

การพัฒนาเท่าเทียมแบบปรับความแข็งแรงสปริงสำหรับผู้พิการขาขาดระดับกิจกรรมต่ำ



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช ไม่สังกัดภาควิชา/เทียบเท่า

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2562

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Development of an adjustable stiffness prosthetic foot for low-activity amputees



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Engineering in Biomedical Engineering

Common Course

FACULTY OF ENGINEERING

Chulalongkorn University

Academic Year 2019

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาเท่าเทียมแบบปรับความแข็งแรงสำหรับผู้พิการขา
	ขาดระดับกิจกรรมต่ำ
โดย	นายธิดิธรรม์ ธรรมวินทร
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวเวช
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	อาจารย์ นายแพทย์ภัทรพล ยศเนืองนิตย์
	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

.....	คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(รองศาสตราจารย์ ดร.สุพจน์ เตชวรสินสกุล)	
คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์	ประธานกรรมการ
.....	
(รองศาสตราจารย์ ดร.ชนัดต์ รัตนสุมาวงศ์)	
.....	อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี)	
.....	อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(อาจารย์ นายแพทย์ภัทรพล ยศเนืองนิตย์)	
.....	อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ)	
.....	กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.วิทยา วัฒนสุโกประสิทธิ์)	
.....	กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(รองศาสตราจารย์ แพทย์หญิงกุลภา ศรีสวัสดิ์)	

อิติธรรม ธรรมวินทร : การพัฒนาเท้าเทียมแบบปรับความแข็งสปริงสำหรับผู้พิการขาขาดระดับกิจกรรมต่ำ. (Development of an adjustable stiffness prosthetic foot for low-activity amputees) อ.ที่ปรึกษาหลัก : ผศ. ดร.ชัยญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี, อ.ที่ปรึกษาร่วม : อ. นพ.ภัทรพล ยศเนื่องนิทย์, ผศ. ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ

ผู้พิการขาขาดมีความแข็งสปริงข้อเท้าเทียมที่เหมาะสมกับตนเองแตกต่างกันไปด้วยสาเหตุจากน้ำหนัก รองเท้า ลักษณะการใช้ชีวิต และความชอบส่วนบุคคล ในกลุ่มนี้มีผู้พิการขาขาดระดับกิจกรรมต่ำ K-level 1 และ 2 ซึ่งมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นตามสัดส่วนผู้สูงอายุที่จะเพิ่มขึ้นในอนาคต ปัญหาเหล่านี้นำมาสู่การสร้างงานวิจัยภายใต้วัตถุประสงค์ว่าออกแบบและผลิตเท้าเทียมแบบปรับความแข็งสปริง(Stiffness)สำหรับผู้พิการระดับกิจกรรมต่ำ K-level 1 หรือ 2 ด้วยพลังงานปลดปล่อย(Return Energy)ที่เหมาะสม

แนวคิด 2 แนวทางได้รับการต่อยอดมาสู่การออกแบบเท้าเทียม งานชิ้นแรกคือเท้าเทียมโมเดล A ใช้สปริงกันหอย 2 ชั้นทำหน้าที่เป็นข้อเท้า ชั้นหนึ่งสำหรับการกระดกเท้าขึ้น(Dorsiflexion)ส่วนอีกชั้นทำหน้าที่กระดกเท้าลง(Plantarflexion) แต่ละชั้นจะมีช่องสลอตสำหรับสอดแท่งพินที่มีส่วนในการปรับความแข็งสปริงเชิงมุม เท้าเทียมได้รับการพัฒนาและจำลองการทำงานด้วยโปรแกรมวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ผลที่ได้คือสามารถปรับความแข็งสปริงได้ในช่วงกว้าง อย่างไรก็ตามเกิดความค้ำสูงบริเวณสปริงทั้งสอง รวมถึงขนาดของเท้าเทียมที่ใหญ่เกินกว่าจะสวมเข้าข้างหุ้มเท้าได้ ถัดมาจึงได้ทำการออกแบบเท้าเทียมโมเดล B ที่ใช้การปรับความแข็งสปริงเชิงเส้นของส่วนForefootและHeel โดยมีชิ้นStopperคั่นระหว่าง Leaf springกับForefoot และมีStopperอีกชิ้นคั่นระหว่างLeaf springกับHeel การเปลี่ยนตำแหน่งStopperหมายถึงการปรับความแข็งสปริงไปด้วย ด้วยวิธีการประมวลผลคำนวณเช่นเดียวโมเดลก่อนหน้านี้ ผลลัพธ์ที่ได้คือช่วงความแข็งสปริงที่ปรับได้น่าพึงพอใจและมีความเค้นมีค่าต่ำบนชิ้นงานทั้งองตัวได้ พลังงานสะสมต่ำ(Storage Energy)ในระดับความแข็งสปริงสูง เหมาะกับผู้พิการระดับกิจกรรมต่ำ K-level 1 และ 2 นอกจากนี้แล้วยังมีแนวโน้มสวมเข้าข้างได้ ด้วยเหตุนี้เท้าเทียมโมเดล B จึงได้ถูกเลือกให้มาดำเนินการผลิต

หลังจากทำการผลิตเท้าเทียมโมเดล B จึงได้ทำการทดสอบทางกลเพื่อตรวจสอบความปลอดภัยที่แรงกระทำปกติ และเมื่อนำไปเปรียบเทียบกับเท้าเทียมที่ขายเชิงพาณิชย์ พบกว่าเท้าเทียมโมเดล B มีค่าความแข็งสปริงเชิงเส้นครอบคลุมกลุ่มเท้าเทียมดังกล่าวที่มีขนาดเดียวกัน และมีค่าใกล้เคียงเท้าเทียมSACHและSingle Axis ในการทดสอบการใช้งานจริง ได้อาสาสมัครผู้พิการขาขาดระดับล่างข้างเดียว 1 คนมาทดลองเดินด้วยเท้าเทียมโมเดล B พร้อมลองปรับค่าความแข็งสปริง จากผลการทดสอบได้ว่ากลไกสามารถทำงานได้ และผู้พิการสามารถเลือกความแข็งสปริงที่เหมาะสมกับตนเองได้ สำหรับงานวิจัยในอนาคต มีความจำเป็นที่ต้องพัฒนาให้มีความคงทนมากยิ่งขึ้น

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวเวช

ปีการศึกษา 2562

ลายมือชื่อ นิสิต

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม

6070218721 : MAJOR BIOMEDICAL ENGINEERING

KEYWORD: prosthetic foot, K-level, amputee, stiffness, prosthesis

Titithan Thammavintorn : Development of an adjustable stiffness prosthetic foot for low-activity amputees. Advisor: Asst. Prof. Chanyaphan Virulsri, Ph.D. Co-advisor: PATTARAPOL YOTNUENGNIT, M.D.,Asst. Prof. PAIRAT TANGPORNPRASERT, Ph.D.

Amputees have different optimal ankle stiffnesses due to difference of weight, activity level, shoes, and individual preference. Moreover, some of them are low activity persons having K-level 1 and 2. The number of this group is increasing according to aging society in the future. The aim of this project is to design and fabricate a prosthetic foot with an adjustable stiffness mechanism and suited return energy for amputee who has K-level 1 or 2.

We propose two models that were designed based on different unique idea. The first Model A uses 2 spiral springs as an ankle joint. One is for dorsiflexion and the other allows plantarflexion. Each has slot for inserting one pin which plays role in rotational stiffness adjustment. The foot was developed and simulated in FEA software and showed that its function seems promising in that it has wide range of ankle stiffness .However, it has high stress on both spiral springs and large size of its ankle causes difficult insertion into a foot shell . Then Model B was developed with concept using linear stiffness adjustment of forefoot and heel. One stopper is sandwiched between a leaf spring and heel and the other stopper is placed between a leaf spring and forefoot. Changing stopper position means stiffness adjustment. The design method was the same as the previous one. Stiffness adjustment mechanism provide good range and stress on deformable part is low. Storage energy is low at high stiffness level which is good for amputee K-level 1 and 2. Moreover its size seems friendly with foot shell insertion. Finally, the Model B was selected for fabrication.

A prototype of Model B was then built and tested first for finding mechanical performance which could also verify the safety of the foot at normal load. Compared to commercial prosthetic feet, the prototype's adjustable stiffness range of both heel and forefoot can cover stiffness of those with same size and are also close to SACH's and Single Axis's. In clinical testing, the prototype was tested on 1 unilateral transtibial amputee who varied the stiffness on both forefoot and heel when walking. Its mechanism worked positively and optimal stiffness for the subject was finally determined. In future work, the foot needs further modification for durability.

Field of Study: Biomedical Engineering

Student's Signature

Academic Year: 2019

Advisor's Signature

Co-advisor's Signature

Co-advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้มาจากความร่วมมือ การสนับสนุนจากหลายบุคคล หลายส่วน
 ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณครอบครัวสำหรับทุกแรงผลักดัน และกำลังใจที่มีให้กัน
 ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณอาจารย์ที่ปรึกษาผศ.ดร.ชญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี และผศ.ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐสำหรับ
 คำปรึกษา คำแนะนำ การสนับสนุนอย่างเป็นกันเอง

อาจารย์แพทย์ภัทรพล ยศเนื่องนิตย์ที่ได้แบ่งเวลามาทบและมอบคำปรึกษา ให้ความรู้ทางเวชศาสตร์ฟื้นฟู
 ขอบพระคุณมากครับ

ขอบคุณพี่ๆในแลปCUPPO สำหรับความช่วยเหลือ มิตรภาพ ความสนุกสนานที่มีให้กัน และพี่ต๋นพงษ์ บุตรทองคำ
 สมควรได้รับคำขอบคุณยิ่งสำหรับการสนับสนุนในการออกแบบ และผลิตเท้าเทียม รวมถึงอุปกรณ์หลายอย่างที่เตรียมพร้อมไว้
 ก่อนแล้ว

นอกจากนี้ข้าพเจ้ารู้สึกขอบพระคุณบุคคลนอกแลปต่อไปนี้ ที่มีส่วนสำคัญในวิทยานิพนธ์และชีวิตปริญญาโท
 -อาจารย์ธวัชชัย จันทร์สอาด ที่เมตตาให้ข้อมูลเชิงลึกด้านกายอุปกรณ์โดยเฉพาะผลงานที่เคยเกิดขึ้นในประเทศไทย
 ทั้งตอนที่ไปพบและให้โทรศัพท์สอบถามเพิ่มเติม

-พี่หมอสิริรินดา ธาวนพงษ์สำหรับความรู้ด้านStability ประเด็นยิบย่อยต่างๆ รวมถึงพี่กิตติกร สีหาบุตร สำหรับการ
 ช่วยดึงข้อมูลGait Data และสอนติดMarkerบนเท้าเทียม

-อาจารย์ธัญพร รักบางบูรณ์ สำหรับการช่วยให้อาสาสมัครผู้พิการลองเท้าเทียมได้อย่างสำเร็จ รวมถึงคุณณัฐนิช
 จิรพงศ์ไผทที่เป็นคนรับเอกสารส่งต่อ.กุลภาให้เป็นกรรมการภายนอกตอนก่อนProposalและ Thesis Defense

-ผศ.ดร.จุฑามาศ รัตนวราภรณ์ที่ได้เลือกข้าพเจ้าไปConferenceที่อินเดีย ประสบการณ์ครั้งนั้นเป็นก้าวที่ยิ่งใหญ่
 ของข้าพเจ้า

-มิตรสหายในช่วงชีวิตปริญญาโท ขอบใจวินเวลาดีๆที่มีให้กัน

-ทุกส่วนที่ร่วมเป็นส่วนหนึ่งของวิทยานิพนธ์นี้

For those who cannot read Thai, I would like to give many sincere thanks to the following
 people as well:

-Dr.Gary Guerra Briseno and Dr.Kazuhiko Sasaki ,for giving great advice and information about
 prostheses.

-Those who replied my e-mail with clear answer: Andrew Hansen,for better understanding of
 stability and Roll-over shape; Victor Prost ,for explanations of LLTE; Rick Neptune, for clarification of Roll-
 over shape of prosthetic feet.

-Toru Omata sensei of TITECH for accepting me to join your lab in Summer 2019. Your
 supervision and words have broadened my vision.

-To all the friends that I have met at Japan, thank you for making my life outside of Thailand
 enjoyable and happy!

สารบัญ

หน้า

.....	ค
บทคัดย่อภาษาไทย	ค
.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ง
กิตติกรรมประกาศ	จ
สารบัญ	ฉ
สารบัญตาราง	ญ
สารบัญรูปภาพ	ฎ
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	2
1.3 ขอบเขตงานวิจัย	2
1.4 ขั้นตอนในการดำเนินงาน	3
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	3
บทที่ 2 ปรีทัศน์วรรณกรรม	4
2.1 พื้นฐานชีวกลศาสตร์	4
2.1.1 ระนาบการเคลื่อนที่	4
2.1.2 ศูนย์กลางความดัน(Center of pressure,COP)	5
2.1.3 โมเมนต์รอบข้อเท้า(Ankle Moment)	6
2.1.4 วงจรการเดิน(Gait Cycle)	7
2.1.5 โมเมนต์ข้อเท้ากับมุมข้อเท้าของผู้พิการขาขาด	8
2.1.6 แรงปฏิกิริยาจากพื้น(Ground Reaction Force,GRF)	10
2.1.7 กำลังข้อเท้า(Ankle Power)[15, 16]	11
2.1.8 งานของข้อเท้า(Ankle Work)	12
2.1.9 เสถียรภาพ(Stability)	13
2.2 ระดับศักยภาพของผู้พิการขาขาด	14
2.3 ผู้พิการขาขาดกับกายอุปกรณ์	16
2.3.1 ขาเทียม	16
2.3.2 เท้าเทียมสำหรับผู้พิการขาขาดระดับกิจกรรมต่ำ	18
2.4 คุณสมบัติทางกลของเท้าเทียม(MECHANICAL PROPERTIES OF PROSTHETIC FEET)	20

2.4.1	ความแข็งสปริง(Stiffness)ของเท้าเทียม.....	20
2.4.1.1	ความหมายและการวัดstiffness.....	20
2.4.1.2	Stiffnessของเท้าคนปกติ.....	23
2.4.1.3	Stiffnessของเท้าเทียม.....	23
2.4.1.4	Stiffnessเท้าเทียมของผู้พิการขาขาดแต่ละคน.....	24
2.4.2	พิธีการเคลื่อนไหวข้อเท้าของเท้าเทียม.....	25
2.4.3	การสะสมพลังงานและการปลดปล่อยพลังงานของเท้าเทียม(Storage Energy and Return Energy).....	26
2.4.4	Roll-over shape.....	28
2.4.4.1	ความหมายและลักษณะของ Roll-over shape.....	28
2.4.4.2	Roll-over shapeกับ Stability.....	30
2.5	กลไกการปรับSTIFFNESSสำหรับเท้าเทียม.....	32
2.5.1	เท้าเทียมที่มีกลไกปรับค่าStiffness.....	32
2.5.1.1	เท้าเทียมCustom foot-ankle mechanism(CFAM)[35].....	32
2.5.1.2	เท้าเทียมVSPA(Variable-stiffness prosthetic ankle-foot)[54].....	33
2.5.1.3	เท้าเทียมOttobock 1M10 Adjust[26].....	34
2.5.1.4	เท้าเทียมDuraWalk Foot[55].....	34
2.5.1.5	เท้าเทียมTribute[56].....	34
2.5.2	กลไกปรับStiffness.....	35
2.5.2.1	Jack Spring [57].....	35
2.5.2.2	กลไกคานของAwAS[58].....	36
2.6	การทดสอบ ISO 10328.....	37
บทที่ 3	การออกแบบเท้าเทียมที่สามารถปรับค่าความแข็งสปริงได้.....	40
3.1	แนวทางการออกแบบเท้าเทียม.....	40
3.1.1	แนวคิดการออกแบบ(Conceptual design).....	40
3.1.2	การใช้พลศาสตร์การเดินมนุษย์สำหรับออกแบบเท้าเทียม.....	41
3.1.3	สัดส่วนขนาดเท้าเทียม.....	43
3.1.4	ข้อกำหนดในการออกแบบ(Design Specification).....	44
3.2	การออกแบบเท้าเทียมโมเดล A.....	46
3.2.1	แนวคิดกลไกสำหรับข้อเท้าเทียมโมเดล A.....	46
3.2.2	กลไกการทำงานเท้าเทียมโมเดล A.....	48
3.2.3	วิเคราะห์และสังเคราะห์กลไกด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์(Finite Element Method)ของเท้าเทียมโมเดล A.....	51
3.2.3.1	การเริ่มต้นวิเคราะห์สังเคราะห์ spiral spring.....	51
3.2.3.2	ผลการวิเคราะห์stiffnessและStorage Energy.....	53
3.2.3.3	ผลการวิเคราะห์stressของspiral spring.....	55
3.2.4	สรุปการออกแบบเท้าเทียมโมเดล A.....	56
3.3	การออกแบบเท้าเทียมโมเดล B.....	58
3.3.1	โมเดลคาน 2 อัน.....	58

3.3.2	กลไกการทำงานของเท้าเทียมโมเดล B	61
3.3.3	วัสดุสำหรับออกแบบเท้าเทียมโมเดล B.....	62
3.3.3.1	Carbon Fiber Reinforced Polymer(CFRP).....	62
3.3.3.2	รายละเอียดทั่วไปของวัสดุสำหรับแต่ละชิ้นส่วน	65
3.3.4	วิเคราะห์และสังเคราะห์กลไกด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์(Finite Element Method)ของเท้าเทียมโมเดล B.....	66
3.3.4.1	การคำนวณเพื่อหาแนวโน้มของส่วนปลายเท้า	67
3.3.4.2	การคำนวณเชิงละเอียดของส่วนปลายเท้า.....	69
3.3.4.3	การคำนวณเพื่อหาแนวโน้มของส่วนสันเท้า.....	75
3.3.4.4	การคำนวณเชิงละเอียดของส่วนสันเท้า.....	76
3.3.5	Geometric modelของเท้าเทียมโมเดล B แบบสมบูรณ์	82
3.3.6	การทดสอบ ISO 10328 ทาง Finite Element method	85
3.3.6.1	การปรับปรุงโมเดล.....	86
3.3.6.2	ผลการคำนวณทางFinite Element Method.....	87
3.3.6.3	การประเมินผล.....	90
3.3.7	สรุปการออกแบบเท้าเทียมโมเดล B.....	92
3.4	สรุปการออกแบบเท้าเทียม.....	93
บทที่ 4	การผลิตเท้าเทียมโมเดล B	94
4.1	การผลิต FOREFOOT และ HEEL.....	95
4.1.1	การออกแบบแม่พิมพ์	95
4.1.2	การออกแบบผ้าPrepreg.....	96
4.1.3	กระบวนการขึ้นรูปชิ้นงาน	98
4.1.3.1	กระบวนการเตรียมผ้าPrepreg.....	98
4.1.3.2	กระบวนการLay up(เรียงผ้าPrepreg).....	98
4.1.3.3	กระบวนการอบCure.....	100
4.1.3.4	กระบวนการตัดแต่งด้วยMachining.....	101
4.2	การผลิต FRONT LEAF SPRING และ REAR LEAF SPRING	103
4.2.1	การผลิต Front Leaf spring	103
4.2.2	การผลิต Rear Leaf spring.....	104
4.3	การประกอบชิ้นงานรวม	104
บทที่ 5	การทดสอบเท้าเทียม.....	105
5.1	การทดสอบทางกลเท้าเทียมโมเดล B.....	105
5.1.1	การติดตั้งเท้าเทียม	106
5.1.2	การทดสอบหาระยะงอและStiffness.....	108
5.1.3	การทดสอบหาStorage EnergyและReturn Energy	112
5.2	การทดสอบทางกลเท้าเทียมตัวอย่าง	115
5.3	การทดสอบการใช้งานจริง	120

บทที่ 6	ข้อสรุปและข้อเสนอแนะ	122
6.1	ข้อสรุป	122
6.2	ข้อเสนอแนะ	122
บรรณานุกรม.....		123
ประวัติผู้เขียน.....		130



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 2-1 K-level กับลักษณะของผู้พิการ[2].....	14
ตารางที่ 2-2 K-levelและความเร็วในการเดินของผู้พิการ[21].....	15
ตารางที่ 2-3 ระดับการป้อนแรงกับมวลของผู้พิการในการทดสอบ ISO 10328(สรุปจาก [59]).....	38
ตารางที่ 2-4 ขนาดของแรงกระทำต่อForefootและHeelตามระดับภาระแรง(P3,P4,P5) ของCyclic Test[59]...	39
ตารางที่ 3-1 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง k_t และ D_m กับ t [65]	47
ตารางที่ 3-2 คุณสมบัติวัสดุเท้าเทียมโมเดล A.....	52
ตารางที่ 3-3 แสดง k_p มุมข้อเท้าPlantarflexion von mises stressของPlantarflexion spiral spring ในระดับความแข็งต่างๆ ของกรณีplantarflexionของเท้าเทียมโมเดล A.....	54
ตารางที่ 3-4 k_D มุมข้อเท้าDorsiflexion von mises stressของDrosiflexion spiral spring ในระดับความแข็งต่างๆ กรณีDorsiflexionของเท้าเทียมโมเดล A.....	55
ตารางที่ 3-5 ข้อมูลคุณสมบัติของคนที่ 1 และคนที่ 2.....	60
ตารางที่ 3-6 วัสดุสำหรับออกแบบเท้าเทียมโมเดล B.....	65
ตารางที่ 3-7 คุณสมบัติทางกลของวัสดุที่ใช้ออกแบบเท้าเทียมโมเดล B.....	66
ตารางที่ 3-8 Contact ระหว่างชิ้นส่วนต่างๆของส่วนปลายเท้า กรณีDorsiflexion	67
ตารางที่ 3-9 Von Mises Stress ,ระยะงอ และ Dorsiflexion stiffness ตามระยะการเลื่อนFront stopper	71
ตารางที่ 3-10 Contact ระหว่างชิ้นส่วนต่างๆ ขณะPlantarflexion	77
ตารางที่ 3-11 Stress ,ระยะงอ และ Plantarflexion stiffness ตามระยะการเลื่อนRear stopper.....	78
ตารางที่ 3-12 ส่วนประกอบต่างๆของเท้าเทียมโมเดล B.....	84
ตารางที่ 3-13 คุณสมบัติของCFRP(T800H) และเหล็กSandvik 11R51	86
ตารางที่ 3-14 Stress ระยะงอ และ k_D ของปลายเท้าเทียมโมเดล B2	87
ตารางที่ 3-15 Stress ระยะงอ และ k_p ของปลายสันเท้าโมเดล B2	89
ตารางที่ 3-16 การเปรียบเทียบเท้าเทียมโมเดล A และโมเดล B	93
ตารางที่ 4-1 สรุปชิ้นงานที่ต้องใช้สำหรับผลิตเท้าเทียมโมเดล B	94
ตารางที่ 4-2 ผ้าPrepregสำหรับสร้างForefoot	97
ตารางที่ 5-1 สรุปค่าระยงอ Linear stiffness Rotational Stiffness ตามตำแหน่ง Stopper ของส่วนสันเท้า (Heel)และปลายเท้า(Forefoot)ของเท้าเทียมโมเดล B.....	110
ตารางที่ 5-2 ระยะงอจากการทดลองและจากFEM ของเท้าเทียมโมเดล B.....	110
ตารางที่ 5-3 Storage Energy,Return EnergyและEfficiencyตามการปรับตำแหน่งFront Stopper	113
ตารางที่ 5-4 เปรียบเทียบStorageจากFEMและการทดลอง.....	114

ตารางที่ 5-5 เทำเทียมตัวอย่างสำหรับทดสอบทางกล..... 115



สารบัญรูปภาพ

	หน้า
รูปที่ 2-1 ระบบระนาบ[7].....	4
รูปที่ 2-2 แสดงการเคลื่อนไหวของเท้าในระนาบด้านข้าง(Sagittal)[7].....	4
รูปที่ 2-3 การเคลื่อนที่ของCOPใต้ฝ่าเท้าขณะเดิน[9].....	5
รูปที่ 2-4 Butterfly diagram แสดงเวกเตอร์ลัพธ์ของGRF[9].....	5
รูปที่ 2-5 Free body diagramของเท้า(ดัดแปลงจาก[10]).....	6
รูปที่ 2-6 วงจรการเดิน(gait cycle)[11].....	7
รูปที่ 2-7 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างโมเมนต์ข้อเท้า(ต่อมวล)กับมุม จากคนปกติจำนวน 10 คน เดินด้วยความเร็ว 1.25 m/s [13].....	8
รูปที่ 2-8 แสดงโมเมนต์ข้อเท้าของเท้าเทียมpassive[12].....	9
รูปที่ 2-9 แสดงโมเมนต์ข้อเท้าของเท้าเทียมactive[11].....	9
รูปที่ 2-10 กราฟแสดงGRFในทิศต่างๆ ได้แก่ (ก)แนวตั้ง (ข)แนวหน้าหลัง และ(ค)แนวข้างลำตัวของผู้พิการขาขาด [14].....	10
รูปที่ 2-11 แสดงแนวคิดของ P_{ankle} , P_{ftd} และ P_{comb} (ดัดแปลงจาก[16]).....	11
รูปที่ 2-12 แสดงกำลังข้อเท้า(Ankle Power, P_{ankle}) (ดัดแปลงจาก[17]).....	12
รูปที่ 2-13 แสดงงานของเท้าใน ส่วน ก)ค่าบวกและข)ค่าลบตามความเร็วต่างๆของคนปกติ(ดัดแปลงจาก[16]).....	13
รูปที่ 2-14 ประเด็นที่ผู้เชี่ยวชาญพิจารณาในการจัด K-levelให้กับผู้พิการ[20].....	15
รูปที่ 2-15ขาเทียมและส่วนประกอบ[22].....	16
รูปที่ 2-16 เท้าเทียมSACH[23].....	17
รูปที่ 2-17 เท้าเทียม Single Axis[24].....	17
รูปที่ 2-18 Ottobock 1M10 สำหรับผู้พิการระดับกิจกรรมต่ำ[26].....	17
รูปที่ 2-19เท้าเทียมไดนามิคsPace[25].....	18
รูปที่ 2-20 เท้าเทียมGERYที่ห่อPROTEOR สำหรับผู้สูงอายุ[31].....	19
รูปที่ 2-21 แสดงการหาstiffnessรอบข้อเท้า(ดัดแปลงจาก[32]).....	20
รูปที่ 2-22 การหาความสัมพันธ์ระหว่าง k_{rot} และ k_t	21
รูปที่ 2-23 Stiffnessต่อมวลของผู้พิการแต่ละคน[6].....	25
รูปที่ 2-24 แสดงแรงที่กระทำต่อเท้าเทียมและระยะหกดตัว บริเวณ B พลังงานที่เสียออกไป[43].....	26
รูปที่ 2-25 คานสม่าเสมอEI รับ $F_{loading}$ ที่ปลายและมีfixed supportอีกด้าน.....	27
รูปที่ 2-26 แสดงการใส่แกนอ้างอิงของกรอบข้อเท้า-เข้า(Ankle-Foot;AF)[47].....	29

รูปที่ 2-27 แสดงการแปลงตำแหน่ง COP จากกรอบอ้างอิงแลปไปสู่กรอบอ้างอิงเข้าข้อเท้า จะได้เส้น Roll-over shape[47].....	29
รูปที่ 2-28 Roll-over shape ของเท้าคนปกติและเท้าเทียมชนิดต่างๆ[50]	29
รูปที่ 2-29 เท้าเทียม Otto Bock 1D10 สำหรับผู้พิการกิจกรรมระดับต่ำ[51].....	30
รูปที่ 2-30 รัศมีความโค้ง roll-overs shape (radius of curvature).....	30
รูปที่ 2-31 รูป(a) roll over shape ขณะเดิน รัศมีน้อย รูป(b) roll over shape ขณะยืนโยกตัว (Sway) รัศมีมาก และ รูป(c) แสดงส่วนแบน (flat region) ของ roll over shape ซึ่งมีผลต่อ Stability[53].....	31
รูปที่ 2-32 เท้าเทียมของ Major[35].....	32
รูปที่ 2-33 รูป(ก) แสดงการเลื่อนจุดหมุนของคานเพื่อปรับ stiffness รูป(ข) โมเดลเท้าเทียม VAPA ซึ่งมี Slider ปรับ Stiffness อยู่ด้านล่างเท้าเทียม[54]	33
รูปที่ 2-34 กลไกปรับ Stiffness ของเท้าเทียม Ottobock 1M10 Adjust.....	34
รูปที่ 2-35 เท้าเทียม DuraWalk กับ ชันยูรีเทนสวมใส่ตรงสันเท้า[55].....	34
รูปที่ 2-36 การปรับความแข็งอ่อนของเท้าเทียม tribute ด้วยการขันสกรูอัดลูกยาง ด้วยหลักการ precompression [56].....	35
รูปที่ 2-37 บริเวณ active coil และ inactive coil ของกลไก Jack spring[57].....	35
รูปที่ 2-38 กลไกการหมุนของคาน AwAs[58]	36
รูปที่ 2-39 การจัดวางเท้าเทียมตาม ISO13028 (ก) มุมมองด้านข้าง (side view) (ข) มุมมองด้านบน (top view) (ดัดแปลงจาก[59]).....	38
รูปที่ 2-40 กราฟของแรงที่กระทำต่อเท้าเทียม (ดัดแปลงจาก[59]).....	38
รูปที่ 3-1 แสดงแนวคิด เท้าเทียมปรับ stiffness ได้ (ดัดแปลงจาก [11]).....	41
รูปที่ 3-2 แสดงพารามิเตอร์ทางพลศาสตร์สำหรับออกแบบเท้าเทียม	41
รูปที่ 3-3 โมเมนต์รอบข้อเท้าใน Gait cycle[61]	41
รูปที่ 3-4 (ก) GRF แนวหน้าหลัง (ข) GRF แนวตั้ง ในช่วง Stance Phase[61]	42
รูปที่ 3-5 ตำแหน่ง Center of Pressure (COP) ในช่วง stance phase [62].....	42
รูปที่ 3-6 แสดงเท้าเทียมในมุม (ก) side view และ (ข) top view (ดัดแปลงจาก[63]).....	43
รูปที่ 3-7 แสดง spiral spring และ อักษรพารามิเตอร์ของ dimension (ดัดแปลงจาก[65])	46
รูปที่ 3-8 แสดง spiral spring เมื่อรับ F 2 ตำแหน่ง นั่นคือ (ก) ตำแหน่ง L_1 ที่ยาว จะได้ k_{ot} สูง และ (ข) ตำแหน่ง L_2 ที่สั้นกว่า จะได้ k_{ot} ต่ำ	47
รูปที่ 3-9 แสดงการรวมชิ้นส่วนต่างๆ เป็นเท้าเทียม (ก) แสดงองค์ประกอบต่างๆ แบบแยกชิ้นส่วน (ข) มุมมอง isometric (ค) มุมมองด้านข้าง (side view) และ (ง) มุมมองด้านหน้า (front view).....	49
รูปที่ 3-10 แสดงการทำงานขณะ controlled plantar flexion	50
รูปที่ 3-11 การทำงานเท้าเทียมขณะ Controlled Dorsiflexion.....	50

รูปที่ 3-12 การเปลี่ยนstiffnessโดยใช้pin	51
รูปที่ 3-13 การใส่Contactของเท้าเทียมโมเดล A	52
รูปที่ 3-14 เท้าเทียมต้นแบบขณะกระดูกงอ(plantarflexion).....	54
รูปที่ 3-15 เท้าเทียมต้นแบบขณะกระดูกขึ้น(dorsiflexion).....	55
รูปที่ 3-16แสดงขณะเกิดstressสูงสุดของ (ก)dorsiflexion spiral spring และ(ข)plantarflexion spiral spring 56	
รูปที่ 3-17 (ก)Foot Shell (ข)เท้าเทียมโมเดล Aที่สวมเข้าไปในFoot shell	57
รูปที่ 3-18 คาน 2 อันมีstopperคั่น แรง F กระทำปลายขวา.....	58
รูปที่ 3-19 Free Body Diagram ของคานที่ 2(ล่าง).....	58
รูปที่ 3-20 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของ δ กับ lx	60
รูปที่ 3-21 เท้าเทียมโมเดล B เบื้องต้น.....	61
รูปที่ 3-22 เส้นใยFiber (ก)Unidirectional(เส้นทิศทางเดียว) (ข)Fabric(สานเส้น)	62
รูปที่ 3-23 กราฟStress-StrainของCarbon Fiber , CFRP และ Matrix.....	63
รูปที่ 3-24 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างTensile Strength และOrientationเส้นFiber[66].....	64
รูปที่ 3-25 การวางซ้อนกันของFiber (ก)Unidirectional (ข)Cross-Plied quasi-isotropic[66].....	64
รูปที่ 3-26 โมเดลอย่างง่าย การใส่แรง และContactระหว่างชิ้นต่างๆ ของส่วนปลายเท้ากรณีDorsiflexion.....	67
รูปที่ 3-27 กราฟแสดงระยะงอตัวForefootกับตำแหน่งFront stopper ที่ความหนาFront leaf spring ค่าต่างๆกัน	68
รูปที่ 3-28 CADส่วนปลายเท้าที่importเข้ามาโปรแกรมAnsys	69
รูปที่ 3-29 ลำดับการออกแบบ Front leaf spring.....	70
รูปที่ 3-30 ผลการคำนวณFEMของปลายเท้ากรณีตำแหน่งFront Stopper=0mm (ก)Total Deformation (ข) von mises stressที่Front leaf spring (ค) von mises stressที่Forefoot.....	72
รูปที่ 3-31 ผลการคำนวณFEMของปลายเท้ากรณีตำแหน่งFront Stopper=15mm (ก)Total Deformation (ข) von mises stressที่Front leaf spring (ค) von mises stressที่Forefoot.....	73
รูปที่ 3-32 ผลการคำนวณFEMของปลายเท้ากรณีตำแหน่งFront Stopper=35 mm (ก)Total Deformation (ข) von mises stressที่Front leaf spring (ค) von mises stressที่Forefoot.....	74
รูปที่ 3-33 ส่วนสันเท้าแบบ H1 การใส่แรงและค่าContact setting	75
รูปที่ 3-34 การออกแบบส่วนสันเท้าแบบ H2 การใส่แรงและค่าContact setting.....	76
รูปที่ 3-35 กำหนดContactระหว่างใหม่ขึ้นส่วนต่างๆขณะPlantarflexion.....	77
รูปที่ 3-36 แสดงStructural Error ของ Heel และ Rear leaf spring มีค่าสูงมากบริเวณรู.....	78
รูปที่ 3-37 ผลการคำนวณFEMของสันเท้ากรณีตำแหน่งRear Stopper=0 mm (ก)Total Deformation (ข) von mises stressที่Rear leaf spring (ค) von mises stressที่Heel.....	79

รูปที่ 3-38 ผลการคำนวณFEMของสันเท้ากรณีตำแหน่งRear Stopper=25 mm (ก)Total Deformation (ข) von mises stressที่Rear leaf spring (ค) von mises stressที่Heel.....	80
รูปที่ 3-39 ผลการคำนวณFEMของสันเท้ากรณีตำแหน่งRear Stopper=50 mm (ก)Total Deformation (ข) von mises stressที่Rear leaf spring (ค) von mises stressที่Heel.....	81
รูปที่ 3-40 การประกอบส่วนปลายเท้า.....	82
รูปที่ 3-41 การประกอบส่วนสันเท้า.....	83
รูปที่ 3-42 เท้าเทียมโมเดล B ในมุมมองต่าง (ก)มุมมองisometric (ข)มุมมองด้านบน(Top View) (ค)มุมมองด้านข้าง (side view) และ (ง)มุมมองด้านหน้า(front view).....	83
รูปที่ 3-43 ผลFEMของปลายเท้ากรณีตำแหน่งFront Stopper=0 mmเมื่อรับแรงISO Cyclic test (ก) von mises stressที่Front leaf spring (ข) von mises stressที่Forefoot.....	85
รูปที่ 3-44 S-N curve ของ CFRP T800H/Epoxy#2500[67]	86
รูปที่ 3-45 Tensile Stressสูงสุดที่Forefoot เกิดที่Front Stopper=0 mm ภายใต้แรง P4 Cyclic test ISO 10328	88
รูปที่ 3-46 von Mises StressสูงสุดบริเวณFront leaf spring เกิดที่Front Stopper=35 mm ภายใต้แรง P4 Cyclic test ISO 10328.....	88
รูปที่ 3-47 Tensile Stressสูงสุดที่Heelเกิดที่ Rear Stopper =0 mm ภายใต้แรง P4 Cyclic test ISO 10328	90
รูปที่ 3-48 von Mises Stressสูงสุดบริเวณ Rear leaf spring เกิดที่ Rear stopper =50 mm ภายใต้แรง P4 Cyclic test ISO 10328.....	90
รูปที่ 3-49 การสวมเท้าเทียมโมเดล B เข้าFoot shell(ก)Isometric View (ข) Side view	92
รูปที่ 4-1 ผ้าPrepreg	95
รูปที่ 4-2 การออกแบบแม่พิมพ์สำหรับ(ก)Forefootและ(ข)Heel.....	95
รูปที่ 4-3 แม่พิมพ์สำหรับ(ก)Forefootและ(ข)Heel.....	96
รูปที่ 4-4 ความหนาของแต่ละส่วนหลักในด้านข้างของForefoot.....	96
รูปที่ 4-5 การใช้เครื่องFlat Bed Cutting Plotter ตัดผ้าPrepreg.....	98
รูปที่ 4-6 Lay up.....	99
รูปที่ 4-7 (ก)หุ้มชิ้นงานด้วยVacuum Bag (ข)นำชิ้นงานมาดูดสุญญากาศและซีล.....	99
รูปที่ 4-8 กราฟอุณหภูมิกับความดัน-เวลา ของCure process(ตัดแปลงจาก [70]).....	100
รูปที่ 4-9 เตาAutoclave	101
รูปที่ 4-10 ชิ้นงานHeelและForefootพร้อมJigยึดชิ้นงานสำหรับMachining.....	101
รูปที่ 4-11 การตัดชิ้นงานด้วยWaterjet cutting machine.....	102
รูปที่ 4-12 Forefoot และ Heel	102

รูปที่ 4-13 แสดงSchematic Diagram การผลิต Front leaf spring (ก)การเจียเหล็กแทนบ (ข)เจาะเหล็กแทนบ ด้วย Waterjet (ค) Front leaf spring(ภาพชิ้นงานจริง).....	103
รูปที่ 4-14 แสดงSchematic Diagram การผลิต Rear leaf spring (ก)การตัดเหล็กแทนบด้านข้างด้วย Waterjet (ข) Rear leaf springก่อนเจาะรู (ค)เจาะรูด้วย Waterjet (ง) Rear leaf spring(ภาพชิ้นงานจริง).....	104
รูปที่ 4-15 แท้เทียมโมเดล B	104
รูปที่ 5-1 แนวการใส่แรงเข้าเท้าเทียมตาม ISO 10328(ก)กรณีทดสอบด้านสันเท้า(Plantarflexion) (ข)กรณีทดสอบด้านปลายเท้า(Dorsiflexion)	106
รูปที่ 5-2 การจับยึดเท้าเทียมกับเครื่องUniversal Testing Machine (ก)กรณีทดสอบด้านสันเท้า(Plantarflexion) (ข)กรณีทดสอบด้านปลายเท้า(Dorsiflexion).....	107
รูปที่ 5-3 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกด-ระยะงอของปลายเท้าเทียมโมเดล B (Forefoot) ตามการปรับตำแหน่ง Front Stopper.....	108
รูปที่ 5-4 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกด-ระยะงอของสันเท้าเทียมโมเดล B (Heel)ตามการปรับตำแหน่ง Rear Stopper.....	109
รูปที่ 5-5 ค่าประมาณระยะ r ที่ตั้งฉากแนวแรง	109
รูปที่ 5-6 กราฟแรงกด-ระยะงอของForefoot ใน 1 cycle ตามตำแหน่ง Front Stopper	112
รูปที่ 5-7 แท้เทียม Ossur LP Vari-Flex.....	115
รูปที่ 5-8 แท้เทียม Ottobock (ก)Single Axis (ข)SACH.....	116
รูปที่ 5-9 การทดสอบทางกลของเท้าเทียมตัวอย่าง (ก)ยี่ห้อ Ossur ด้านForefoot (ข)ยี่ห้อ Ossur ด้านHeel (ค)ยี่ห้อOttobockด้านForefoot (ง)ยี่ห้อOttobockด้านHeel.....	116
รูปที่ 5-10 กราฟแรงกด-ระยะงอของปลายเท้าเทียม(Forefoot).....	117
รูปที่ 5-11 กราฟแรงกด-ระยะงอของสันเท้าเทียม(Heel).....	117
รูปที่ 5-12 แผนภูมิแท่งแสดงLinear stiffnessส่วนForefootของเท้าเทียม.....	119
รูปที่ 5-13 แผนภูมิแท่งแสดงLinear stiffnessส่วนHeelของเท้าเทียม.....	119
รูปที่ 5-14 การทดสอบการใช้งานจริงของเท้าเทียมโมเดล B.....	120

บทที่ 1 บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

ในประเทศไทย จากผลสำรวจครั้งล่าสุดของสำนักงานสถิติแห่งชาติ สำรวจเมื่อปี พ.ศ. 2555 พบว่ามีผู้พิการขาขาดจำนวน 24,789 ราย โดยผู้ที่มีอายุ 60 ปีขึ้นไปมีสัดส่วนมากที่สุด[1] ผู้พิการขาขาดแต่ละคนมีการใช้ชีวิตที่แตกต่าง บางคนแข็งแรง เดินได้คล่องแคล่ว ในขณะที่บางคนเดินได้ช้า เสี่ยงจะล้ม หน่วยงานด้านสาธารณสุขในประเทศสหรัฐอเมริกา ได้มีการกำหนด Medicare's Functional Classification Level(MFCL)หรือ K-level[2] ซึ่งเป็นการแบ่งระดับความสามารถในการเคลื่อนไหว ทรงตัวของผู้พิการขาขาดโดยแบ่งออกเป็น 5 ระดับ ตั้งแต่ระดับ 0(ใช้กายอุปกรณ์ไม่ได้) ไปจนถึงระดับ 4 (คล่องแคล่ว) โดยงานวิทยานิพนธ์นี้มุ่งสนใจไปที่ผู้พิการK-level 1 และ 2 หรือเรียกว่าผู้พิการระดับกิจกรรมต่ำ อย่างไรก็ตามกระทรวงสาธารณสุข ประเทศไทย ไม่ได้มีการเก็บสถิติ K-level ของผู้พิการไว้ ทั้งนี้มีงานวิจัยไทยชิ้นหนึ่งของ กวี อนันต์นัยและคณะ[3] สำรวจผู้พิการขาขาดจำนวน 30 คนที่เข้ารับการรักษาในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ พบว่ามีผู้พิการK-level 1 กับ 2 จำนวน 9 คน หรือเป็นสัดส่วนประมาณ 30 %

