคราะห์ความแข็งแรงตามแนวทางมาตรฐานสากล ISO10328 โดยจะออกแบบให้มีพลังงานที่เก็บสะสมมากกว่าเท้าเทียมในท้องตลาดเล็กน้อยเพื่อให้พลังงานที่ปลดปล่อยสูงกว่าและใกล้เคียงกับคนปกติ ใช้แนวคิดการออกแบบแบบผ่าครึ่งซีกที่สั้นเท้าและเข่ารองที่ปลายเท้าช่วยให้เคลื่อนไหวได้ในระนาบด้านหน้า โครงสร้างหลักของเท้าเทียมทำจากวัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์มีความแข็งแรงสูงและน้ำหนักเบา ซึ่งผลิตโดยใช้วิธีการอบขึ้นรูปแบบสุญญากาศที่ควบคุมความดันและอุณหภูมิ เท้าเทียมต้นแบบได้รับการทดสอบการทำงานและทดสอบการเก็บสะสมและปลดปล่อยพลังงานของเท้าเทียมด้วยวิธีการทดสอบทางกลพบว่าสามารถเก็บพลังงานปลดปล่อยพลังงานได้ 0.167 และ 0.137 J/kg ตามลำดับและมีมุมงอเท้าในทิศองศา, งอขึ้น และพลิกด้านข้างของสันและปลายเท้าเป็นมุม 8.96 องศา, 16.98 องศา, 5.72 องศา และ 7.1 องศาตามลำดับ ซึ่งเหมาะสมกับการใช้งานของผู้พิการขาขาดในระดับกิจกรรมปานกลาง อีกทั้งยังผ่านการทดสอบความแข็งแรงตามแนวทางมาตรฐานสากล ISO 10328:2006

ภาควิชา วิศวกรรมเครื่องกล

ลายมือชื่อนิติ -----

สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก -----

ปีการศึกษา 2560

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม -----

## 5870151721 : MAJOR MECHANICAL ENGINEERING

KEYWORDS: DYNAMIC PROSTHETIC FOOT / ENERGY STORAGE / ENERGY RELEASE

DANUPONG BUTTONGKUM: Design and manufacturing of dynamic prosthetic foot for amputee with moderate activity. ADVISOR: ASST. PROF. CHANYAPHAN VIRULSRI, Ph.D., CO-ADVISOR: ASST. PROF. PAIRAT TANGPORNPRASERT, 4 pp.

Nowadays, Thailand has a large number of leg amputees which increase continuously every year. More than 38% of leg amputees are the moderate activity amputees, whose ages are between 15 and 44 years old. The residue ankle-foot of these amputees has ability to release sufficient energy during push off for contributing normal walking speed of non-amputee. Also, it moves well along sagittal and frontal plane that is adaptable to uneven or incline surface. Nevertheless, these amputees still use a solid ankle foot that could not move and generate push off energy. Therefore, our research objective is to design and manufacturing of dynamic prosthetic foot for leg amputee with moderate activity. It must be able to store appropriate energy during push off and provide stable movement along sagittal and frontal plane. We employed finite element analysis (FEA) to implement function of the prosthetic including the energy storage and movement and to verify its strength by following ISO 10328:2006. We designed the energy storage to get slightly higher than commercial prosthetic foot for providing higher energy release that approach to the residue foot. The heel and forefoot were modeled with split and slit concept respectively for providing movement along frontal plane. These components were made by carbon fiber composite which was lightweight and high strength. The carbon fiber component was fabricated by vacuum and curing process with control temperature and pressure. The other component was manufactured by machining process. The prosthetic prototype was evaluated the energy storage & release and the movement during walking by mechanical testing method. We found that it was able to store and release energy of 0.167 and 0.137 J/kg energy during push off respectively. And its movement along sagittal and frontal plane was 8.96° of plantarflexion, 16.98° of dorsiflexion, 5.72° and 7.1° of inversion/eversion at heel and forefoot, respectively. Its function was suitable for amputee with moderate activity. Also, it passed the strength verification by following ISO 10328:2006.

Department: Mechanical Engineering

Student's Signature .....

Field of Study: Mechanical Engineering

Advisor's Signature .....

Academic Year: 2017

Co-Advisor's Signature .....

## กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ ผศ.ดร.ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี และ ผศ.ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ทั้งสองท่านที่ได้ให้คำปรึกษาและการสนับสนุนในการทำงานวิจัยนี้จนสำเร็จ ขอขอบคุณที่ท่านทั้งสองได้อบรมสั่งสอนข้าพเจ้าทั้งในด้านวิชาความรู้และจริยธรรมซึ่งเป็นประโยชน์อย่างยิ่งในการทำงานและการดำเนินชีวิตในอนาคต ขอขอบคุณคณาจารย์ภาควิชาวิศวกรรมเครื่อง คณะวิศวกรรมศาสตร์ทุกๆ ท่านที่ได้ให้ความรู้ทางวิชาการแก่ข้าพเจ้า ขอขอบคุณรุ่นพี่ เพื่อนๆ และรุ่นน้องทุกๆ คน ที่ได้มีส่วนร่วม และได้ให้ความช่วยเหลือในงานวิจัยนี้ สุดท้ายขอขอบคุณภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ได้ให้การสนับสนุนการศึกษา และเป็นสถานที่ทำวิจัยในครั้งนี้จนสำเร็จไปได้ด้วยดี ข้าพเจ้าหวังว่างานวิจัยนี้จะเป็นประโยชน์ต่อทางมหาวิทยาลัย และเป็นส่วนหนึ่งที่สำคัญในการพัฒนาประเทศไทยในด้านวิชาการและการช่วยเหลือผู้พิการชาชาติ



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

## สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย .....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ .....	ช
สารบัญรูป .....	ฎ
สารบัญตาราง.....	ด
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย .....	1
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย.....	1
1.4 ประโยชน์คาดว่าจะได้รับ.....	2
1.5 ขั้นตอนในการทำงานวิจัยโดยสรุป.....	2
บทที่ 2 ปรีทัศน์วรรณกรรม .....	3
2.1 กายวิภาคศาสตร์และชีวกลศาสตร์ของเท้า (Anatomy and biomechanics of human foot and ankle) .....	3
2.1.1 กายวิภาคศาสตร์ของเท้า (Anatomy of human foot and ankle) .....	3
2.1.2 ขอบเขตการเคลื่อนที่ของเท้า (Range of motion of Foot-Ankle) .....	4
2.1.3 การหน้าที่และทำงานของกล้ามเนื้อบริเวณข้อเท้า (Ankle muscle and muscle activity).....	5
2.1.3 วัฏจักรการเดิน (Gait cycle) และพลศาสตร์ของเท้า (Dynamic of Foot-Ankle) ....	7
2.1.4 พลังงานและกำลังของรวมของเท้าและข้อเท้าและข้อเท้าของคนปกติ (Energy and Power of combined Foot-Ankle for non-amputees) .....	12

2.2 ผู้พิการขาข้างล่าง (Lower limb amputees) .....	15
2.3 เท้าเทียมสำหรับผู้พิการขาขาดได้เข้า (Prosthetic foot for Transtibial).....	16
2.3.1 เท้าเทียมชนิดต่างๆ (Classification of Prosthetic feet) .....	16
2.3.2 ระดับกิจกรรมของผู้พิการขาขาด และเท้าเทียมที่เหมาะสม (Activity level of Lower limb amputations and suitable prosthetic foot) .....	17
2.3.3 เท้าเทียมแบบไดนามิก (Dynamic response prosthetic feet) .....	18
2.3.4 ฟังก์ชันการทำงานพิเศษของเท้าเทียมไดนามิกแบบต่างๆ (Function of Dynamic response feet).....	21
2.3.5 รูปทรงของเท้าเทียมที่มีจำหน่ายในท้องตลาด (Shape of commercial prosthetic feet) .....	23
2.4 การทดสอบทางกลเพื่อหาค่าพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยของเท้าเทียม (Mechanical test for Evaluation energy storage and release in Prosthetic feet) ..	25
2.5 มาตรฐานการทดสอบแยกส่วนสำหรับเท้าเทียมแบบมีข้อเท้า (Separation Foot-Ankle test) .....	26
บทที่ 3 แนวคิดในการออกแบบ การออกแบบเบื้องต้น และการออกแบบเชิงรายละเอียด สำหรับเท้าเทียม .....	29
3.1 แนวคิดในการออกแบบ (Conceptual design) .....	29
3.1.1 แนวคิดหลักในการออกแบบ (Conceptual) .....	29
3.1.1.1 ความเรียบง่ายและความเป็นเอกลักษณ์ (Simple and Unique design).....	29
3.1.1.2 ความเหมาะสมกับผู้พิการในระดับกิจกรรมปานกลาง (Suitable for moderate amputees).....	29
3.1.1.3 ความแข็งแรงทนทาน (Durability) .....	30
3.1.2 ข้อกำหนดในการออกแบบ (Design specification) .....	30



3.2 การออกแบบเบื้องต้น.....	31
3.2.1 การออกแบบรูปทรงของเท้าเทียม .....	31
3.2.1 การออกแบบการทำงานเบื้องต้นของเท้าเทียมในระนาบด้านข้าง (Sagittal plane function of prosthetic foot) .....	32
3.2.2 การออกแบบการทำงานเบื้องต้นของเท้าเทียมในระนาบด้านหน้า (Frontal plane function of prosthetic foot) .....	34
3.3 การออกแบบเชิงรายละเอียด (Detailed design).....	35
3.3.1 การเลือกวัสดุสำหรับใช้ทำเท้าเทียม (Material selection).....	35
3.3.2 การสร้างโมเดลสามมิติด้วยโปรแกรม CATIA (Computer aided design by using CATIA).....	37
3.3.3 การหาค่าความหนาที่เหมาะสมของเท้าเทียมด้วยวิธีลองผิดลองถูก (Trial and error for thickness).....	38
3.3.4 การทดสอบความแข็งแรงของโครงสร้างเท้าเทียมตามแนวมาตรฐาน ISO 10328 ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ .....	45
บทที่ 4 การผลิตเท้าเทียมต้นแบบ.....	50
4.1 การออกแบบและผลิตแม่พิมพ์สำหรับขึ้นรูปวัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์ (Mold design for fabricating carbon fiber composite).....	50
4.2 การขึ้นรูปวัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์ (Fabrication of Carbon fiber composite).....	53
บทที่ 5 การทดสอบการทำงานของเท้าเทียมต้นแบบ .....	59
5.1 การออกแบบและผลิตอุปกรณ์จับยึดเท้าเทียมต้นแบบสำหรับทดสอบความแข็งแรงแบบสถิต ...	59
5.2 การทดสอบทางกลเพื่อหามุมงอ และค่าของพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยของเท้าเทียม .....	63
5.3 ขั้นตอนการทดสอบ .....	63
5.4 การวิเคราะห์ข้อมูลจากการทดสอบทางกล.....	67

5.4.1 การวิเคราะห์เพื่อหาค่าพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยในเท้าเทียมต้นแบบ ในช่วงจังหวะ push off.....	67
5.4.2 การวิเคราะห์เพื่อหาค่าการงอของเท้าเทียมต้นแบบ .....	69
บทที่ 6 การทดสอบความแข็งแรงของเท้าเทียมต้นแบบทางกลตามมาตรฐานสากล ISO10328. 74	
6.1 ขั้นตอนการทดสอบความแข็งแรงแบบวัฏจักร (Cyclic test).....	74
6.2 ขั้นตอนการทดสอบความแข็งแรงแบบสถิต (Static test) .....	76
บทที่ 7 การทดสอบทางคลินิกเบื้องต้น.....	79
รายการอ้างอิง.....	84
ภาคผนวก ก ผลการทดสอบความแข็งแรงของเท้าเทียมแบบวัฏจักร .....	89
ภาคผนวก ข การออกแบบเพื่อปรับปรุงและแก้ไขการทำงานของเท้าเทียม ให้เหมาะกับการใช้ งานของผู้พิการขาขาดในระดับกิจกรรม K2.....	92
ข.1 การวิเคราะห์เพื่อปรับปรุงต้นแบบ .....	92
ข.2 แนวคิดในการออกแบบเพื่อปรับปรุงต้นแบบ .....	93
ข.3 การออกแบบเบื้องต้นเพื่อปรับปรุงต้นแบบ .....	94
ข.4 การออกแบบเชิงรายละเอียดเพื่อปรับปรุงต้นแบบ.....	96
ข.5 การผลิตต้นแบบปรับปรุง .....	106
ภาคผนวก ค การทดสอบการทำงานของเท้าเทียมต้นแบบปรับปรุง .....	108
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์ .....	114

## สารบัญรูป

รูปที่ 2.1 กระดูกและข้อต่อของอวัยวะข้อมือ.....	4
รูปที่ 2.2 ระนาบการเคลื่อนที่ของเท้าและข้อเท้า .....	4
รูปที่ 2.3 การหมุนเท้าใน (ก) ระนาบด้านข้างและ (ข) ระนาบด้านหน้า.....	5
รูปที่ 2.4 ลักษณะการทำงานของกล้ามเนื้อ[6].....	6
รูปที่ 2.5 ตำแหน่งของกล้ามเนื้อต่างๆ บริเวณปลายขา.....	7
รูปที่ 2.6 แรงปฏิกิริยาจากพื้น (ก) ในแนวตั้ง (ข) ในแนวหน้า-หลังที่ฝ่าเท้า [8].....	10
รูปที่ 2.7 ศูนย์กลางของแรงปฏิกิริยาจากพื้นบนฝ่าเท้าตลอดวัฏจักรการเดิน[10].....	10
รูปที่ 2.8 วัฏจักรการเดิน.....	10
รูปที่ 2.9 การงอเท้าในระนาบด้านข้างตลอดวัฏจักรการเดิน[8].....	11
รูปที่ 2.10 โมเมนต์ของข้อเท้าในระนาบด้านข้างตลอดวัฏจักรการเดิน[8] .....	11
รูปที่ 2.11 มุมงอข้อเท้าในระนาบด้านหน้าขณะเดินบนพื้นราบเรียบ[8].....	12
รูปที่ 2.12 มุมงอข้อเท้าในระนาบด้านหน้าขณะเดินบนเตียงข้างเป็นมุม $0, \pm 10^{\circ}$ และ $\pm 20^{\circ}$ [11].....	12
รูปที่ 2.13 ระบบกำลังรวมของเท้าและข้อเท้า .....	13
รูปที่ 2.14 กำลังของ (ก) ข้อเท้า และ (ข) ปลายเท้า ของคนปกติขณะเดินด้วยความเร็วต่างๆ ....	14
รูปที่ 2.15 กำลังของข้อเท้าของคนปกติขณะเดินด้วยความเร็วต่างๆ .....	14
รูปที่ 2.16 พลังงานของข้อเท้า, ปลายเท้า และรวมเท้าและข้อเท้า ประกอบได้ด้วย (ก) พลังงานที่สร้างขึ้นและ (ข) พลังงานที่ดูดกลืน.....	14
รูปที่ 2.17 การจำแนกผู้พิการตามตำแหน่งที่ตัดขา.....	16
รูปที่ 2.18 เท้าเทียมชนิดต่างๆ ที่มีขายในท้องตลาด ได้แก่ (ก) SACH foot (ข) Single axis foot (ค) Multi axis foot และ (ง) Dynamic response foot .....	17
รูปที่ 2.19 การทำงานของเท้าเทียมในวัฏจักรการเดิน[16].....	20

รูปที่ 2.20	กำลังของเท้าเทียมที่สามารถเก็บสะสมและปลดปล่อย[16] .....	20
รูปที่ 2.21	เท้าเทียมที่มีจำหน่ายในท้องตลาดซึ่งมีฟังก์ชันพิเศษ ได้แก่ (ก) Artificial ankle[21] (ข) Vertical shock absorber[22] (ค) Split design[23] และ (ง) Multi-axis[24].....	22
รูปที่ 2.22	รูปทรงต่างๆ ของเท้าเทียมที่มีจำหน่ายตามท้องตลาด ได้แก่ รูปทรงแบบ (ก) Traditional[25] (ข) Low profile shape[26] (ค) Individual heel and forefoot[27] (ง) C- shape[28] และ (จ) Runner shape[29] .....	24
รูปที่ 2.23	การติดตั้งเท้าเทียมบนเครื่องทดสอบอเนกประสงค์และตำแหน่งการป้อนภาระที่ (ก) ตำแหน่งการป้อนภาระสันเท้า และ (ข) ตำแหน่งการป้อนภาระปลายเท้า[30] .....	26
รูปที่ 2.24	การติดตั้งเท้าเทียมสำหรับการทดสอบความแข็งแรงมาตรฐาน ISO10328 .....	27
รูปที่ 2.25	ลักษณะการป้อนภาระทดสอบแบบฟังก์ชันคาบที่ สันเท้า(เส้นเต็ม) และปลายเท้า (เส้นประ) สำหรับการทดสอบแบบวัฏจักร .....	28
รูปที่ 3.1	การออกแบบรูปทรงของเท้าเทียมต้นแบบ .....	31
รูปที่ 3.2	free body diagram ของการรับ GRF ของเท้าเทียมบริเวณสันเท้า.....	32
รูปที่ 3.3	free body diagram การรับ GRF บริเวณปลายเท้า.....	33
รูปที่ 3.4	การเปลี่ยนแปลงความหนาของโครงสร้างเท้าเทียม.....	33
รูปที่ 3.5	หลักการบิดงอตัวของคาน.....	34
รูปที่ 3.6	Conceptual design ของเท้าเทียมต้นแบบ .....	35
รูปที่ 3.7	ผ้าคาร์บอนไฟเบอร์แบบ (ก) ทิศทางเดียว(Unidirectional) และ (ข) ใยสาน(Woven)..	36
รูปที่ 3.8	การออกแบบเบื้องต้นของเท้าเทียม (ก) อ้างอิงตามขนาดเท้าคนจริง (ข) อัตราส่วน ความกว้างยาว.....	37
รูปที่ 3.9	การออกแบบสันเท้าและปลายเท้าแบบ (ก) ผ่าครึ่งซีก(split) และ (ข) เสาะร่อง slit) ....	38
รูปที่ 3.10	เงื่อนไขของเขตของการวิเคราะห์ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ ในจังหวะ (ก) load response และ (ข) heel off.....	39
รูปที่ 3.11	ตำแหน่งรวมแรง GRF ในจังหวะเท้าสัมผัสพื้นในกรณี (ก) GRF จากการเดินปกติ และ (ข) GRF เลื่อนออกจากระนาบด้านข้าง .....	40

รูปที่ 3.12 การคำนวณมุม plantarflexion และ dorsiflexion ของ heel และ forefoot.....	40
รูปที่ 3.13 การคำนวณมุม eversion หรือ inversion ของ heel และ forefoot.....	41
รูปที่ 3.14 การเสียรูปของ heel ในจังหวะ load response .....	42
รูปที่ 3.15 Von mises stress ของ heel ในจังหวะ load response .....	42
รูปที่ 3.16 การเสียรูปของ heel ในจังหวะ load response เมื่อ GRF เลื่อนออกจากแนวกลาง...	42
รูปที่ 3.17 Von mises stress ของ heel ในจังหวะ load response เมื่อ GRF เลื่อนออกจาก แนวกลาง.....	43
รูปที่ 3.18 การเสียรูปรวมของ forefoot ในจังหวะ heel off.....	43
รูปที่ 3.19 Von mises stress ของ forefoot ในจังหวะ heel off.....	44
รูปที่ 3.20 การเสียรูปของ forefoot ในจังหวะ heel off เมื่อ GRF เลื่อนออกจากแนวกลาง .....	44
รูปที่ 3.21 Von mises stress ของ forefoot ในจังหวะ heel off เมื่อ GRF เลื่อนออกจากแนว กลาง.....	44
รูปที่ 3.22 เงื่อนไขขอบเขตของการทดสอบความแข็งแรงทั้งแบบสถิตและวัฏจักร ซึ่งแต่ละ แบบมีการบ่อนการะที่ตำแหน่ง (ก) ส้นเท้า และ (ข) ปลายเท้า .....	46
รูปที่ 3.23 ตัวหยุดการเสียรูปของ heel และ forefoot .....	46
รูปที่ 3.24 von mises stress ของ forefoot เมื่อรับภาระการทดสอบแบบสถิต ระดับ P4 .....	47
รูปที่ 3.25 von mises stress ของ heel เมื่อรับภาระการทดสอบแบบสถิต ระดับ P4.....	47
รูปที่ 3.26 von mises stress ของ forefoot เมื่อรับภาระการทดสอบแบบวัฏจักร ระดับ P4.....	48
รูปที่ 3.27 von mises stress ของ heel เมื่อรับภาระการทดสอบแบบวัฏจักร ระดับ P4 .....	48
รูปที่ 4.1 แม่พิมพ์สำหรับขึ้นรูปวัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์ (ก) แม่พิมพ์ของ heel (ข) แม่พิมพ์ ของ forefoot.....	50
รูปที่ 4.2 เครื่อง CNC machining center รุ่น VARIAXIS 630-5x II T ของบริษัท MAZAK.....	51
รูปที่ 4.3 ขบวนการผลิตแม่พิมพ์สำหรับขึ้นรูปวัสดุผสม ประกอบไปด้วย (ก) การเขียน CAM ด้วยโปรแกรม NX UG และ (ข) การกัดขึ้นรูปขึ้นงานด้วย CNC Machining Center.....	51

รูปที่ 4.4 เครื่อง CNC machining center รุ่น Integrex 100-IV ST ของบริษัท Mazak .....	52
รูปที่ 4.5 โปรแกรม Mazatrol สำหรับควบคุมการผลิตด้วยเครื่อง CNC .....	52
รูปที่ 4.6 ชิ้นส่วน Connector ที่ผลิตเสร็จ .....	52
รูปที่ 4.7 การตัดผ้าคาร์บอนไฟเบอร์แบบ prepreg ด้วยเครื่อง Cutting plotters .....	54
รูปที่ 4.8 นำยาถอดแบบสำหรับอีพ็อกซี่(mold release for epoxy) .....	55
รูปที่ 4.9 การเรียงผ้าคาร์บอนไฟเบอร์ลงบนแม่พิมพ์.....	55
รูปที่ 4.10 การติด release film ลงบนผ้าคาร์บอนไฟเบอร์ .....	55
รูปที่ 4.11 การติด peel ply ลงบน release film.....	55
รูปที่ 4.12 การติดตั้งบอลวาล์วและถุงสุญญากาศ .....	55
รูปที่ 4.13 บั้มสุญญากาศ.....	56
รูปที่ 4.14 ชิ้นงานหลังจากดูดอากาศออกจากถุงแล้ว .....	56
รูปที่ 4.15 นำชิ้นงานเข้าตู้อบ autoclave (ก) ภายนอกตู้อบ (ข) ภายในตู้อบ.....	56
รูปที่ 4.16 การควบคุมอุณหภูมิและความดันของการอบวัสดุคาร์บอนไฟเบอร์[35] .....	57
รูปที่ 4.17 ชิ้นงานหลังจากอบเสร็จ .....	57
รูปที่ 4.18 ชิ้นส่วน heel ที่เจียรจนได้รูปร่างตามที่ออกแบบไว้.....	57
รูปที่ 4.19 ออกแบบตัวจับยึดชิ้นงาน forefoot.....	58
รูปที่ 4.20 การติดตั้งตัวจับยึดชิ้นงานเข้ากับเครื่อง water jet cutter.....	58
รูปที่ 4.21 ชิ้นส่วน forefoot หลังจากเซาะร่องเสร็จ.....	58
รูปที่ 4.22 ชิ้นส่วนคาร์บอนไฟเบอร์ที่ผลิตเสร็จ.....	58
รูปที่ 4.23 เท้าเทียมต้นแบบที่ประกอบเสร็จแล้ว .....	58
รูปที่ 5.1 เครื่องทดสอบคุณสมบัติของวัสดุเอนกประสงค์ (Instron: Electropulse E10000) .....	60
รูปที่ 5.2 แผนภาพของอุปกรณ์ยึดจับสำหรับการทดสอบแบบสถิต ทั้งตำแหน่งการบ่อนภาชนะ ที่สั้นและปลายเท้า.....	61

รูปที่ 5.3 ชิ้นส่วนสำหรับยึดจับและตั้งแนวการวางตัวของเท้าเทียม สำหรับการป้อนภาวะที่ (ก) ส้นเท้า และ (ข) ปลายเท้า..... 61

รูปที่ 5.4 ชิ้นส่วนของอุปกรณ์ยึดจับที่ผลิตเสร็จแล้ว ..... 62

รูปที่ 5.5 ติดตั้งอุปกรณ์ยึดจับเท้าเทียมเข้ากับเครื่อง Instron Electropulse E10000..... 62

รูปที่ 5.6 ตำแหน่งของ marker บนเท้าเทียมต้นแบบ ..... 64

รูปที่ 5.7 การติดตั้งเท้าเทียมต้นแบบเข้ากับเครื่องทดสอบในกรณีการทดสอบบนพื้นเรียบ สำหรับตำแหน่งการป้อนภาวะทดสอบที่ (ก) ส้นเท้า และ (ข) ปลายเท้า ..... 65

รูปที่ 5.8 การจัดวางตำแหน่งของกล้องดิจิทัลสำหรับบันทึกวิดีโอขณะทดสอบ ..... 65

รูปที่ 5.9 โปรแกรม Console ใช้สำหรับควบคุมการทำงานเบื้องต้น ของเครื่องทดสอบและหา ค่าความแข็งของชิ้นงาน ..... 66

รูปที่ 5.10 โปรแกรม Wave Matrix ใช้สำหรับควบคุมการป้อน ของเครื่องทดสอบและ เก็บผลการทดสอบ..... 66

รูปที่ 5.11 การติดตั้งเท้าเทียมต้นแบบเข้ากับเครื่องทดสอบ ในกรณีที่ทดสอบบนพื้นที่ยื่นข้าง ต่างระดับกัน สำหรับตำแหน่งการป้อนภาวะที่ (ก) ส้นเท้า และ (ข) ปลายเท้า ..... 67

รูปที่ 5.12 การคำนวณพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยของเท้าเทียม[16] ..... 68

รูปที่ 5.13 ความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดกับระยะกด จากการป้อนภาวะที่ส้นเท้าและปลายเท้า ของเท้าเทียมต้นแบบ ..... 68

รูปที่ 5.14 การสร้างแกน, การสอบเทียบการกระจัด และการสร้าง marker ของโปรแกรม Tracker..... 70

รูปที่ 5.15 การวิเคราะห์การเคลื่อนที่ด้วยวิดีโอของเท้าเทียมต้นแบบ สำหรับการป้อน ภาวะที่ส้นเท้า..... 70

รูปที่ 5.16 การวิเคราะห์การเคลื่อนที่ด้วยวิดีโอของเท้าเทียมต้นแบบ สำหรับการป้อนภาวะ ที่ปลายเท้า ..... 70

รูปที่ 5.17 การวิเคราะห์การเคลื่อนที่ด้วยวิดีโอของเท้าเทียมต้นแบบ สำหรับการป้อนภาวะ ที่ส้นเท้าแบบเฉียงออกจากแนวกึ่งกลาง โดยภาวะขนาด (ก) แรง 25% และ (ข) แรง 75% ของ GRF..... 71

รูปที่ 5.18 การวิเคราะห์การเคลื่อนที่ด้วยวิดีโอของเท้าเทียมต้นแบบ สำหรับการก้าวบ่อนภาว ที่ปลายเท้าแบบเยื้องออกจากแนวกึ่งกลาง.....	71
รูปที่ 5.19 ตำแหน่งการบ่อนภาวทดสอบ (วงกลมน้ำเงิน) ที่ไม่ตรงกับ ตำแหน่งศูนย์รวม GRF ในการเดินจริง (วงกลมสีแดง) .....	73
รูปที่ 6.1 เครื่องทดสอบความแข็งแรงของเท้าเทียม(Artificial testing machine) .....	75
รูปที่ 6.2 การติดตั้งเท้าเทียมเข้ากับเครื่องทดสอบ .....	75
รูปที่ 6.3 การตั้งค่าภาวทดสอบของเครื่องทดสอบผ่านคอมพิวเตอร์ .....	76
รูปที่ 6.4 การบ่อนภาวทดสอบแบบสถิต สำหรับตำแหน่งการบ่อนภาวที่ (ก) ส้นเท้า และ (ข) ปลายเท้า .....	77
รูปที่ 6.5 ความสัมพันธ์ระหว่างภาวทดสอบและระยะการเสียรูป ของเท้าเทียมจากการ ทดสอบแบบสถิต .....	77
รูปที่ 7.1 การติดตั้งอุปกรณ์ทดสอบเท้าเทียมต้นแบบทั้งสองเข้ากับบุคคลปกติ.....	80
รูปที่ 7.2 การจัดตำแหน่งการติดตั้งเท้าเทียมให้เหมาะสมกับผู้ทดสอบ .....	80
รูปที่ 7.3 ทดลองเดินบนลู่วิ่งที่ควบคุมความเร็วซึ่งมีอุปกรณ์เสริมความปลอดภัยของผู้ทดสอบ ..	81



## สารบัญตาราง

ตารางที่ 2.1 ระดับการป้องกันภาวะตามความสามารถของเท้าเทียมที่รับน้ำหนักได้ .....	27
ตารางที่ 2.2 ภาวะการทดสอบของแต่ละระดับการป้องกันภาวะตามระดับกิจกรรม .....	28
ตารางที่ 3.1 คุณสมบัติทางกลของวัสดุคาร์บอนไฟเบอร์แบบ woven prepreg ของบริษัท Gurit รุ่น RC200T/SE 84LV[33] .....	36
ตารางที่ 3.2 สรุปการทำงานของเท้าเทียมที่ได้จากการคำนวณไฟไนต์เอลิเมนต์ .....	49
ตารางที่ 5.1 ค่าพลังงานที่เก็บสะสม ปลดปล่อย และสูญเสียไปของเท้าเทียมต้นแบบ(sPace) ในจังหวะ heel off ของเท้าเทียมต้นแบบ .....	69
ตารางที่ 5.2 สรุปผลวิเคราะห์การงอของเท้าเทียมต้นแบบเทียบกับค่าจากการคำนวณ FEA .....	72
ตารางที่ 6.1 สรุปผลการทดสอบความแข็งแรงของเท้าเทียมต้นแบบ .....	78
ตารางที่ 7.1 สรุปความเห็นของนักกายอุปกรณ์หลังการทดสอบทางคลินิกเบื้องต้นของเท้าเทียมต้นแบบ .....	81

## บทที่ 1

### บทนำ

#### 1.1 ที่มาและความสำคัญ

ในปัจจุบัน แนวโน้มของผู้พิการขาขาดได้เพิ่มจำนวนขึ้นอย่างต่อเนื่องในทุกๆ ปี พบผลสำรวจทางสถิติของสำนักงานสถิติแห่งชาติ พ.ศ. 2555 พบว่ามีคนพิการขาขาดที่ขึ้นทะเบียน และมีบัตรประจำตัวคนพิการทั่วประเทศ 1,077,446 ราย เป็นเพศชาย 538,940 ราย และเพศหญิง 538,506 ราย ซึ่งในจำนวนนี้เป็นผู้พิการขาขาดจำนวน 24,798 ราย และยังพบว่าเกือบ 19,310 ราย ยังเข้าไม่ถึงบริการขาเทียม และมีคนพิการที่ต้องถูกตัดขาเพิ่มขึ้นประมาณปีละ 3,500 ราย[1] หากแบ่งตามช่วงอายุของผู้พิการ จะพบว่ามีผู้พิการขาขาดในกลุ่มวัยรุ่นถึงวัยกลางคนในช่วงอายุ 15 ถึง 44 ปี ประมาณร้อยละ 39 ของผู้พิการขาขาดทั้งหมด[1] ซึ่งมีจำนวนมากกว่าช่วงอายุอื่นๆ ผู้พิการในกลุ่มนี้จะถูกจัดอยู่ในระดับกิจกรรมปานกลางหรือ K2-K3 [2] ซึ่งผู้พิการขาขาดทุกรายนั้น จำเป็นจะต้องใช้เท้าเทียม เพราะไม่ว่าจะถูกตัดขาเหนือหรือใต้หัวเข่า ก็จำเป็นต้องใช้เท้าเทียม ทั้งนี้ แต่เท้าเทียมที่มีบริจาคมในประเทศไทยนั้นมีลักษณะเป็นเท้าแบบแข็ง ไม่มีกลไกที่ทำให้ข้อเท้าหมุนได้ ทำให้ผู้พิการเดินได้ไม่สะดวก อาจทำให้เกิดอาการเจ็บปวดที่บริเวณต่อขาที่เหลือได้ ส่วนเท้าเทียมที่มีคุณภาพดีซึ่งมีจำหน่ายในต่างประเทศนั้นมีราคาค่อนข้างแพง ซึ่งผู้พิการส่วนใหญ่มีฐานะขาดแคลนทุนทรัพย์ ไม่สามารถซื้อเท้าเทียมคุณภาพดีมาใช้ได้

งานวิจัยนี้จึงได้เริ่มต้นขึ้นเพื่อที่จะแก้ไขปัญหาดังกล่าว โดยเป้าหมายของงานวิจัยนี้คือการออกแบบและผลิตเท้าเทียมที่มีประสิทธิภาพการทำงานทัดเทียมกับเท้าเทียมของต่างประเทศ และมีต้นทุนที่ต่ำกว่า เพื่อให้ผู้พิการทั่วไปสามารถเข้าถึงและนำไปในชีวิตประจำวันได้

#### 1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

ออกแบบและผลิตเท้าเทียมแบบไดนามิคสำหรับผู้พิการขาขาดในระดับกิจกรรมปานกลาง ซึ่งสามารถเก็บสะสมและปลดปล่อยพลังงานขณะเดินได้เหมาะสมกับผู้พิการ และเคลื่อนไหวได้ในระนาบด้านข้างและระนาบด้านหน้า ทดสอบการเก็บสะสมและปลดปล่อยพลังงานของเท้าเทียม ด้วยวิธีการทดสอบทางกล และผ่านการทดสอบความแข็งแรงตามมาตรฐาน ISO10328:2006

#### 1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

1. เท้าเทียมที่ออกแบบมีขนาด 23 เซนติเมตร ใช้กับผู้พิการที่มีน้ำหนัก 60-70 กิโลกรัม

2. พิจารณาการทำงานของเท้าเทียมเพียง 2 ระนาบเท่านั้น คือ ระนาบด้านข้าง(Sagittal plane) และระนาบด้านหน้า(Frontal plane)
3. ใช้ระดับการบ่อนการะ P4 สำหรับการทดสอบความแข็งแรงตามแนวทางมาตรฐานสากล ISO10328 และไม่ทดสอบความแข็งแรงสถิตสูงสุด

#### 1.4 ประโยชน์คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถผลิตเท้าเทียมที่มีคุณภาพและมีต้นทุนต่ำ ผู้พิการที่ขาดแคลนทุนทรัพย์สามารถนำไปใช้ได้
2. ลดการนำเข้าเท้าเทียมที่มีราคาแพงจากต่างประเทศ ซึ่งจะลดค่าใช้จ่ายของโรงพยาบาลได้อย่างมาก
3. เท้าเทียมที่ออกแบบไม่ซ้ำกับสิทธิบัตรอื่นๆ สามารถนำไปจดสิทธิบัตรได้

#### 1.5 ขั้นตอนในการทำงานวิจัยโดยสรุป

1. ศึกษาพลศาสตร์ของเท้ามนุษย์ขณะเดิน ได้แก่ วัฏจักรการเดิน องศาการงอเท้า แรงปฏิกิริยาจากพื้น พลังงานขอเท้าระหว่างการเดิน เป็นต้น
2. ศึกษากลไกการทำงานของเท้าเทียมที่มีการวิจัยและพัฒนาในปัจจุบัน เพื่อเป็นแนวทางในการออกแบบ
3. กำหนดฟังก์ชันการทำงานของเท้าเทียมมีความจำเป็นในการใช้งานสำหรับผู้พิการขาขาดทั่วไป
4. ออกแบบเท้าเทียมให้สามารถทำงานได้ตามฟังก์ชันที่กำหนด และมีความเป็นเอกลักษณ์
5. ผลิตต้นแบบเท้าเทียม
6. ทดสอบทางกลเพื่อคำนวณหาค่าพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยของเท้าเทียม
7. ทดสอบความแข็งแรงของเท้าเทียมตามแนวทางมาตรฐานสากล ISO10328:2006
8. ทดสอบการใช้งานจริง และสรุปผลการดำเนินงาน

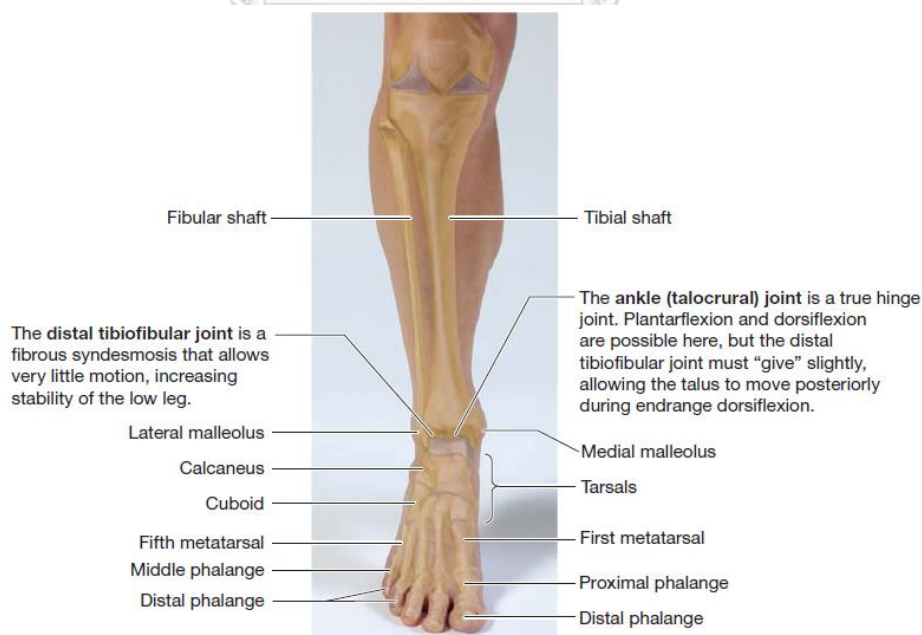
## บทที่ 2

### ปริทัศน์วรรณกรรม

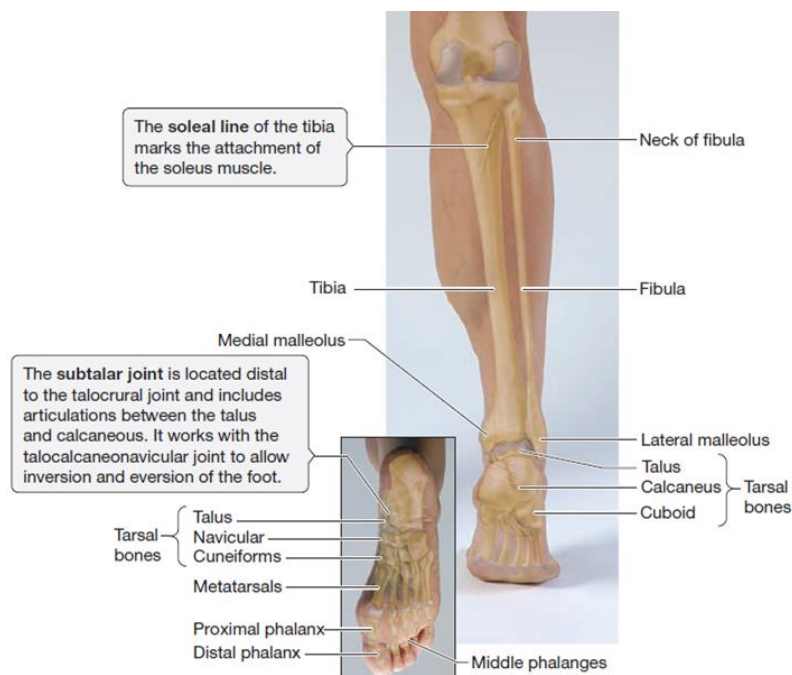
#### 2.1 กายวิภาคศาสตร์และชีวกลศาสตร์ของเท้า (Anatomy and biomechanics of human foot and ankle)

##### 2.1.1 กายวิภาคศาสตร์ของเท้า (Anatomy of human foot and ankle)

โครงสร้างที่สำคัญของเท้าและข้อเท้านั้นประกอบไปด้วย กระดูกและข้อต่อ(Bones And Joints) เอ็นและเส้นเอ็นยึดกล้ามเนื้อ (ligaments and tendons), กล้ามเนื้อ (muscles) เส้นประสาท (nerves) และเส้นเลือด (blood Vessels) โครงสร้างของข้อเท้านั้นประกอบกันด้วยกระดูก 3 ชิ้น ดังแสดงในรูปที่ 2.1 และรูปที่ 2.2 พิจารณาที่กระดูก Talus หรือเรียกว่าที่กระดูกข้อเท้า(Ankle Bone) ส่วนบนของกระดูก Talus นี้จะถูกสวมเข้าพอดีกับปลายด้านล่างของกระดูกหน้าแข้งที่เรียกว่า Tibia และกระดูกน่องที่เรียกว่า Fibula กระดูกทั้ง 3 ที่กล่าวมาข้างต้นนี้จะประกอบกันเป็นลักษณะบานพับ(Hinge Joint) ซึ่งเรียกข้อต่อนี้ว่า Talocrural joint ทำให้ข้อเท้าเคลื่อนที่ขึ้นหรือลงได้ ในขณะที่ส่วนล่างของ Talus ยึดติดอยู่กับกระดูกสันเท้าที่เรียกว่า Calcaneus ซึ่งจะเรียกข้อต่อนี้ว่า Subtalar joint ซึ่ง Subtalar Joint นี้ทำให้ทำให้ข้อเท้าเคลื่อนที่แบบพลิกเข้าหรือออกในด้านข้างได้[3]



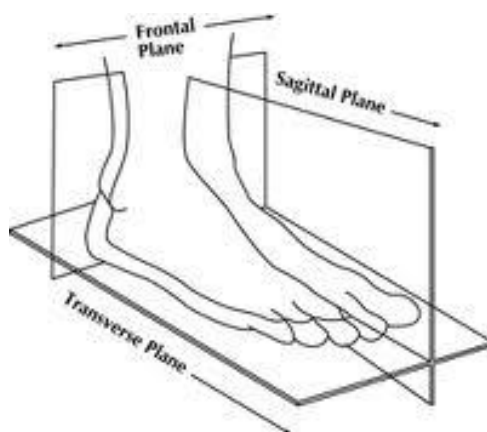
รูปที่ 2.1 กระดูกและข้อต่อของอวัยวะขาค้าง (ส่วนหน้า)[3]



รูปที่ 2.2 กระดูกและข้อต่อของอวัยวะขาค้าง (ส่วนหลัง และได้ฝ่าเท้า)[3]

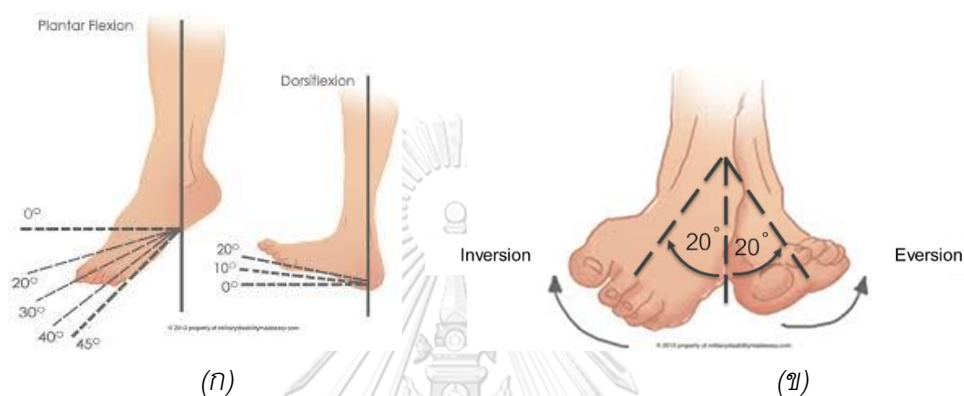
### 2.1.2 ขอบเขตการเคลื่อนที่ของเท้า (Range of motion of Foot-Ankle)

จากกายวิภาคของเท้าจะพบว่าเท้าสามารถเคลื่อนไหวสัมพันธ์กับส่วนปลายของกระดูกหน้าแข้ง(Tibia) ในลักษณะการหมุน หรือเรียกได้ว่าข้อเท้าเป็นข้อต่อแบบหมุน(Rotating joint) ซึ่งจะสามารถแบ่งเป็นระนาบสำคัญที่ใช้ในการระบุการเคลื่อนที่ของเท้าและข้อเท้าสามารถแสดงได้ดังรูปที่ ซึ่งประกอบไปด้วย 3 ระนาบ ได้แก่ ระนาบด้านหน้า (Frontal Plane) ที่แบ่งระหว่างส่วนหน้าและส่วนหลังของเท้า ระนาบด้านข้าง (Sagittal Plane) แบ่งระหว่างซีกซ้ายและซีกขวาของเท้า และระนาบตามขวาง (Transverse Plane) ที่แบ่งครึ่งบนและครึ่งล่างของเท้าแสดงดังรูปที่ 2.3 [4]



รูปที่ 2.3 ระนาบการเคลื่อนที่ของเท้าและข้อเท้า

การเคลื่อนไหวของเท้าในแต่ละระนาบจะมีจุดอ้างอิงเริ่มต้นขณะที่อยู่ในท่ายืน หรือเรียกว่าเป็น 0 องศาของทุกๆ ระนาบ สำหรับการงอเท้าบนระนาบด้านข้าง นั้นสามารถทำได้สองทิศทาง คือ การหมุนปลายเท้าขึ้น(Dorsiflexion) มีมุมมากที่สุด 20 องศา และการหมุนปลายเท้าลง(Plantarflexion) มีมุมมากที่สุด 45 องศา ดังแสดงในรูปที่ 2. 4(ก) สำหรับการงอเท้าบนระนาบด้านหน้า นั้นสามารถทำได้สองทิศทาง คือ การหมุนฝ่าเท้าเข้า(Eversion) มีมุมมากที่สุด 20 องศา และการหมุนฝ่าเท้าออก (Inversion) มีมุมมากที่สุด 20 องศา[5] ดังแสดงในรูปที่ 2. 4(ข)



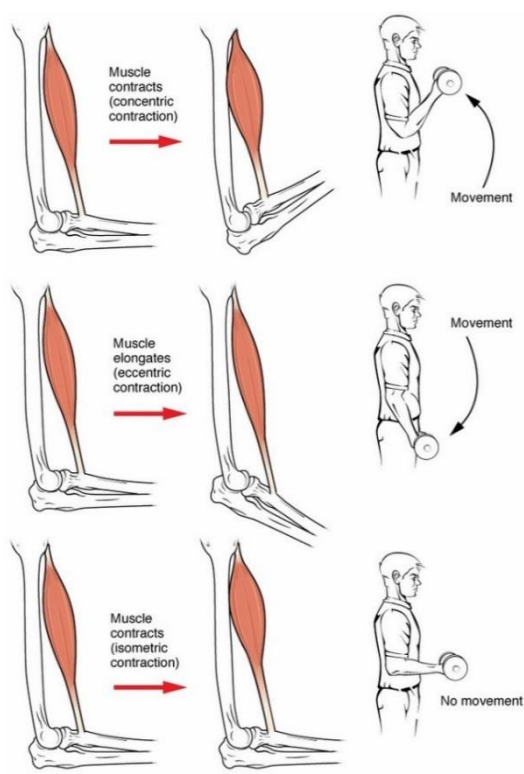
รูปที่ 2. 4 การหมุนเท้าใน (ก) ระนาบด้านข้าง (Sagittal plane) และ (ข) ระนาบด้านหน้า (Frontal plane)

### 2.1.3 การหน้าที่และทำงานของกล้ามเนื้อบริเวณข้อเท้า (Ankle muscle and muscle activity)

กล้ามเนื้อเป็นอวัยวะที่สำคัญมากสำหรับการควบคุมการเคลื่อนไหวส่วนต่างๆ ของร่างกาย เนื่องจากกล้ามเนื้อสามารถยืดหรือหดความยาวตัวเองเพื่อสร้างแรงดึงได้ ลักษณะการทำงานของกล้ามเนื้อ (muscle activity) นั้นจะถูกจำแนกออกตามการเปลี่ยนแปลงความยาวของกล้ามเนื้อ และทิศทางที่เคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ ซึ่งมีอยู่ 3 รูปแบบ คือ