เท้าเทียมSACH(Solid Ankle Cushion Heel) เป็นเท้าเทียมหุ้มด้วยยาง ข้อเท้าแข็งหมุนไม่ได้ ส่งผลต่อการทรงตัวและสร้างเสถียรภาพ(stability)ให้กับผู้พิการขาขาดที่ต้องความมั่นคงในการทรงตัว และหากผู้พิการมีความคล่องแคล่วมากขึ้น ต้องการขอบเขตการหมุนข้อเท้าเทียมเพิ่มขึ้นก็สามารถเปลี่ยนไปใช้เท้าเทียมSingle Axis ได้ซึ่งมีข้อเท้าที่สามารถหมุนได้ ส่งผลให้การเคลื่อนไหวดีขึ้น(mobility)[4] เท้าเทียมทั้ง 2 ประเภทนี้ เหมาะกับผู้พิการระดับกิจกรรมต่ำ K-level 1 ถึง 2

ค่าความแข็งสปริงข้อเท้าหรือankle stiffnessของคนปกติสามารถเกร็งกับคลายได้เพื่อปรับให้เหมาะสมบริบทขณะนั้น เช่น วิ่ง เดิน หรือแม้กระทั่งการใช้รองเท้าที่มีความแข็งอ่อนต่างกันก็ส่งผลต่อstiffnessโดยรวมได้[5] แต่สำหรับผู้พิการขาขาดที่ใช้เท้าเทียมpassiveรุ่นต่างๆไปนั้น ไม่สามารถควบคุมstiffnessเท้าเทียมที่ใช้อยู่ ให้เปลี่ยนเป็นค่าอื่นได้ ฉะนั้นจึงเกิดปัญหาต่างๆเช่น ปัญหาตอนเปลี่ยนรองเท้า ปัญหาขณะใช้เท้าเทียมทำกิจกรรมต่างๆที่แตกต่างกัน ปัญหาหลังจากน้ำหนักตัวเปลี่ยนไป เป็นต้น นอกจากนี้ผู้พิการแต่ละคนชอบstiffnessต่อมวลตัวรอบข้อเท้าที่แตกต่างกันด้วย [6] หรืออาจกล่าวได้เช่นกันว่าผู้พิการแต่ละคนมีพิสัยการเคลื่อนไหวของเท้าเทียมที่เหมาะสมแตกต่างกันไป ดังนั้นแล้วถ้าหากผู้พิการต้องการเปลี่ยนstiffnessเท้าเทียมอาจจะต้องมีการเปลี่ยนรองเท้าหรือเปลี่ยนเท้าเทียมไปเลยนำมาซึ่งรายจ่ายที่เพิ่มขึ้นและสร้างความยุ่งยาก

อย่างไรก็ตามเท้าเทียมSACHและเท้าเทียมSingle Axisในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ ภาครัฐสนับสนุนสวัสดิการให้สามารถส่งจ่ายเท้าเทียมกับผู้พิการได้ 7 ขนาด(ตามความยาวฝ่าเท้า) โดยมีขนาดตั้งแต่ 22 ถึง 28 cm โดยเท้าเทียมแต่ละขนาด มีstiffnessเพียงค่าเดียวเท่านั้น นั้นหมายความว่าเมื่อผู้พิการขาขาดเลือกเท้าเทียมที่มีขนาดเหมาะสมกับตนเองได้แล้ว ก็จะได้เท้าเทียมที่อาจจะ มีstiffnessเหมาะสมหรือไม่เหมาะสมกับตนเองก็ได้นำมาซึ่งปัญหาตามมาได้ เช่น ผู้พิการขาขาดได้เท้าเทียมที่แข็งเกินไป หรืออ่อนเกินไป เป็นต้น เพราะสาเหตุต่างๆ ได้แก่ น้ำหนักตัวไม่เหมาะสม การใช้รองเท้าไม่เหมาะสมกัน ความเร็วการเดินไม่เหมาะสมกัน ความชอบของผู้พิการเอง และอื่นๆ ส่งผลให้ผู้พิการต้องฝืนปรับตัวให้เข้ากับเท้าเทียมที่ตนเองได้รับ

งานวิทยานิพนธ์นี้จึงมีเป้าหมายในการแก้ปัญหาดังกล่าวด้วยการใช้ความรู้ทางวิศวกรรมผนวกเข้ากับความรู้ทางการแพทย์ เพื่อออกแบบและผลิตเท้าเทียมที่สามารถปรับค่าstiffnessได้ และมีค่าพลังงานปลดปล่อยเหมาะสมกับผู้พิการระดับกิจกรรมต่ำ K-level 1 ถึง 2 โดยสามารถปรับให้มีลักษณะคล้ายเท้าเทียมSACH(เน้นstability) หรือให้คล้ายเท้าเทียมSingle Axis(เน้นmobility)ก็ได้

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

ออกแบบและผลิตเท้าเทียมให้สามารถปรับค่าความแข็งสปริงของข้อเท้า(ankle stiffness)ได้ ทั้งขณะกระดกเท้าลง(plantarflexion)และขณะกระดกเท้าขึ้น(dorsiflexion) รวมถึงมีค่าพลังงานปลดปล่อยที่เหมาะสมกับผู้พิการขาขาดระดับกิจกรรมต่ำ K-level 1 ถึง 2

1.3 ขอบเขตงานวิจัย

- 1) ออกแบบเท้าเทียมขนาด 23 เซนติเมตร เหมาะกับผู้พิการมวล 60-70 กิโลกรัม
- 2) ศึกษาการทำงานเฉพาะระนาบด้านข้าง(sagittal plane)
- 3) ความแข็งสปริงรอบข้อเท้า(Ankle stiffness)ตอนกระดกเท้าลง(plantarflexion) อยู่ในช่วงประมาณ 0.2-6.6 Nm/deg และตอนกระดกเท้าขึ้น(dorsiflexion)อยู่ในช่วงประมาณ 3-24 Nm/deg¹
- 4) กลไกเท้าเทียมไม่ใช้ระบบไฟฟ้าเพื่อให้เกิดความเรียบง่ายและราคาถูก
- 5) ทดสอบทางกลเท้าเทียม และทดสอบเท้าเทียมผ่านตามมาตรฐาน ISO 10328:2006

¹ ที่มาของค่าstiffnessดังกล่าวอธิบายในหัวข้อ 2.4.1.3Stiffnessของเท้าเทียม หน้า 22

1.4 ขั้นตอนในการดำเนินงาน

- 1) ศึกษาพื้นฐานทางกายภาพเรื่องการเดินของมนุษย์
- 2) ศึกษาหลักการทำงานของเท้าเทียมและกายอุปกรณ์
- 3) ศึกษางานวิจัยด้านเท้าเทียมและเวชศาสตร์ฟื้นฟู
- 4) ปรึกษากับผู้เชี่ยวชาญด้านเวชศาสตร์ฟื้นฟูและกายอุปกรณ์ เพื่อให้เข้าใจปัญหา และร่วมหาทางพัฒนาแก้ไข
- 5) กำหนดประเด็นที่ต้องใช้ในการออกแบบเท้าเทียม
- 6) ศึกษากลไกทางวิศวกรรมเพื่อนำมาประยุกต์ใช้
- 7) ออกแบบเท้าเทียมด้วยความรู้ทางวิศวกรรมเบื้องต้น
- 8) ใช้โปรแกรมด้านComputer Aided Design(CAD) เพื่อวาดโมเดลเท้าเทียม และจำลองการทำงานเบื้องต้น
- 9) ใช้โปรแกรมด้านFinite Element Method(FEM)เพื่อจำลองการทำงานจริงของเท้าเทียม และประเมินความเป็นไปได้ของเท้าเทียมที่ออกแบบไว้
- 10) ผลิตเท้าเทียมต้นแบบ(prototype)
- 11) นำเท้าเทียมมาทดสอบทางกล เพื่อวิเคราะห์โมเมนต์ ขอบเขตการเคลื่อนไหว และคำนวณค่าพลังงานปลดปล่อยของเท้าเทียม
- 12) นำเท้าเทียมมาทดสอบตามมาตรฐาน ISO 10328:2006
- 13) สรุปผลการดำเนินงาน

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

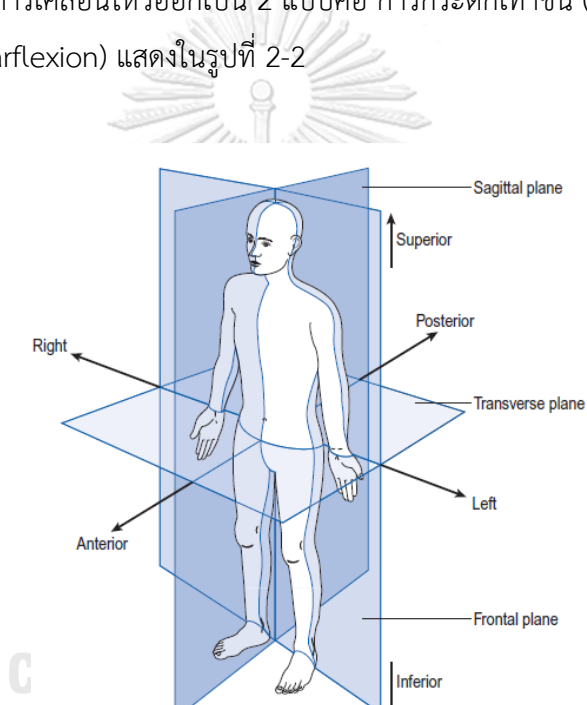
- 1) เท้าเทียมสามารถปรับความแข็งสปริง(stiffness)ให้เหมาะสมกับความต้องการผู้พิการขาขาดได้
- 2) ลดค่าใช้จ่ายเพื่อซื้อเท้าเทียมใหม่มาเปลี่ยน
- 3) ผู้พิการขาขาดรู้สึกพึงพอใจกับเท้าเทียมและมีคุณภาพชีวิตดีขึ้น

บทที่ 2 ปรัชญ์ศันวรรณกรรม

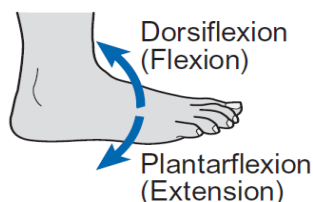
2.1 พื้นฐานชีวกลศาสตร์

2.1.1 ระนาบการเคลื่อนที่

ในการศึกษาการเคลื่อนไหวของร่างกายได้ใช้ระนาบหลัก 3 ระนาบ ได้แก่ Sagittal plane คือระนาบด้านข้าง, Frontal Plane คือระนาบหน้า-หลัง และ Transverse Plane คือระนาบขนานกับพื้น โดยระนาบทั้ง 3 แสดงดังรูปที่ 2-1 ในงานวิทยานิพนธ์นี้สนใจเฉพาะ **Sagittal Plane** โดยในระนาบนี้สามารถแบ่งการเคลื่อนไหวออกเป็น 2 แบบคือ การกระดกเท้าขึ้น (Dorsiflexion) และการกระดกเท้าลง (Plantarflexion) แสดงในรูปที่ 2-2



รูปที่ 2-1 ระบบระนาบ[7]

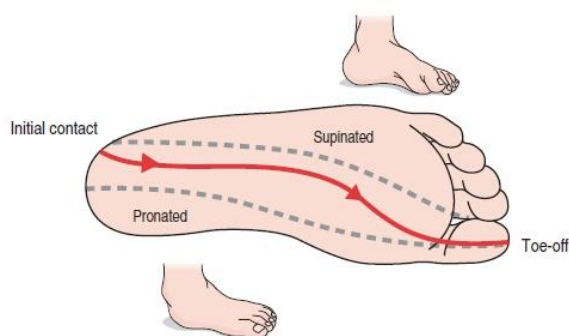


รูปที่ 2-2 แสดงการเคลื่อนไหวของเท้าในระนาบด้านข้าง(Sagittal)[7]

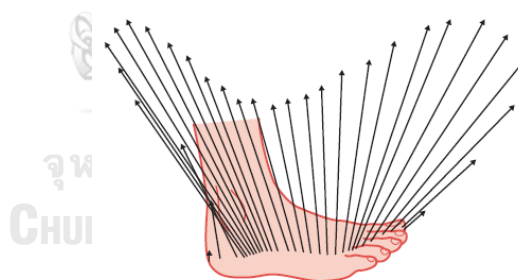
2.1.2 ศูนย์กลางความดัน(Center of pressure,COP)

เวกเตอร์ลัพธ์แรงปฏิกิริยาจากพื้นที่กระทำต่อเท้า(Ground Reaction Force, GRF)สามารถพิจารณาว่ากระทำที่จุดๆหนึ่ง เรียกว่าศูนย์กลางความดันหรือCenter of Pressure(COP) ซึ่งโดยปกติแล้วForce plate สามารถหาดำแหน่ง COPได้[8] โดยในขณะที่ยืนนิ่งนั้น คนปกติจะมีตำแหน่งCOP ไปข้างหน้าข้อเท้าที่ระยะประมาณ 5-6 cm และขณะเดินนั้นแนวการเคลื่อนที่ของCOP จะมาจากส้นเท้าไปข้างหน้าที่นิ้วโป่ง โดยมีการเคลื่อนเข้าหาด้านในเท้าบริเวณนิ้วโป่ง[9] ตามรูปที่ 2-3

Pedotti ได้เสนอไดอะแกรมแสดงเวกเตอร์ของGRFในตำแหน่งCOPต่างๆ ในGait Cycle(วงจรการเดิน) ซึ่งจะสังเกตเห็นได้มีการเปลี่ยนแปลงขนาดและทิศทางจากแรงดังกล่าวตลอดช่วงการเดิน ไดอะแกรมนี้เรียกว่า Butterfly Diagram หรือ Pedotti Diagram [9] ตามรูปที่ 2-4

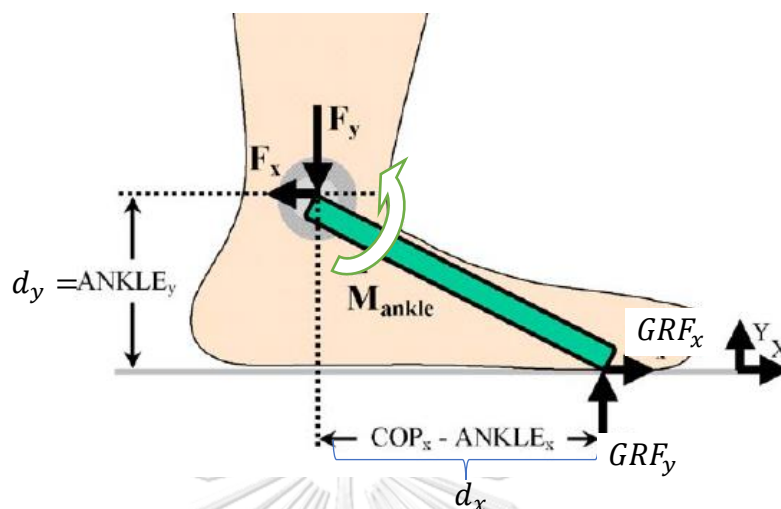


รูปที่ 2-3 การเคลื่อนที่ของCOPใต้ฝ่าเท้าขณะเดิน[9]



รูปที่ 2-4 Butterfly diagram แสดงเวกเตอร์ลัพธ์ของGRF[9]

2.1.3 โมเมนต์รอบข้อเท้า(Ankle Moment)



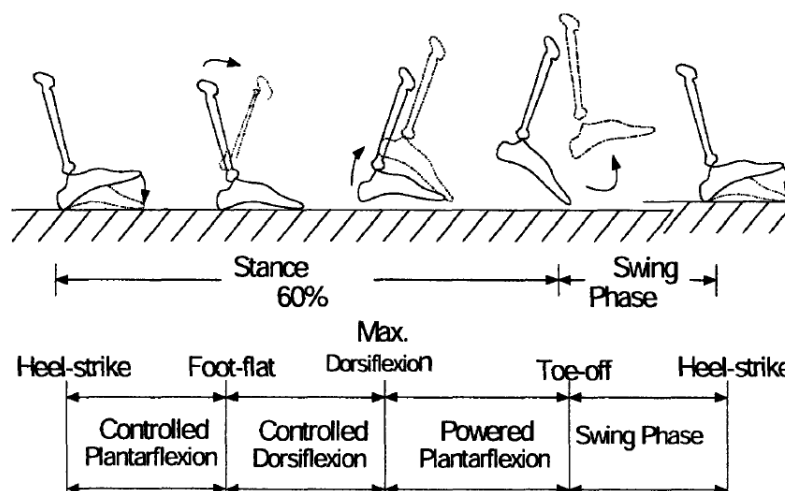
รูปที่ 2-5 Free body diagramของเท้า(ดัดแปลงจาก[10])

การคำนวณหาโมเมนต์รอบข้อเท้า M_{ankle} (ดูรูปที่ 2-5) หาได้จากภาวะภายนอกเท้า โดยใช้สมการที่ 2-1 เมื่อ GRF_x คือ แรงปฏิกิริยาจากพื้นแนวหน้าหลัง, GRF_y คือ แรงปฏิกิริยาจากพื้นในแนวตั้ง, d_x คือระยะตั้งฉากจาก COP ไปยังข้อเท้าในแนวแกนนอน x และ d_y ระยะจาก COP ไปยังข้อเท้าในแนวแกนตั้ง y โดยมีสมมุติฐานคือ 1)สภาวะสมดุลสถิตย์ 2)ละเลยผลของน้ำหนักเท้า และ 3)ให้เท้าเป็นวัตถุแข็งเกร็ง(Rigid body)

$$M_{ankle} = GRF_x \times d_y + GRF_y \times d_x$$

สมการที่ 2-1

2.1.4 วงจรการเดิน(Gait Cycle)



รูปที่ 2-6 วงจรการเดิน(gait cycle)[11]

จากการศึกษาวงจรการเดินหรือGait Cycle ในแต่ละตำรามีการใช้คำศัพท์ และการแบ่งช่วงแตกต่างกัน โดยผู้วิจัยจะลงรายละเอียดGait Cycleของกลุ่ม Hugh Herrเป็นหลัก เพราะอธิบายการทำงานของเท้าอิงหลักวิศวกรรมได้และมีประโยชน์ต่องานวิจัยเล่มนี้ จากรูปที่ 2-6 Gait Cycle ของคนปกตินี้ เริ่มต้นจาก Heel Strike(ส้นเท้าแตะพื้น)ของเท้าข้างหนึ่งและจบลงด้วยHeel Strike ถัดไปของเท้าข้างนั้น โดยได้แบ่งออกเป็น 2 ส่วนหลัก คือ 1)Stance phase(ช่วงเท้าสัมผัสพื้น) ใช้เวลา 60%ของgait cycle กับ 2)Swing phase(ช่วงเท้าลอยเหนือพื้น) ใช้เวลา 40%ของgait cycle โดย Stance phase เริ่มต้นจากHeel Strike เมื่อส้นเท้าสัมผัสพื้นและสิ้นสุดเมื่อเกิด Toe Off (นิ้วโป่งพ้นพื้น)ของเท้าข้างเดียวกัน แล้วไปสู่ช่วง Swing Phase เป็นช่วงที่เท้าข้างดังกล่าว อยู่เหนือพื้น และสำหรับในช่วง Stance Phase แบ่งออกเป็นช่วงต่างๆ ดังนี้(โปรดดูรูปที่ 2-7ประกอบ)

1) Controlled Plantarflexion(CP)

Controlled Plantarflexion เริ่มต้นที่ Heel Strike(ส้นเท้าแตะพื้น) และจบที่ foot flat(ช่วงที่ฝ่าเท้าวางราบกับพื้น) กล่าวคือเป็นช่วงที่ส้นเท้าและปลายเท้าสัมผัสพื้นครั้งแรก โดยในช่วงนี้ข้อเท้าทำหน้าที่เหมือน Linear Spring ซึ่งโมเมนต์ข้อเท้าเป็นสัดส่วนโดยตรงกับมุมที่ข้อเท้ากวาดได้

2) Controlled Dorsiflexion(CD)

เริ่มหลังจากfoot flatไปสิ้นสุดที่ข้อเท้าเกิดDorsiflexion สูงสุด และกำลังจะเริ่มheel off(ส้นเท้าแยกเหนือพื้น)[12] ช่วงนี้โมเมนต์ของข้อเท้าเสมือนเป็น Nonlinear Springซึ่ง stiffness เพิ่มขึ้นตามมุมที่ข้อเท้ากวาดขึ้นไป ในกรณีเท้าเทียมช่วงนี้เกิดการสะสมelastic energyช่วยในการผลักร่างกายไปข้างหน้า

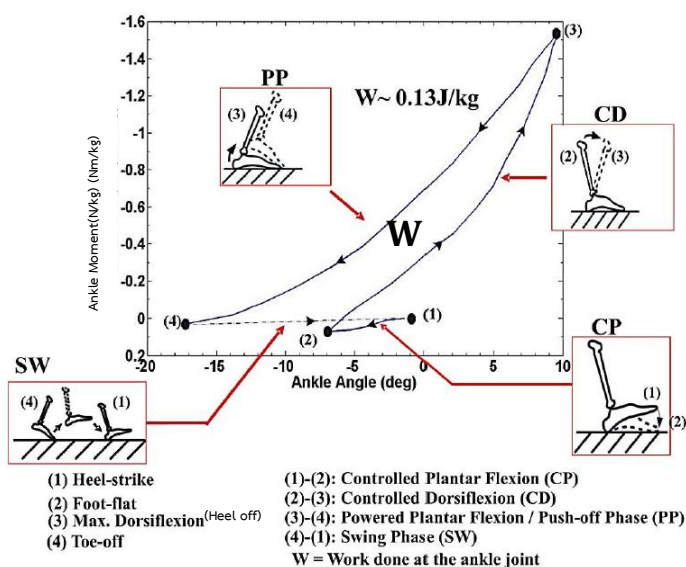
3) Powered Plantarflexion(PP)

ช่วงนี้เริ่มต่อจากControlled Plantarflexionและสิ้นสุดเมื่อ Toe off กล้ามเนื้อบริเวณข้อเท้าจะออกแรงกระทำที่พื้นผลักดันตัวไปข้างหน้า ในกรณีของเท้าเทียมactive ช่วงนี้จะมีพลังงานเพิ่มเติมเสริมร่วมกับพลังงานที่สะสมในControlled Dorsiflexion เพื่อให้ได้ Powerสูงสำหรับ Plantarflexion ในช่วงLate Stance ดังนั้นแล้วข้อเท้าคนปกติเปรียบเสมือนมีแหล่งสร้างโมเมนต์

4) Swing Phase(SP)

Swing Phase เริ่มหลังจาก Toe-offและจบที่ Heel Strike ของเท้าที่สนใจ นี่เป็นช่วงที่เท้าไม่ได้สัมผัสพื้น และเท้าจะหมุนไปยังตำแหน่งที่พร้อมสำหรับ Heel Strikeต่อไป

จากรูปที่ 2-7 โมเมนต์ในที่นี่คือโมเมนต์ที่สร้างจากข้อเท้าจากคนปกติจำนวน 10 คน เดินด้วยความเร็ว 1.25 m/s โดยโมเมนต์จะมีค่าเป็นลบเมื่อโมเมนต์มีทิศplantarflexionเส้นข้ามแสดงถึงช่วงStance Phase ขณะที่เส้นประแสดงถึงช่วงSwing Phase ช่วง (1)-(2),(2)-(3),(3)-(4) และ (4)-(1) แสดงถึงโมเมนต์ข้อเท้ากับมุมในช่วง CP,CD,PPและ SW ในวงจรการเดินตามลำดับ พื้นที่ W ล้อมรอบด้วยจุด 2,3,และ 4 คือพลังงานที่เพิ่มเข้าไปในข้อเท้าในช่วงStance Phase แสดงให้เห็นว่าข้อเท้าคนปกติสร้างงานบวก

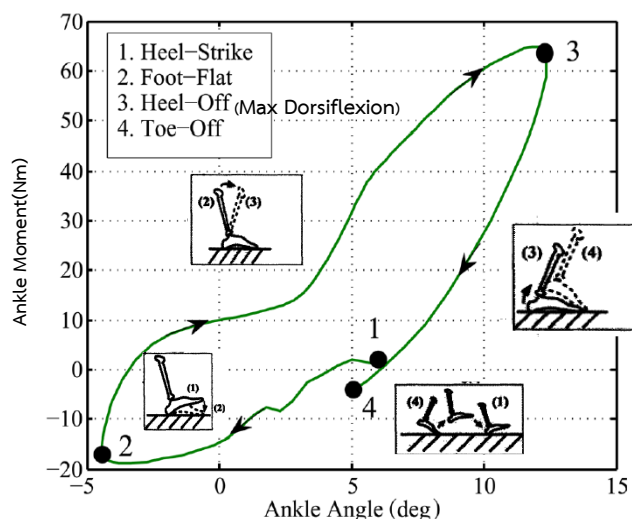


รูปที่ 2-7 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างโมเมนต์ข้อเท้า(ต่อมวล)กับมุม จากคนปกติจำนวน 10 คน เดินด้วยความเร็ว 1.25 m/s [13]

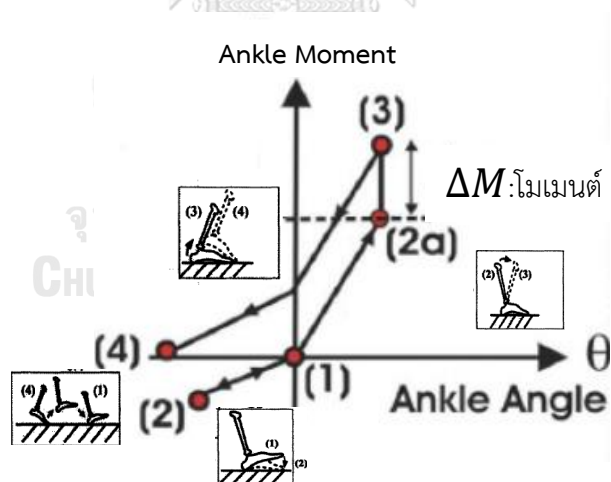
2.1.5 โมเมนต์ข้อเท้ากับมุมข้อเท้าของผู้พิการขาขาด

ผู้พิการขาขาดรายหนึ่งทดลองสวมเท้าเทียมPassiveแล้วลองเดิน ปรากฏว่าได้ความสัมพันธ์ระหว่างโมเมนต์ข้อเท้าเทียมกับมุมที่ข้อเท้าเทียมกวาดไปได้ ดังรูปที่ 2-8 จะสังเกตเห็นว่าเส้นกราฟเดินตามเส้น สร้างพื้นที่ปิดล้อมเป็นลบ สื่อนี้ให้เห็นว่าเท้าเทียมPassiveเกิดการสูญเสียพลังงาน เพราะว่า

เท้าเทียมPassiveไม่สามารถเพิ่มโมเมนต์ขณะกระดกเท้าขึ้นสูงสุดได้(Max Dorsiflexion) จึงไม่เกิดช่วง Powered Plantarflexion ผลักลำตัวผู้พิการขาไปข้างหน้า ในขณะที่เท้าเทียมแบบActiveนั้นสามารถสร้างโมเมนต์เสริม(ΔM)ตอนกระดกเท้าสูงสุดได้ (ดูรูปที่ 2-9) เกิดช่วง Powered Plantarflexion ถีบลำตัวผู้พิการขาไปข้างหน้าได้คล้ายๆกับคนปกติ และสร้างงานข้อเท้าเทียมเป็นบวก

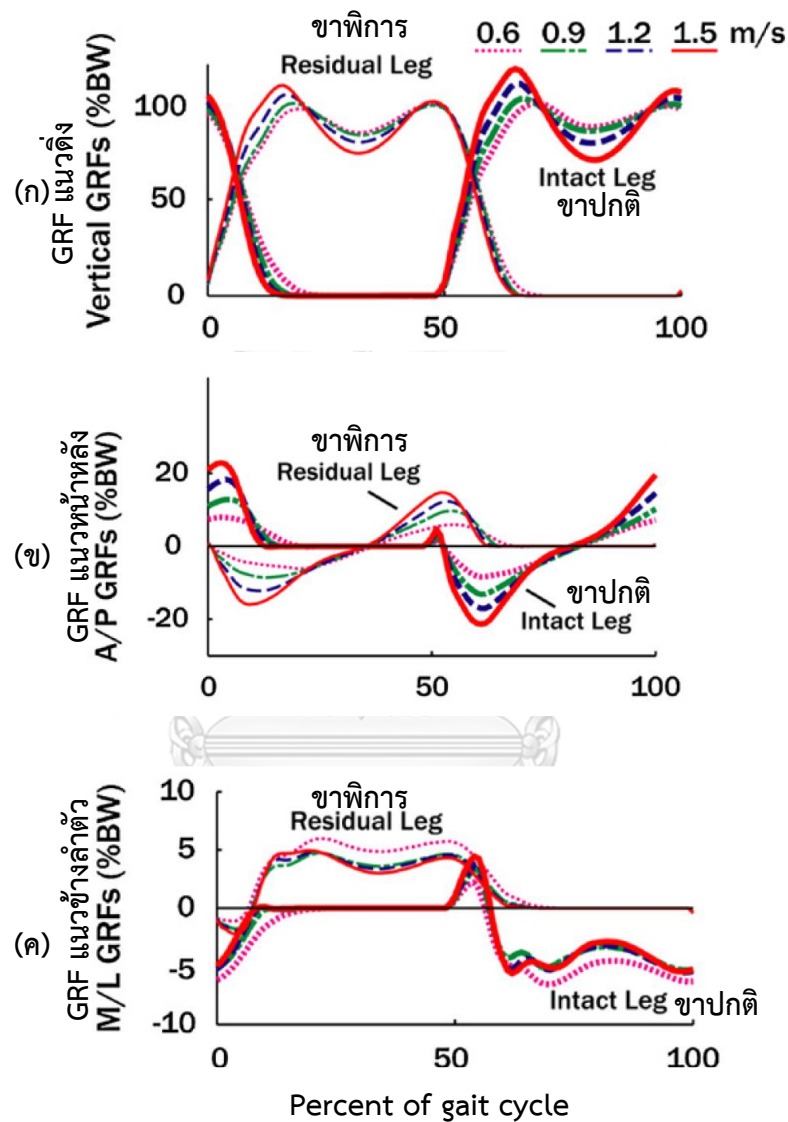


รูปที่ 2-8 แสดงโมเมนต์ข้อเท้าของเท้าเทียมpassive[12]



รูปที่ 2-9 แสดงโมเมนต์ข้อเท้าของเท้าเทียมactive[11]

2.1.6 แรงปฏิกิริยาจากพื้น(Ground Reaction Force,GRF)

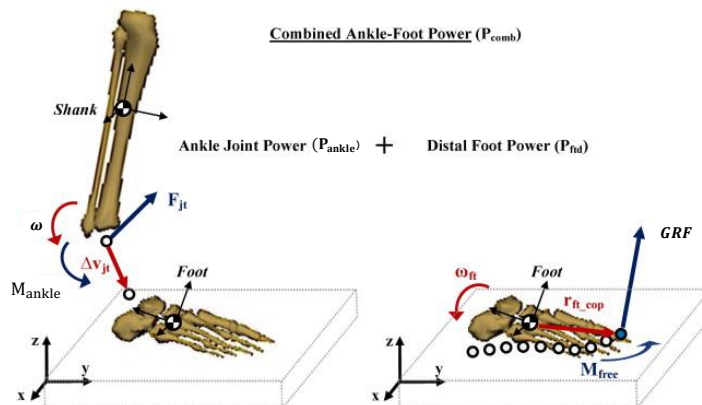


รูปที่ 2-10 กราฟแสดงGRFในทิศต่างๆ ได้แก่ (ก)แนวตั้ง (ข)แนวหน้าหลัง และ(ค)แนวข้างลำตัวของผู้พิการขาขาด[14]

เมื่อเท้าตกลงบนพื้นก็จะมีแรงปฏิกิริยาจากพื้น(Ground Reaction Force,GRF)ที่กระทำต่อเท้าโดยมี 3 ทิศทางได้แก่ แนวหน้าหลัง (Anterior/Posterior) , แนวตั้ง(Vertical) และแนวข้างลำตัว(Medial/Lateral) จากรูปที่ 2-10 แสดงGRFต่อเท้าในทิศทางต่างๆ บนขาข้างปกติและขาข้างพิการตามความเร็วต่างๆ สำหรับGRFในแนวหน้าหลัง(A/P) หลังจากHeel Strikeจะมีแรงเสียดทาน

ที่พื้นด้านไว้ จากนั้นGRFจะกลับทิศผลักร่างกายไปข้างหน้า ส่วนGRFแนวตั้ง ค่าสูงสุดแรกเกิดหลังจากHeel strike และสูงอีกครั้งก่อน Toe off สำหรับแรงปฏิกิริยาแนวMedial/Lateral เป็นแรงที่กระทำในแนวซ้ายขวา(ด้านข้าง) นอกจากนี้แล้วขาข้างปกติจะได้รับGRFขนาดสูงกว่าขาข้างพิการ กรณีความเร็วขณะเดินเดียวกัน นอกจากนี้จะสังเกตได้ว่าเมื่อเดินด้วยความเร็วเพิ่มขึ้น ขนาดของสูงสุดของGRFโดยเฉพาะแนวตั้งและแนวหน้าหลัง จะมีขนาดเพิ่มขึ้นตามด้วย

2.1.7 กำลังข้อเท้า(Ankle Power)[15, 16]



รูปที่ 2-11 แสดงแนวคิดของ P_{ankle} , P_{ftd} และ P_{comb} (ดัดแปลงจาก[16])

สำหรับเนื้อหาต่อไปนี้จะเพื่อให้เข้าใจง่าย โพรตูดรูปที่ 2-11 ประกอบ แต่เดิมกำลังข้อเท้า (Ankle Power; P_{ankle}) สามารถประมาณได้จากผลคูณระหว่างโมเมนต์รอบข้อเท้า (M_{ankle}) กับความเร็วเชิงมุมของข้อเท้า (ω) นั่นคือ

$$P_{ankle} = M_{ankle} \omega \quad \text{สมการที่ 2-2}$$

สมการที่ 2-2 เป็นการคิดแบบดั้งเดิม ต่อไปได้มีการปรับปรุงให้คิดผลของแรงที่ข้อเท้า (F_{jt}) กับความเร็วสัมพันธ์ส่วนปลาย (distal) ของลำแข้งกับส่วนต้น (proximal) ของเท้า (Δv_{jt}) ด้วยเหตุที่ว่าจุดหมุนข้อเท้าที่แท้จริงขณะเคลื่อนไหวของเท้าอาจจะเลื่อนได้(ชั่วคราว)จะได้ว่า P_{ankle} กรณีนี้คือ

$$P_{ankle} = M_{ankle} \cdot \omega + F_{jt} \cdot \Delta v_{jt} \quad \text{สมการที่ 2-3}$$

สมการที่ 2-2 และสมการที่ 2-3 อยู่ภายใต้ assumption ว่าเท้าเป็น rigid body ต่อมาได้ผนวกกำลังเท้าส่วนปลาย (Distal foot power, P_{ftd}) ซึ่งเป็นผลมาจากการที่เท้าเกิด deformation อันคิดมาจากความเร็วเท้าส่วนปลาย (Distal foot velocity, V_{ftd}) นั่นคือ

$$v_{ftd} = v_{cm_ft} + \omega_{cm} \times r_{ft_cop} \quad \text{สมการที่ 2-4}$$

เมื่อ \mathbf{v}_{cm_ft} คือความเร็วเชิงเส้นของ center of mass (COM) เท้า, $\boldsymbol{\omega}_{cm}$ ความเร็วเชิงมุมของเท้า (ไม่ใช่ข้อเท้า) และ \mathbf{r}_{ft_cop} คือการกระจัดระหว่าง center of pressure กับ COM เท้า (เป็น free vector) จะได้ว่า

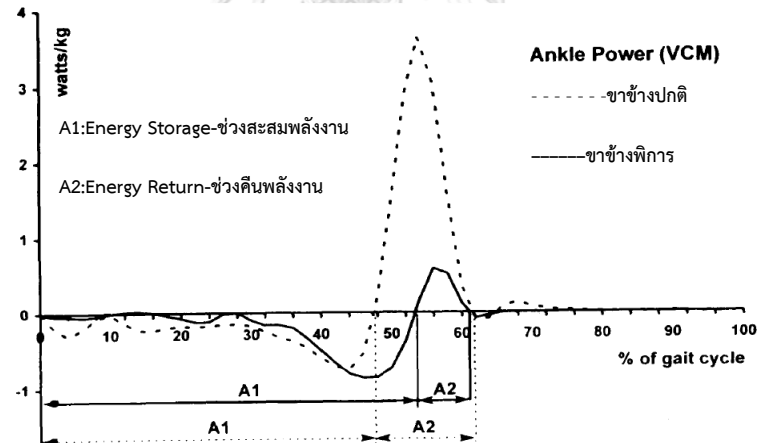
$$P_{ftd} = GRF \cdot v_{ftd} + M_{free} \cdot \omega \quad \text{สมการที่ 2-5}$$

เมื่อ M_{free} คือ free moment ที่ติดตั้งฉากกับ force plate โดย P_{ftd} (Distal foot power) สื่อให้เห็นถึงอัตราเข้าออกพลังงานบริเวณเท้าส่วนปลาย (distal) ดังนั้นแล้วจะได้ว่าผลบวกของ P_{ftd} กับ P_{ankle} คือ P_{comb} (Combined ankle-foot power) มีค่าดังนี้

$$P_{comb} = P_{ankle} + P_{ftd} \quad \text{สมการที่ 2-6}$$

P_{comb} สื่อให้เห็นถึงอัตราการเข้าหรือออกของพลังงานของร่างกายเนื่องมาจากผลของทุกส่วนในระบบเท้า และอย่างไรก็ตามปัจจุบันบางงานวิจัยก็ใช้เพียงสมการที่ 2-3

สำหรับคนปกติ การเดินด้วยความเร็วช้าจะมีค่า P_{ankle} สูงสุด น้อยตามไปด้วยและหากพิจารณาเปรียบเทียบระหว่างคนปกติกับผู้พิการที่สวมเท้าแบบ Passive จะได้ว่า ค่าสูงสุดของ P_{ankle} ของผู้พิการเท้าจะน้อยกว่าของคนปกติ [17] แสดงดังรูปที่ 2-12



รูปที่ 2-12 แสดงกำลังข้อเท้า (Ankle Power, P_{ankle}) (ดัดแปลงจาก [17])

2.1.8 งานของข้อเท้า (Ankle Work)

เมื่อ θ เป็นมุมที่ข้อเท้ากวาดไปได้ งานที่ข้อเท้าทำได้ (W_{ankle}) มีค่าประมาณ

$$W_{ankle} = \int M_{ankle} d\theta \quad \text{สมการที่ 2-7}$$

ซึ่งก็คือพื้นที่ใต้กราฟ หรือพื้นที่ปิดล้อมในกราฟโมเมนต์ข้อเท้ากับมุมข้อเท้า (ดังรูปที่ 2-7) นอกจากนี้

W_{ankle} ยังสามารถประมาณได้จาก

$$W_{ankle} = \int P_{ankle} dt$$

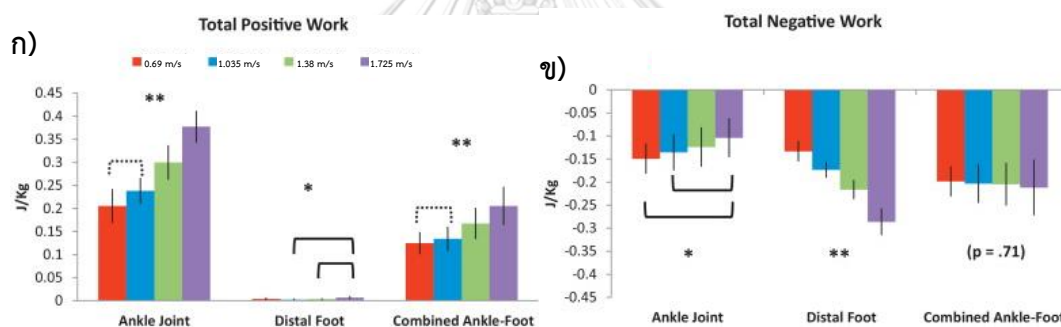
สมการที่ 2-8

ซึ่งก็คือพื้นที่ใต้กราฟของรูปที่ 2-12 เมื่อ P_{ankle} คือกำลังของข้อเท้าและ t คือเวลา อย่างไรก็ตาม ค่าของ $\int M_{ankle} d\theta$ น่าเชื่อถือกว่าเพราะไม่ต้องใช้ Numerical Method คำนวณ $\frac{d\theta}{dt}$ และในทางอุดมคติแล้วจะได้ว่า[10]

$$W_{ankle} = \int M_{ankle} d\theta = \int M_{ankle} \frac{d\theta}{dt} dt = \int P_{ankle} dt$$

สมการที่ 2-9

หากคำนึงถึง P_{comb} จะได้ว่างานเนื่องมาจาก P_{ftd} , P_{ankle} และ P_{comb} เป็นไปตามกราฟแท่งในรูปที่ 2-13 โดยจะมีทั้งส่วนค่าบวกและส่วนค่าลบ ตามค่าความเร็วต่างๆ ใน 1 stance phase เราจะสังเกตว่าความเร็วมากขึ้นจะส่งผลให้“ขนาด”ของงานเพิ่มขึ้นตามด้วย



รูปที่ 2-13 แสดงงานของเท้าในส่วน ก)ค่าบวกและข)ค่าลบตามความเร็วต่างๆของคนปกติ(ตัดแปลงจาก[16])

2.1.9 เสถียรภาพ(Stability)