1. Concentric contraction เป็นการหดตัวสั้นลงของกล้ามเนื้อเพื่อสร้างแรงภายใน เพื่อต้านแรงภายนอกที่มากกระทำ โดยแรงที่กล้ามเนื้อสร้างขึ้นจะมีค่ามากกว่าแรงจากภายนอก จะทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของอวัยวะนั้นๆ ไปในทิศทางที่กล้ามเนื้อออกแรงดังรูปที่ 2.5 การทำงานของกล้ามเนื้อแบบนี้เป็นการสร้างพลังงาน (energy generation)
2. Eccentric contraction เป็นการเคลื่อนไหวในทิศทางตรงข้ามกับ concentric contraction นั่นคือ เมื่อแรงภายนอกเข้ามามีค่ามากกว่าแรงภายในที่กล้ามเนื้อสร้างขึ้น จะผลให้กล้ามเนื้อเกิดการยืดตัวออก และเคลื่อนไหวในทิศทางตรงข้ามทิศของแรงภายใน กล้ามเนื้อดังรูปที่ 2.5 การทำงานของกล้ามเนื้อแบบนี้เป็นการสร้างพลังงาน (energy generation)

3. Isometric contraction เป็นการที่กล้ามเนื้อสร้างแรงภายในโดยไม่มีการเปลี่ยนแปลงความยาวของกล้ามเนื้อ หรืออาจกล่าวได้ว่าแรงภายในที่กล้ามเนื้อสร้างมีค่าเท่ากับแรงภายนอกที่มากระทำ ซึ่งจะไม่เกิดการเคลื่อนที่ขึ้น แต่จะเป็นการคงตำแหน่งเดิมไว้รูปที่ 2.5 [6, 7]



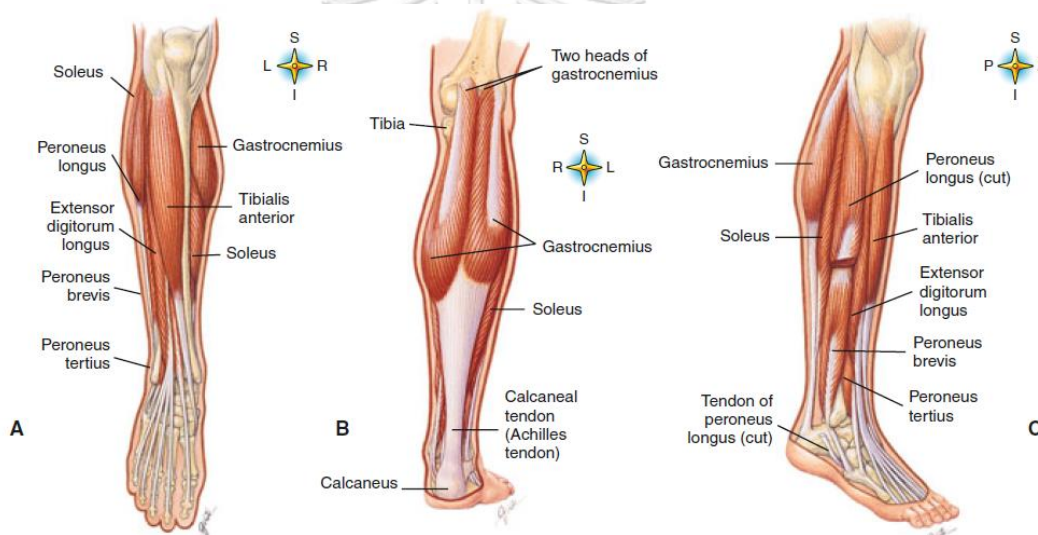
รูปที่ 2.5 ลักษณะการทำงานของกล้ามเนื้อ[6]

สำหรับการเคลื่อนไหวของข้อเท้าที่สามารถหมุนได้อย่างเป็นจังหวะตามวัฏจักรการเดินข้างต้นนั้นเกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อบริเวณข้อเท้า (ankle joint muscle) ที่สามารถสร้างแรงภายในด้วยการยืดหรือหดตัวดังที่อธิบายไว้ในตอนต้น ซึ่งแรงภายในนี้จะทำให้เกิดโมเมนต์ภายในข้อเท้าขึ้น ซึ่งจะช่วยให้สามารถควบคุมทิศทางของการงอของข้อเท้าให้สัมพันธ์กับวัฏจักรการเดินได้ทั้งในระนาบหน้าข้างและด้านหน้า แต่ทิศทางของการงอเท้าก็จะใช้กล้ามเนื้อในส่วนที่แตกต่างกันไป สามารถจำแนกกลุ่มของกล้ามเนื้อที่ใช้ในการงอข้อเท้าในแต่ละทิศทางได้ดังต่อไปนี้

1. กลุ่มกล้ามเนื้อที่ทำให้ข้อเท้างอในทิศ plantarflexion (plantarflexors) ประกอบไปด้วย Gastrocnemius medial head, Gastrocnemius lateral head, Soleus, Plantaris, Tibialis posterior, Flexor hallucis longus, Flexor digitorum longus, Fibularis longus

และ Fibularis brevis ซึ่งเรียงตัวกันอยู่บริเวณด้านหลังของกระดูก Tibia และ Fibula ดังรูปที่ 2.6

2. กลุ่มกล้ามเนื้อที่ทำให้ข้อเท้างอในทิศ dorsiflexion (dorsiflexors) ประกอบด้วย Tibialis anterior, Extensor hallucis longus, Extensor digitorum longus และ Fibularis tertius ซึ่งเรียงตัวกันอยู่บริเวณด้านหน้าของกระดูก Tibia และ Fibula ดังรูปที่ 2.6
3. กลุ่มกล้ามเนื้อที่ทำให้ข้อเท้างอในทิศ eversion (evertors) ประกอบด้วย Tibialis anterior, Peroneus longus, Peroneus brevis และ Peroneus tertius :ซึ่งเรียงตัวอยู่ข้างๆ กับกระดูก fibula ดังรูปที่ 2.6
4. กลุ่มกล้ามเนื้อที่ทำให้ข้อเท้างอในทิศ inversion (inverter) ประกอบด้วย Tibialis posterior เรียงตัวอยู่บริเวณข้างๆ กับกระดูก tibia ดังรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 ตำแหน่งของกล้ามเนื้อต่างๆ บริเวณปลายขา

### 2.1.3 วิถีการเดิน (Gait cycle) และพลศาสตร์ของเท้า (Dynamic of Foot-Ankle)

ในระหว่างเดิน อวัยวะช่วงล่าง ได้แก่ ข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า จะทำงานสัมพันธ์กันอย่างเป็นระบบ โดยเท้าจะทำหน้าที่รับน้ำหนักตัว และแรงปฏิกิริยาจากพื้น (Ground reaction force, GRF) ซึ่งจะมีค่ามากหรือน้อยเป็นสัดส่วนกับน้ำหนักตัวแสดงดังรูปที่ 2.7 แรงดังกล่าวจะมีค่ามากแค่นั้นแนวดิ่ง (มีทิศพุ่งขึ้นด้านบนแสดงดังรูปที่ 2.7(ก)) และแนวหน้า-หลัง (แรงพุ่งจากสันเท้าไปปลายเท้ามีค่าเป็นบวกรูปที่ 2.7(ข)) เท่านั้น ส่วนแรงปฏิกิริยาในระนาบตามขวางมีค่าน้อยมากเมื่อเทียบกับสองระนาบข้างต้น แรงปฏิกิริยาดังกล่าวจะมีค่าเพิ่มขึ้นเล็กน้อยเมื่อเพิ่มความเร็วในการเดิน [8, 9] ในขณะที่เดินแรงปฏิกิริยาที่พื้นจะมีจุดศูนย์กลางแรงอยู่บนฝ่าเท้าแสดงดังรูปที่



2.8 [10] แรงดังกล่าวจะมีทิศทางที่เอียงออกจากจุดหมุนของข้อต่อต่างๆ ทำให้กล้ามเนื้อที่บริเวณข้อต่อต่างๆ ต้องสร้างโมเมนต์ขึ้นมาเพื่อขับเคลื่อนข้อต่อนั้นๆ ให้หมุนไปตามมุมที่ต้องการ สำหรับการเดินของคนปกตินั้นสามารถจะแบ่งออกเป็นช่วงจังหวะที่สำคัญต่างๆ ที่เกี่ยวข้องช่วงล่างทำงานสัมพันธ์กันอย่างเป็นระบบ หรืออาจจะเรียกได้ว่าเป็น วัฏจักรการเดิน(Gait cycle) ดังรูปที่ 2.9

วัฏจักรการเดิน คือ การเคลื่อนที่ที่เกิดจากการทำงานของขาทั้งสองข้างที่สัมพันธ์กันเป็นวัฏจักร ซึ่งจะพิจารณาจากเท้าข้างใดข้างหนึ่งเป็นหลัก โดยเริ่มนับจากเท้าข้างที่เราพิจารณา อยู่สัมผัสพื้นเป็นครั้งแรก แล้วเคลื่อนที่จนเท้าข้างนั้นสัมผัสพื้นอีกครั้งจะนับว่าเป็น 1 วัฏจักร โดยวัฏจักรการเดินแบ่งออกเป็นสองช่วง คือ

ช่วงเท้าสัมผัสพื้น(Stance Phase) คือ ช่วงประมาณ 0-60% ของวัฏจักรการเดินดังรูปที่ 2.9 แบ่งออกเป็นห้าจังหวะได้แก่

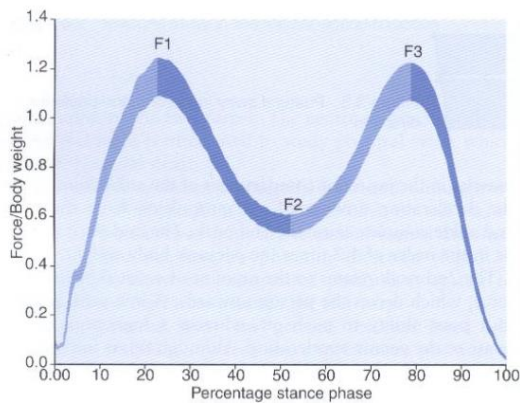
1. จังหวะที่ส้นเท้าสัมผัสพื้น(Heel Strike) คือ ตำแหน่งส้นเท้าข้างที่พิจารณาเริ่มสัมผัสพื้น นับว่าเป็นตำแหน่งเริ่มต้นของช่วงเท้าสัมผัสพื้น เท้าข้างที่สัมผัสพื้นจะงอเท้าลงเล็กน้อย 3-5 องศา ดังรูปที่ 2.10 เพื่อให้ฝ่าเท้าสัมผัสกับพื้นเร็วขึ้น ซึ่งจะช่วยให้เกิดเสถียรภาพ ส่วนเท้าอีกข้างหนึ่งพุงน่าน้ำหนักอยู่ด้านหลัง ในจังหวะนี้ถือเป็นการรับน้ำหนักสองเท้า(Double limb support)
2. จังหวะรับน้ำหนัก>Loading Response หรือ Flat Foot) จังหวะนี้เท้าด้านหลังยกขึ้นพ้นจากพื้นทำให้น้ำหนักตัวทั้งหมดถูกถ่ายมายังเท้าข้างที่พิจารณา ทำให้เท้าสัมผัสพื้นเต็มฝ่าเท้า ข้อเท้าจะงอมากกว่าจังหวะแรกเป็นมุมประมาณ 4 องศา ดังรูปที่ 2.10 จุดศูนย์กลางของแรงปฏิกิริยาจากพื้นจะอยู่บริเวณส้นเท้าแสดงดังรูปที่ 2.8 ทำให้กล้ามเนื้อที่ข้อเท้าต้องสร้างโมเมนต์ในทิศงอเท้าขึ้น(Dorsiflexion moment) เพื่อต้านโมเมนต์ที่เกิดจากแรงปฏิกิริยาดังกล่าวและเพื่อหมุนหน้าแข้งไปข้างหน้า ช่วงนี้จัดเป็นช่วงที่เท้ารับน้ำหนักเท้าเดียว(Single Limb Support)
3. จังหวะเหยียบเต็มเท้า(Mid Stance) คือจังหวะที่เท้าหมุนกลับมาอยู่ในตำแหน่งปกติ ลำตัวเคลื่อนที่มาอยู่ในตำแหน่งที่พอดีกับตำแหน่งของเท้า เพื่อเตรียมที่จะเคลื่อนที่ไปข้างหน้า ในจังหวะนี้จุดศูนย์กลางแรงจะอยู่ตรงกับข้อเท้าพอดี ทำให้ข้อเท้าสร้างโมเมนต์มาต้านโมเมนต์จากแรงปฏิกิริยาไม่มากนัก หรือมีค่าใกล้เคียงศูนย์ดังรูปที่ 2.11
4. จังหวะส้นเท้าพ้นจากพื้น (Heel Off) ลำตัวเคลื่อนที่ไปข้างหน้า ข้อเท้าจะงอขึ้นมากที่สุดเป็นมุมประมาณ 10-14 องศา ดังรูปที่ 2.10 ส้นเท้ายกพ้นขึ้นจากพื้น และ

ทรงตัวอยู่ด้วยปลายเท้า เพื่อเตรียมที่จะดีดลำตัวไปข้างในจังหวะถัดไป ในจังหวะนี้จุดศูนย์กลางแรงปฏิกิริยาจะเลื่อนจากตำแหน่งข้อเท้าไปปลายเท้า ซึ่งมีแขนโมเมนต์รอบข้อเท้ามาก ทำให้ข้อเท้าต้องสร้างโมเมนต์ในทิศหมุนเท้าลง (Plantarflexion moment) จำนวนมากเพื่อต้านโมเมนต์ปฏิกิริยาดังกล่าว ซึ่งต้องใช้พลังงานหรือกำลังจากกล้ามเนื้ออย่างมากในจังหวะนี้ อาจจะสามารถเรียกว่าเป็นช่วงสุดท้ายของการยืน(Terminal Stance) เป็นช่วงที่เท้ารับน้ำหนักเท้าเดียว

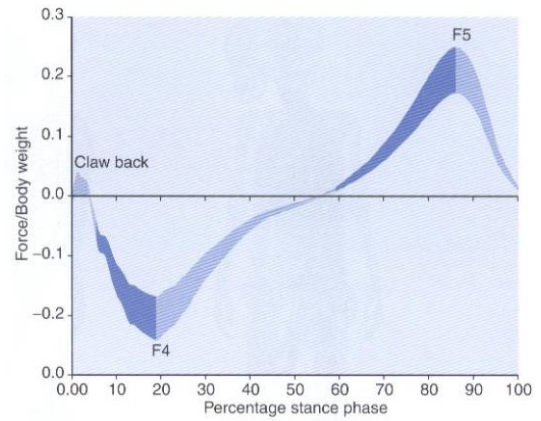
5. จังหวะก่อนเข้าช่วงที่เท้าแกว่งอยู่เหนือพื้น(Pre-Swing หรือ Toe off) มีการหมุนเท้าลงอย่างรวดเร็วเป็นมุมประมาณ 10-14 องศา ดังรูปที่ 2.10 กล้ามเนื้อที่ข้อเท้าสร้างโมเมนต์ที่ลดลงเพื่อผลักดันลำตัวไปด้านหน้า น้ำหนักตัวเริ่มถูกถ่ายเทไปยังเท้าอีกข้าง(เป็นจังหวะสั้นเท้าสัมผัสพื้นของเท้าอีกข้าง) ช่วงนี้จะเป็นช่วงรับน้ำหนักสองเท้าอีกครั้ง[8]

ช่วงเท้าแกว่งอยู่เหนือพื้น (Swing Phase) คือ ช่วงประมาณ 61-100% ของวัฏจักรการเดิน ดังรูปที่ 2.9 แบ่งออกเป็นสามจังหวะได้แก่

1. จังหวะเริ่มต้นการแกว่งเท้า(Initial Swing) เท้าถูกยกขึ้นจากพื้น เนื่องจากการงอของข้อเข่า ข้อต่อสะโพกมีการหมุนไปด้านหน้า และลำตัวเคลื่อนที่ไปด้านหน้า เนื่องจากการทำงานของขาอีกข้าง ช่วงนี้จะเป็นช่วงรับน้ำหนักเท้าเดียว
2. จังหวะกลางของการแกว่งเท้า(Mid Swing) ข้อต่อสะโพกหมุนขึ้นไปด้านหน้า เพื่อให้ขาข้างที่พิจารณาเคลื่อนตัวไปข้างหน้า ในขณะที่ข้อเข่ายืดตัวออกเพื่อเหวี่ยงเท้าไปข้างหน้า และมีการหมุนข้อเท้าเพื่อให้ปลายเท้าหลบพ้นจากพื้นขณะแกว่ง
3. จังหวะสุดท้ายของการแกว่งเท้า(Terminal Swing) ข้อต่อสะโพกมีการหมุนไปด้านหน้ามากขึ้น และข้อเข่าเหยียดออก ข้อเท้ามีการหมุนขึ้นเล็กน้อยเพื่อเตรียมสัมผัสพื้น ส่วนขาอีกข้างจะอยู่ในจังหวะสุดท้ายของการยืน เมื่อสัมผัสพื้นอีกครั้งนี้จะเป็นการเริ่มต้นวัฏจักรใหม่ของวงจรถ่วงการเดิน (Gait Cycle)[8]

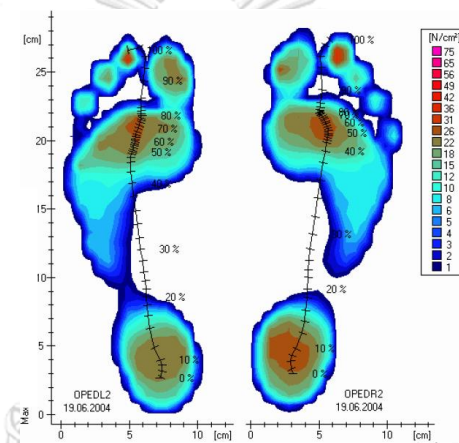


(ก)

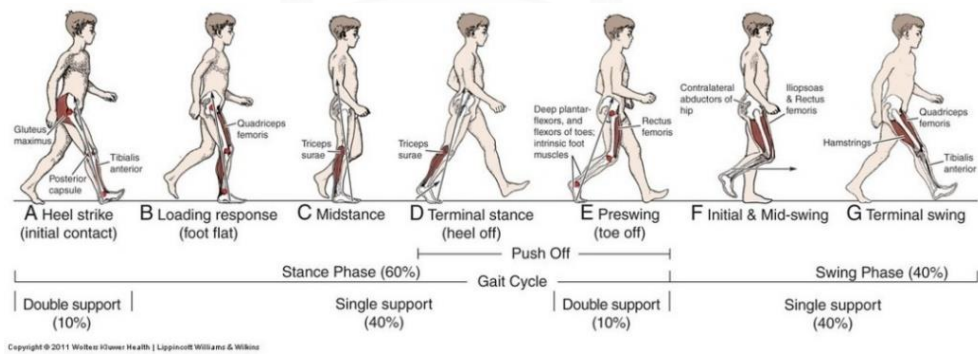


(ข)

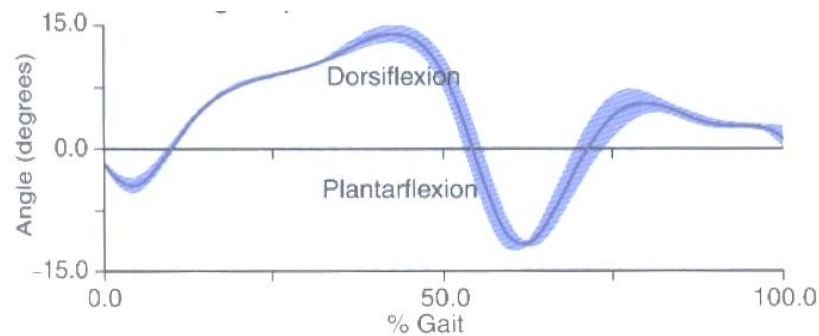
รูปที่ 2.7 แรงปฏิกิริยาจากพื้น (ก) ในแนวตั้ง (ข) ในแนวหน้า-หลังที่ฝ่าเท้า [8]



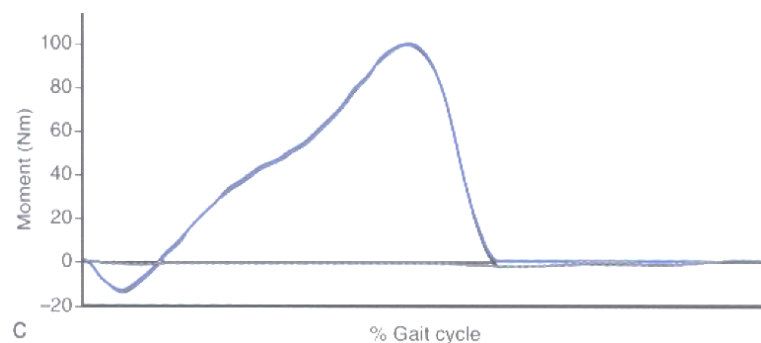
รูปที่ 2.8 ศูนย์กลางของแรงปฏิกิริยาจากพื้นบนฝ่าเท้าตลอดวัฏจักรการเดิน [10]



รูปที่ 2.9 วัฏจักรการเดิน

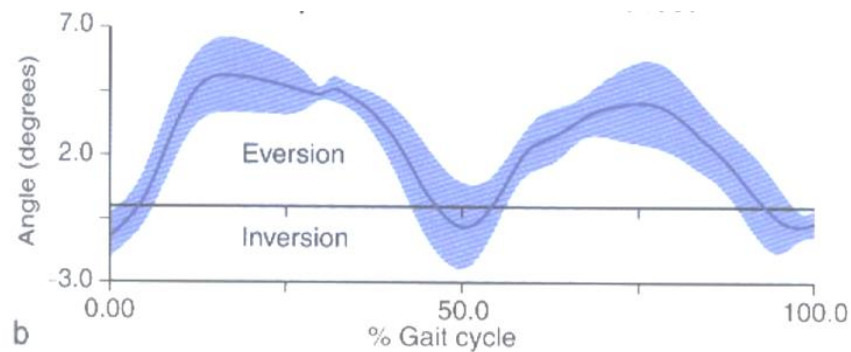


รูปที่ 2.10 การงอเท้าในระนาบด้านข้างตลอดวัฏจักรการเดิน[8]

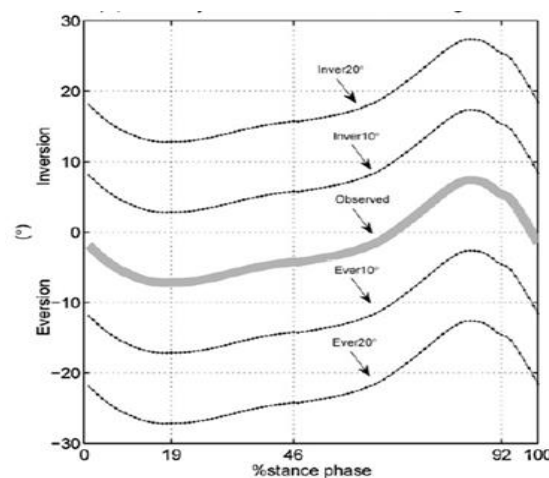


รูปที่ 2.11 โมเมนต์ของข้อเท้าในระนาบด้านข้างตลอดวัฏจักรการเดิน[8]

นอกจากข้อเท้าจะสามารถเคลื่อนไหวได้ในระนาบด้านข้างแล้ว ยังสามารถเคลื่อนไหวได้ในระนาบด้านหน้าได้อีกด้วย นั่นคือ การงอเท้าในทิศทาง eversion หรือ inversion ตามที่ได้อธิบายไว้ในหัวข้อที่ 2.1.2 การที่ข้อเท้าสามารถงอในทิศทางดังกล่าวนี้มีความสำคัญต่อความสมดุลในการเดินของมนุษย์มาก เพราะเมื่อต้องเดินบนพื้นที่ไม่ราบเรียบหรือไม่ได้ระดับ การงอข้อเท้าในทิศ eversion หรือ inversion จะช่วยปรับระนาบของฝ่าเท้าให้เข้ากับพื้นรูปแบบต่างๆ ที่เผชิญ ซึ่งจะทำให้ส่วนของหน้าแข้งยังคงตั้งตรงอยู่ในระนาบด้านข้างตลอดเวลา จึงไม่ส่งผลกระทบต่อการทำงานของอวัยวะส่วนบนอื่นๆ เช่น ข้อเข่า ข้อสะโพก และลำตัว เป็นต้น จึงเป็นการรักษาเสถียรภาพในการเดินของคน สำหรับการงอเท้าในระนาบด้านหน้าในขณะที่เดินบนพื้นที่ไม่ราบเรียบ จะพบว่าเท้ามีการงอในทิศ eversion เป็นมุมมากที่สุดประมาณ  $7^{\circ}$  ตลอดช่วงเท้าสัมผัสพื้น และมีการงอในทิศ inversion เพียงเล็กน้อยเท่านั้น[8] ดังรูปที่ 2.12 แต่เมื่อต้องเดินบนพื้นที่ไม่ลาดเอียงทางด้านข้างเป็นมุม  $\pm 10^{\circ}$  และ  $\pm 20^{\circ}$  จะพบว่าลักษณะกราฟของการงอเท้าในระนาบด้านหน้ายังคงมีรูปทรงเหมือนเดิม เพียงแต่จะเลื่อนมุมออกไปเท่ากับมุมของพื้นที่ไม่ลาดเอียงไป และหน้าแข้งยังคงตั้งตรงอยู่ในระนาบด้านข้างเหมือนเดิมดังรูปที่ 2.13 ซึ่งเป็นทดลองเพื่อพิสูจน์การรักษาเสถียรภาพในการเดินจากการทำงานของเท้าในระนาบด้านหน้า[11]



รูปที่ 2.12 มุมงอข้อเท้าในระนาบด้านหน้าขณะเดินบนพื้นราบเรียบ[8]



รูปที่ 2.13 มุมงอข้อเท้าในระนาบด้านหน้าขณะเดินบนเอียงข้างเป็นมุม  $0, \pm 10^{\circ}$  และ  $\pm 20^{\circ}$  [11]

จากข้อมูลข้างต้นที่อธิบายเกี่ยวกับวัฏจักรการเดิน และพลศาสตร์การเคลื่อนที่ของข้อเท้าและเท้า จะพบว่าการเคลื่อนไหวของเท้าและข้อเท้ามีส่วนสำคัญอย่างมากในการเดิน การเคลื่อนไหวของเท้าในระนาบด้านข้างจะช่วยให้คนสามารถเคลื่อนตัวไปข้างหน้าได้ด้วยความเร็วที่ต้องการ ส่วนการเคลื่อนไหวของเท้าในระนาบด้านหน้าจะช่วยให้คนสามารถปรับระดับเท้าให้เข้ากับพื้นผิวแบบต่างๆ เช่น พื้นผิวขรุขระ ไม่ได้ระดับ ลาดเอียง เพื่อรักษาเสถียรภาพในการเดิน ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงสนใจที่จะพัฒนาเท้าเทียมให้มีความสามารถในการเคลื่อนไหวทั้งในระนาบด้านข้างและระนาบด้านหน้า เพื่อตอบสนองต่อความต้องการของผู้ใช้งาน

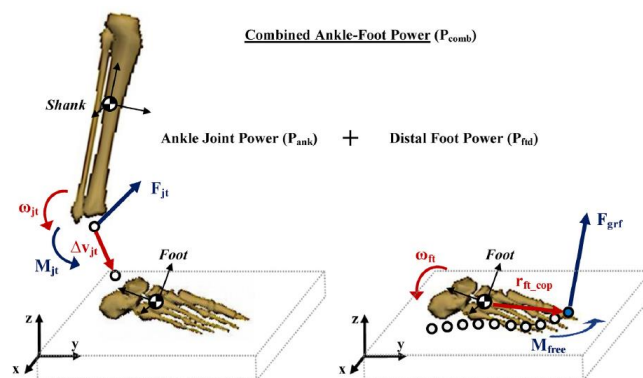
#### 2.1.4 พลังงานและกำลังของรวมของเท้าและข้อเท้าและข้อเท้าของคนปกติ (Energy and Power of combined Foot-Ankle for non-amputees)

สำหรับคนปกติ กำลังรวมของอวัยวะที่อยู่ใต้เท้าที่ใช้ในการเดิน จะเกิดจากกำลังสองส่วนด้วยกัน คือ กำลังจากข้อเท้า(ankle joint power) และกำลังจากปลายเท้า(distal foot power) ดังรูปที่ 2.14 และกราฟแสดงกำลังของข้อเท้าและปลายเท้าดังรูปที่ 2.15(ก) และ รูปที่ 2.15(ข)

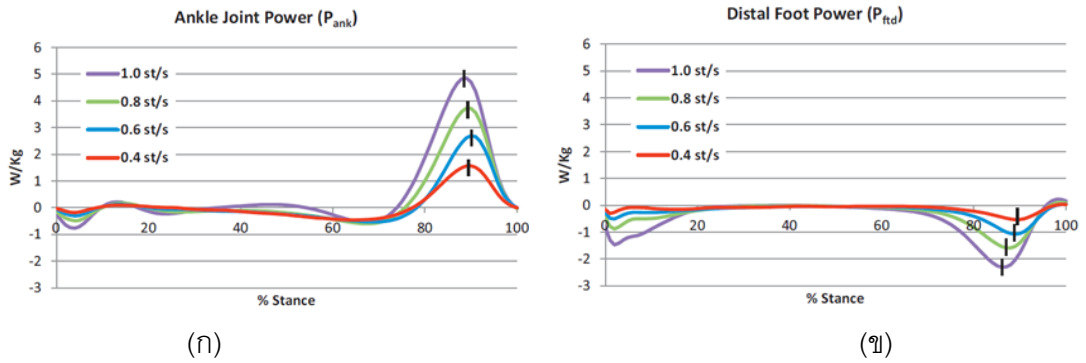
ตามลำดับ โดยกำลังที่มีค่าเป็นลบ คือ กำลังที่กล้ามเนื้อบริเวณเท้าและข้อเท้าดูดกลืนไป (absorbing power) ซึ่งเกิดจากโมเมนต์จาก GRF ที่มากกระทามีค่ามากกว่าแรงที่กล้ามเนื้อสร้างขึ้น จึงเป็นผลให้ข้อเท้าออกไปตามทิศของโมเมนต์ภายนอก ซึ่งกล้ามเนื้อบริเวณข้อเท้าจะทำงานแบบ eccentric contraction และดูดกลืนพลังงานไว้ ส่วนกำลังที่มีค่าเป็นบวก คือ กำลังที่ข้อเท้าสร้างขึ้น (generating power) เป็นกำลังที่กล้ามเนื้อบริเวณข้อเท้าสร้างขึ้นเพื่อเอาชนะแรงจากภายนอกที่มากกระทากับข้อเท้า เพื่อให้ข้อเท้าออกไปในทิศทางตรงกันข้ามกับโมเมนต์จาก GRF โดยกล้ามเนื้อบริเวณเท้าและข้อเท้าจะทำงานแบบ concentric contraction

จากรูปที่ รูปที่ 2.15(ก) และรูปที่ 2.15(ข) จะพบว่าข้อเท้าจะเป็นอวัยวะหลักในการสร้างกำลังเพื่อขับเคลื่อนตัวไปข้างหน้าของขา ส่วนปลายเท้าทำหน้าที่ดูดกลืนกำลังเพื่อหน่วงการเคลื่อนที่ของขา เมื่อเราทำการรวมกำลังของเท้าและข้อเท้าเข้าด้วยกันจะได้กราฟดังรูปที่ 2.16 เมื่อพิจารณากราฟทั้งสามรูปจะเห็นว่ากำลังของข้อเท้า และกำลังรวมของเท้าและข้อเท้าจะมีค่ามากขึ้นตามความเร็วในการเดิน (stature คือ ความสูงของคน) แต่กำลังของปลายเท้าจะมีค่าน้อยลงเมื่อความเร็วในการเดินมากขึ้น

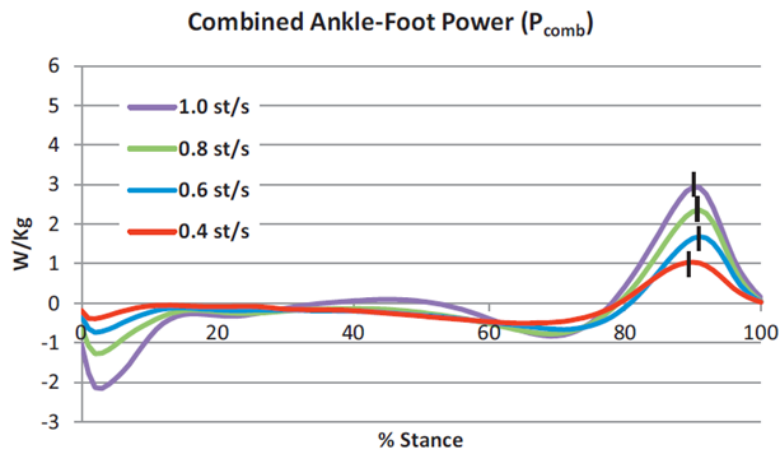
พิจารณากำลังรวมของเท้าและข้อเท้าดังรูปที่ 2.16 ในช่วงเท้าสัมผัสพื้นโดยละเอียด จะพบว่าในช่วงจังหวะ heel strike ถึง load response จะมีการดูดกลืนพลังงานไว้ในระบบเท้าและข้อเท้า และมีการดูดกลืนพลังงานอีกครั้งในช่วงจังหวะ mid stance ถึง heel off และหลังจากนั้นในช่วงจังหวะ push off จะมีการสร้างพลังงานโดยเท้าและข้อเท้าเพื่อใช้ดีดเท้าก้าวไปข้างหน้า เราสามารถคำนวณพลังงานที่ดูดกลืนและสร้างของข้อเท้า ปลายเท้า และระบบรวมเท้าและข้อเท้า ได้ดังรูปที่ 2.17(ก) และรูปที่ 2.17(ข) ซึ่งจะเห็นว่าพลังงานที่ดูดกลืนและสร้างขึ้นโดยข้อเท้า ปลายเท้า และระบบรวมเท้าและข้อเท้า จะมีค่ามากขึ้นตามความเร็วในการเดินที่มากขึ้นเช่นเดียวกับกำลัง อีกทั้งพลังงานที่สร้างขึ้นจะมากกว่าพลังงานที่ดูดกลืนไปของระบบรวมของเท้าและข้อเท้าเสมอ



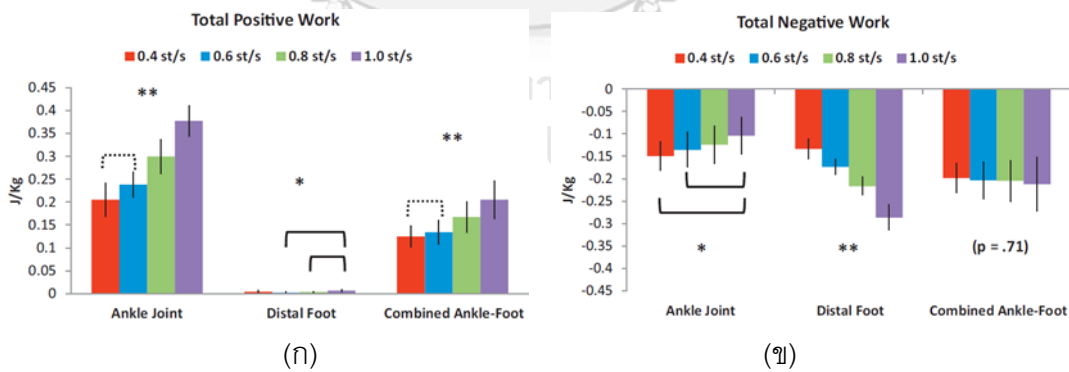
รูปที่ 2.14 ระบบกำลังรวมของเท้าและข้อเท้า [12]



รูปที่ 2.15 กำลังของ (ก) ข้อเท้า และ (ข) ปลายเท้า ของคนปกติขณะเดินด้วยความเร็วต่างๆ[12]



รูปที่ 2.16 กำลังของข้อเท้าของคนปกติขณะเดินด้วยความเร็วต่างๆ[12]



รูปที่ 2.17 พลังงานของข้อเท้า, ปลายเท้า และรวมเท้าและข้อเท้า ประกอบได้ด้วย (ก) พลังงานที่สร้างขึ้นและ (ข) พลังงานที่ดูดกลืน[12]

เนื่องจากพลังงานและกำลังของข้อเท้าที่ใช้ในจังหวะ push off จะแปรผันตรงกับความเร็วในการเดินดังที่ได้อธิบายไปแล้วข้างต้น ในงานวิจัยนี้จะเป็นการออกแบบเท้าเทียมสำหรับผู้พิการขาขาดในกลุ่มระดับกิจกรรม K2 ถึง K3 หรือระดับกิจกรรมปานกลาง ซึ่งมีความเร็วในการเดินอยู่

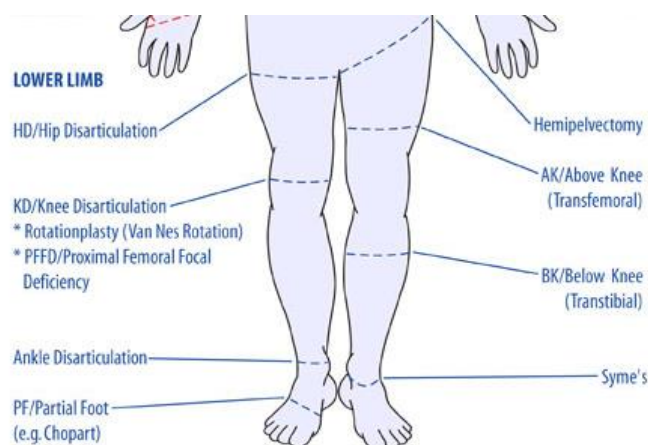
ในช่วง 4 ถึง 5.4 km/h ดังนั้นการออกแบบเท้าเทียมในงานวิจัยนี้จำเป็นต้องออกแบบให้มีพลังงานที่เก็บสะสมในช่วง heel off ให้เพียงพอต่อการปลดปล่อยพลังงานจังหวะ push off เพื่อให้การติดตัวของเท้าเทียมที่ออกแบบกับเท้าปกติอีกข้างหนึ่งของผู้พิการเท่ากัน ซึ่งจะทำให้ผู้พิการสามารถเดินได้อย่างสมมาตร (symmetrical gait)

## 2.2 ผู้พิการขาข้างล่าง (Lower limb amputees)

ผู้พิการอวัยวะขาข้างล่าง หรือผู้พิการขาขาด มีอยู่หลากหลายรูปแบบ ซึ่งสามารถจำแนกตามตำแหน่งของอวัยวะส่วนที่ขาดดังรูปที่ 2.18 ตามสรุปดังต่อไปนี้

- ขาดที่ส่วนของเท้า(Partial foot amputation) คือ การสูญเสียอวัยวะในส่วนปลายเท้า เช่น นิ้วเท้า แต่ข้อเท้ายังคงอยู่ ผู้พิการในกลุ่มนี้ยังสามารถเดินได้ปกติ แต่จะขาดความมั่นคงในการเดินในจังหวะปลายเท้าติดตัว(Toe-off) อาจจำเป็นต้องใช้ไม้ช่วยพยุงเดิน ช่วยให้เดินได้อย่างปลอดภัยมากขึ้น
- ขาดที่ข้อเท้า(Ankle disarticulation) คือ การสูญเสียเท้าและข้อเท้า เหลือเพียงแค่กระดูกหน้าแข้ง ผู้พิการในกลุ่มนี้สามารถเดินได้ โดยการใช้อุปกรณ์ช่วยพยุงเดิน และเท้าเทียมสำหรับผู้พิการในกลุ่มนี้มีค่าน้ำหนักน้อย เพราะมีข้อจำกัดในการยึดติดกับต่อขาที่เหลืออยู่
- ขาดใต้เข่า(Below knee or Transtibial) คือ การสูญเสียเท้าและข้อเท้าไปจนถึงกระดูกหน้าแข้ง แต่ยังมีข้อเข่าอยู่ เป็นกลุ่มที่พบบ่อยที่สุด ผู้พิการในกลุ่มนี้สามารถเดินได้โดยใช้เท้าเทียม (Prosthetic Feet) ที่ทำหน้าที่รับน้ำหนักตัว และให้มุมงอของข้อเท้าใกล้เคียงกับธรรมชาติตามวัฏจักรการเดิน
- ขาดที่ข้อเข่า(Knee disarticulation) คือ การสูญเสียที่ข้อเข่าลงมา แต่ยังคงเหลือส่วนของข้อเข่าที่อยู่ตรงส่วนปลายของกระดูกต้นขา (Femur or Thigh bone)
- ขาดเหนือเข่า(Transfemoral) คือ การสูญเสียขาในส่วนที่อยู่เหนือเข่าลงมา เหลือเพียงต่อของกระดูกต้นขา ผู้พิการในกลุ่มนี้จำเป็นต้องใช้เท้าเทียมและเข่าเทียมที่ทำงานร่วมกัน
- ขาดที่ข้อสะโพก (Hip disarticulation) คือ การสูญเสียในส่วนข้อสะโพกลงมา แต่ยังคงเหลือกระดูกเชิงกราน
- ขาดที่ส่วนของกระดูกเชิงกราน(Hemipelvectomy or Transpelvic) คือ การสูญเสียการกระดูกเชิงกรานบางส่วน ผู้พิการในกลุ่มนี้ไม่สามารถกลับมาเดินได้อีก[13]





รูปที่ 2.18 การจำแนกผู้พิการตามตำแหน่งที่ตัดขา

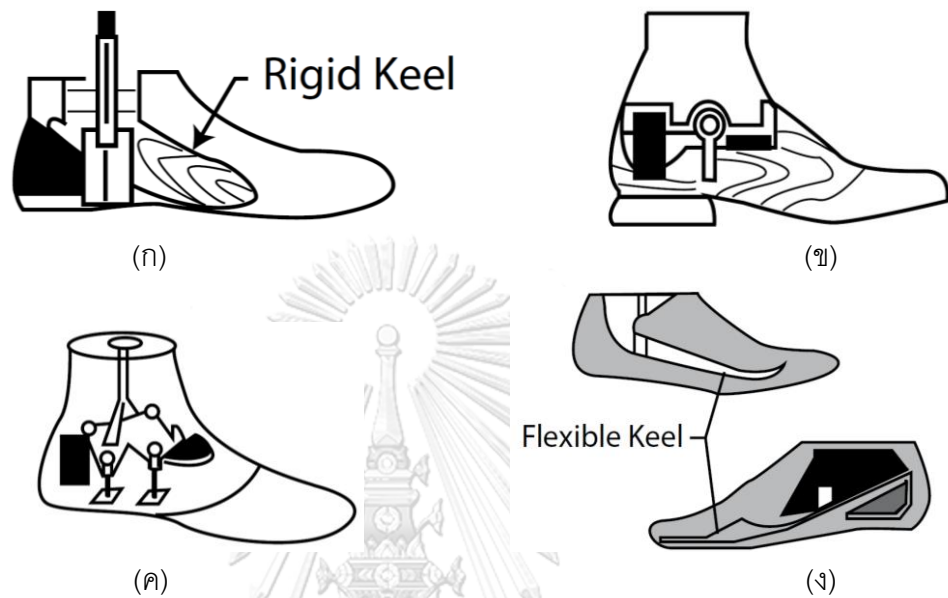
## 2.3 เท้าเทียมสำหรับผู้พิการขาขาดใต้เข่า (Prosthetic foot for Transtibial)

### 2.3.1 เท้าเทียมชนิดต่างๆ (Classification of Prosthetic feet)

ในอดีตมาจนถึงปัจจุบัน มีการวิจัยและพัฒนาเท้าเทียมกันมาอย่างต่อเนื่อง เพื่อให้ผู้พิการใช้งานในชีวิตประจำวัน เช่น เดิน วิ่ง หรือเล่นกีฬา ได้อย่างมีประสิทธิภาพเท่าเทียมกับคนปกติ (Non-amputees) โดยเท้าเทียมที่มีการพัฒนาขึ้นมาอยู่หลากหลายรูปแบบ ได้แก่

- SACH (Solid ankle cushion heel) เป็นเท้าเทียมที่มีลักษณะคล้ายเท้าคนจริงๆ ดังรูปที่ 2.19(ก) แกนภายในของเท้าเทียมทำจากไม้หรือพลาสติกบางชนิดที่แข็งแรงสามารถรับน้ำหนักได้สูง มียางหุ้มภายนอกให้ความเย็นหยุ่นและลดแรงกระแทกในจังหวะสั้นเท้าสัมผัสพื้น เท้าเทียมชนิดนี้จะงอได้เพียงเล็กน้อยเท่านั้น
- Single axis foot ที่ลักษณะคล้ายเท้าเทียมแบบ SACH แต่มีการติดตั้งข้อต่อแบบจุดหมุน (Revolute joint) และสปริงเข้าที่บริเวณข้อเท้าดังรูปที่ 2.19(ข) เพื่อให้ข้อเท้าสามารถงอในระนาบด้านข้างซึ่งเป็นผลมาจากแรงปฏิกิริยาจากพื้นที่กระทำรอบจุดหมุน ให้มุมงอขึ้นและลงของข้อเท้าใกล้เคียงกับคนปกติ
- Multi axis foot มีลักษณะคล้ายเท้าเทียมแบบ SACH แต่มีการเพิ่มข้อต่อแบบหมุนที่ข้อเท้า 2 ทิศทางดังรูปที่ 2.19(ค) ทำให้ข้อเท้าสามารถงอได้ทั้งในระนาบด้านข้างและระนาบด้านหน้า ซึ่งจะช่วยเพิ่มเสถียรภาพการทรงตัวเมื่อต้องเดินบนที่ไม่ราบเรียบ เนื่องจากเท้าเทียมสามารถมุมได้ในระนาบด้านหน้า
- Dynamic response foot ดังรูปที่ 2.19(ง) เป็นเท้าเทียมที่ทำจากวัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์/อีพอกซี (Carbon fiber reinforced Epoxy composites) ซึ่งมีน้ำหนักเบา ความ

ยืดหยุ่นและความแข็งแรงสูง เท้าเทียมชนิดนี้เป็นที่นิยมอย่างมาก เพราะ สามารถเลียนแบบการเก็บสะสมและปลดปล่อยพลังงานได้คล้ายกับเท้าคนปกติ ทำให้มีประสิทธิภาพการเดินที่สูงกว่าเท้าเทียมชนิดอื่นๆ เราจะอธิบายหลักการทำงานของเท้าเทียมชนิดนี้อย่างละเอียดในหัวข้อถัดไป[14]



รูปที่ 2.19 เท้าเทียมชนิดต่างๆ ที่มีขายในท้องตลาด ได้แก่ (ก) SACH foot (ข) Single axis foot (ค) Multi axis foot และ (ง) Dynamic response foot

### 2.3.2 ระดับกิจกรรมของผู้พิการขาขาด และเท้าเทียมที่เหมาะสม (Activity level of Lower limb amputations and suitable prosthetic foot)

สำหรับการจำแนกผู้พิการขาขาดตามระดับกิจกรรม(Activity level) หรือความสามารถในการเคลื่อนไหวของผู้พิการ จะสามารถแบ่งออกได้เป็น 4 กลุ่ม และเท้าเทียมที่เหมาะสมกับการใช้งานกับผู้พิการในแต่ละกลุ่ม ตามมาตรฐานของบริษัท Otto Bock ดังนี้

1. K1 Indoor Walker ผู้พิการในกลุ่มนี้สามารถเดินด้วยความเร็วต่ำกว่า 4 km/h มีระยะก้าวสั้น อาจมีความไม่สมมาตรของการเดิน (Asymmetrical gait) และเดินด้วยระยะทางและเวลาที่จำกัดบนพื้นราบเรียบภายในอาคาร เท้าเทียมที่เหมาะสมกับผู้พิการในกลุ่มนี้จะต้องเน้นเรื่องความสมดุลในการยืนและเดิน และมีน้ำหนักเบา เหมาะสำหรับผู้สูงอายุซึ่งมีกล้ามเนื้อที่อ่อนแกว่าคนปกติ เช่น ลุกเดินจากเก้าอี้ไปเตียงนอน
2. K2 Restricted Outdoor Walker เป็นเท้าเทียมสำหรับผู้พิการที่เดินด้วยความเร็วประมาณ 4 ถึง 4.7 km/h มีระยะก้าวเกือบจะปกติ มีความสมมาตรในการเดิน (Symmetrical gait)

เดินด้วยระยะทางและเวลาที่จำกัด แต่มากกว่าผู้พิการในกลุ่มแรก และสามารถก้าวข้ามสิ่งกีดขวางขนาดเล็กได้ เหมาะสำหรับผู้ใหญ่หรือผู้สูงอายุที่ยังแข็งแรงอยู่

3. K3 Unrestricted Outdoor Walker ผู้พิการในกลุ่มนี้สามารถปรับเปลี่ยนความเร็วในการเดินได้ในช่วงความเร็วที่ใกล้เคียงกับคนปกติ (4.7 ถึง 5.4 km/h) มีการเดินที่สมมาตร ระยะก้าวปกติ ระยะทางและเวลาในการเดินใกล้เคียงกับคนปกติ สามารถเดินในสภาพแวดล้อมที่มีสิ่งกีดขวางสูง เท้าเทียมที่ใช้กับผู้พิการกลุ่มนี้สามารถงอข้อเท้าได้ง่าย สามารถปลดปล่อยพลังงาน (Energy return) จากโครงสร้างเท้าได้ดี มีความสามารถในการปรับตัวให้เข้ากับพื้นไม่ราบเรียบได้ และสามารถนำใช้งานได้อย่างกว้างขวางในชีวิตประจำวันหรือเล่นกีฬาบางอย่างได้ เช่น กอล์ฟ ปั่นจักรยาน เดินขึ้นลงเขา เป็นต้น
4. K4 Unrestricted Walker with Rigorous Demands ผู้พิการในกลุ่มนี้สามารถปรับเปลี่ยนความเร็วในการเดินในช่วงความเร็วที่สูงกว่าปกติ (มากกว่า 5.4 km/h) มีความสมมาตรของการเดิน มีระยะก้าว ระยะทางและเวลาในการเดินเทียบเท่ากับคนปกติ สามารถวิ่งกระโดด หรือเปลี่ยนทิศทาง การเดินหรือวิ่งได้อย่างรวดเร็ว เท้าเทียมที่ใช้กับผู้พิการในกลุ่มนี้ต้องสามารถปลดปล่อยพลังงานจากโครงสร้างเท้าได้สูง มีความยืดหยุ่นและความทนทานสูง สามารถปรับตัวเข้ากับพื้นที่ไม่ราบเรียบได้ เพื่อใช้ในกิจกรรมได้อย่างกว้างขวาง และเล่นกีฬาได้หลากหลายมากยิ่งขึ้น[2, 15, 16]

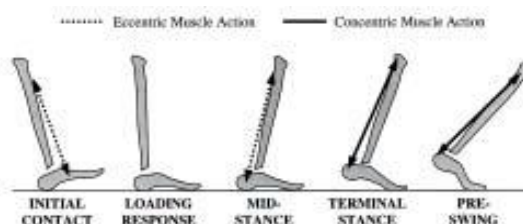
โดยในงานวิจัยนี้ จะสนใจที่จะออกแบบเท้าเทียมที่เหมาะสมกับการใช้งานในผู้พิการขาขาดที่อยู่ในระดับกิจกรรม K2-K3 หรือระดับกิจกรรมปานกลางเท่านั้น

### 2.3.3 เท้าเทียมแบบไดนามิค (Dynamic response prosthetic feet)

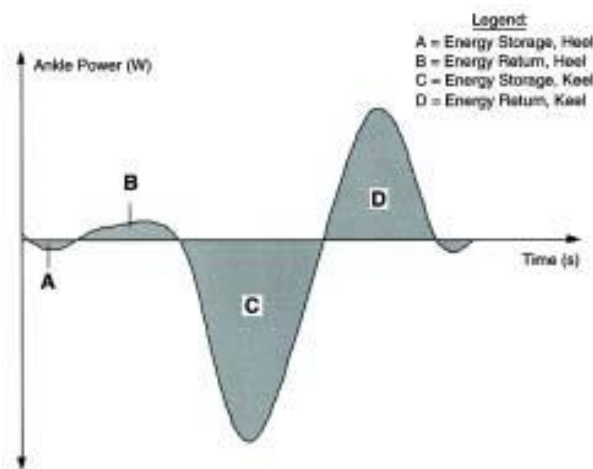
ในปัจจุบัน มีการวิจัยและพัฒนาเท้าเทียมแบบพลศาสตร์นั้นเป็นที่นิยมอย่างมาก เนื่องจากสามารถช่วยให้ผู้พิการเดินได้อย่างเป็นธรรมชาติและให้ความรู้สึกสบายขณะใส่เดิน โครงสร้างเท้าเทียมแบบพลศาสตร์ส่วนใหญ่ที่พบในท้องตลาดจะทำจากวัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์/อีพ็อกซี่ (Carbon fiber based Epoxy polymer) ซึ่งมีอัตราส่วนความแข็งแรงต่อน้ำหนักสูงกว่าโลหะทั่วไป มีความยืดหยุ่นสูง น้ำหนักเบา และยังมีคุณสมบัติในการเก็บสะสมพลังงาน (energy storage) ได้ โดยส่วนมากโครงสร้างจะประกอบไปด้วยสองส่วนหลัก คือ ส้นเท้า (heel) กับ ปลายเท้า (forefoot) กลไกการเก็บพลังงานดังกล่าวจะเกิดขึ้นในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นในวัฏจักรการเดิน เนื่องจากในช่วงเท้าสัมผัสพื้นนั้นจะมีแรงปฏิกิริยาจากพื้นกระทำบนฝ่าเท้าที่ตำแหน่งต่างๆ ตามจังหวะในวัฏจักรการเดินที่ได้อธิบายไว้ในหัวข้อ 2.1.3 ทำให้โครงสร้างเท้าเทียมนี้เกิดการเสียรูป (deformation) หรืออาจจะเรียกว่าเกิดความเค้น (stress) และความเครียด (strain) ขึ้น

ภายในโครงสร้าง ซึ่งทำให้เกิดพลังงานความเครียด(strain Energy) สะสมภายในโครงสร้างเท้า พลังงานนี้จะสามารถปลดปล่อย(energy return) ออกจากโครงสร้างเท้าได้เมื่อแรงปฏิกิริยาที่กระทำต่อโครงสร้างนั้นๆ มีค่าน้อยลง การปลดปล่อยพลังงานนี้จะช่วยให้ผู้ฝึกการก้าวขาไปข้างหน้าได้ง่ายขึ้น การเก็บสะสมและปลดปล่อยพลังงานในภายในโครงสร้างเท้าเทียบดังกล่าวจะแบ่งออกเป็น 2 ช่วง คือ

1. ช่วงที่จุดศูนย์กลางของแรงปฏิกิริยาอยู่ที่โครงสร้างสันเท้า คือ ในจังหวะสันเท้าสัมผัสพื้น จะมีแรงปฏิกิริยากระทำกับเท้าเทียบบริเวณสันเท้า(heel) จะทำให้เกิดการเสียรูปไป และเก็บสะสมพลังงานไปในโครงสร้างของสันเท้า จนกระทั่งถึงจังหวะ load response ซึ่งมีแรงปฏิกิริยาสูงที่สุดที่สันเท้าจะต้องรับไว้และจะมีการเก็บสะสมพลังงานมากที่สุดด้วยดั่งพื้นที่แรเงา A หลังจากนั้นในระหว่างเปลี่ยนจากจังหวะ load response ถึง mid stance จะมีแรงปฏิกิริยาน้อยลง เป็นผลให้โครงสร้างสันเท้าเกิดการคลายตัวเพื่อปลดปล่อยพลังงานดังรูปที่ 2.21 พื้นที่แรเงา B และสร้างโมเมนต์ในทิศงอเท้าขึ้น(dorsiflexion moment) ซึ่งจะช่วยให้หน้าแข้งของผู้ฝึกการหมุนไปด้านหน้ารอบข้อเท้า(rollover) ได้ง่ายขึ้น การคลายตัวดังกล่าวก็คือ การปลดปล่อยพลังงานของสันเท้าในจังหวะเหยียบเต็มเท้า
2. ช่วงที่จุดศูนย์กลางของแรงปฏิกิริยาอยู่ที่โครงสร้างปลายเท้า คือ ในช่วงระหว่างจังหวะ mid stance ถึง heel off จะมีแรงปฏิกิริยากระทำกับส่วนของปลายเท้า(forefoot or keel) แรงนี้จะมีค่ามากที่สุดในช่วง heel off ซึ่งทำให้ปลายเท้าเกิดการเสียรูปและให้มุมงอเท้าในทิศขึ้น(dorsiflexion) ดังรูปที่ 2.20 เกิดการเก็บสะสมพลังงานภายในโครงสร้างของปลายเท้าดังรูปที่ 2.21 พื้นที่แรเงา C จนทั้งในช่วงจังหวะสันเท้ายกถึงจังหวะปลายเท้าติดตัว แรงปฏิกิริยาจะลดลงอย่างรวดเร็ว ทำให้ปลายเท้าติดตัวกลับหรืองอเท้าลงอย่างรวดเร็ว ซึ่งเกิดจากโมเมนต์ภายในโครงสร้างปลายเท้าในทิศทางงอเท้าลง(plantarflexion moment) หรือเป็นการปลดปล่อยพลังงานจากโครงสร้างของปลายเท้าดังรูปที่ 2.21 พื้นที่แรเงา D ซึ่งจะช่วยให้ผู้ฝึกการดีดปลายเท้าขึ้นจากพื้นเพื่อเข้าสู่ช่วงแกว่งเท้าในวัฏจักรการเดินได้ง่ายยิ่งขึ้น เรียกว่าเป็นการปลดปล่อยพลังงานของปลายเท้าในจังหวะปลายเท้าติดตัว [17]



รูปที่ 2.20 การทำงานของเท้าเทียมในวัฏจักรการเดิน[17]



รูปที่ 2.21 กำลังของเท้าเทียมที่สามารถเก็บสะสมและปลดปล่อย[17]

เมื่อพิจารณาจากกราฟกำลังของเท้าเทียมดังรูปที่ 2.21 จะเห็นว่าเท้าเทียมจะมีพลังงานปลดปล่อยน้อยกว่าพลังงานที่เก็บสะสมทั้งในช่วงที่สิ้นเท้าทำงาน และปลายเท้าทำงาน เนื่องจากความจริงที่ว่าไม่มีวัสดุหรือสปริงชนิดใดที่จะสามารถปลดปล่อยพลังงานที่กักเก็บไว้ได้ 100% เพราะจะมีพลังงานบางส่วนที่สูญเสียไป ซึ่งแตกต่างจากเท้าคนปกติที่มีพลังงานปลดปล่อยสูงกว่าพลังงานที่เก็บสะสมเพราะเท้าคนปกติมีกล้ามเนื้อสามารถกำลังขึ้นได้ การที่จะทำให้ผู้พิการจะสามารถเดินได้อย่างสมมาตร(symmetrical gait) เหมือนคนปกตินั้นจะขึ้นอยู่กับ การปลดปล่อยพลังงานในจังหวะ push off กล่าวคือ เท้าเทียมกับเท้าข้างปกติจะต้องสร้างพลังงานที่ปลดปล่อยเท่าๆ กัน เพื่อติดเท้าไปข้างหน้าพร้อมๆ กัน ซึ่งจะทำให้เกิดความสมมาตรของการเดิน โดยเท้าคนปกติจะมีพลังงานที่ปลดปล่อยอยู่ในช่วง 0.13-0.21 J/kg ขึ้นอยู่กับความเร็วในการเดิน[12] ดังนั้นการออกแบบเท้าเทียมแบบไดนามิกให้มีความสามารถในการปลดปล่อยพลังงานได้ใกล้เคียงกับเท้าคนปกติเป็นสิ่งที่ยากมาก เนื่องจากเราสามารถออกแบบได้เพียงแค่พลังงานที่เก็บสะสมในโครงสร้างเท้าเทียม แต่การปลดปล่อยที่พลังงานออกมานั้นไม่สามารถคำนวณได้โดยตรง จึงไม่รู้ประสิทธิภาพเชิงพลังงานด้วย ต้องใช้การทดลองเพื่อประเมินค่าพลังงานดังกล่าว

จากการค้นคว้าเกี่ยวกับพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยของเท้าเทียมที่มีจำหน่ายในท้องตลาดสำหรับผู้พิการในระดับกิจกรรม K2-K3 หรือระดับกิจกรรมปานกลาง จะมีพลังงานที่เก็บสะสมอยู่ในจังหวะ heel off อยู่ในช่วง 0.07-0.12 J/kg และพลังงานที่ปลดปล่อยอยู่ในจังหวะ push off มีค่าอยู่ในช่วง 0.03-0.07 J/kg เท่านั้น ซึ่งมีค่าน้อยกว่าเท้าของคนปกติอย่างมาก และเท้าเทียมมีประสิทธิภาพเชิงพลังงานประมาณ 40-60% เท่านั้น [18-20] การที่เท้าเทียมตามท้องตลาดไม่สามารถปลดปล่อยพลังงานได้เท่ากับเท้าของคนปกติ อาจเนื่องมาจากข้อจำกัด

ของการออกแบบโครงสร้างโดยใช้วัสดุคาร์บอนไฟเบอร์ ซึ่งยังมีความแข็งแรงและความยืดหยุ่นไม่เพียงพอ

ดังนั้นในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยจึงจะออกแบบเท้าเทียมให้มีความสามารถในการเก็บพลังงานอยู่ที่ 0.13 J/kg ซึ่งเป็นค่าที่สูงกว่าเท้าเทียมตามท้องตลาดเล็กน้อย ซึ่งน่าจะเพียงพอต่อการใช้งานสำหรับผู้พิการในระดับกิจกรรม K2-K3 หรือระดับกิจกรรมปานกลาง ส่วนค่าพลังงานที่ปลดปล่อยโดยเท้าเทียมนั้นไม่สามารถออกแบบได้ จึงจำเป็นต้องวัด

### 2.3.4 ฟังก์ชันการทำงานพิเศษของเท้าเทียมไดนามิคแบบต่างๆ (Function of Dynamic response feet)

นอกจากเท้าเทียมแบบพลศาสตร์จะมีความสามารถในการเก็บสะสมและปลดปล่อยพลังงานแล้ว ยังต้องมีฟังก์ชันพิเศษอย่างอื่นที่เพิ่มเข้ามาเพื่อให้เท้าเทียมนั้นสามารถทำงานได้ใกล้เคียงกับเท้าคนปกติมากขึ้น หรือเพื่อให้เท้าเทียมสามารถใช้กับกลุ่มผู้พิการต่างๆ ได้ ซึ่งในปัจจุบันได้มีการพัฒนาฟังก์ชันขึ้นมาอย่างหลากหลายอย่าง[16] โดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

1. Articulating Ankle เป็นกลไกข้อต่อแบบหมุนไว้ที่ข้อเท้า เพื่อเพิ่มมุม plantarflexion/dorsiflexion ในขณะที่เดินขึ้นหรือลงทางลาดเอียง โดยภายในกลไกดังกล่าวจะมีการใส่ระบบสปริงและตัวหน่วง (Spring and damper system) เพื่อควบคุมมุม plantarflexion/dorsiflexion และรักษาเสถียรภาพในการเดินขึ้นหรือลงทางลาดเอียงเหมาะสมกับผู้พิการในกลุ่ม Activity level K3-K4 ซึ่งทำกิจกรรมนอกบ้าน พบเจอพื้นลาดเอียงอยู่เป็นประจำ ตัวอย่างเช่น Kinterra ของบริษัท Freedom Innovations[21] ดังรูปที่ 2.22(ก)
2. Vertical Shock Absorber เป็นกลไกที่ช่วยลดแรงกระแทกที่จะเกิดขึ้นในจังหวะ heel strike เพื่อป้องกันไม่ให้ตอขาที่เหลือ (Residual limb) และข้อต่อส่วนบน เช่น ข้อเข่า และข้อสะโพก เกิดความเสียหาย กลไกนี้อาจจะเป็นระบบไฮดรอลิก (Hydraulic) หรือวัสดุกันกระแทก (Bumper) ตัวอย่างเช่น เท้าเทียมรุ่น Re-flex Shock ของบริษัท OSSUR[22] ดังรูปที่ 2.22(ข)
3. Split Toe เป็นการผ่าครึ่งสันเท้าหรือปลายเท้า จะช่วยให้เท้าสามารถปรับสมดุลในระนาบด้านหน้าเมื่อเผชิญกับพื้นผิวที่ไม่ราบเรียบหรือมีสิ่งกีดขวางได้ หรือที่เรียกว่า eversion/inversion เนื่องจากจุดศูนย์กลางของแรงปฏิกิริยาที่เกิดจากการเดินบนพื้นผิวดังกล่าวจะมีลักษณะที่ผิดไปจากการเดินบนพื้นปกติ ดังรูปที่ คือ อาจจะมีการเลื่อนตำแหน่งออกจากแนวระนาบกึ่งกลาง (Medial/Lateral plane) ของเท้าเทียม จึงให้เท้าแต่

ละซีกรับแรงและเสียรูปไม่เท่ากัน เป็นการปรับสมดุลของกระดูกหน้าแข้งให้คงอยู่ในแนวระนาบ Medial/Lateral ของขาข้างนั้นได้ ซึ่งทำให้เกิดเสถียรภาพและลดโมเมนต์ที่จะเกิดขึ้นภายในตอขาที่เหลือได้ โดยส่วนมากจะออกแบบให้มีมุม Eversion/Inversion อยู่ที่ประมาณ 15 องศา ตัวอย่างเช่น เท้าเทียมรุ่น Agilix ของบริษัท Freedom Innovations[23] ดังรูปที่ 2.22(ค)

4. Multi-Axial เป็นลักษณะของเท้าเทียมที่ออกแบบมาเพื่อให้ข้อเท้าสามารถหมุนได้หลายแกน อาจเป็นการออกแบบให้โครงสร้างเท้ามีความยืดหยุ่นสูงเพื่อให้เท้าสามารถหมุนได้ในทุกๆ ระนาบ เช่น เท้าเทียมรุ่น Adjust 1M10 ของบริษัท OttoBock ดังรูป หรืออาจจะเป็นการเพิ่มจุดหมุนแบบบอล (Ball and Socket joint) ไว้ที่ข้อเท้าเพื่อการเคลื่อนไหวในทุกๆ ระนาบ พร้อมกับมีระบบสปริงและตัวหน่วงภายใน เพื่อควบคุมการงอของข้อเท้า เช่น เท้าเทียมรุ่น WalkTek ของบริษัท Freedom Innovation[24] ดังรูปที่ 2.22(ง)



(ก) [21] วิทยาลัย (ข) [22]



(ค) [23]

(ง) [24]

รูปที่ 2.22 เท้าเทียมที่มีจำหน่ายในท้องตลาดซึ่งมีฟังก์ชันพิเศษ ได้แก่ (ก) Artificial ankle[21]

(ข) Vertical shock absorber[22] (ค) Split design[23] และ (ง) Multi-axis[24]

เมื่อพิจารณาลักษณะของเท้าเทียมแบบต่างๆ จะพบว่า ลักษณะของเท้าเทียมที่เหมาะสมกับผู้พิการในระดับกิจกรรม K2-K3 นั้น คือ เท้าเทียมแบบ split design ดังรูปที่ 2.22(ค) เนื่องจากเท้าเทียมแบบนี้สามารถปรับสมดุลในระนาบด้านหน้าเมื่อเผชิญกับพื้นผิวที่ไม่ราบเรียบหรือมีสิ่งกีดขวางได้ หรือที่เรียกว่า eversion/inversion เหมาะกับการใช้งานภายนอกอาคาร

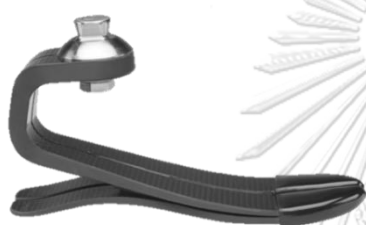
### 2.3.5 รูปทรงของเท้าเทียมที่มีจำหน่ายในท้องตลาด (Shape of commercial prosthetic feet)

เท้าเทียมที่มีจำหน่ายในท้องตลาดนั้นมีการออกแบบมาหลากหลายรูปทรง ซึ่งแต่ละรูปทรงนั้นมีการทำงานที่แตกต่างกันไป

1. Traditional shape เป็นรูปทรงที่เป็นที่นิยมอย่างมาก สามารถใช้งานทั่วไป ประกอบด้วยโครงสร้างสองชิ้นส่วน คือ ส่วนของปลายเท้า(Forefoot) และ ฝ่าเท้า(keel) ที่มีความยาวจากสันเท้าถึงปลายเท้าดังรูปที่ 2.23(ก) ทำหน้าที่รับแรง GRF และส่งผ่าน GRF ไปยัง forefoot อย่างราบเรียบตลอดช่วงสัมผัสพื้นสามารถเก็บและปลดปล่อยพลังงานได้มาก เนื่องจากมีแกนของโมเมนต์ที่มาก keel ยังสามารถรับแรงกระแทกในแนวตั้งได้ [25]
2. Low profile shape เป็นรูปทรงที่มีความสูงของข้อที่ต่ำมากดังรูปที่ 2.23(ข) ทำให้ผู้พิการขาขาดที่มีต่อขายาวๆ สามารถใส่ได้ดี มีส่วนประกอบสองชิ้นเหมือนกับ standard shape เพียงแต่ ส่วนของ forefoot มีความสูงที่น้อยกว่ามาก keel ช่วยให้การถ่ายโอน GRF จากสันไปยังปลายเท้าได้ดี แต่ความสามารถในการเก็บและปลดปล่อยพลังงานของเท้าจะน้อยกว่าแบบอื่นๆ เนื่องจากมีแกนของโมเมนต์ที่สั้นกว่า [26]
3. Individual heel and forefoot shape เป็นรูปทรงที่ประกอบด้วย สันเท้า(heel) และปลายเท้า(forefoot) ที่แยกกันอย่างชัดเจนดังรูปที่ 2.23(ค) แต่ละส่วนจะทำหน้าที่รับแรง GRF แยกกันในจังหวะที่ต่างกัน โดย heel จะรับ GRF ในช่วง 0 – 20 % ของช่วงเท้าสัมผัสพื้น และ forefoot จะรับ GRF ในช่วง 21-100% ของช่วงเท้าสัมผัสพื้น ซึ่งเป็นข้อดีในการเดินบนพื้นผิวที่มีความขรุขระ และเดินขึ้นหรือลงทางลาดเอียง เพราะเนื่องจากเมื่อเท้าเทียมถูกใช้เหยียบลงบนพื้นที่ต่างระดับกัน สันเท้าและปลายเท้าได้รับ GRF จะทำให้เกิดการงอตัวที่ในแต่ละส่วนที่ต่างกัน และไม่เกี่ยวข้องกัน ทำให้ส่วนของ heel และ forefoot ของเท้าเทียมยังคงแนบติดกับพื้นที่ต่างระดับกันนั้น จึงมีพื้นที่รับแรงมากกว่าเท้าเทียมที่มีฝ่าเท้าเป็นแผ่นเดียวกัน ซึ่งทำให้เท้าเทียมรูปทรงนี้มีความสมดุลมากกว่ารูปทรงอื่นๆ บริเวณตรงกลางฝ่าเท้ายังมีช่องไว้สำหรับหลบขอบของพื้นต่างระดับเล็กๆ ได้ อีกทั้งยังสามารถเก็บและปลดปล่อยพลังงานได้ดีมาก[27]



4. C shape ประกอบด้วย keel ทำให้หน้าที่ได้รับ GRF และส่งผ่านไปยัง สปริงรูปตัว C (C-spring) ดังรูปที่ 2.23(ง) ซึ่งจะเกิดการงอตัวหรือหมุนได้ทั้งสองทิศทาง คือ plantarflexion และ dorsiflexion คล้ายกับข้อเท้าคนปกติ เมื่อ keel และ C-spring ทำงานร่วมกันจะช่วยให้การ rollover ได้อย่างราบรื่น และมีความสามารถในการเก็บและปลดปล่อยพลังงานที่ดี[28]
5. Runner shape มีรูปทรงคล้ายขาเสื้อีตาร์ดังรูปที่ 2.23(จ) มีความสามารถเก็บสะสมและปลดปล่อยพลังงานได้สูงมากๆ และสูงมากกว่าเท้าเทียมรูปทรงอื่นๆ เหมาะกับผู้ที่พิการขาขาดที่เป็นนักกีฬา ซึ่งมีความสามารถในการทรงตัวสูง สามารถใช้วิ่งที่ความเร็วสูงๆ ได้ดี และรับแรงกระแทกได้มาก[29]



(ก) [25]



(ข) [26]



(ค) [27]



(ง) [28]



(จ) [29]

รูปที่ 2.23 รูปทรงต่างๆ ของเท้าเทียมที่มีจำหน่ายตามท้องตลาด ได้แก่ รูปทรงแบบ (ก) Traditional[25] (ข) Low profile shape[26] (ค) Individual heel and forefoot[27] (ง) C-shape[28] และ (จ) Runner shape[29]

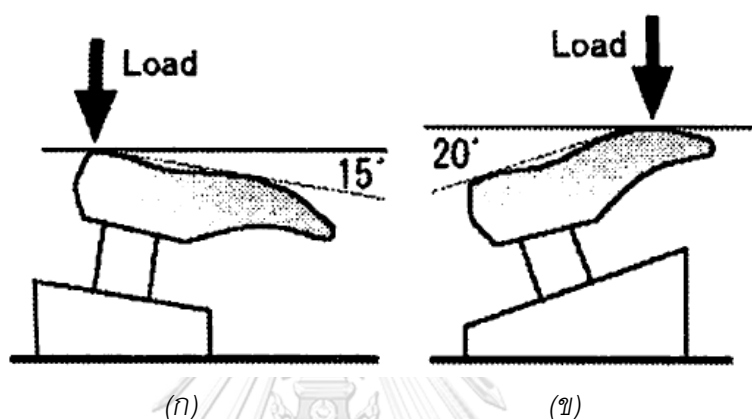
เนื่องจากผู้พิการในระดับกิจกรรม K2 ถึง K3 หรือระดับกิจกรรมปานกลางมีความต้องการใช้เท้าเทียมในการทำกิจกรรมประจำวันทั่วไป เช่น การประกอบอาชีพ (career activities) หรือการทำกิจกรรมสันทนาการ (recreational activities) อย่างการเล่นกีฬาเบสบอล ซึ่งจะต้องใช้พลังงานจากเท้าเทียมมากระดับหนึ่ง และยังคงเผชิญกับพื้นผิวการเดินไม่ราบเรียบ ไม่ได้ระดับ หรือเป็นทางขึ้นลงเนินลาดเอียง ดังนั้นรูปทรงของเท้าเทียมที่ตอบโจทย์การใช้งานของผู้พิการในกลุ่มนี้คือ Individual heel and forefoot shape เนื่องจากแยกการรับแรงของสันเท้ากับปลายเท้าออกจากกัน ซึ่งจะช่วยให้เมื่อสันเท้าหรือปลายเท้าเผชิญกับพื้นผิวที่ไม่เรียบ ขรุขระ หรือเป็นทางลาดเอียงขึ้นลง จะไม่ส่งผลต่อการทำงานของเท้าเทียมอีกส่วนหนึ่ง อีกทั้งยังรับแรงกระแทก และเก็บสะสมและปลดปล่อยพลังงานได้ดี

## 2.4 การทดสอบทางกลเพื่อหาค่าพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยของเท้าเทียม (Mechanical test for Evaluation energy storage and release in Prosthetic feet)

การทดสอบพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยในเท้าเทียมนั้นสามารถทำได้หลายวิธี แต่วิธีที่นิยมที่สุด คือ การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวขณะเดินด้วยแบบด้วยกล้อง (Gait motion analysis) ซึ่งสามารถวิเคราะห์เพื่อหามุมงอเท้า โมเมนต์ และกำลังของแต่ละข้อต่อ (ข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพก) ในทุกๆ ระยะเวลาของการเคลื่อนที่ด้วยหลักการพลศาสตร์ผกผัน (Inverse dynamic) อีกทั้งยังสามารถวัดความเร็ว ระยะก้าว เวลาในการก้าว และแรงปฏิกิริยาจากพื้นตลอดวัฏจักรการเดินได้อีกด้วย [8] ซึ่งเราจะสามารถทำต่างๆ ไปคำนวณหาพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยภายในของเท้าเทียมได้อีกด้วย แต่การทดสอบด้วย Gait motion analysis นี้ก็มีข้อเสียเนื่องจากในการทดสอบนี้ไม่สามารถควบคุมน้ำหนัก ความสมมาตรในการเดิน และความเร็วในการเดินของผู้พิการแต่ละคนได้ มีความยุ่งยากในการคำนวณด้วยหลักการ inverse dynamic ของแต่ละข้อต่อ และจำเป็นจะต้องขอใบรับรองจริยธรรมของการทดสอบในผู้พิการจริง (Ethical certification) จากทางโรงพยาบาล ซึ่งมีความยุ่งยากมาก

ผู้วิจัยจึงประยุกต์ใช้วิธีการทดสอบทางกลเพื่อหาค่าพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยของเท้าเทียมตามมาตรฐาน (JIS T9212) [30] แทน เนื่องจากสามารถควบคุมเงื่อนไขในการทดสอบได้อย่างถูกต้องแม่นยำกว่า gait motion analysis และสามารถนำข้อมูลพลังงานไปในการทดสอบเท้าเทียมแต่ละรุ่นหรือต่างชนิดกันไปเปรียบเทียบกันได้ การทดสอบทางกลศาสตร์นี้จะต้องทำการติดตั้งเท้าเทียมเข้ากับเครื่องทดสอบเอนกประสงค์ (Universal testing machine) ด้วยตัวยึดจับเท้าเทียม (Jig) ต้องสามารถปรับระนาบของเท้าเทียมได้ในสองตำแหน่ง คือ ตำแหน่งใส่ภาระ

ส้นเท้า (plantarflexion  $15^{\circ}$ ) และตำแหน่งใส่ภาวะปลายเท้า (dorsiflexion  $20^{\circ}$ ) ดังรูปที่ 2.24 โดยแต่ละตำแหน่งการใส่ภาวะจะทดสอบแยกกัน เริ่มการทดสอบโดยการใส่แรงกดเท้าเทียมด้วยอัตราเร็วที่ จนกระทั่งถึงแรงทดสอบที่ต้องการ และคลายตัวกลับด้วยอัตราเร็วเท่าเดิมจนทั้งแรงกดมีค่าเป็นศูนย์ และบันทึกค่าระยะยกกับแรงกดที่เกิดขึ้นในตลอดทั้งการทดสอบจะได้ ดังนั้นเราจะสามารถคำนวณหาพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยของเท้าเทียมได้จากการทดสอบข้างต้น [31]



รูปที่ 2.24 การติดตั้งเท้าเทียมบนเครื่องทดสอบอเนกประสงค์และตำแหน่งการป้อนภาวะที่ (ก) ตำแหน่งการป้อนภาวะส้นเท้า และ (ข) ตำแหน่งการป้อนภาวะปลายเท้า[30]

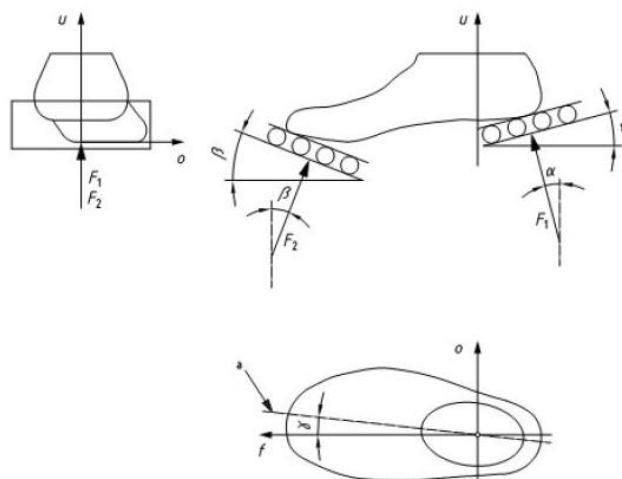
## 2.5 มาตรฐานการทดสอบแยกส่วนสำหรับเท้าเทียมแบบมีข้อเท้า (Separation Foot-Ankle test)

มาตรฐานการทดสอบแบบแยกส่วนสำหรับเท้าเทียม (Separate test for prosthetic foot and ankle, ISO 10328) เป็นมาตรฐานของผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรมกายอุปกรณ์เทียมที่ใช้สำหรับการทดสอบความทนทานของโครงสร้างของเท้าเทียม มีวัตถุประสงค์เพื่อทดสอบความแข็งแรงของโครงการเท้าเทียมเมื่อถูกป้อนภาวะ การทดสอบนี้แบ่งออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่ การทดสอบแบบสถิต (Static test) และการทดสอบแบบวัฏจักร (Cyclic test) ซึ่งแต่ละส่วนจะใช้ภาวะทดสอบและลักษณะของการป้อนแรงทดสอบที่ต่างกัน โดยที่แรงทดสอบจะขึ้นอยู่กับระดับการป้อนภาวะทดสอบ ส่วนระดับการป้อนภาวะทดสอบจะขึ้นอยู่กับน้ำหนักของผู้พิการที่สามารถใช้เท้าเทียมที่ทำการทดสอบนี้ได้ ตามมาตรฐานการทดสอบนี้จะเป็นระดับการป้อนภาวะออกเป็น 4 ระดับ ได้แก่ P3, P4, P5 และ P6 แต่ละระดับแสดงถึงช่วงน้ำหนักของผู้พิการที่สามารถใช้เท้าเทียมนี้ได้ [32] แสดงดังตารางที่ 2.1 และภาวะการทดสอบของแต่ละระดับการป้อนภาวะแสดงดังตารางที่ 2.2

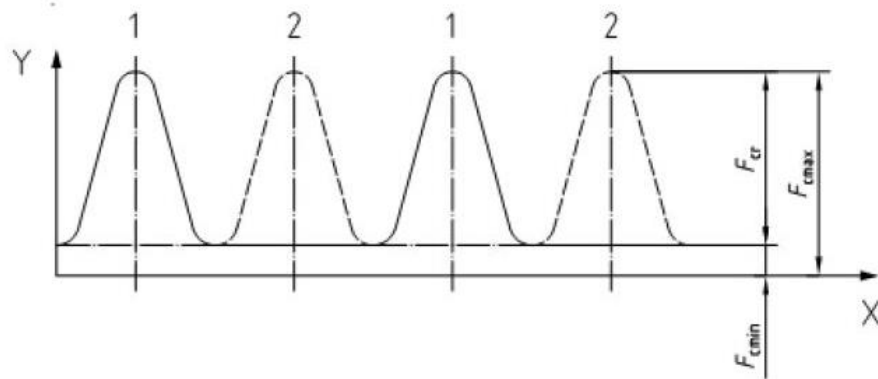
มาตรฐานการทดสอบแบบแยกส่วนสำหรับเท้าเทียม ISO 10328 ได้กำหนดลักษณะการบ่อนการทดสอบเป็น 2 ส่วน คือ การบ่อนการที่ส้นเท้า(heel loading position) และการบ่อนการที่ปลายเท้า(forefoot loading position) โดยใช้แทนส่งแรงเป็นเส้นตรงตามรูปที่ 2.25 สำหรับการบ่อนการที่ส้นเท้า การจะถูกบ่อนที่ตำแหน่งส้นเท้าซึ่งทำมุม  $\alpha = 15^\circ$  กับแกนในแนวตั้ง สำหรับการบ่อนการที่ปลายเท้า การจะถูกบ่อนที่ตำแหน่งปลายเท้าซึ่งทำมุม  $\beta = 20^\circ$  กับแกนในแนวตั้ง ส่วนการติดตั้งเท้าเทียมจะทำการยึดติดข้อต่อ (Connector) ของเท้าเทียมเข้ากับกับตัวจับยึดของเครื่องทดสอบ (จุด O) ซึ่งในตำแหน่งการติดตั้งนี้ปลายเท้าหมุนออกจากระนาบด้านข้าง (Sagittal plane) เป็นมุม  $\gamma = 7^\circ$  [32] สำหรับการทดสอบแบบสถิตจะบ่อนการทดสอบที่ตำแหน่งส้นเท้าและปลายเท้าแยกกันทีละครั้ง แต่สำหรับสำหรับการทดสอบแบบวัฏจักรจะบ่อนการทดสอบที่ส้นเท้าและปลายเท้าพร้อมๆ กันในลักษณะฟังก์ชันคาบ(Periodic function) ดังรูปที่ 2.26 จำนวนสองล้านวัฏจักร

ตารางที่ 2.1 ระดับการบ่อนการตามความสามารถของเท้าเทียมที่รับน้ำหนักได้

ระดับการบ่อนการ (Load level)	น้ำหนักของผู้พิการที่เท้าเทียมรับได้ (kg.)
P3	น้อยกว่า 60
P4	60 – 79
P5	80 – 99
P6	มากกว่า 100



รูปที่ 2.25 การติดตั้งเท้าเทียมสำหรับการทดสอบความแข็งแรงมาตรฐาน ISO10328



รูปที่ 2.26 ลักษณะการป้อนภาระทดสอบแบบฟังก์ชันคาบที่  
สั้นเท่า(เส้นเต็ม) และปลายเท่า(เส้นประ) สำหรับการทดสอบแบบวัฏจักร

ตารางที่ 2.2 ภาระการทดสอบของแต่ละระดับการป้อนภาระตามระดับกิจกรรม

ขั้นตอนการทดสอบและภาระทดสอบ		หน่วย	ระดับการป้อนภาระทดสอบ( $P_x$ ) และภาวะการป้อนภาระทดสอบ ( $F_{1x}; F_{2x}$ )						
			P5		P4		P3		
			การป้อนภาระให้ สั้นเท่า $F_{1x}$	การป้อนภาระให้ ปลายเท่า $F_{2x}$	การป้อนภาระให้ สั้นเท่า $F_{1x}$	การป้อนภาระให้ ปลายเท่า $F_{2x}$	การป้อนภาระให้ สั้นเท่า $F_{1x}$	การป้อนภาระให้ ปลายเท่า $F_{2x}$	
ขั้นตอนการทดสอบปกติ	แรงทดสอบ พิสัย	$F_{1sp}, F_{2sp}$	N	2 240	2 240	2 065	2 065	1 610	1 610
	แรงทดสอบ สถิตสูงสุด	$F_{1sn, ระดับต่ำ}$ $F_{2sn, ระดับต่ำ}$	N	3 360	3 360	3 098	3 098	2 415	2 415
		$F_{1sn, ระดับบน}$ $F_{2sn, ระดับบน}$	N	4 480	4 480	4 130	4 130	3 220	3 220
ขั้นตอนการทดสอบวัฏจักร	แรงทดสอบ ต่ำสุด	$F_{1cmin}, F_{2cmin}$	N	50					
	พิสัยวัฏจักร	$F_{1cr}, F_{2cr}$	N	1 280	1 280	1 180	1 180	920	920
	แรงทดสอบ สูงสุด	$F_{1cmax}, F_{2cmax}$ $F_{xcmax} = F_{xcmin} + F_{xcr}$	N	1 330	1 330	1 230	1 230	970	970
	แรงทดสอบ เฉลี่ย	$F_{1cmean}, F_{2cmean}$ $F_{xcmean} = 0.5(F_{xcmin} + F_{xcmax})$	N	690	690	640	640	510	510
	ขนาดวัฏ จักร	$F_{1ca}, F_{2ca}$ $F_{xca} = 0.5F_{xcr}$	N	640	640	590	590	460	460
	แรงทดสอบ สถิตสุดท้าย	$F_{1fin}, F_{2fin}$ $F_{xfin} = F_{xsp}$	N	2 240	2 240	2 065	2 065	1 610	1 610
จำนวนวัฏจักรที่กำหนด			1	$2 \times 10^6$					

หมายเหตุ ตารางที่ 3.3 ระบุแรงทดสอบและจำนวนวัฏจักรที่กำหนดสำหรับระดับการป้อนภาระทดสอบเพิ่มเติม

### บทที่ 3

## แนวคิดในการออกแบบ การออกแบบเบื้องต้น และการออกแบบเชิงรายละเอียด สำหรับเท้าเทียม

### 3.1 แนวคิดในการออกแบบ (Conceptual design)

#### 3.1.1 แนวคิดหลักในการออกแบบ (Conceptual)

จากการศึกษาทฤษฎีและปริทัศน์วรรณกรรมที่ได้กล่าวไว้ในบทที่ 2 ผู้วิจัยได้ทำการสรุปลักษณะหรือรูปแบบที่ควรใช้เป็นแนวคิดในการออกแบบเท้าเทียมสำหรับผู้พิการในกลุ่ม K2-K3 ได้ดังนี้

##### 3.1.1.1 ความเรียบง่ายและความเป็นเอกลักษณ์ (Simple and Unique design)

ความเรียบง่ายถือเป็นปัจจัยหนึ่งที่จะถูกนำไปพิจารณาในการออกแบบ เนื่องจากการออกแบบเท้าเทียมให้มีชิ้นส่วนน้อยที่สุดที่เป็นได้ จะทำให้ง่ายต่อการผลิต ประกอบหรือแยกชิ้นส่วน และง่ายต่อการซ่อมบำรุง เท้าเทียมออกแบบจะต้องเป็นกลไกแบบพาสซีฟ (Passive mechanism) ไม่มีตัวขับเคลื่อน (Actuator) หรืออุปกรณ์ทางไฟฟ้ามาเกี่ยวข้อง เพื่อลดความซับซ้อนในการทำงานของเท้าเทียม อีกทั้งรูปทรงของเท้าเทียมจะต้องมีความเป็นเอกลักษณ์ไม่ซ้ำกับเท้าเทียมในท้องตลาดหรือสิทธิอื่นๆ เพื่อให้เราสามารถขอจดสิทธิบัตรเป็นของคนไทยได้

##### 3.1.1.2 ความเหมาะสมกับผู้พิการในระดับกิจกรรมปานกลาง (Suitable for moderate amputees)

เท้าเทียมที่มีความเหมาะสมกับการใช้งานในผู้พิการในระดับกิจกรรม K2-K3 สามารถสรุปได้ดังนี้

1. เท้าเทียมจะต้องสามารถเก็บสะสมพลังงาน (Energy storage) ในโครงสร้างได้เพียงพอต่อการปลดปล่อยพลังงาน (Energy return) ในจังหวะ push-off ที่เหมาะสมกับผู้พิการในกลุ่มระดับกิจกรรมปานกลาง ซึ่งหมายความว่าเท้าเทียมต้องสามารถปลดปล่อยพลังงานได้สูงกว่าเท้าเทียมที่มีขายตามท้องตลาด ( $0.07 \text{ J/kg}$ ) และมีค่าใกล้เคียงกับเท้าคนปกติ ( $0.15 \text{ J/kg}$ ) หรือมีค่าพลังงานที่ปลดปล่อยในอยู่ในช่วง  $0.07-0.15 \text{ J/kg}$
2. เท้าเทียมต้องสามารถงอได้ในระนาบด้านข้างด้วยมุม plantarflexion และ dorsiflexion ใกล้เคียงกับธรรมชาติของเท้าปกติ

3. เท้าเทียมสามารถงอได้ระนาบด้านหน้า หรือในทิศทาง inversion หรือ eversion ได้ใกล้เคียงกับคนปกติ เพื่อให้ผู้พิการสามารถเดินบนพื้นที่ยรุขระหรือไม่ได้ระดับ ได้อย่างมีเสถียรภาพ

### 3.1.1.3 ความแข็งแรงทนทาน (Durability)

ความแข็งแรงทนทานนี้เป็นสิ่งที่สำคัญมาก ๆ ของการออกแบบเท้าเทียม เพื่อให้เท้าเทียมสามารถรับภาระจากการใช้งานในชีวิตประจำวันของผู้พิการ จากการวิเคราะห์รูปทรงเท้าเทียมที่มีจำหน่ายตามท้องตลาดในหัวข้อที่ 2.3.5 จะพบว่าเท้าเทียมเหล่านั้นออกแบบมาให้ทั้งสันเท้าและปลายเท้ารับ GRF ตลอดทั้งช่วงที่เท้าสัมผัสพื้น เนื่องจากทั้งสองชิ้นส่วนยึดติดกัน ซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อความแข็งแรงของเท้าเทียมได้ ดังนั้นผู้วิจัยจึงจะใช้แนวคิดการออกแบบให้สันเท้าและปลายเท้าแบ่งกันรับแรงในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้น เพื่อเพิ่มความแข็งแรงทนทานให้กับโครงสร้างเท้าเทียม ผู้วิจัยขอเรียกแนวคิดนี้ว่า การออกแบบแบบแยกส่วน (Separation of heel and forefoot concept)

### 3.1.2 ข้อกำหนดในการออกแบบ (Design specification)

เนื่องจากการที่ผู้พิการขาขาดแต่ละรายมีความแตกต่างกันในเชิงกายภาพหลากหลายอย่าง เช่น ขนาดเท้า น้ำหนักตัว อายุ ความแข็งแรง ความสามารถในการทรงตัว เป็นต้น ผู้วิจัยจึงต้องทำการกำหนดข้อกำหนดและขอบเขตของงานวิจัย เพื่อให้สามารถออกแบบเท้าเทียมอย่างเฉพาะเจาะจงกับความต้องการของผู้ใช้ดังต่อไปนี้

- ขอบเขตของการเคลื่อนไหวที่ (Range of motion) เท้าเทียมที่ออกแบบต้องสามารถงอได้ในระนาบ sagittal เป็นมุม plantarflexion 5 องศา และมุม dorsiflexion 10 – 14 องศา และเท้าเทียมต้องสามารถงอได้ในระนาบ frontal เป็นมุม eversion หรือ inversion ประมาณ 5 องศา
- พลังงานที่เก็บสะสมภายในโครงสร้างเท้าในช่วง 25-80% ของช่วงเท้าสัมผัสพื้น มีค่าประมาณ 0.13 J/kg
- ขนาดของเท้าเทียม จะมีความยาวรวมที่วัดจากสันเท้าถึงปลายเท้า 23 เซนติเมตร (ความยาวจริงแค่ 21-22 เซนติเมตร เนื่องจากต้องลดความยาวเพื่อให้ใส่ในเบล็อกหุ้มเท้าขนาด 23 เซนติเมตรได้)
- เท้าเทียมนี้จะสามารถใช้กับผู้พิการขาขาดที่มีน้ำหนักอยู่ในช่วง 60 ถึง 70 กิโลกรัมเท่านั้น

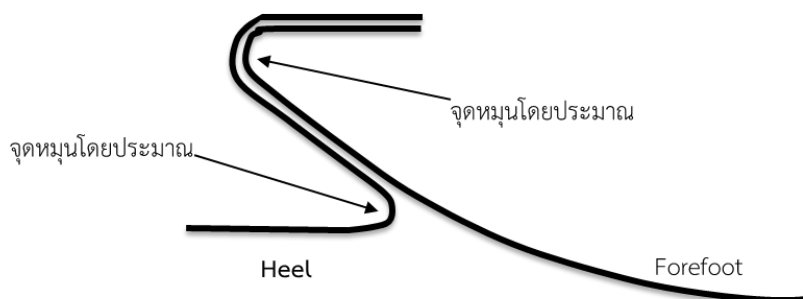
### 3.2 การออกแบบเบื้องต้น

จากแนวความคิดในการออกแบบที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น แนวคิดหลักๆ อยู่ 3 อย่าง นั่นคือ ความเรียบง่ายและเป็นเอกลักษณ์ ใช้เดินได้อย่างเป็นธรรมชาติหรือเหมาะสมกับผู้พิการในระดับกิจกรรมปานกลางที่ความเร็วปกติ และความแข็งแรงทนทาน