เสถียรภาพ(Stability)คือความสามารถในการรักษาศูนย์กลางความถ่วง(center of gravity) ให้อยู่ในฐานรองรับ(base of support) ซึ่งในคนปกติอาศัยการทำงานจากระบบกล้ามเนื้อและระบบประสาททรงตัวจึงเป็นไปอย่างปกติ ไม่ยุ่งยากแต่สำหรับผู้พิการระยางค์ล่างนั้น คนกลุ่มนี้สูญเสียความสามารถที่จะควบคุมข้อเท้า นั่น ซึ่งต้องใช้การควบคุมจากเข่าหรือสะโพกมาช่วย และหากเป็นผู้พิการด้วยโรคหลอดเลือดส่วนปลาย(vascular amputee) จะมีความเสถียรภาพต่ำกว่าผู้พิการด้วยอุบัติเหตุ(tramautic amputee)[18] เพราะประสาทรับความรู้สึกบริเวณตอขาจะมีผลต่อการทรงตัว นอกจากนี้ Stiffnessของเท้าเทียมยังมีผลต่อการเสถียรภาพของผู้พิการอีกด้วย[4, 18, 19] ซึ่งในรายละเอียดจะอธิบายใน 2.4.1.3 “Stiffnessของเท้าเทียม”

2.2 ระดับศักยภาพของผู้พิการขาขาด

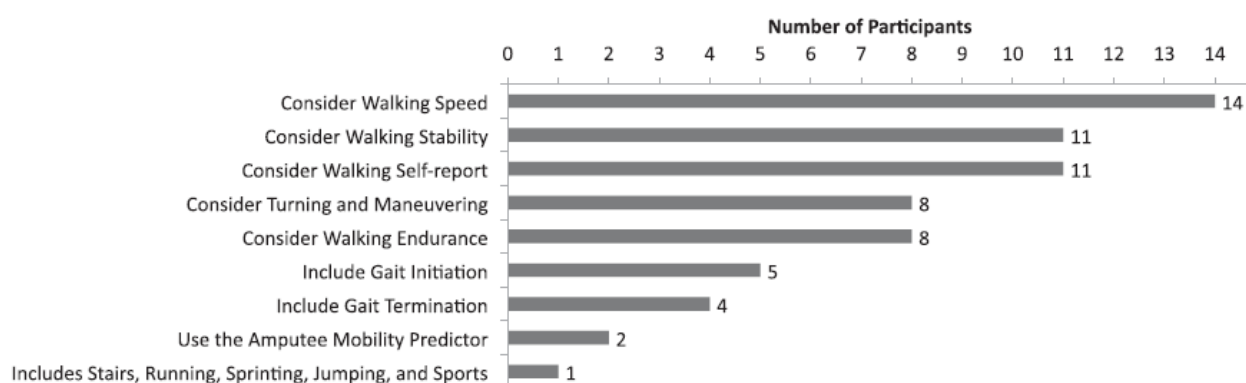
ในประเทศสหรัฐอเมริกาได้มีการกำหนด Medicare's Functional Classification Level(MCFL) หรือ K-Level[2] ซึ่งมาจากการพิจารณาระดับความสามารถในการเดิน การข้ามสิ่งกีดขวางระดับต่ำ เช่น พูตบาส บันได และ การปรับความถี่การก้าวเดิน โดยได้แบ่งออกเป็น 5 ระดับ ดังตารางที่ 2-1

K-level	ลักษณะความสามารถในการเดินของผู้พิการขาขาด
0	ผู้พิการไม่มีศักยภาพในการเคลื่อนไหวอย่างปลอดภัยแม้ได้รับหรือไม่ได้รับความช่วยเหลือ และกายอุปกรณ์ไม่ได้ช่วยยกระดับคุณภาพชีวิตหรือพัฒนาการเคลื่อนไหว
1	ผู้พิการมีความสามารถหรือศักยภาพที่จะใช้กายอุปกรณ์ในการเคลื่อนที่บนพื้นเรียบ ด้วยอัตราก้าวเดินคงที่ ผู้พิการสามารถเคลื่อนที่ได้ในพื้นที่จำกัดหรือไม่จำกัดก็ได้ ภายในที่พัก
2	ผู้พิการมีความสามารถหรือศักยภาพก้าวข้ามสิ่งกีดขวางระดับต่ำได้ เช่น พูตบาส บันได พื้นไม่ราบเรียบ แต่ยังคงอยู่ในพื้นที่จำกัดนอกที่พักอาศัยได้
3	ผู้พิการมีความสามารถหรือศักยภาพที่เปลี่ยนอัตราก้าวเดินของตนเองได้ เดินนอกที่พักอาศัยได้ ก้าวข้ามสิ่งกีดขวางได้และอาจจะไปเที่ยว ทำกายภาพบำบัดหรือออกกำลังกาย ซึ่งมีความต้องการใช้ประโยชน์จากกายอุปกรณ์มากยิ่งขึ้น
4	ผู้พิการมีความสามารถหรือศักยภาพในการใช้กายอุปกรณ์เคลื่อนที่เกินพื้นฐาน รับแรงกระแทกสูงได้ ใช้พลังงานสูง โดยปกติจะเป็นกลุ่มเด็ก ผู้ใหญ่คล่องตัว หรือนักกีฬา

ตารางที่ 2-1 K-level กับลักษณะของผู้พิการ[2]

การวัดประเมิน K-Level มีหลายวิธี วิธีหนึ่งที่ได้รับการนิยมนิยมคือ Amputee Mobility PredictorหรือAMPโดยใช้แบบสอบถามและการทดสอบทางกายภาพในการประเมิน ผู้ประเมินคือ แพทย์ นักกายอุปกรณ์ นักกายภาพบำบัด นอกจากนี้ ยังมีผู้เชี่ยวชาญหลายคนสามารถประเมินK-Levelเองได้ด้วยโดยไม่ต้องใช้ AMP ทั้งนี้จะสังเกตได้ว่าการประเมินK-level อาจมีความคิดเห็นส่วนตัวผสมไปด้วย(Subjective) แสดงให้เห็นว่าการประเมินK-levelยังไม่มีมาตรฐานที่ชัดเจน หากผู้พิการได้รับการประเมินด้วยวิธีต่างกัน หรือผู้เชี่ยวชาญคนละคน ผลที่ได้ก็อาจจะแตกต่างกัน สำหรับในประเทศไทย กระทรวงสาธารณสุขไม่ได้บังคับให้ทำการประเมินK-levelไว้สำหรับผู้พิการ ทั้งนี้บางโรงพยาบาลก็ได้ดำเนินการประเมิน K-level ไว้ เช่น โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์[3]

ในงานวิจัยของ Orendurff [20] ได้ให้นักกายอุปกรณ์ 14 คน ประเมินK-levelให้กับผู้พิการขาขาด โดยประเมินจากStep Daily Activityของผู้พิการแต่ละคน สำหรับประเด็นที่ใช้พิจารณานั้น นักกายอุปกรณ์ทุกคนพิจารณาด้วยความเร็วในการเดิน(Walking Speed) 11 คนได้พิจารณาเสถียรภาพ(Stability)การเดิน และได้ 11 คนพิจารณา Walking self-report และยังมีพิจารณาประเด็นอื่นๆอีก แสดงดังรูปที่ 2-14



รูปที่ 2-14 ประเด็นที่ผู้เชี่ยวชาญพิจารณาในการจัด K-Levelให้กับผู้พิการ[20]

ดังนั้นแล้วจะเห็นว่าการพิจารณาความเร็วประกอบการประเมิน K-Level เป็นประเด็นที่ผู้เชี่ยวชาญทุกคนใช้และ ในงานวิจัยของ H.Batten และคณะ[21]ได้ทำการศึกษาผู้พิการรยางค์ล่างชาวออสเตรเลีย ทั้งหมด 111 คน เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่าง K-Level กับความเร็วขณะเดิน ได้ผลดังตารางที่ 2-2 ซึ่งสามารถสรุปได้ว่าผู้พิการ K-Levelสูงจะมีเดินด้วยความเร็วมากกว่าผู้พิการ K-Levelต่ำกว่า

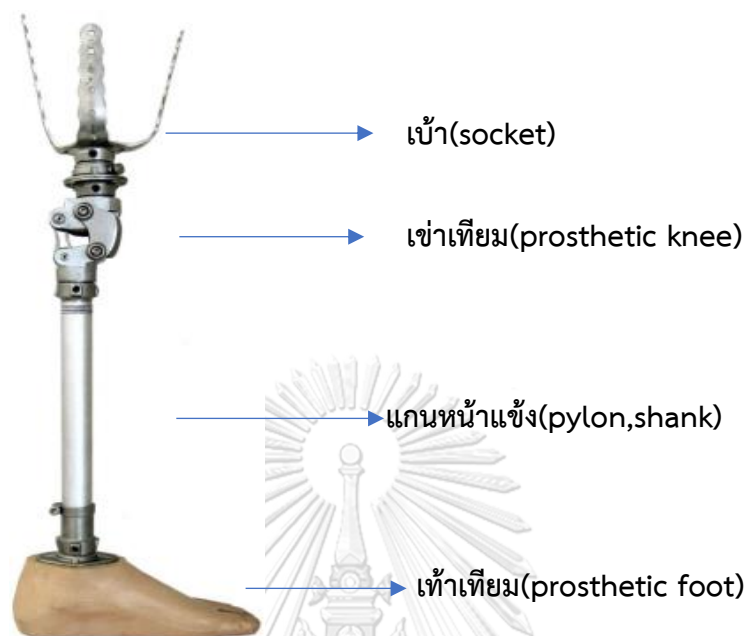
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ระดับ	Median(Interquartile)ของความเร็ว
K-1	0.17(0.15-0.19) m/s
K-2	0.38(0.25-0.54) m/s
K-3	0.63(0.50-0.71) m/s
K-4	1.06(0.95-1.18) m/s

ตารางที่ 2-2 K-levelและความเร็วในการเดินของผู้พิการ[21]

2.3 ผู้พิการขาขาดกับกายอุปกรณ์

2.3.1 ขาเทียม



รูปที่ 2-15ขาเทียมและส่วนประกอบ[22]

กายอุปกรณ์ช่วยยกระดับคุณภาพชีวิตของผู้พิการได้ ให้สามารถเคลื่อนไหว ใช้ชีวิตได้ใกล้เคียงคนปกติ ทั้งนี้การให้ผู้พิการได้รับกายอุปกรณ์ที่เหมาะสมก็นับเป็นสิ่งสำคัญประการหนึ่ง ผู้พิการขาขาดต้องการขาเทียม มาทดแทนให้สามารถเดินได้อีกครั้ง ส่วนประกอบของขาเทียมหลักๆ ได้แก่ 1)เบ้า(socket)สำหรับติดกับตอขาของผู้พิการ 2)ข้อเข่าเทียม(prosthetic knee) 3)แกนหน้าแข้ง(pylon) และ4)เท้าเทียม(prosthetic foot) ส่วนประกอบเหล่านี้ แสดงในรูปที่ 2-15 ผู้พิการขาขาดแบ่งเป็น 2 กลุ่มใหญ่คือ 1)ผู้พิการขาขาดใต้เข่า(transtibial amputee หรือ below-knee amputee(BK)) เป็นกลุ่มที่ยังมีข้อเข่าตนเองใช้การได้อยู่ และ 2) ผู้พิการขาขาดเหนือเข่า(transfemoral amputee หรือ above-knee amputee(AK)) เป็นกลุ่มที่ต้องการข้อเข่าเทียม การทรงตัวจะลำบากกว่ากลุ่มแรก และทั้ง 2 กลุ่มต้องใช้เท้าเทียม เท้าเทียมสำหรับผู้พิการขาขาดแบ่งก็เป็น 2 ประเภทใหญ่ตามการใช้พลังงานไฟฟ้า นั่นคือ 1)เท้าเทียมpassive และ 2)เท้าเทียมactive โดยจะอธิบายต่อดังนี้



รูปที่ 2-16 เท้าเทียมSACH[23]

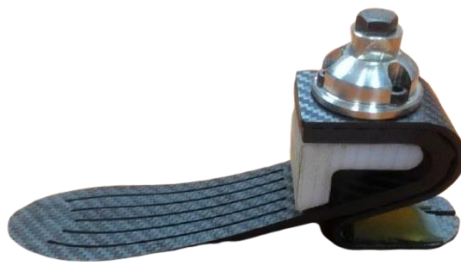


รูปที่ 2-17 เท้าเทียม Single Axis[24]

เท้าเทียมpassive เป็นกายอุปกรณ์ที่ไม่ใช้ไฟฟ้า เป็นเท้าเทียมแบบดั้งเดิมใช้กันมานานแล้ว มีความคงทน ใช้กันแพร่หลายมากที่สุด โดยมีรุ่นดั้งเดิมคือเท้าเทียมSACH(Solid Ankle Cushion Heel) เป็นเท้าเทียมข้อเท้าแข็ง ไม่มีjoint(รูปที่ 2-16) และต่อมาก็ได้มีการสร้างjointบริเวณข้อเท้าได้ เป็นเท้าเทียมรุ่นSingle Axis(ดูรูปที่ 2-17)และต่อมาพัฒนาเป็นเท้าเทียมหลายแกนหรือMulti Axis(ดูรูปที่ 2-18) นอกจากเท้าเทียมได้มีการพัฒนามิติการเคลื่อนไหวบริเวณเท้าเทียมแล้ว ยังมีการพัฒนาเท้าเทียมสำหรับช่วยผลักผู้พิการให้เคลื่อนที่ไปข้างหน้าโดยอาศัยการคืนพลังงาน(Energy Return) เท้าเทียมประเภทนี้เรียกว่าเท้าเทียมไดนามิค หรือ Dynamic หรือ Energy storing and returning prosthetic foot(ESAR) เท้าเทียมรุ่นนี้เหมาะกับผู้พิการที่มีความคล่องแคล่วสูง โดยทั่วไปแล้วทำจากวัสดุสูญเสียพลังงานต่ำ เช่น คาร์บอนไฟเบอร์(carbon fibre) เช่นเท้าเทียมรุ่นsPace[25]แสดงดังรูปที่ 2-19



รูปที่ 2-18 Ottobock 1M10 สำหรับผู้พิการระดับกิจกรรมต่ำ[26]



รูปที่ 2-19เท้าเทียมไดนามิกส์Pace[25]

เท้าเทียมactive เป็นเท้าเทียมใช้พลังงานไฟฟ้าสามารถสร้างโมเมนตัมรอบข้อเท้ามาเสริมการทำงานเท้าเทียมแบบเดิมได้ สร้างงานรวมของเท้าเทียมเป็นบวก ทำหน้าที่คล้ายกับเท้าของคนปกติมากยิ่งขึ้น แต่มีน้ำหนักมาก ยังคงมีขนาดใหญ่ ราคาสูงมาก และการใช้งานยังไม่ยาวนาน

2.3.2 เท้าเทียมสำหรับผู้พิการขาขาดระดับกิจกรรมต่ำ

ในวิทยานิพนธ์นี้มุ่งเป้าหมายไปที่ผู้พิการขาขาดระดับกิจกรรมต่ำ(K-level 1 ถึง 2)ซึ่งมีลักษณะหลายประการคล้ายกับผู้พิการสูงอายุส่วนใหญ่ ได้แก่ การเดินด้วยความเร็วต่ำ การทรงตัวไม่ดี ไม่เสถียร การเคลื่อนที่ของอวัยวะด้วยขอบเขตจำกัด ดังนั้นแล้วผู้วิจัยจึงได้ศึกษาลักษณะของกลุ่มคนดังกล่าวแล้วจะนำมาสรุปวิเคราะห์ร่วมกัน ทั้งนี้ผู้พิการสูงอายุบางคนแม้อายุมากกว่า 90 ปี ก็ยังสามารถมีสุขภาพแข็งแรงคล่องแคล่วได้ ผู้พิการขาขาดระดับกิจกรรมต่ำเหมาะสำหรับการใช้เท้าเทียมที่มีน้ำหนักเบาเพื่อลดการใช้พลังงานเมตาบอลิซึม มีความเสถียรภาพ(Stability)[27, 28] โดยหลังheel strike เท้าควรจะเข้าสู่foot flatให้เร็วและนานที่สุดตลอดstance phase(เหมือนคนปกติ) เพื่อความมั่นคง มั่นใจขณะเดิน เท้าเทียมSACH จึงเป็นเท้าที่เหมาะสมกับผู้พิการกลุ่มนี้ เพราะมีข้อเท้าแข็ง(หมุนไม่ได้) ให้ความมั่นคง ปลอดภัย อย่างไรก็ตามเท้าเทียมSACHมีข้อเสียคือเวลาระหว่าง Heel Strike กับfoot flat เป็น 2 เท่าของคนปกติและเท้าเทียมไม่สามารถคงfootflatไว้ได้ตลอดช่วง Stance phase และส้นเท้ายกขึ้นเร็วกว่าที่ควรจะเป็น ซึ่งทำให้ผู้พิการรู้สึกไม่เสถียร(ทั้งนี้ แล้วแต่คน) และเท้าเทียมSACHไม่มีข้อเท้า จึงเกิดปัญหาเวลาเดินบนพื้นเอียงได้[27]

Linde และคณะ[29]ได้สอบถามผู้เชี่ยวชาญ 10 คนเรื่องการจ่ายเท้าเทียมให้กับผู้พิการขาขาดระดับกิจกรรมต่ำ พบว่าผู้เชี่ยวชาญ 6 คน จะให้เท้าเทียมSACH และผู้เชี่ยวชาญอีก 4 คนจะให้ Single Axis ซึ่งเป็นเท้าเทียมที่ข้อเท้าสามารถหมุนได้ ดังรูปที่ 2-17 Single Axis ช่วยให้ผู้พิการก้าวเข้าสู่ footflat ได้เร็ว และทำให้footflat นานขึ้น เพิ่มความสามารถในการเคลื่อนไหว(mobility) แต่บางครั้งผู้พิการรู้สึกไม่เสถียรขณะHeel Strike เพราะข้อเท้าอาจมีการหมุนที่มากเกินไป หรือบางครั้งรู้สึกไม่เสถียรขณะก้าวตัวไปข้างหน้าเพราะด้วยการที่ข้อเท้าหมุนเช่นกัน และเนื่องจากว่าผู้พิการส่วน

ใหญ่มักจะล้มไปข้างหน้ามากกว่าล้มไปข้างหลัง เท้าเทียมSingle Axisหลายรุ่นจึงยอมให้ข้อเท้าหมุนได้แค่ตอนHeel Strike หรือตอนกระดูกเท้าลง(plantarflexion) แต่ไม่ให้มีการหมุนกระดูกเท้าขึ้นไว้(dorsiflexion)เพื่อให้รู้มีเสถียรภาพ(stability) ขณะโน้มตัวไปด้านหน้า

นอกจากนี้แล้วเท้าเทียมไดนามิก(Dynamic Prosthetic foot) ไม่เหมาะกับผู้พิการระดับกิจกรรมต่ำ เนื่องจากเมื่อคนกลุ่มนี้สวมใส่เท้าเทียมไดนามิกแล้ว ผู้พิการทำให้เกิดความรู้สึกไม่เสถียร [27, 28, 30] เพราะค่าพลังงานปลดปล่อยออกมาที่สูงนั่นเอง เท้าเทียมไดนามิก โดยปกติแล้วเหมาะกับผู้พิการ K2-K4 ซึ่งมีความคล่องแคล่วสูง

Bonnet et al. [30]ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบระหว่างเท้าเทียมรุ่นGERYยี่ห้อPROTEOR (ดูรูปที่ 2-20)ซึ่งออกแบบมาสำหรับผู้สูงอายุ กับเท้าเทียม SACH โดยให้ผู้พิการได้สวมใส่เท้าทั้ง 2 แบบพบว่าผู้สวมใส่ GERYมีความพึงพอใจมากกว่าในประเด็นความสบาย ความปลอดภัย และน้ำหนักของเท้าเทียม และยังพบว่าผู้สวมใส่GERYได้รับความดันที่กระทำตรงต่อขาลดลง เพราะโมเมนต์ตรงข้อเท้าลดลง เป็นผลมาจากความยาวแกนในของเท้าเทียมที่สั้นกว่าเท้าSACH อย่างไรก็ตามผู้วิจัยคิดว่า การที่ตัวแกนเท้า(keel)สั้น จะเสี่ยงต่อการล้มไปข้างหน้ามาก และผู้วิจัยยังสังเกตว่างานวิจัยนี้ไม่ได้เน้นเรื่องstability



รูปที่ 2-20 เท้าเทียมGERYยี่ห้อPROTEOR สำหรับผู้สูงอายุ[31]

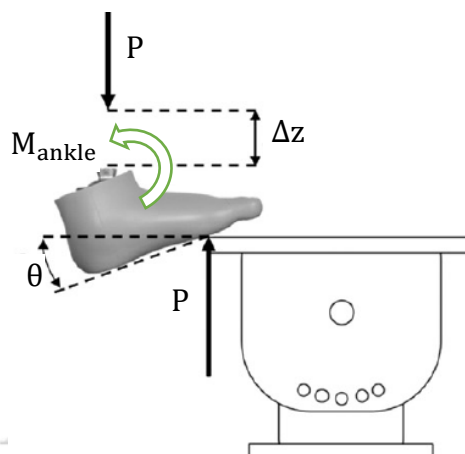
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Paradisi [27]ได้ศึกษาเปรียบเทียบระหว่างเท้าเทียมSACH กับเท้าเทียม OTTO BOCK 1M10(รูปที่ 2-18) ซึ่งเป็นเท้าเทียมชนิดหมุนได้หลายแกน (Multiaxial)สำหรับผู้พิการเท้าระดับกิจกรรมต่ำ โดยผลที่ได้คือผู้พิการรักษาStabilityและมีความรู้สึกปลอดภัยเหมือนกัน แต่เท้าเทียม OTTO BOCK 1M10 ดีกว่าในเรื่อง Mobility, Balance และความสบาย

2.4 คุณสมบัติทางกลของเท้าเทียม(MECHANICAL PROPERTIES OF PROSTHETIC FEET)

2.4.1 ความแข็งสปริง(Stiffness)ของเท้าเทียม

2.4.1.1 ความหมายและการวัดstiffness



รูปที่ 2-21 แสดงการหา stiffness รอบข้อเท้า (ดัดแปลงจาก[32])

ความแข็งสปริงหรือ Stiffness ของเท้าเทียมเป็นคุณสมบัติทางกลที่สำคัญ โดยปกติแล้วผู้ผลิตเท้าเทียมไม่บอกค่าดังกล่าวเป็นตัวเลขชัดเจน[32]ซึ่งมักจะทำให้เกิดปัญหาสำหรับผู้พิการในการพิจารณาใช้เท้าเทียม Stiffness มี 2 ประเภท คือ 1) ความแข็งสปริงเชิงมุมหรือ Rotational Stiffness (หรือ Angular Stiffness หรือ Torsional Stiffness) และ 2) ความแข็งสปริงเชิงเส้น หรือ Linear Stiffness (หรือ Axial Stiffness) ซึ่งในหลายๆงานวิจัยใช้ค่า Stiffness ประเภทใดประเภทหนึ่งเท่านั้นในการบอกคุณสมบัติของเท้าเทียม และขณะนี้ไม่มีมาตรฐานในการวัดค่าดังกล่าว ทำให้เกิดความสับสนในการเปรียบเทียบ ค่า Stiffness ที่จะกล่าวต่อไปนี้มาจากการพิจารณาในระนาบ Sagittal (ระนาบด้านข้าง) **วิทยานิพนธ์เล่มนี้จะอธิบายถึง Rotational Stiffness** เป็นหลักเพราะสะดวกต่อการเปรียบเทียบระหว่างข้อเท้าเทียมกับข้อเท้าคนปกติ

สำหรับค่า Rotational Stiffness (k_{rot}) หาได้จากความสัมพันธ์

$$k_{rot} = \frac{M_{ankle}}{\theta}$$

สมการที่ 2-10

เมื่อ M_{ankle} คือค่าโมเมนต์หรือทอร์กรอบข้อเท้า และ θ คือมุมข้อเท้าที่กวาดไปได้ภายใต้โมเมนต์ M_{ankle} โดยทั่วไปจะมีหน่วยเป็น Nm/deg หรือ Nm/rad การหาค่าดังกล่าวสามารถทดสอบทางกลกับเท้าเทียมได้ตามรูปที่ 2-21 โดยยึดเท้าเทียมที่ตำแหน่ง Pyramid Adaptor แล้วกด

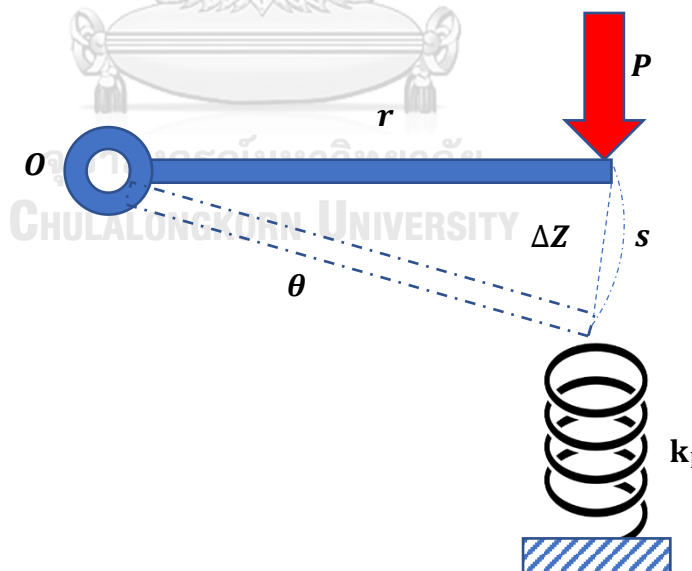
ด้วยแรงที่ผู้ทดสอบสนใจ Tabogaและคณะ [32]ได้ทดลองให้เท้าส่วนหน้าสัมผัสฐานที่ระยะ $\frac{2}{3}$ ของความยาวระหว่างข้อเท้ากับปลายเท้าเพื่อหา k_{rot} ขณะDorsiflexion(นิยามให้เป็น k_D) และให้เท้าสัมผัสฐานที่ระยะ $\frac{2}{3}$ ของความยาวระหว่างข้อเท้ากับส้นเท้าเพื่อหา k_{rot} ขณะPlantarflexion(นิยามให้เป็น k_P) นอกจากนี้ข้อเท้าจริงของคนก็สามารถหาค่า k_{rot} ได้ซึ่งก็คือความชันระหว่างโมเมนต์ข้อเท้ากับมุมข้อเท้าที่วาดได้ในกราฟในรูปที่ 2-7, รูปที่ 2-8 และรูปที่ 2-9 หรืออาจกล่าวได้ว่าสามารถหาจากวิธี Inverse Dynamic เช่นกัน

ส่วน Linear Stiffness(k_l) เป็นอัตราส่วนระหว่างแรงกดบนเท้าเทียม(P) ต่อระยะโก่งตัวหรือหดตัวในแนวตั้ง(Δz) นั่นคือ

$$k_l = \frac{P}{\Delta z}$$

สมการที่ 2-11

โดยมีหน่วยเป็น N/mm หรือ N/cm ซึ่งLinear Stiffnessของเท้าเทียมจะมีทั้งส่วนหน้า (forefoot)และส่วนหลัง(rearfoot) ซึ่งค่าดังกล่าวขึ้นอยู่กับมุมและขนาดของ P [33] ที่กระทำต่อเท้าเทียมฉะนั้นแล้วการเปรียบเทียบค่า k_l ที่มาจากแต่ละงานวิจัย จึงอาจมีความคลาดเคลื่อนเกิดขึ้น Adamczykและคณะ[34]ได้ปริทรรศน์วรรณกรรมแล้วพบว่าlinear stiffnessของส่วนหน้ามีค่า 5-76 N/mm และส่วนหลังมีค่า 27-90 N/mm



รูปที่ 2-22 การหาความสัมพันธ์ระหว่าง k_{rot} และ k_l

เมื่อพิจารณาจากรูปที่ 2-22 ความสัมพันธ์ระหว่าง Linear stiffness(\mathbf{k}_l)กับ Rotational stiffness(\mathbf{k}_{rot}) สามารถหาได้จากการมองว่าสปริงขดอันหนึ่งมี Linear stiffnessเท่ากับ \mathbf{k}_l วางยึดติดกับแท่งRigid Bodyห่างจุดหมุน \mathbf{O} เป็นระยะ \mathbf{r} เมื่อมีแรง \mathbf{P} กระทำต่อสปริงดังกล่าว จะได้ moment M_o

$$M_o = P \times r$$

แท่งRigid body หมุนไป θ จะได้

$$\frac{M_o}{\theta} = k_{rot} = \frac{P \times r}{\theta} \quad (1)$$

หาก θ มีค่าน้อยๆ เราจะประมาณได้ว่า

$$\theta = \frac{S}{r} \approx \frac{\Delta z}{r} \quad (2)$$

นำ(2)แทนใน(1) จะได้ว่า

$$k_{rot} \approx \frac{P \times r}{\frac{\Delta z}{r}} \approx \left(\frac{P}{\Delta z}\right) r^2 \approx k_l \times r^2 \quad \text{สมการที่ 2-12}$$

ในงานวิทยานิพนธ์ของ Major[35] ได้ใช้หลักการจากสมการที่ 2-12 ในการแปลง Linear stiffness(\mathbf{k}_l)ของแท่งเข้ามาเป็น Rotational stiffness(\mathbf{k}_{rot})

2.4.1.2 Stiffnessของเท้าคนปกติ

สำหรับคนปกติ Safaeepourและคณะ[36] พบว่าเมื่อให้คนปกติขณะเดินด้วยความเร็วต่างๆ สำหรับคนมวล 60 kg มีค่า k_p ช่วงcontrolled plantarflexionตั้งแต่ 0.21-0.66 Nm/deg และมีค่า k_D ช่วงcontrolled dorsiflexionตั้งแต่ 4.68-6.07 Nm/deg ส่วน K.Shamaeiและคณะ[37] ทดลองให้คนปกติเดินเช่นกันแล้วพบว่า k_D ช่วงcontrolled dorsiflexion(ช่วงต้น) มีค่า 3.5-11.95 Nm/deg แต่ไม่ได้ให้ค่า k_p ช่วงcontrolled plantarflexion และต่อมาผู้วิจัยเองได้ลองประมาณค่า stiffnessข้อเท้าด้วยความชัน จากกราฟในรูปที่ 2-7 (โดยปรับให้เป็นของคนมวล 60 kg) ได้ว่า k_p ช่วงcontrolled plantarflexionมีค่า 0.643 Nm/deg และมีค่า k_D ช่วงcontrolled dorsiflexion ประมาณ 3.42 Nm/deg(ใช้ความชันช่วงแรกเพราะเป็นเชิงเส้น)

2.4.1.3 Stiffnessของเท้าเทียม

สำหรับเท้าเทียม Adamczyk และคณะ[34]ได้ปริทรรศน์วรรณกรรมแล้วพบว่าเท้าเทียมมี k_{rot} ประมาณ 4-24 Nm/deg แต่ไม่ได้บอกว่าเป็นค่าในช่วงใด(plantarflexion หรือ dorsiflexion) ผู้วิจัยจึงอนุมานว่าน่าจะเป็นค่า k_D เพราะ k_{rot} ดังกล่าวมีค่าสูงใกล้เคียงกับ k_D ในงานวิจัยอื่นๆ

Samuel A.Auและคณะ [13] ทดลองให้ผู้พิการขาขาด 3 คน(มวล 71-86 kg) ทดลองปรับ stiffnessเท้าเทียมที่ตนเองสวมตามต้องการ พบว่า k_p มีค่า 3.2-6.6 Nm/deg ส่วน k_D มีค่า 9.3-12.0 Nm/deg

Major[35] ได้ศึกษาของ Lehmann(ผู้วิจัยไม่สามารถเข้าถึงงานนี้โดยตรง) พบว่าเท้าเทียมSACH มี $k_D \approx 24.35$ Nm/deg และ $k_p \approx 1.65$ Nm/deg ส่วนเท้าเทียมไดนามิค Flex foot มี $k_D \approx 6.88$ Nm/deg และ $k_p \approx 2.51$ Nm/deg

Max K. Shepherdและคณะ [6] พบว่า ผู้พิการขาขาดจำนวน 8 คน มี k_d ต่อมวลที่เหมาะสมไม่เหมือนกัน โดยมีค่าตั้งแต่ 0.066 ถึง 0.187 Nm/deg/kg โดยมีค่าเฉลี่ยที่ 0.117 Nm/deg/kg

Tabogaและคณะ[32] ได้ทดลองหา k_{rot} ของเท้าเทียม พบว่าเท้าCollege Park Truper(ขนาด 16 cm)ซึ่งเป็นsingle axis มีค่า $k_D \approx 40.67$ Nm/degซึ่งต่ำกว่าเท้าเทียมอื่นๆที่ไม่มีjointข้อเท้า แต่มี $k_p \approx 21.12$ Nm/degใกล้เคียงกับเท้าเทียมอื่น อย่างไรก็ตามผู้วิจัยสังเกตว่าในงานวิจัยนี้เท้าเทียมsingle axisดังกล่าวเป็นรุ่นใหม่ที่ข้อเท้าสามารถทำdorsiflexionได้ซึ่งต่างกับเท้าเทียมsingle axisรุ่นเก่าๆที่ข้อเท้าทำdorsiflexionไม่ได้ แต่ทำplantarflexionได้อย่างเดียว และค่า

stiffnessของเท้าในง่ายวิจัยนี้ มีค่า**สูงผิดปกติ** คาดว่ามีความผิดพลาดบางประการ จึงไม่ควรใช้มาอ้างอิง เหมาะกับการดูแนวโน้มของstiffnessเท่านั้น

จากการสังเกตของผู้วิจัยเองพบว่าplantarflexion stiffness(k_p)ขณะเดินของคนปกติมีค่าต่ำกว่าค่าของเท้าเทียม เพราะเท้าของคนจริงสามารถปรับstiffnessให้อ่อนลงตอนheel strike เพื่อให้foot flatบนพื้นผิวใดๆได้ และยังสามารถเกร็งข้อเท้าให้แข็งขึ้นขณะยืนเพื่อทรงตัวได้ ในขณะที่เท้าเทียมpassiveนั้น ผู้พิการไม่สามารถปรับstiffnessทันทีทันใดได้ จึงมี k_p ที่สูง(ข้อเท้าแข็ง)เพื่อไว้สำหรับการทรงตัวขณะยืนด้วย ฉะนั้นแล้วค่า k_p ของคนปกติ ไม่ควรนำใช้ออกแบบเท้าเทียมpassive เพราะถ้า k_p ต่ำ(ข้อเท้าอ่อน)แล้วผู้พิการอาจจะหกล้มได้

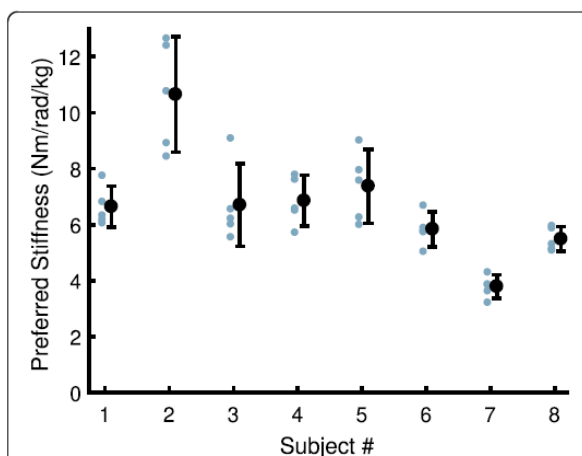
จากการศึกษาค่าstiffnessของคนปกติและเท้าเทียม ผู้วิจัยพบช่วงค่าดังกล่าวกว้างมาก ฉะนั้นแล้วในเบื้องต้น ผู้วิจัยจึงกำหนดstiffnessในหัวข้อ“ขอบเขตงานวิจัย”หน้า 2 อิงตามที่ได้ศึกษา มา โดยstiffnessขณะplantarflexion(k_p)อยู่ในช่วง 0.2-6.6 Nm/deg และ stiffnessขณะdorsiflexion(k_D) อยู่ในช่วงประมาณ 3- 24 Nm/deg

นอกจากนี้ เมื่อคนปกติเดินด้วยความเร็วมากขึ้น k_D รอบข้อเท้าก็จะมีค่ามากขึ้นตามไปด้วย และความสัมพันธ์ระหว่างมวลกับ Stiffnessทั้งขณะDorsiflexionและPlantarflexion เป็นความสัมพันธ์แบบแปรผกผันตรง[38]

Stiffnessของข้อเท้าเทียมมีความสัมพันธ์กับstability ในงานวิจัยของ Majorและคณะ [19]ให้ผู้พิการขาขาดทดสอบเท้าเทียมsingle axisที่ปรับค่าstiffnessข้อเท้าได้ พบว่าเท้าที่มี k_p ต่ำ (1.64 Nm/deg) จะช่วยให้เท้าเทียมfoot flat เร็วขึ้น เสริมstabilityได้ และหาก k_D ต่ำ(6.88 Nm/deg) ก็จะเพิ่มความสะดวกในการใช้เท้า 2 ข้าง และเวลาในก้าวเดินสม่ำเสมอขึ้น นำไปสู่การเพิ่มstability อย่างไรก็ดีตามผู้วิจัยสังเกตว่างานวิจัยดังกล่าวไม่ได้ให้ข้อมูลk-levelและมวลของผู้พิการขาขาด จึงไม่อาจจะสรุปได้ว่า ผู้พิการ k-levelต่ำ(ต้องการstability)เหมาะกับเท้าเทียมแบบนี้

2.4.1.4 Stiffnessเท้าเทียมของผู้พิการขาขาดแต่ละคน

Max K. Shepherdและคณะ [6] ได้ทดลองให้ผู้พิการขาขาด 8 คน สวมเท้าเทียมที่สามารถปรับค่าstiffness ตามใจตนเองได้ เมื่อนำstiffnessที่ปรับแล้วมาหารด้วยมวลของผู้พิการ(stiffnessต่อมวล) พบว่าส่วนใหญ่ชอบค่าstiffnessต่อมวลใกล้เคียงกัน แต่ก็จะมีบางคนที่ชอบแตกต่างกันออกไป(ดูรูปที่ 2-23) ซึ่งสอดคล้องกับการที่แต่ละคนก็จะมีพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อเท้าที่แตกต่างกันออกไป กล่าวคือถ้าข้อเท้าเทียมหมุนได้องศา มาก แสดงว่าstiffnessของเท้าเทียมนั้นต่ำ ($k_{rot} = \frac{M}{\theta}$) สาเหตุที่stiffnessต่อมวลผู้พิการแต่ละคนอาจจะแตกต่างกันได้นั้น มีหลายประเด็นได้แก่ กิจกรรมที่ทำขณะเดิน ความเร็วในการเดิน รองเท้าที่สวมใส่ ความรู้สึกมั่นคง คุณภาพการทรงตัวของผู้พิการ และสุดท้ายคือความชอบส่วนบุคคล



รูปที่ 2-23 Stiffnessต่อมวลของผู้พิการแต่ละคน[6]

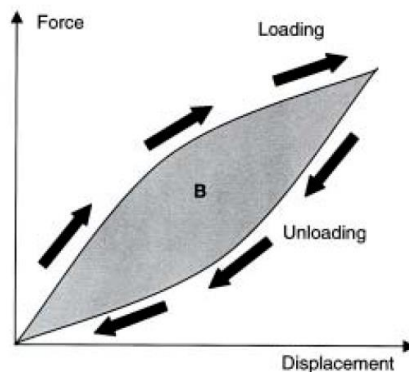
2.4.2 พิสัยการเคลื่อนไหวข้อเท้าของเท้าเทียม

จากหัวข้อเท้าแล้วจะได้ว่าพิสัยหรือขอบเขตการเคลื่อนไหวของเท้าเทียมเป็นผลโดยตรงมาจากstiffnessรอบข้อเท้า HAN TR[39]และคณะ พบว่าเมื่อผู้พิการสวมเท้าเทียมSingle Axis จะได้มุมข้อเท้าplantarflexionสูงสุดอยู่ในช่วง 4.8-10.3° และdorsiflexionสูงสุดอยู่ในช่วง 6.3-18.3°

Doaneและคณะ[40] พบว่าเท้าเทียมSACH ทำมุมplantarflexionสูงสุดประมาณ 5.4° และ dorsiflexionสูงสุดอยู่ที่ 4.4° ในขณะที่Torburnและคณะ [41] พบว่าเท้าเทียมSACH ทำมุมplantarflexionสูงสุดประมาณ 6° และ dorsiflexionสูงสุดประมาณ 10° ทั้งนี้เท้าเทียมSACHมีรุ่นย่อยหลากหลายมาก คุณสมบัติจึงแตกต่างกันได้

ต่อมาVenturaและคณะ [42] ได้ทดลองให้ผู้พิการสวมเท้าเทียม 5 รุ่น โดยแต่ละรุ่นมีstiffnessข้อเท้าไม่เท่ากัน ผลการทดลองพบว่าข้อเท้าstiffnessแข็งสุดให้มุมplantarflexion 5° กับ dorsiflexion 9.6° ในขณะที่ข้อเท้าstiffnessต่ำกว่าจะให้มุมplantarflexion 10° และให้dorsiflexionสูงถึง 23.1° จากการศึกษาพบว่าเท้าเทียมแต่ละรุ่นให้พิสัยการเคลื่อนไหวข้อเท้าแตกต่างกันไป การจะนำเท้าเทียมไปให้กับผู้พิการสวมใส่ ก็ต้องพิจารณากับความเหมาะสม ความเข้ากันได้กับผู้พิการคนนั้นๆ

2.4.3 การสะสมพลังงานและการปลดปล่อยพลังงานของแท่งเทียม(Storage Energy and Return Energy)



รูปที่ 2-24 แสดงแรงที่กระทำต่อแท่งเทียมและระยะหดตัว บริเวณ B พลังงานที่เสียออกไป[43]

เมื่อมีGRFกระทำต่อแท่งเทียมชนิดPassive จะเกิดการหดตัวหรืองอ(deform)และสะสมพลังงาน หลังจากนั้นแท่งเทียมปลดปล่อยพลังงานออกมาช่วยในการผลักให้เดินไปข้างหน้าได้ ซึ่งพลังงานที่ปลดปล่อยออกมาจะน้อยกว่าพลังงานที่สะสมเข้าไปเพราะมีการสูญเสียพลังงานในรูปของความร้อน เสียง หรืออื่นๆ ซึ่งพฤติกรรมของวัสดุเช่นนี้ เรียกว่า Viscoelasticity หรือ Hysteresis โดยในช่วงสะสมพลังงานจะเป็นดังนี้(โปรดดูรูปที่ 2-24 ประกอบ)

$$E_{store} = \int F_{loading} dx \quad \text{สมการที่ 2-13}$$

เมื่อ E_{store} คือพลังงานสะสมภายใต้แรงที่ทำให้แท่งเทียมหดตัว($F_{loading}$) ที่ทำให้แท่งเทียมเกิดระยะหดตัว x และในช่วงปลดปล่อยพลังงานจะเป็นดังสมการ

$$E_{return} = \int F_{unloading} dx \quad \text{สมการที่ 2-14}$$

เมื่อ E_{return} คือพลังงานปลดปล่อย และ $F_{unloading}$ คือแรงที่กระทำต่อแท่งเทียมช่วงคลายตัว และจะได้ว่า พลังงานที่สูญเสีย $E_{dissipated}$ ไป มีความสัมพันธ์ดังสมการที่ 2-15 ซึ่งก็คือพื้นที่ปิดล้อม B ตามกราฟรูปที่ 2-24

$$E_{dissipated} = \int F_{loading} dx - \int F_{unloading} dx \quad \text{สมการที่ 2-15}$$