#### 3.2.1 การออกแบบรูปทรงของเท้าเทียม

สำหรับการออกแบบเบื้องต้น ผู้วิจัยจะใช้รูปทรงเท้าเทียมแบบแยกส่วนของสันเท้าและปลายเท้า เนื่องจากการแยกส่วนประกอบของสันเท้ากับปลายเท้าออกจากกัน เป็นแบ่งการรับแรง GRF ในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้น โดยสันเท้าจะรับ GRF ประมาณช่วงต้นของจังหวะเท้าสัมผัสพื้น และปลายเท้าจะรับ GRF ประมาณช่วงปลายของจังหวะเท้าสัมผัสพื้น ซึ่งจะทำให้เท้าเทียมมีความแข็งแรงทนทานสูง และอาจเป็นผลดีต่อการเดินบนพื้นที่ขรุขระ และทางลาดเอียง ตามที่ได้อธิบายไว้ในหัวข้อที่ 2.3.5 ซึ่งเหมาะกับผู้พิการในระดับกิจกรรม K2-K3

จากออกแบบเชิงความคิดที่ประกอบด้วย การออกแบบด้วยความเรียบง่ายและมีความเป็นเอกลักษณ์ ความสามารถในการเก็บสะสมและปลดปล่อยพลังงานที่เหมาะสมกับผู้พิการในระดับกิจกรรม K2-K3 และต้องสามารถเคลื่อนไหวในระนาบด้านหน้าหรือ eversion/inversion ได้ ผู้วิจัยจึงได้ทำการวาดรูปทรงของเท้าเทียมโดยอ้างอิงจากรูปทรงแบบ separation of heel and forefoot ซึ่งเป็นประกอบด้วยโครงสร้างหลักเพียงสองชิ้นส่วน คือ heel มีลักษณะเหมือนตัว S และ forefoot มีลักษณะเหมือนตัว J ดังรูปที่ 3.1 ซึ่งจะมีการเพิ่มแกนของโมเมนต์ของชิ้นส่วนทั้งสองให้มากกว่าเท้าเทียมของห้องตลาด เพื่อให้มีมุมงอเท้าในทิศ plantarflexion และ dorsiflexion ที่สูงกว่า และยังเก็บสะสมและปลดปล่อยพลังงานได้มากกว่า บริเวณส่วนบนของเท้าเทียมทำเป็นเส้นตรงให้ได้ระนาบกับพื้นไว้สำหรับติดตั้งตัวต่อ connector ที่ใช้สำหรับติดเท้าเทียมเข้ากับส่วนของหน้าแข้ง



รูปที่ 3.1 การออกแบบรูปทรงของเท้าเทียมต้นแบบ

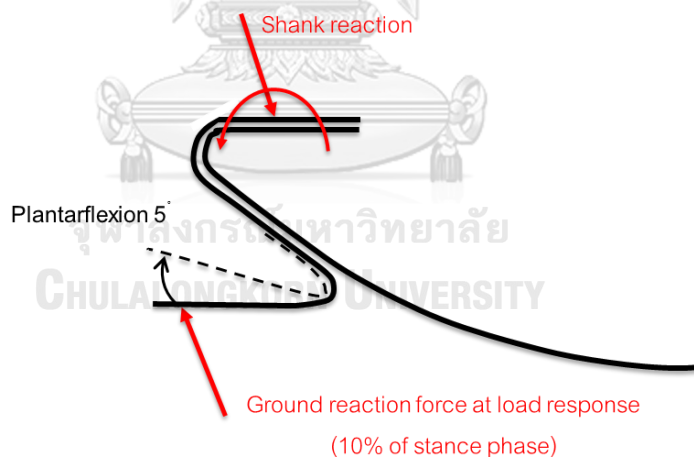
ในหัวข้อถัดๆ ไป จะเป็นการออกแบบการทำงานของเท้าเทียมในระนาบด้านข้าง และระนาบด้านหน้าตามลำดับ



### 3.2.1 การออกแบบการทำงานเบื้องต้นของเท้าเทียมในระนาบด้านข้าง (Sagittal plane function of prosthetic foot)

ผู้วิจัยจะทำการแบ่งการทำงานของเท้าเทียมในระนาบด้านข้างออกเป็น 2 ช่วง คือ ช่วงที่สั้นเท้าทำงาน และช่วงที่ปลายเท้าทำงาน เพื่อวิเคราะห์การรับแรงของเท้าเทียม ตำแหน่งที่เกิดความเข้มข้นของความเค้น ดังต่อไปนี้

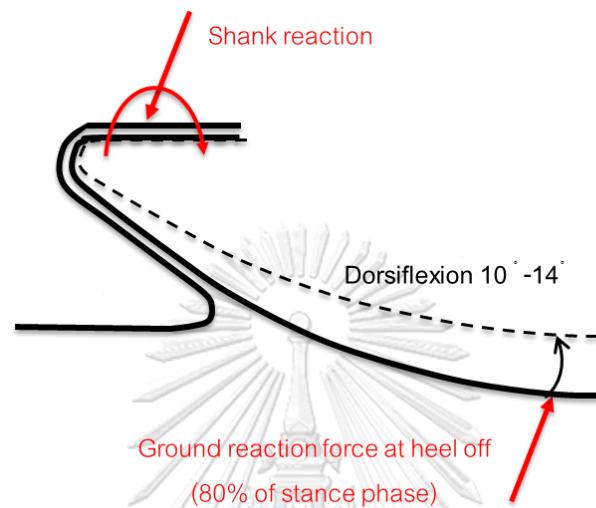
- ช่วงที่สั้นเท้าทำงาน จะเกิดขึ้นในช่วงจังหวะ heel strike ถึง mid stance ในช่วงเท้าสัมผัสพื้น เมื่อผู้พิการใช้เท้าเทียมเหยียบลงบนพื้นและถ่ายน้ำหนักตัวลงไป จะทำให้เกิด GRF ขึ้นในทิศทางตรงข้ามกับแรงกดจากน้ำหนักตัว และจะเกิด reaction moment จากส่วนของหน้าแข้ง เป็นผลให้ heel เกิดการเสียรูปทรงอตัวขึ้น และจะต้องเป็นมุม plantarflexion 5 องศา ตามที่ได้กำหนดไว้ สามารถเขียนเป็น Free body diagram ได้ดังรูปที่ 3.2 จะพบว่าตำแหน่งที่มีความเข้มข้นของความเค้น (stress concentration) สูงจะอยู่บริเวณโค้งของ heel part เนื่องจากเป็นตำแหน่งที่มีแขนของโมเมนต์ (Moment arm) ซึ่งในการออกแบบด้านความแข็งแรงของเท้าเทียมนี้อาจต้องพิจารณาที่โค้งบริเวณสั้นเท้าเป็นเกณฑ์หลัก



รูปที่ 3.2 free body diagram ของการรับ GRF ของเท้าเทียมบริเวณสั้นเท้า

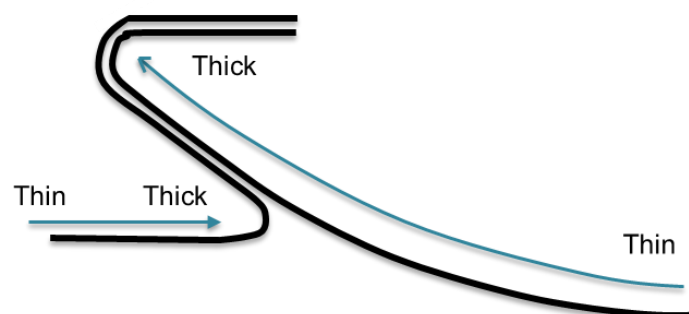
- ช่วงที่ปลายเท้าทำงาน เกิดขึ้นช่วงจังหวะ mid stance ถึง toe off ในช่วงเท้าสัมผัสพื้น หลังจากสั้นเท้าเกิดการงอเป็นมุม plantarflexion และกลับมาที่มุมปกติ ในจังหวะนั้น ตำแหน่งศูนย์กลางของ GRF จะเลื่อนจากสั้นเท้าไปยังปลายเท้า ทำให้ forefoot รับ GRF ขึ้นในทิศทางตรงกันข้ามกับแรงกดจากน้ำหนักตัว เป็นผลทำให้ forefoot จะเกิดการเสียรูปหรืออตัวขึ้น และจะต้องเป็นมุม dorsiflexion 10-14 องศา ตามที่ได้กำหนดไว้ ซึ่ง

สามารถเขียนเป็น Free body diagram ดังรูปที่ 3.3 จะพบว่าตำแหน่งที่มีความเข้มข้นของความเค้น (stress concentration) สูงจะอยู่บริเวณโค้งของส่วน forefoot เนื่องจากจะเป็นตำแหน่งที่มีแขนของโมเมนต์ (moment arm) โกลที่สุด ซึ่งในการออกแบบด้านความแข็งแรงของเท้าเทียมนี้จะต้องพิจารณาที่โค้งบริเวณเป็นเกณฑ์หลัก



รูปที่ 3.3 free body diagram การรับ GRF บริเวณปลายเท้า

เมื่อทำการวิเคราะห์ตำแหน่งที่เกิดความเข้มข้นของความเค้นจะพบเราจำเป็นต้องเพิ่มความแข็งแรงของโครงสร้างตรงตำแหน่งที่มีความเข้มข้นของความเค้นสูง โดยการเพิ่มความหนาของโครงสร้างที่บริเวณนั้น แต่จะต้องไม่มากหรือน้อยไป เพราะถ้าหนามากเกินไปก็จะทำให้โครงสร้างเท้าเทียมเกิดการเสียรูปหรืออ่อนได้น้อยลง อาจทำให้ไม่ได้มุม plantarflexion กับ dorsiflexion ตามที่กำหนดไว้ หรือถ้าโครงสร้างมีความหนาน้อยเกินไปก็จะเป็นผลให้ความแข็งแรงของโครงสร้างนั้นต่ำลง ดังนั้นเราจึงต้องมีการเปลี่ยนแปลงความหนาของโครงสร้าง heel และ forefoot ในแต่ละช่วงของความยาวดังแสดงในรูปที่ 3.4 เพื่อให้เกิดความสมดุลระหว่างความแข็งแรงกับการเสียรูปของโครงสร้าง



รูปที่ 3.4 การเปลี่ยนแปลงความหนาของโครงสร้างเท้าเทียม

### 3.2.2 การออกแบบการทำงานเบื้องต้นของเท้าเทียมในระนาบด้านหน้า (Frontal plane function of prosthetic foot)

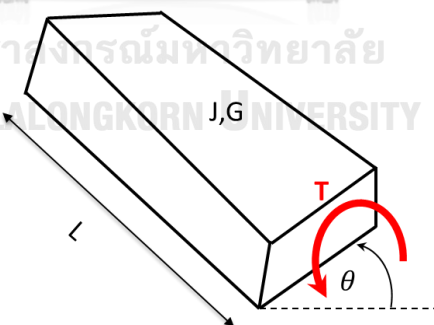
สำหรับกลไกที่ช่วยให้เท้าเทียมสามารถเคลื่อนไหวในระนาบด้านหน้าได้นั้น เป็นฟังก์ชันการทำงานที่สำคัญอีกอย่างหนึ่งของเท้าเทียมสำหรับผู้พิการในระดับกิจกรรมปานกลางหรือ K2-K3 สำหรับเท้าเทียมทั่วไปในท้องตลาดที่สามารถเคลื่อนไหวได้ในระนาบด้านหน้านั้นจะนิยมใช้ split design กันเป็นจำนวนมาก เนื่องจากง่ายต่อการผลิตและออกแบบ เพื่อให้เท้าทั้งสองข้างไม่เท่ากันในขณะที่รับ GRF ที่มีจุดศูนย์กลางเยื้องออกจากแนว medial/lateral ของเท้า แต่เพื่อออกแบบให้แตกต่างจากของท้องตลาด ผู้วิจัยจึงได้คิดค้นวิธีการที่จะทำให้โครงสร้างเท้าสามารถเกิดการบิด (twist) ในระนาบด้านได้ เมื่อจะเผชิญกับพื้นที่ขรุขระหรือไม่ได้ระดับ ซึ่งจะทำให้ศูนย์กลางของ GRF เลื่อนออกจากระนาบ medial/lateral ของเท้า จากทฤษฎีเกี่ยวกับการบิด (torsional) ที่กล่าวไว้ว่า เมื่อวัสดุใดๆ รับโมเมนต์ที่ปลายด้านหนึ่ง จะทำให้เกิดการบิดตัวเกิดขึ้นดังรูปที่ 3.5 และสามารถแสดงความสัมพันธ์ได้ตามสมการด้านล่าง

$$\theta = \frac{TL}{JG}$$

สมการที่ 3.1

โดยที่  $J$  คือ โมเมนต์ความเฉื่อยเชิงขั้ว (polar moment of inertia) คือ โมเมนต์ที่กระทำกับโครงสร้าง

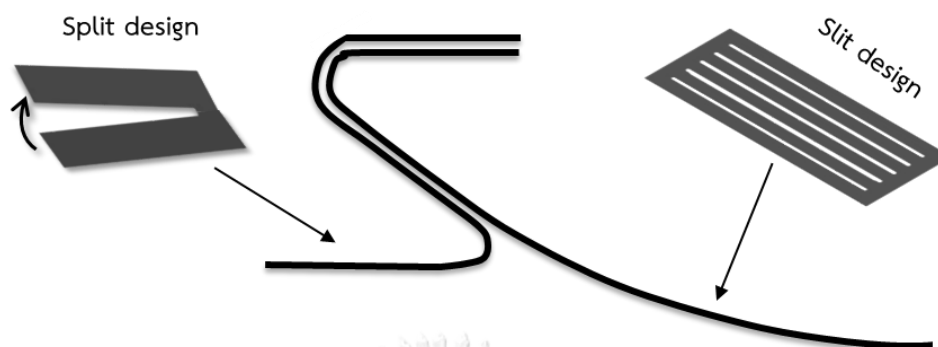
$G$  คือ โมดูลัสของแรงเฉือน (shear modulus of elasticity)  $L$  คือ ความยาวรวมของโครงสร้าง



รูปที่ 3.5 หลักการบิดงอตัวของคาน

จากสมการจะพบว่า ถ้าต้องการที่จะเพิ่มมุมบิดของโครงสร้างเท้าเทียมให้มากขึ้น โดยที่โมดูลัสของแรงเฉือนและโมเมนต์ที่กระทำกับโครงสร้างยังมีค่าคงที่ เราสามารถทำได้สองวิธี คือ การเพิ่มความยาว  $L$  ให้มากขึ้น และลดโมเมนต์ความเฉื่อยเชิงขั้ว  $J$  ของโครงสร้าง สำหรับ forefoot เราจะทำการเจาะร่องของเนื้อตรงกลางออกเป็นแนวยาว (slit) จำนวนหลายร่องดังรูปที่ 3.6 เพื่อลดโมเมนต์ความเฉื่อยเชิงขั้วของโครงสร้างเท้า แต่สำหรับ heel เราอาจจะไม่สามารถเจาะร่องตรงการออก

ได้ เพราะเนื่องจากความยาวของส่วนที่ผลต่อการบิดของ heel มีค่าไม่มากนัก จึงจำเป็นจะต้องใช้การผ่าครึ่งซีก(split) เหมือนเท้าเทียมตามท้องตลาด



รูปที่ 3.6 Conceptual design ของเท้าเทียมต้นแบบ

### 3.3 การออกแบบเชิงรายละเอียด (Detailed design)

สำหรับการออกแบบเท้าเทียมต้นแบบจะใช้โปรแกรม CATIA ในการสร้างรูปทรงสามมิติ โดยจะออกแบบตามมาตรฐาน ISO10328 และอ้างอิงกับเท้าคนจริง จากนั้นจะทำการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ (finite element analysis) เพื่อหาการเสียรูป ความเค้น และพลังงานในรูปความเครียดของโครงสร้างเท้าเทียมโดยใช้โปรแกรม ANSYS

#### 3.3.1 การเลือกวัสดุสำหรับใช้ทำเท้าเทียม (Material selection)

สำหรับการออกแบบเท้าเทียมนั้นจำเป็นจะต้องใช้วัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์ เนื่องจากมีความแข็งแรงสูงกว่าเหล็กทั่วๆ ไป (รับแรงได้สูงในทิศทางเดียวกับเส้นใย) ความยืดหยุ่นสูง รับแรงได้ดี และมีน้ำหนักเบาเนื่องจากความหนาแน่นต่ำ[22] จึงเป็นที่นิยมนำใช้กันอย่างมากในบริษัทผู้ผลิตเท้าเทียม ในท้องตลาดมีผ้าคาร์บอนไฟเบอร์ให้เลือกใช้งานกันหลากหลายรูปแบบ แต่ผ้าคาร์บอนไฟเบอร์ที่เป็นที่นิยมอย่างมากในตอนนี้ คือ คาร์บอนไฟเบอร์แบบพรีเพอร์ก (prepreg carbon fiber) เป็นผ้าคาร์บอนไฟเบอร์สำเร็จรูปซึ่งเคลือบเรซินที่ยังไม่แข็งตัวไว้แล้ว เพียงแค่นำผ้าคาร์บอนไฟเบอร์แบบพรีเพอร์กนี้ไปเรียงบนแม่พิมพ์ และนำไปอบด้วยความร้อนและความดันที่เหมาะสมก็จะได้โครงสร้างวัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์ได้อย่างง่ายดาย ผ้าคาร์บอนไฟเบอร์แบบ prepreg นี้ยังมีทิศทางการจัดเรียงของเส้นใยให้เลือกอีกหลากหลายรูปแบบ แต่ยังมี เส้นใยแบบที่นิยมกันมากที่สุด คือ ผ้าคาร์บอนไฟเบอร์แบบเส้นใยในทิศทางเดียวกัน (Unidirectional carbon fiber) ดังรูปที่ 3.7(ก) และผ้าคาร์บอนไฟเบอร์แบบถักเส้นใยในสองทิศทางหรือใยสาน (Woven carbon fiber) ดังรูปที่ 3.7(ข) การนำไปใช้งานก็จะแตกต่างกันไป ขึ้นอยู่กับทิศทางที่รับแรง สำหรับ

งานวิจัยนี้ ผู้วิจัยจะเลือกใช้ผ้าพรีเพร็กคาร์บอนไฟเบอร์แบบเส้นใยสาน(woven prepreg carbon fiber) เนื่องจากสามารถรับแรงได้ดีในสองทิศทาง และขึ้นรูปง่าย โดยใช้ผ้าพรีเพร็กคาร์บอนไฟเบอร์รุ่น RC200T/SE 84LV จากบริษัท Gurit มีเรซินเป็นอีพ็อกซี่(epoxy resin) โดยมีคุณสมบัติทางกลหลังจากขึ้นรูปเรียบร้อยแล้วดังตารางที่ 3.1 (ผู้วิจัยจะใช้ความดัน 6 Bar และอุณหภูมิ 120 °C)



(ก)

(ข)

รูปที่ 3.7 ผ้าคาร์บอนไฟเบอร์แบบ (ก) ทิศทางเดียว (Unidirectional)

และ (ข) ใยสาน (Woven)[33]

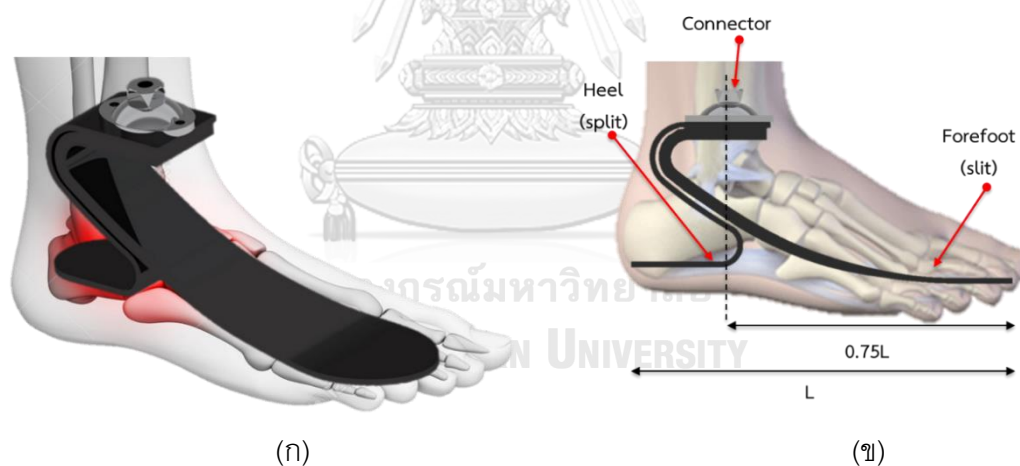
ตารางที่ 3.1 คุณสมบัติทางกลของวัสดุคาร์บอนไฟเบอร์แบบ woven prepreg ของบริษัท Gurit รุ่น RC200T/SE 84LV[33]

Mechanical Properties				
	T700 UD HS Carbon Fibre	RC200T	RC200T	WRE293
Resin System	SE 84LV	SE 84LV	SE 84LV	SE 84LV
Cure (time / temperature / pressure)	10 hrs / 85°C / 1 Bar	10 hrs / 85°C / 1 Bar	1 hr / 120°C / 6 Bar	1 hr / 120°C / 6 Bar
Process	vacuum bag	vacuum bag	press	press
Fibre Weight (g/sqm)	300	194	194	275
Prepreg Areal Weight (g/sqm)	476	334	334	474
Prepreg Resin Content (%bw)	37	42	42	42
Tensile Strength (MPa)	2844	760	1074	546
Tensile Modulus (GPa)	129.2	55.9	66.4	25.7
Tensile Laminate Fibre Vol. (%)	59.8	56.6	60.8	53.9
Cured Ply Thickness** (mm)	0.281	0.214	0.199	0.221
Normalised Tensile Strength @ 60% FVF (MPa)	2854	806	1060	608
Normalised Tensile Mod. @ 60% FVF (GPa)	129.7	65.2	65.4	29
Compressive Strength (MPa)	1187	718	767	687
Compressive Laminate Fibre Volume (%)	57.5	56	60.3	54.5
Normalised Compr. Strength @ 60% FVF (MPa)	1239	770	764	756
ILSS (MPa)	79	76	70	55

### 3.3.2 การสร้างโมเดลสามมิติด้วยโปรแกรม CATIA (Computer aided design by using CATIA)

ขบวนการเริ่มต้นของการออกแบบเท้าเทียม คือ การสร้างโมเดลสามมิติของเท้าเทียมขึ้นมา โดยอ้างอิงขนาดความกว้าง ยาว สูง ตามมาตรฐาน ISO10328 และอ้างอิงจากขนาดเท้าของคนปกติ ซึ่งขนาดของความยาวรวมตามที่กำหนดไว้ที่ 23 เซนติเมตร แสดงดังรูปที่ 3.8 โดยมีชิ้นส่วนประกอบหลักๆ คือ

- Heel ใช้วัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์/อีพ็อกซี่ เนื่องจากต้องการความยืดหยุ่นและความทนทานสูง ใช้สำหรับทำงานในช่วง 0–25% ของช่วงเท้าสัมผัสพื้น บริเวณส่วนล่างของ heel จะถูกยกสูงขึ้นจากพื้นเมื่อเทียบกับปลายเท้าประมาณ 10 มิลลิเมตร
- Forefoot ใช้วัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์/อีพ็อกซี่ เนื่องจากต้องการความยืดหยุ่นและความทนทานสูง ใช้สำหรับทำงานในช่วง 26 –100% ของช่วงเท้าสัมผัสพื้น
- Connector ใช้วัสดุเป็นเหล็กกล้าไร้สนิมเบอร์ 304 (SUS 304) มีความแข็งแรงสูง มีผิวที่ส่วน ทนทานต่อการเกิดสนิม ใช้สำหรับยึดส่วนของเท้าเทียมเข้ากับข้อต่ออื่นๆ เช่น หน้าแข้ง หรือ ข้อขา



รูปที่ 3.8 โมเดลสามมิติของเท้าเทียมสำหรับการออกแบบเบื้องต้นของเท้าเทียม

(ก) อ้างอิงตามขนาดเท้าคนจริง (ข) อัตราส่วนความกว้างยาว

จากนั้นทำการผ่าครึ่งในส่วนล่างของ heel ดังรูปที่ 3.9(ก) และเจาะร่องบริเวณปลายของ forefoot โดยออกแบบให้มีความสมมาตรกันซ้ายขวาดังรูปที่ 3.9(ข) เพื่อให้เกิดการเคลื่อนไหวที่ในระนาบด้านหน้าหรือ eversion/inversion ที่เท่ากันตามที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น แสดงดัง การออกแบบโครงสร้างทั้งหมดจะมีความสมมาตรซ้ายขวากัน เพื่อให้นำไปใช้งานกับผู้พิการขาขาดข้างใดก็ได้



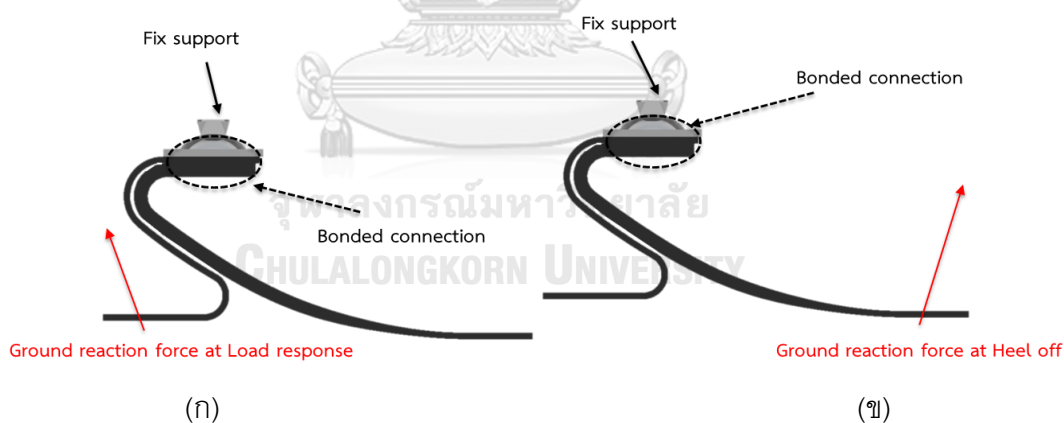
รูปที่ 3.9 การออกแบบสันเท้าและปลายเท้าแบบ  
(ก) ผ่าครึ่งซีก(split design) และ (ข) เซาะร่อง(slit design)

### 3.3.3 การหาค่าความหนาที่เหมาะสมของเท้าเทียมด้วยวิธีลองผิดลองถูก (Trial and error for thickness)

การคำนวณหาค่าความหนาของโครงสร้างเท้าเทียมนั้น ผู้วิจัยจะใช้การวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์(Finite element analysis, FEA) ด้วยโปรแกรม ANSYS เนื่องจากเท้าเทียมเป็นโครงสร้างที่มีรูปร่างค่อนข้างซับซ้อน และมีความซับซ้อนในการคำนวณมาก โดยเริ่มจากการตั้งสมมติฐานว่า วัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์นี้ประพฤติตนเหมือนวัสดุที่มีคุณสมบัติแบบ Isotropic เนื่องจากโครงสร้างเท้าที่เป็นวัสดุคาร์บอนไฟเบอร์รับแรงในลักษณะการโก่งงอ จึงทำให้โครงสร้างเท้าเทียมเกิดความเค้นในทิศทางเดียวกับเส้นใย จากงานวิจัยของ Stacey M. Rigney ได้พิสูจน์ให้เห็นว่าการวิเคราะห์ FEA เพื่อหาการเก็บสะสมและปลดปล่อยพลังงานของโครงสร้างวัสดุคาร์บอนไฟเบอร์ของเท้าเทียมกับวัดค่าพลังงานดังกล่าวจากทดลองโดยตรง นั้นให้ผลลัพธ์ที่ค่อนข้างใกล้เคียงกัน[19] ซึ่งช่วยลดความซับซ้อนในการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ได้อย่างมาก

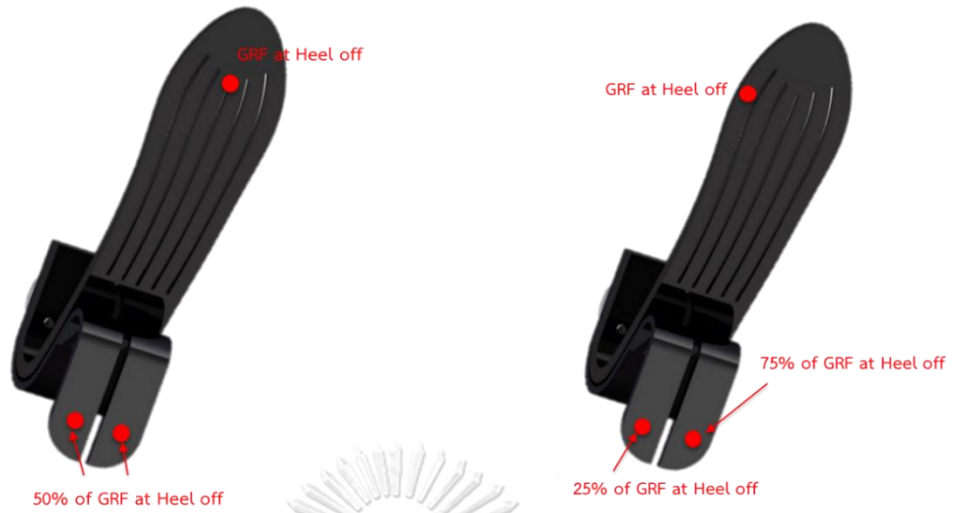
สำหรับการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ของโครงสร้างเท้าเทียมนั้น จะพิจารณาแค่สองจังหวะการเดิน ได้แก่ จังหวะ load response และ heel off ซึ่งทั้งสองจังหวะนี้เป็นจังหวะที่เท้าเทียมจะรับ GRF มากที่สุดในช่วงเท้าสัมผัสพื้น โดยแต่ละจังหวะจะวิเคราะห์ทั้งการรับแรง GRF ทั้งกรณีเดินปกติ และกรณีที่แรงเลื่อนออกจากระนาบด้านข้าง(กรณีที่ใช้เท้าเทียมเหยียบลงบนพื้นที่ที่ลาดเอียงด้านในระนาบด้านหน้า) สามารถสร้างเงื่อนไขขอบเขตของของปัญหาดังรูปที่ 3.10 ซึ่งประกอบได้ด้วย แรง GRF ที่กระทำกับโครงสร้างของเท้าเทียมที่ตำแหน่งต่างๆ ได้ฝ่าเท้าในช่วงเท้าสัมผัสพื้นดังรูปที่ 3.11 โดย GRF ที่ใช้จะเป็นของคนน้ำหนัก 70 kg แต่สำหรับกรณีที่ GRF เลื่อนออกจากแนวระนาบด้านข้างนั้น จะใส่แรงตรงบริเวณริมขอบข้างเดียวของเท้าเทียมในจังหวะ heel off ดังรูปที่ 3.11(ข) แต่สำหรับจังหวะ load response ซึ่ง GRF จะกระทำกับโครงสร้าง Heel

ที่ได้ออกแบบแบบ split เพียงแต่ซีกเดียวหรือริมขอบข้างเดียวของเท้าเทียมไม่ได้ เนื่องจากในความเป็นจริงแล้วเท้าเทียมไม่ได้รับ GRF เดียวแค่ซีกเดียว ดังนั้นจึงจำเป็นต้องสมมติว่า GRF ได้กระทำกับสันเท้าโดยเริ่มมีค่าเพิ่มขึ้นแบบเชิงเส้นจากศูนย์ที่ซีกหนึ่งสู่ค่าสูงสุดที่อีกซีกหนึ่งของสันเท้า เมื่อลองคำนวณขนาดของแรงที่แต่ละซีกได้รับ จะพบว่าซีกในของเท้าเทียมจะโดนแรงกระทำเพียง 25% ของ GRF และซีกนอกของเท้าเทียมจะโดนแรงกระทำ 75% ของ GRF ดังรูปที่ 3.11(ก) สำหรับจุดจับยึด (fix support) อยู่ตรงส่วนบนของ connector และชิ้นส่วนทั้งสามชิ้นได้แก่ forefoot, heel และ connector จะยึดกันแบบพันธะ (bonded) ตรงบริเวณที่แต่ละชิ้นสัมผัสกัน จากนั้นทำการแบ่งเมช (mesh) แบบทรงหกหน้า (hexahedron) อันดับสอง เพื่อให้ความถูกต้องแม่นยำของผลลัพธ์ (solution accuracy) ที่ดีขึ้น และตั้งค่าการคำนวณแบบเชิงกลไม่เชิงเส้น (nonlinear mechanical) ผลลัพธ์ที่ต้องการสำหรับการวิเคราะห์ที่ไฟไนต์เอลิเมนต์นี้ คือ ค่าการเสียรูป (deformation) ในแต่ละแกน ความเค้นเทียบเท่า (von mises stress) และพลังงานในรูปของความเครียด (Strain energy) เพื่อนำค่าต่างๆ เหล่านี้ไปคำนวณหามุม plantarflexion, dorsiflexion eversion และ inversion ของ heel และ forefoot ตามสมการที่ 3.2 ถึง 3.5 และรูปที่ 3.12 กับรูปที่ 3.13 จากข้อมูลของตัวแปรต่างๆ ที่ได้มาจากการคำนวณจะถูกนำไปพิจารณาเพื่อปรับเปลี่ยนค่าความหนาของโครงสร้าง forefoot และ heel ได้อย่างเหมาะสม



รูปที่ 3.10 เชื้อไขของเขตของการวิเคราะห์ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์  
ในจังหวะ (ก) load response และ (ข) heel off





(ก)

(ข)

รูปที่ 3.11 ตำแหน่งรวมแรง GRF ในจังหวะเท้าสัมผัสพื้นในกรณีนี้ที่

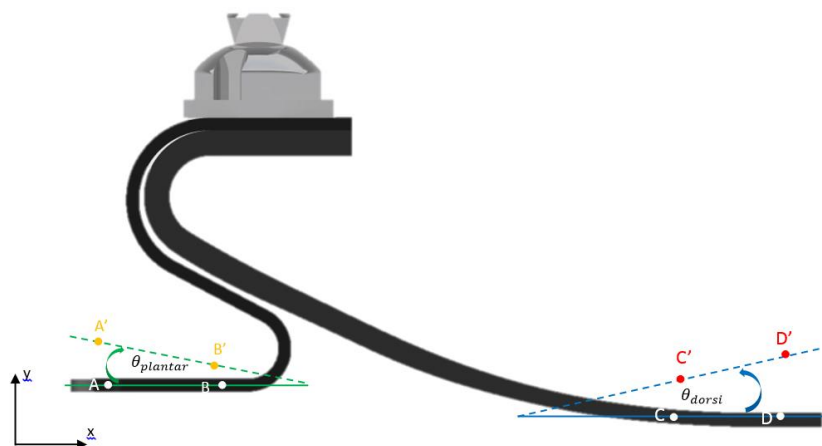
(ก) GRF จากการเดินปกติ และ (ข) GRF เลื่อนออกจากกระนาบด้านข้าง

$$\theta_{plantar} = \tan^{-1} \left( \frac{A'_y - B'_y}{B'_x - A'_x} \right) \quad \text{สมการที่ 3.2}$$

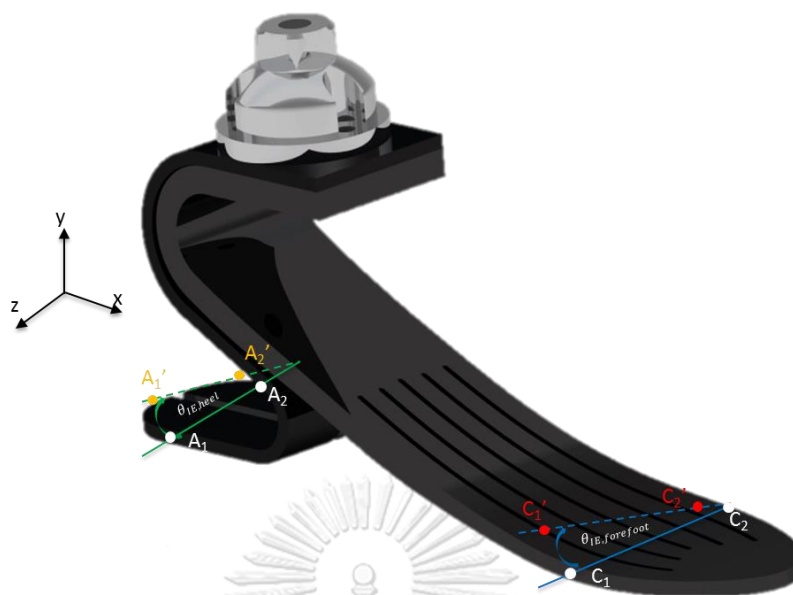
$$\theta_{dorsi} = \tan^{-1} \left( \frac{D'_y - C'_y}{D'_x - C'_x} \right) \quad \text{สมการที่ 3.3}$$

$$\theta_{IE,heel} = \tan^{-1} \left( \frac{A'_{1y} - A'_{2y}}{A'_{1z} - A'_{2z}} \right) \quad \text{สมการที่ 3.4}$$

$$\theta_{IE,forefoot} = \tan^{-1} \left( \frac{C'_{1y} - C'_{2y}}{C'_{1z} - C'_{2z}} \right) \quad \text{สมการที่ 3.5}$$



รูปที่ 3.12 การคำนวณมุม plantarflexion และ dorsiflexion ของ heel และ forefoot

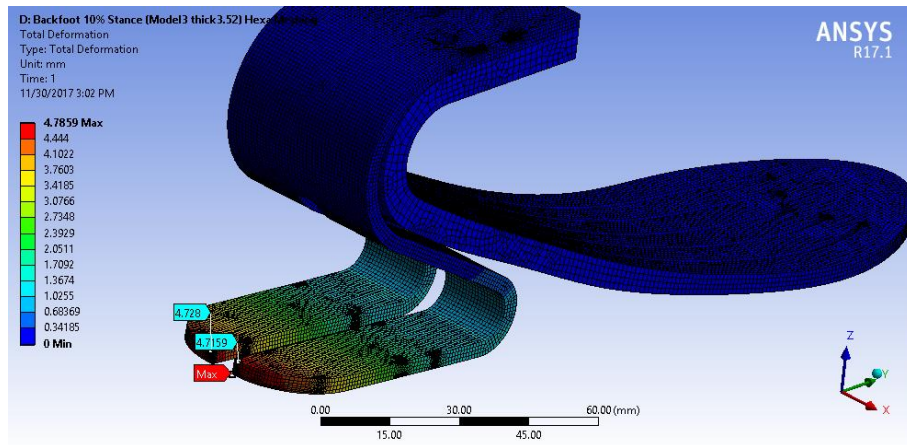


รูปที่ 3.13 การคำนวณมุม eversion หรือ inversion ของ heel และ forefoot

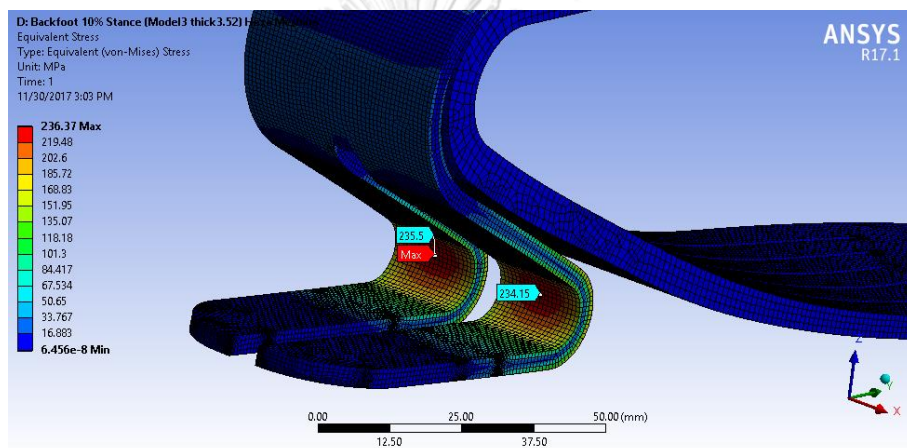
การคำนวณสำหรับการเดินด้วยความเร็วปกติซึ่งจะพิจารณาเพียงจังหวะที่มี GRF สูงสุด หรือมีมุมงอเท้ามากที่สุด คือ จังหวะ Load response และจังหวะ heel off โดยแต่ละกรณีจะพิจารณาทั้ง GRF ที่ตำแหน่งการเดินปกติและ GRF ที่มีการเลื่อนออกจากแนวกลางมากที่สุด รวมเป็น 4 กรณี ดังต่อไปนี้

#### 1. พิจารณาในจังหวะ load response

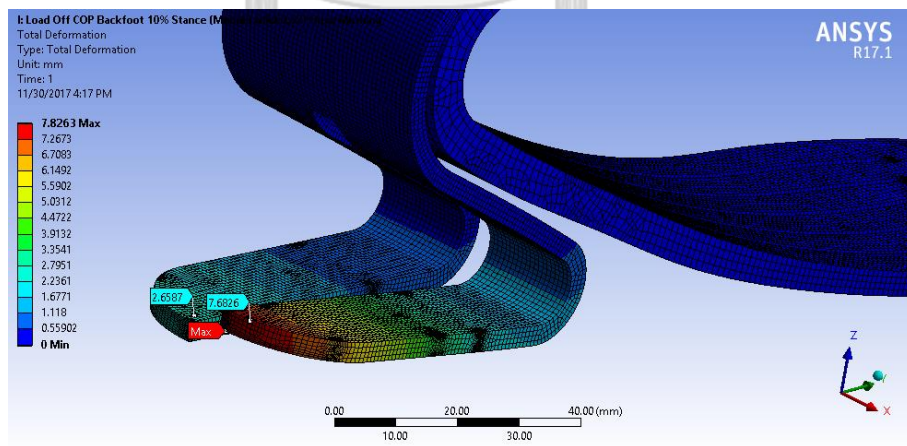
ในจังหวะ load response ช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นแล้ว เป็นจังหวะที่มีโมเมนต์ที่กระทำกับข้อเท้ามากที่สุด ซึ่งทำให้มีมุม plantarflexion สูงที่สุดตามธรรมชาติ โดยจะออกแบบให้มีมุม plantarflexion ประมาณ 4 องศา และ มุม eversion/inversion ประมาณ 5 องศา ตามที่ได้กำหนดเอาไว้ หลังจากที่ทำกรวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์และทำการลองผิดลองถูกเพื่อปรับความหนาจนได้มุมตามที่ต้องการ เราจะมุม plantarflexion 4.59 องศา และ eversion/inversion 6.48 องศา ดังรูปที่ 3.14 และ รูปที่ 3.16 ตามลำดับและมี von mises stress ที่เกิดขึ้นในแต่ละกรณีไม่เกิน 460 MPa ดังรูปที่ 3.15 และรูปที่ 3.17



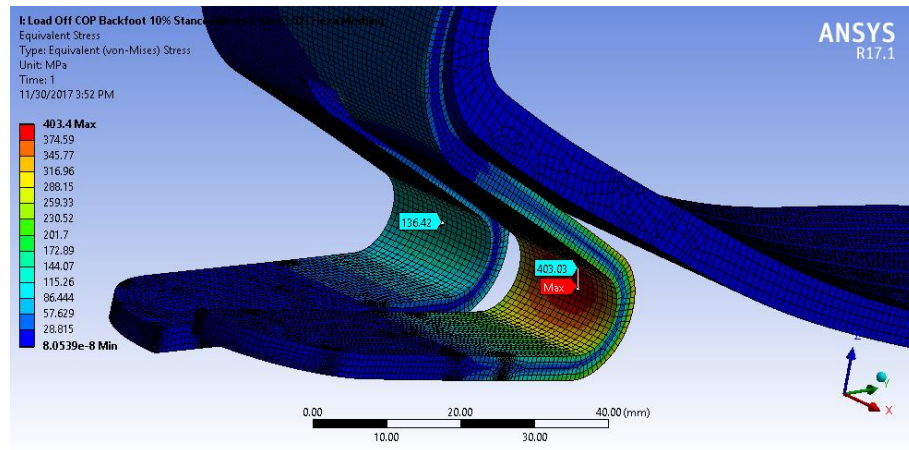
รูปที่ 3.14 การเสียรูปของ heel ในจังหวะ load response



รูปที่ 3.15 Von mises stress ของ heel ในจังหวะ load response



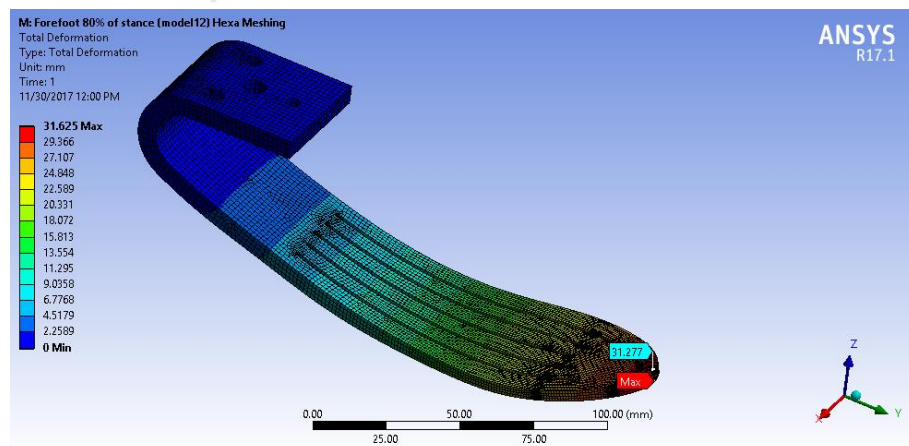
รูปที่ 3.16 การเสียรูปของ heel ในจังหวะ load response เมื่อ GRF เลื่อนออกจากแนวกลาง



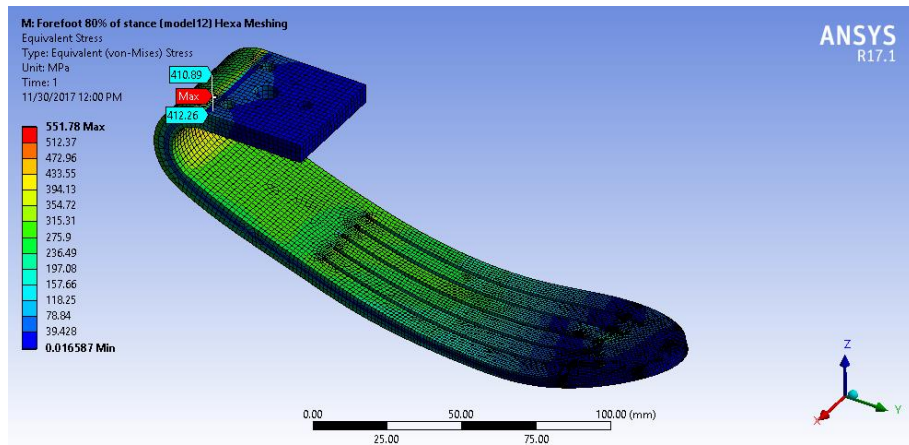
รูปที่ 3.17 Von mises stress ของ heel ในจังหวะ load response เมื่อ GRF เลื่อนออกจากแนวกลาง

## 2. พิจารณาในจังหวะ heel off

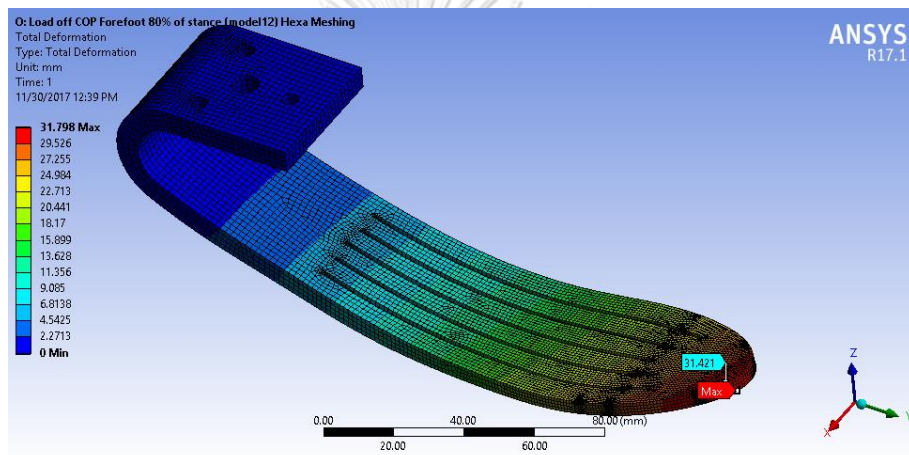
เป็นจังหวะที่มีโมเมนต์ปฏิกิริยาจากพื้นที่กระทำกับข้อเท้าสูงที่สุด ทำให้เกิดมุมอง dorsiflexion มากที่สุด โดยจะออกแบบให้มีมุม dorsiflexion ประมาณ 10-12 องศา มีมุม eversion/inversion ประมาณ 5 องศา และมีพลังงานที่เก็บสะสม 0.13 J/kg โดยมี von mises stress ไม่เกิน 460 MPa หลังจากที่ทำกรวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์และทำการทดลองผิดลองถูกเพื่อปรับความหนาจนได้มุม dorsiflexion 13.57 องศา และพลังงานที่เก็บสะสมเป็น 0.126 J/kg ดังรูปที่ 3.18 และมีมุม inversion/eversion 5.24 องศา ดังรูปที่ 3.20 อีกทั้งในแต่ละกรณีมี von-mises stress ไม่เกิน 460 MPa ดังจะได้ผลลัพธ์แสดงดังรูปที่ 3.19 และรูปที่ 3.21



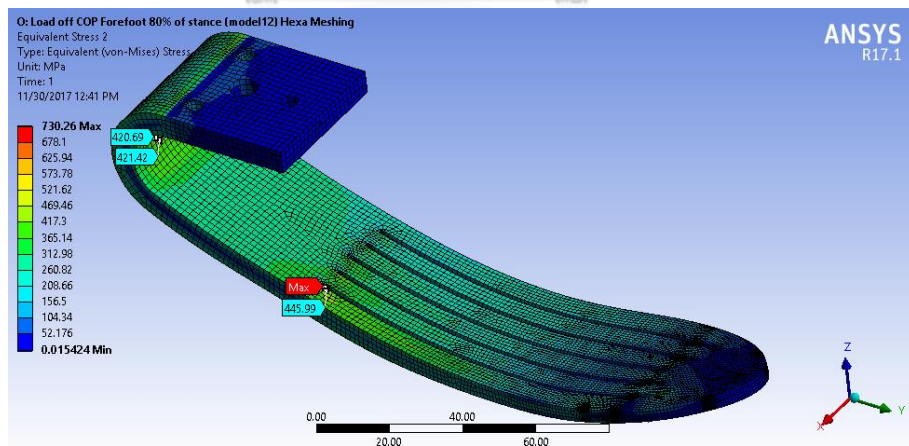
รูปที่ 3.18 การเสียรูปรวมของ forefoot ในจังหวะ heel off



รูปที่ 3.19 Von mises stress ของ forefoot ในจังหวะ heel off



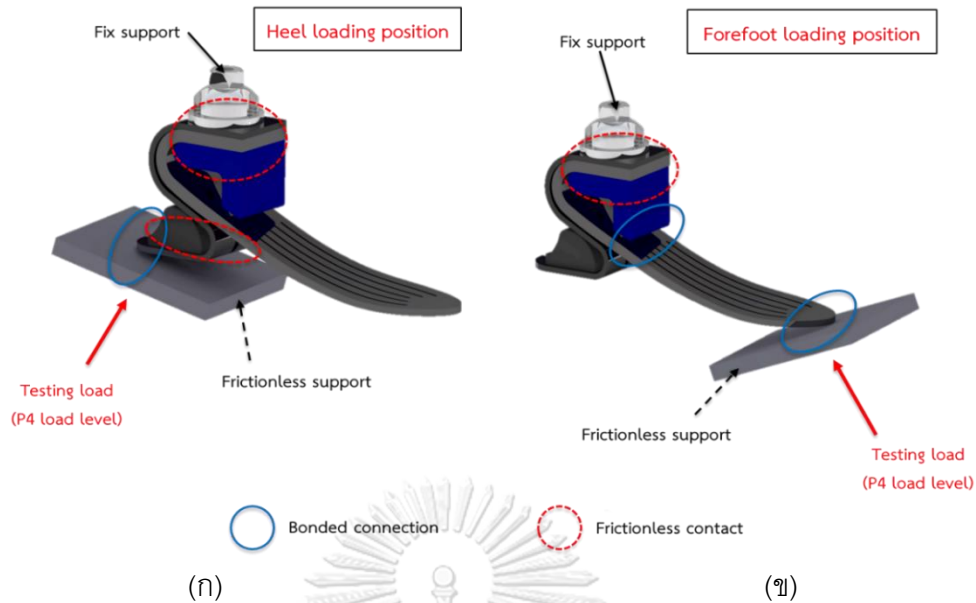
รูปที่ 3.20 การเสียรูปของ forefoot ในจังหวะ heel off เมื่อ GRF เลื่อนออกจากแนวกลาง



รูปที่ 3.21 Von mises stress ของ forefoot ในจังหวะ heel off  
เมื่อ GRF เลื่อนออกจากแนวกลาง

### 3.3.4 การทดสอบความแข็งแรงของโครงสร้างเท้าเทียมตามแนวมาตรฐาน ISO 10328 ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์

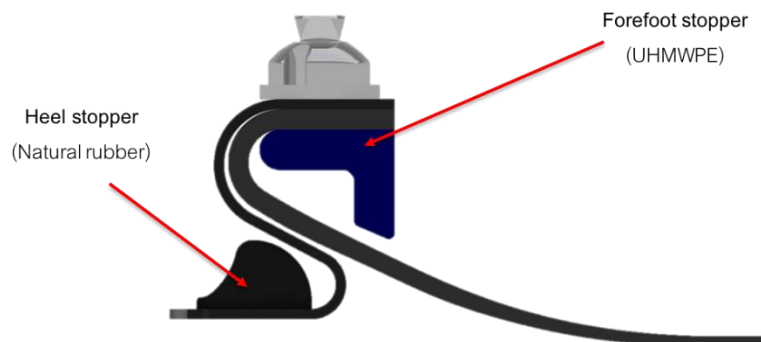
หลังจากที่ผู้วิจัยได้วิเคราะห์ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อหาความหนาของโครงสร้างเท้าเทียมเป็นที่เรียบร้อยแล้ว จะนำเท้าเทียมที่ออกแบบมาทดสอบความแข็งแรงด้วยการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ จากที่ได้กล่าวไว้ข้างต้นว่าการทดสอบความแข็งแรงของโครงสร้างเท้าเทียมจะทำตามมาตรฐานการทดสอบแบบแยกส่วนสำหรับเท้าเทียม (Separate test for prosthetic foot and ankle, ISO 10328) นั้นจะประกอบไปด้วยการทดสอบแบบสถิตและวัฏจักร ซึ่งแต่ละการทดสอบจะมีการบ่อนการทดสอบที่ตำแหน่งสันเท้าและปลายเท้าผ่านแท่นบ่อนการดั่งรูปที่ 2.25 ซึ่งเราสามารถกำหนดปัญหาเงื่อนไขขอบเขตดังต่อไปนี้ซึ่งประกอบได้ด้วย แรง GRF ที่กระทำกับโครงสร้างของเท้าเทียมที่ตำแหน่งต่างๆ ได้ใส่เท้าในช่วงเท้าสัมผัสพื้นดังรูปที่ 3.22 สำหรับจุดจับยึด (fix support) อยู่ตรงส่วนบนของ connector ชิ้นส่วนทั้งสามชิ้นได้แก่ forefoot, heel และ connector จะยึดกันแบบพันธะ (bonded) ตรงบริเวณที่แต่ละชิ้นสัมผัสกัน จากนั้นทำการแบ่งเมช (mesh) แบบทรงหกหน้า (hexahedron) อันดับสอง เพื่อให้ความถูกต้องแม่นยำของผลลัพธ์ (solution accuracy) ที่ดีขึ้น และตั้งค่าการคำนวณแบบเชิงกลไม่เชิงเส้น (nonlinear mechanical) ผลลัพธ์ที่ต้องการสำหรับการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์นี้ คือ ค่าความเค้นเทียบเท่า (von mises stress) ของโครงสร้างเท้าเทียม เพื่อนำไปเปรียบเทียบกับค่าความแข็งแรงสูงสุด (Ultimate strength) ซึ่งมีค่าประมาณ 1000 MPa สำหรับการทดสอบแบบสถิต และความทนทานต่อความล้าที่สองล้านครั้ง (Fatigue strength at 2 million cycle) ซึ่งมีค่าประมาณ 600 MPa สำหรับการทดสอบแบบวัฏจักร [34]



รูปที่ 3.22 เงื่อนไขขอบเขตของการทดสอบความแข็งแรงทั้งแบบสถิตและวัฏจักร ซึ่งแต่ละแบบมีการบ่อนภาวที่ตำแหน่ง (ก) ส้นเท้า และ (ข) ปลายเท้า

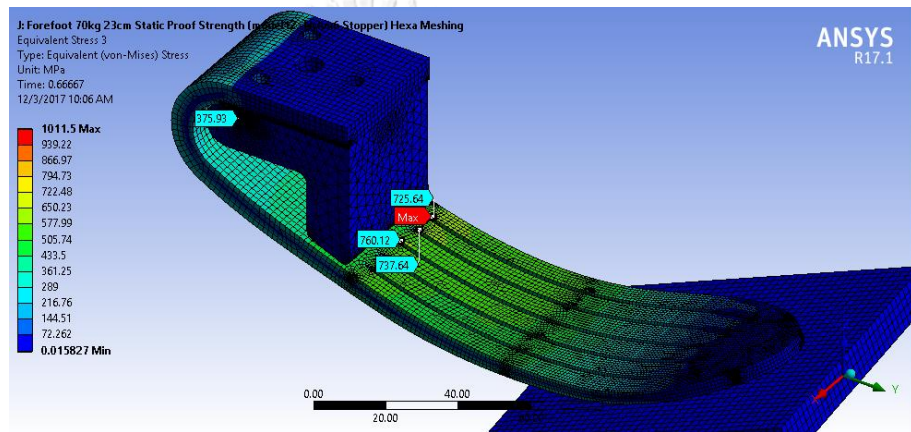
1. การทดสอบแบบสถิตของโครงสร้างเท้าที่เย็บตามมาตรฐานสากล ISO 10328 ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

เนื่องจากการทดสอบนี้ใช้ภาระขนาด 2065 N ซึ่งมากกว่า GRF ค่อนข้างมาก จึงทำให้ความเค้นที่เกิดขึ้นกับโครงสร้าง heel และ forefoot มากกว่าปกติ และอาจจะก่อให้เกิดความเสียหายของโครงสร้างได้ ผู้วิจัยจึงออกแบบตัวหยุดการเสียรูป(stopper) ของ heel และ forefoot ดังรูปที่ 3.23 โดยออกแบบให้เมื่อเท้าเหยียบรับ GRF จากการเดินที่ความเร็วปกติ ชิ้นส่วน heel และ forefoot จะเกิดการเสียรูปน้อยกว่าที่จะชนกับ stopper ได้ แต่จะสัมผัสเมื่อเท้าเหยียบต้องรับ GRF มากกว่าปกติ เช่น การวิ่ง การกระโดด หรือการเกิดอุบัติเหตุ stopper นี้จะทำหน้าที่จำกัดการเสียรูปของ heel หรือ forefoot ไม่ให้มีมุมอง plantarflexion หรือ dorsiflexion ที่มากเกินไป

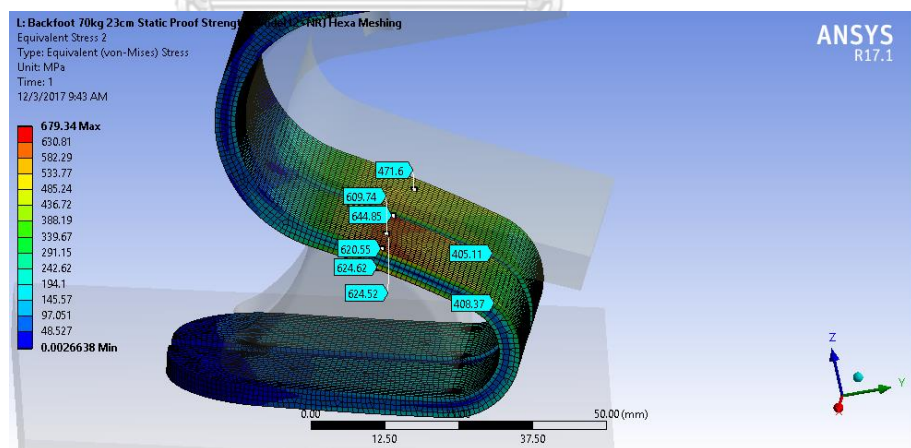


รูปที่ 3.23 ตัวหยุดการเสียรูปของ heel และ forefoot

ในการทดสอบนี้ จะมีการบ่อนการะที่มีค่า 2065 N ตามที่มาตรฐานกำหนด โดยใส่ภาระที่สั้นเท้าและปลายเท้า ด้วยแผ่นสำหรับบ่อนการะ (แผ่นบ่อนการะกับโครงสร้างเท้าเทียมจะยึดต่อกันแบบไม่มีแรงเสียดทาน หรือ frictionless) ก่อนที่จะนำต้นแบบเท้าเทียมไปทดสอบจริง เราจะทำการทดสอบด้วยการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ก่อนที่จะผลิตจริง เพื่อให้มั่นใจว่าต้นแบบเท้าเทียมมีความแข็งแรงที่เพียงพอ โดยผลลัพธ์จากการวิเคราะห์นี้จะต้องมีค่า von mises stress ไม่เกินค่าความแข็งแรงสูงสุดของวัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์ คือ 1000 MPa สำหรับการทดสอบแบบสถิต ผลลัพธ์ที่ได้แสดงดังรูปที่ 3.24 และรูปที่ 3.25 ซึ่งจะพบว่าจะไม่เกิดความเสียหาย



รูปที่ 3.24 von mises stress ของ forefoot เมื่อรับภาระการทดสอบแบบสถิต ระดับ P4



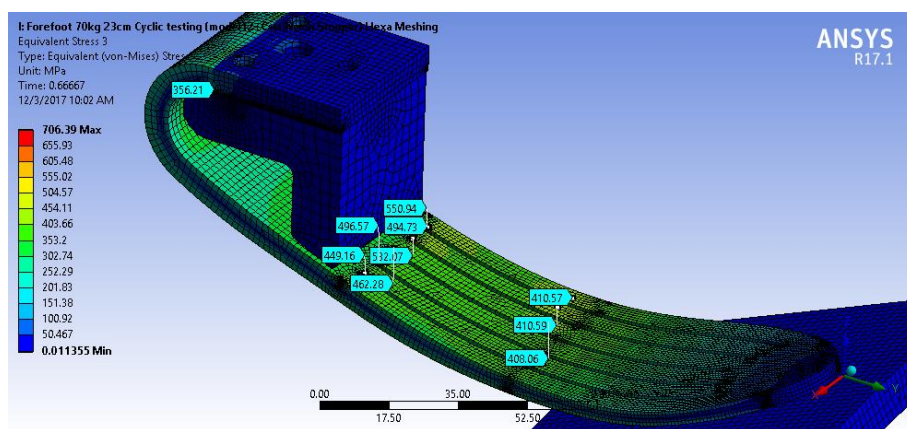
รูปที่ 3.25 von mises stress ของ heel เมื่อรับภาระการทดสอบแบบสถิต ระดับ P4

2. การทดสอบแบบวัฏจักรของโครงสร้างเท้าเทียมตามมาตรฐานสากล ISO 10328 ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

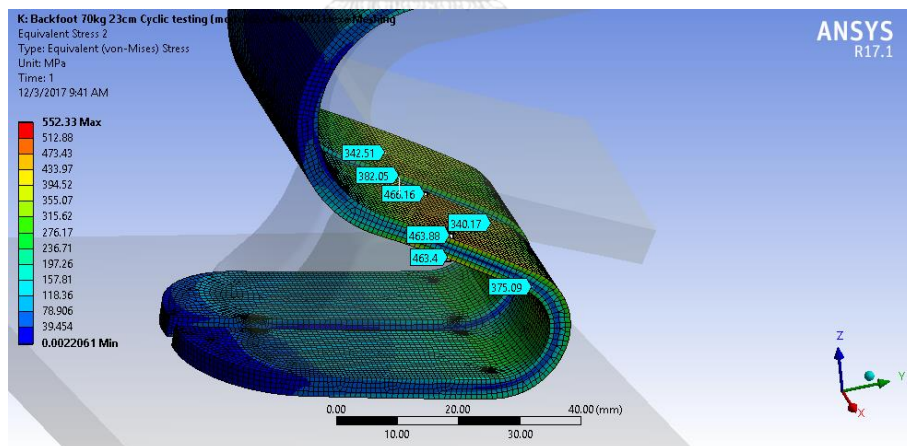
การทดสอบนี้ จะมีการบ่อนการะที่สั้นเท้าและปลายด้วยแผ่นสำหรับบ่อนการะ เหมือนกับการสอบแบบสถิต เพียงแต่การทดสอบวัฏจักรจะมีการบ่อนการะแบบซ้ำไปมา



สลัดกันระหว่างสันเท้าและปลายด้วยแรงสูงสุด 1230 N และต่ำสุด 50 N ด้วยความถี่ 0.5 ถึง 3 Hz แต่เพื่อความง่ายในการวิเคราะห์เราจะทำการวิเคราะห์ความเค้นที่เกิดขึ้นจากแรงแบบสถิต 1230 N เกณฑ์ของทดสอบคือ โครงสร้างเท้าเทียมจะต้องมีค่า von mises stress ไม่เกินค่า fatigue strength ของวัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์ที่ 2 ล้านวัฏจักร ซึ่งมีค่าประมาณ 600 MPa [34] ผลลัพธ์จากการวิเคราะห์แสดงดังรูปที่ 3.26 กับรูปที่ 3.27 ซึ่งจะพบว่าค่า von mises stress ที่เกิดขึ้นจะมีค่าน้อยกว่า fatigue strength ที่วัฏจักรสองล้านครั้ง ของวัสดุผสมคาร์บอน จึงไม่มีความเสียหายเกิดขึ้น



รูปที่ 3.26 von mises stress ของ forefoot เมื่อรับภาระการทดสอบแบบวัฏจักร ระดับ P4



รูปที่ 3.27 von mises stress ของ heel เมื่อรับภาระการทดสอบแบบวัฏจักร ระดับ P4

หลังจากที่เราได้ทำการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับการลดแรงกดเพื่อหาความหนาของแต่ละส่วน และทำการวิเคราะห์ความแข็งแรงตามแนวทางมาตรฐานสากล ISO 10328:2006 จะพบว่าเท้าเทียมของเรามีความแข็งแรงเพียงพอต่อการใช้งานและสามารถทำงานได้ใกล้เคียงกับฟังก์ชันที่ต้องการดังตารางที่ 3.2 เมื่อพิจารณาโครงสร้างเท้าเทียมที่ออกแบบสำเร็จแล้ว จะเห็นว่ามียลักษณะโครงสร้างที่ heel คล้ายตัว “S” และมีการออกแบบให้โครงสร้างของ heel

และ forefoot แบบ Split และ Slit ตามลำดับ ดังนั้นผู้วิจัยจะข้ดตั้งชื่อเท้าเทียมรุ่นนี้ว่า “sSpace” (อ่านว่า “s pace”) เพื่อให้ง่ายต่อการเรียกชื่อในบทต่อไป

ตารางที่ 3.2 สรุปการทำงานของเท้าเทียมที่ได้จากการคำนวณไฟไนต์เอลิเมนต์

	Function	Design spec.	FEA value
Heel	Plantarflexion (°)	5	4.59
	Inversion/Eversion (°)	5	6.48
Forefoot	Dorsiflexion (°)	10-14	13.57
	Inversion/Eversion (°)	5	5.24
	Energy storage at Heel off (J/kg)	0.13	0.126

## บทที่ 4

### การผลิตเท้าเทียมต้นแบบ

ในบทนี้จะอธิบายถึงขบวนการผลิตเท้าเทียมที่ออกแบบไว้ในบทที่ 3 ซึ่งจะแบ่งการผลิตออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่ การออกแบบและผลิตแม่พิมพ์สำหรับขึ้นรูปวัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์ และการขึ้นรูปวัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์

#### 4.1 การออกแบบและผลิตแม่พิมพ์สำหรับขึ้นรูปวัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์ (Mold design for fabricating carbon fiber composite)

การขึ้นรูปเท้าเทียมที่ผลิตจากวัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์นั้นจะต้องมีแม่พิมพ์(Mold) ที่มีขนาดความโค้งเท่ากับเท้าเทียมที่เราออกแบบดังรูปที่ 4.1 ผู้วิจัยจะใช้โปรแกรม CATIA ในการออกแบบแม่พิมพ์นี้ โดยจะออกแบบในลักษณะที่ง่ายต่อการผลิตและการขึ้นรูปวัสดุผสม และตัวแม่พิมพ์นี้ทำขึ้นจากอลูมิเนียมเกรด 6063 เพื่อให้ง่ายต่อการกัดและมีราคาที่ถูกกว่าโลหะชนิดอื่นๆ



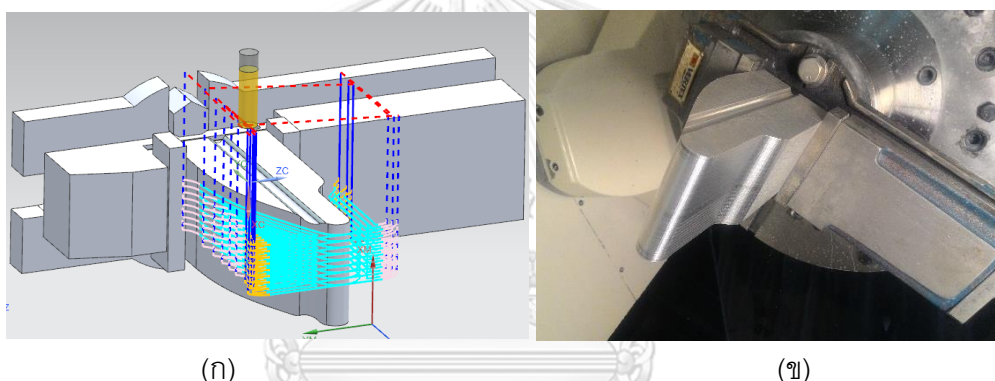
รูปที่ 4.1 แม่พิมพ์สำหรับขึ้นรูปวัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์

(ก) แม่พิมพ์ของ heel (ข) แม่พิมพ์ของ forefoot

จากนั้นทำการผลิตแม่พิมพ์ที่ออกแบบด้วยขบวนการกัดโลหะ(Milling) โดยจะใช้เครื่องกัดโลหะอัตโนมัติ(CNC machining center) รุ่น VARIAXIS 630-5x II T ของบริษัท MAZAK ดังรูปที่ 4.2 ซึ่งจะใช้โปรแกรมช่วยในการผลิต(Computer aided manufacturing, CAM) ชื่อ NX UG มาควบคุมการผลิตของเครื่องดังกล่าวดังรูปที่ 4.3รูปที่ 4.1(ก) และจะได้แม่พิมพ์ที่ผลิตเสร็จแสดงดังรูปที่ 4.3(ข)



รูปที่ 4.2 เครื่อง CNC machining center รุ่น VARIAXIS 630-5x II T ของบริษัท MAZAK



(ก)

(ข)

รูปที่ 4.3 ขบวนการผลิตแม่พิมพ์สำหรับขึ้นรูปวัสดุผสม ประกอบไปด้วย

(ก) การเขียน CAM ด้วยโปรแกรม NX UG และ

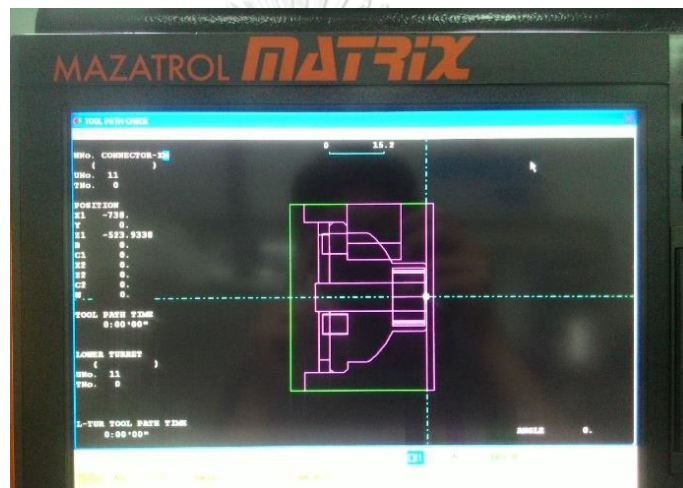
(ข) การกัดขึ้นรูปชิ้นงานด้วย CNC Machining Center

#### 4.2 การขึ้นรูปชิ้นส่วน Connector (Machining for Connector)

สำหรับการขึ้นรูปชิ้นส่วนที่เป็นโลหะอย่าง Connector ผู้วิจัยจะผลิตโดยใช้วิธีการกัดและการกลึงโลหะ (Milling and lathe) ด้วยเครื่อง CNC machining center รุ่น Integrex 100-IV ST ของบริษัท Mazak ซึ่งสามารถกัดและกลึงได้ในเครื่องเดียวดังรูปที่ 4.4 ผู้วิจัยทำการเขียนโปรแกรมควบคุมการผลิต(CAM) ด้วยโปรแกรม Mazatrol Matrix ดังรูปที่ 4.5 ซึ่งเป็นโปรแกรมที่ฝังมากับตัวเครื่องแล้ว ชิ้นส่วน Connector นี้จะใช้วัสดุเหล็กกล้าไร้สนิม(Stainless Steel) เบอร์ 304 เมื่อผลิตเสร็จจะได้ชิ้นส่วน connector ดังรูปที่ 4.6



รูปที่ 4.4 เครื่อง CNC machining center รุ่น Integrex 100-IV ST ของบริษัท Mazak



รูปที่ 4.5 โปรแกรม Mazatrol สำหรับควบคุมการผลิตด้วยเครื่อง CNC



รูปที่ 4.6 ชิ้นส่วน Connector ที่ผลิตเสร็จ

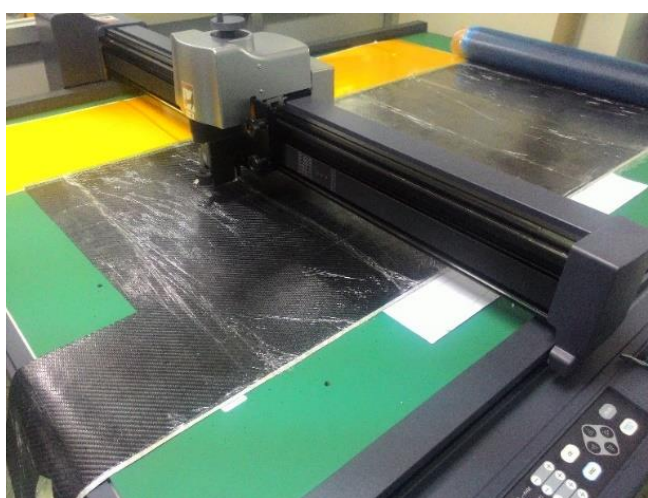
## 4.2 การขึ้นรูปวัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์ (Fabrication of Carbon fiber composite)

ในปัจจุบัน มีขบวนการผลิตเพื่อขึ้นรูปวัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์หลากหลายวิธี แต่เนื่องจากงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้วัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์แบบ prepreg ที่เป็นเส้นใยสานของคาร์บอนไฟเบอร์ ซึ่งเป็นเส้นใยที่มีการเคลือบอีพ็อกซีเรซินที่ยังไม่แข็งตัวไว้ภายในแล้ว จึงทำให้ง่ายต่อการขึ้นรูปกว่าวิธีอื่นๆ มาก ผู้วิจัยจะทำการขึ้นรูปวัสดุผสมนี้ตามวิธีการและเงื่อนไขการผลิตที่ผู้ผลิตหรือผู้ขายวัสดุแนะนำ มีขั้นตอนในการผลิตมีดังต่อไปนี้

1. เริ่มด้วยการขัดเงาและทำความสะอาดแม่พิมพ์ที่ใช้สำหรับขึ้นรูปชิ้นงานด้วยอะซิโตน (acetone) และหลังจากนั้นทำการเป่าให้แม่พิมพ์แห้งสนิท
2. นำผ้าคาร์บอนไฟเบอร์แบบ prepreg ออกจากตู้แช่แข็ง รอจนกระทั่งอุณหภูมิผ้าเท่ากับอุณหภูมิห้องปกติ จากนั้น ตัดผ้าคาร์บอนไฟเบอร์เป็นชิ้นตามขนาด และจำนวนที่พอดีกับการผลิตชิ้นงาน ด้วยเครื่อง Cutting plotters ของบริษัท Mimaki ดังรูปที่ 4.7
3. ทาน้ำยาถอดแบบสำหรับอีพ็อกซี (mold release for epoxy) ดังรูปที่ 4.8 ทาไว้ที่ผิวของแม่พิมพ์ เพื่อช่วยให้ถอดชิ้นงานออกจากแม่พิมพ์เมื่อขึ้นรูปเสร็จได้ง่ายขึ้น และช่วยให้ชิ้นงานมีผิวที่มันเงา โดยทาทิ้งไว้ 15-30 นาที หรือจนกว่าน้ำยาจะแห้งแล้วเช็ดออกจากนั้นทาน้ำยาถอดแบบซ้ำอีก ทำอย่างนี้ 3-5 ครั้ง ตามที่ผู้ผลิตน้ำยาถอดแบบแนะนำ
4. ลอกฟิล์มกันติดออกจากผ้าคาร์บอนไฟเบอร์ที่ตัดแล้ว และนำผ้าคาร์บอนไฟเบอร์มาแปะเรียงกันบนแม่พิมพ์ให้เรียบเนียนที่สุด[33] ดังรูปที่ 4.9
5. แปะแผ่นรีลีสฟิล์ม (release film) ไว้บนแผ่นรีลีสฟิล์มอีกชั้นหนึ่ง เพื่อให้อากาศถูกดูดออกจากระบบได้ดี และเรซินภายในระบบไหลเวียนได้ดีขึ้น[33] ดังรูปที่ 4.10
6. วางแผ่นฟิล์มหลาย (peel ply) ไว้ด้านบนผ้าคาร์บอนไฟเบอร์ที่แปะสนิทเข้ากับแม่พิมพ์เรียบร้อยแล้ว โดย peel ply จะช่วยไม่ให้วัสดุคาร์บอนไฟเบอร์ที่ขึ้นรูปแล้วไปยึดติดถุงสุญญากาศ[33] ดังรูปที่ 4.11
7. นำชิ้นงานทั้งหมดไปใส่ไว้ในถุงสุญญากาศ (vacuum bag) จากนั้นทำการติดตั้งบอลวาล์ว (ball valve) บริเวณปากถุงดังรูปที่ 4.12 สำหรับเปิดปิดทางเข้าของอากาศ และปิดปากถุงด้วยเทปสุญญากาศ (vacuum tab) เพื่อป้องกันการรั่วไหลของอากาศเข้าถุงสุญญากาศ [33]
8. ทำการดูดอากาศภายในถุงสุญญากาศออกด้วยปั๊มสุญญากาศ (vacuum pump) ดังรูปที่ 4.13 ผ่านทางบอลวาล์วที่ติดตั้งไว้ที่ปากถุง จนกระทั่งถุงแนบสนิทกับผ้าคาร์บอนไฟเบอร์และแม่พิมพ์ดังรูปที่ 4.14 จากนั้นทิ้งไว้ประมาณ 3 ชั่วโมง และตรวจสอบว่ามีอากาศอากาศรั่ว

เข้าไปภายในถุงหรือไม่ ในกรณีที่มีอากาศรั่วซึม ต้องทำการอุดรอยรั่วให้สนิทด้วยเทป  
สุญญากาศก่อนจะนำไปอบขึ้นรูปในขั้นตอนถัดไป

9. นำชิ้นงานทั้งหมดไปอบ (curing process) ในตู้อบ Autoclave ดังรูปที่ 4.15 ซึ่งต้อง  
ควบคุมอุณหภูมิและความดันให้ได้ดังกราฟรูปที่ 4.16 ซึ่งเป็นกราฟอุณหภูมิและความดัน  
ที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำ[33, 35]
10. หลังจากที่อบเสร็จเรียบร้อยแล้ว ทำการแกะชิ้นงานออกจากแม่พิมพ์อย่างระมัดระวัง เพราะ  
ชิ้นงานมีความคม จะได้ชิ้นส่วน heel และ forefoot ที่ยังไม่ได้ขนาดความกว้างยาวตามที่  
ต้องการดังรูปที่ 4.17
11. สำหรับชิ้นส่วน heel ทำการเจียรชิ้นงานจนได้ขนาดใกล้เคียงกับที่ออกแบบไว้ดังรูปที่ 4.18  
และเจาะรูสำหรับยึดน็อต
12. สำหรับชิ้นส่วน forefoot เป็นชิ้นส่วนที่จะต้องเจาะรูตรงกลางให้ได้ตามที่ออกแบบไว้  
ผู้วิจัยได้เลือกวิธีการตัดเนื้อวัสดุออกด้วยเครื่อง Water jet cutting machine เพราะ  
สามารถตัดเนื้อออกในพื้นที่เล็กๆ ได้ จึงได้ทำการออกแบบและผลิตตัวยึดจับชิ้นส่วน  
forefoot ดังรูปที่ 4.19 สำหรับนำไปติดตั้งบนเครื่องดังกล่าวตามรูปที่ 4.20 จากนั้นทำการ  
ตัดตามรูปที่ได้ออกแบบไว้ จะได้ชิ้นงานดังรูปที่ 4.21 เจียรและเจาะรูจนได้ชิ้นส่วน  
forefoot ที่เสร็จแล้วดังรูปที่ 4.22
13. สำหรับชิ้นส่วน heel และ forefoot stopper จะผลิตโดยใช้การตัดด้วยเครื่อง Water jet  
cutting machine เช่นเดียวกับขั้นตอนที่ 12
14. นำแต่ละชิ้นส่วนที่ผลิตเสร็จแล้วมาประกอบกันเข้าด้วยกัน จะได้ทำเทียมต้นแบบดังรูปที่  
4.23



รูปที่ 4.7 การตัดผ้าคาร์บอนไฟเบอร์แบบ prepreg ด้วยเครื่อง Cutting plotters



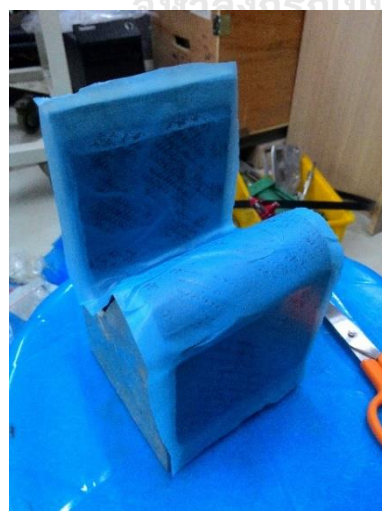
รูปที่ 4.8 น้ำยาถอดแบบสำหรับอีพ็อกซี (mold release for epoxy)



รูปที่ 4.9 การเรียงผ้าคาร์บอนไฟเบอร์ลงบนแม่พิมพ์



รูปที่ 4.10 การติด release film ลงบนผ้าคาร์บอนไฟเบอร์



รูปที่ 4.11 การติด peel ply ลงบน release film



รูปที่ 4.12 การติดตั้งบอลวาล์วและถุงสุญญากาศ





รูปที่ 4.13 ปั๊มสุญญากาศ



รูปที่ 4.14 ชิ้นงานหลังจากดูดอากาศออกจากถุงแล้ว

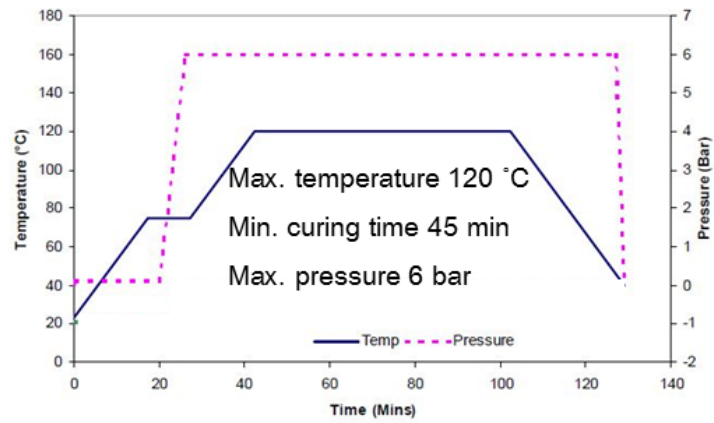


(ก)



(ข)

รูปที่ 4.15 นำชิ้นงานเข้าตู้อบ autoclave (ก) ภายนอกตู้อบ (ข) ภายในตู้อบ



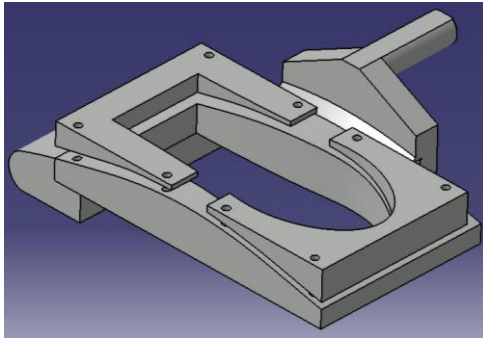
รูปที่ 4.16 การควบคุมอุณหภูมิและความดันของการอบวัสดุคาร์บอนไฟเบอร์[35]



รูปที่ 4.17 ชิ้นงานหลังจากอบเสร็จ



รูปที่ 4.18 ชิ้นส่วน heel ที่เจียรจนได้รูปร่างตามที่ต้องการ



รูปที่ 4.19 ออกแบบตัวจับยึดชิ้นงาน  
forefoot



รูปที่ 4.20 การติดตั้งตัวจับยึดชิ้นงานเข้ากับเครื่อง water jet cutter



รูปที่ 4.21 ชิ้นส่วน forefoot หลังจาก  
เจาะร่องเสร็จ



รูปที่ 4.22 ชิ้นส่วนคาร์บอนไฟเบอร์ที่ผลิต  
เสร็จ



รูปที่ 4.23 ทำเทียมต้นแบบที่ประกอบเสร็จแล้ว

## บทที่ 5 การทดสอบการทำงานของเท้าเทียมต้นแบบ

ในบทที่นี้อธิบายถึงการทดสอบทางกลการทำงานของเท้าเทียมต้นแบบตามตัวแปรที่ได้ ออกแบบไว้ โดยจะแบ่งการทดสอบออกเป็นสองกลุ่ม คือ การทดสอบทางกลเพื่อหามุมงอของเท้าเทียม กับ การทดสอบทางกลเพื่อหาค่าพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยของเท้าเทียม เพื่อนำผลการทดสอบทางกลไปเปลี่ยนแปลงเทียบกับค่าที่ออกแบบไว้

### 5.1 การออกแบบและผลิตอุปกรณ์จับยึดเท้าเทียมต้นแบบสำหรับทดสอบความแข็งแรงสถิต

สำหรับการทดสอบนี้ ผู้วิจัยจะใช้เครื่องทดสอบเครื่องทดสอบคุณสมบัติทางกลแบบอเนกประสงค์ (Universal testing machine) ผลิตภัณฑ์ของบริษัท Instron รุ่น Electropulse E10000 ดังรูปที่ 5.1 ที่มีอยู่แล้วในห้องวิจัย สามารถทำการทดสอบทั้งการกดและการดึงได้สูงสุดที่ 10,000 N และควบคุมระยะกดได้ 60 mm ซึ่งเพียงพอต่อการทดสอบนี้ สำหรับป้อนภาวะทดสอบแบบสถิตนั้น ผู้วิจัยจำเป็นต้องสร้างอุปกรณ์ยึดจับเท้าเทียมต้นแบบและติดตั้งกับเครื่องทดสอบให้ได้ตำแหน่งการจัดวาง (alignment) ตามมาตรฐาน ISO10328 ดังแสดงในรูปที่ 2.25 ซึ่งจะทำให้ภาวะทดสอบที่ป้อนกับเท้าเทียมมีทิศหมุนเท้าออกด้านข้าง (toe out) ที่  $\gamma = 7^\circ$  ประกอบกับการทำมุม plantarflexion ที่  $\alpha = 15^\circ$  สำหรับการป้อนภาวะที่ส้นเท้า และทำมุม dorsiflexion ที่  $\beta = 20^\circ$  สำหรับการป้อนภาวะที่ปลายเท้า อุปกรณ์จับยึดจะถูกออกแบบและสร้างเป็นโมเดลสามมิติด้วยโปรแกรม CATIA ซึ่งจะประกอบไปด้วย 4 ชิ้นส่วนหลักๆ คือ

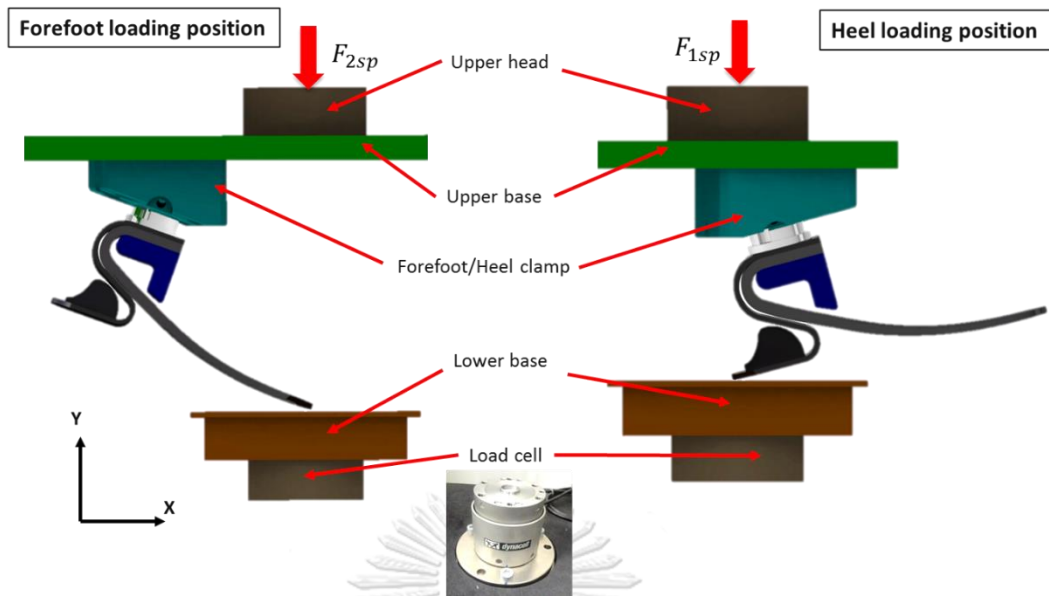
1. Upper base เป็นชิ้นส่วนที่จะใช้ยึดติดกับ Upper head ของเครื่องทดสอบคุณสมบัติทางกลแบบอเนกประสงค์ และใช้ยึดติดกับชิ้นส่วน Forefoot clamp และ Heel clamp สามารถปรับตำแหน่งของทั้งสองชิ้นส่วนในทิศแกน X เพื่อให้ส่วนปลายหรือส้นของเท้าเทียมอยู่บริเวณกึ่งกลางของ Load cell พอดี แสดงดังรูปที่ 5.2
2. Heel clamp ทำหน้าที่ยึดจับเท้าเทียมต้นแบบเข้ากับชิ้นส่วน Upper base และตั้งแนวการวางตัวของเท้าเทียมให้อยู่ในทิศทำมุม toe out ที่  $\gamma = 7^\circ$  และทำมุม plantarflexion ที่  $\alpha = 15^\circ$  สำหรับการป้อนภาวะปลายส้นเท้า แสดงดังรูปที่ 5.3(ก)

3. Forefoot clamp ทำหน้าที่ยึดจับเท้าเทียมต้นแบบเข้ากับ Upper base และตั้งแนวการวางตัวของเท้าเทียมให้อยู่ในทิศทำมุม toe out ที่  $\gamma = 7^\circ$  และทำมุม dorsiflexion ที่  $\beta = 20^\circ$  สำหรับการป้องกันการระคายเท้า แสดงดังรูปที่ 5.3(ข)
4. Lower base เป็นชิ้นส่วนที่จะรับแรงกดหรืออัดจากปลายหรือสันเท้าของเท้าเทียมต้นแบบ ซึ่งจะยึดติดอยู่กับ Load cell ยี่ห้อ dynacell ที่ถูกติดตั้งอยู่บนบริเวณฐานของเครื่อง แสดงดังรูปที่ 5.2

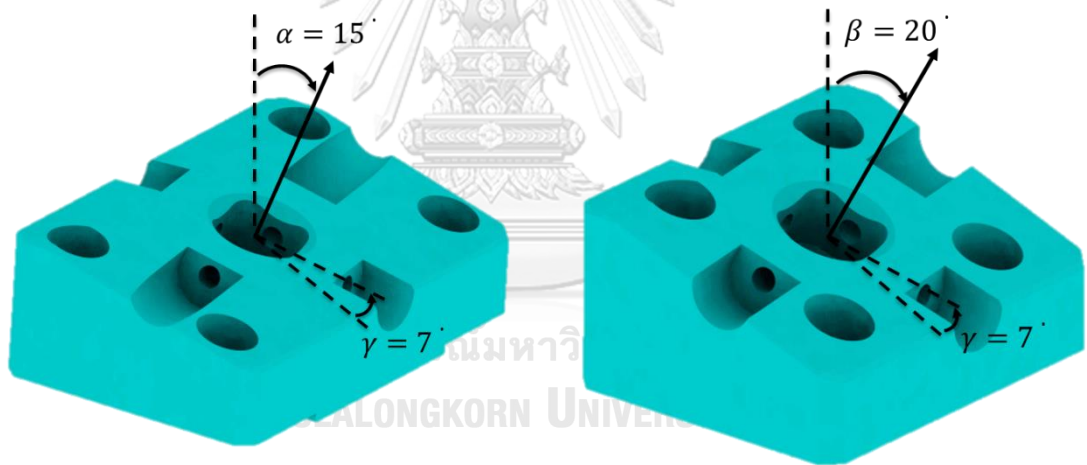
หลังจากทำการออกแบบจนสำเร็จเรียบร้อยแล้ว อุปกรณ์ยึดจับจะถูกผลิตโดยใช้เครื่อง CNC machining center รุ่น VARIAXIS 630-5x II T ของบริษัท MAZAK แสดงดังรูปที่ 4.2 แต่ละชิ้นส่วนอุปกรณ์ยึดจับนี้ใช้เหล็กเกรด S50C เพราะมีความแข็งแรงสูงกว่าเหล็กทั่วไป เหมาะกับการทำชิ้นส่วนที่ต้องรับแรงมากๆ เมื่อทำการผลิตเสร็จเรียบร้อยแล้วจะได้อุปกรณ์ยึดจับดังรูปที่ 5.4 และทำการติดตั้งอุปกรณ์ดังกล่าวเข้ากับเครื่องทดสอบแรงดันประสงค์ดังรูปที่ 5.5



รูปที่ 5.1 เครื่องทดสอบคุณสมบัติของวัสดุเอนกประสงค์ (Instron: Electropulse E10000)



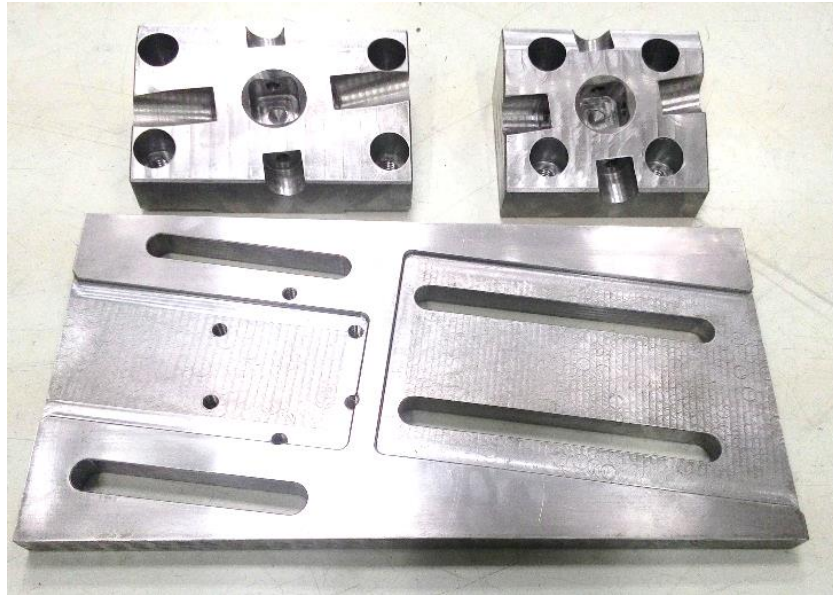
รูปที่ 5.2 แผนภาพของอุปกรณ์ยึดจับสำหรับการทดสอบแบบสถิต  
ทั้งตำแหน่งการป้อนภาระที่ส้นและปลายเท้า