และจะได้ว่าประสิทธิภาพการปลดปล่อยพลังงานแท่งเทียมหรือ η (หน่วยเป็น %) เป็นดังนี้

$$\eta = \frac{E_{return}}{E_{absorb}} \times 100 \quad \text{สมการที่ 2-16}$$

พลังงานของเท้าเทียมนอกจากจะหาได้จากการหาปริพันธ์ระหว่างแรงที่กระทำกับเท้าเทียม และระยะหัดตัวแล้ว ยังสามารถประมาณได้จากปริพันธ์ระหว่างกำลังข้อเท้ากับเวลา ของผู้พิการขาขาด ซึ่งโดยทั่วไปจะต้องใช้เครื่องมือ Gait Analysis ในห้องแลป Gait แล้วประมวลผ่านซอฟต์แวร์[43]

เท้าเทียมที่เหมาะสมสำหรับผู้พิการกิจกรรมต่ำควรมีค่า Return Energy ต่ำๆ โดยในงานวิจัย Wezenberg และคณะ [44] พบว่าเท้าเทียม SACH มีค่า Storage Energy ประมาณ 0.19 J/kg และ Return Energy อยู่ที่ประมาณ 0.05 J/kg อย่างไรก็ตามค่าดังกล่าวมาจากการทดลองให้ผู้พิการเดินจริงแล้ววัดพลังงานเท้าเทียมกลับมาด้วยค่าปริพันธ์ระหว่าง P_{ankle} กับเวลา จึงอาจจะคลาดเคลื่อนเมื่อเทียบกับการทดลองด้วยเครื่องทดสอบ ส่วนเท้าเทียมไดนามิค ดนุพงษ์[25] สามารถสร้างเท้าเทียมชนิดนี้ ชื่อ Pace มีค่า Storage Energy 0.167 J/kg และ Return Energy 0.137 J/kg ซึ่งสูงกว่าเท้าเทียม SACH



รูปที่ 2-25 คานสม่ำเสมอ EI รับ $F_{loading}$ ที่ปลายและมี fixed support อีกด้าน

เมื่อพิจารณารูปคานหน้าตัดสม่ำเสมอ EI มีจุด fixed support ที่ด้านหนึ่ง และได้รับ $F_{loading}$ ที่ปลายอีกด้านหนึ่ง จะได้ว่าพลังงานสะสม E_{store} เนื่องมาจาก Bending[45] เป็นไปตาม สมการที่ 2-17 จะได้ว่า $E_{store} \propto \delta$ เมื่อ δ คือระยะงอของคาน คานลักษณะนี้เองสามารถจำลองโมเดลแบบง่ายของเท้าเทียมได้

$$E_{store} = \frac{F_{loading}}{2} \left(\frac{F_{loading}L^3}{3EI} \right) = \frac{F_{loading}\delta}{2}$$

สมการที่ 2-17

2.4.4 Roll-over shape

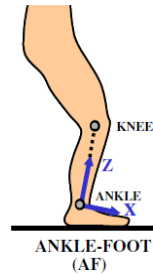
2.4.4.1 ความหมายและลักษณะของ Roll-over shape

A.HANSEN ได้เสนอโมเดล Roll over shape [46] เป็นแนวเส้นโค้งซึ่งเกิดในช่วง Stance phase Hansen เชื่อว่า Roll-Over shape ที่ดีจะช่วยให้การเดินมีประสิทธิภาพและเป็นประโยชน์ต่อการออกแบบเท้าเทียม การจัดปรับตำแหน่งกายอุปกรณ์ โดย Roll Over Shape มี 3 แบบตามกรอบอ้างอิง [47] ได้แก่ 1) Foot roll-over shape 2) Ankle-foot roll-over shapes และ 3) Knee-ankle-foot roll-over shapes โดย Ankle-foot roll-over shapes เป็นพารามิเตอร์ที่ได้รับความนิยม (จากการศึกษาของผู้วิจัย)

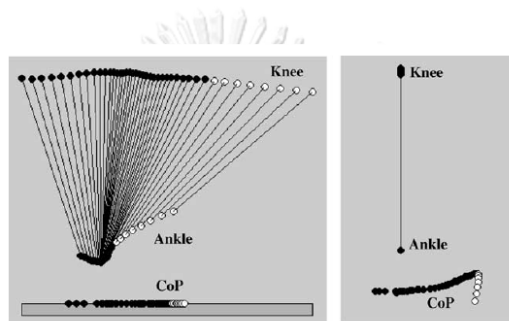
Ankle-foot roll-over shapes นิยามว่าเป็นเส้นทางของจุดที่ Center of Pressure (COP) ที่พื้นกระทำบนเท้าช่วงการเดินด้วยขาข้างเดียว ในกรอบอ้างอิง ข้อเท้า-เข่า (Ankle-knee) การหาพารามิเตอร์ตัวนี้นั้นเริ่มจากตั้งกรอบอ้างอิงข้อเท้า เข่า โดยแกนตั้งหรือแกน Z คือเวกเตอร์ที่ลากจากข้อเท้าไปยังเข่า และแกนนอนหรือแกน X คือเวกเตอร์ตั้งฉากกับแกน Z (โปรดดูรูปที่ 2-26) ขณะที่คนเดิน เส้นทางเคลื่อนที่ (Trajectories) ของข้อเท้า เข่า และ COP บนแผ่นวัดแรงจะได้อัดในกรอบอ้างอิงแลป แล้วแปลง (Transform) ไปสู่กรอบอ้างอิงข้อเท้า-เข่า แล้วจะได้เป็นเส้นโค้ง Roll-over shape (โปรดดูรูปที่ 2-27) สำหรับ Roll-over shape ของเท้าเทียมชนิดต่างๆ แสดงได้รูปที่ 2-28

แนวคิดดังกล่าวช่วยให้เข้าใจพฤติกรรมเท้าในการเดิน และเท้าเทียมที่มี Roll-over shape ใกล้เคียงกับคนปกติจะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพทางเมตาบอลิซึม เพิ่มความสมมาตรการเดิน และได้รับความชอบจากผู้ใช้งาน องค์ประกอบของ Roll-over Shape [48, 49] สำหรับใช้บอกคุณสมบัติพารามิเตอร์นี้ ได้แก่

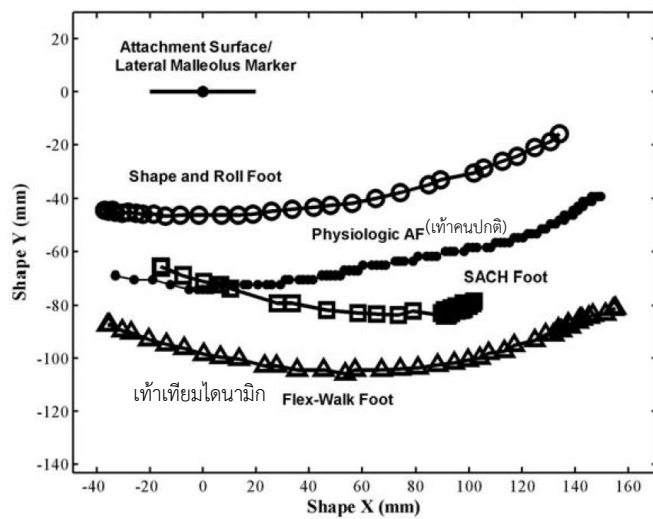
- 1) รัศมีส่วนโค้ง (Radius of Curvature) รัศมีซึ่งขึ้นอยู่กับกรอกแบบเท้าเทียม โดยเท้าเทียม Stiffness ต่ำจะมีรัศมีน้อยกว่าเท้าเทียม Stiffness ที่สูงกว่า เมื่อได้รับแรงกระทำเท่ากัน โดยที่รัศมียาวประมาณ 30% ของความยาวขา
- 2) ความยาวส่วนโค้ง (Arc length) มาจากความยาวของแกนฝ่าเท้า ซึ่งขึ้นกับการออกแบบตอนแรก
- 3) ตำแหน่ง (Position) ของ Roll over shape ขึ้นกับการจัดตำแหน่งกายอุปกรณ์เท้าเทียมและหน้าแข้ง (Alignment)
- 4) แนวการวางตัว (Orientation) ขึ้นกับการจัดตำแหน่งกายอุปกรณ์เท้าเทียมและหน้าแข้ง (Alignment)



รูปที่ 2-26 แสดงการใส่แกนอ้างอิงของกรอบข้อเท้า-เท้า(Ankle-Foot;AF)[47]



รูปที่ 2-27แสดงการแปลงตำแหน่งCOPจากกรอบอ้างอิงแลไปสู่กรอบอ้างอิงข้อเท้า จะได้เส้น Roll-over shape[47]



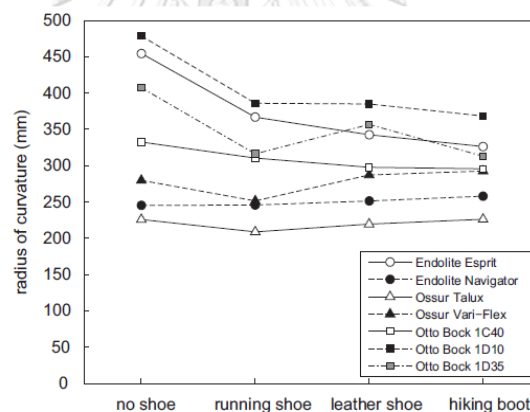
รูปที่ 2-28 Roll-over shapeของเท้าคนปกติและเท้าเทียมชนิดต่างๆ[50]

2.4.4.2 Roll-over shapeกับ Stability



รูปที่ 2-29 เท้าเทียม Otto Bock 1D10 สำหรับผู้พิการกิจกรรมระดับต่ำ[51]

Crutze [52]ได้เสนอว่าเท้าเทียมที่มี Roll over shapeแบน หรือมีรัศมีมากเหมาะกับการสร้างเสถียรภาพ ในขณะที่เท้าเทียมรัศมีน้อยกว่าจะมีเสถียรภาพต่ำกว่า สอดคล้องตามรูปที่ 2-29 ซึ่งจะเห็นได้ว่าเท้าเทียม Otto Bock 1D10 (ดูรูปที่ 2-29) จะมีรัศมีมากที่สุดหรือมีความเสถียรภาพสูงที่สุดนั่นเอง เมื่อผู้วิจัยไปดูcatalogueก็พบว่าผู้ผลิตแนะนำว่าเหมาะกับผู้พิการกิจกรรมต่ำ[51]

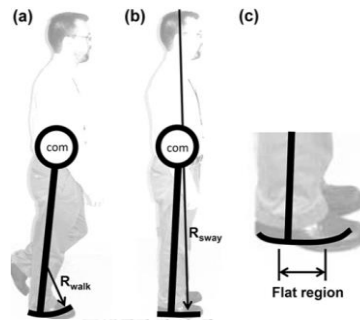


รูปที่ 2-30 รัศมีความโค้ง roll-overs shape(radius of curvature)

ของเท้าเทียมชนิดต่างๆ โดย Otto Bock 1D10 มีค่ามากที่สุด สื่อถึงว่าเท้าเทียมมีเสถียรภาพสูงที่สุด (stability)[52]

Hansen ได้ทดลองเปรียบเทียบรัศมีของ Roll Over Shapes ระหว่างการเดินกับการยืนโยกตัว (sway) [53] ของคนปกติมวล 71.2 kg พบว่าในการเดินจะมีรัศมี 30.3% ของความยาวขาและประมาณ Stiffness ข้อเท้าอยู่ที่ 8 Nm/deg ส่วนขณะ sway พบว่ารัศมีค่าเพิ่มขึ้นเป็น 219% ของความยาวขาและมีค่า Stiffness ข้อเท้าประมาณ 25 Nm/deg กิริยาการเดินและ Sway แสดงตามรูปที่ 2-31 ซึ่งได้แสดงให้เห็นว่าเมื่อเท้าต้องการทรงตัวให้ได้ จะเกิดการเกร็งของเท้าและทำให้รัศมียาวขึ้น เมื่อพิจารณาแล้ว ส่วนแบน (flat region) อาจจะเป็นประโยชน์กับผู้พิการที่มีปัญหาการทรงตัว

และในการออกแบบเท้าเทียม การกำหนดflat regionและรัศมีroll-over shape ก็จะมีผลกับ StabilityกับMobility โดยหากรัศมีมาก(stiffnessมาก)จะส่งผลให้stabilityสูงแต่mobilityต่ำ แต่หากรัศมีน้อย(stiffnessต่ำ) ผลจะกลับกัน[4]



รูปที่ 2-31 รูป(a)roll over shapeขณะเดิน รัศมีน้อย รูป(b)roll over shapeขณะยืนโยกตัว (Sway) รัศมีมาก และ รูป(c)แสดงส่วนแบน(flat region)ของroll over shapeซึ่งมีผลต่อ

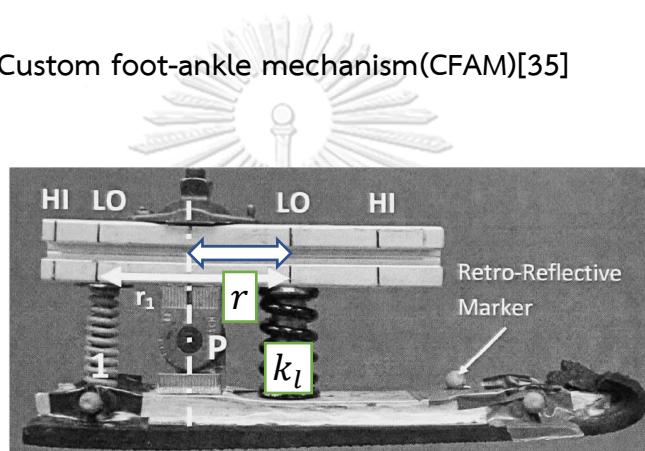
Stability[53]

2.5 กลไกการปรับStiffnessสำหรับเท้าเทียม

หลายบริษัทได้ออกผลิตภัณฑ์เท้าเทียมรุ่นที่สามารถปรับค่าStiffnessได้เพื่อตอบสนองความต้องการของผู้พิการขาขาดที่ต้องการปรับค่าความแข็งอ่อนและช่วงการเคลื่อนไหวของเท้าตามต้องการ ทั้งนี้บางผลิตภัณฑ์ใช้กลไกการปรับPretensionแทนซึ่งผู้พิการขาขาดที่ใช้จะรู้สึกกว่าเท้าแข็งหรืออ่อนขึ้นในช่วงแรกขณะได้รับGRF แต่Stiffnessโดยรวมของเท้าใกล้เคียงเดิม นอกจากนี้กลไกที่ใช้ปรับStiffnessมีอยู่มากมายทั้งแบบเรียบง่ายและแบบซับซ้อน ซึ่งกลไกบางอย่างก็สามารถนำมาประยุกต์ใส่เข้ากับเท้าเทียมได้ ผู้วิจัยได้รวบรวมข้อมูลต่างไว้ดังนี้

2.5.1 เท้าเทียมที่มีกลไกปรับค่าStiffness

2.5.1.1 เท้าเทียมCustom foot-ankle mechanism(CFAM)[35]



รูปที่ 2-32 เท้าเทียมของMajor[35]

จากรูปที่ 2-32 เมื่อพิจารณาคานฝ่าเท้าอันหนึ่งที่มีจุดหมุนและอีกจุดหนึ่งยึดกับHelical-coil spring ที่มีค่าสปริงเป็น k_1 โดยระยะห่างระหว่างจุดหมุนกับสปริงเป็น r จะสามารถโมเดลให้เป็น torsional spring ซึ่งมีค่า torsional stiffness หรือ rotational stiffness (k_{rot}) ดังนี้

$$k_{rot} \approx k_1 r^2$$

จากค่าระยะ r ในสมการดังกล่าว สามารถปรับค่านี้ได้ โดยการเลื่อน Helical-coil spring เข้าจุดหมุน หรือห่างจุดหมุนซึ่งจะส่งผลต่อ k_{rot} (k_1 มีค่าเท่าเดิม) จะสังเกตว่าสมการข้างต้นคือสมการที่ 2-12

2.5.1.2 เท้าเทียมVSPA(Variable-stiffness prosthetic ankle-foot)[54]

เท้าเทียมVSPAใช้หลักการการโค้งตัวหรืองอตัวของคาน โดยปรับระยะส่วนที่สามารถงอตัวได้ (L_{free}) ซึ่งจะเป็นการปรับlinear stiffness (k)ตามไปด้วย ดังรูปที่ 2-33(ก) มีSliderเลื่อนจุดหมุนเข้าออกเพื่อปรับ L_{free} และเมื่อคานได้รับแรงกด F จะเกิดการงอตัวหรือหดตัว δ โดยมีความสัมพันธ์ตาม

$$\delta \propto FL_{free}^3$$

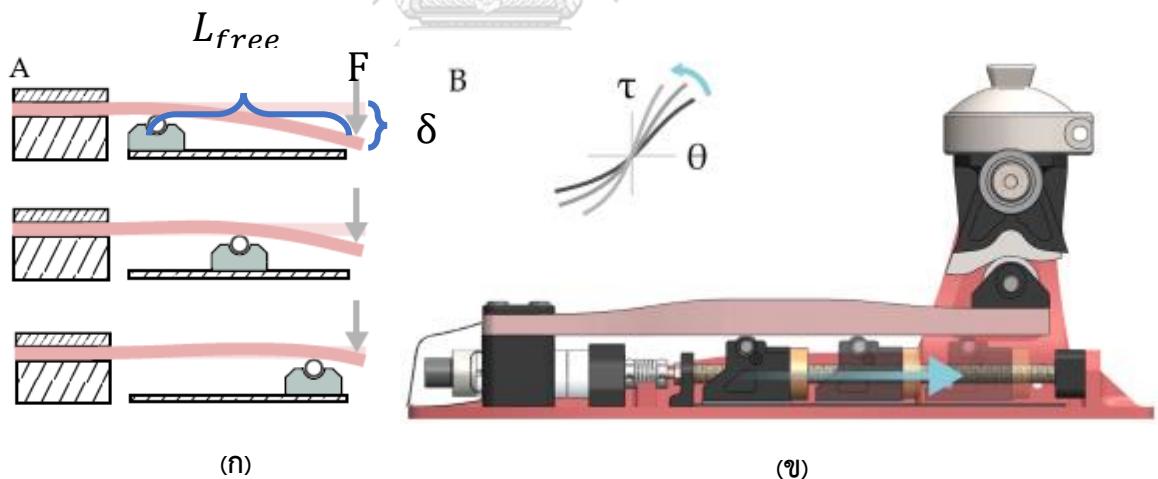
สมการที่ 2-18

และเรานิยามว่าlinear stiffness(k)ประมาณ $k = \frac{F}{\delta}$ จะได้ว่า

$$k \propto \frac{1}{L_{free}^3}$$

สมการที่ 2-19

จากรูปที่ 2-33 (ข) เมื่อนำหลักการนี้ไปไว้ในฝ่าเท้าเทียมโดยให้ตำแหน่งใส่แรงที่คานมาจากการหมุน cam ของข้อเท้าจะถือว่าเป็นการปรับStiffness ข้อเท้าเทียมไปด้วย



รูปที่ 2-33 รูป(ก) แสดงการเลื่อนจุดหมุนของคานเพื่อปรับstiffness รูป(ข)โมเดลเท้าเทียม VAPA ซึ่งมีSliderปรับStiffness อยู่ด้านล่างเท้าเทียม[54]

2.5.1.3 เท้าเทียมOttobock 1M10 Adjust[26]

เท้าเทียมOttobock 1M10 Adjust (โปรดย้อนกลับไปดูรูปที่ 2-18 มีหน้า17) กลไกการปรับStiffnessบริเวณส้นเท้า ด้วยการหมุนแผ่นelastomer หรือสวมแผ่นelastomerเข้าไปซึ่งจะทำให้Stiffness เปลี่ยนค่าไปได้ แสดงดังในรูปที่ 2-34



รูปที่ 2-34 กลไกปรับStiffnessของเท้าเทียม Ottobock 1M10 Adjust โดยการหมุนและสวมแผ่นเสริมelastomer[26]

2.5.1.4 เท้าเทียมDuraWalk Foot[55]

เท้าเทียมรุ่นDuraWalk Foot ยี่ห้อWillowWood มีการปรับStiffnessบริเวณส้นเท้าด้วยเปลี่ยนชั้นยูรีเทน(Urethane)ตรงส้นเท้าเทียมตามรูปที่ 2-35 ซึ่งเป็นวิธีไม่ซับซ้อน ข้อเสียคือแผ่นยูรีเทนอันไม่ได้ใช้มีโอกาสหายหรืออาจจะพกพาตลอดหากต้องการจะปรับStiffness



รูปที่ 2-35 เท้าเทียมDuraWalk กับ ชั้นยูรีเทนสวมใส่ตรงส้นเท้า[55]

2.5.1.5 เท้าเทียมTribute[56]

เท้าเทียมรุ่นtribute ยี่ห้อ College park เป็นเท้าเทียมsingle axis ใช้กลไกการปรับprecompressionลูกยางบริเวณส้นเท้าด้วยการขันสกรูเพื่อคลายหรืออัดลูกยาง เมื่ออัดลูกยาง ผู้พิการขาขาดจะรู้สึกที่ส้นเท้าแข็งในจังหวะแรกของการรับGRF เพราะมีการprecompressionก่อนเอาไว้ ทั้งนี้แม้กลไกดังกล่าวไม่ใช่การปรับstiffness แต่การprecompression ก็ทำให้ผู้ใช้รู้สึกถึงความแข็งอ่อนของข้อเท้าเทียมได้ แสดงกลไกในรูปที่ 2-36



รูปที่ 2-36 การปรับความแข็งอ่อนของเท้าเทียมtribometerด้วยการขันสกรูอัดลูกยาง ด้วยหลักการ precompression [56]

2.5.2 กลไกปรับStiffness

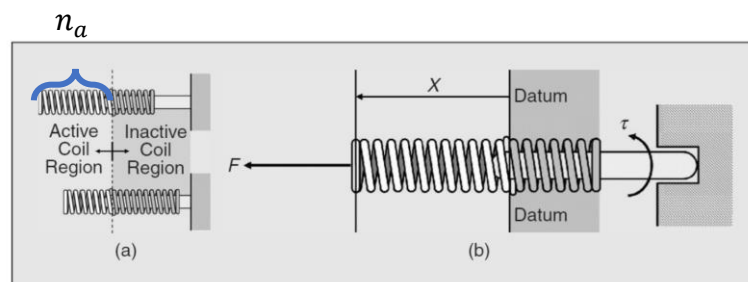
2.5.2.1 Jack Spring [57]

สปริงขดหรือHelical springเป็นสปริงที่ดังรูปที่ 2-37ทรงคล้ายกับสกรู สำหรับสปริงที่มีค่านิจ k จะมีความสัมพันธ์กับค่าอื่น ๆ ดังสมการ

$$k = \frac{Gd^4}{8D^3n_a}$$

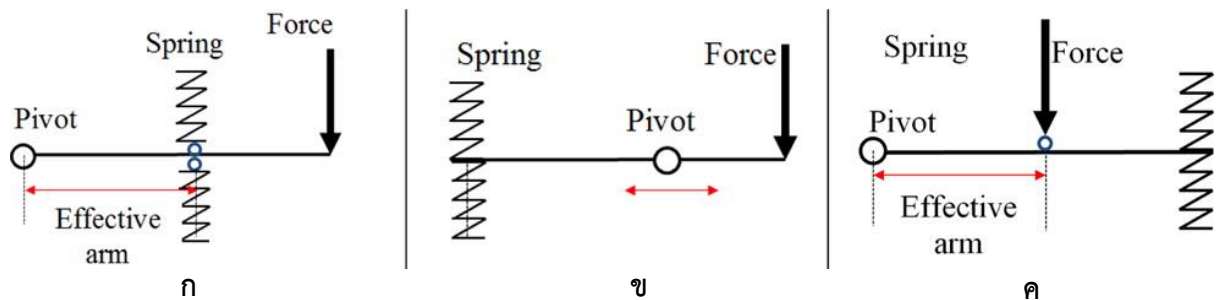
สมการที่ 2-20

เมื่อ G คือ shear modulus ของวัสดุสปริง d คือความยาวเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นลวด D คือความเส้นผ่านศูนย์กลางของขดสปริง และ n_a คือจำนวนขดลวดในสปริงที่ใช้งานได้(active coil) ซึ่งสามารถปรับค่า n_a ได้ เมื่อดูจากรูปที่ 2-37 จะเห็นว่าเราใช้อุปกรณ์คล้ายกับแป้นเกลียวหรือnut ที่มีระยะpitchและlead ตรงกับค่า pitchและlead ของสปริง ซึ่งเราสามารถมองได้ว่าสปริงคล้ายกับสกรูนั่นเอง สปริงส่วนที่อยู่ในnut จะใช้งานไม่ได้(inactive coil) และสปริงส่วนที่อยู่นอกnut เป็นจำนวน n_a ขดจะใช้งานได้(active coil)



รูปที่ 2-37บริเวณactive coil และ inactive coil ของกลไก Jack spring[57]

2.5.2.2 กลไกคานของAwAS[58]



รูปที่ 2-38 กลไกการหมุนของคาน AwAs[58]

อุปกรณ์Actuatorชื่อ AwAS ใช้กลไกปรับstiffnessด้วยหลักของคาน มี 3 ส่วนที่ค้ำนึ่งคือ 1) จุดหมุน(pivot) 2)สปริง และ3)ตำแหน่งของแรง เมื่อพิจารณารูปที่ 2-38 (ก) Effective arm คือ ระยะระหว่างจุดหมุนกับสปริง โดยตำแหน่งของสปริงสามารถปรับได้ ซึ่งจะส่งผลต่อstiffnessในการหมุนของคาน หากeffective arm มีค่ามาก แล้วstiffness ก็จะมากตามไปด้วย ส่วนรูปที่ 2-38 (ข) ใช้การปรับเลื่อนจุดหมุน(pivot) แทน ซึ่งหากว่าจุดหมุนอยู่ใกล้ตำแหน่งใส่แรง stiffnessก็จะมาก และรูปที่ 2-38(ค) effective arm กรณีนี้คือระยะระหว่างจุดหมุนกับตำแหน่งใส่แรง ปรับstiffness โดยการใช้การปรับตำแหน่งใส่แรง จะได้ว่าหากแรงยังอยู่ใกล้จุดหมุน stiffnessก็จะยิ่งมากตามไปด้วย

2.6 การทดสอบ ISO 10328

ISO 10328[59] เป็นมาตรฐานสำหรับทดสอบการทำงานและความคงทนของกายอุปกรณ์ระดับล่างโดยทดสอบทั้งเท้าเทียมและเข้าเทียม ส่วนที่ผู้วิจัยสนใจคือ Separate tests on ankle-foot devices and foot units (การทดสอบแยกสำหรับเท้าเทียม) ระดับของภาระแรงที่กระทำต่อเท้าเทียม แบ่งออกเป็น 3 ระดับ ได้แก่ P3, P4 และ P5 ซึ่งแบ่งตามน้ำหนักที่เหมาะสมของผู้พิการที่จะใช้เท้าเทียมนั้นๆ โดยมีรายละเอียดดังตารางที่ 2-3 อย่างไรก็ตามอาจจะพิจารณาประเด็นอื่นประกอบได้ เช่น ระดับกิจกรรมของผู้ใช้เท้าเทียม เป็นต้น แนวทางการจัดวางเท้าเทียมเป็นไปตามรูปที่ 2-39 เมื่อมองจาก Side view เท้าเทียมมี Fixed support ที่ตำแหน่งข้อเท้าหรือ Pyramid adaptor ทิศแรงกระทำต่อ Forefoot จะทำมุม 20° กับแนวระดับ และทิศทางแรงกระทำต่อ Heel จะทำมุม 15° กับแนวระดับ เมื่อมองจาก Top view แนวกลางเท้าเทียมจะหมุนออกป็นองศา 7° การทดสอบเท้าเทียมประกอบด้วย 2 ส่วนหลักได้แก่

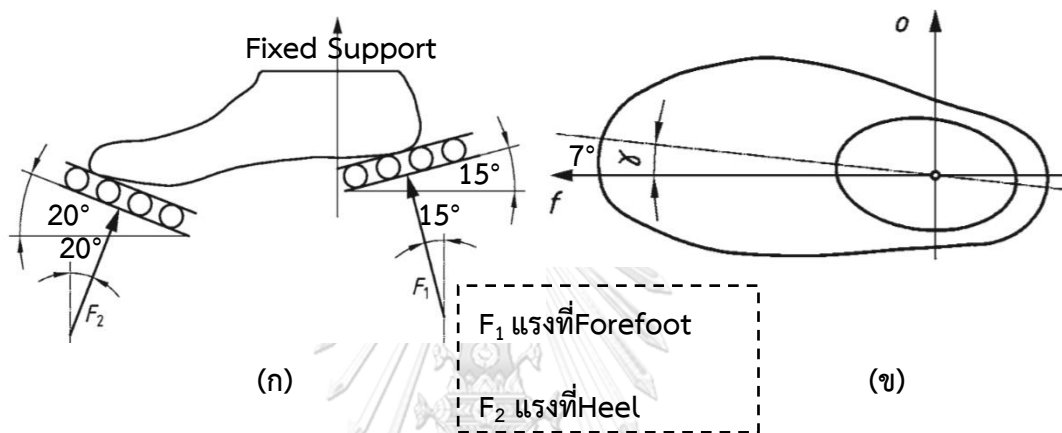
1) Static Test หรือการทดสอบสถิตย์ ซึ่งประกอบด้วย 1.1) Static proof test สำหรับทดสอบการรองรับแรงกรณีวิกฤตโดยรับแรงมากกว่าน้ำหนักผู้พิการเกินกว่า 2-3 เท่า 1.2) Static ultimate test เป็นการทดสอบที่แรงขนาด 4-5 เท่าของน้ำหนักผู้พิการ

2) Cyclic Test หรือการทดสอบแบบวัฏจักร ทดสอบการรองรับแรงขนาด 1-2 เท่าของน้ำหนักผู้พิการขาขาด จำนวนวัฏจักร ไม่ต่ำกว่า 2 ล้านรอบ เมื่อเสร็จสิ้นแล้วต้องทำ Static proof test ต่อ

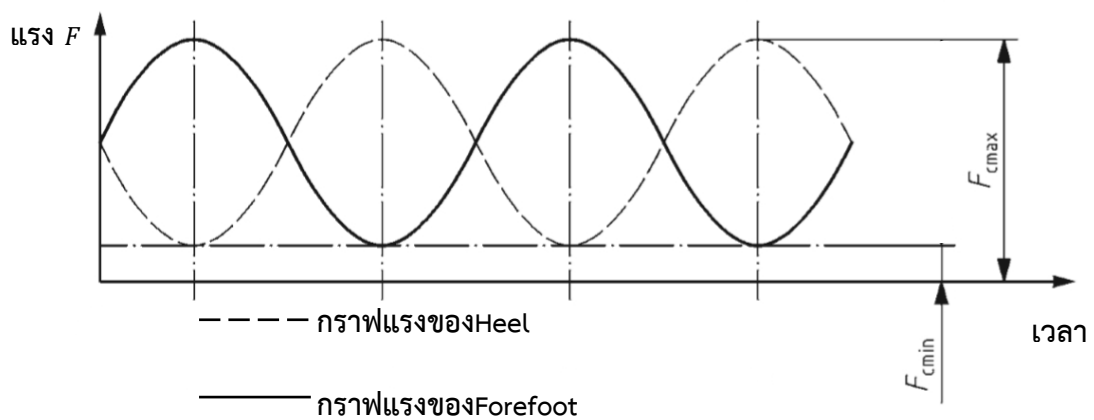
ในวิทยานิพนธ์นี้ผู้วิจัยมุ่งเน้นส่วน Cyclic test เป็นหลักก่อน ลักษณะแรงที่กระทำต่อเท้าเทียมเป็นไปตามกราฟในรูปที่ 2-40 ซึ่งเป็นกราฟ Sine หรือ Sinusoidal โดยแรงจะกระทำต่อ Forefoot สลับ Heel ไปเรื่อยๆ ความถี่ของแรงคือ 0.5-3 Hz ขนาดของแรงที่กระทำต่อเท้าเทียมแสดงดังตารางที่ 2-4 ซึ่งจะแตกต่างกันไปตามระดับ P และที่ระดับ P เดียวกัน ขนาดแรงที่ Forefoot เท่ากับขนาดแรงที่ Heel ทั้งนี้ใน 1 รอบหรือ 1 cycle คือการที่แรงกระทำต่อ Forefoot 1 ครั้ง และกระทำต่อ Heel 1 ครั้ง เท้าเทียมต้องทนการทดสอบ 2 ล้านรอบได้ จากนั้น Final Static Proof test force หรือ F_{fin} จะกระทำต่อ Forefoot และ Heel 1 รอบ โดยค่า F_{fin} ไว้ที่ 30 ± 3 s ระหว่างหรือหลังการทดสอบใช้ Visual inspection ตรวจสอบเท้าเทียม หากไม่พบร่องรอยความเสียหาย เช่น รอยแตก ก็ถือว่าเท้าเทียมนั้นผ่าน “Cyclic test for ankle-foot devices and foot units” [60]

ระดับ P	มวลผู้พิการที่เหมาะสมกับเท้าเทียม (kg)
P3	น้อยกว่า 60
P4	น้อยกว่า 80
P5	สำหรับผู้พิการทุกคน

ตารางที่ 2-3 ระดับการป้อนแรงกับมวลของผู้พิการในการทดสอบ ISO 10328(สรุปจาก [59])



รูปที่ 2-39 การจัดวางเท้าเทียมตาม ISO13028 (ก)มุมมองด้านข้าง(side view) (ข)มุมมองด้านบน(top view) (ดัดแปลงจาก[59])



รูปที่ 2-40 กราฟของแรงที่กระทำต่อเท้าเทียม (ดัดแปลงจาก[59])

ลักษณะแรง			ขนาดของแรงที่กระทำต่อเท้าเทียมตามระดับภาระแรง(N)					
			P_5		P_4		P_3	
			Heel	Forefoot	Heel	Forefoot	Heel	Forefoot
Cyclic test	Minimum test force	F_{cmin}	50	50	50	50	50	50
	Mean test force	F_{cmean}	690	690	640	640	510	510
	Maximum test force	F_{cmax}	1330	1330	1230	1230	970	970
	Final Static Proof test force	F_{fin}	2240	2240	2065	2065	1610	1610

ตารางที่ 2-4 ขนาดของแรงกระทำต่อForefootและHeelตามระดับภาระแรง(P3,P4,P5) ของCyclic

Test[59]



บทที่ 3 การออกแบบเท้าเทียมที่สามารถปรับค่าความแข็งสปริงได้

3.1 แนวทางการออกแบบเท้าเทียม

จากการศึกษาข้อมูลทั้งจากงานวิจัยและเท้าเทียมที่ขายเชิงพาณิชย์ ผู้วิจัยได้ทำการวิเคราะห์และสังเคราะห์ประเด็นในการนำมาใช้ออกแบบเท้าเทียมปรับค่าstiffnessสำหรับผู้พิการขาขาด K-level 1 กับ 2 ผู้วิจัยมีแนวคิดออกแบบเท้าเทียม 2 แบบหลักคือ 1) โมเดล A เท้าเทียมที่ใช้หลักการปรับความแข็งสปริงเชิงมุม(Rotational stiffness) โดยตรงบริเวณข้อเท้า(ankle) และ 2) โมเดล B เท้าเทียมที่ใช้หลักการปรับความแข็งสปริงเชิงเส้น(Linear stiffness)จากdeflectionของHeelและforefoot

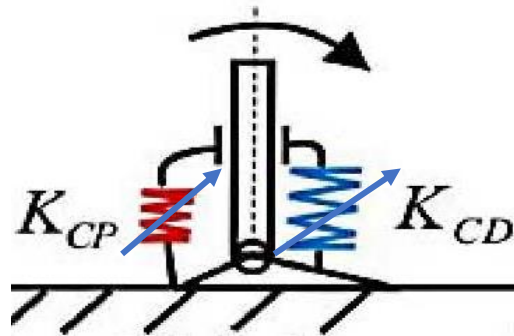
3.1.1 แนวคิดการออกแบบ(Conceptual design)

1) ความเรียบง่าย

เท้าเทียมมีความเรียบง่าย กล่าวคือมีจำนวนชิ้นส่วนน้อย ไม่ใช้อุปกรณ์ทางอิเล็กทรอนิกส์ เพื่อลดน้ำหนัก คงทน และง่ายต่อการซ่อมบำรุง(maintenance) มีขนาดพอเหมาะสามารถสวมเข้ากับfoot shellได้ เพื่อสร้างความรู้สึกพึงพอใจให้กับผู้พิการขาขาดในการใช้เท้าเทียม

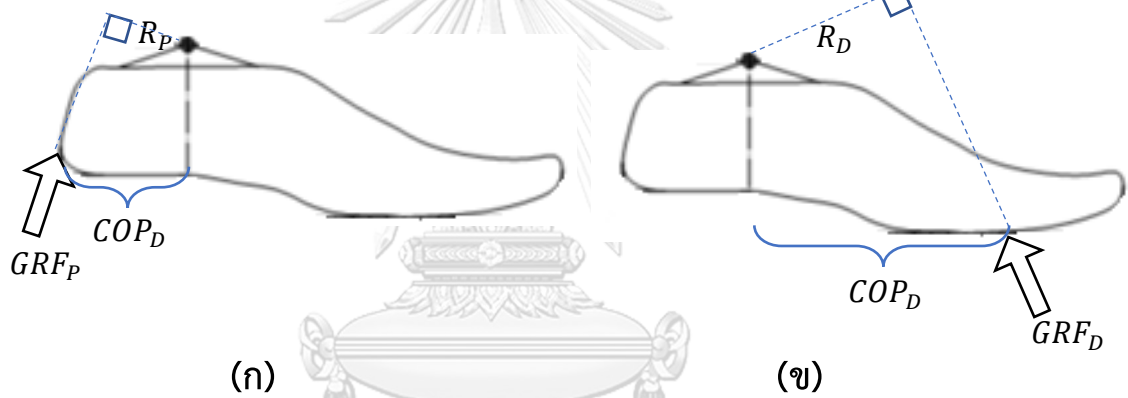
2) การมีฟังก์ชันปรับความแข็งสปริงหรือstiffnessของข้อเท้าเทียม

เท้าเทียมมีฟังก์ชันในการปรับความแข็งสปริงหรือstiffnessที่เหมาะสมกับความต้องการของผู้พิการขาขาดด้วยสาเหตุที่กล่าวไว้แล้วในหัวข้อ1.1 “ที่มาและความสำคัญ” หน้า 1 โดยมีการใช้งานที่ง่าย ไม่ยุ่งยาก และมีกลไกที่ใช้พื้นที่น้อยเพื่อให้มีรูปลักษณะที่ดีและสามารถใช้งานตามฟังก์ชันที่กำหนดไว้ แสดงภาพเชิงแนวคิดดังรูปที่ 3-1

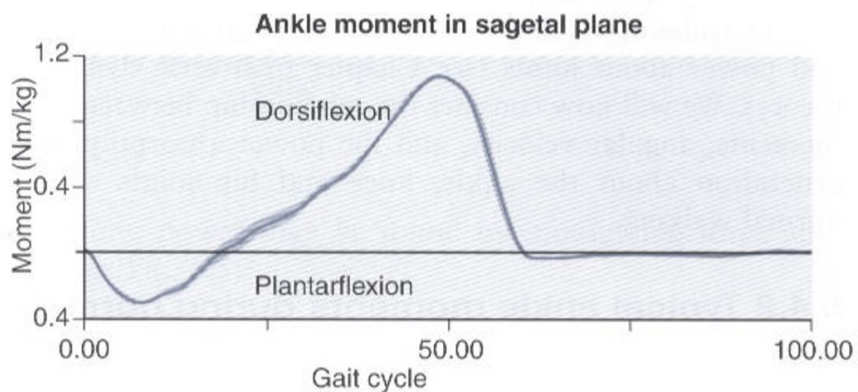


รูปที่ 3-1 แสดงแนวคิด เท้าเทียมปรับstiffnessได้ (ดัดแปลงจาก [11])

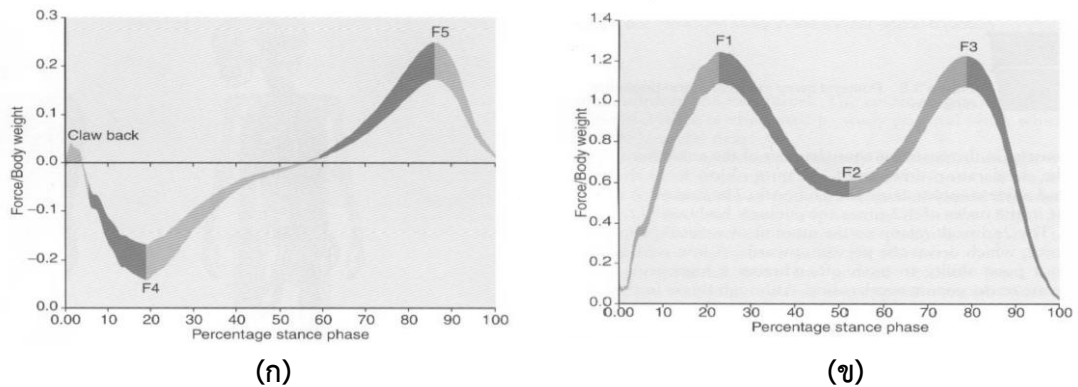
3.1.2 การใช้พลศาสตร์การเดินมนุษย์สำหรับออกแบบเท้าเทียม



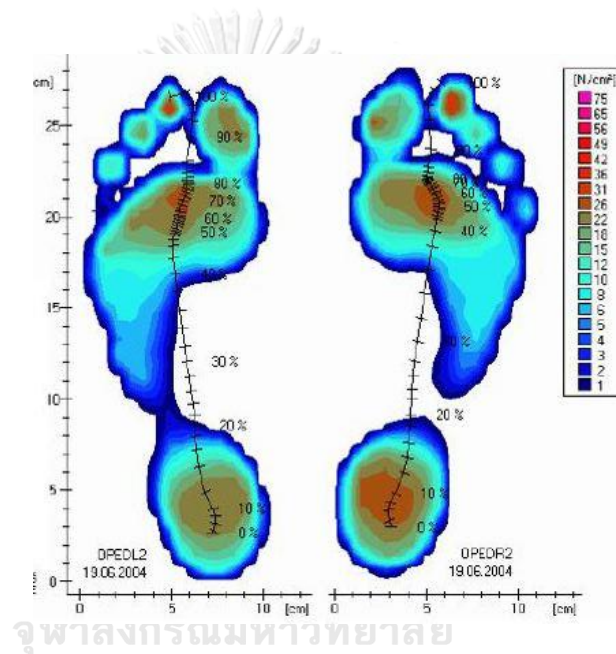
รูปที่ 3-2 แสดงพารามิเตอร์ทางพลศาสตร์สำหรับออกแบบเท้าเทียม
(ก)กรณีplantarflexion (ข)กรณีdorsiflexion



รูปที่ 3-3 โมเมนต์รอบข้อเท้าในGait cycle[61]



รูปที่ 3-4 (ก)GRFแนวหน้าหลัง (ข)GRFแนวตั้ง ในช่วงStance Phase[61]



รูปที่ 3-5 ตำแหน่งCenter of Pressure(COP)ในช่วงstance phase [62]

จากรูปที่ 3-2 ผู้วิจัยต้องหาค่า GRF_p และ COP_p สำหรับเป็นinputป้อนการคำนวณขณะ Plantarflexion เช่นเดียวกับกรณี Dorsiflexion ผู้วิจัยต้องหาค่า GRF_D และ COP_D ผู้วิจัยเลือกใช้กรณีโมเมนต์รอบข้อเท้าสูงสุดขณะPlantarflexionและDorsiflexionมาพิจารณา เมื่อพิจารณากกราฟโมเมนต์รอบข้อเท้าในรูปที่ 3-3 พบว่าโมเมนต์Plantarflexionสูงสุดอยู่ในช่วง 10%ของStance Phase และโมเมนต์Dorsiflexionสูงสุดอยู่ในช่วง 80%ของStance Phase เราสามารถนำตำแหน่งเวลาStance Phaseของแต่ละกรณีไปเทียบกับกราฟGRFในรูปที่ 3-4 ทำให้เราได้ GRFที่ต้องการของทั้ง 2 กรณี

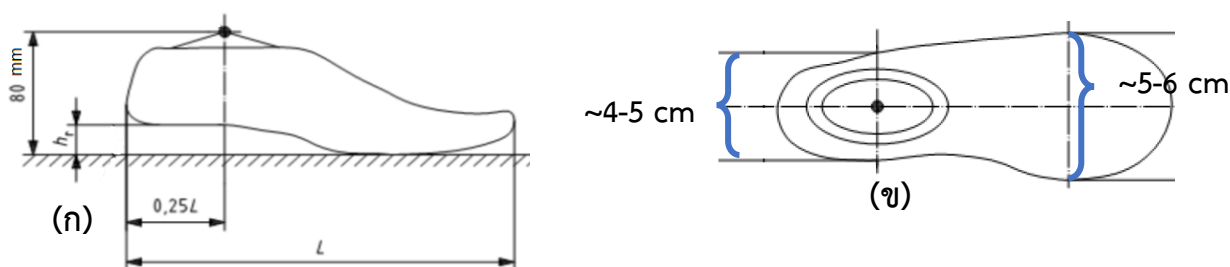
เนื่องจากผู้วิจัยตั้งเป้าหมายออกแบบเท้าเทียมผู้พิการมวล 60 kg จะได้ว่าในกรณีPlantarflexion ผู้วิจัยใช้GRFขณะ10%ของStance Phase แล้วปรับตามหลัก ISO 10328 จะได้ว่าGRFกระทำต่อ Heel ด้วยมุม 15° ขนาด $365 \text{ N} (GRF_p = 365 \text{ N})$ และมีโมเมนต์รอบข้อเท้าประมาณ 18 Nm ในขณะที่กรณีDorsiflexionจะได้ว่าที่ 80%ของstance phase มีGRFขนาด $670 \text{ N} (GRF_D = 670 \text{ N})$ กระทำต่อForefoot โดยมุม 20° สอดคล้องตาม ISO 10328 และมีโมเมนต์รอบข้อเท้าประมาณ 66 Nm

ในการหาตำแหน่ง GRF ที่กระทำต่อเท้าเทียมหรือการหาค่า COP_p และ COP_D สามารถหาได้จากการพิจารณา Center of pressure(COP)ในรูปที่ 3-5 จึงทราบตำแหน่งของGRF ตอนจังหวะ 10%และ80%ของstance phase ตำแหน่งในรูปนี้สามารถนำไปcalibrateกับเท้าเทียมsizeใดก็ได้ เพื่อทราบตำแหน่งGRFของเท้าเทียมsizeนั้นๆได้ สุดท้ายแล้วได้ว่า $COP_p \approx 50 \text{ mm}$ และ $COP_D \approx 120 \text{ mm}$ สำหรับเท้าเทียมที่ใช้กับFoot shell 23 cm

หลักการในการใช้พลศาสตร์เพื่อออกแบบเท้าเทียมนี้อาศัยassumptionว่า 1)ใช้COPบนเท้าคนปกติในการออกแบบเท้าเทียมได้ 2)ใช้GRFบนเท้าคนปกติออกแบบเท้าเทียมได้ 3)เวลาใน Gait Cycle ที่เกิดโมเมนต์สูงสุดของคนปกติใกล้เคียงกับผู้พิการ

3.1.3 สัดส่วนขนาดเท้าเทียม

ผู้วิจัยใช้คำแนะนำอิงตาม ISO 10328:2006 ได้ว่าสำหรับฝ่าเท้ายาว L จะมีระยะจากข้อเท้าถึงปลายเท้าข้างหน้าเป็น $\frac{3L}{4}$ และอีก $\frac{L}{4}$ คือระยะจากข้อเท้าไปยังสันเท้า(โปรดรูปที่ 3-6ประกอบ) และความสูงจากผิวล่างไปยังด้านบนสุดในแนวข้อเท้า ไม่เกิน 80 mm และโดยปกติแล้วสันเท้าจะยกตัวสูงจากพื้นเป็นระยะ h_r ซึ่งควรมีค่าประมาณ 10 mm สำหรับความกว้างฝ่าเท้าบริเวณข้อเท้านั้นจะเป็นส่วนที่แคบที่สุด ซึ่งมีความกว้างประมาณ $4\text{-}5 \text{ cm}$ ส่วนความกว้างฝ่าเท้าด้านหน้านั้นมีค่าประมาณ $5\text{-}6 \text{ cm}$ สำหรับเท้าเทียมที่ใช้กับFoot shell 23 cm



รูปที่ 3-6 แสดงเท้าเทียมในมุมมอง(a)side view และ(b)top view(ดัดแปลงจาก[63])

3.1.4 ข้อกำหนดในการออกแบบ(Design Specification)

1) เท้าเทียมสำหรับfoot shell เบอร์ 23

ในงานวิจัยของกวี และคณะ[3] ผู้พิการขาขาดจำนวน 30 คนที่เข้าร่วมงานวิจัยมีความสูงเฉลี่ยประมาณ 164.7 cm ซึ่งสามารถประมาณความยาวฝ่าเท้าได้ว่ามีค่า 23.38 cm(ใช้หลักการประมาณจากงานวิจัยอัศจรรย์ และคณะ[64]) ผู้วิจัยจึงเลือกออกแบบเท้าเทียมสำหรับfoot shell เบอร์ 23 ทั้งนี้ฝ่าเท้าเทียมนี้จะมีควมยาวในแนวหน้าหลังอยู่ที่ประมาณ 20-21 cm เพราะเพื่อพื้นที่สำหรับfoot shellและรองเท้าไว้ด้วย

2) เท้าเทียมสำหรับผู้พิการขาขาดมวลประมาณ 60 กิโลกรัม

เลขมวลดังกล่าวอิงให้ใกล้เคียงกับมวลเฉลี่ย 65.5กิโลกรัม(ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน 14.8)ของผู้พิการขาขาดจำนวน 30 คน ในงานวิจัยของ กวี และคณะ[3]

3) Rotational Stiffnessข้อเท้าเทียมขณะกระดูกเท้าลง(plantarflexion)หรือ k_p มีค่าได้ตั้งแต่ 0.2-3.6 Nm/deg และ Rotational Stiffnessข้อเท้าเทียมขณะกระดูกเท้าขึ้น(dorsiflexion)หรือ k_D มีค่าได้ตั้งแต่ 3-7.85 Nm/deg

จากการปริทรรศน์วรรณกรรมในหัวข้อ2.4.1.2และ2.4.1.3 พบว่าข้อเท้า มีค่าplantarflexion Rotational stiffness(k_p)อยู่ในช่วงประมาณ 0.21 ถึง 6.6Nm/deg และมีค่าdorsiflexion Rotational stiffness(k_D)อยู่ในช่วงประมาณ 3.5-24 Nm/deg ค่าต่างๆเหล่านี้ ผู้วิจัยจะใช้เป็นค่าตรวจทานในการสร้างข้อกำหนดในการออกแบบ Rotational stiffness ใน Design Specification ของเท้าเทียม

สำหรับงานวิทยานิพนธ์นี้ ผู้วิจัยใช้การกำหนดstiffnessของข้อเท้ามาโดยอ้อม โดยเริ่มจากกำหนดเขตการเคลื่อนไหวข้อเท้าคือช่วงกระดูกเท้าลง(plantarflexion)อยู่ประมาณระหว่าง 5-10° และช่วงกระดูกเท้าขึ้น(dorsiflexion)อยู่ประมาณระหว่าง 10-15° ค่าเหล่านี้อิงมาจากเท้าเทียมSACH และSingle Axisในหัวข้อ2.4.2(หน้า 25)ซึ่งเป็นเท้าเทียมเหมาะกับผู้พิการระดับกิจกรรมต่ำ ส่วนการหาโมเมนต์(M_{ankle})ของเท้าเทียมได้อธิบายในหัวข้อ3.1.2 “การใช้พลศาสตร์การเดินมนุษย์สำหรับออกแบบเท้าเทียม” และจะใช้ความสัมพันธ์ดังสมการที่ 2-10 ($k_{rot} = \frac{M_{ankle}}{\theta}$)จะได้ว่า stiffness ต่อ น plantarflexion(k_p)มี ค่า ประมาณ 1.8 ถึง 3.6 Nm/deg และ stiffness ต่อ น dorsiflexion(k_D) ประมาณ 4.4 ถึง 6.6 Nm/deg ทั้งนี้ในงานวิจัยของShepherdและคณะ [6]แนะนำว่าเท้าเทียมควรมี k_D ประมาณ 0.1309 Nm/deg-kg หรือ 7.85 Nm/degสำหรับคนมวล 60 kg

ผู้วิจัยตัดสินใจเลือก Rotational stiffness รอบข้อเท้าขณะplantarflexion(k_p)มีค่าประมาณ 0.2 ถึง 3.6 Nm/deg สาเหตุที่ขยายเลือก k_p ต่ำไปถึง 0.2 Nm/deg เพราะต้องการขยายช่วงให้กว้างไว้ก่อน และตัดสินใจเลือก Rotational stiffness รอบข้อเท้าขณะdorsiflexion(k_D)ประมาณ 3 ถึง 7.85 Nm/deg มาเป็นค่ากำหนดในการออกแบบ สาเหตุที่ขยายเลือก k_D ต่ำไปถึง 3 Nm/deg เพราะต้องการขยายช่วงให้กว้างไว้ก่อนเช่นกัน ทั้งนี้ในส่วนของขอบเขตของงานวิจัย(หน้า2)นั้นผู้วิจัยได้กำหนดช่วงค่า k_p กับ k_D กว้างๆไว้ตามที่ได้ศึกษาจากงานวิจัยอื่นมา เพื่อเป็นขอบเขตสำหรับการออกแบบ

4) ค่าการปลดปล่อยพลังงานเท้าเทียมประมาณ 0.025-0.078 J/kg

จากตารางที่ 2-2 หน้า 15 จะได้ว่ากลุ่มผู้พิการ K-level 1กับ2 เดินด้วยความเร็วตั้งแต่ 0.15 ถึง 0.54 m/s และเมื่อผู้วิจัยทำการextrapolationของงานค่าบวกเนื่องจาก P_{comb} (Combined ankle-foot power) ในรูปที่ 2-13 หน้า 13 พบว่างานค่าบวกหรือพลังงานปลดปล่อยจากเท้าเทียมที่เดินด้วยความเร็วดังกล่าวควรมีค่าประมาณ 0.025-0.078 J/kg โดยประมาณด้วยสมการที่ 3-1 ซึ่ง v คือ ความเร็วตอนเดินและสมการนี้มีค่า $R^2 = 0.9074$

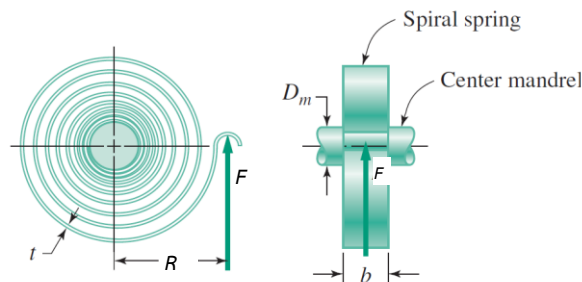
$$E_{return} = 0.0103v^3 - 0.0727v^2 + 0.1782v$$

สมการที่ 3-1

3.2 การออกแบบเท้าเทียมโมเดล A

ต่อไปจะได้อธิบายการออกแบบเท้าเทียมโมเดล A ซึ่งใช้แนวคิดการปรับRotational stiffness บริเวณข้อเท้า

3.2.1 แนวคิดกลไกสำหรับข้อเท้าเทียมโมเดล A



รูปที่ 3-7 แสดงspiral springและอักษรรพามาติเตอร์ของdimension(ดัดแปลงจาก[65])

ข้อเท้าเทียมสามารถโมเดลการทำงานให้เป็นtorsional springได้[37] ผู้วิจัยจะใช้ spiral spring(สปริงกันหอย)ในรูปที่ 3-7 มาคิดกลไกต่อยอดเพื่อให้สามารถปรับrotational stiffnessข้อเท้าเทียมได้ Spiral spring เป็น torsional spring รูปแบบหนึ่ง มาจากคานยาวหน้าตัดสี่เหลี่ยมแล้วดัดงอโค้งเป็นขด มีข้อดีคือหากรับแรง จะมีการกระจายstressไปยังทุกบริเวณบนสปริง เมื่อมีแรง F กระทำบนปลายspiral spring ที่มี rotational stiffness เป็น k_{rot} จะเกิดโมเมนต์(M) แล้วบิดไปด้วยมุม θ โดยได้ความสัมพันธ์ของพารามิเตอร์ต่างๆของspiral springดังนี้[65]

$$k_{rot} = \frac{M}{\theta} = \frac{bt^3E}{12L}$$

สมการที่ 3-2

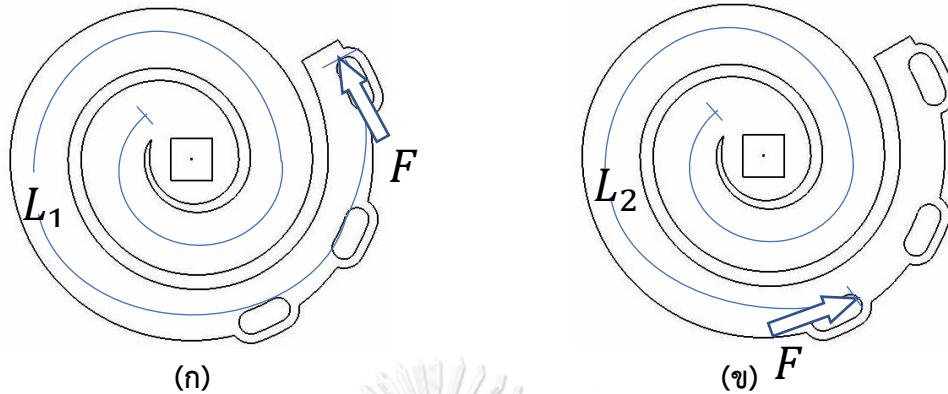
เมื่อ b เป็นความกว้าง t เป็นความหนาของแผ่นสปริง E คือ Young's modulus และ L คือความยาวทั้งหมดส่วนที่activeของspiral spring และหากเราสนใจแค่ความสัมพันธ์ระหว่าง k_{rot} กับ L จะได้ดังนี้

$$k_{rot} \propto \frac{1}{L}$$

สมการที่ 3-3

เราจะสังเกตได้ว่าหากเพิ่มหรือลด L จะส่งผลต่อ k_{rot} ซึ่งเกิดได้จากการเปลี่ยนตำแหน่งการใส่แรง F บนสปริงนั่นเอง กล่าวคือเมื่อเลื่อนแรง F เข้าด้านในขดสปริง จะเสมือนว่า ระยะ L หรือความยาวส่วนactivenั้นลดลงไปด้วย ค่า k_{rot} จะสูงขึ้น เพื่อให้เข้าใจง่ายโปรดดูจากรูปที่ 3-8 ในรูปที่

3-8 ก) แรง F กระทำที่ตำแหน่ง L_1 ซึ่งจะได้ k_{rot} ต่ำกว่า กรณีรูปที่ 3-8 ข) แรง F กระทำที่ตำแหน่ง L_2 ซึ่งจะได้ k_{rot} สูงกว่า



รูปที่ 3-8 แสดง spiral spring เมื่อรับ F 2 ตำแหน่ง นั่นคือ (ก) ตำแหน่ง L_1 ที่ยาว จะได้ k_{rot} สูง และ (ข) ตำแหน่ง L_2 ที่สั้นกว่า จะได้ k_{rot} ต่ำ

สำหรับค่า stress สูงสุด (σ_{max}) ในสปริงสามารถประมาณได้จากสมการที่ 3-4 โดยที่ D_m คือ ความยาวเส้นผ่านศูนย์กลางตรงแกนสปริง (Center mandrel) และ k_i เป็น stress concentration factor บริเวณส่วนโค้งด้านในสปริงซึ่งเป็นฟังก์ชันของ $(1 + \frac{D_m}{t})$ ดังตารางที่ 3-1 อย่างไรก็ตาม ผู้วิจัยพบในภาพหลังว่าสมการนี้มีความคลาดเคลื่อนสูงในการประมาณค่า stress จึงใช้สมการนี้เพื่อศึกษาความสัมพันธ์ของ stress กับพารามิเตอร์อื่นๆ เท่านั้น

$$\sigma_{max} = k_i \frac{Mc}{I} = k_i \left(\frac{6FR}{bt^2} \right)$$

สมการที่ 3-4

CHULALONGKORN UNIVERSITY

$1 + \frac{D_m}{t}$	k_i
2	1.5
4	1.2
มากกว่า 6	1.1

ตารางที่ 3-1 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง k_i และ D_m กับ t [65]

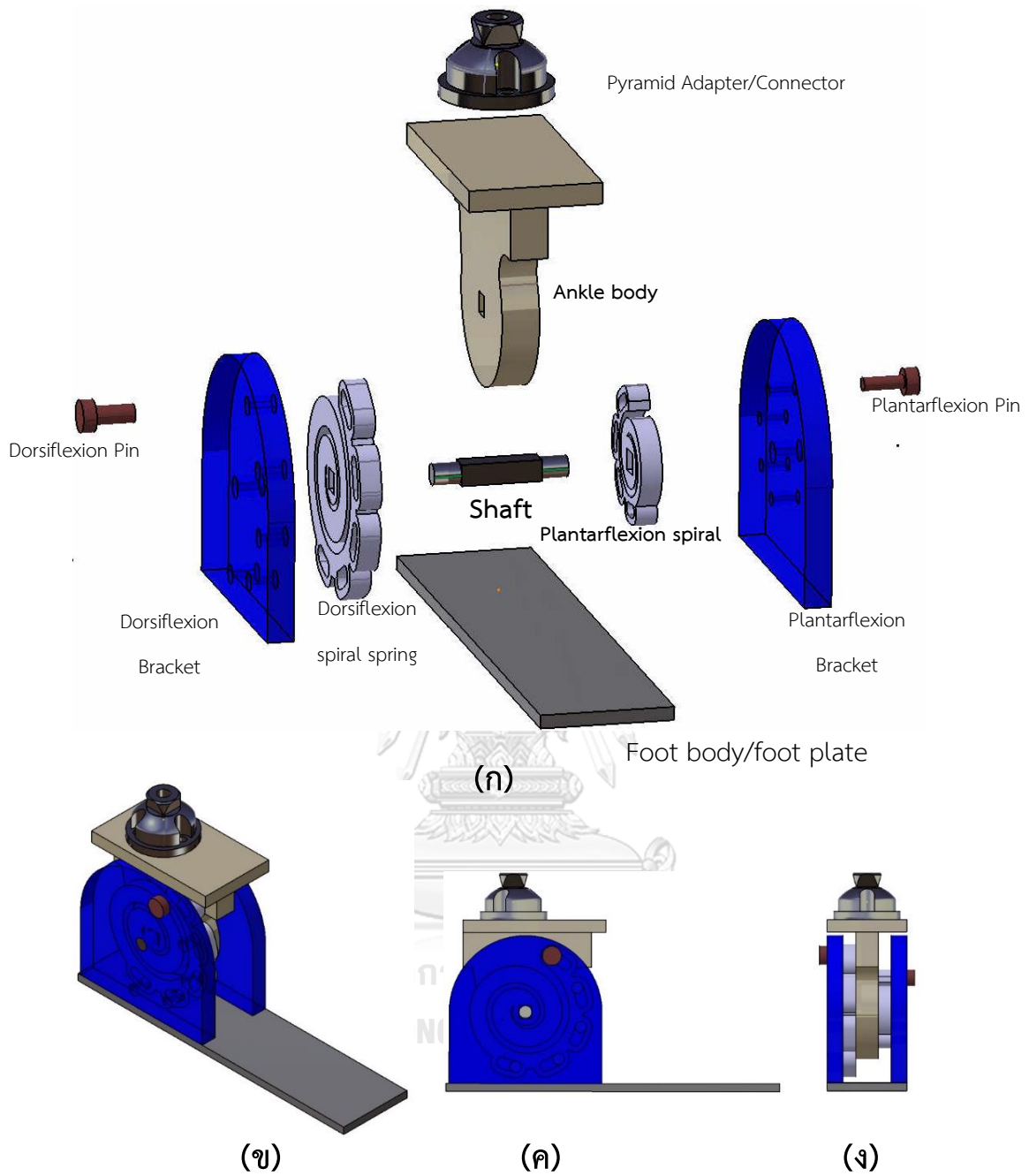
3.2.2 กลไกการทำงานเท้าเทียมโมเดล A

ผู้วิจัยจะใช้spiral spring 2 อัน โดยอันแรก 1)รองรับโมเมนต์ของข้อเท้าขณะcontrolled plantarflexion เรียกว่าplantarflexion spiral spring และอันถัดมา 2)รองรับขณะcontrolled dorsiflexion เรียกว่า dorsiflexion spiral spring เมื่อนำมาประกอบรวมกับส่วนอื่นๆจะได้เท้าเทียมดังรูปที่ 3-9 ซึ่งspiral springแต่ละอันจะมีslot ไว้สำหรับสอดpinที่ยึดแน่นกับbracketในฝั่งตนเอง

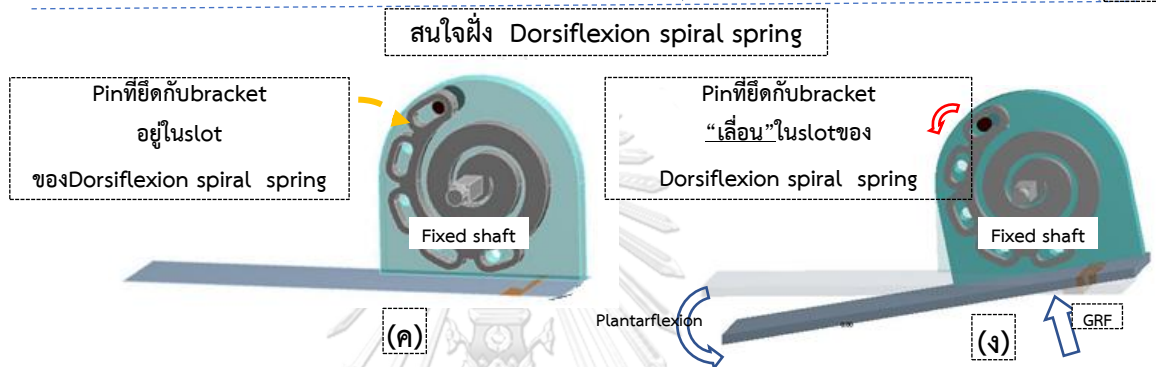
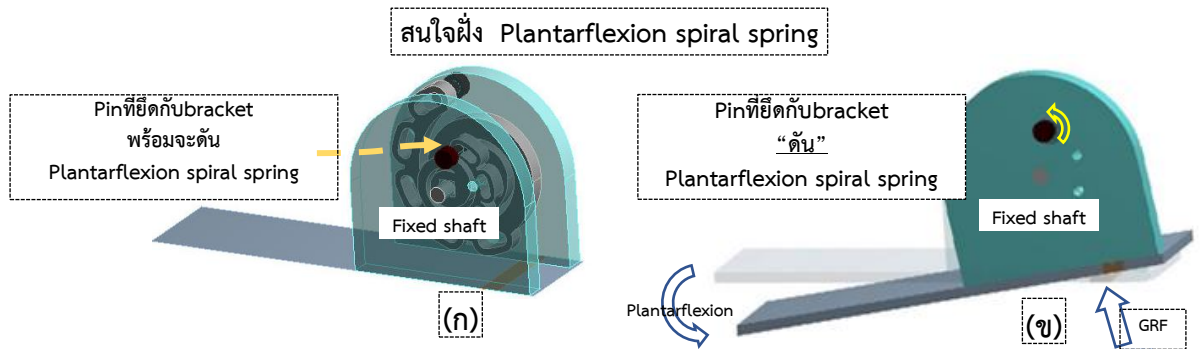
กลไกการทำงานเท้าเทียมคือเมื่อมีGRFกระทำต่อfoot bodyด้านหลังขณะheel strike จะเกิดการกระดกเท้าลง(plantarflexion) pinที่ยึดอยู่กับbracket(รูปที่ 3-10(ก))จะดันplantarflexion spring ให้บิดตามด้วย เป็นมุมplantarflexion(รูปที่ 3-10(ข)) ส่วนpinอีกอันที่ยึดกับbracketฝั่ง dorsiflexionจะเคลื่อนที่ไปตามslotของdorsiflexion spring(รูปที่ 3-10(ค)และ(ง)) โดยpinฝั่งนี้ไม่ได้รับแรงกระทำใดๆจากdorsiflexion spring หรือหากเกิดมุมplantarflexionมากเกินไปเกินlimitของ slot จะทำให้pinฝั่งdorsiflexionดันdorsiflexion springไปด้วย

และหลังจากนั้นGRFจะเลื่อนมากระทำด้านหน้าข้อเท้า pinที่ยึดอยู่กับbracketจะดัน dorsiflexion spring(รูปที่ 3-11(ก))ให้บิดไปด้วยมุมdorsiflexion(รูปที่ 3-11(ข)) และ pinที่ยึดกับbracketในฝั่งplantarflexion จะเคลื่อนที่ไปตามslot ของPlantarflexion spring (รูปที่ 3-11(ค)-(ง)) โดยไม่ได้รับแรงกระทำใดๆ หรือหากเกิดมุมdorsiflexionมากเกินไปเกินlimitของslot จะทำให้pinฝั่ง plantarflexionดันplantarflexion springไปด้วย

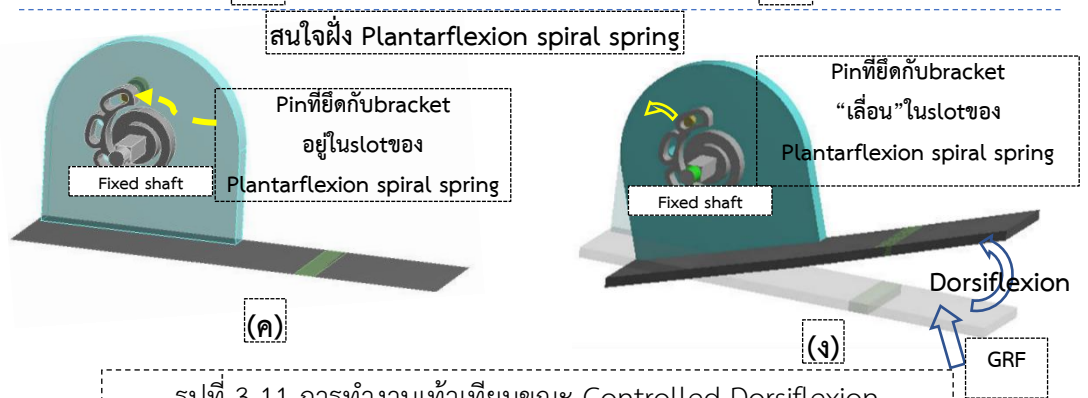
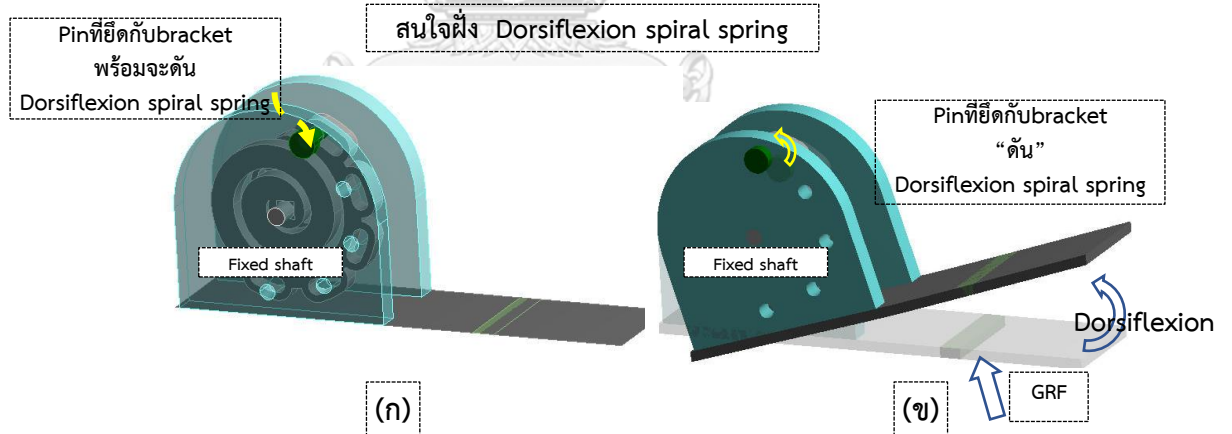
สำหรับการปรับrotational stiffnessข้อเท้า ก็ต้องเลือกว่าจะปรับในส่วนplantarflexion หรือdorsiflexion เมื่อเลือกได้แล้ว ก็ต้องให้เปลี่ยนตำแหน่งการใส่pinบนbracketของฝั่งนั้นๆ โดยหากใส่pin วนเข้าวงในspiral spring แล้วstiffnessข้อเท้าฝั่งนั้นจะสูงขึ้น แต่หากใส่pinออกไปด้านนอกวงขดของspiral spring ผลก็จะตรงกันข้าม ตามรูปที่ 3-12



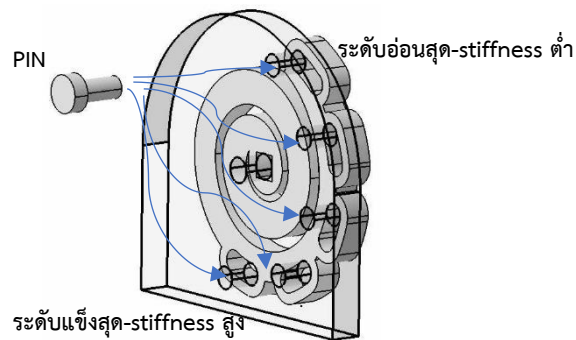
รูปที่ 3-9 แสดงการรวมชิ้นส่วนต่างๆเป็นเท้าเทียม (ก)แสดงองค์ประกอบต่างๆ แบบแยกชิ้นส่วน (ข) มุมมอง isometric (ค) มุมมองด้านข้าง (side view) และ (ง) มุมมองด้านหน้า (front view)



รูปที่ 3-10 แสดงการทำงานขณะ controlled plantarflexion



รูปที่ 3-11 การทำงานเท้าเทียมขณะ Controlled Dorsiflexion



รูปที่ 3-12 การเปลี่ยนstiffnessโดยใช้pin

3.2.3 วิเคราะห์และสังเคราะห์กลไกด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์(Finite Element Method)ของเท้าเทียมโมเดล A

3.2.3.1 การเริ่มต้นวิเคราะห์สังเคราะห์ spiral spring

จากการสมการที่ 3-2 ผู้วิจัยจัดรูปใหม่จะได้สมการที่ 3-5 เมื่อทราบพิสัยการเคลื่อนไหวข้อเท้าเทียมแล้ว ภายใต้เงื่อนไข $b = 8 \text{ mm}$ และมีโมเมนต์ M กับมุมบิด θ ที่สนใจ โดยใส่ปรับค่า t ต่างๆ แล้วคำนวณเบื้องต้นเพื่อหาค่า L จากนั้นประมาณหาค่า R สปริงต่อ จะได้เซตคำตอบค่า t กับ R มา สำหรับเป็นแนวทางคร่าวๆ สำหรับออกแบบspiral springให้ละเอียดยิ่งขึ้นด้วยวิธีการทาง Finite Element Method โดยใช้โปรแกรม ANSYS

$$L = \frac{bt^3E\theta}{12M}$$

สมการที่ 3-5

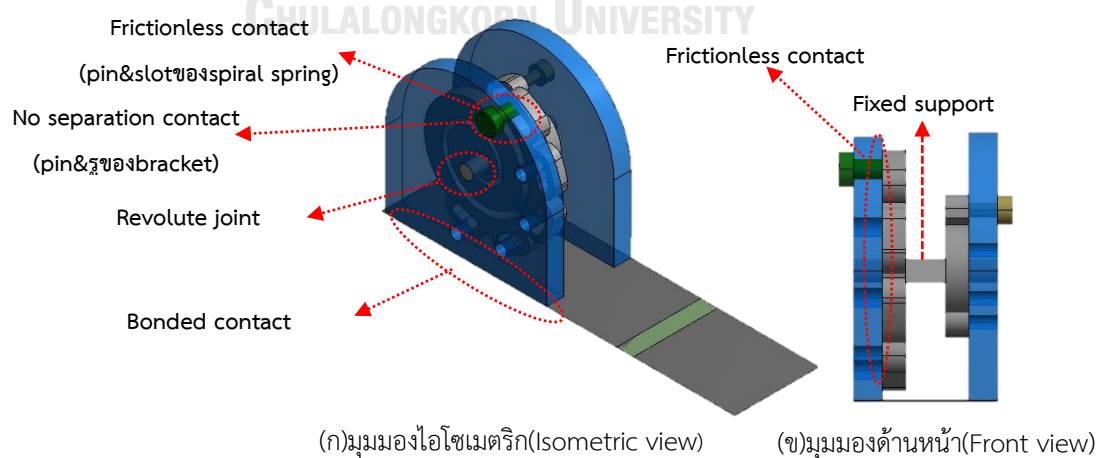
ผู้วิจัยเริ่มวาดCADของspiral spring และลองผิดลองถูก(Trial Error)ปรับแก้บางส่วน เช่น ปรับความหนาบางบริเวณ(t) ปรับจำนวนวงของสปริง(ปรับ L) เป็นต้น แล้วนำไฟล์CADมาเข้าสู่โหมด Static Structure ของ ANSYS ใส่ Fixed Support ตรงกลางสปริง และใส่แรง(Force, F) ที่ตำแหน่งปลายสปริงซึ่งให้โมเมนต์ที่เราสนใจ กล่าวคือ 1)กรณีวิเคราะห์plantarflexion spiral spring จะใส่ F ให้เกิดโมเมนต์plantarflexionสูงสุด(M_{Pmax})มีค่า 18 Nm และ2)กรณีdorsiflexion spiral spring จะใส่ F ให้เกิดโมเมนต์dorsiflexionสูงสุด(M_{Dmax})มีค่า 66 Nm วัสดุที่เลือกใช้เป็นไปตามตารางที่ 3-2

ชิ้นส่วน	วัสดุ	Yield Strength(MPa)	Young's Modulus(GPa)
● Foot Plate	CFRP (Resin SE 84LV เส้นใยRC200T ยี่ห้อGURIT)	1074	66.4
● Bracket ● Pin ● Shaft	Structural steel	250	200
● Spiral Spring	เหล็กเหนียว	1157	127

ตารางที่ 3-2 คุณสมบัติวัสดุเท้าเทียมโมเดล A

ต่อไปดำเนินการวิเคราะห์การทำงานของเท้าเทียมโดยรวมทุกส่วนเข้าด้วยกัน ทั้งนี้ละเว้นการพิจารณาUpper profileและConnector เพราะเบื้องต้นสนใจการหมุน Strain Energyและ Stress ของข้อเท้าเทียมหรือSpiral springเป็นหลักก่อน และผู้วิจัยมีAssumptionว่า Foot plateเป็น Rigid bodyเหมือนเท้ามนุษย์ปกติ จึงได้ละเว้นการพิจารณาdeflectionของFoot plateไปด้วย

ผู้วิจัยแยกพิจารณา 2 กรณี ได้แก่ กรณีDorsiflexionและกรณีPlantarflexion และในแต่ละกรณีจะแยกพิจารณาทุกระดับstiffness ส่วนการใส่เงื่อนไขการวิเคราะห์คือ 1) ใส่GRF บนfoot plate เงื่อนไขเป็นไปตามหัวข้อ3.1.2 2) ใส่Contact ตามรูปที่ 3-13



รูปที่ 3-13 การใส่Contactของเท้าเทียมโมเดล A

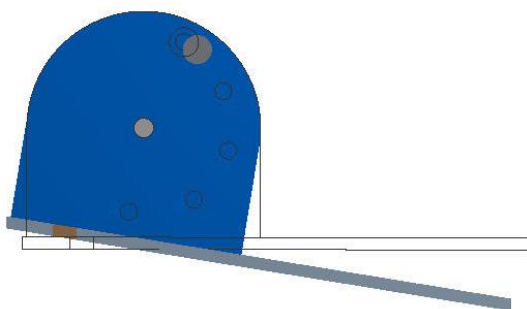
ผลจากคำนวณทางFEM ได้มุมที่ข้อเท้าหมุนไป โมเมนต์รอบข้อเท้า Von mises stress จากนั้นนำมาคำนวณหา stiffness รอบข้อเท้าต่อ(ใช้สมการที่ 2-10) รวมถึงได้ Strain energy ของ spiral spring และ Foot plate ซึ่งถือว่าเป็น Storage energy ของเท้าเทียม (คิดเฉพาะกรณี dorsiflexion) ทั้งนี้ผู้วิจัยยังไม่สามารถหาค่า Return Energy ของเท้าเทียมด้วย Finite Element Method

3.2.3.2 ผลการวิเคราะห์ stiffness และ Storage Energy

จากรูปที่ 3-14 และตารางที่ 3-3 กรณี plantarflexion พบว่ามุมข้อเท้าช่วง plantarflexion สูงสุดมีค่าตั้งแต่ 3.56° - 13.22° และ k_p มีค่าตั้งแต่ 1.16-3.57 Nm/deg ซึ่งค่า stiffness ต่ำสุดลดลงไม่ถึง 0.2 Nm/deg ใน Design specification แต่ k_p สูงสุดไปได้ไกลขอบบน Design specification (3.6 Nm/deg) ส่วน Storage energy จาก plantarflexion ผู้วิจัยจะไม่ได้พิจารณาในส่วนนี้เพราะส่งผลกระทบต่อผลกับผู้พิการขาขาดไปด้านหน้า[43]

และในส่วนของรูปที่ 3-15 และตารางที่ 3-4 กรณี dorsiflexion พบว่ามุมข้อเท้า dorsiflexion สูงสุดมีค่าตั้งแต่ 7.42° - 20.84° และ dorsiflexion ankle stiffness อยู่ในช่วง 3.97-10.05 Nm/deg ซึ่งให้ช่วงที่กว้างกว่าค่ากำหนดในการออกแบบ (3 ถึง 7.85 Nm/deg)

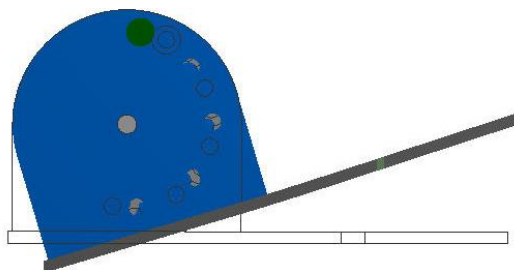
สำหรับ Storage energy แปรผันโดยตรงกับมุม dorsiflexion สูงสุด กล่าวคือหากข้อเท้าทำมุม dorsiflexion ได้สูง Storage energy ก็จะสูงตามไปด้วย อย่างไรก็ตามกรณี Stiffness ระดับ 1 (อ่อนที่สุด) ได้ผล Storage energy สูงสุดถึง 0.27 J/kg ซึ่งแม้จะยังไม่ทราบ energy return ขณะไปใช้จริง แต่ Return energy ก็อาจลดลงไปไม่ถึง 0.078 J/kg ตามขอบบน Design specification และอาจทำให้ผู้พิการขาขาดระดับกิจกรรมต่ำเกิดความไม่เสถียรภาพ (stability) ได้ ต้องเพิ่มระดับ Dorsiflexion stiffness จึงจะช่วยให้ Storage energy ต่ำลงมา



รูปที่ 3-14 แท้เทียมต้นแบบขณะกระดูกงอ(plantarflexion)

กรณีplantarflexionของเท้าเทียมโมเดล A			
พารามิเตอร์ ระดับความแข็ง	plantarflexion ankle stiffness (k_p) (Nm/deg)	มุมPlantarflexionสูงสุด (องศา)	Von mises stress ของ Plantarflexion spiral spring(MPa)
1	1.16	13.22	1853.3
2	1.55	8.59	852.35
3	2.00	5.99	657.69
4	3.57	3.56	759.26