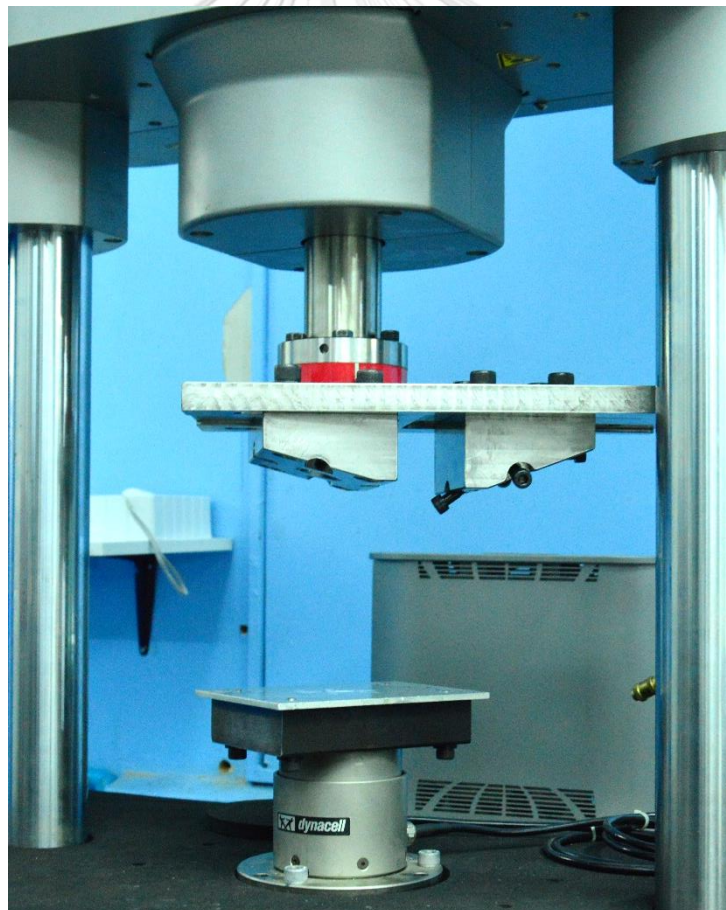
(ก)

(ข)

รูปที่ 5.3 ชิ้นส่วนสำหรับยึดจับและตั้งแนวการวางตัวของเท้าเทียม  
สำหรับการป้อนภาระที่ (ก) ส้นเท้า และ (ข) ปลายเท้า



รูปที่ 5.4 ชิ้นส่วนของอุปกรณ์ยึดจับที่ผลิตเสร็จแล้ว



รูปที่ 5.5 ติดตั้งอุปกรณ์ยึดจับเข้าเทียมเข้ากับเครื่อง Instron Electropulse E10000

## 5.2 การทดสอบทางกลเพื่อหามุมงอ และค่าของพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยของเท้าเทียม

ในการทดสอบทางกลนี้ ผู้วิจัยจะทำการทดสอบโดยอ้างอิงตามมาตรฐาน JIS T9212 เพื่อให้ได้ทิศทางของภาระทดสอบตามที่มาตรฐานกำหนด โดยการแนวการจัดวางเท้าเทียมมีสองตำแหน่ง คือ ตำแหน่งการป้อนภาระที่ส้นเท้า และตำแหน่งการป้อนภาระที่ปลายเท้า

สำหรับการทดสอบทางกลเพื่อหามุมงอของเท้าเทียมต้นแบบ จะใช้การวิเคราะห์การเคลื่อนที่ด้วยวีดีโอ (Video object tracking analysis) ด้วยโปรแกรม Tracker โดยจะติดตามการเคลื่อนที่ของตำแหน่งต่างๆ (Marker) ที่ได้สร้างเอาไว้บนเท้าเทียมต้นแบบรูปที่ 5.6 เพื่อนำข้อมูลที่ได้ไปคำนวณหาค่ามุมงอของเท้าเทียมต้นแบบ ได้แก่ มุม plantarflexion, dorsiflexion และมุม inversion/eversion ในช่วงเวลาต่างๆ ที่สัมพันธ์กับขนาดของภาระทดสอบ ซึ่งภาระทดสอบนี้จะมีค่าเท่ากับ GRF ในจังหวะ load response และ heel off ของคนน้ำหนัก 70 kg สำหรับตำแหน่งการป้อนภาระที่ส้นเท้าและปลายเท้าตามลำดับ โดยจะทำการป้อนภาระหรือแรงกดกับเท้าเทียมลงบนพื้นที่เรียบและพื้นที่ด้านข้างมีระดับต่างกัน

สำหรับการทดสอบทางกลเพื่อหาค่าของพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยของเท้าเทียม จะอ้างอิงจากมาตรฐาน JIS T9212 ที่ได้อธิบายถึงหลักการวิเคราะห์ค่าพลังงานดังกล่าวของเท้าเทียม ซึ่งมีแนวการจัดวางเท้าเทียมในการทดสอบใกล้เคียงกับมาตรฐานสากล ISO10328 คือ ให้เท้าเทียมวางตัวในมุม plantarflexion  $15^\circ$  สำหรับการป้อนภาระที่ส้นเท้า และวางตัวในมุม dorsiflexion  $20^\circ$  สำหรับการป้อนภาระที่ปลายเท้า ขนาดของภาระที่ป้อนให้กับเท้าเทียมต้นแบบจะมีค่าเท่ากับ GRF ในจังหวะ load response และ heel off ตามลำดับ เมื่อทำการป้อนภาระทดสอบให้กับเท้าเทียมต้นแบบแล้ว เราจะได้ความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดกับระยะเสียรูป ซึ่งจะถูกนำไปใช้คำนวณพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยโดยเท้าเทียมได้

## 5.3 ขั้นตอนการทดสอบ

สำหรับการทดสอบนี้ สามารถทดสอบเพื่อหาค่ามุมงอ และค่าของพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยของเท้าเทียมไปพร้อมกันๆ เนื่องจากขนาดของภาระทดสอบในแต่ละตำแหน่งการป้อนภาระมีค่าเท่ากัน ขั้นตอนการทดสอบมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

1. ทำการสร้างเครื่องหมาย (Marker) ไว้ที่ตำแหน่งต่างๆ บนเท้าเทียมต้นแบบดังรูปที่ 5.6 เพื่อใช้เป็นตำแหน่งอ้างอิงสำหรับการคำนวณการงอของเท้าเทียม
2. ติดตั้งเท้าเทียมต้นแบบเข้ากับอุปกรณ์ยึดจับและเครื่องทดสอบ ในตำแหน่งการป้อนภาระที่ส้นเท้าหรือปลายเท้าแสดงรูปที่ 5.7



3. ตั้งกล้องดิจิตอลกับขาตั้งกล้องเพื่อใช้สำหรับบันทึกวิดีโอ โดยจะต้องจัดมุมมองของเลนส์ให้ตรงกับระนาบด้านหน้าของเท้าเทียมให้ได้มากที่สุดรูปที่ 5.8 เพื่อให้สามารถบันทึกการเสียรูปของเท้าเทียมต้นแบบ ซึ่งทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของ marker ที่ตำแหน่งต่างๆ บนเท้าเทียมต้นแบบได้ความแม่นยำมากที่สุด
4. ทำการหาค่าความแข็ง(Stiffness) ของเท้าเทียมต้นแบบในตำแหน่งการบิดนားที่สันเท้าหรือปลายเท้า ด้วยโปรแกรม Console โดยใช้ค่าภาระทดสอบสูงสุดเท่ากับค่า GRF ในจังหวะ load response (722 N) และ heel off (781 N) ตามลำดับ จากนั้นทำการ run โปรแกรมเพื่อหาค่าความแข็ง เมื่อทำการ run เสร็จแล้ว โปรแกรม Console จะเก็บค่าความแข็งไว้ใช้สำหรับการควบคุมเครื่องทดสอบโดยอัตโนมัติดังรูปที่ 5.9
5. เขียนโปรแกรมสำหรับการทดสอบแบบกด(Compressive test) ด้วยโปรแกรม Wave Matrix ซึ่งใช้สำหรับควบคุมการภาระบิดนားของเครื่องทดสอบและเก็บผลการทดสอบ โดยตั้งค่าอัตราการบิดนားหรืออัตราการกด(Compressive rate) 250 N/s จนกระทั่งถึงค่าภาระทดสอบสูงสุดที่ระบุไว้ในข้อที่ 4 ตามตำแหน่งการบิดนား จากนั้นลดภาระทดสอบลงด้วยอัตรา 250 N/s เช่นเดิม แล้วหยุดการทดสอบพร้อมทั้งบันทึกค่าภาระทดสอบ, ระยะกด(displacement) และเวลาในการทดสอบดังรูปที่
6. ทำการ run โปรแกรม Wave Matrix ที่ได้กำหนดตัวแปรการทดสอบต่างๆ ไว้ในข้อที่ 5 พร้อมกับบันทึกวิดีโอด้วยกล้องดิจิตอลที่ตั้งไว้ในข้อที่ 3
7. ทำการทดสอบเท้าเทียมต้นแบบ ทั้งตำแหน่งการบิดนားที่สันเท้าและปลายเท้า ทั้งในกรณีพื้นเรียบกับพื้นต่างระดับด้านข้างดังรูปที่ 5.11 ตามขั้นตอนที่อธิบายไว้ใน 1 ถึง 6



รูปที่ 5.6 ตำแหน่งของ marker บนเท้าเทียมต้นแบบ



(ก)

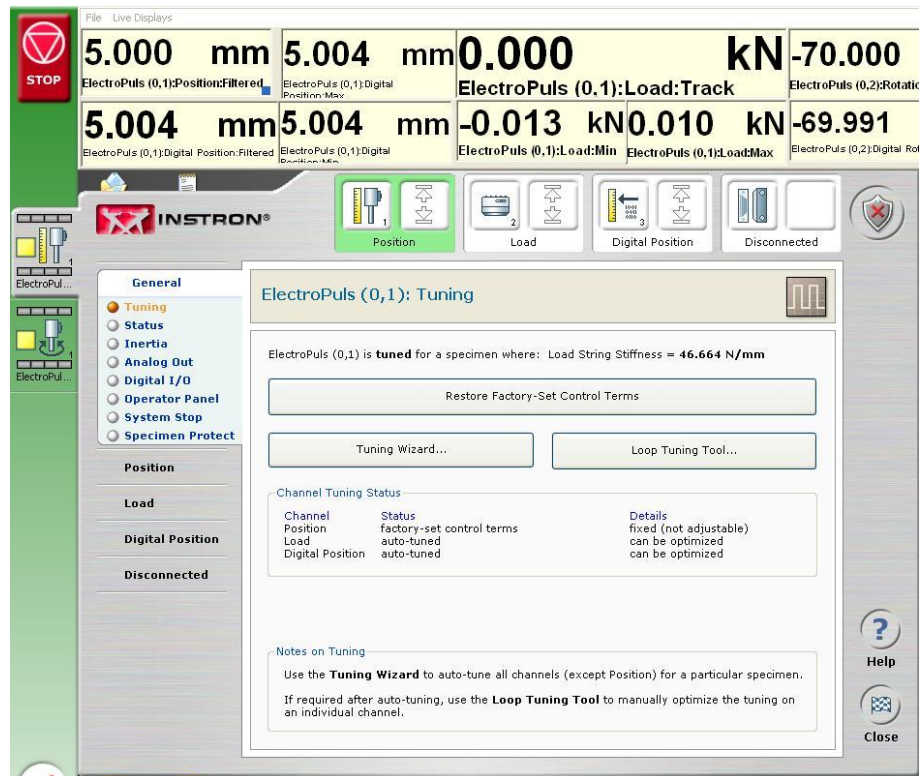


(ข)

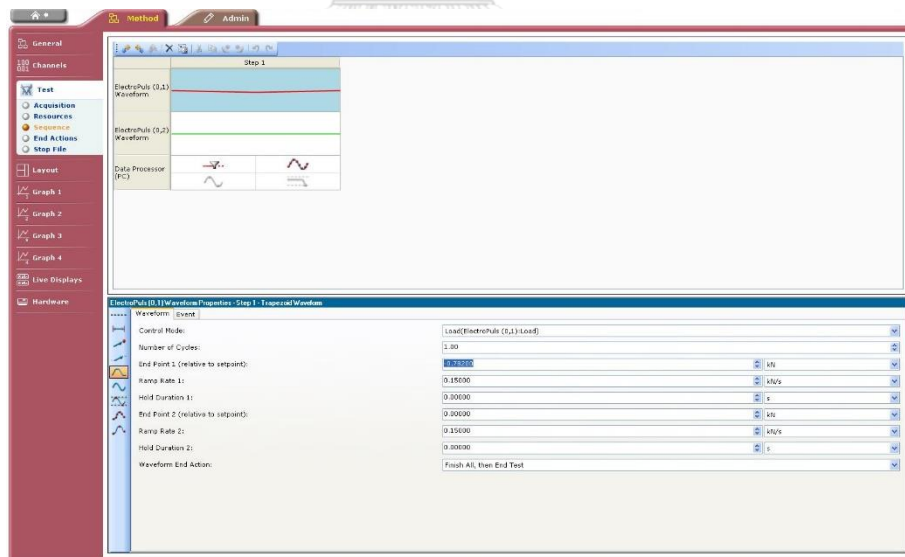
รูปที่ 5.7 การติดตั้งเท้าเทียมต้นแบบเข้ากับเครื่องทดสอบในกรณีการทดสอบบนพื้นเรียบ  
สำหรับตำแหน่งการบ่อนภาะทดสอบที่ (ก) สั้นเท้า และ (ข) ปลายเท้า



รูปที่ 5.8 การจัดวางตำแหน่งของกล้องดิจิทัลสำหรับบันทึกวีดีโอขณะทดสอบ



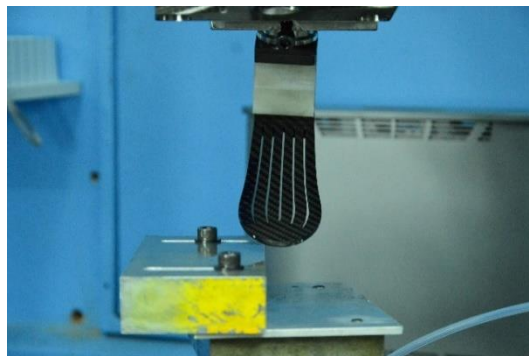
รูปที่ 5.9 โปรแกรม Console ใช้สำหรับควบคุมการทำงานเบื้องต้น  
ของเครื่องทดสอบและหาค่าความแข็งของชิ้นงาน



รูปที่ 5.10 โปรแกรม Wave Matrix ใช้สำหรับควบคุมการภาระบ่อน  
ของเครื่องทดสอบและเก็บผลการทดสอบ



(ก)



(ข)

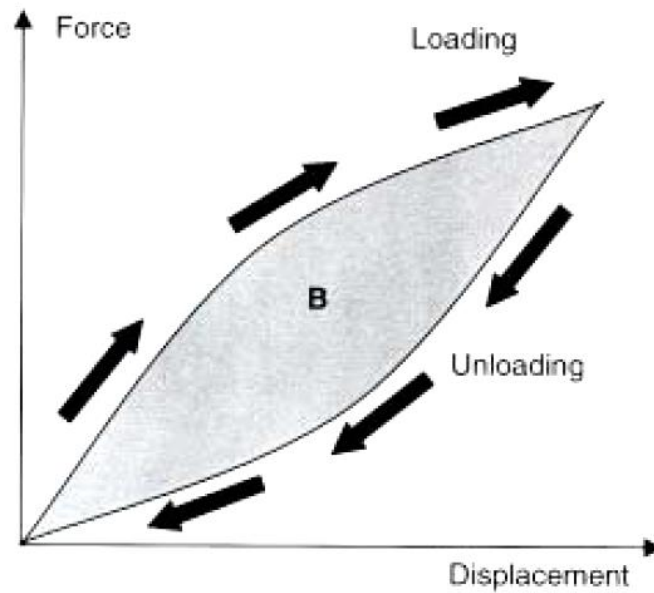
รูปที่ 5.11 การติดตั้งแท่งเทียบต้นแบบเข้ากับเครื่องทดสอบ ในกรณีที่ทดสอบบนพื้นที่ด้านข้างต่างระดับกัน สำหรับตำแหน่งการป้อนภาระที่ (ก) สิ้นเท้า และ (ข) ปลายเท้า

#### 5.4 การวิเคราะห์ข้อมูลจากการทดสอบทางกล

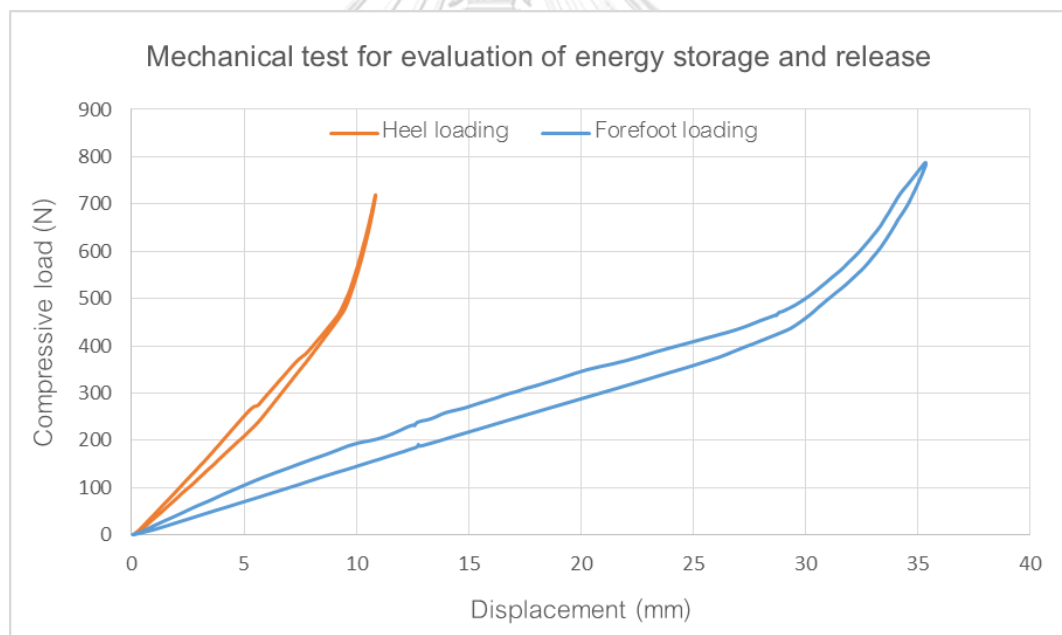
ข้อมูลที่ได้จากการทดสอบทางกลในหัวข้อที่ผ่านมาประกอบไปด้วย ภาระทดสอบและระยะกดในช่วงเวลาต่างๆ รวมถึงวิถีโอบันที่การเสียรูปของแท่งเทียบต้นแบบ จะถูกนำไปวิเคราะห์เพื่อหาค่าพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อย และการงอของแท่งเทียบต้นแบบตามลำดับ โดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

##### 5.4.1 การวิเคราะห์เพื่อหาค่าพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยในแท่งเทียบต้นแบบในช่วงจังหวะ push off

การวิเคราะห์ค่าพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยนี้จะใช้หลักการคำนวณตามมาตรฐาน JIS T9212 ซึ่งสามารถคำนวณได้จากการอินทิเกรต(integration) หรือคำนวณพื้นที่ใต้กราฟภาระทดสอบหรือแรงกดกับระยะกดของการป้อนภาระที่ปลายเท้าดังรูปที่ 5.12 ค่าพลังงานที่เก็บสะสมในโครงสร้างแท่งเทียบจะคำนวณพื้นที่ใต้กราฟช่วงที่กำลังเพิ่มภาระ(Loading) และค่าพลังงานที่ปลดปล่อยจะคำนวณได้จากกราฟช่วงที่กำลังลดภาระ(Unloading) ส่วนพื้นที่แรง B นั้นจะเป็นพลังงานที่สูญเสียไปในรูปของพลังงานความร้อน และอื่นๆ ค่าพลังงานดังกล่าวที่คำนวณได้ แสดงดังตารางที่ 5.1



รูปที่ 5.12 การคำนวณพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยของเท้าเทียม[17]



รูปที่ 5.13 ความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดกับระยะกด  
จากการบ่อนภาวที่สั้นเท้าและปลายเท้าของเท้าเทียมต้นแบบ

ตารางที่ 5.1 ค่าพลังงานที่เก็บสะสม ปลดปล่อย และสูญเสียไปของเท้าเทียมต้นแบบ(sPace)

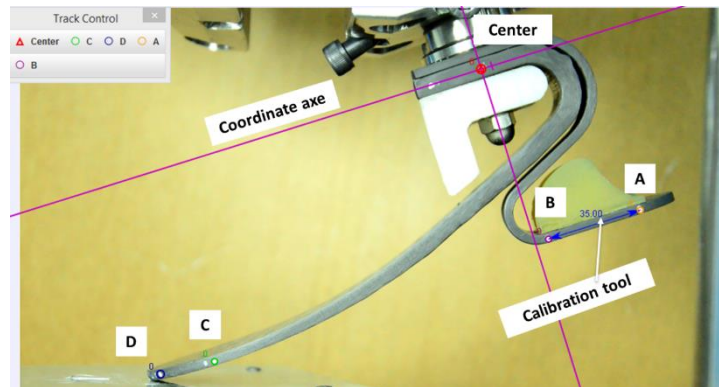
ในจังหวะ heel off ของเท้าเทียมต้นแบบ

	Human ankle-foot	Commercial foot	sPace prototype
Energy storage (J/kg)	0.07-0.1	0.07-0.12	0.167
Energy release (J/kg)	0.15-0.2	0.03-0.07	0.137
Loss (J/kg)	-	0.04-0.08	0.030
Efficiency (%)	-	40-60	81.98

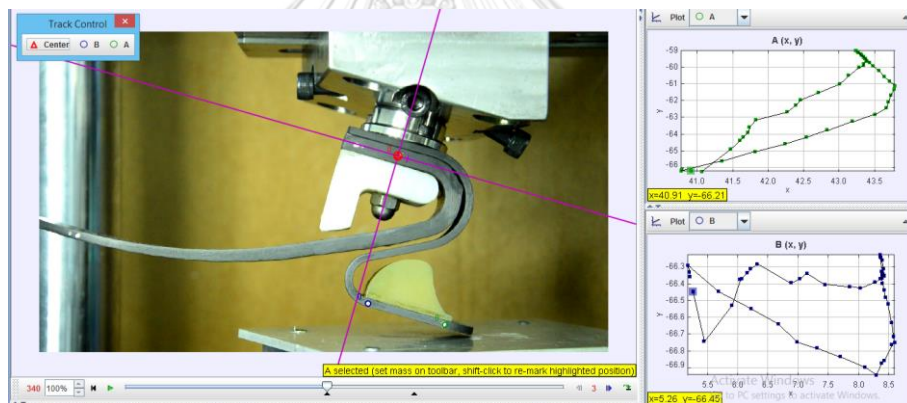
#### 5.4.2 การวิเคราะห์เพื่อหาค่าการงอของเท้าเทียมต้นแบบ

สำหรับการหามุมงอของเท้าเทียมต้นแบบ จะใช้การวิเคราะห์การเคลื่อนที่ด้วยวีดีโอ (Video object tracking analysis) ด้วยโปรแกรม Tracker โดยจะติดตามการเคลื่อนที่ของตำแหน่งต่างๆ(Marker) ที่ได้สร้างเอาไว้บนเท้าเทียมต้นแบบดังรูปที่ 5.6 เพื่อนำข้อมูลที่ได้ไปคำนวณหาค่ามุมงอของเท้าเทียมต้นแบบ ได้แก่ มุม plantarflexion, dorsiflexion และ inversion/eversion ในช่วงเวลาต่างๆ ที่สัมพันธ์กับขนาดของภาระทดสอบ ซึ่งภาระทดสอบนี้จะมีค่าเท่ากับ GRF ในจังหวะ load response และ heel off สำหรับตำแหน่งการป้อนภาระที่ส้นเท้า และปลายเท้าตามลำดับ เมื่ออัปโหลดไฟล์วีดีโอเข้าไปในโปรแกรม Tracker เราจะต้องตั้งแกนเคลื่อนที่(moving coordinate), สร้าง marker ในโปรแกรมให้ตรงกับตำแหน่ง marker ที่สร้างไว้บนเท้าเทียมต้นแบบ(จุด A, B, C, D และ Center) และสร้างแกนสำหรับสอบเทียบการกระจัด (Calibration) ดังรูปที่ 5.14 โปรแกรมจะสามารถจับการเคลื่อนที่ของ marker แต่ละจุดในแต่ละฉาก(frame) ของวีดีโอได้จากการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของเม็ดสี(pixel) ซึ่งจะได้ค่าตำแหน่งในแกน X และ Y ของ marker A ถึง D ในการทดสอบการป้อนภาระที่ส้นเท้ากับปลายเท้าบนพื้นที่เรียบ และการป้อนภาระที่ส้นเท้าบนพื้นที่ต่างระดับทางด้านข้าง ดังแสดงในรูปที่ 5.15, รูปที่ 5.16 และ รูปที่ 5.17 ตามลำดับ ซึ่งตำแหน่งของ marker A ถึง D จะถูกนำไปคำนวณมุม plantarflexion, dorsiflexion, inversion/eversion ของส้นเท้าจากสมการที่ 3.2 ถึง 3.5 ตามลำดับ แต่สำหรับมุม inversion/eversion ของปลายเท้า นั้นไม่สามารถใช้การวิเคราะห์การเคลื่อนที่ด้วยวีดีโอได้ เนื่องจาก forefoot ให้ตัวในมุม inversion/eversion ด้วยการบิด จึงจำเป็นต้องจัดวางกล้องดิจิตอลให้ตั้งฉากกับระนาบด้านหน้าเพื่อจับตำแหน่งของจุด  $C_1$  และ  $C_2$  ซึ่งจุดทั้งสองจะไม่

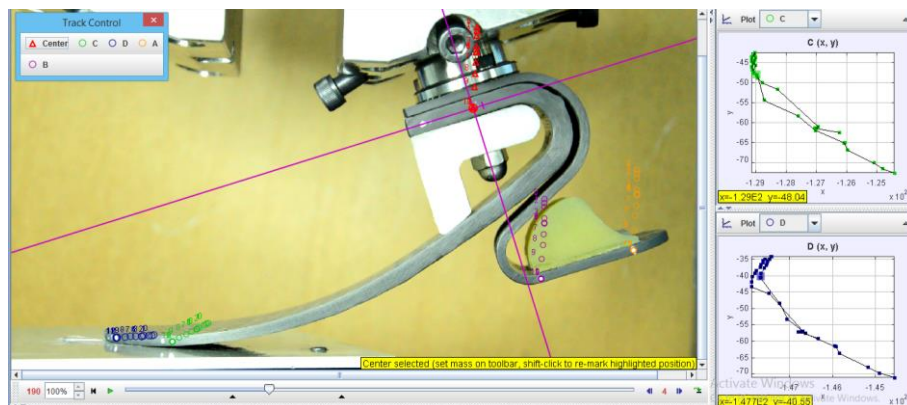
สามารถสอบเทียบกับแกนที่อยู่ตรงกลาง connector ได้ ผู้วิจัยจึงจำเป็นที่จะต้องหาการเสียรูปของปลายเท้าหรือการเคลื่อนที่ของจุด  $C_1$  และ  $C_2$  จากการวัดด้วยอุปกรณ์วัดขนาดโดยตรงดังรูปที่ 5.18 ซึ่งอาจจะได้ค่าตำแหน่งที่ไม่แม่นยำนัก ผลสรุปจากการคำนวณมุมการงอของเท้าเทียมต้นแบบแสดงดังตารางที่ 5.2



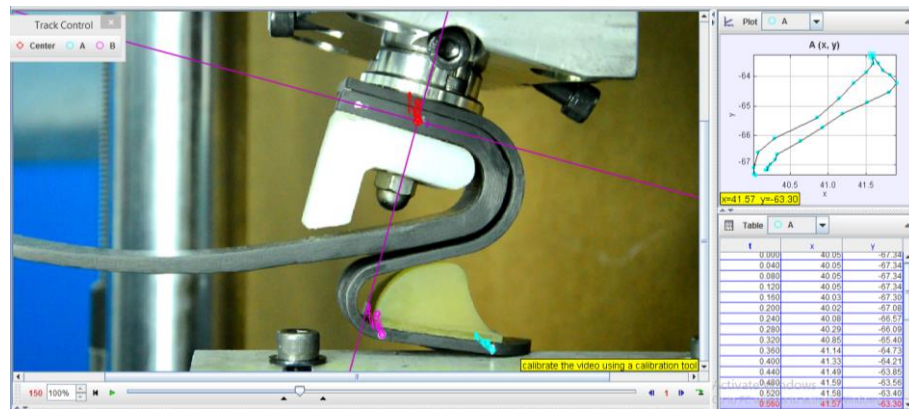
รูปที่ 5.14 การสร้างแกน, การสอบเทียบการกระจัด และการสร้าง marker ของโปรแกรม Tracker



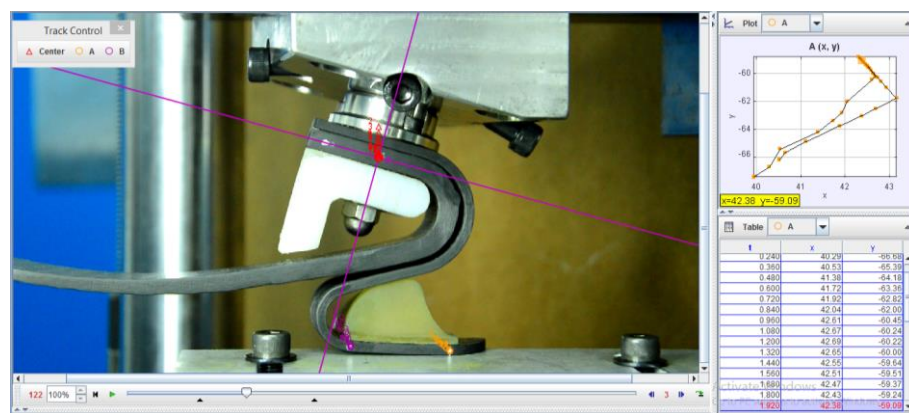
รูปที่ 5.15 การวิเคราะห์การเคลื่อนที่ด้วยวิถีไอของเท้าเทียมต้นแบบ สำหรับการการบ่อนภาวที่สันเท้า



รูปที่ 5.16 การวิเคราะห์การเคลื่อนที่ด้วยวิถีไอของเท้าเทียมต้นแบบ สำหรับการการบ่อนภาวที่ปลายเท้า

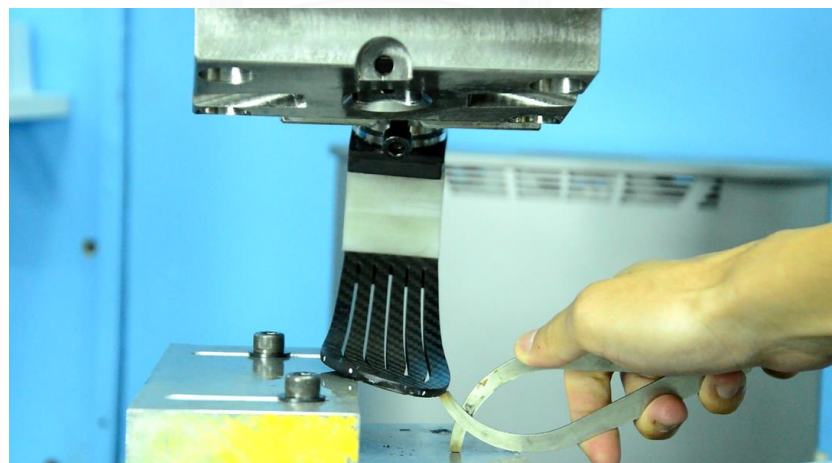


(ก)



(ข)

รูปที่ 5.17 การวิเคราะห์การเคลื่อนที่ด้วยวิดีโอของเท้าเทียมต้นแบบ สำหรับการถ่วงน้ำหนักที่ ส้นเท้าแบบเยื้องออกจากแนวกึ่งกลาง โดยภาระขนาด (ก) แรง 25% และ (ข) แรง 75% ของ GRF



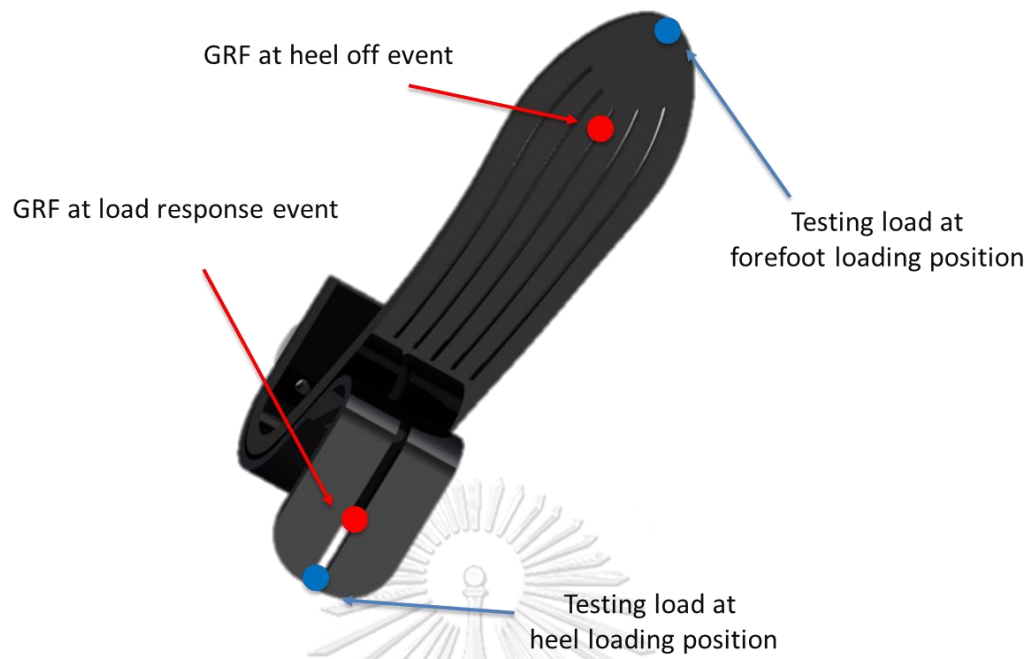
รูปที่ 5.18 การวิเคราะห์การเคลื่อนที่ด้วยวิดีโอของเท้าเทียมต้นแบบ สำหรับการถ่วงน้ำหนักที่ ปลายเท้าแบบเยื้องออกจากแนวกึ่งกลาง



ตารางที่ 5.2 สรุปผลวิเคราะห์การงอของเท้าเทียมต้นแบบเทียบกับค่าจากการคำนวณ FEA

	Function	Design spec.	FEA value	sSpace prototype
Heel	Plantarflexion (°)	5	4.59	8.96
	Inversion/Eversion (°)	5	6.48	5.72
Forefoot	Dorsiflexion (°)	10-14	13.57	16.98
	Inversion/Eversion (°)	5	5.24	7.10

จากการวิเคราะห์ผลจากการทดสอบทางกลในหัวข้อที่ 2.5.1 และ 2.5.2 เราพบว่ามุมงอในทิศ inversion/eversion ของสันเท้าและปลายเท้าจากการทดสอบทางกลมีค่าใกล้เคียงกับค่าที่ได้จากการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ แต่ทว่ามุมงอในทิศทาง plantarflexion และ dorsiflexion ของสันและปลายเท้านั้นมีค่ามากกว่าค่าที่จากการวิเคราะห์ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ค่อนข้างมาก อาจเนื่องมาจากอุปกรณ์ที่ใช้ทดสอบไม่สามารถบ่อนภาระได้ตรงกับตำแหน่งศูนย์กลางของ GRF (รูปที่ 2.8) ในจังหวะ load response และ heel off ในการเดินจริงแสดงดังรูปที่ 5.19 ซึ่งทำให้โมเมนต์ที่เกิดขึ้นกับโครงสร้างเท้าเทียมนั้นมีค่ามากกว่าการเดินปกติ(ขนาดของภาระที่ใช้เท่ากับขนาดของ GRF ในแต่ละจังหวะ แต่แกนของโมเมนต์จากการทดสอบยาวกว่าปกติ) เป็นผลทำให้โครงสร้างเท้าเทียมเกิดการเสียรูปที่มากกว่า จึงทำให้การคำนวณมุมงอในทิศ plantarflexion กับ dorsiflexion ของสันเท้าและปลายเท้า นั้นมีค่าที่ผิดพลาดไป และจากผลลัพธ์การคำนวณพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อย พบว่าเท้าเทียมต้นแบบสามารถเก็บพลังงานในจังหวะ heel off ได้สูงกว่ากับค่าพลังงานเก็บสะสมที่คำนวณได้จากการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์มาก ซึ่งตำแหน่งการบ่อนภาระที่ไม่ตรงกับตำแหน่งศูนย์กลางของ GRF ที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น และอาจเป็นผลมาการตั้งสมมติฐานที่ว่าคุณสมบัติของวัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์เป็นแบบ Isotropic กับการวิเคราะห์ FEA โดยไม่คิดผลของความเฉื่อยจากการเดิน อีกทั้งยังอาจจะเป็นเพราะขบวนการขึ้นรูปวัสดุผสมที่ใช้เป็นโครงสร้างหลักของเท้าเทียมยังไม่สมบูรณ์พอ ทำให้คุณสมบัติทางกลของวัสดุไม่ตรงตามที่บริษัทผู้ผลิตทดสอบไว้ จากการวิเคราะห์ผลการทดสอบทางกล ผู้วิจัยสรุปได้ว่าการทดสอบทางกลนี้ยังให้ผลลัพธ์ค่าที่ไม่ถูกต้องมากนัก หากต้องการค่าพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยของเท้าเทียมที่แม่นยำจำเป็นจะต้องใช้การทดสอบทางคลินิกเพื่อการวิเคราะห์พลศาสตร์การเดิน(Gait motion analysis)



รูปที่ 5.19 ตำแหน่งการบ่อนการทดสอบ (วงกลมน้ำเงิน) ที่ไม่ตรงกับตำแหน่งศูนย์รวม GRF ในการเดินจริง (วงกลมสีแดง)

## บทที่ 6

### การทดสอบความแข็งแรงของเท้าเทียมต้นแบบทางกลตามมาตรฐานสากล ISO10328

การที่ได้กล่าวไว้แล้วในข้อหัวที่ 2.5 ว่าการทดสอบความแข็งแรงของโครงสร้างเท้าเทียม นั้นสามารถทำตามมาตรฐานการทดสอบแบบแยกส่วนสำหรับเท้าเทียม (Separate test for prosthetic foot and ankle, ISO 10328) ซึ่งเป็นมาตรฐานของผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรมกาย อุปกรณ์เทียมที่ใช้สำหรับการทดสอบความทนทานของโครงสร้างของเท้าเทียม มีวัตถุประสงค์เพื่อ ทดสอบความแข็งแรงของโครงการเท้าเทียมเมื่อถูกป้อนภาระ การทดสอบนี้แบ่งออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่ การทดสอบแบบสถิต(Static test) และ การทดสอบแบบวัฏจักร(Cyclic test) ซึ่งแต่ละส่วน จะใช้ภาระทดสอบและลักษณะของการป้อนแรงทดสอบที่แตกต่างกัน โดยที่แรงทดสอบจะขึ้นอยู่กับ ระดับการป้อนภาระทดสอบ ระดับการป้อนภาระทดสอบนั้นจะขึ้นอยู่กับน้ำหนักของผู้พิการที่ สามารถใช้เท้าเทียมที่ทำการทดสอบนี้ได้ โดยสำหรับเท้าเทียมต้นแบบของงานวิจัยนี้ได้ออกแบบ ไว้สำหรับผู้พิการที่มีน้ำหนักตัว 60-70 kg จึงต้องใช้การป้อนภาระทดสอบระดับ P4 (น้ำหนักของผู้ พิการที่เท้าเทียมรับได้ 60-80 kg) การทดสอบความแข็งแรงจะมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

#### 6.1 ขั้นตอนการทดสอบความแข็งแรงแบบวัฏจักร (Cyclic test)

สำหรับการทดสอบแบบวัฏจักร ผู้วิจัยได้ขอความอนุเคราะห์จากทางสถาบันสิรินธรเพื่อ การฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์แห่งชาติ เพื่อขอใช้เครื่องทดสอบความแข็งแรงของเท้าเทียม (Artificial Limb Testing Machine) ของ บริษัท Si-Plan Electronics Research Ltd ที่ได้ มาตรฐานสากล ISO10328 ดังรูปที่ 6.1 ซึ่งตัวเครื่องนั้นมีกระบอกนิวเมติกจำนวน 2 กระบอกไว้ สำหรับป้อนภาระทดสอบที่ปลายและสันเท้าของเท้าเทียม ควบคุมการทำงานด้วยระบบ คอมพิวเตอร์ ตามมาตรฐานสากลระบุไว้ว่าเท้าเทียมที่นำมาทดสอบแบบวัฏจักรจะต้องไม่ผ่านการ ทดสอบความแข็งแรงมาก่อน โดยขั้นตอนในการทดสอบจะอธิบายดังต่อไปนี้

1. ติดตั้งชิ้นงานเข้ากับเครื่องทดสอบด้วยตำแหน่งจัดวางให้ได้ตำแหน่งตามที่มาตรฐาน กำหนดไว้ คือ ให้เท้าเทียมมุม toe out  $\gamma = 7^\circ$  กับแนวกว้างของเครื่องทดสอบ ดังแสดงใน รูปที่ 6.2
2. ทำการป้อนภาระให้กับเท้าเทียมต้นแบบ โดยทำการป้อนภาระที่สันเท้าและปลายเท้า พร้อมกันเป็นลักษณะกราฟไซน์ (Sinusoidal force) ดังแสดงในรูปที่ 6.3 ซึ่งใช้ค่าภาระที่

ป้อนตามตัวแปร  $F_{1\text{cmin}}$ ,  $F_{2\text{cmin}}$ ,  $F_{1\text{cr}}$ ,  $F_{2\text{cr}}$ ,  $F_{1\text{cmax}}$  และ  $F_{2\text{cmax}}$  ตามระดับป้อนภาวะทดสอบ P4 แสดงดังตารางที่ ด้วยความถี่ในช่วง 1 ถึง 3 Hz เป็นจำนวน  $2 \times 10^6$  วัฏจักร

3. ตรวจสอบสภาพชิ้นงานหลังการทดสอบ ถ้าชิ้นงานยังคงสภาพดีและไม่มีร่องรอยของความเสียหายใดๆ จะถือว่าชิ้นงานนี้ผ่านการทดสอบวัฏจักร แต่ถ้าชิ้นเกิดการเสียหายจะถือว่าชิ้นงานนี้ไม่ผ่านการทดสอบนี้

หมายเหตุ : ชิ้นงานหรือตัวอย่างที่จะใช้ทดสอบวัฏจักรจะต้องไม่ผ่านทดสอบความแข็งแรงสถิตหรืออื่นๆมาก่อน



รูปที่ 6.1 เครื่องทดสอบความแข็งแรงของเท้าเทียม(Artificial testing machine)



รูปที่ 6.2 การติดตั้งเท้าเทียมเข้ากับเครื่องทดสอบ



รูปที่ 6.3 การตั้งค่าการทดสอบของเครื่องทดสอบผ่านคอมพิวเตอร์

หลังจากที่ผู้วิจัยได้ทำงานทดสอบความแข็งแรงของเท้าเทียมต้นแบบ ผลการทดสอบความแข็งแรงตามมาตรฐาน ISO10328 พบว่า เท้าเทียมต้นแบบนี้สามารถผ่านการทดสอบความแข็งแรงแบบวัฏจักรได้ ซึ่งเป็นไปตามวัตถุประสงค์ของงานวิจัย (รายงานสรุปผลการทดสอบอยู่ในภาคผนวก ก)

## 6.2 ขั้นตอนการทดสอบความแข็งแรงแบบสถิต (Static test)

การทดสอบความแข็งแรงประกอบไปด้วยการบ่อนการทดสอบ 2 ตำแหน่งแยกกัน คือ ส้นเท้าและปลายเท้า โดยจะมีขั้นตอนการทดสอบดังต่อไปนี้

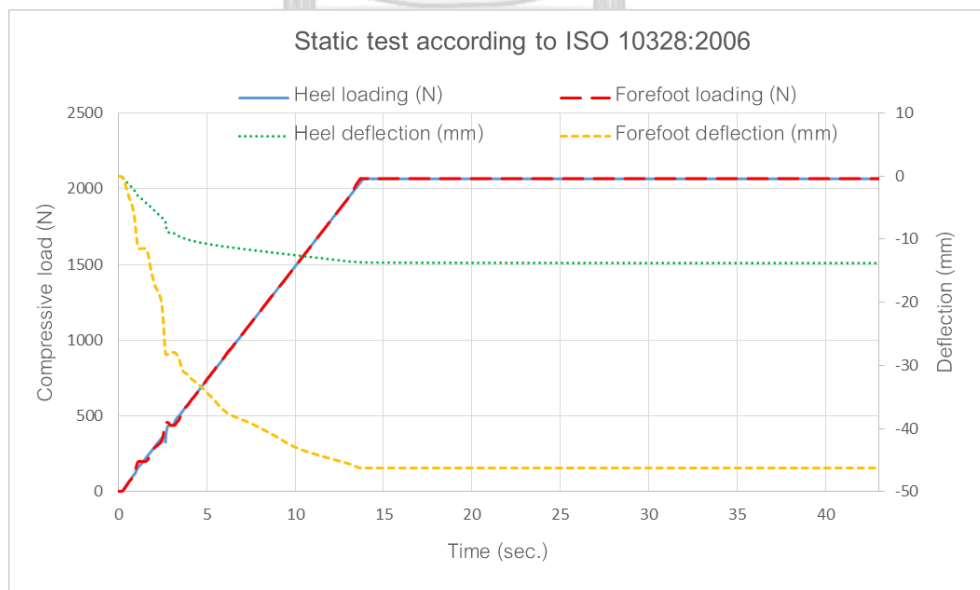
1. ทำการติดตั้งชิ้นงานเข้ากับอุปกรณ์ยึดจับ heel clamp และเครื่องทดสอบคุณสมบัติทางกลแบบอเนกประสงค์ในตำแหน่งการบ่อนการส้นเท้า ซึ่งจะได้ตำแหน่งจัดวางตามที่มาตรฐานได้กำหนดไว้ ดังรูปที่ 6.4(ก)
2. ทำการบ่อนการส้นเท้าโดยใช้อัตราการบ่อนการอยู่ในช่วง 100 ถึง 250 N/s จนกระทั่งภาระทดสอบ  $F_{1sp}$  มีค่าเท่ากับ 2065 N ซึ่งเป็นภาระสูงสุดของการทดสอบนี้ ให้หยุดการเพิ่มภาระ และคงภาระที่บ่อนไว้ที่  $F_{1sp}$  เป็นเวลา 30  $\pm$  3 วินาที แล้วจึงหยุดการทดสอบ
3. ปลดเท้าเทียมออกจากอุปกรณ์ยึดจับ heel clamp เพื่อนำไปติดตั้งเข้ากับอุปกรณ์ยึดจับ forefoot clamp และเครื่องทดสอบคุณสมบัติทางกลแบบอเนกประสงค์ในตำแหน่งการบ่อนการปลายเท้า ซึ่งจะได้ตำแหน่งจัดวางตามที่มาตรฐานได้กำหนดไว้ดังรูปที่ 6.4(ข)
4. ทำการบ่อนการปลายเท้าโดยใช้อัตราการบ่อนการอยู่ในช่วง 100 ถึง 250 N/s จนกระทั่งภาระทดสอบ  $F_{2sp}$  มีค่าเท่ากับ 2065 N ซึ่งเป็นภาระสูงสุดของการทดสอบนี้ ให้หยุดการเพิ่มภาระ และคงภาระที่บ่อนไว้ที่  $F_{2sp}$  เป็นเวลา 30  $\pm$  3 วินาที แล้วจึงหยุดการทดสอบ