ตารางที่ 3-3 แสดง k_p มุมข้อเท้าPlantarflexion von mises stressของPlantarflexion spiral spring ในระดับความแข็งต่างๆ ของกรณีplantarflexionของเท้าเทียมโมเดล A



รูปที่ 3-15 เท้าเทียมต้นแบบขณะกระดกขึ้น(dorsiflexion)

กรณีdorsiflexionของเท้าเทียมโมเดล A				
พารามิเตอร์	dorsiflexion ankle stiffness(k_D)(Nm/deg)	มุม Dorsiflexion สูงสุด(องศา)	Von mises stress ของ Dorsiflexion spiral spring(MPa)	Energy Storage(J/kg)
ระดับความแข็ง				
1	3.97	20.84	2457.4	0.27
2	4.63	17.71	1895.6	0.23
3	6.04	13.73	1250.6	0.18
4	7.34	10.64	1168.7	0.14
5	10.04	7.42	999.45	0.10

ตารางที่ 3-4 k_D มุมข้อเท้า dorsiflexion von mises stress ของ Dorsiflexion spiral spring ในระดับความแข็งต่างๆ กรณีdorsiflexionของเท้าเทียมโมเดล A

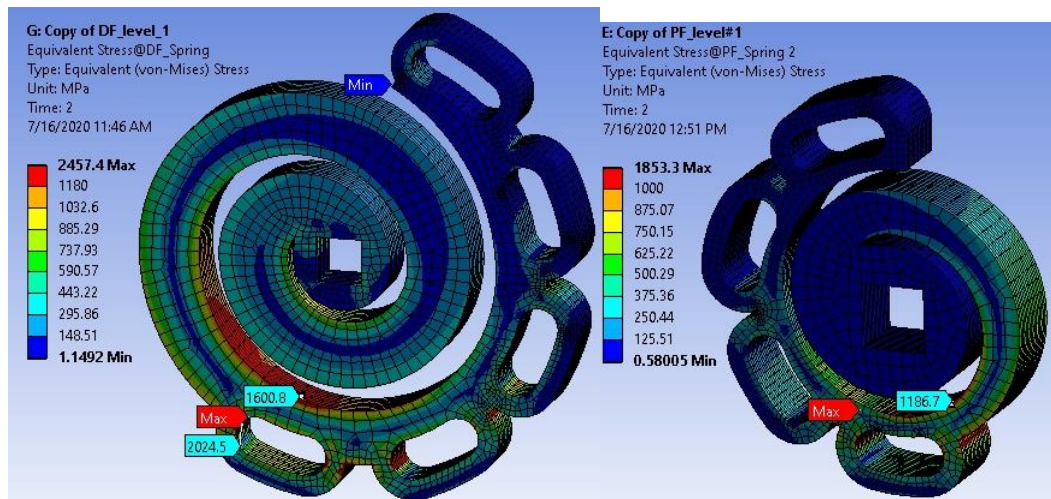
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CHULALONGKORN UNIVERSITY

3.2.3.3 ผลการวิเคราะห์stressของspiral spring

จากรูปที่ 3-16 ในเบื้องต้นผู้วิจัยจะพิจารณาStressที่เกิดบนขดspiral springเป็นหลัก เนื่องจากเป็นแกนรับแรง จากการคำนวณFinite element methodพบว่า ทั้ง 2 สปริงเกิดค่าstress สูงสุดเมื่อปรับค่าความแข็งสปริงเป็นระดับ 1 โดยในกรณีplantarflexion ขั้วspringเกิดStress บริเวณslot สูงสุดประมาณ 1853.3 MPa เกิดStressบริเวณผิวโค้งด้านในสูงสุดประมาณ 1187 MPa และกรณีdorsiflexion spring เกิดstressบริเวณslotสูงสุดประมาณ 2457.4 MPa เกิดStressบริเวณผิวโค้งด้านในสูงสุดประมาณ 1600 MPa จากทั้งสองกรณีเกิดค่าstressที่สูงมาก แต่Yield Strength ของเหล็กแทน(leaf spring)มีค่า 1157 MPa จากปัญหานี้นำไปสู่การเกิดความเสียหายได้ ดังนั้นเพื่อความปลอดภัย เมื่อพิจารณาตารางที่ 3-3 ในกรณีPlantarflexionควรใช้ระดับstiffness ตั้งแต่ 2

ถึง 4 และเมื่อพิจารณาดารางที่ 3-4ในกรณีDorsiflexion ควรใช้ระดับStiffnessระดับ 5 เท่านั้น เพราะstressบนspiral spring ต่ำกว่าYield strength



(ก)Dorsiflexion spiral spring

(ข)Plantarflexion spiral spring

รูปที่ 3-16แสดงขณะเกิดstressสูงสุดของ (ก)dorsiflexion spiral spring และ(ข)plantarflexion spiral spring

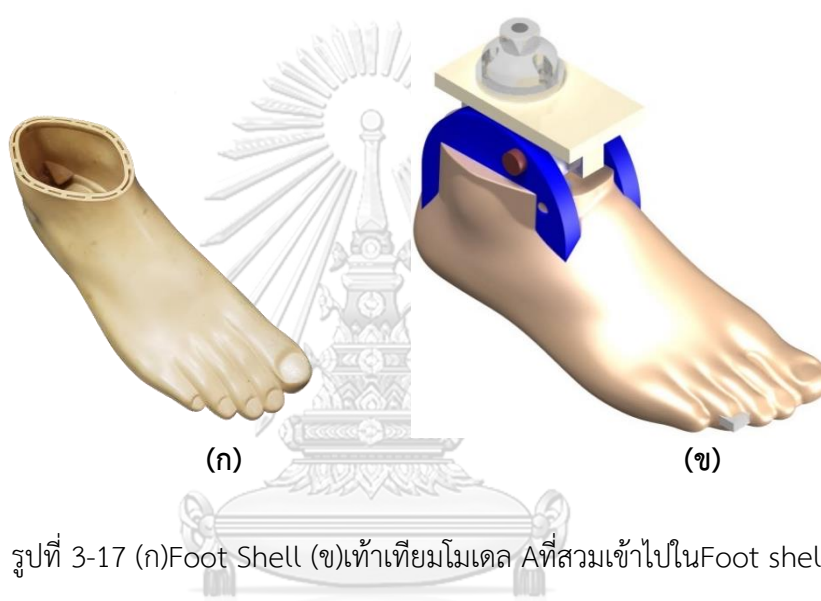
3.2.4 สรุปรูปการออกแบบเท้าเทียมโมเดล A

ในเบื้องต้นการสังเคราะห์กลไกนั้นสามารถทำงานได้ และผลลัพธ์ในส่วนrotational stiffnessกับขอบเขตการเคลื่อนไหวข้อเท้าใกล้เคียงกับข้อกำหนดในการออกแบบโดยสามารถปรับเท้าเทียมให้มีstiffnessสูงเพื่อเหมาะกับผู้ที่พิการที่เน้นstability หรือปรับลดrotational stiffness สำหรับผู้ที่พิการที่เน้นmobility และที่สำคัญคือปรับได้ตามความชอบของผู้พิการชาชาติ แต่ใน Dorsiflexion stiffnessระดับ 1 กับ 2 มีผลลัพธ์ด้านStorage Energyมีค่าสูง ซึ่งมีโอกาสสร้าง Return Energyสูงตามไปด้วย เสี่ยงต่อการทำให้ผู้พิการเดินไม่มั่นคง อย่างไรก็ตามเราสามารถเพิ่มระดับDorsiflexion stiffness จึงจะช่วยให้Storage energyต่ำลงมา นอกจากนี้แล้วยังเกิดstressสูงมากที่บริเวณspiral springที่ระดับstiffnessต่ำ หากต้องการใช้งานได้จริงต้องปรับระดับ Plantarflexion stiffness ไปที่ระดับ 2 ถึง 4 และ Dorsiflexion stiffness ไปที่ระดับ 5 เท่านั้น จึงจะปลอดภัย

การปรับRotational stiffnessของเท้าเทียมโมเดล A ทั้งส่วนPlantarflexion และ Dorsiflexion มีลักษณะไม่ต่อเนื่อง(Discrete) ซึ่งมีทางเลือกในการปรับน้อยกว่าแบบต่อเนื่อง (Continuous)

นอกจากนี้แล้วขนาดของเท้าเทียมโมเดล A มีขนาดใหญ่บริเวณข้อเท้าซึ่งทำให้ยากต่อการบรรจุใส่Foot shell ซึ่งมีอาจผลต่อภาพลักษณ์และจิตใจของผู้พิการได้แสดงได้ดังรูปที่ 3-17

การจะลดStress ได้และรักษาระดับstiffnessไว้เท่าเดิม แนวทางคือเพิ่มความกว้าง และลดความหนาของSpiral Spring แต่จะยังเป็นการเพิ่มขนาดข้อเท้ายิ่งเข้าไปอีก

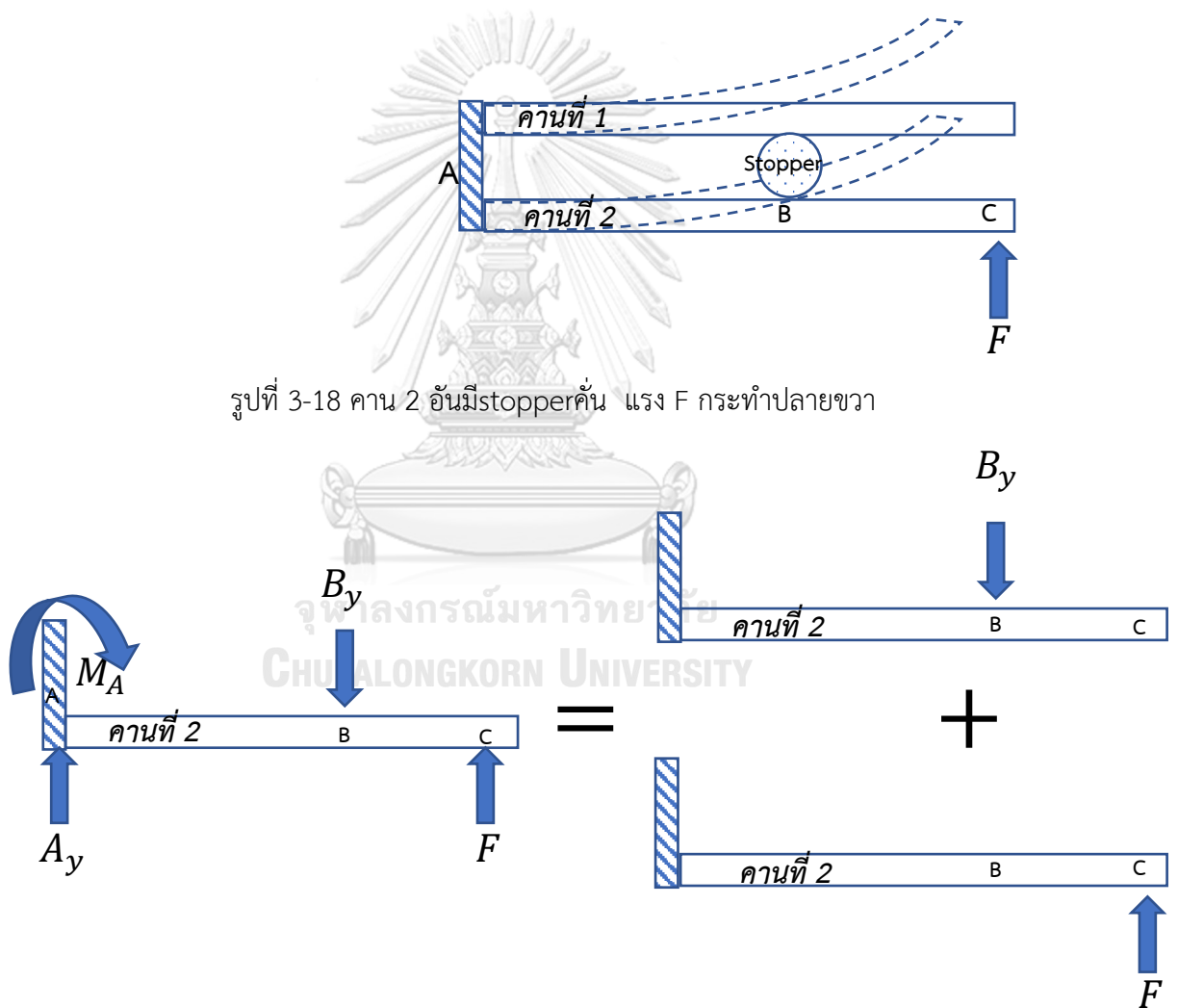


รูปที่ 3-17 (ก)Foot Shell (ข)เท้าเทียมโมเดล A ที่สวมเข้าไปในFoot shell

3.3 การออกแบบเท้าเทียมโมเดล B

เท้าเทียมโมเดล B ใช้หลักการปรับ Linear stiffness ซึ่งใช้ deformation ของคานโดยตรง บริเวณ Forefoot และ Heel ดังจะได้อธิบายหลักการต่อไปนี้

3.3.1 โมเดลคาน 2 อัน



รูปที่ 3-19 Free Body Diagram ของคานที่ 2 (ล่าง)

จากรูปที่ 3-18 คาน 2 อัน คานบนเป็น คาน 1 และคานล่างเป็น คาน 2 ให้มี fixed support ที่จุดปลายซ้าย และมีชิ้นชั้นระหว่างคานทั้งสอง จะเรียกว่า stopper คุณสมบัติของคานทั้งสอง เป็นไปตามตาราง ตารางที่ 3-5 เมื่อแรง F กระทำที่ปลายคาน 2 (ล่าง) คานทั้งสอง ก็จะเกิด deflection งอขึ้นไปได้ ในเบื้องต้นผู้วิจัยจะละเลยการแตะกันระหว่างคานที่ 1 กับคานที่ 2 เราสามารถหาความสัมพันธ์ระหว่าง l_x และ δ ได้ ในที่นี้ l_x คือระยะเลื่อน stopper เข้าออกจุด fixed support และ δ คือระยะงอที่ปลาย C ของคานที่ 2

หากพิจารณา free body diagram ของคานที่ 2 (ล่าง) จะเป็นไปตามรูปที่ 3-19 และหากใช้หลักการ superposition พิจารณาได้ว่าผลของการงอของคานที่ 2 มาจาก 1) แรงภายนอก F ทำให้เกิดระยะงอขึ้น δ_F และ 2) แรงภายใน B_y เป็นแรงปฏิกิริยา (Reaction Force) จาก stopper ซึ่งส่งมาจากคาน 1 (บน) ทำให้งอลงเป็นระยะ δ_{B_y} แล้วจะได้ว่า

$$\delta_F = \frac{FL^3}{3E_2I_2}$$

สมการที่ 3-6

$$\delta_{B_y} = \frac{-B_y l_x (3L - l_x)}{6E_2I_2}$$

สมการที่ 3-7

$$\therefore \delta = \delta_F + \delta_{B_y}$$

สมการที่ 3-8

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

B_y คือตัวแปรไม่ทราบค่า หากพิจารณาดำแหน่ง B จะได้ว่า ระยะงอที่จุด B ของคาน 2 เท่ากับระยะงอที่จุด B ของคาน 1 นั่นคือ

$$\frac{Fl_x^2(3L - l_x)}{6E_2I_2} - \frac{B_y l_x^3}{3E_2I_2} = \frac{B_y l_x^3}{3E_1I_1}$$

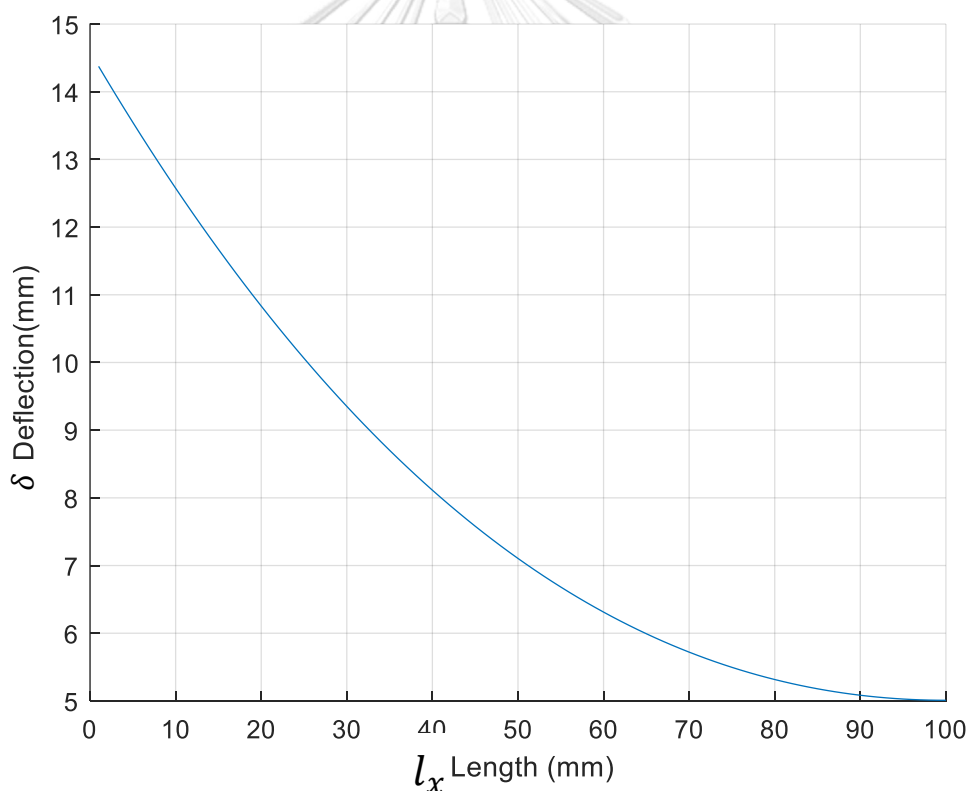
$$\therefore B_y = \left(\frac{Fl_x^2(3L - l_x)}{6E_2I_2} \right) \left(\frac{l_x^3}{3E_1I_1} + \frac{l_x^3}{3E_2I_2} \right)^{-1}$$

สมการที่ 3-9

ถัดมาผู้วิจัยได้ป้อนค่าลงในสมการที่ 3-8 โดยอาศัยข้อมูลจากตารางที่ 3-5 และใช้ $F=620$ N สามารถสร้างกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง δ และ l_x ได้ดังรูปที่ 3-20 จะเห็นว่า การเลื่อน stopper หรือปรับค่า l_x ให้มีค่ามากขึ้น (ห่างจาก fixed support) จะส่งผลให้ δ ลดลง มองได้อีกแง่ คือเราสามารถเลื่อน stopper เพื่อปรับ stiffness หรือระยะงอ δ ของคานที่ 2 (ล่าง) ผู้วิจัยจะใช้แนวคิดนี้ในการออกแบบเท้าเทียมโมเดล B ต่อไป โดยจะมองว่าคานที่ 2 นี้คือเท้าเทียม

	Material	E	ความยาว	ความกว้าง	ความหนา
คานที่ 1(บน)	เหล็กเหนียว	127 GPa	100 mm	40 mm	4 mm
คานที่ 2(ล่าง)	CFRP	66.4 GPa	100 mm	40 mm	4 mm

ตารางที่ 3-5 ข้อมูลคุณสมบัติของคานที่ 1 และคานที่ 2



รูปที่ 3-20 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของ δ กับ l_x

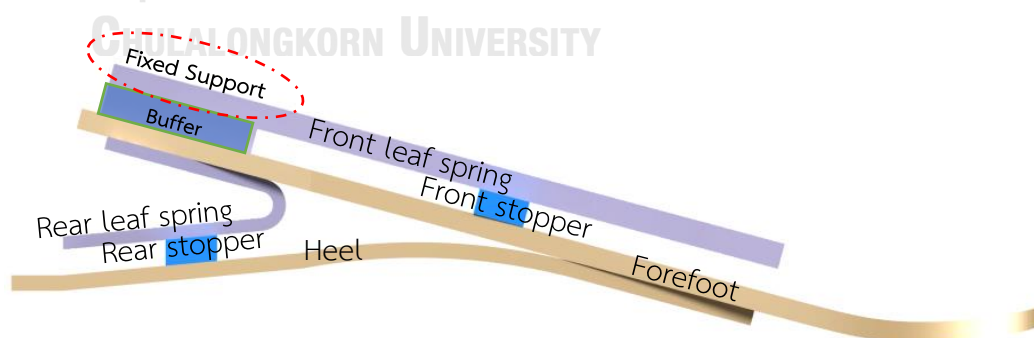
3.3.2 กลไกการทำงานของเท้าเทียมโมเดล B

ผู้วิจัยใช้แนวคิดในหัวข้อ3.3.1 มาขยายแนวคิดต่อ แสดงผลการออกแบบเบื้องต้นได้รูปที่ 3-21 เมื่อนำไปเปรียบเทียบกับรูปที่ 3-18 จะสังเกตได้ว่า 1)ForefootกับHeelคือคานที่ 2(ล่าง) 2)Front leaf spring กับ Rear leaf springคือคานที่ 1(บน) และ 3)Front stopperกับ Rear stopper คือ stopper

ผู้วิจัยขอเริ่มอธิบายแนวกลไกด้านหน้าหรือปลายเท้าก่อนซึ่งทำหน้าที่Dorsiflexion เราจะใช้Forefootซึ่งเปรียบเสมือนคานที่รับGRF มีBufferคั่นกลางระหว่างForefootกับFront leaf spring เพื่อให้สอดFront stopperเข้ามา Front stopperนี้เองสามารถเลื่อนเข้าออกเพื่อปรับระดับDorsiflexion stiffness(k_D)หรือปรับระยะการงอของForefootได้นั่นเอง

ทำนองเดียวกับด้านหลังหรือด้านสันเท้าที่เกิดPlantarflexion ใช้Heelซึ่งเปรียบเสมือนคานรับGRF มีRear stopperคั่นกลางระหว่างHeelกับFront leaf spring โดยRear stopperนี้เองสามารถเลื่อนเข้าออกเพื่อปรับระดับPlantarflexion stiffness(k_P) หรือปรับระยะการงอของHeel ได้

เมื่อนำไปเปรียบเทียบกับเท้าเทียมโมเดล A จะสังเกตได้ว่า Foot plate ของเท้าเทียมโมเดล A เปรียบเสมือนHeelและForefootของเท้าเทียมโมเดล B แต่Foot plateได้รับสมมุติฐานเป็น Rigid body ในขณะที่ HeelกับForefoot ไม่ใช่Rigid body จึงเกิดdeflectionได้

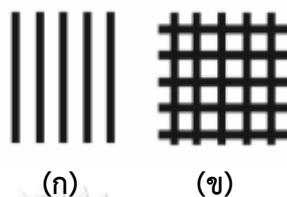


รูปที่ 3-21 เท้าเทียมโมเดล B เบื้องต้น

3.3.3 วัสดุสำหรับออกแบบเท้าเทียมโมเดล B

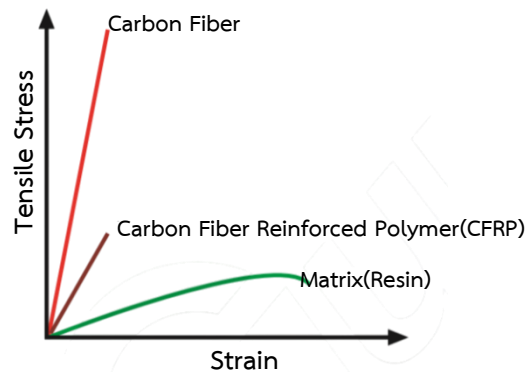
เบื้องต้นจะได้อธิบายข้อมูลเกี่ยวกับCarbon Fiber Reinforced Polymer(CFRP)พอสังเขป และสรุปการเลือกวัสดุสำหรับใช้ในเท้าเทียมโมเดล B

3.3.3.1 Carbon Fiber Reinforced Polymer(CFRP)



รูปที่ 3-22 เส้นใยFiber (ก)Unidirectional(เส้นทิศทางเดียว) (ข)Fabric(สานเส้น)

จากการศึกษาของAskeland[66]สรุปได้ว่าCarbon Fiber Reinforced Polymer(CFRP)เป็นวัสดุคอมโพสิต(Composite material) ที่ประกอบด้วย 2 ส่วนหลัก คือ 1)Matrix โดยในCFRPใช้Resin เช่น epoxy และ polyester เป็นต้น มีคุณสมบัติทางกลไม่แข็งแรง แต่สามารถขึ้นรูปร่างซับซ้อนได้ และ2)FiberมีStrengthและStiffnessสูง FiberในCFRP นี้คือ Carbon แสดงตามรูปที่ 3-22 เมื่อ 2 ส่วนหลักนี้ผสมกันก็เสมือนนำคุณสมบัติมารวมกัน กล่าวคือ ได้StrengthสูงจากFiberขณะเดียวกันก็มีStiffnessอ่อนลงจากMatrix รวมถึงมีน้ำหนักเบา รูปที่ 3-23 แสดงStress-strain ของFiber,CFRPและMatrix เราจะสังเกตได้ว่าCFRPมีคุณสมบัติกึ่งกลางระหว่าง FiberและMatrix หน้าที่ของMatrixคือช่วยยึดกับFiberให้คงรูปได้ และยังสามารถถ่ายผ่านแรงไปยัง Fiberซึ่งเป็นส่วนที่รับแรงได้ดี นอกจากนี้Matrixยังช่วยป้องกันความเสียหายบนผิวFiberและลด diffusionของแก๊สหรือความชื้นที่มีส่วนลดคุณสมบัติทางกลของFiber



รูปที่ 3-23 กราฟ Stress-Strain ของ Carbon Fiber , CFRP และ Matrix

คุณสมบัติโดยรวมของ CFRP ขึ้นกับ 4 ปัจจัยหลัก ได้แก่ 1) คุณสมบัติของ Fiber 2) คุณสมบัติของ Matrix หรือ Resin 3) Fibre Volume Fraction (สัดส่วน Fiber ใน CFRP) และ 4) Geometry กับ Orientation ของเส้น Fiber ใน CFRP ในเบื้องต้นนี้ขออธิบายเพิ่มเติมเฉพาะ Fibre Volume Fraction และ Orientation ของ fiber

ผลของ Fiber volume fraction ต่อคุณสมบัติ CFRP สามารถอธิบายได้จาก Rule of mixtures (RoM) เมื่อ V_f เป็น Volume fraction of fibre และ V_m เป็น Volume fraction of matrix จะได้ว่าใน CFRP ขึ้นนี้มีความสัมพันธ์ว่า

$$V_f + V_m = 1 \quad \text{สมการที่ 3-10}$$

และเมื่อ P_c เป็นคุณสมบัติทางกลของ CFRP P_f เป็นคุณสมบัติทางกลของ fibre และ P_m เป็นคุณสมบัติทางกลของ matrix จะได้ว่า

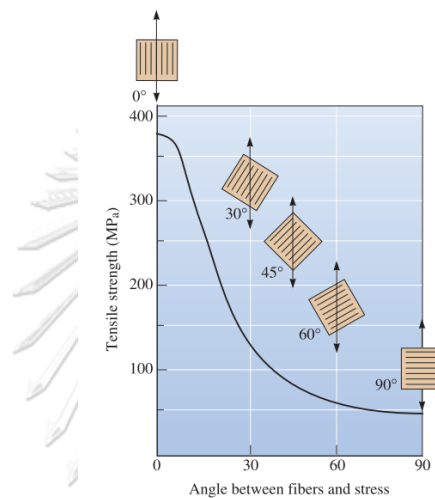
$$P_c = P_f V_f + P_m V_m \quad \text{สมการที่ 3-11}$$

คุณสมบัติ P_c, P_f, P_m ที่ว่านี้สามารถเป็น Young's Modulus, ความหนาแน่น และ Tensile strength ทิศทางของคุณสมบัติดังกล่าวเป็นทิศทางเดียวกับ Fiber ทั้งนี้ Rule of mixture เป็นจริงภายใต้ Assumption ว่าเส้น Fiber ยาวต่อเนื่องกัน และมีทิศทางเดียวกันทุกเส้น หรือ Unidirectional (UD)

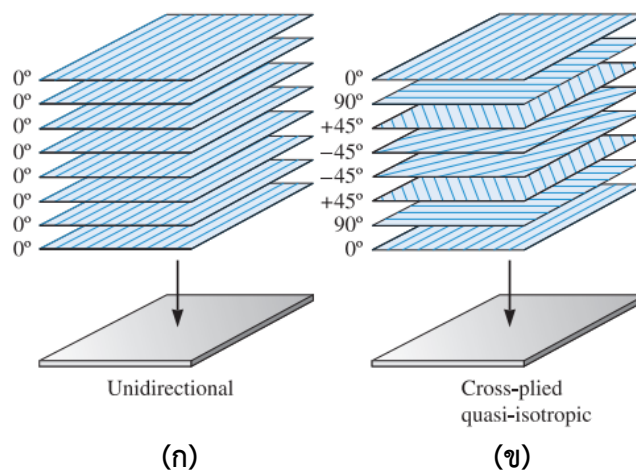
โดยทั่วไปแล้วในการสื่อสารนั้น เส้น Fiber ที่มี Orientation หรือการจัดวางด้วยมุม 0° จะถือว่าเป็นทิศทางที่รับแรงเป็นหลัก ซึ่งจะมีค่า Tensile Strength สูงสุด เมื่อเปรียบเทียบกับ มุมอื่นๆ และ

Tensile Strengthจะต่ำสุดในทิศ 90° ทั้งนี้สามารถแสดงความสัมพันธ์ระหว่างTensile Strengthกับ Orientationของเส้นใยFiberได้ดังรูปที่ 3-24

จากรูปที่ 3-22ใน 1 layerเส้นFiberสามารถรวมกันแบบUnidirectional(UD) ก็ได้ หรือสามารถรวมกันด้วยการสานที่เรียกว่าFabricก็ได้ ซึ่งอาจจะประสานเส้นใยทั้งแนว 0° และ 90° หรือแบบ $\pm 45^\circ$ ก็ได้ หรือแบบอื่นๆก็ได้ ทั้งนี้กลุ่มเส้นใยFiberสามารถวางซ้อนกันได้ตามรูปที่ 3-25 คุณสมบัติที่ได้มาก็จะแตกต่างกันไปตามแนวทางการจัดวาง



รูปที่ 3-24 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างTensile Strength และOrientationเส้นFiber[66]



รูปที่ 3-25 การวางซ้อนกันของFiber (ก)Unidirectional (ข)Cross-Plyed quasi-isotropic[66]

3.3.3.2 รายละเอียดทั่วไปของวัสดุสำหรับแต่ละชิ้นส่วน

ผู้วิจัยได้เลือกใช้วัสดุในการออกแบบเท้าเทียมโมเดล B มีรายละเอียดตามตารางที่ 3-6 ซึ่งได้บอกวัสดุที่ใช้ทำชิ้นส่วนแต่ละอัน บอกข้อดี ข้อเสียของวัสดุแต่ละชนิด

ชิ้นส่วน	วัสดุ	ข้อดี	ข้อเสีย
<ul style="list-style-type: none"> • Forefoot • Rearfoot 	CFRP	<ul style="list-style-type: none"> ✓ ความหนาแน่นต่ำ(น้ำหนักต่ำ) ✓ Young's modulus ต่ำ แต่มี Tensile และcompressive strength สูง 	<ul style="list-style-type: none"> • ราคาแพง • ขึ้นรูปใช้เวลานาน(1-2วัน)และซับซ้อน
<ul style="list-style-type: none"> • Front leaf spring • Rear leaf spring 	เหล็กแทนบ(leaf spring)	<ul style="list-style-type: none"> ✓ ราคาถูก ✓ Young's modulus ต่ำ แต่มี Yield strength สูง 	<ul style="list-style-type: none"> • ความหนาแน่นสูง (น้ำหนักสูง) • เกิดสนิมง่าย
<ul style="list-style-type: none"> • Buffer • Front Stopper • Rear Stopper 	Nylon 6	<ul style="list-style-type: none"> ✓ ราคาถูก ✓ ทนต่อการเสียดสี กระดกร่อน ✓ เหมาะกับงานที่รับแรงมาก 	<ul style="list-style-type: none"> • Yield strengthต่ำ

ตารางที่ 3-6 วัสดุสำหรับออกแบบเท้าเทียมโมเดล B

3.3.4 วิเคราะห์และสังเคราะห์กลไกด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์(Finite Element Method)ของเท้าเทียมโมเดล B

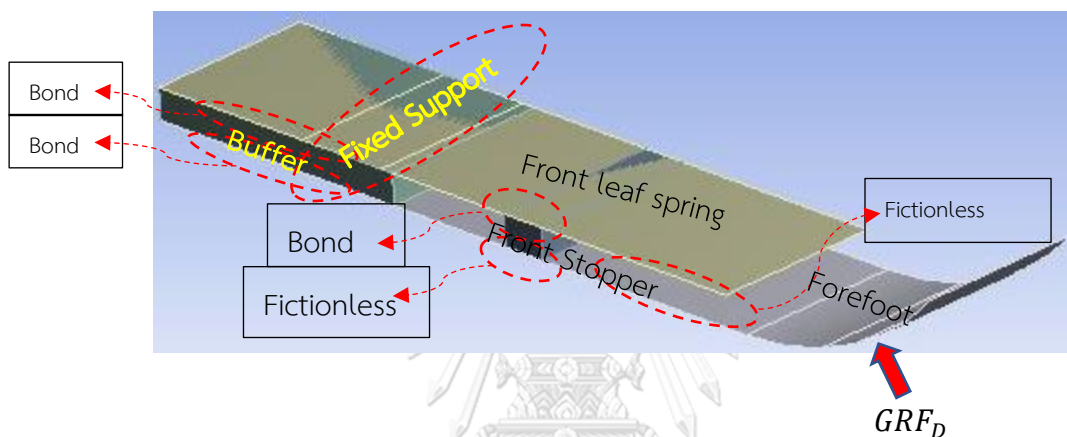
ผู้วิจัยจะดำเนินการคำนวณเพื่อหา dimension ของชิ้นส่วนหลักได้แก่ Forefoot , Heel ,Front leaf spring และRear leaf spring ด้วยวิธีFinite Element Method(FEM)ผ่านโปรแกรม Ansys สำหรับกระบวนการคำนวณจะแบ่งเป็น 2 ขั้นตอนหลัก นั่นคือ 1)การคำนวณเพื่อหาแนวโน้มเพื่อได้ค่าของdimensionในเบื้องต้นและเห็นลักษณะความสัมพันธ์ของแต่ละตัวแปร 2)การคำนวณเชิงละเอียด เพื่อคำนวณหา dimension ของชิ้นส่วนนั้นๆแบบแน่นอน ซึ่งจะดำเนินการด้วย Trial and Error ไปเรื่อยๆจนกว่าจะได้คำตอบ คุณสมบัติของวัสดุแต่ละชิ้นส่วนแสดงดัง ตารางที่ 3-7

ชิ้นส่วน	วัสดุ	Yield Strength(MPa)	Young's Modulus(GPa)
<ul style="list-style-type: none"> ● Forefoot ● Heel 	CFRP (Resin SE 84LV เส้นใย RC200T ยี่ห้อGURIT)	1074	66.4
<ul style="list-style-type: none"> ● Buffer ● Front Stopper ● Rear Stopper 	Nylon 6	55	2.675
<ul style="list-style-type: none"> ● Front leaf spring ● Rear leaf spring 	CFRP(Resin SE 84LV เส้นใยRC200T ยี่ห้อGURIT) ใช้คำนวณช่วงแรก	1074	66.4
	เหล็กเหนียว	1157	127

ตารางที่ 3-7 คุณสมบัติทางกลของวัสดุที่ใช้ออกแบบเท้าเทียมโมเดล B

3.3.4.1 การคำนวณเพื่อหาแนวโน้มของส่วนปลายเท้า

เริ่มจากส่วนปลายเท้าซึ่งทำหน้าที่Dorsiflexion(กระดกเท้าขึ้น) ผู้วิจัยมีเป้าหมายเพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างความหนาForefootกับความหนาของFront leaf spring ผู้วิจัยกำหนด Contact ระหว่างชิ้นส่วนเป็นไปตามตารางที่ 3-8 และรูปที่ 3-26 กำหนดจุดFixed Support ที่ตำแหน่งPyramid Adaptor ซึ่งเป็นตำแหน่งของข้อเท้า ความละเอียดMeshมีค่าต่ำหยาบเพื่อความรวดเร็วในการคำนวณเบื้องต้น ผู้วิจัยใช้คำสั่ง“Response Surface”ในโปรแกรมAnsys สำหรับการคำนวณ พลศาสตร์การใส่ GRF_D และตำแหน่งเป็นไปตามหัวข้อ 3.1.2 หน้า 41



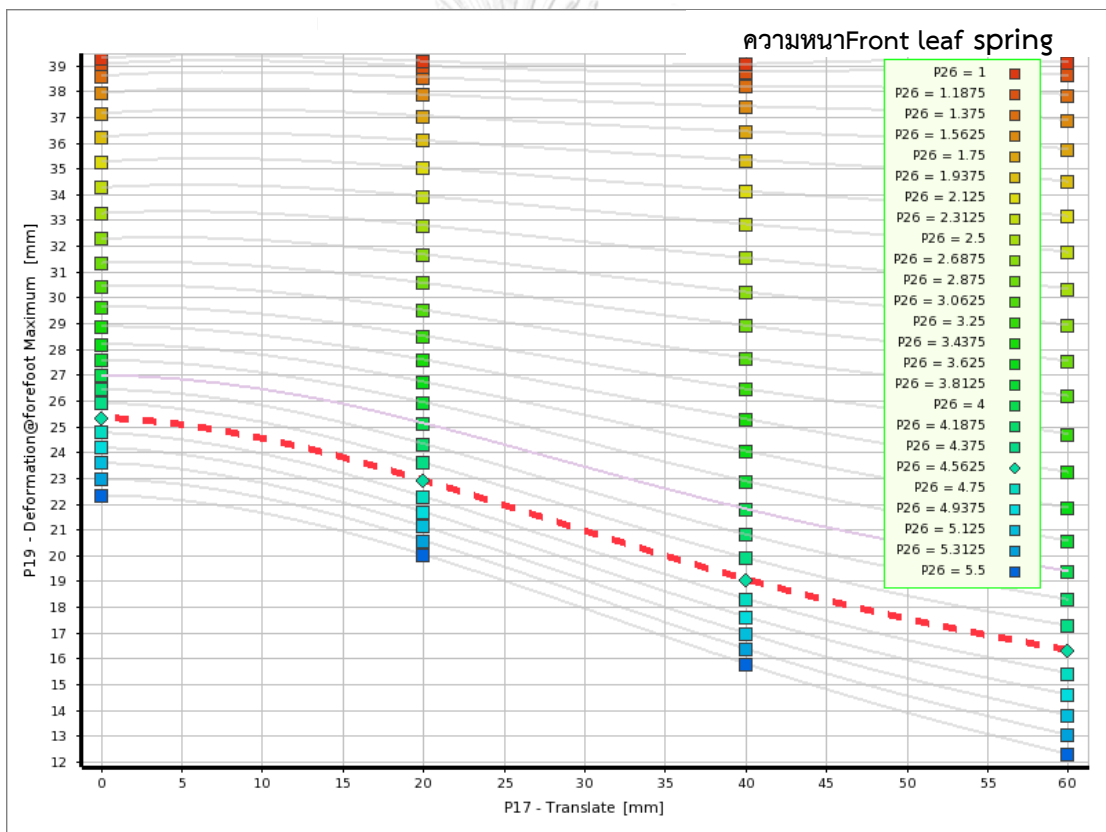
รูปที่ 3-26 โมเดลอย่างง่าย การใส่แรง และContactระหว่างชิ้นต่างๆ ของส่วนปลายเท้า กรณีDorsiflexion

Target Body	Contact Body	Contact
Forefoot	Buffer	Bond
Front Leaf spring	Buffer	Bond
Forefoot	Front stopper	Fictionless
Front leaf spring	Front stopper	Bond
Front leaf spring	Forefoot	Fictionless

ตารางที่ 3-8 Contact ระหว่างชิ้นส่วนต่างๆของส่วนปลายเท้า กรณีDorsiflexion

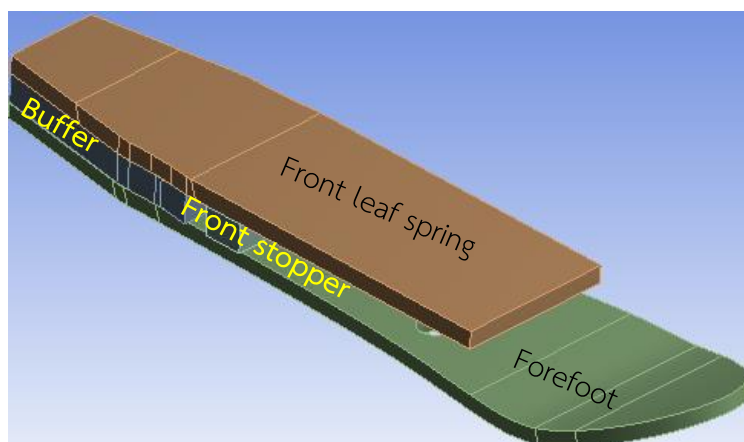
กระบวนการหาค่าตอบเริ่มจากลองแทนค่าความหนาของForefootไว้ที่ 4 mm และปรับเปลี่ยนความหนาของFront leaf spring ตั้งแต่ 1 ถึง 5.5 mm จะได้ผลลัพธ์ดังกราฟในรูปที่

3-27 แกนตั้งแสดงค่าระยะงอตัวของforefoot ส่วนแกนนอนแสดงค่าระยะการเลื่อนเข้าออกของ Front stopperซึ่งไล่ตั้งแต่ 0 mm(ในสุด) ไปถึง 60 mm(นอกสุด) โดยกราฟแต่ละเส้นแสดงค่าตามความหนาของFront leaf springต่าง ๆ กัน ภายใต้ความหนาForefootคงที่ จะพบว่าเมื่อFront leaf springมีความหนาประมาณ 4.56 mm(เส้นประ - - -) ส่งผลให้Forefootมีระยะงอตัวตั้งแต่ 16 ถึง 25.5 mm ผู้วิจัยใช้สมการที่ 2-12แปลงระยะงอตัวเป็นRotational stiffness ได้ว่ามีค่าประมาณ 3.7 ถึง 5.9 Nm/deg ซึ่งเป็นช่วงที่สอดคล้องกับ Design specification โดยผู้วิจัยจะใช้ค่าความหนาFront leaf spring เท่ากับ 4.56 mm นี้สำหรับการลองผิดลองถูก(Trial&Error)ในการคำนวณเชิงละเอียดของส่วนปลายเท้าต่อไป



รูปที่ 3-27 กราฟแสดงระยะงอตัวForefootกับตำแหน่งFront stopper ที่ความหนาFront leaf spring ค่าต่างๆกัน

3.3.4.2 การคำนวณเชิงละเอียดของส่วนปลายเท้า



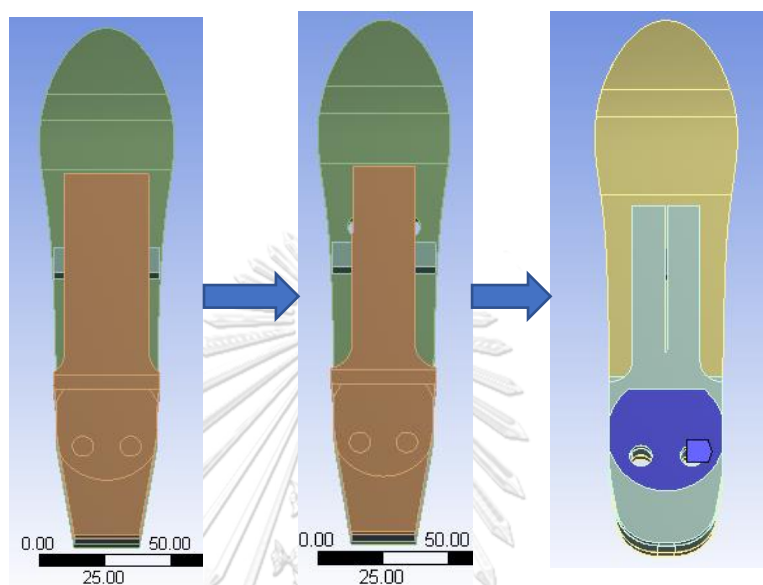
รูปที่ 3-28 CADส่วนปลายเท้าที่importเข้ามาโปรแกรมAnsys

ผู้วิจัยใช้โปรแกรมประเภท Computer Aided Design(CAD)วาดเท้าเทียมส่วนปลายเท้า ด้วยรายละเอียดที่มากกว่าเดิม จากนั้นมาimportเข้าโปรแกรมAnsysเพื่อดำเนินการทางFinite Element Method(FEM) รูปCADที่importเข้ามาแสดงดังรูปที่ 3-28 การกำหนดcontactระหว่างชิ้นส่วนเป็นไปตามหัวข้อ3.3.4.1 ในช่วงแรกผู้วิจัยปรับค่าMesh ให้1)Physics Preference เป็น “Nonlinear Mechanical” 2)Size function เป็น“Proximity and Curvature” 3)Span Angle Center เป็น “Fine” (ช่วงแรกจะเป็น “Coarse”) และใช้Mesh Control ด้วย Method “Hex Dominant”

ผู้วิจัยเริ่มจากแทนค่าความหนาของforefootเป็น 4 mm และความหนาFront leaf spring เป็น 4.5 mm เนื่องจากวัสดุที่ผู้วิจัยใช้สำหรับFront leaf springsช่วงแรกเป็นCFRPต่อไปผู้วิจัยเปลี่ยนเป็นเหล็กแทนซึ่งสามารถแปลงความหนาให้ได้เป็น 3.63 mm โดยอาศัยหลักการที่ว่า Flexural stiffnessหรือค่า EI ต้องเท่าเดิม

ค่าstressที่ยอมรับได้ คือstressส่วนforefootไม่ควรเกิน 450 MPa และ stressของ Front leaf spring ไม่ควรเกิน 750 MPa อย่างไรก็ตามเราจะพบว่าStress concentrationของแต่ละชิ้นส่วนอาจจะมากกว่าค่าที่ได้กล่าวไป ผู้วิจัยจึงพยายามปรับให้ไม่เกินYield Strengthของวัสดุนั้นๆ และต่อมาผู้วิจัยได้ปรับให้ความหนาของforefootสามารถหารด้วย 0.22 ลงตัวเพราะแผ่นPrepreg Carbon fiber(สามารถข้ามไปดูรูปที่ 4-1หน้า95) มีความหนาเท่ากับ 0.22 mm สุดท้ายได้ความหนาForefootที่ 4.18 mm

นอกจากการปรับความหนาแล้ว ผู้วิจัยยังลองปรับปรุงรูปร่างของ Front leaf spring เพราะต้องการให้ 1)มีเนื้อที่สำหรับสอดFront stopper จึงตัดเนื้อด้านข้างบริเวณตั้งแต่ส่วนกลางไปถึงด้านหน้าออก และ 2)เกิดการกระจายstress และ strain โดยสร้าง slit ตรงกลาง แสดงลำดับการออกแบบได้ดังรูปที่ 3-29



รูปที่ 3-29 ลำดับการออกแบบ Front leaf spring

หลังจากการคำนวณผ่านไปประมาณหลายสิบกรณี ผู้วิจัยก็ได้ว่าความหนาของFront leaf spring ต้องเป็น 3.88 mm และความหนาของForefootเป็น 4.18 mm ผลลัพธ์FEMของ von Misses Stress,ระยะงอForefootตามแนวแรง ,Dorsiflexion rotational stiffness(k_D)และ Storage Energy ตามการเลื่อนตำแหน่งFront stopper แสดงตารางที่ 3-9 k_D คิดมาสมการที่ 2-12 โดยใช้ $r \approx 90 \text{ mm}$ (ดูรูปที่ 3-2)Storage EnergyหรือStrain Energyมาจากการใช้คำสั่ง Energy probeแล้วเลือกForefootกับFront leaf spring

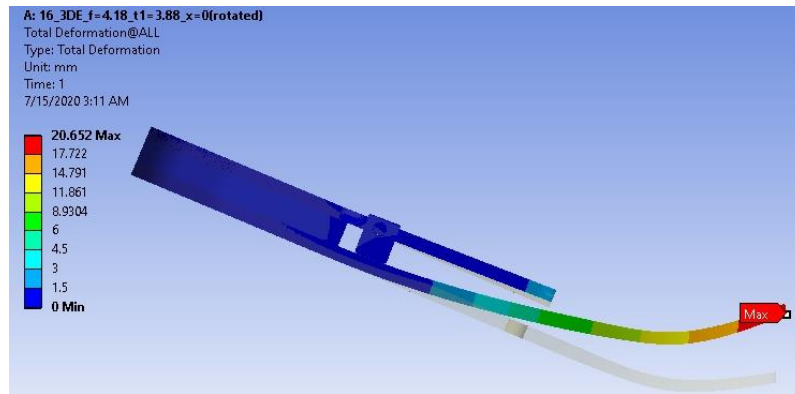
การเลื่อนFront Stopperไปข้างหน้า(ใกล้ 35 mm) ส่งผลให้ k_D สูงขึ้นหรือมีระยะงอลดลง และค่าStorage Energyก็จะมีค่าลดลงตามด้วย แต่หากเลื่อนFront stopperใกล้ข้อเท้า(ใกล้ 0 mm) ผลลัพธ์ที่มีต่อ k_D ระยะงอ และ Storage Energy จะตรงข้ามกัน สำหรับvon Mises Stressของ Forefoot มีค่าสูงสุด 613 MPa เกิดในกรณีที่ระยะงอสูงสุด หรือตำแหน่งFront stopper =0 ส่วน Front leaf spring มีค่าvon Mises Stressสูงสุด 824 MPa โดยvon Mises Stress ทั้ง 2 ค่านี้ไม่เกินYield Strengthของแต่ละชิ้น นั่นคือใช้งานได้ ไม่พัง ที่สภาวะปกติ

เมื่อนำ k_D กับ Storage Energy ไปเปรียบเทียบกับ Design specification พบว่าอยู่ในกรอบที่กำหนดไว้ ทั้งนี้ค่าที่ต้องการจริงๆ ไม่ใช่ Storage Energy แต่เป็น Return Energy ซึ่งสามารถหาได้จากการทดลอง

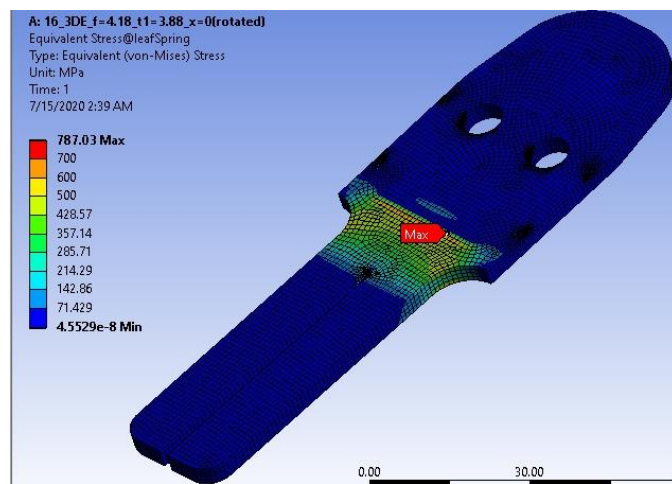
ระยะ Front Stopper(mm)	Forefoot			Front leaf spring	Storage Energy (J/kg)
	Von Mises Stress(MPa)	ระยะงอ (mm)	k_D (Nm/deg)	Von Mises Stress(MPa)	
0(ใกล้ข้อเท้า)	613	18.83	5.03	787	0.071
15	604	16.40	5.78	750	0.061
35(หน้าสุด)	598	14.21	6.67	824	0.052

ตารางที่ 3-9 Von Mises Stress ,ระยะงอ และ Dorsiflexion stiffness ตามระยะการเลื่อน Front stopper

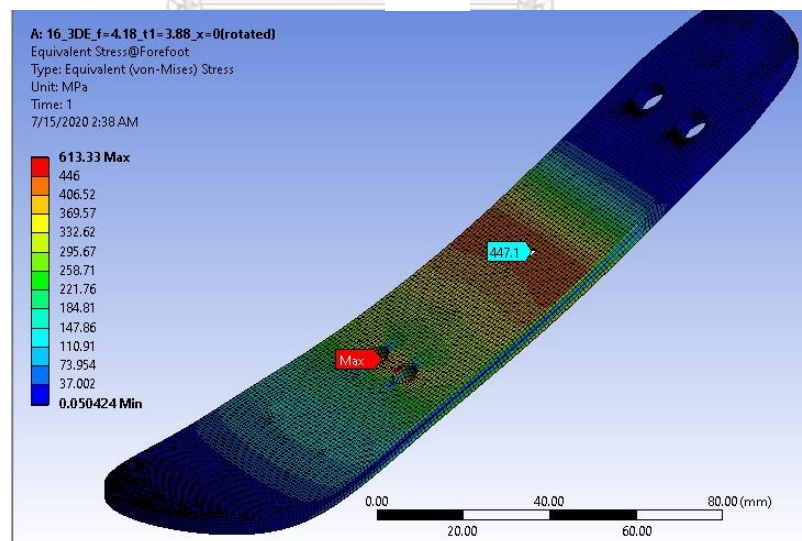
รูปที่ 3-30 ,รูปที่ 3-31 และรูปที่ 3-32 แสดงภาพผล FEM ได้แก่ Total deformation เท้าเทียม , von mises stress ของ Front leaf spring กับ Forefoot ของกรณีตำแหน่ง Front stopper เท่ากับ 0 mm, 15 mm และ 35 mm ตามลำดับ ทั้งนี้โปรดสังเกตระยะงอในตารางที่ 3-9 ไม่ใช่ Total deformation สูงสุด แต่เป็นระยะงอที่คิดเกี่ยวกับแรงที่กระทำ ในขณะที่ Total deformation คือขนาดผลรวมเวกเตอร์ลัพธ์ของระยะงอทุกทิศ



(ก)

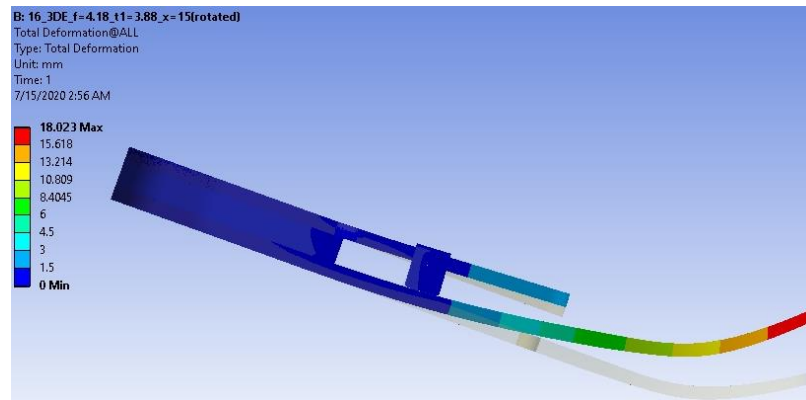


(ข)

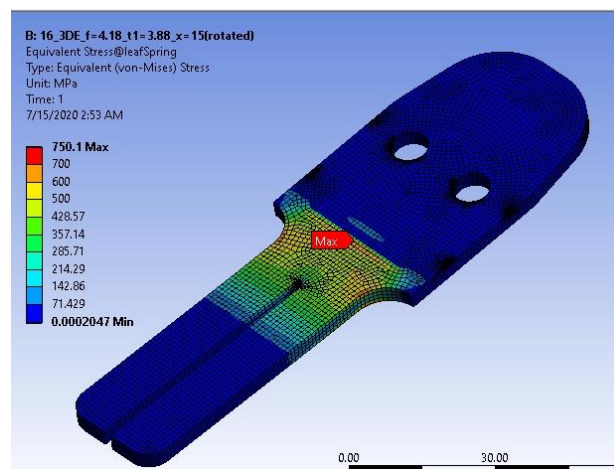


(ค)

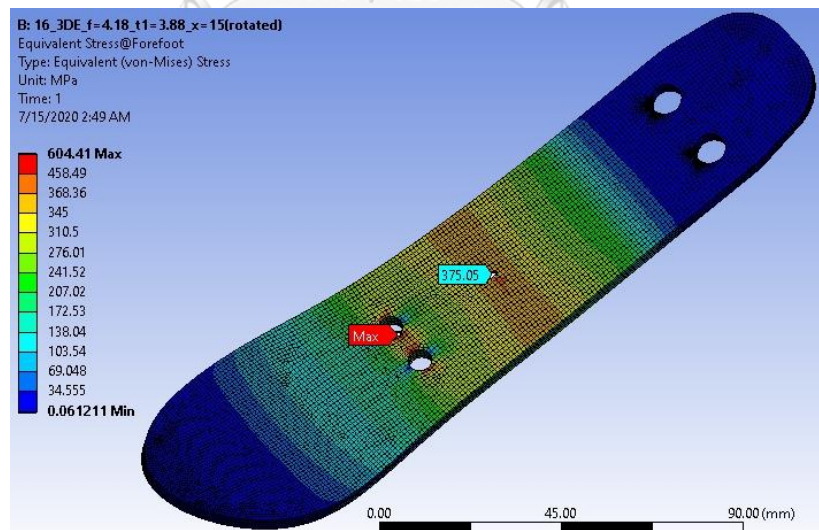
รูปที่ 3-30 ผลการคำนวณ FEM ของปลายเท้ากรณีตำแหน่ง Front Stopper=0mm (ก) Total Deformation (ข) von mises stress ที่ Front leaf spring (ค) von mises stress ที่ Forefoot



(ก)

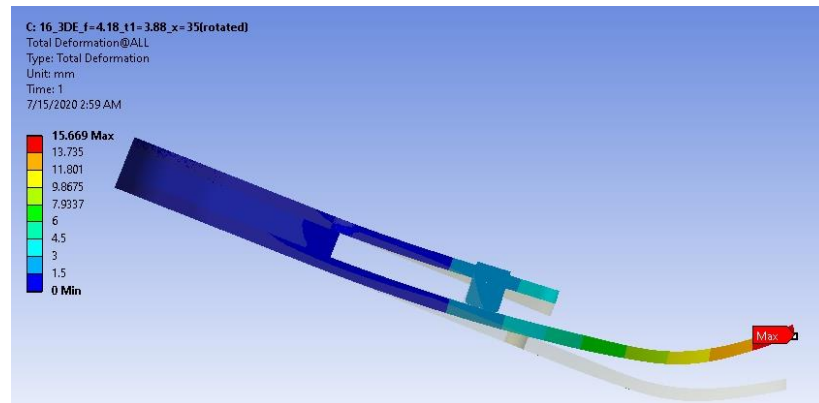


(ข)

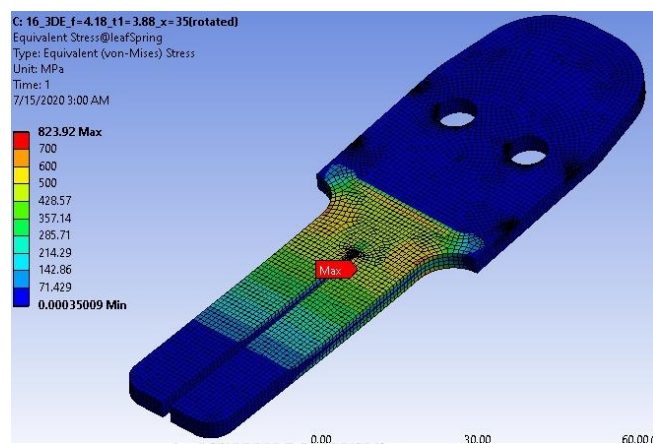


(ค)

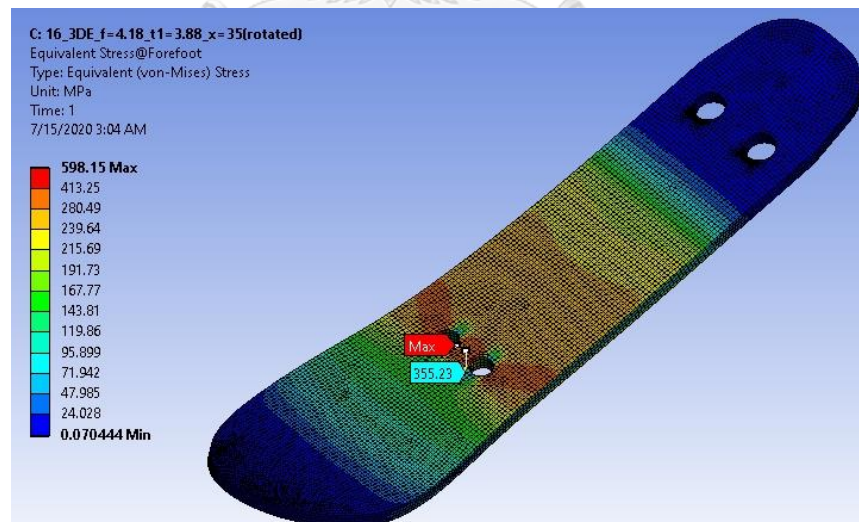
รูปที่ 3-31 ผลการคำนวณFEMของปลายเท้ากรณีตำแหน่งFront Stopper=15mm (ก)Total Deformation (ข)von mises stressที่Front leaf spring (ค) von mises stressที่Forefoot



(ก)



(ข)



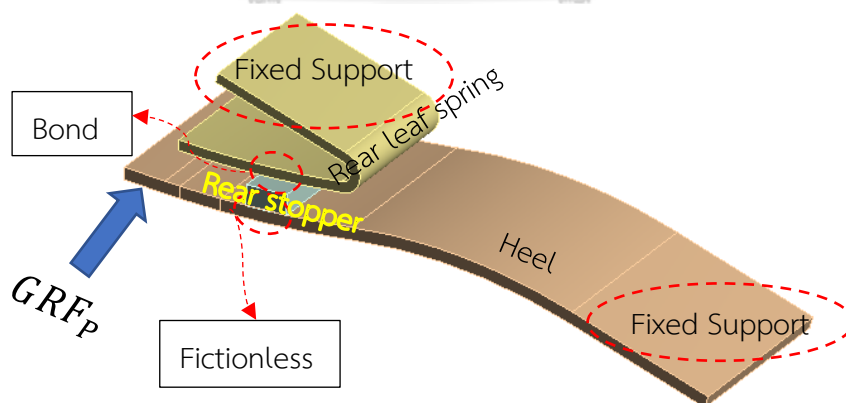
(ค)

รูปที่ 3-32 ผลการคำนวณ FEM ของปลายเท้ากรณีตำแหน่ง Front Stopper = 35 mm (ก) Total Deformation (ข) von mises stress ที่ Front leaf spring (ค) von mises stress ที่ Forefoot

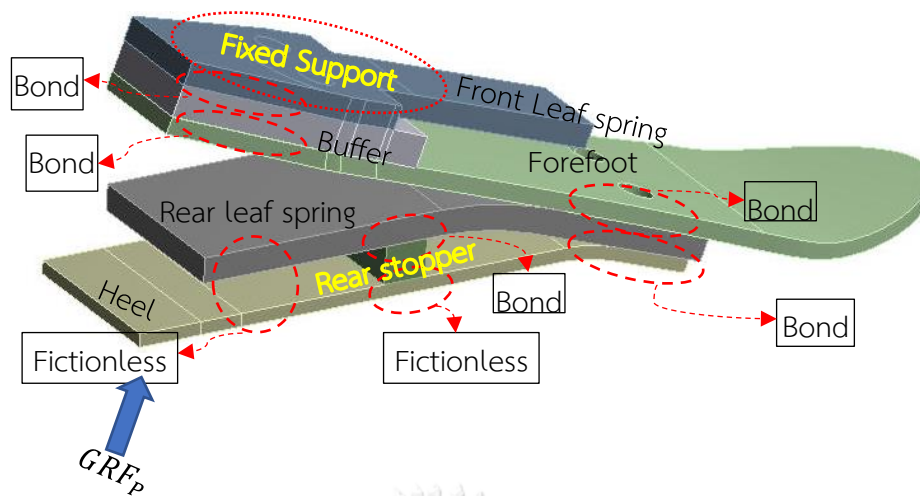
3.3.4.3 การคำนวณเพื่อหาแนวโน้มของส่วนสันเท้า

ส่วนสันเท้านี้ทำหน้าที่Plantarflexion(เท้ากระดก) การออกแบบตอนแรกผู้วิจัยขอเรียกว่า H1 แสดงได้ดังรูปที่ 3-33 (โปรดดูภาพรวมของทั้งเท้าเทียมได้ในรูปที่ 3-21) การใส่แรงเป็นไปตามหัวข้อ3.1.2 Designนี้ประหยัดเนื้อที่ได้ดี แต่กลับไม่สามารถให้Plantarflexion stiffness ได้ตามต้องการได้ เพราะแข็งเกินไป ผู้วิจัยจึงยกเลิกแนวคิด H1 นี้ไป ต่อมาจึงได้คิดแบบ H2 ซึ่งสามารถแสดงทั้งเท้าเทียมได้ดังรูปที่ 3-34 โดยเปลี่ยนให้ Rear leaf spring วางแทรกระหว่างHeelกับForefootแทน แล้วจะเห็นได้ว่ามีระยะสำหรับเลื่อนRear Stopperได้มากกว่าในแบบ H1 ทั้งนี้ในแบบ H2 นี้ มีข้อที่ต้องคำนึงคือ ระยะของHeelขึ้นกับส่วนForefootด้วย การออกแบบส่วนสันใน H2นี้จึงยากขึ้นกว่าเดิม ฉะนั้นแล้วจึงควรออกแบบส่วนForefootให้เรียบร้อยเสียก่อน

ผู้วิจัยไม่ได้ใช้คำสั่ง “Response Surface” เหมือนกรณีออกแบบปลายเท้า แต่ใช้โหมดปกติเพียงเปลี่ยนโมเดลเป็น 2D แทน เพื่อความรวดเร็วในการหาแนวโน้ม หลังจากลองผิดลองถูก (Trial&Error) ได้ว่าความหนาของHeel เท่ากับ 3.1 mm กว้าง 40 mm และความหนาของRear leaf spring เท่ากับ 4.4 mm กว้าง 160 mm ในกรณีนี้วัสดุของRear leaf springคือ CFRP ทั้งนี้จะเปลี่ยนเป็นเหล็กแทนในหัวข้อถัดไป จะได้ว่าPlantarflexion stiffness มีค่า 0.7-1.2 Nm/deg ผู้วิจัยใช้ค่าdimensionนี้ไปคำนวณเชิงละเอียดด้วยรูปแบบ 3D



รูปที่ 3-33 ส่วนสันเท้าแบบ H1 การใส่แรงและค่าContact setting



รูปที่ 3-34 การออกแบบส่วนส้นเท้าแบบ H2 การใส่แรงและค่าContact setting

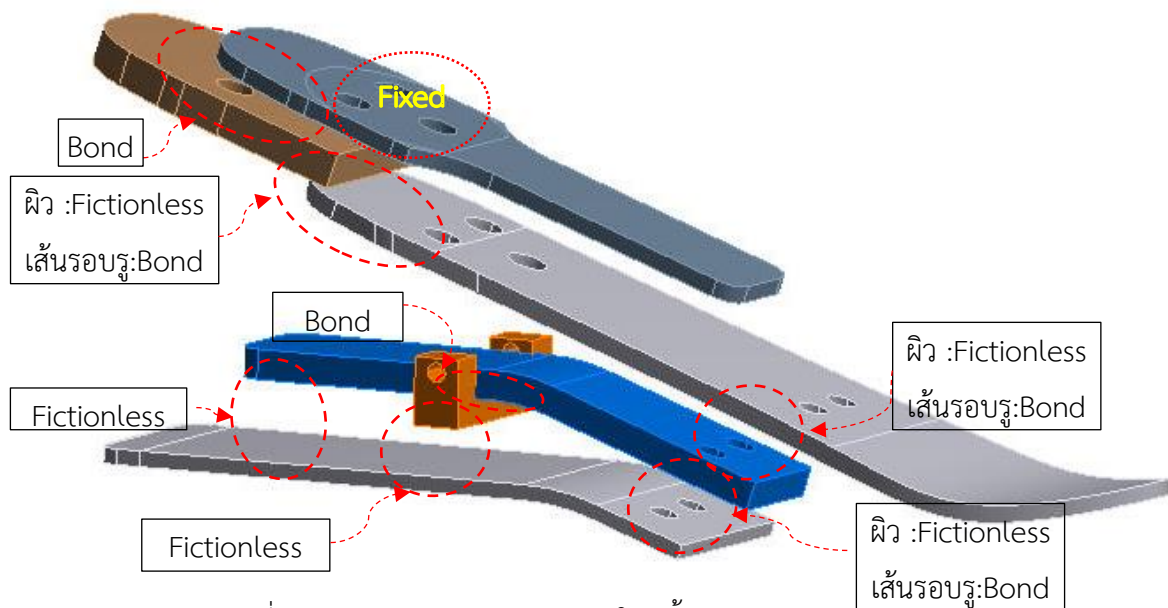
3.3.4.4 การคำนวณเชิงละเอียดของส่วนส้นเท้า

ผู้วิจัยปรับเปลี่ยนให้ความหนาHeelจาก 3.1 mm ไปเป็น 3.3 mm เพราะสามารถหารองตัวด้วย 0.22 อันเป็นความหนาของแผ่นPrepreg Carbon Fiber

ถัดมาจึงเป็นกระบวนการหาความหนาที่เหมาะสมของRear leaf spring ซึ่งผู้วิจัยต้องการแปลงวัสดุจากCFRP ไปเป็น “เหล็กเหนียว” และปรับความกว้างจาก 160 mm เป็น 24 mm เพื่อให้มีเนื้อที่สำหรับสอด Rear stopper ผู้วิจัยแปลงวัสดุโดยใช้หลักการที่ว่าFlexural stiffness หรือ EI ต้องเท่ากัน เบื้องต้นได้ว่าความหนามีค่าประมาณ 5.21 mm ถัดมาผู้วิจัยดำเนินการแก้ไขContact ระหว่างชิ้นส่วนใหม่เพื่อใกล้ความจริงเป็นไปตามตารางที่ 3-10 และรูปที่ 3-35 ทั้งนี้โปรดสังเกตว่าผู้วิจัยต้องคำนึงถึงการทำงานของทุกชิ้นส่วนขณะเกิดPlantarflexion(กระดูกลง) ซึ่งต่างจากกรณีDorsiflexion(กระดูกขึ้น)ที่ผู้วิจัยพิจารณาเพียงส่วนปลายเท้าเท่านั้น หลังจากลองTrial&Error อีกไม่กี่กรณีได้ว่า Rear leaf spring มีความหนาเป็น 6.27 mm ผลลัพธ์การคำนวณแสดงได้ดังตารางที่ 3-11 ซึ่งแสดงvon mises stress ของHeelกับRear leaf spring ,ระยะงอของHeelตามแนวแรง และ Plantarflexion rotational stiffness(k_p) ซึ่งคิดมาสมการที่ 2-12 โดยใช้ $r \approx 35 \text{ mm}$ (ดูรูปที่ 3-2)ทั้งนี้ผู้วิจัยไม่พิจารณาStorage energy

Target Body	Contact Body	Contact type
ฝ่ากลาง Forefoot	ฝ่าบนRear leaf spring	Fictionless
ฝ่ากลาง Forefoot	เส้นรอบรู Rear leaf spring	Bond
ฝ่ากลาง Rear leaf spring	ฝ่ากลาง Heel	Fictionless
ฝ่ากลาง Rear leaf spring	เส้นรอบรู Heel	Bond
Heel	Rear stopper	Fictionless
ส่วนท้าย Heel	ส่วนท้าย Rear leaf spring	Fictionless
Rear leaf spring	Rear stopper	Bond
ฝ่ากลางBuffer	ฝ่าบนForefoot	Fictionless
เส้นรอบรูBuffer	ฝ่าบนForefoot	Bond
Front Leaf Spring	Buffer	Bond

ตารางที่ 3-10 Contact ระหว่างชิ้นส่วนต่างๆ ขณะPlantarflexion



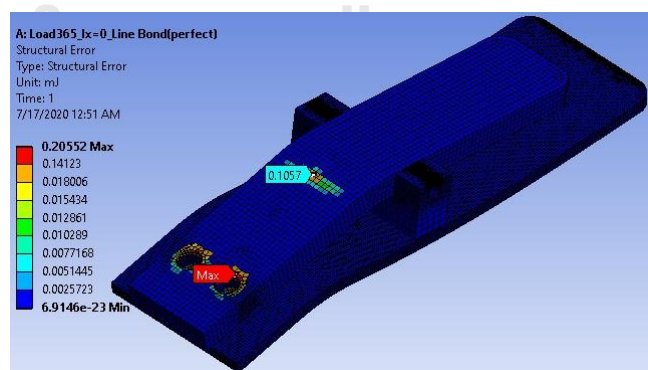
รูปที่ 3-35 กำหนดContactระหว่างใหม่ชิ้นส่วนต่างๆขณะPlantarflexion

ระยะRear Stopper(mm)	Heel			Rear leaf spring
	Von Mises Stress(MPa) ^๑	ระยะงอ (mm)	k_p (Nm/deg)	Von Mises Stress(MPa) ^๑
0 mm(ใกล้ข้อเท้า)	317.49	13.91	0.56	147.25
25mm	191.84	9.72	0.80	187.55
50 mm(ออกนอกสุด)	68.269	7.85	0.99	205.36

^๑ Von mises stress ในกรณีนี้ไม่พิจารณา Stress Concentration บริเวณรู

ตารางที่ 3-11 Stress , ระยะงอ และ Plantarflexion stiffness ตามระยะการเลื่อนRear stopper

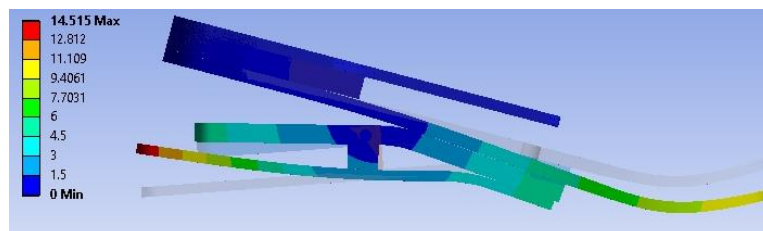
เราจะเห็นได้ว่าเมื่อเลื่อนRear Stopperไปด้านหลัง(ใกล้ 50 mm) ส่งผล k_p สูงขึ้นหรือมีระยะงอลดลง แต่หากเลื่อนRear stopperใกล้ข้อเท้า(ใกล้ 0 mm) ผลลัพธ์ที่มีต่อ k_p ระยะงอ และ จะตรงข้ามกัน ส่วน Stress ของHeel และ Rear leaf spring มีค่า สูงสุด 317.49 MPa และ 205.36 MPa ตามลำดับซึ่งไม่เกิน Yield Strength ของแต่ละชิ้น นั่นคือไม่พัง ใช้งานได้ เนื่องจากผู้วิจัยมุ่งสนใจบริเวณสัมผัสกับRear stopperของHeel และสนใจบริเวณส่วนโค้งของRear leaf spring ทั้งนี้ไม่ได้พิจารณา Stress Concentration บริเวณรูของชิ้นส่วนดังกล่าวเพราะผู้วิจัยมองว่าการตั้งContact ยังไม่สมจริงมากนัก จึงเป็นไปได้ว่าจะคลาดเคลื่อนจากความเป็นจริง สอดคล้องกับStructural Error ที่มีค่าสูงมากบริเวณรู ตามรูปที่ 3-36



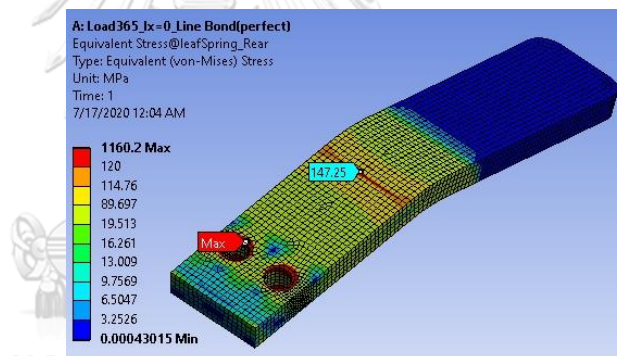
รูปที่ 3-36 แสดงStructural Error ของ Heel และ Rear leaf spring มีค่าสูงมากบริเวณรู

รูปที่ 3-37 รูปที่ 3-38 และ รูปที่ 3-39 แสดงภาพผลFEMของส่วนส้นเท้า ได้แก่ Total deformationเท้าเทียม , von mises stress ของRear leaf spring กับ Heel ของกรณีตำแหน่ง Rear stopper เท่ากับ 0 mm, 25 mm และ50 mm ตามลำดับ สำหรับStressที่เกิดขึ้น ผู้วิจัยสนใจ Stressบริเวณที่ติดProbeเท่านั้นด้วยสาเหตุที่กล่าวไปข้างต้น ทั้งนี้โปรดสังเกตรายละเอียดในตารางที่ 3-11 ไม่ใช่Total deformationสูงสุด แต่เป็นระยะงอที่สอดคล้องกับแรงที่กระทำ ในขณะที่Total deformation คือขนาดผลรวมเวกเตอร์ลัพธ์ของระยะงอทุกทิศ

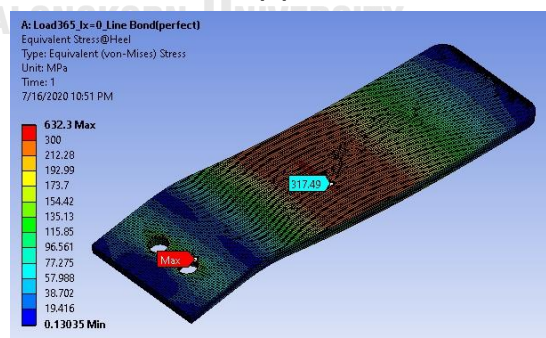
ทางด้านของStressที่เกิดบนForefoot มีค่าไม่เกิน 300 MPaซึ่งถือว่าปลอดภัย



(ก)

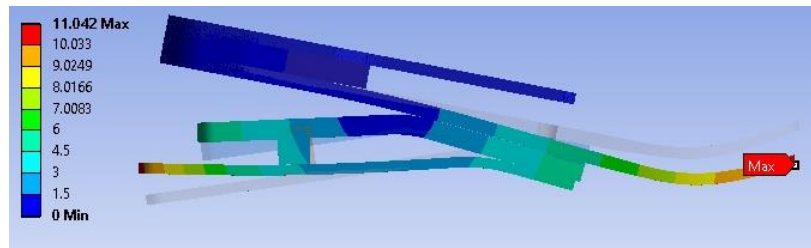


(ข)

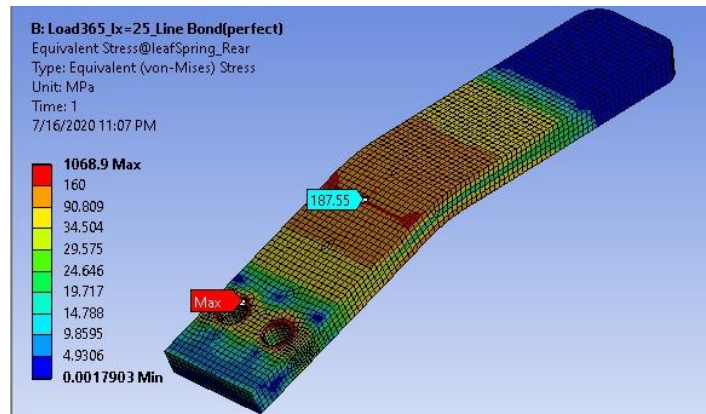


(ค)

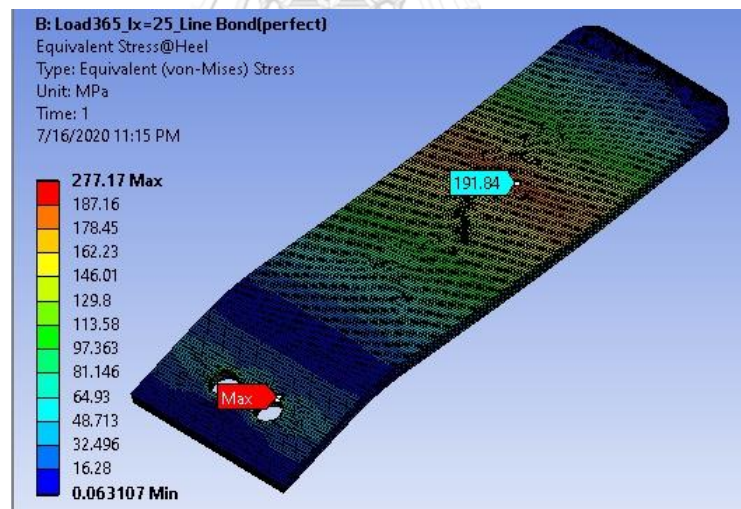
รูปที่ 3-37 ผลการคำนวณFEMของส้นเท้ากรณีตำแหน่งRear Stopper=0 mm (ก)Total Deformation (ข)von mises stressที่Rear leaf spring (ค) von mises stressที่Heel



(ก)

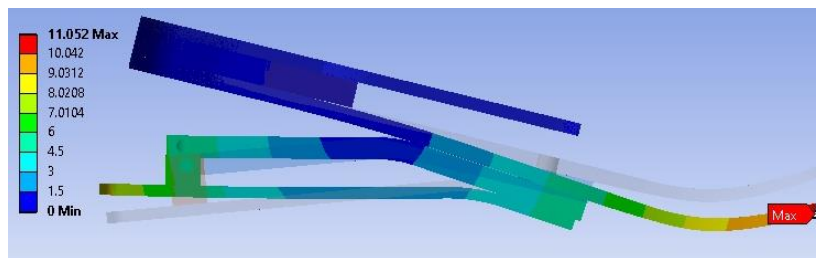


(ข)

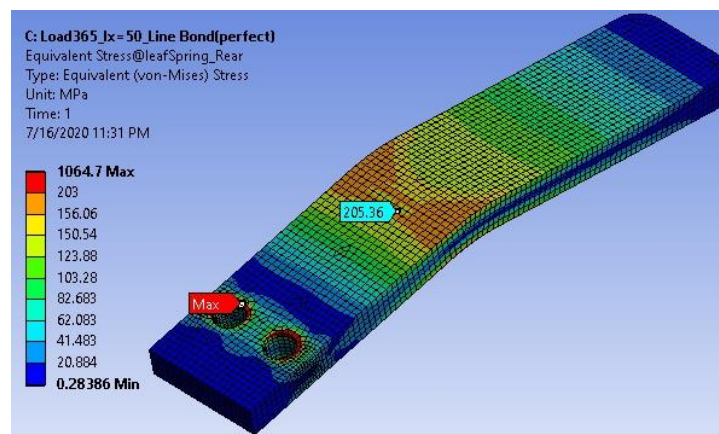


(ค)

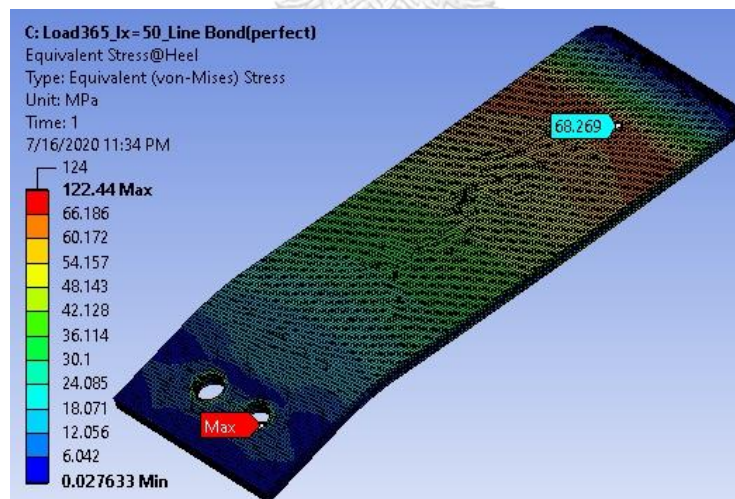
รูปที่ 3-38 ผลการคำนวณFEMของสันเท้ากรณีตำแหน่งRear Stopper=25 mm (ก) Total Deformation (ข) von mises stressที่Rear leaf spring (ค) von mises stressที่Heel



(ก)