5. ตรวจสอบสภาพชิ้นงานหลังการทดสอบ ถ้าชิ้นงานยังคงสภาพดีและไม่มีร่องรอยของความเสียหายจะถือว่าชิ้นงานนี้ผ่านการทดสอบความแข็งแรงพิสูจน์สถิติ แต่ถ้าชิ้นเกิดการเสียหายจะถือว่าชิ้นงานนี้ไม่ผ่านการทดสอบ

หลังจากทำการทดสอบความแข็งแรงแบบสถิติ จะพบว่าเท้าเทียมสามารถรับภาระทดสอบระดับ P4 โดยมีกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างภาระทดสอบกับระยะการเสียรูปทั้งตำแหน่งการบ่อนภาะที่สันเท้าและปลายเท้ารูปที่ 6.5 และจากตรวจสอบด้วยสายตาแล้วพบว่าเท้าเทียมต้นแบบนี้สามารถรับภาระทดสอบทั้งสองตำแหน่งได้โดยไม่มีร่องรอยของความเสียหาย ผู้วิจัยจึงสามารถสรุปได้ว่าเท้าเทียมต้นแบบผ่านการทดสอบความแข็งแรงแบบสถิติตามแนวทางมาตรฐาน ISO 10328 แสดงดังตารางที่ 6.1



รูปที่ 6.4 การบ่อนภาะทดสอบแบบสถิติ สำหรับตำแหน่งการบ่อนภาะที่  
(ก) สันเท้า และ (ข) ปลายเท้า



รูปที่ 6.5 ความสัมพันธ์ระหว่างภาระทดสอบและระยะการเสียรูป  
ของเท้าเทียมจากการทดสอบแบบสถิติ

ตารางที่ 6.1 สรุปผลการทดสอบความแข็งแรงของเท้าเทียมต้นแบบ

	ผลการทดสอบ
การทดสอบความแข็งแรงแบบวัฏจักร	ผ่าน
การทดสอบความแข็งแรงแบบสถิต (ป้อนภาระที่สั้นเท้า)	ผ่าน
การทดสอบความแข็งแรงแบบสถิต (ป้อนภาระที่ปลายเท้า)	ผ่าน
ผลสรุป	ผ่าน



## บทที่ 7

### การทดสอบทางคลินิกเบื้องต้น

เมื่อผู้วิจัยได้ทำการผลิตเท้าเทียมต้นแบบเสร็จ และได้นำไปทดสอบการทำงานทางกลของเท้าเทียมต้นแบบและแบบทดสอบความแข็งแรงเป็นที่เรียบร้อยแล้ว ผู้วิจัยก็ได้นำต้นแบบนี้ไปทดสอบการใช้งานจริงเบื้องต้นในบุคคลที่ปกติ(non-amputees) ที่โรงเรียนกายอุปกรณ์สิรินธร(Sirindhorn school of prosthetics and orthotics) ซึ่งมีนักกายอุปกรณ์ผู้เชี่ยวชาญคอยให้คำแนะนำในการทดสอบ จะการทดสอบกับคนปกติโดยใช้ฝีก่อนมัดไว้กับขาทั้งสองข้างของผู้ทดสอบ และต่อฝีก่อนเข้ากับ connector ของเท้าเทียม โดยเทียมต้นแบบจะถูกห่อหุ้มโดยเปลือกหุ้มเท้า(foot shell) ทำหน้าที่กั้นลื่นในขณะที่เดินของผู้ทดสอบแสดงดังรูปที่ 7.1 จากนั้นทำการจัดตำแหน่งการติดตั้งเท้าเทียม(alignment) ให้เข้ากับผู้ทดสอบมากที่สุด โดยตำแหน่งจุดศูนย์ถ่วงของ GRF ต้องผ่านแนวข้อสะโพก ข้อเข่า และอยู่หน้าข้อเท้าของผู้ทดสอบประมาณ 5-10 เซนติเมตร ดังรูปที่ 7.2 จากนั้นทำการทดลองเดินบนลู่วิ่งที่สามารถควบคุมความเร็วซึ่งมีอุปกรณ์เสริมความปลอดภัยให้กับผู้ทดสอบดังรูปที่ 7.3 ผู้ทดสอบได้ทำการเดินที่ความเร็วแตกต่างกันไป โดยทดสอบในช่วงความเร็ว 2-6 km/h หลังจากการทดสอบทางคลินิกเป็นที่เรียบร้อยแล้ว ผู้เชี่ยวชาญได้ให้ความเห็นด้านความรู้สึกจากการใช้งานจริง ซึ่งสามารถสรุปดังตารางที่ 7.1

จากการทดสอบทางคลินิกเบื้องต้น ผู้วิจัยได้รับทราบความรู้สึกจากผู้ทดสอบและคำแนะนำจากนักกายอุปกรณ์ผู้เชี่ยวชาญ ผู้วิจัยสามารถสรุปได้ว่าเท้าเทียมต้นแบบ(sPace) นี้เหมาะสมกับการใช้งานกับผู้พิการขาขาดในระดับกิจกรรมปานกลางหรือระดับกิจกรรม K2-K3 แต่จะใช้งานได้ดีกับผู้พิการขาขาดในระดับกิจกรรม K3 มากกว่า K2 เนื่องจากเท้าเทียมรุ่นนี้ให้การติดตั้งตัวในจังหวะ push off ที่มากจึงเหมาะกับการนำไปใช้เดินที่ความเร็วที่สูงกว่าคนปกติ(ความเร็วของผู้พิการในระดับกิจกรรม K3) และเพื่อให้เท้าเทียมมีความเหมาะสมกับการใช้งานกับผู้พิการในระดับกิจกรรม K2 ด้วยผู้วิจัยจะนำข้อเสียต่างๆ ของเท้าเทียมรุ่นนี้ไปปรับปรุงเป็นเท้าเทียมอีกรุ่นซึ่งจะอธิบายไว้ในภาคผนวก ข และ ค

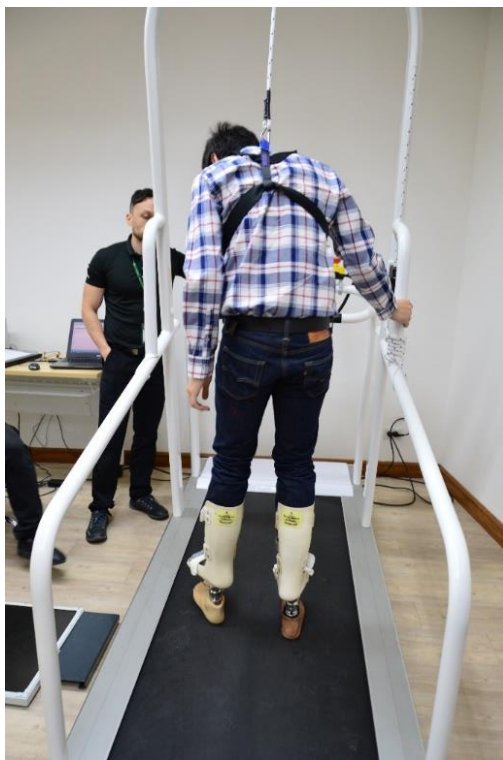




รูปที่ 7.1 การติดตั้งอุปกรณ์ทดสอบเท้าเทียมต้นแบบทั้งสองเข้ากับบุคคลปกติ



รูปที่ 7.2 การจัดตำแหน่งการติดตั้งเท้าเทียมให้เหมาะสมกับผู้ทดสอบ



รูปที่ 7.3 ทดลองเดินบนลู่วิ่งที่ควบคุมความเร็วซึ่งมีอุปกรณ์เสริมความปลอดภัยของผู้ทดสอบ

ตารางที่ 7.1 สรุปความเห็นของนักกายอุปกรณ์หลังการทดสอบทางคลินิกเบื้องต้นของเท้าเทียม  
ต้นแบบรุ่น sPace

ข้อดี	ข้อเสีย
<ul style="list-style-type: none"> <li>- ใช้เดินด้วยความเร็วสูงๆ (4.7-5 km/h) ได้ดี เนื่องจากปลายเท้ามีการติดตัวค่อนข้างมาก ทำให้ขาข้างที่ใส่เท้าเทียมนี้จะพุ่งทะยานไปข้างหน้าได้อย่างรวดเร็ว โดยผู้ใช้งานไม่จำเป็นต้องออกแรงเยอะ</li> <li>- เหมาะกับการใช้งานกับผู้พิการขาขาดในระดับ K3 มากกว่า K2</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- ให้ความรู้สึกแข็งในจังหวะ heel-strike เนื่องจากมีมุม plantarflexion น้อยในจังหวะ heel-strike</li> <li>- ใช้เดินที่ความเร็วปานกลาง(3-4.6 km/h) ให้ความรู้สึกว่ปลายเท้าติดตัวมากเกินไป ทำให้การก้าวระหว่างขาข้างปกติและขาข้างที่ขาดไปไม่ได้ไม่พร้อมกัน(Asymmetrical gait)</li> <li>- ปลายเท้าให้มุม inversion/eversion ได้น้อยมากๆ เมื่อต้องเดินบนพื้นขรุขระจะทำให้เสียสมดุลในระนาบด้านหน้าได้</li> </ul>

## บทที่ 8

### สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะงานในอนาคต

#### 8.1 สรุปผลการวิจัย

ในงานวิจัยนี้ได้ออกแบบเท้าเทียมสำหรับผู้พิการในระดับกิจกรรมปานกลาง โดยใช้แนวคิดการเปลี่ยนแปลงความหนา แนวคิดการแยกส่วนของโครงสร้างเท้า และการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ ผลจากการออกแบบ ผลิต และทดสอบทางกลแล้ว พบว่าเท้าเทียมนี้บรรลุตามวัตถุประสงค์ดังต่อไปนี้

1. เท้าเทียมต้นแบบนี้สามารถเก็บสะสมและปลดปล่อยพลังงานในจังหวะติดตัวได้สูงกว่าเท้าเทียมสำหรับผู้พิการในระดับกิจกรรมปานกลาง(K2-K3) ที่มีจำหน่ายในท้องตลาด ประมาณ 39.17% และ 96.71% ตามลำดับ และพลังงานปลดปล่อยนี้มีค่าน้อยกว่าเท้าคนปกติเพียง 8.67% เท่านั้น
2. เท้าเทียมต้นแบบให้มุมมองทั้งในระนาบด้านข้างและระนาบด้านหน้าได้ใกล้เคียงกับคนปกติ
3. เท้าเทียมต้นแบบสามารถผ่านการทดสอบความแข็งแรงตามแนวทางมาตรฐานสากล ISO10328:2006 สามารถรับภาระทดสอบแบบวัฏจักรที่ 1230 นิวตัน จำนวนสองล้านครั้ง และรับภาระทดสอบแบบสถิตที่ 2065 นิวตัน ได้โดยไม่เกิดความเสียหาย

#### 8.2 ข้อเสนอแนะงานในอนาคต

จากการทดสอบเท้าเทียมต้นแบบนี้ จะพบว่าเท้าเทียมต้นแบบนี้มีข้อเสียเนื่องจากการติดตัวของปลายเท้าที่มากเกินไป จะต้องออกแบบให้มีพลังงานที่เก็บสะสมในจังหวะ heel off มีค่าน้อยลงกว่าเดิม ต้องออกแบบการมีมุมมอง plantarflexion ในจังหวะ load response ที่มากกว่าคนปกติเพื่อช่วยให้ส่วนปลายของเท้าเทียมสัมผัสพื้นได้อย่างรวดเร็ว ซึ่งจะช่วยให้เกิดเสถียรภาพของการเดินตั้งแต่จังหวะแรกที่เท้าเทียมสัมผัสพื้น อีกทั้งการเพิ่มมุมมองของปลายเท้าในระนาบหน้าด้านให้มีความมากขึ้นเพื่อให้ผู้สวมใส่เดินบนพื้นขรุขระได้อย่างมีเสถียรภาพมากขึ้น ซึ่งผู้วิจัยได้ทำการพัฒนาเท้าเทียมขึ้นอีกรุ่นเพื่อลดข้อเสียของเท้าเทียมรุ่นนี้ ท่านผู้อ่านสามารถรายละเอียดการออกแบบและทดสอบเท้าเทียมอีกรุ่นหนึ่งในภาคผนวก ข นอกจากนี้เท้าเทียมต้นแบบยังต้องทดสอบทางคลินิกกับผู้พิการจริงโดยใช้การวิเคราะห์ทางพลศาสตร์(Gait motion analysis) ของ

เท้าเทียมและอวัยวะขาข้างล่าง(Lower limb extremities) ส่วนอื่นๆ ของผู้พิการ ทั้งการเดินบนที่พื้นเรียบ การเดินบนพื้นผิวขรุขระ การเดินขึ้นหรือลงทางลาดชัน และการเดินขึ้นลงบันได เพื่อวิเคราะห์ปริมาณเชิงพลศาสตร์ เช่น มุมงอ แรงแม่เหล็ก กำลัง และพลังงาน ของแต่ละข้อต่อ เช่น ข้อต่อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า ตลอดช่วงของการเดิน ซึ่งข้อมูลที่ได้จากการวิเคราะห์อย่างละเอียดนี้สามารถนำไปวิเคราะห์ว่าเท้าเทียมต้นแบบส่งผลกระทบต่อการทำงานของข้อต่อส่วนอื่นๆ อย่างไรบ้าง เช่น การสมมาตรในการเดินระหว่างขาข้างที่ใช้เท้าเทียมและขาข้างปกติ(symmetrical gait) และการใช้พลังงานของข้อต่อหรืออวัยวะขาข้างล่างส่วนอื่นๆ ของร่างกาย เป็นต้น อีกทั้งยังมีการทดสอบอัตราการใช้ออกซิเจน(Maximal oxygen consumption test หรือ  $VO_{2max}$ ) เพื่อนำไปคำนวณอัตราการใช้พลังงานโดยรวมของทั้งร่างกายจากการใช้เท้าเทียมต้นแบบ ข้อมูลจากการวิเคราะห์ข้างต้นนี้สามารถนำไปใช้ปรับปรุงเท้าเทียมให้มีประสิทธิภาพที่ดีขึ้นได้อีกด้วย

นอกจากนี้ ผู้วิจัยยังมีข้อเสนอแนะในการทำหัวข้อวิทยานิพนธ์ในอนาคตดังต่อไปนี้

1. การออกแบบเท้าเทียมแบบไดนามิกที่สามารถใช้ในการเดินบนพื้นที่ลาดชันได้อย่างมีประสิทธิภาพ
2. การออกแบบเท้าเทียมแบบไดนามิกสำหรับผู้พิการขาขาดในระดับกิจกรรมเบา
3. การออกแบบเท้าเทียมแบบไดนามิกสำหรับผู้พิการขาขาดในระดับกิจกรรมสูง
4. การออกแบบเท้าเทียมแบบไดนามิกสำหรับใช้วิ่งออกกำลังกาย
5. การออกแบบเท้าเทียมแบบไมโครคอนโทรลเลอร์ให้มีการทำงานใกล้เคียงกับเท้าคนปกติมากที่สุด

## รายการอ้างอิง



- [1] สำนักงานสถิติแห่งชาติ. THE 2007 DISABILITY SURVEY [Online]. Available: [http://service.nso.go.th/nso/nsopublish/service/survey/disabilityRep\\_50.pdf](http://service.nso.go.th/nso/nsopublish/service/survey/disabilityRep_50.pdf)
- [2] O. Academy. Function matrix of Prosthetic foot [Online]. Available: [academy.ottobockus.com/PylonTool/Files/OttobockFeet.pdf](http://academy.ottobockus.com/PylonTool/Files/OttobockFeet.pdf)
- [3] H. M. L. MEDICINE. Ankle anatomy [Online]. Available: <http://www.houstonmethodist.org/orthopedics/where-does-it-hurt/ankle/ankle-anatomy/>
- [4] S. A. Schumacher. Basic Anatomical Terms and Definitions [Online]. Available: [http://www.footdoc.ca/www.FootDoc.ca/Website%20Definitions%20\(Basic%20Terms\).htm](http://www.footdoc.ca/www.FootDoc.ca/Website%20Definitions%20(Basic%20Terms).htm)
- [5] G. P. Johnson. The Ankle [Online]. Available: <http://www.militarydisabilitymadeeasy.com/theankle.html>
- [6] Types of Muscle Contractions: Isotonic and Isometric [Online]. Available: <https://www.boundless.com/physiology/textbooks/boundless-anatomy-and-physiology-textbook/muscular-system-10/control-of-muscle-tension-97/types-of-muscle-contractions-isotonic-and-isometric-546-8434/>
- [7] U. o. California. Types of contractions [Online]. Available: <http://muscle.ucsd.edu/musintro/contractions.shtml>
- [8] J. Richards, *Biomechanical in clinic and research*: ELSIVIER, 2008.
- [9] G. Bovi, M. Rabuffetti, P. Mazzoleni, and M. Ferrarin, "A multiple-task gait analysis approach: Kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects," *Gait & Posture*, vol. 33, pp. 6-13, 2011.
- [10] M. R. Gradinger. Pressure measurements on the VACOpedes forefoot relief shoe [Online]. Available: [http://www.oped.si/wp-content/uploads/2013/10/VACOpedes\\_Biomechanikstudie\\_GB.pdf](http://www.oped.si/wp-content/uploads/2013/10/VACOpedes_Biomechanikstudie_GB.pdf)
- [11] R. Wang and E. M. Gutierrez-Farewik, "The effect of subtalar inversion/eversion on the dynamic function of the tibialis anterior, soleus, and gastrocnemius during the stance phase of gait," *Gait & Posture*, vol. 34, pp. 29-35, 2011/05/01/ 2011.

- [12] K. Z. Takahashi and S. J. Stanhope, "Mechanical energy profiles of the combined ankle-foot system in normal gait: Insights for prosthetic designs," *Gait & Posture*, vol. 38, pp. 818-823, 2013/09/01/ 2013.
- [13] L. association. Types of Amputation [Online]. Available: [http://www.limbless-association.org/images/Types\\_of\\_Amputation.pdf](http://www.limbless-association.org/images/Types_of_Amputation.pdf)
- [14] a. coalition. Prosthetic Feet [Online]. Available: <http://www.amputee-coalition.org/resources/prosthetic-feet/#.WUdzTOuGPDc>
- [15] O. Academy. Prosthetic Feet [Online]. Available: <https://professionals.ottobockus.com/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Feet/c/1100>
- [16] F. Innovations. Lower Limb Prosthetic Solutions Product Catalog [Online]. Available: <http://www.freedom-innovations.com/wp-content/uploads/2015/05/Catalog-May-2015.pdf>
- [17] B. J. E. S. Brian J. Hafner, PhD; Joseph M. Czerniecki, MD; John Fergason, "Transtibial energy-storage-and-return prosthetic devices: A review of energy concepts and a proposed nomenclature," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 39, p. 39, 2002.
- [18] M. D. Geil, M. Parnianpour, P. Quesada, N. Berme, and S. Simon, "Comparison of methods for the calculation of energy storage and return in a dynamic elastic response prosthesis," *Journal of Biomechanics*, vol. 33, pp. 1745-1750, 2000/12/01/ 2000.
- [19] S. M. Rigney, A. Simmons, and L. Kark, "Mechanical characterization and comparison of energy storage and return prostheses," *Medical Engineering & Physics*, vol. 41, pp. 90-96, 3// 2017.
- [20] H. J. H. K. POSTEMA, J. DE VRES, H.F.J.M. KOOPMAN and W. H. EISMA, "Energy storage and release of prosthetic feet Part 1: biomechanical analysis related to user benefits," *Prosiheics and Orihotics Intemaiional*, vol. 21, p. 11, 1997.

- [21] F. innovation. Kinterra Foot/Ankle System [Online]. Available: <http://www.freedom-innovations.com/kinterra/>
- [22] OSSUR. Re-Flex Shock™ [Online]. Available: <https://www.ossur.com/prosthetic-solutions/products/impact-solutions/re-flex-shock>
- [23] F. Innovations. Agilix™ [Online]. Available: <http://www.freedom-innovations.com/agilix/>
- [24] F. Innovations. WalkTek™ [Online]. Available: <http://www.freedom-innovations.com/walktek/>
- [25] F. Innovations. Highlander [Online]. Available: <http://www.freedom-innovations.com/highlander/>
- [26] O. Academy. 1E56 Axtion Prosthetic Foot [Online]. Available: <https://professionals.ottobockus.com/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Feet/Higher-Activity-Feet-K3-K4/1E56-Axtion-Prosthetic-Foot/p/1E56>
- [27] O. Academy. TLM Foot, incl. Footshell [Online]. Available: <https://professionals.ottobockus.com/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Feet/Higher-Activity-Feet-K3-K4/TLM-Foot-incl-Footshell/p/1T01>
- [28] O. Academy. C-Walk [Online]. Available: <https://professionals.ottobockus.com/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Feet/Higher-Activity-Feet-K3-K4/C-Walk/p/1C40~5K>
- [29] F. Innovations. Nitro Running [Online]. Available: <http://www.freedom-innovations.com/nitro/>
- [30] J. I. Standard, "JIS T9212 Prosthetic foot and foot joint," ed, 1997.
- [31] N. Y. Takanori AIKAWA, Yukio AGARIE and Toshiya NOSAKA, "Mechanical Property of Prosthetic Feet."
- [32] I. O. f. Standardization, "Prosthetics -- Structural testing of lower-limb prostheses -- Requirements and test methods," in *Separate tests on ankle-foot devices and foot unit*, ed, 2006, p. 13.
- [33] Gurit. SE 84LV LOW TEMPERATURE CURE EPOXY PREPREG [Online]. Available: [www.gurit.com/-/media/Gurit/Datasheets/se-84lvpdf.ashx](http://www.gurit.com/-/media/Gurit/Datasheets/se-84lvpdf.ashx)




- [34] H.-S. Kim, S.-H. Yoo, and S.-H. Chang, "In situ monitoring of the strain evolution and curing reaction of composite laminates to reduce the thermal residual stress using FBG sensor and dielectrometry," *Composites Part B: Engineering*, vol. 44, pp. 446-452, 2013/01/01/ 2013.
- [35] R. M. S. a. W. R. B. M. R.L. Gower. EFFECT OF CURE CYCLE ON THE PROPERTIES OF THICK CARBON/EPOXY LAMINATES [Online]. Available: <http://iccm-central.org/Proceedings/ICCM17proceedings/Themes/Manufacturing/RESIDUAL%20STRESS%20&%20PROCE/INT%20-%20RESIDUAL%20STRESSES/IC4.1%20Gower.pdf>



## ภาคผนวก ก

## ผลการทดสอบความแข็งแรงของเท้าเทียมแบบวิกัจกร

จากที่ได้กล่าวไว้แล้วในบทที่ 6 ผู้วิจัยได้ขอความอนุเคราะห์จากทางสถาบันสิรินธรเพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์แห่งชาติ เพื่อขอใช้เครื่องทดสอบความแข็งแรงของเท้าเทียม (Artificial Limb Testing Machine) ของบริษัท Si-Plan Electronics Research Ltd ที่ได้มาตรฐานสากล ISO10328:2006 และเท้าเทียมต้นแบบนี้ได้ผ่านการทดสอบแบบวิกัจกรได้โดยไม่เกิดความเสียหายใดๆ โดยทางสถาบันสิรินธรได้จัดทำรายงานผลการทดสอบแสดงดัง



ศูนย์ทดสอบอุปกรณ์และเครื่องช่วยความพิการทางการแพทย์และฟื้นฟูสมรรถภาพการแพทย์แห่งชาติ  
สถาบันสิรินธรเพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์แห่งชาติ  
88/26 ซอยปารเมศวร ถนนวิภาวดี อ.เมือง จ.นนทบุรี 11000 โทร. 0 2591 5455 ต่อ 8940

หน้า 1 / 3

**ผลการทดสอบเท้าเทียม**

29 ส.ย. 2560

ชื่อชิ้นงาน : CU Multiaxis foot รหัสชิ้นงานทดสอบ CHU1C29062017  
 ผู้ส่ง : คุณตบพงษ์ บุตรทองคำ  
 ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
 จำนวนชิ้นงาน : 1 ชิ้นงาน  
 ระดับแรงที่ใช้ทดสอบ : P4  
 ช่วงเวลาในการทดสอบ : 15 - 23 มิถุนายน 2560

จุดประสงค์ในการทำการทดสอบเท้าเทียมในครั้งนี้ เพื่อศึกษาความแข็งแรง โดยใช้การให้แรงแบบวิกัจกร ทั้งนี้ขนาดและแนวแรงที่ใช้ในการทดสอบเป็นไปตามมาตรฐานการทดสอบ ISO 10328:2006 ของกายอุปกรณ์ โดยใช้แรงทดสอบของระดับ P4 โดยสำหรับผู้ใช้น้ำหนักตัวไม่เกิน 80 กิโลกรัม

เครื่องมือที่ใช้ในการทดสอบ คือ Si-Plan Single-sided universal foot test machine 989-1

**การทดสอบแรงส้ำงชิ้นงาน**  
 การทดสอบนี้เป็นส่วนหนึ่งของการทดสอบความแข็งแรงแบบวิกัจกรของเท้าเทียมตามมาตรฐาน ISO 10328:2006 เท่านั้น การทดสอบดังกล่าวเป็นการจำลองรูปแบบการเดินปกติ สำหรับการทดสอบด้วยแรงระดับ P4 ที่ความถี่ 3Hz แรงที่ใช้เป็นไปตามตารางด้านล่างนี้

ตารางที่ 1 เงื่อนไขการทดสอบและแรงที่ใช้


เงื่อนไขแรงทดสอบ	แรงทดสอบต่ำสุด (N)	แรงทดสอบสูงสุด (N)	ช่วงวงรอบ(N)	ขนาดวงรอบ (N)
การส่งแรงที่สันเท้า	50	1230	1180	590
การส่งแรงที่ปลายเท้า	50	1230	1180	590

จำนวนวงรอบที่กำหนด 2,000,000 รอบ

**ผลการทดสอบ**

ตารางที่ 2 ผลการทดสอบ

ชิ้นงาน	Initial max displacement (mm)		Trip for max displacement* (mm)		Note
	Heel	Toe	Heel	Toe	
CU Multiaxis foot	3	48	23	78	เครื่องทดสอบทำงานจนครบตามจำนวน 2,000,000 วงรอบ และชิ้นงานไม่มีเสียหายทั้งจากการสังเกตด้วยตาเปล่าและแว่นขยาย



รูปที่ ก.1 ผลการทดสอบความแข็งแรงแบบวิกัจกร หน้าที่ 1



รูปที่ ก.2 ผลการทดสอบความแข็งแรงแบบวัฏจักร หน้าที 2

หน้า 3 / 3


 ศูนย์ทดสอบอุปกรณ์และเครื่องช่วยความพิการทางการเคลื่อนไหวสำหรับคนพิการและผู้สูงอายุในระดับอาเซียน  
 สถาบันสิรินธรเพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์แห่งชาติ  
 88/26 ซอยบำรุงนครราชมรรค์ ถนนติวานนท์ อ.เมือง จ.นนทบุรี 11000 โทร. 0 2591 5455 ต่อ 8940




รหัสชิ้นงานทดสอบ CHU1C29062017

**สรุปผลการทดสอบ**

ตัวอย่างเท้าเทียม CU Multiaxis foot รหัสชิ้นงานทดสอบ CHU1C29062017 นั้น สามารถทนต่อการจ่ายภาระทดสอบแบบวัฏจักรตามขนาดแรง แนวแรงที่ตั้งในครั้งนี้ ตามจำนวนรอบที่กำหนดไว้

  
 (นางสาวกรณิธดา ไผ่พุด)  
 นักกายอุปกรณ์ปฏิบัติการ  
 เจ้าหน้าที่ทดสอบ

29 ส.ค. 2560

  
 (นายอาทมะ วิเชียรชัย)  
 นายแพทย์ชำนาญการ  
 หัวหน้างานศูนย์ทดสอบอุปกรณ์และเครื่องช่วยความพิการ  
 ทางการเคลื่อนไหวสำหรับคนพิการและผู้สูงอายุในระดับอาเซียน



รูปที่ ก.3 ผลการทดสอบความแข็งแรงแบบวัฏจักร หน้าที 3

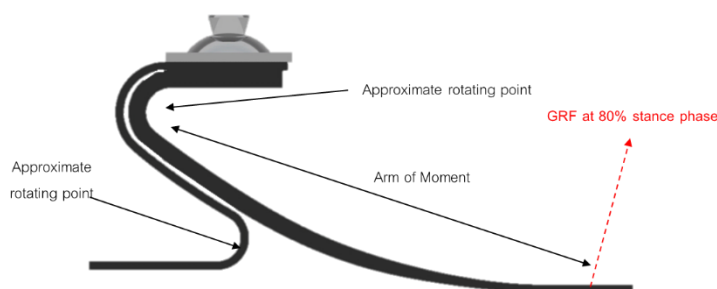
## ภาคผนวก ข

### การออกแบบเพื่อปรับปรุงและแก้ไขการทำงานของเท้าเทียมให้เหมาะกับการใช้งานของผู้พิการขาขาดในระดับกิจกรรม K2

#### ข.1 การวิเคราะห์เพื่อปรับปรุงต้นแบบ

จากการที่ได้นำเท้าเทียมต้นแบบไปทดลองเดินที่โรงเรียนกายอุปกรณ์ และสรุปผลการใช้งานเบื้องต้นโดยผู้เชี่ยวชาญทางด้านกายอุปกรณ์ ผู้วิจัยพบว่าเท้าเทียมต้นแบบมีข้อเสียด้านการใช้งานค่อนข้างมาก จึงจำเป็นต้องนำข้อเสียดังกล่าวมาวิเคราะห์ และทำการออกแบบเท้าเทียมใหม่ที่ตอบโจทย์ด้านการใช้งานของผู้พิการ โดยเริ่มจากการวิเคราะห์แต่ละข้อเสียของเท้าเทียมต้นแบบเดิม มีรายละเอียดดังต่อไปนี้

1. เนื่องจากการที่ต้นแบบเท้าเทียมให้มุม plantarflexion ในจังหวะ load response ที่น้อยเกินไป เราสามารถแก้ไขได้สองวิธี คือ การลดความหนาของ heel ลง และการเพิ่มแกนของโมเมนต์รอบจุดหมุนของ heel ให้มากขึ้น ซึ่งทั้งสองวิธีนั้นจะให้ผลลัพธ์ที่ไม่ดีมากนัก เนื่องจากทั้งสองวิธีทำให้ความเค้นบริเวณจุดหมุนของ heel มีค่ามากเกินไป จึงมีความจำเป็นต้องเพิ่มขึ้นส่วนเข้าไปเพื่อเพิ่มมุมดังกล่าว
2. ต้นแบบเท้าเทียมมีการติดตัวในจังหวะ push off มากเกินไป เนื่องจากต้นแบบนี้มีพลังงานที่เก็บสะสมมากเกินไปเป็นผลมาจาก moment arm มีค่ามากไปดังรูปที่ ข.1 และไม่สามารถเพิ่มความหนาความ forefoot อีก เพราะจะส่งผลให้มุม dorsiflexion มีค่าน้อยลง ดังนั้นเราจึงต้องลด moment arm ลง ด้วยการปรับเปลี่ยนรูปร่างของ forefoot ซึ่งจะออกแบบให้พลังงานที่เก็บสะสมมีค่าน้อยเหลือ 0.1 J/kg (เดิมออกแบบไว้ 0.13 J/kg)
3. สำหรับข้อจำกัดของออกแบบการเซาะร่องของ forefoot ที่ไม่สามารถเพิ่มมุม eversion หรือ inversion จึงจำเป็นที่จะต้องใช้การออกแบบ split toe มาแทน เพราะจะทำให้มุม eversion หรือ inversion ที่มากกว่า และแข็งแรงกว่า



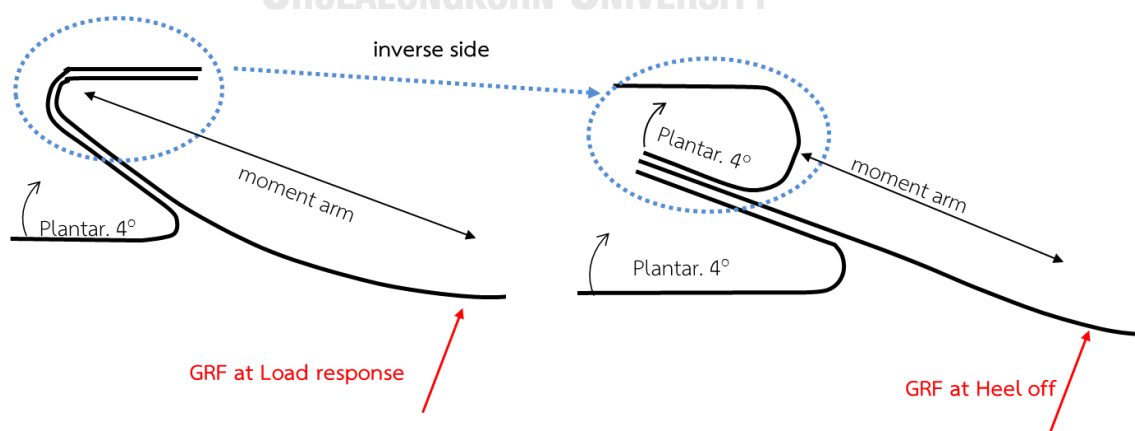
รูปที่ ข.1 การวิเคราะห์ปัญหาของต้นแบบ

## ข.2 แนวคิดในการออกแบบเพื่อปรับปรุงต้นแบบ

สำหรับแนวความคิดในการออกแบบนั้นยังคงเป็นไปตามเดิมนั้นคือ ความเรียบง่ายและความเป็นเอกลักษณ์ของเท้าเทียม และความเหมาะสมในการใช้งานกับผู้พิการในระดับกิจกรรม K2-K3 หรือระดับกิจกรรมปานกลาง ซึ่งประกอบไปด้วย การเก็บสะสมพลังงานที่เพียงพอต่อการเดิน และการเคลื่อนไหวในระนาบด้านหน้า ที่ได้อธิบายไว้แล้วในบทที่ 3 แต่เพื่อให้เท้าเทียมที่ออกแบบมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น ผู้วิจัยจำเป็นต้องแก้ไขข้อผิดพลาดของต้นแบบเดิม ได้แก่

1. เพิ่มมุมงอเท้าในทิศ plantarflexion ให้ได้ประมาณ  $10^\circ$  ด้วยการปรับเปลี่ยนรูปทรงของเท้าเทียม
2. ลดพลังงานที่สะสมในเท้าเทียมในช่วงจังหวะ heel off จาก  $0.13 \text{ J/kg}$  เหลือ  $0.1 \text{ J/kg}$
3. เปลี่ยนรูปแบบการทำงานของ forefoot ให้ระนาบด้านหน้าด้วยการออกแบบแบ่งครึ่งซีก (split toe design) เพื่อเพิ่มมุม eversion หรือ inversion ให้มากกว่าเดิม เป็น  $10^\circ$

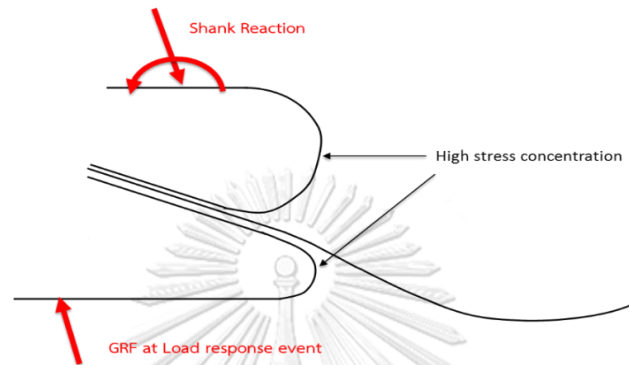
เนื่องจากเท้าเทียมต้นแบบเดิมมีมุม plantarflexion ที่น้อยไป และไม่สามารถแก้ไข heel ได้เนื่องจากจะส่งผลกระทบต่อความแข็งแรง อีกทั้ง forefoot ของต้นแบบเดิมยังมี moment arm มากเกินไป ทำให้การเก็บพลังงานมากขึ้นตาม ผู้วิจัยจึงมีแนวคิดที่ว่า หากเราทำการกลับด้านของโครงสร้าง heel และ forefoot ของต้นแบบเดิมแสดงดังรูปที่ ข.2 เป็นลักษณะสปริงรูปตัวซี (C-spring) จะสามารถช่วยให้ลด moment arm ซึ่งจะช่วยลดพลังงานที่เก็บสะสมใน forefoot ได้ อีกทั้ง C-spring นี้จะต่อกับ heel ซึ่งจะมีลักษณะการทำงานเหมือนสปริงสองตัวที่ต่อกันแบบอนุกรม นั่นคือ จะช่วยให้มุม plantarflexion ในจังหวะ heel strike เพิ่มขึ้นตามความต้องการของผู้ใช้งาน และรูปทรงแบบนี้ยังมีความเป็นเอกลักษณ์ไม่ซ้ำกับเท้าเทียมที่มีอยู่แล้ว



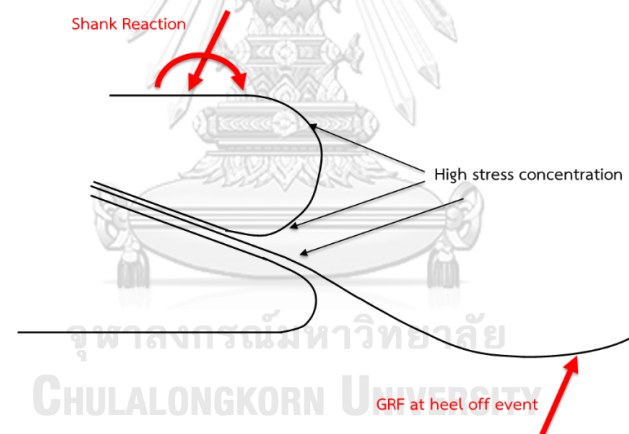
รูปที่ ข.2 แนวความคิดในการออกแบบเพื่อปรับปรุงต้นแบบ

### ข.3 การออกแบบเบื้องต้นเพื่อปรับปรุงต้นแบบ

เริ่มจากการวิเคราะห์การรับแรง เพื่อพิจารณาหาตำแหน่งที่จะเกิดความเค้นสูงภายในโครงสร้าง โดยจะพิจารณาในสองกรณี คือ จังหวะ load response และ heel off ซึ่งเป็นจังหวะที่เกิดมุม plantarflexion และ dorsiflexion มากที่สุดตามลำดับ จากกราฟ free body diagram เราจะทราบตำแหน่งที่เกิดความเค้นสูงคร่าวๆ ดังรูปที่ ข.3 และรูปที่ ข.4

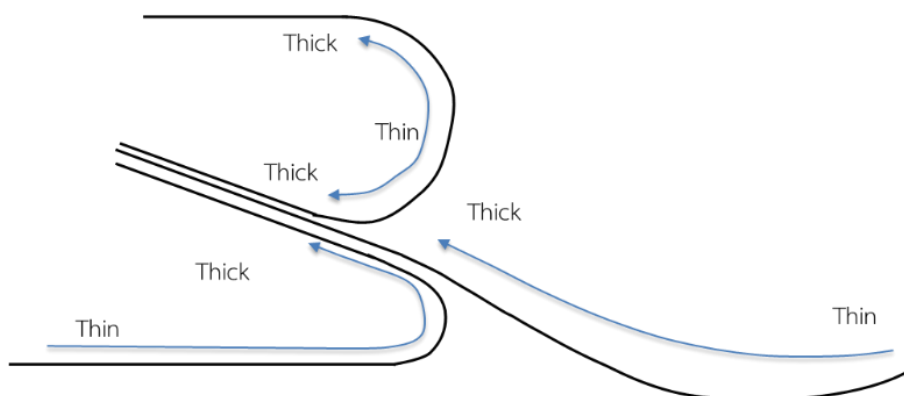


รูปที่ ข.3 free body diagram ของเท้าเทียมในจังหวะ load response



รูปที่ ข.4 free body diagram ของเท้าเทียมในจังหวะ heel off

เมื่อทำการวิเคราะห์ตำแหน่งที่เกิดความเค้นของความเค้นจะพบเราจำเป็นต้องเพิ่มความแข็งแรงของโครงสร้างตรงตำแหน่งที่มีความเค้นของความเค้นสูง โดยการเพิ่มความหนาของโครงสร้างที่บริเวณนั้นด้วยการลองผิดลองถูกจนกว่าจะได้การเสียรูปของโครงสร้างหรือมุมงอเท้าพลังงานที่เก็บสะสม และความแข็งแรงตามที่ต้องการ ดังนั้นเราจึงต้องมีการเปลี่ยนแปลงความหนาของโครงสร้าง heel, forefoot และ c-spring ในแต่ละช่วงของความยาว โดยเพิ่มความหนาบริเวณที่มีความเค้นความเค้นสูงดังรูปที่ ข.5 เพื่อให้เกิดความสมดุลระหว่างความแข็งแรงกับการเสียรูปของโครงสร้าง

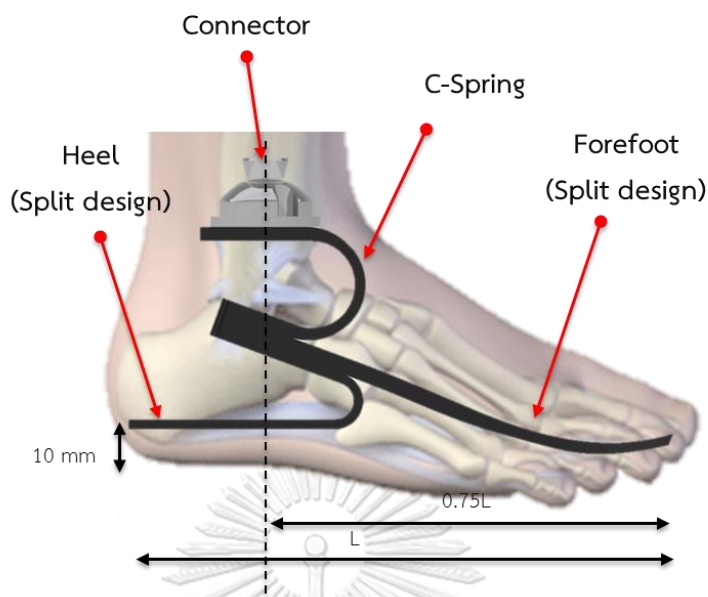


รูปที่ ข.5 การหาค่าความหนาที่เหมาะสมของแต่ละชั้นส่วนของเท้าเทียม

จากแนวความคิดที่กล่าวมาข้างต้นที่อธิบายเกี่ยวกับรูปทรงของต้นแบบใหม่ ผู้วิจัยจะทำการสร้างโมเดลสามมิติด้วยโปรแกรม CATIA โดยอ้างอิงกับเท้าคนจริงและมาตรฐานสากล ISO10328 ดังรูปที่ ข.6 ซึ่งประกอบไปด้วย

- Heel ใช้วัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์/อีพ็อกซี่ เนื่องจากต้องการความยืดหยุ่นและความทนทานสูง ใช้สำหรับทำงานในช่วง 0-25% ของช่วงเท้าสัมผัสพื้น บริเวณส่วนล่างของ heel จะถูกยกสูงขึ้นจากพื้นเมื่อเทียบกับปลายเท้าประมาณ 10 มิลลิเมตร และใช้การออกแบบแบบแบ่งครึ่งซีก (split heel design) เช่นเดิม
- Forefoot ใช้วัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์/อีพ็อกซี่ เนื่องจากต้องการความยืดหยุ่นและความทนทานสูง ใช้สำหรับทำงานในช่วง 26-100% ของช่วงเท้าสัมผัสพื้น และได้ใช้การออกแบบแบบแบ่งครึ่งซีก (split toe design) แทนการออกแบบแบบเจาะร่อง (Slit toe design)
- C-spring ใช้วัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์/อีพ็อกซี่ เนื่องจากต้องการความยืดหยุ่นและความทนทานสูง เช่นเดียวกับ Heel และ Forefoot โดยที่ C-spring นี้จะทำงานตลอดช่วงเท้าเทียมสัมผัสพื้น
- Connector ใช้วัสดุเป็นเหล็กกล้าไร้สนิมเบอร์ 304 (SUS 304) มีความแข็งแรงสูง มีผิวที่ส่วน ทนทานต่อการเกิดสนิม ใช้สำหรับยึดส่วนของเท้าเทียมเข้ากับข้อต่ออื่นๆ เช่น หน้าแข้ง หรือ ต่อกา





รูปที่ ข.6 การออกแบบเบื้องต้นเพื่อการปรับปรุงต้นแบบ

#### ข.4 การออกแบบเชิงรายละเอียดเพื่อปรับปรุงต้นแบบ

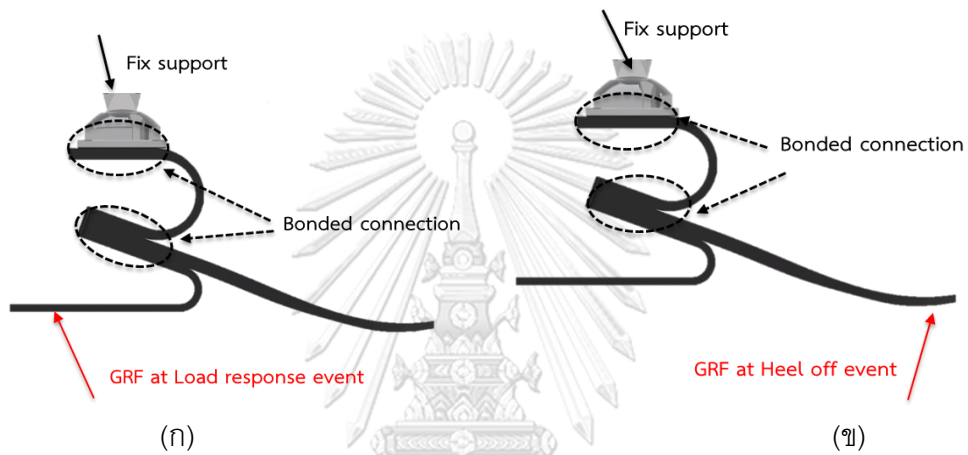
หลังจากที่ได้ทำการสร้างโมเดลสามมิติของเท้าเทียมที่ปรับปรุงเรียบร้อยแล้ว ผู้วิจัยจะทำการคำนวณเพื่อหาค่าความหนาของโครงสร้างที่เหมาะสมผ่านการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite element analysis, FEA) ด้วยโปรแกรม ANSYS และทำการลองผิดลองถูก (Trial and Error) เช่นเดิมจนกระทั่งได้ฟังก์ชันการทำงานของเท้าเทียมตามที่กำหนดไว้ โดยเริ่มต้นจากการตั้งสมมติฐานว่า วัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์นี้ประพฤติตนเหมือนวัสดุที่มีคุณสมบัติแบบ Isotropic และกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของของปัญหาดังรูปที่ ข.7 ซึ่งประกอบได้ด้วย แรง GRF ที่กระทำกับโครงสร้างของเท้าเทียมที่ตำแหน่งต่างๆ ได้ฝ่าเท้าในช่วงเท้าสัมผัสพื้นดังรูปที่ โดย GRF ที่ใช้จะเป็นของคนน้ำหนัก 70 kg สำหรับจุดจับยึด (fix support) อยู่ตรงส่วนบนของ connector และขึ้นส่วนทั้งสามชิ้นได้แก่ Forefoot, Heel, C-spring และ Connector จะยึดกันแบบพันธะ (bonded) ตรงบริเวณที่แต่ละชิ้นสัมผัสกัน จากนั้นทำการแบ่งเมช (mesh) แบบทรงสี่หน้า (hexahedron) อันดับที่สองก่อนในช่วงแรก เนื่องจากง่ายต่อการตั้งค่าโปรแกรม และตั้งค่าการคำนวณแบบเชิงกลไม่เชิงเส้น (nonlinear mechanical) ผลลัพธ์ที่ต้องการสำหรับการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์นี้ คือ ค่าการเสียรูป (deformation) ในแต่ละแกน ความเค้นเทียบเท่า (von mises stress) และพลังงานในรูปของความเครียด (Strain energy) เพื่อนำค่าต่างๆ เหล่านี้ไปคำนวณหามุม plantarflexion, dorsiflexion eversion และ inversion ของ heel และ forefoot ตามสมการที่ ข.1, ข.2, ข.3 และ ข.4 ตามลำดับ และรูปที่ ข.8 กับ รูปที่ ข.9

$$\theta_{plantar} = \tan^{-1} \left( \frac{A'_y - B'_y}{A'_x - B'_x} \right) \quad \text{สมการที่ 1.1}$$

$$\theta_{dorsi} = \tan^{-1} \left( \frac{D'_y - C'_y}{D'_x - C'_x} \right) \quad \text{สมการที่ 1.2}$$

$$\theta_{IE,heel} = \tan^{-1} \left( \frac{A'_{1y} - A'_{2y}}{A'_{1z} - A'_{2z}} \right) \quad \text{สมการที่ 1.3}$$

$$\theta_{IE,heel} = \tan^{-1} \left( \frac{C'_{1y} - C'_{2y}}{C'_{1z} - C'_{2z}} \right) \quad \text{สมการที่ 1.4}$$



รูปที่ 1.7 เชื้อนไขของเขตของการวิเคราะห์ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ สำหรับจังหวะ (ก) load response และ (ข) heel off



รูปที่ 1.8 การคำนวณมุม plantarflexion และ dorsiflexion ของ heel และ forefoot ของต้นแบบปรับปรุง

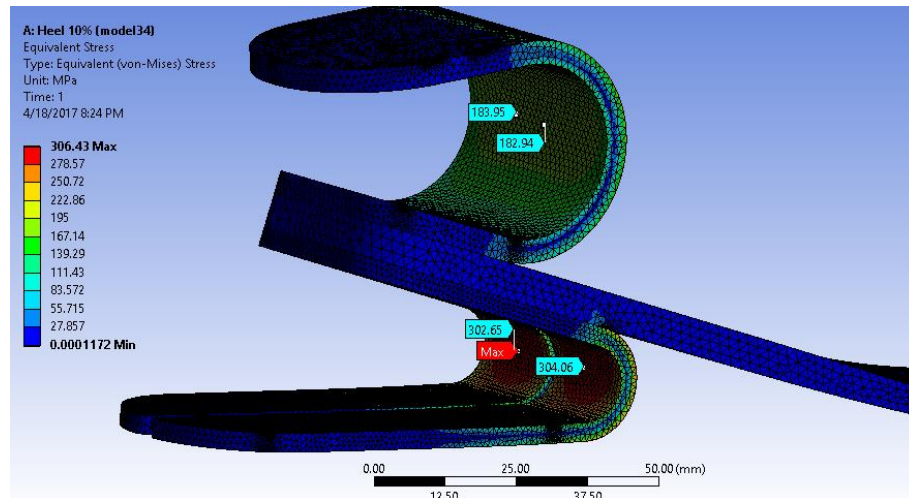


รูปที่ ข.9 การคำนวณมุม eversion หรือ inversion ของ heel และ forefoot ต้นแบบปรับปรุง

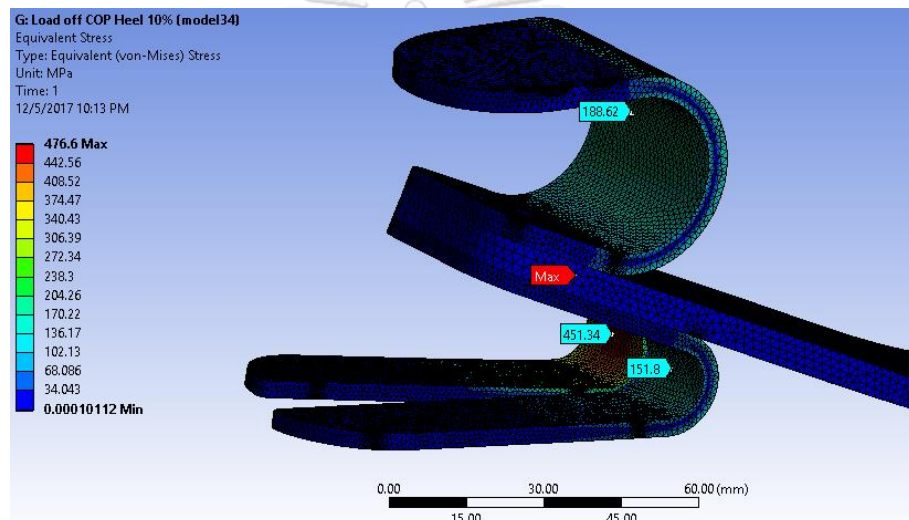
การคำนวณสำหรับการเดินด้วยความเร็วปกติจะพิจารณาเพียงตำแหน่งที่มี GRF สูงสุด หรือมีมุมงอเท้ามากที่สุด คือ จังหวะ load response และจังหวะ heel off โดยแต่ละกรณีจะพิจารณาทั้ง GRF ที่ตำแหน่งการเดินปกติและ GRF ที่มีการเอียงออกจากแนวกลางมากที่สุด รวมเป็น 4 กรณี ดังต่อไปนี้

#### 1. พิจารณาในจังหวะ load response

ในจังหวะ load response ช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นแล้ว เป็นจังหวะที่มีโมเมนต์ที่กระทำกับข้อเท้ามากที่สุด ซึ่งทำให้มีมุม plantarflexion สูงที่สุดตามธรรมชาติ โดยจะออกแบบให้มีมุม plantarflexion ประมาณ 10 องศา และ มุม eversion/inversion ประมาณ 10 องศา ตามที่ได้กำหนดเอาไว้ หลังจากที่ทำกรวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์และทำการลดขนาดลงเพื่อปรับความหนาจนได้มุมตามที่ต้องการ เราจะมุม plantarflexion 9.12 องศา และ eversion/inversion 10.81 องศา ดังรูปที่ ข.10 และรูปที่ ข.11 ตามลำดับ และมี von mises stress ไม่เกิน 460 MPa



รูปที่ 10 Von mises stress ของ heel และ c-spring ในจังหวะ load response

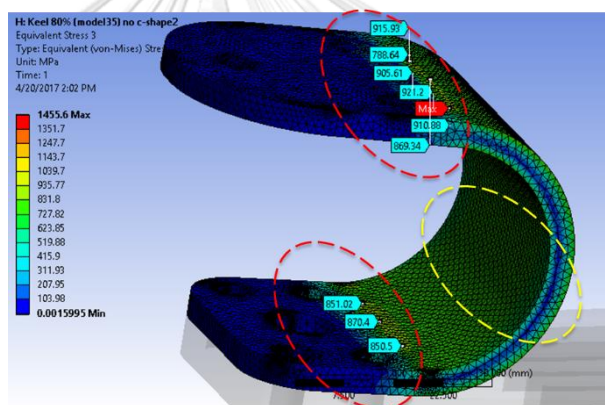


รูปที่ 11 Von mises stress ของ heel ในจังหวะ load response  
เมื่อ GRF เลื่อนออกจากแนวกลาง

## 2. พิจารณาในจังหวะ heel off

เป็นจังหวะที่มีโมเมนต์ปฏิกิริยาจากพื้นที่กระทำกับข้อเท้าสูงที่สุด ทำให้เกิดมุม dorsiflexion มากที่สุด โดยจะออกแบบให้มีมุม dorsiflexion ประมาณ 10-12 องศา และมุม eversion/inversion ประมาณ 10 องศา โดยมี von mises stress ไม่เกิน 460 MPa หลังจากที่ทำกรวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ เราจึงพบว่าชิ้นส่วน c-spring ที่ได้ทำการลองผิดลองถูกเพื่อหาความหนาในการคำนวณในจังหวะ load response นั้นไม่สามารถจะรับแรง GRF ในจังหวะ heel off ได้เลย ผลลัพธ์แสดงดังรูปที่ 12 จะเห็นว่า von-mises stress ที่เกิดขึ้นกับชิ้นส่วน C-spring นั้นมีค่า 915 MPa ซึ่งมากกว่า 460 MPa อย่างมาก และให้มีมุม dorsiflexion รวมถึง 26 องศา และสามารถเก็บสะสมพลังงานได้ 0.31 J/kg

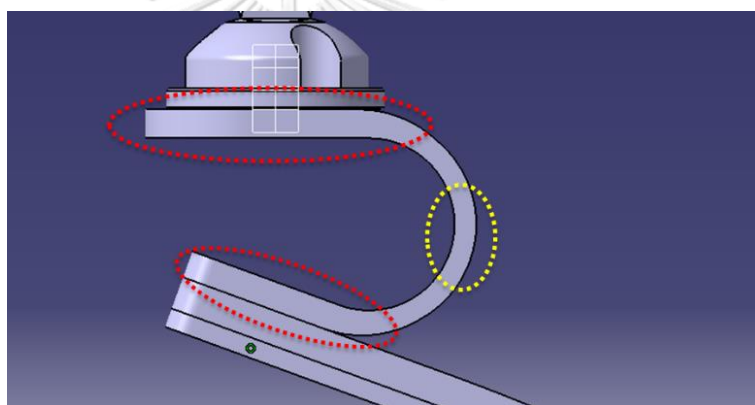
อีกทั้งถ้าสังเกตตรงบริเวณวงกลมสีแดงซึ่งคือบริเวณปลายสุดของส่วนที่เป็นโค้งของ C-spring จะมีค่า von-mises stress สูงกว่าตรงบริเวณเส้นวงกลมสีเขียวประมาณ 200 MPa หรืออาจจะกล่าวได้ว่าในจังหวะ heel off เกิดการเสียรูปบริเวณวงกลมสีแดงมากกว่าวงกลมสีเขียว และเมื่อเปรียบเทียบผลลัพธ์ของความเค้นที่เกิดขึ้นกับชิ้นส่วน C-spring ในจังหวะ load response จะพบว่าให้ผลลัพธ์ในทางกลับกันคือจะเกิดการเสียรูปในบริเวณวงกลมสีเขียวมากกว่าบริเวณวงกลมสีแดง นั่นก็หมายความว่าถ้าทำการเพิ่มความหนาเฉพาะตรงบริเวณวงกลมสีแดงทั้งสองให้มากขึ้น โดยความหนาต้องบริเวณสีเขียวยังคงเท่าเดิม ก็จะทำให้การเสียรูปหรือมุม dorsiflexion และความเค้นของ C-spring ในจังหวะ heel off มีค่าน้อยลง โดยที่การเสียรูปหรือมุม plantarflexion ของ C-spring ในจังหวะ load response ไม่ลดลงมากนัก แต่ก็ไม่สามารถที่จะลดค่าความเค้นตรงบริเวณวงกลมสีเขียวให้ต่ำกว่า 460 MPa โดยที่ไม่เพิ่มความหนาตรงบริเวณนั้น



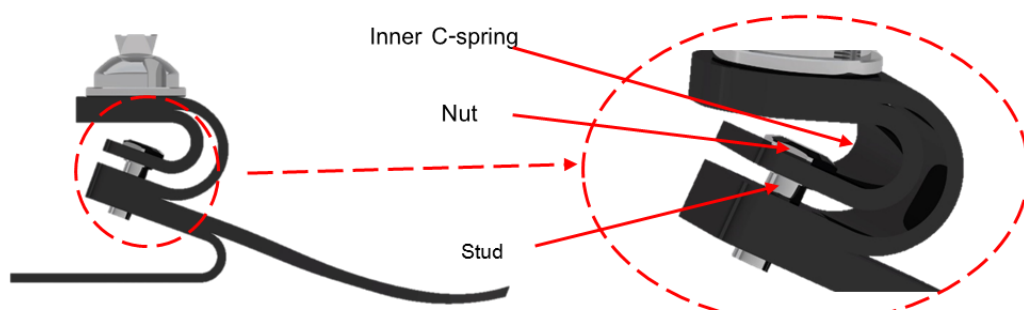
รูปที่ ข.12 Von mises stress ของ c-spring ในจังหวะ load response

ดังนั้นผู้วิจัยจึงจำเป็นต้องหยุดการเสียรูปในจังหวะ heel off ของ C-spring โดยเพิ่มความหนาตรงบริเวณวงกลมสีแดงดังรูปที่ ข.13 และจำเป็นต้องเพิ่มชิ้นส่วน Inner C-spring เข้าไปด้านในและยึดติดกับส่วนบนของ C-spring อีกทั้งมี Stud ที่ด้านล่างถูกยึดติดกับ Heel, Forefoot และ C-Spring ส่วนด้านบนของ Stud จะสวมผ่าน Inner C-spring และสวมเกลียวเข้ากับ Nut ดังรูปที่ ข.14 ซึ่งเมื่อโครงสร้างรับ GRF ในจังหวะ heel off โครงสร้าง Forefoot และ C-spring จะเกิดกับเสียรูป โดย C-spring จะกางออก และทำให้ Stud และ Nut ไปเคลื่อนตัวลงไปถึง Inner C-spring ลงไปด้วย การทำงานในรูปแบบนี้อาจกล่าวได้ว่า คือการทำงานของสปริงในลักษณะที่ C-spring และ Inner C-spring ต่อขนานกัน และสปริงทั้งสองไปต่ออนุกรมกับ Forefoot อีกทั้ง

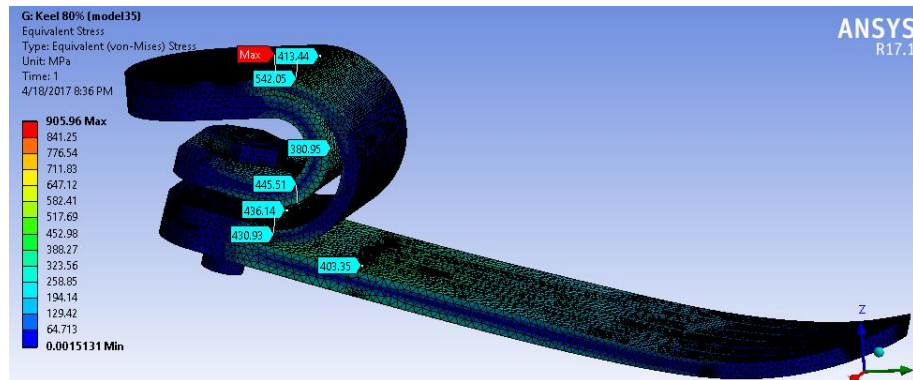
ผู้วิจัยจะทำการลองผิดลองถูกอีกครั้ง โดยจะไม่เปลี่ยนแปลงค่าความหนาของ C-spring ที่ได้จากการลองผิดลองถูกในจังหวะ load response เพราะในจังหวะนี้ต้นแบบปรับปรุงให้มุม plantarflexion ต่างที่ต้องการอยู่แล้ว เราจึงต้องลองผิดลองถูกอีกครั้งเพื่อหาค่าความหนาของ Inner C-spring ที่จะช่วยลดการเสียรูปของ C-spring หรือลดมุม dorsiflexion รวมให้เหลือ 10-12 องศา และพลังงานที่เก็บสะสมให้เหลือประมาณ 0.1 J/kg หลังจาก que ผู้วิจัยได้ทำการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์และทำการลองผิดลองถูกเพื่อปรับความหนาจนได้มุมตามที่ต้องการ เราจะมุม dorsiflexion 9.81 องศา, มุม eversion/inversion 12.85 องศา และสามารถเก็บสะสมพลังงานได้ 0.087 J/kg ดังรูปที่ ข.15 และรูปที่ ข.17 ตามลำดับ และมี von mises stress ของทุกชิ้นส่วนไม่เกิน 460 MPa แสดงดังรูปที่ ข.15 ถึง รูปที่ ข.17



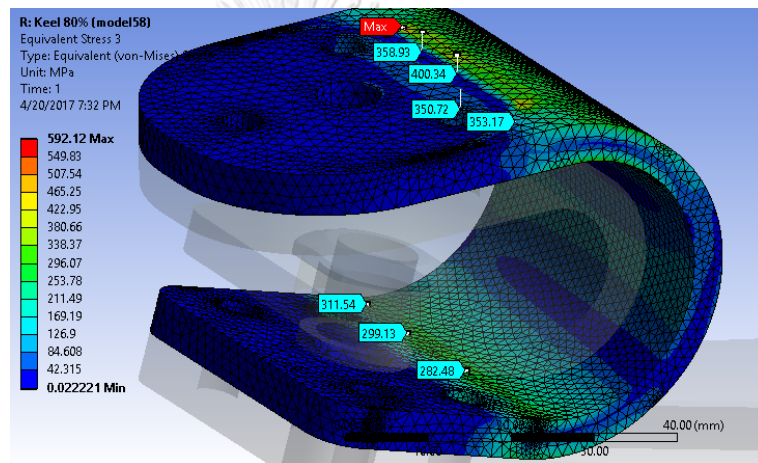
รูปที่ ข.13 การเพิ่มความหนาของ C-spring บริเวณวงกลมสีแดง เพื่อลดความเค้นและการเสียรูปในจังหวะ heel off



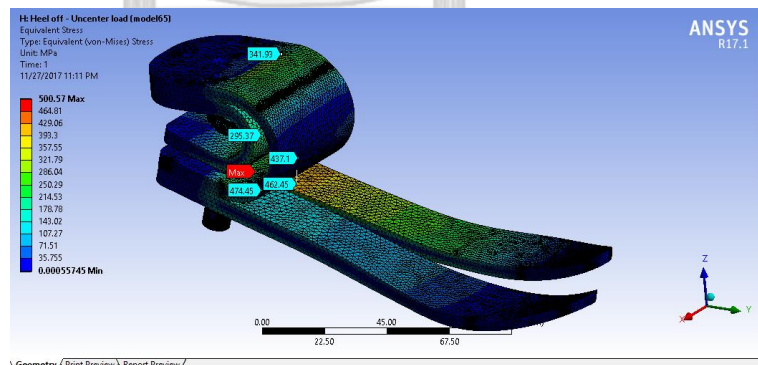
รูปที่ ข.14 การออกแบบชิ้นส่วน Inner C-spring ที่ลดการเสียรูปของ C-spring



รูปที่ ข.15 Von-mises stress ของ Inner C-spring, C-spring และ Forefoot ในจังหวะ load response



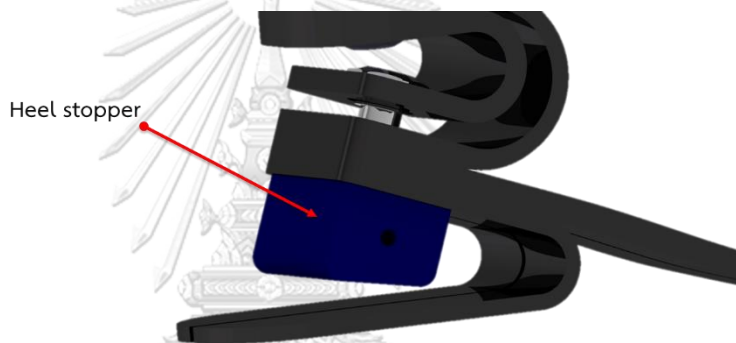
รูปที่ ข.16 Von-mises stress ของ C-spring ในจังหวะ load response



รูปที่ ข.17 Von mises stress ของเท้าเทียมในจังหวะ heel off เมื่อ GRF เลื่อนออกจากแนวกลาง

3. การทดสอบแบบสถิตของโครงสร้างเท้าเทียมตามมาตรฐานสากล ISO 10328 ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

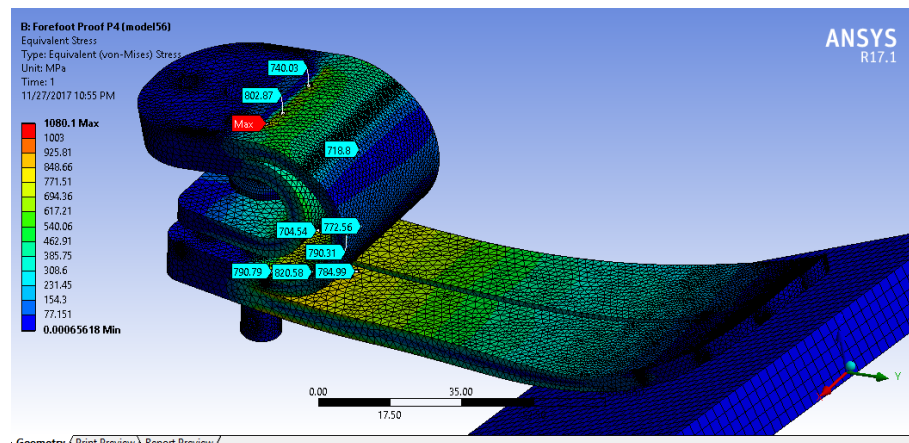
เนื่องจากการทดสอบนี้ใช้ภาระขนาด 2065 N ซึ่งมากกว่า GRF ค่อนข้างมาก จึงอาจจะก่อให้เกิดความเสียหายของโครงสร้างที่อ่อนแอที่สุดได้อย่างเช่น Heel ได้ ผู้วิจัยจึงออกแบบตัวหยุดการเสีรูป(Heel stopper) ดังรูปที่ ข.18 โดย Heel stopper ที่ออกแบบมานี้ จะไม่ไปหยุดการเสีรูปของ Heel ในระหว่างการเดินปกติ แต่จะทำงานเมื่อเท้าเทียมต้องรับ GRF มากกว่าปกติ เช่น การวิ่ง การกระโดด หรือการเกิดอุบัติเหตุ Heel stopper นี้จะทำหน้าที่จำกัดการเสีรูปของ Heel ไม่ให้มีมุมอง plantarflexion ที่มากเกินไป แต่สำหรับการรับภาระทดสอบที่ปลายเท้า ไม่จำเป็นจะต้องออกแบบตัวหยุดเพิ่มเนื่องจากมี Inner C-spring ทำหน้าที่แทนตัวหยุดแล้ว



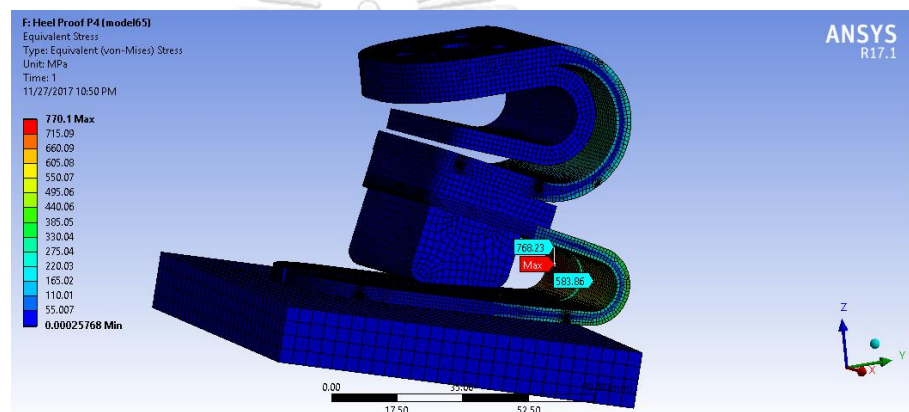
รูปที่ ข.18 ชิ้นส่วน Heel stopper สำหรับรับภาระการทดสอบแบบสถิตตามมาตรฐานสากล ISO10328

ในการทดสอบนี้ จะมีการป้อนภาระที่มีค่า 2065 N ตามที่มาตรฐานกำหนด โดยใส่ภาระที่สันเท้าและปลายเท้า ด้วยแผ่นสำหรับป้อนภาระ (แผ่นป้อนภาระกับโครงสร้างเท้าเทียมจะยึดต่อกันแบบไม่มีแรงเสียดทาน หรือ frictionless) ก่อนที่จะนำต้นแบบเท้าเทียมไปทดสอบจริง เราจะทำการทดสอบด้วยการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ก่อนที่จะผลิตจริง เพื่อให้มั่นใจว่าต้นแบบเท้าเทียมมีความแข็งแรงที่เพียงพอ โดยผลลัพธ์จากการวิเคราะห์นี้จะต้องมีค่า von mises stress ไม่เกินค่าความแข็งแรงสูงสุดของวัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์ คือ 1000 MPa สำหรับการทดสอบแบบสถิต ผลลัพธ์ที่ได้แสดงดังรูปที่ ข.19 กับรูปที่ ข.20 ซึ่งจะพบว่าจะไม่เกิดความเสียหาย





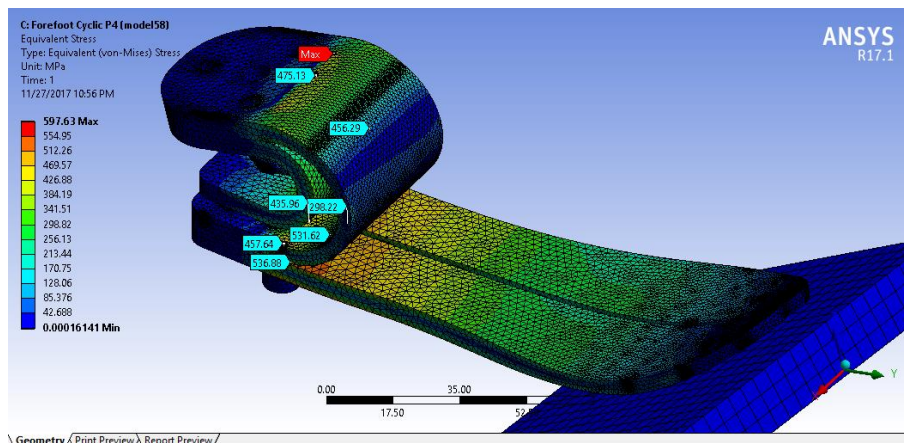
รูปที่ ข.19 von-mises stress ของเท้าเทียมปรับปรุ้ง  
เมื่อรับภาระการทดสอบแบบสถิตที่ปลายเท้า ระดับ P4



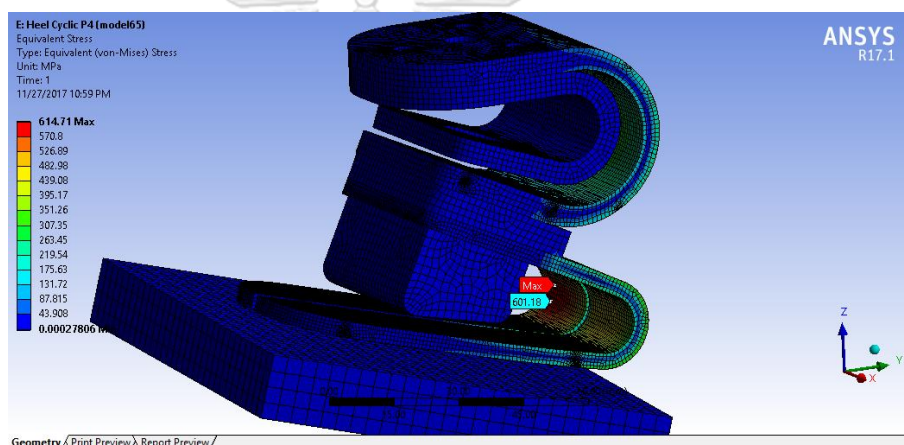
รูปที่ ข.20 von mises stress ของเท้าเทียมรุ่นปรับปรุ้ง  
เมื่อรับภาระการทดสอบแบบสถิตที่สันเท้าระดับ P4

- การทดสอบแบบวัฏจักรของโครงสร้างเท้าเทียมตามมาตรฐานสากล ISO 10328 ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

การทดสอบวัฏจักรจะมีการป้อนภาระแบบซ้ำไปมาสลับกันระหว่างสันเท้าและปลายด้วยแรงสูงสุด 1230 N และต่ำสุด 50 N ด้วยความถี่ 0.5 ถึง 3 Hz แต่เพื่อความง่ายในการวิเคราะห์เราจะทำการวิเคราะห์ความเค้นที่เกิดขึ้นจากแรงแบบสถิต 1230 N แทนที่ของทดสอบคือ โครงสร้างเท้าเทียมจะต้องมีค่า von mises stress ไม่เกินค่า fatigue strength ของวัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์ที่ 2 ล้านวัฏจักร ซึ่งมีค่าประมาณ 600 MPa ผลลัพธ์จากการวิเคราะห์แสดงดังรูปที่ ข.21 กับรูปที่ ข.22 ซึ่งจะพบว่าค่า von mises stress ที่เกิดขึ้นจะมีค่าน้อยกว่า fatigue strength ของวัสดุคาร์บอน จึงไม่มีความเสียหายเกิดขึ้น



รูปที่ ข.21 von-mises stress ของเท้าเทียมรุ่นปรับปรุง  
เมื่อรับภาระการทดสอบแบบวัฏจักรที่ปลายเท้า ระดับ P4



รูปที่ ข.22 von-mises stress ของเท้าเทียมรุ่นปรับปรุง  
เมื่อรับภาระการทดสอบแบบวัฏจักรที่ส้นเท้า ระดับ P4

เนื่องจากเท้าเทียมรุ่นปรับปรุงที่สร้างขึ้นรูปทรงคล้ายกับสัญลักษณ์ซิกม่า ( $\Sigma$ ) ดังนั้นผู้วิจัยจะขอตั้งชื่อเท้าเทียมรุ่นนี้ว่า “Sigma walk” ซึ่งสามารถสรุปการทำงานของเท้าเทียมรุ่นนี้จากการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ดังตารางที่ ข.1 จะพบว่าเท้าเทียมรุ่น Sigma walk มีพลังงานที่เก็บสะสมน้อยกว่าเท้าเทียมรุ่น sSpace มีมุม plantarflexion ของ heel และมีมุม inversion/eversion ของทั้ง ที่ heel และ forefoot ที่มากกว่าเท้าเทียมรุ่นเดิม ซึ่งเป็นไปตามวัตถุประสงค์ของการปรับปรุงแบบเท้าเทียมให้เหมาะกับผู้ป่วยในระดั K2 มากยิ่งขึ้น

ตารางที่ ข.1 สรุปผลการออกแบบด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ของเท้าเทียมรุ่นปรับปรุง

	Function	Design specification	FEA value
Heel	Plantarflexion (°)	10	9.12
	Inversion/Eversion (°)	10	10.81
Forefoot	Dorsiflexion (°)	10-14	9.81
	Inversion/Eversion (°)	10	12.85
	Energy storage (J/kg)	0.1	0.087

### ข.5 การผลิตต้นแบบปรับปรุง

การผลิตต้นแบบปรับปรุงนี้ ก็จะเหมือนกับการผลิตต้นแบบที่ได้อธิบายไว้โดยละเอียดแล้ว ในหัวข้อที่ 4 ขบวนการผลิตหลักๆ จะประกอบไปด้วยกับ

1. การออกแบบและผลิตแม่พิมพ์สำหรับขึ้นรูปคาร์บอนไฟเบอร์ของต้นแบบปรับปรุง
2. การขึ้นรูปขึ้นส่วนที่เป็นวัสดุผสมคาร์บอนไฟเบอร์ ได้แก่ Heel, Forefoot, Inner C-spring และ C-spring
3. การกัดโลหะสำหรับขึ้นส่วนของต้นแบบปรับปรุงที่เป็นโลหะ ได้แก่ Connector, Nut และ Stud

ขึ้นส่วนหลังจากที่ผลิตเสร็จแล้ว และต้นแบบเท้าเทียมปรับปรุงที่ประกอบเสร็จ แสดงดังรูปที่ ข.23 และรูปที่ ข.24



รูปที่ ข.23 ชิ้นส่วนของต้นแบบปรับปรุงและอุปกรณ์ที่ใช้ในการประกอบ



รูปที่ ข.24 ต้นแบบปรับปรุงที่ผลิตเสร็จ



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

## ภาคผนวก ค

### การทดสอบการทำงานของเท้าเทียมต้นแบบปรับปรุง

ในบทที่นี้อธิบายถึงการทดสอบทางกลเพื่อวิเคราะห์การทำงานของเท้าเทียมต้นแบบปรับปรุง (Sigma walk) ตามตัวแปรที่ได้ออกแบบไว้ โดยจะแบ่งการทดสอบออกเป็นสองกลุ่ม คือ การทดสอบทางกลเพื่อหามุมงอของเท้าเทียม กับ การทดสอบทางกลเพื่อหาค่าพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยของเท้าเทียม เพื่อนำผลการทดสอบทางกลไปเปรียบเทียบกับค่าที่ออกแบบไว้และเปรียบเทียบกับเท้าเทียมรุ่นเดิม (sSpace) ซึ่งผู้วิจัยใช้การทดสอบทางกลที่มีขั้นตอนในการวิเคราะห์ผลเช่นเดียวกับที่อธิบายไว้ในบทที่ 5 ขั้นตอนดังกล่าวประกอบไปด้วย

1. การติดตั้งเท้าเทียมต้นแบบปรับปรุงที่ทำการสร้างตำแหน่ง (mark) ไว้แล้วเข้ากับอุปกรณ์ทดสอบ ซึ่งจะทำการทดสอบทั้งพื้นเรียบและพื้นต่างระดับด้านข้าง ดังรูปที่ ค.1 และรูปที่ ค.2 และทำการติดตั้งกล้องดิจิทัลสำหรับบันทึกวิถีโอบของการเสียรูปของโครงสร้าง
2. ทำการทดสอบด้วยแรงกดขนาด 722N และ 782N ที่ส้นเท้าและปลายเท้าตามลำดับ ซึ่งจะได้ความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดและระยะการเสียรูปดังรูปที่ ค.3 ข้อมูลนี้จะถูกนำไปคำนวณหาพลังงานที่เก็บสะสมและปลดปล่อยของเท้าเทียม ซึ่งจะได้ค่าการจากคำนวณแสดงในตารางที่ ค.1
3. ทำการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ด้วยวิดีโอ (Video object tracking analysis) ด้วยโปรแกรม Tracker โดยจะติดตามการเคลื่อนที่ของตำแหน่งต่างๆ (Marker) ที่ได้สร้างเอาไว้บนเท้าเทียมต้นแบบ ทำการตั้งแกนเคลื่อนที่ (moving coordinate), สร้าง marker ในโปรแกรมให้ตรงกับตำแหน่ง marker ที่สร้างไว้บนเท้าเทียมต้นแบบ (จุด A, B, C, D และ Center) และสร้างแกนสำหรับสอบเทียบการกระจัด (Calibration) ดังรูปที่ ค.4 เมื่อทำการวิเคราะห์การเสียรูปของแต่ละการทดสอบจะได้ผลลัพธ์ คือ การเคลื่อนที่ของจุด marker ในแกน x และ y ของแต่ละการทดสอบแสดงดังรูปที่ ค.5 ถึง รูปที่ ค.8 ซึ่งตำแหน่งของจุด marker นี้จะถูกนำไปคำนวณค่ามุม plantarflexion, dorsiflexion และ inversion/eversion ของส้นเท้าและปลายเท้า ตามสมการที่ ข.1 ถึง ข.4 สรุปค่ามุมงอต่างๆ ที่ได้จากการคำนวณดังตารางที่ ค.2

เมื่อพิจารณาผลลัพธ์จากการทดสอบจะพบว่าพลังงานที่เก็บสะสมของเท้าเทียมรุ่น Sigma walk นั้นมีค่าน้อยกว่าพลังงานที่เก็บสะสมของเท้าเทียมรุ่น sPace ตามที่ต้องการ เป็นผลมาจากการออกแบบเท้าเทียมรุ่น Sigma walk ให้แกนของโมเมนต์รอบจุดหมุนโดยประมาณมีระยะลดลง ซึ่งจะช่วยลดการติดตัวในจังหวะ push off ได้ตามที่ตลาดไว้ ซึ่งน่าจะเหมาะกับการใช้งานกับผู้พิการในระดับ K2 มากกว่าเท้าเทียมรุ่นเดิม เท้าเทียมรุ่น Sigma walk ยังมีมุม plantarflexion ที่มากขึ้นด้วย เป็นผลมาจากการเสียรูปของชิ้นส่วน C-spring ในจังหวะ load response ซึ่งช่วยเพิ่มมุมดังกล่าว และสุดท้าย มุม inversion/eversion มีค่าเพิ่มขึ้นจากเท้าเทียมรุ่น sPace ค่อนข้างมาก เนื่องจากการออกแบบแบ่งครึ่งซี่กของชิ้นส่วน heel และ forefoot ที่ได้รับการออกแบบใหม่ให้มุมแกนของโมเมนต์รอบจุดหมุนโดยประมาณที่ยาวกว่าเดิม ส่งผลให้มุม inversion/eversion นั้นมีค่ามากขึ้นตามไปด้วย หลังจากนั้นผู้วิจัยจะนำเท้าเทียมต้นแบบรุ่น Sigma walk นี้ไปทดสอบความแข็งแรงตามแนวทางมาตรฐานสากล ISO10328:2006 ต่อ ซึ่งเป็นงานในอนาคต



(ก)

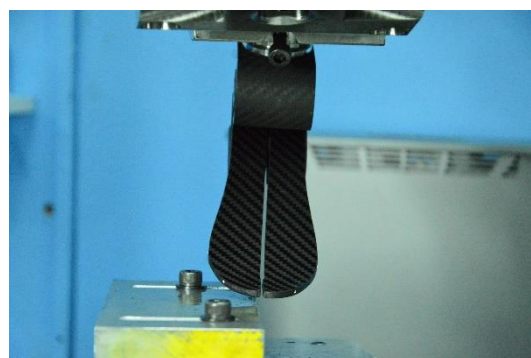


(ข)

รูปที่ ค.1 การติดตั้งเท้าเทียมต้นแบบเข้ากับเครื่องทดสอบ ในกรณีพื้นเรียบ  
ที่ตำแหน่งการบ่อนภาวะที่ (ก) ส้นเท้า และ (ข) ปลายเท้า

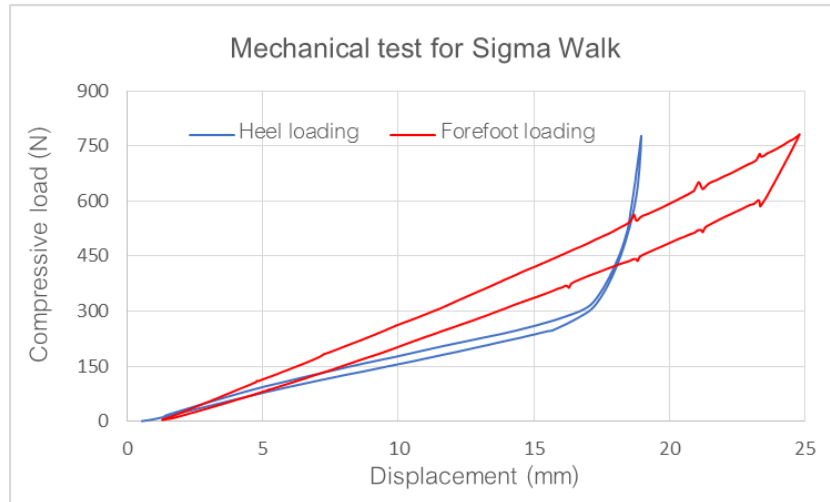


(ก)

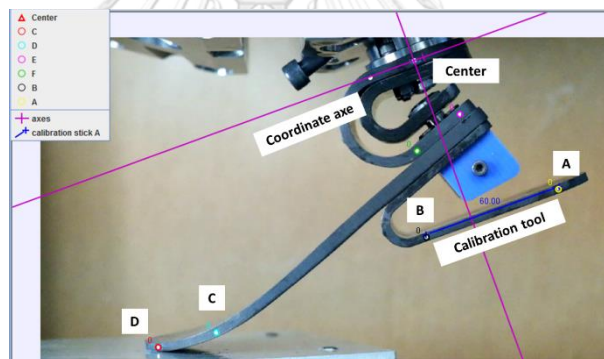


(ข)

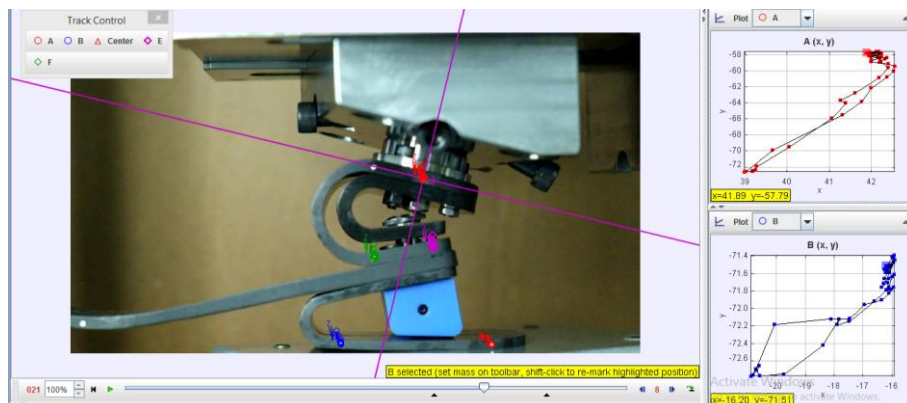
รูปที่ ค.2 การติดตั้งเท้าเทียมต้นแบบเข้ากับเครื่องทดสอบ ในกรณีที่พื้นด้านข้างต่างระดับกัน ที่ตำแหน่งการบ่อนภาวที่ (ก) ส้นเท้า และ (ข) ปลายเท้า



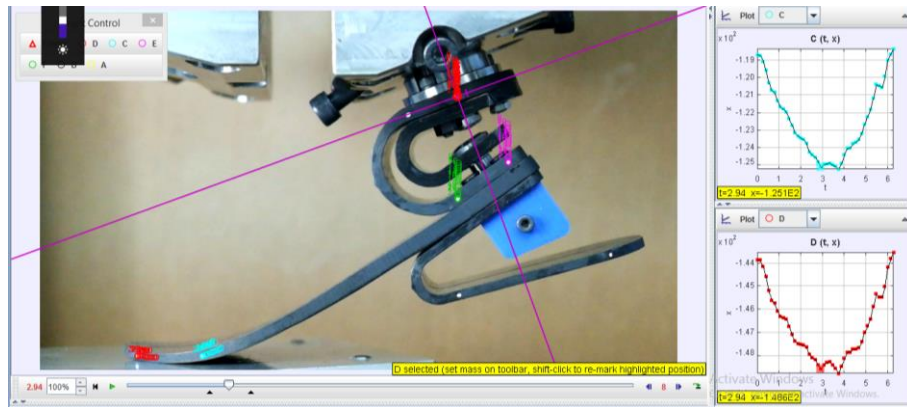
รูปที่ ค.3 ความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดกับระยะกด จากการบ่อนภาวที่ส้นเท้าและปลายเท้าของเท้าเทียมต้นรุ่นปรับปรุง(Sigma walk)



รูปที่ ค.4 การสร้างแกน, การสอบเทียบการกระจัด และการสร้าง marker ของโปรแกรม สำหรับเท้าเทียมต้นแบบปรับปรุง(Sigma walk)



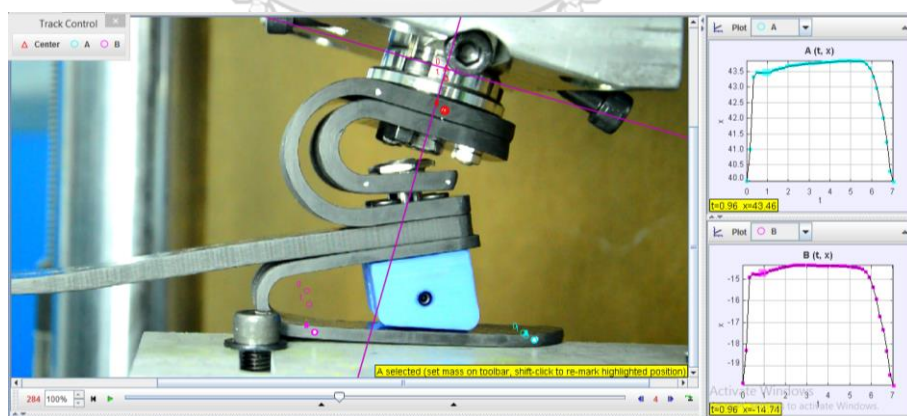
รูปที่ ค.5 การวิเคราะห์การเคลื่อนที่ด้วยวิดีโอของเท้าเทียมปรับปรุง สำหรับการบ่อนภาวที่ส้นเท้า



รูปที่ ค.6 การวิเคราะห์การเคลื่อนที่ด้วยวิดีโอของแท่งเทียมปรับปรุง สำหรับการภารบ่อนภาวะที่ปลายแท่ง



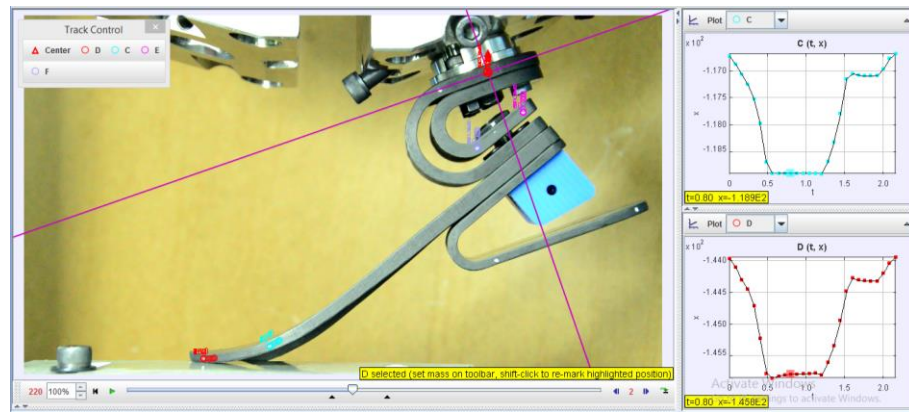
(ก)



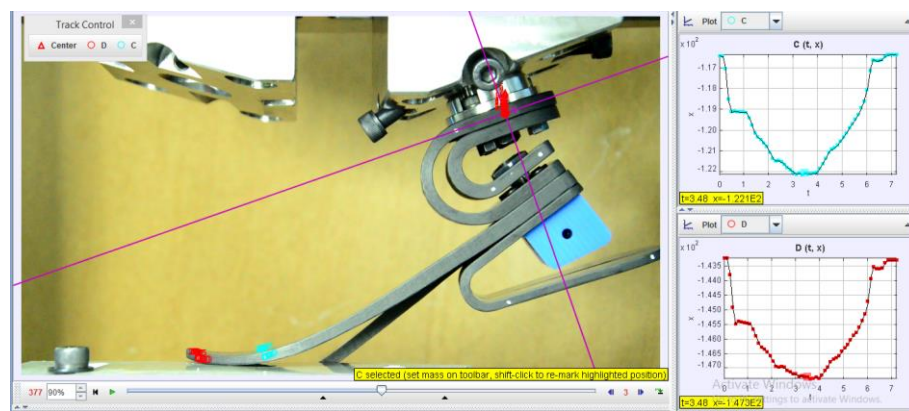
(ข)

รูปที่ ค.7 การวิเคราะห์การเคลื่อนที่ด้วยวิดีโอของแท่งเทียมต้นแบบปรับปรุง สำหรับการภารบ่อน ภาวะที่สั้นทำแบบเยื้องออกจากแนวกึ่งกลาง ขนาด (ก) แรง 25% และ (ข) แรง 75% ของ GRF





(ก)



(ข)

รูปที่ ค.8 การวิเคราะห์การเคลื่อนที่ด้วยวิดีโอของเท้าเทียมต้นแบบปรับปรุง สำหรับการการบ้อน  
 ภาระที่ปลายเท้าแบบเอียงออกจากแนวกึ่งกลาง (ก) แรง 25% และ (ข) แรง 75% ของ GRF

ตารางที่ ค.1 ค่าพลังงานที่เก็บสะสม ปลดปล่อย และสูญเสียไปในจังหวะ push off  
 ของเท้าเทียมต้นแบบปรับปรุง (Sigma walk) และเท้าเทียมต้นแบบเดิม (sSpace)

	sSpace prototype	Sigma walk prototype
Energy storage (J/kg)	0.167	0.127
Energy release (J/kg)	0.137	0.104
Energy loss (J/kg)	0.03	0.023
Efficiency (%)	82.04	81.80

ตารางที่ ค.2 สรุปผลวิเคราะห์การงอของเท้าเทียมต้นแบบปรับปรุง(Sigma walk)  
และเท้าเทียมต้นแบบรุ่นเดิม(sPace)

	Function	sPace prototype	Sigma walk prototype
Heel	Plantarflexion (°)	8.72	13.17
	Inversion/Eversion (°)	5.72	13.90
Forefoot	Dorsiflexion (°)	16.98	12.30
	Inversion/Eversion (°)	5.24	17.10



## ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

ข้าพเจ้า นายอนุพงษ์ บุตรทองคำ เกิดวันที่ 18 กันยายน พ.ศ. 2535 ณ จังหวัดพระนครศรีอยุธยา สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปีการศึกษา 2557 และได้เข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2558





จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**