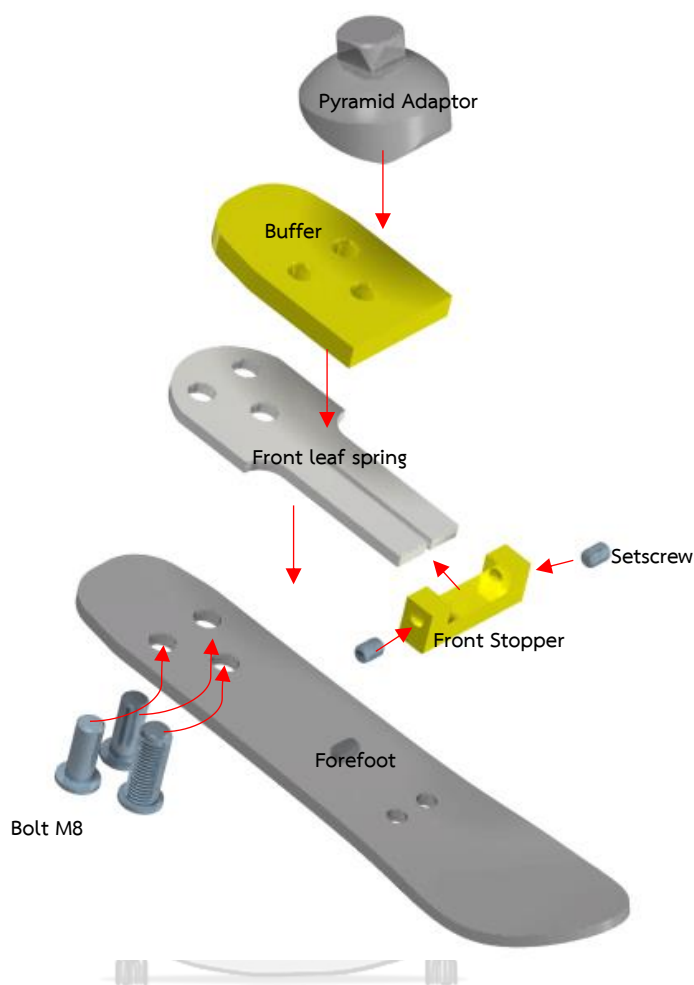
(ข)



(ค)

รูปที่ 3-39 ผลการคำนวณFEMของสันเท้ากรณีตำแหน่งRear Stopper=50 mm (ก)Total Deformation (ข)von mises stressที่Rear leaf spring (ค) von mises stressที่Heel

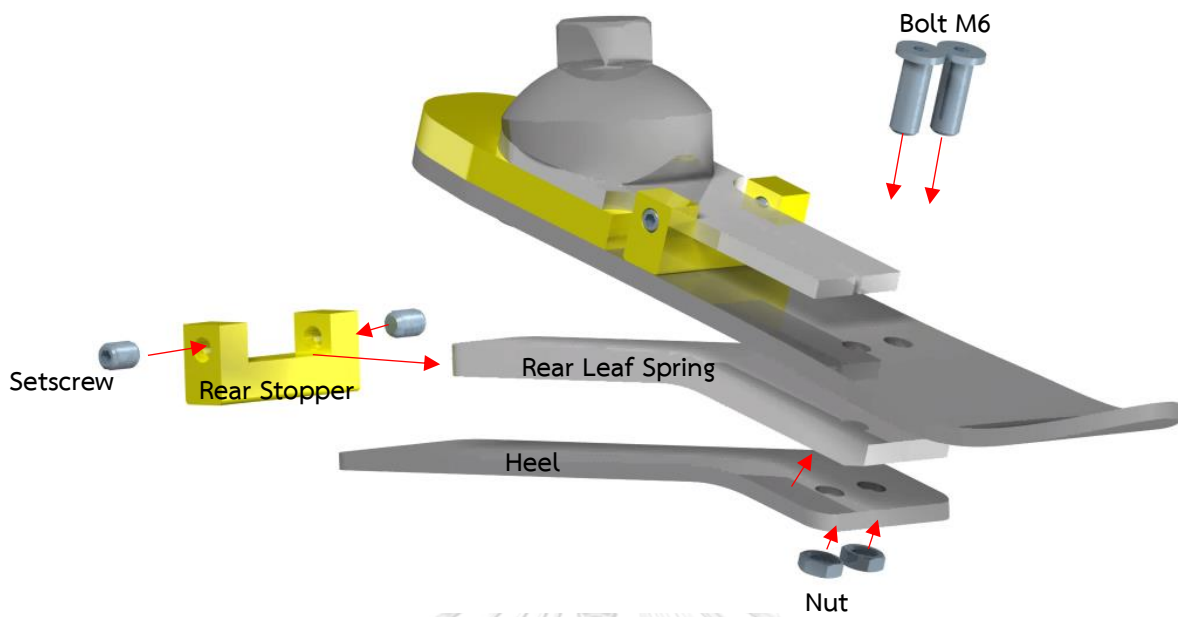
3.3.5 Geometric modelของเท้าเทียมโมเดล B แบบสมบูรณ์



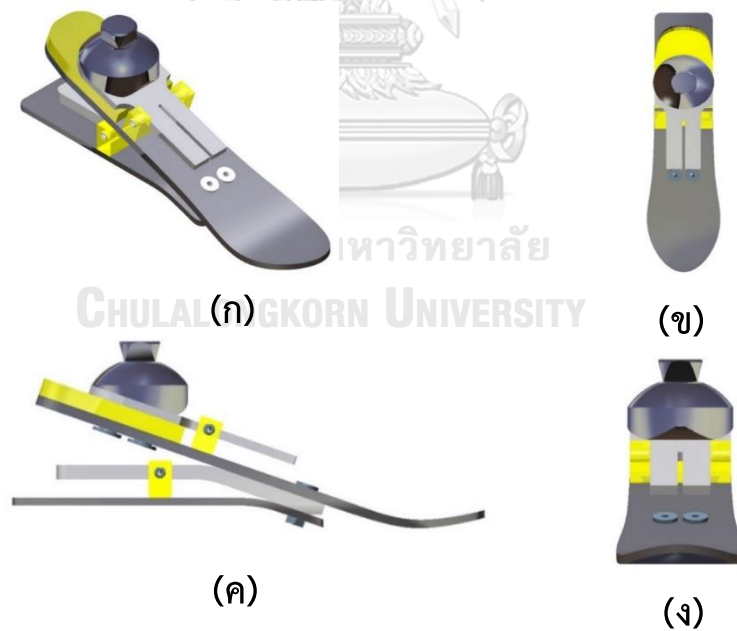
รูปที่ 3-40 การประกอบส่วนปลายเท้า

หลังจากดำเนินการสังเคราะห์เท้าเทียมโมเดล B ด้วย Finite Element Method (FEM) แล้วต่อไปจะได้อธิบายการประกอบรวมชิ้นงาน ส่วนประกอบชิ้นส่วนต่างๆของเท้าเทียมโมเดล B แสดงในตารางที่ 3-12 และการประกอบส่วนปลายเท้าแสดงผ่านแผนภาพในรูปที่ 3-40 เริ่มจากนำ Forefoot ยึดติดกับ Pyramid Adaptor, Buffer และ Front leaf spring ขึ้นยึดด้วย bolt M8 จำนวน 3 ชิ้น จากนั้นสอด Front stopper เข้ากับ Front leaf spring แล้วยึดด้วย setscrew จำนวน 2 ชิ้น

การประกอบส่วนสันเท้าแสดงผ่านแผนภาพในรูปที่ 3-41 นำ Heel ยึดกับ Rear leaf spring และ Forefoot ด้วย Bolt M6 พร้อม Nut อย่างละ 2 ชิ้น แล้วตามด้วยสอด Rear stopper เข้ากับ Rear leaf spring แล้วยึดด้วย setscrew จำนวน 2 ชิ้น สุดท้ายได้โมเดลสมบูรณ์แสดงดังรูปที่ 3-42



รูปที่ 3-41 การประกอบส่วนสันเท้า



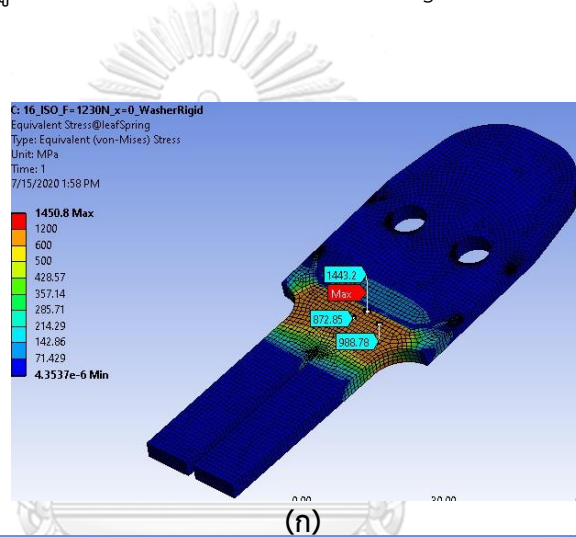
รูปที่ 3-42 เท้าเทียมโมเดล B ในมุมมองต่าง (ก)มุมมองisometric (ข)มุมมองด้านบน(Top View) (ค) มุมมองด้านข้าง(side view) และ (ง)มุมมองด้านหน้า(front view)

รูปภาพชิ้นส่วน	ชื่อชิ้นส่วน	จำนวน
	Forefoot	1
	Rearfoot	1
	Front Stopper	1
	Rear Stopper	1
	Buffer	1
	Front leaf spring	1
	Rear leaf spring	1
	Pyramid Adaptor	1
	Setscrew	4
	Bolt M 6	2
	Bolt M 8	3
	Nut M 6	2

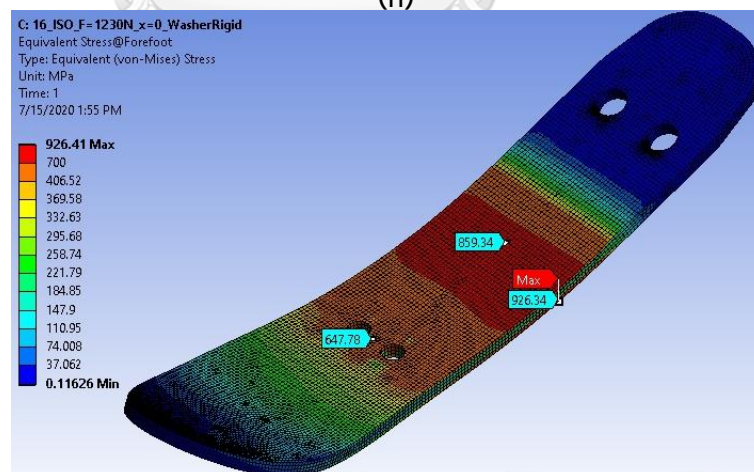
ตารางที่ 3-12 ส่วนประกอบต่างๆของเท้าเทียมโมเดล B

3.3.6 การทดสอบ ISO 10328 ทาง Finite Element method

ผู้วิจัยดำเนินการทาง Finite Element Method เพื่อทดสอบ ISO 10328 (โปรดดูหัวข้อ 2.6) กับเท้าเทียมโมเดล B โดยนำกรณีเสียงสูงสุดของส่วนปลายเท้ามาพิจารณา ก่อน นั่นคือกรณีตำแหน่ง Front Stopper = 0 mm หรืออยู่ใกล้ข้อเท้ามากที่สุดนั่นเอง ผู้วิจัยเลือก Cyclic test และการใส่แรงระดับ P4 ดำเนินการคำนวณทาง FEM จะได้ว่ามีแรงขนาด 1230 N กระทำต่อ Forefoot ด้วยมุมเอียง 20° จากแนวระดับ ผลการประมวลผลแสดงได้ดังรูปที่ 3-43 จะเห็นได้ว่าเกิด Von mises stress ที่ Front Leaf spring สูงถึง 1451 MPa เกิน Yield Strength ของเหล็กแท่งซึ่งจะเสียหาย และเกิด Von mises stress ที่ Forefoot สูงถึง 926 MPa ค่าใกล้ Tensile Strength เสี่ยงต่อโอกาสเกิดความเสียหายจาก fatigue



(ก)



(ข)

รูปที่ 3-43 ผล FEM ของปลายเท้ากรณีตำแหน่ง Front Stopper = 0 mm เมื่อรับแรง ISO Cyclic test
(ก) von mises stress ที่ Front leaf spring (ข) von mises stress ที่ Forefoot

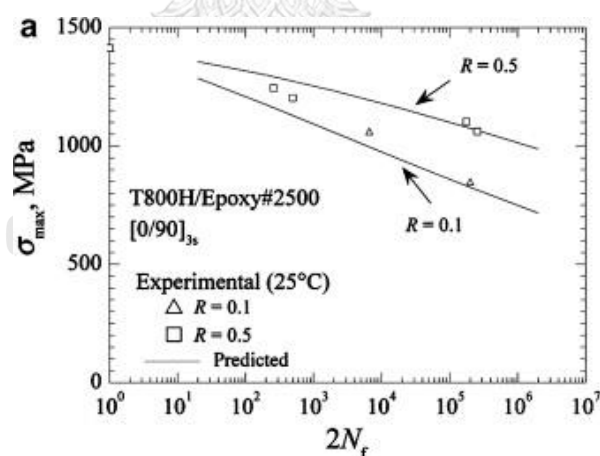
3.3.6.1 การปรับปรุงโมเดล

เมื่อประสบปัญหาการมีStressสูงเกินนี้ ผู้วิจัยจึงต้องทำการค้นหาวัสดุCFRPและเหล็กใหม่ สู้ดท้ายผู้วิจัยค้นคว้าได้ T800H/epoxy[0°/90°] [67]มาใช้เป็นCFRPสำหรับForefootกับHeel และ ได้ Sandvik 11R51มาใช้เป็นเหล็กสำหรับFront leaf spring [68]คุณสมบัติแสดงดังตารางที่ 3-13

วัสดุ	Tensile Strength(MPa)	Endurance limit(MPa)	Young's Modulus(GPa)
CFRP (T800H/epoxy[0°/90°])	1414.1	ไม่มีข้อมูล	85.75
เหล็ก Sandvik 11R51	2300	780	190

ตารางที่ 3-13 คุณสมบัติของCFRP(T800H) และเหล็กSandvik 11R51

สำหรับCFRP T800H/epoxy[0°/90°] มีข้อมูล S-N Curve ดังรูปที่ 3-44 ค่า R ในกราฟ คือ Stress ratio มีค่า $R = \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}}$ ในกรณีของStressที่เกิดจากISO 10328 ได้ว่าStressของชิ้นงานมีค่า R มากกว่า 0 และ น้อยกว่า 0.1 อย่างไรก็ตามสามารถใช้เส้น R=0.1 คาดการณ์ได้ [69] ดังนั้นแล้ว เมื่ออิงตามกราฟดังกล่าว จากการพิจารณาได้ว่าวัสดุนี้จะทนแรงได้เกิน 2 ล้านรอบ ภายใต้เงื่อนไขว่า $\sigma_{max} \leq 750 \text{ MPa}$



รูปที่ 3-44 S-N curve ของ CFRP T800H/Epoxy#2500[67]

นอกจากเปลี่ยนวัสดุของFront leaf spring , Heel และ Forefootแล้ว ผู้วิจัยได้ทำการเพิ่มความกว้างของHeel ประมาณ 10 mm เป็น 50 mm และForefoot เพิ่มประมาณ 16 mmเป็น 56 mm(ส่วนแคบสุด)เพื่อลดStress แต่ยังคงต้องมีstiffness ตามที่กำหนดไว้ในขอบเขตงานวิจัย (ไม่ใช่Design specification) เรียกโมเดลใหม่นี้ว่า “เท้าเทียมโมเดล B2”

3.3.6.2 ผลการคำนวณทางFinite Element Method

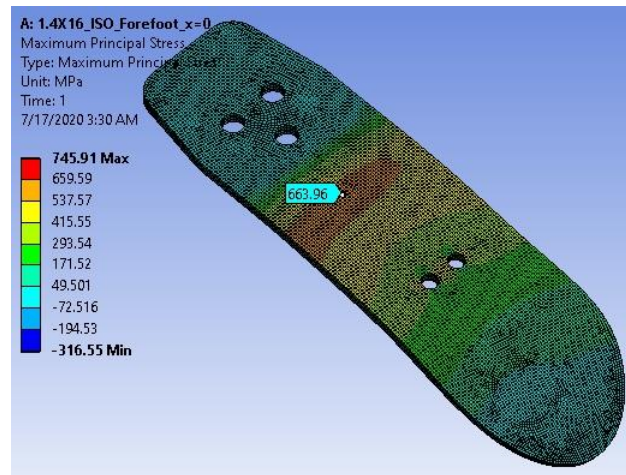
การคำนวณต่อไปนี้เป็นเบื้องต้นสนใจเฉพาะ Forefoot , Front leaf spring, Heel และ Rear leaf spring ก่อนเพราะเป็นวัสดุที่เกิดdeformationสูง โดยในบางกรณีจะกำหนดให้Stopper กับ Buffer เป็น Rigid Body การตั้งค่าต่างๆเป็นไปตามหัวข้อ 3.3.4 แต่ว่าเปลี่ยนแรงให้เป็นตามเงื่อนไขระดับ P4 Cyclic test ของ ISO 10328 ตามหัวข้อ2.6

สำหรับด้านปลายเท้าหรือForefoot ผลแสดงดังตารางที่ 3-14 ในส่วนของForefoot จะ assumeว่าเป็นBrittle materialเกิดการเสียหายเพราะTensile stressก่อน และได้ว่าเกิดTensile Stress สูงสุดประมาณ 664 MPa ที่กรณีตำแหน่งFront Stopper = 0 mm(รูปที่ 3-45) ทั้งนี้ไม่ได้พิจารณาStress concentration บริเวณเพราะมองว่าการใช้จริงมีการสวมboltเข้าไปด้วยซึ่งบริเวณดังกล่าวจะเกิดdeformationน้อยกว่านี้ ขณะที่ขึ้นFront leaf spring เกิด Von mises stress สูงสุดประมาณ 1558 MPa ที่ตำแหน่งFront Stopper = 35 mm(รูปที่ 3-46) ในกรณีรับแรงปกติ จะได้ว่า k_D จะได้มีค่าประมาณ 9.42 ถึง 11.54 Nm/deg อยู่ในขอบเขตงานวิจัย

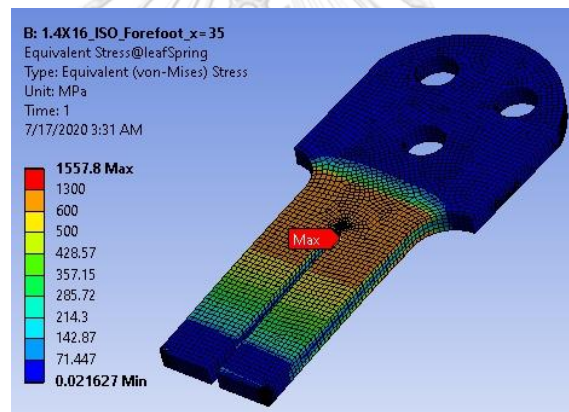
ระยะFront Stopper(mm)	Forefoot			Front leaf spring Von Mises Stress(MPa)
	แรง ISO	แรงปกติ		
	Tensile Stress(MPa)*	ระยะงอ (mm)	k_D (Nm/deg)	
0 mm(ใกล้ข้อเท้า)	663.96	10.06	9.42	1356.3
35 mm(หน้าสุด)	570.42	8.21	11.54	1557.8

*Tensile Stress ในกรณีนี้ไม่พิจารณาStress Concentrationบริเวณรู

ตารางที่ 3-14 Stress ระยะงอ และ k_D ของปลายเท้าเทียมโมเดล B2



รูปที่ 3-45 Tensile Stressสูงสุดที่Forefoot เกิดที่Front Stopper=0 mm ภายใต้แรง P4 Cyclic test ISO 10328



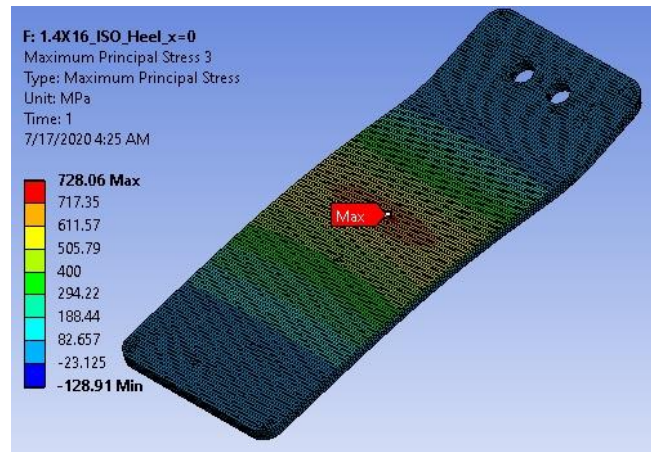
รูปที่ 3-46 von Mises StressสูงสุดบริเวณFront leaf spring เกิดที่Front Stopper=35 mm ภายใต้แรง P4 Cyclic test ISO 10328

สำหรับส้นเท้าหรือHeel ได้assume ผิวสัมผัสระหว่าง Rear leaf spring กับทุกชิ้นงานเป็น Bond contact และBufferกับทุกชิ้นงานเป็นBond contact ผลแสดงดังตารางที่ 3-15 ในส่วนของ Heel จะassumeว่าเป็นBrittle materialเกิดการเสียหายเพราะTensile stressก่อน และได้ว่าเกิด Tensile Stress สูงสุดประมาณ 728 MPa ที่กรณีตำแหน่งRear Stopper = 0 mm(รูปที่ 3-47) ขณะที่ขึ้นRear leaf spring เกิด von Mises stress สูงสุดประมาณ 601 MPa ที่ตำแหน่งRear Stopper = 50 mm(รูปที่ 3-48) ในกรณีรับแรงปกติ จะได้ว่า k_p จะได้มีค่าประมาณ 1.14 ถึง 2.24 Nm/deg อยู่ในขอบเขตงานวิจัย

ระยะRear Stopper (mm)	Rearfoot			Rear leaf spring
	แรง ISO	แรงปกติ		
	Tensile Stress(MPa)	ระยะงอ (mm)	k_p (Nm/deg)	Von Mises Stress(MPa)
0 mm(ใกล้ข้อเท้า)	728.06	6.84	1.14	569.83
50 mm(นอกสุด)	106.76	3.49	2.24	601.3

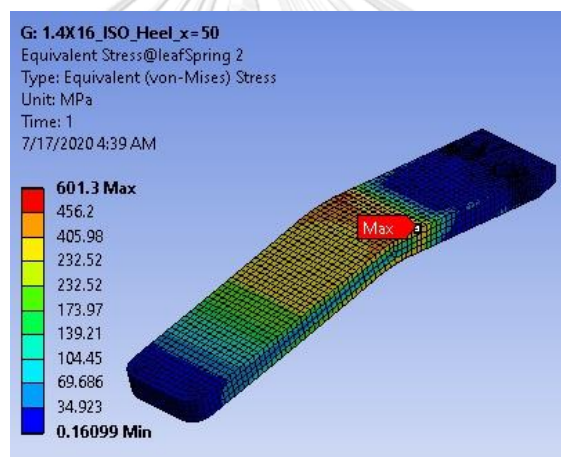
ตารางที่ 3-15 Stress ระยะงอ และ k_p ของปลายส้นเท้าโมเดล B2





รูปที่ 3-47 Tensile Stress สูงสุดที่ Heel เกิดที่ Rear Stopper = 0 mm ภายใต้แรง P4 Cyclic test

ISO 10328



รูปที่ 3-48 von Mises Stress สูงสุดบริเวณ Rear leaf spring เกิดที่ Rear stopper = 50 mm

ภายใต้แรง P4 Cyclic test ISO 10328

3.3.6.3 การประเมินผล

ในการทดสอบ ISO 10328 ต้องตั้งค่าเท้าเทียมให้อยู่ใน condition ที่เกิด Worst case สำหรับเท้าเทียมโมเดล B2 จะใช้กรณีตำแหน่ง Front stopper = 0 mm และ ตำแหน่ง Rear stopper = 0 mm เพราะโอกาสเกิดความเสียหายจากชิ้นส่วน Forefoot และ Heel มีสูง

ในส่วนของForefoot และ Heelซึ่งใช้วัสดุ CFRP(T800H/epoxy[0°/90°]) เกิดTensile stressสูงสุดประมาณ 664 MPa และ 728 MPa ตามลำดับ ทั้ง 2 คำนี้น้อยกว่า σ_{max} ที่มีค่า 750 MPa ดังนั้นแล้ว ชิ้นส่วนทั้ง 2 ไม่พังจากการทดสอบ 2 ล้านรอบ

Rear leaf spring เกิดStressสูงสุด ประมาณ 570 MPa เมื่อพิจารณาวัสดุเหล็กเหนียว มี Ultimate tensile Strength 1294 MPa นั่นคือ Endurance limit(S_e) = $0.5 \times 1294 = 647$ MPa ดังนั้นแล้ว Rear leaf spring ผ่านการทดสอบ 2 ล้านรอบเพราะStressสูงสุดมีค่าต่ำกว่า S_e

ชิ้นส่วนสุดท้ายคือ Front leaf spring เกิด $\sigma_{max} = 1356.3$ MPa และ Assumeว่าเกิด $\sigma_{min} = 0$ MPa ความจริงแล้วมีค่าสูงกว่านี้เล็กน้อย แต่ผู้วิจัยต้องการมองแบบWorst case ดังนั้นจะได้ว่า $\sigma_a = \frac{\sigma_{max} - \sigma_{min}}{2} = 678.15$ MPa และ $\sigma_m = \frac{\sigma_{max} + \sigma_{min}}{2} = 678.15$ MPa ต่อไปจะคำนวณจำนวนรอบที่ทนได้ก่อนเสียหาย หากพิจารณาโดยใช้Gerber criterion โดยใช้ fatigue strength fraction $f = 0.7$ จะได้ว่า

$$a = \frac{(fS_{ut})^2}{S_e} = \frac{(0.7 \times 2300)^2}{780} = 3323.21 \text{ MPa}$$

$$b = \frac{-1}{3} \log\left(\frac{fS_{ut}}{S_e}\right) = \frac{-1}{3} \log\left(\frac{0.7 \times 2300}{780}\right) = -0.105$$

$$\sigma_{rev} = \frac{\sigma_a}{1 - \left(\frac{\sigma_m}{S_{ut}}\right)^2} = \frac{678.15}{1 - \left(\frac{678.15}{2300}\right)^2} = 742.72 \text{ MPa}$$

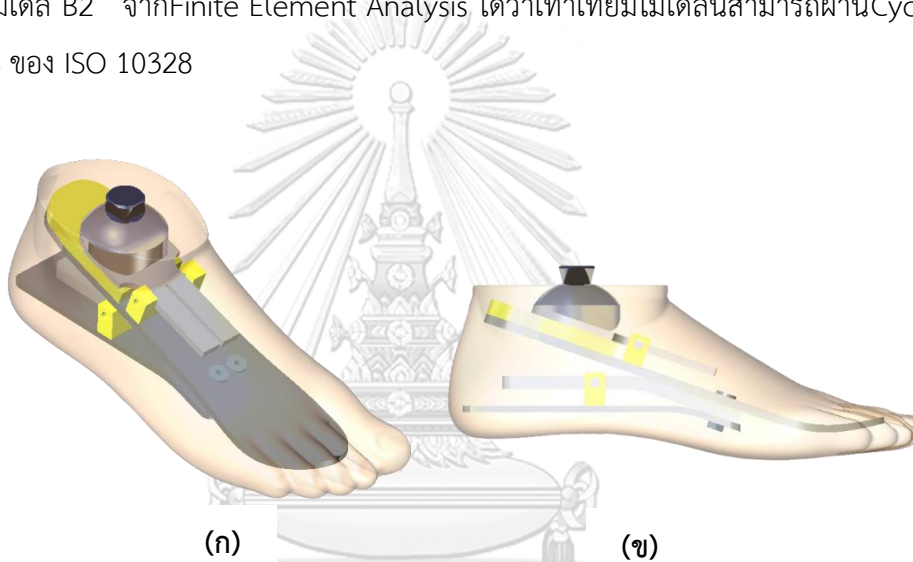
$$\therefore N = \left(\frac{\sigma_{rev}}{a}\right)^{1/b} = \left(\frac{742.72}{3323.21}\right)^{1/-0.105} = 1.59 \times 10^6 \text{ รอบ}$$

จะเห็นได้ว่าทนได้ 1.59 ล้านรอบไม่ถึง 2 ล้านรอบ แต่ทั้งนี้ สามารถเปลี่ยนชิ้นส่วนระหว่างทดสอบได้ นั่นคือเมื่อเปลี่ยนชิ้นส่วน Front leaf spring ตอนผ่าน 1.5 ล้านรอบ ก็สามารถทนผ่าน 2 ล้านรอบ สรุปแล้วเท่าเทียมโมเดล B2 ที่ได้ออกแบบใหม่ด้วยการเพิ่มความกว้างส่วนForefoot และ Heel เบื้องต้นภายใต้Finite Element Method สามารถผ่านCyclic Test 2 ล้านรอบ ระดับ P 4 ตามISO 10328 อย่างไรก็ดีตามการทดสอบจริงเท่านั้นเป็นสิ่งที่ยืนยันว่าสามารถผ่านได้จริง

3.3.7 สรุปรูปการออกแบบเท้าเทียมโมเดล B

เท้าเทียมโมเดล B สามารถปรับstiffnessทั้งส่วนForefootที่ทำหน้าที่Dorsiflexionและส่วนHeelที่ทำหน้าที่Plantarflexion โดยStiffnessที่ปรับได้มีความต่อเนื่อง(Continuous) Storage Energy อยู่ในกรอบDesign Specification ซึ่งเหมาะกับผู้ที่พิการระดับกิจกรรมต่ำ อย่างไรก็ตามต้องทดลองจริงเพื่อหาReturn Energy ในส่วนStressนี้ ได้ว่ามีค่าต่ำกว่า Yield strength ทุกกรณี กล่าวคือมีความปลอดภัยนั่นเอง ทั้งนี้พิจารณาเฉพาะชิ้นที่เกิดการงอหรือdeflection นอกจากนี้แล้วจากการใช้โปรแกรมCAD เท้าเทียมรุ่นนี้สามารถใส่เข้าFoot Shellเบอร์ 23 ได้ตามรูปที่ 3-49

โมเดลนี้ยังได้รับการพัฒนาให้คงทนขึ้นด้วยการเพิ่มความกว้างชิ้นงาน และเปลี่ยนวัสดุเรียกว่าโมเดล B2 จากFinite Element Analysis ได้ว่าเท้าเทียมโมเดลนี้สามารถผ่านCyclic test ระดับ P4 ของ ISO 10328



รูปที่ 3-49 การสวมเท้าเทียมโมเดล B เข้าFoot shell(ก)Isometric View (ข) Side view

3.4 สรุปการออกแบบเท้าเทียม

เท้าเทียมโมเดล A และเท้าเทียมโมเดล B มีความแตกต่างบางประการ เช่น หลักการปรับ stiffness ความต่อเนื่องค่าStiffness ช่วงของStiffness ขนาดเท้าเทียม เป็นต้น ประเด็นเหล่านี้สามารถนำมาเปรียบเทียบได้ดังตารางที่ 3-16 ช่วงStiffnessที่ปรับค่าได้ของเท้าเทียมโมเดล A กว้างกว่า แต่ค่าStressยังคงสูง การจะลดStress ได้และรักษาระดับstiffnessไว้เท่าเดิม แนวทางคือเพิ่มความกว้าง และลดความหนาของSpiral Spring แต่จะยังเป็นการเพิ่มขนาดข้อเท้า ผู้วิจัยให้นำหนักกับStressบนชิ้นงาน ด้วยเหตุผลด้านความปลอดภัย และคำนึงถึงขนาดของเท้าเทียม เพราะผู้พิการขาขาดคำนึงถึงรูปลักษณะเป็นสำคัญ ต้องใช้เท้าเทียมใส่ลงFoot shellได้ จากการพิจารณา เท้าเทียมโมเดล B จึงเป็นตัวเลือกที่ดีกว่าด้วยคะแนนที่ถ่วงน้ำหนักแล้วด้วยผลสรุปคะแนน 315 ต่อ 135 ซึ่งจะได้ทำการผลิตต่อไป ทั้งนี้เท้าเทียมโมเดล B2 ในหัวข้อ3.3.6 ไม่ได้นำดำเนินการใดๆต่อ เป็นเพียงโมเดลสำหรับทดสอบ ISO 10328 ทางFinite Element Methodเท่านั้น

ประเด็นและน้ำหนัก การพิจารณา	เท้าเทียมโมเดล A			เท้าเทียมโมเดล B		
	ความคิดเห็น	คะแนน (เต็ม10)	คะแนนถ่วง น้ำหนัก	ความคิดเห็น	คะแนน (เต็ม 10)	คะแนนถ่วง น้ำหนัก
หลักการปรับ Stiffness (น้ำหนัก = 5)	ปรับStiffnessของSpiral Springตรงข้อเท้าด้วยการเปลี่ยนตำแหน่ง Pin	5	25	ปรับStiffnessตรง Forefoot และHeel ด้วยการเลื่อนตำแหน่ง Stopper	9	45
ช่วงของStiffness (น้ำหนัก = 5)	ช่วงStiffnessกว้างกว่า	10	50	ช่วงStiffnessแคบกว่า	5	25
ความต่อเนื่องของค่า Stiffness (น้ำหนัก = 5)	ไม่ต่อเนื่องหรือDiscrete	2	10	ต่อเนื่องหรือContinuous	9	45
Stressที่เกิดบน ชิ้นงานที่ข้อเท้า (น้ำหนัก =15)	Stress สูงเกินYield Strength ในบางกรณี (เสียหาย)	2	30	Stress ต่ำ(ปลอดภัย) ทุกกรณี	10	150
ขนาด (น้ำหนัก = 10)	ใหญ่กว่าโดยเฉพาะบริเวณข้อเท้า สวมเข้าFootshellไม่ได้	2	20	เล็กกว่า มีความเป็นไปได้ที่จะสวมเข้าFootshellได้	5	50
			135			315

ตารางที่ 3-16 การเปรียบเทียบเท้าเทียมโมเดล A และโมเดล B

บทที่ 4 การผลิตเท้าเทียมโมเดล B

จากตารางที่ 4-1 แสดงสรุปชิ้นงานต่างๆที่ใช้สำหรับผลิตเท้าเทียมโมเดล B พร้อมบอกที่มาของชิ้นงานแต่ละชิ้น โดยผู้วิจัยจะดำเนินการผลิตเองจำนวน 4 ชิ้น ได้แก่ Forefoot, Heel, Front leaf spring และ Rear leaf spring ซึ่งจะได้อธิบายแนวทางการผลิตต่อไป

การผลิต	ชื่อชิ้นส่วน	วัสดุ	จำนวน
ผู้วิจัยผลิตเอง	Forefoot	CFRP	1
	Heel	CFRP	1
	Front Leaf spring	เหล็กเหน็บ	1
	Rear Leaf spring	เหล็กเหน็บ	1
สั่งผลิตจากภายนอก	Front Stopper	Nylon 6	1
	Rear Stopper	Nylon 6	1
	Buffer	Nylon 6	1
	แม่พิมพ์ Forefoot	อลูมิเนียม	1
	แม่พิมพ์ Heel	อลูมิเนียม	1
	Pyramid Adaptor	สแตนเลส 304	1
สั่งซื้อจากภายนอก	Setscrew	สแตนเลส	4
	Bolt M 6	เหล็ก	2
	Bolt M 8	สแตนเลส	3
	Nut M 6	เหล็ก	2

ตารางที่ 4-1 สรุปชิ้นงานที่ต้องใช้สำหรับผลิตเท้าเทียมโมเดล B

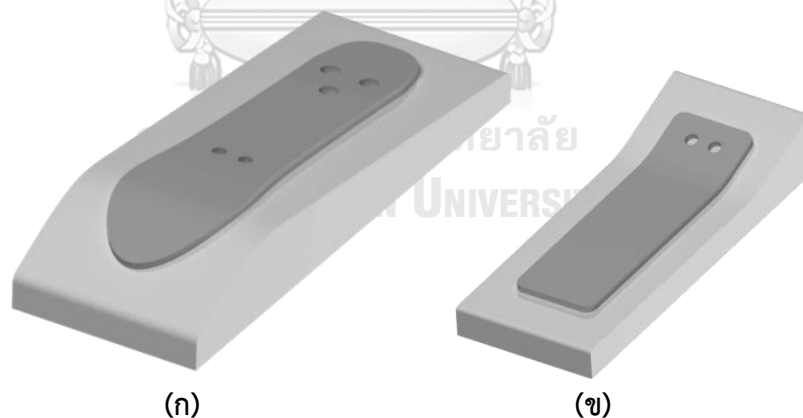
4.1 การผลิต Forefoot และ Heel

วัสดุที่ใช้ผลิตForefootและHeelนี้คือ Carbon Fiber Reinforced Polymer(CFRP)ซึ่งมีแนวทางการขึ้นรูปขึ้นงานหลายวิธี ผู้วิจัยเลือกวิธี “Prepreg-Autoclave” คือการนำผ้าPrepreg หรือ Pre-impregnated material(รูปที่ 4-1)มาวางเรียงทับซ้อนกัน(Lay up)บนแม่พิมพ์เพื่อให้ได้ความหนาพอดีตามต้องการ แล้วอบด้วยเครื่องAutoclave ผ้าPrepregที่ผู้วิจัยใช้นี้คือ SE 84LV เส้นใย RC200T แบบWoven 0°/90° ยี่ห้อ Gurit ทั้งนี้กระบวนการผลิตForefootและHeel คล้ายคลึงกัน ฉะนั้นผู้วิจัยขอเน้นอธิบายส่วนForefootเป็นหลัก เพื่อให้เข้าใจหลักการอย่างกระชับ



รูปที่ 4-1 ผ้าPrepreg

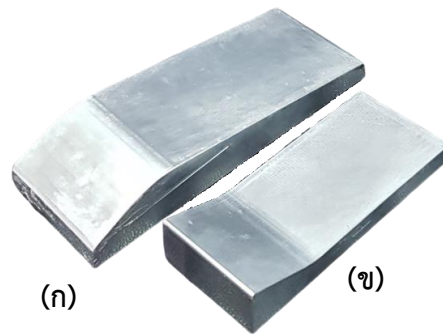
4.1.1 การออกแบบแม่พิมพ์



รูปที่ 4-2 การออกแบบแม่พิมพ์สำหรับ(ก)Forefootและ(ข)Heel

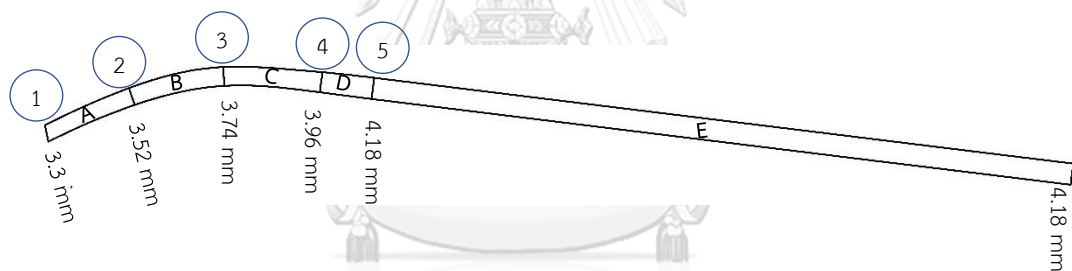
ผู้วิจัยใช้โปรแกรมด้านComputer Aided Design(CAD) ออกแบบแม่พิมพ์(Mould)สำหรับForefootและHeel แสดงได้ดังรูปที่ 4-2 หลักการคือนำชิ้นงานจำลอง ขอบยกตัวอย่างว่าใช้ Forefoot แล้ววาดชิ้นงานแม่พิมพ์อีกชิ้นทับแนบสนิทไปที่ผิวด้านหนึ่งของForefoot จะได้ว่าผิวแม่พิมพ์มี

ลักษณะผิวเช่นเดียวกับForefoot ทั้งนี้แม่พิมพ์ดังกล่าวจะกว้างกว่า Forefoot อยู่ด้านละ 15 mm และยาวกว่าForefootด้านละ 15 mm เพื่อพื้นที่สำหรับ Lay up ผ้าPrepreg หลักการนี้ใช้กับการออกแบบแม่พิมพ์ของHeelเช่นกัน รูปแม่พิมพ์จริงแสดงดังรูปที่ 4-3



รูปที่ 4-3 แม่พิมพ์สำหรับ(ก)Forefootและ(ข)Heel

4.1.2 การออกแบบผ้าPrepreg



รูปที่ 4-4 ความหนาของแต่ละส่วนหลักในด้านข้างของForefoot

เมื่อพิจารณารูปที่ 4-4 ที่แสดงความหนาของแต่ละส่วนของForefootในมุมด้านข้าง จะได้ว่ามีความหนาแตกต่างกันทั้งหมด 5 แบบ ได้แก่ 3.3 mm, 3.52 mm, 3.74 mm, 3.96 mm และ 4.18 mm นั้นหมายความว่าผู้วิจัยต้องสร้างผ้าPrepregที่แตกต่างกัน 5 แบบ(ไม่ใช่จำนวนแผ่น) ความกว้างของแผ่นprepregคือความกว้างของForefootบวกด้วย 30 mm นั่นคือ $50 \text{ mm} + 30 \text{ mm} = 80 \text{ mm}$ ความหนาแต่ละแผ่นคือ 0.22 mm

ส่วนความยาวของPrepregแต่ละแบบ จำนวนของPrepregแต่ละแบบ และตำแหน่งในการเริ่มวางแสดงดังตารางที่ 4-2 เราสามารถสร้างชิ้นงานForefoot ให้ได้ความหนาตามต้องการได้โดยใช้หลักการLay-Upหรือวางแผ่น Prepreg ลงบนแม่พิมพ์(ซึ่งออกแบบใน0) เริ่มจากวางแผ่นprepreg แบบที่ 1 ที่ตำแหน่งที่ 1 จำนวน 15 แผ่น ตามด้วยวางแผ่นprepregแบบที่ 2 ที่ตำแหน่งที่ 2 จำนวน

1 แผ่น ตามด้วยวางแผ่นprepregแบบที่ 3 ที่ตำแหน่งที่ 3 จำนวน 1 แผ่น ตามด้วยวางแผ่นprepreg แบบที่ 3 ที่ตำแหน่งที่ 3 จำนวน 1 แผ่น ตามด้วยวางแผ่นprepregแบบที่ 3 ที่ตำแหน่งที่ 3 จำนวน 1 แผ่น ตามด้วยวางแผ่นprepregแบบที่ 4 ที่ตำแหน่งที่ 4 จำนวน 1 แผ่น และสุดท้ายคือวางแผ่น prepregแบบที่ 5 ที่ตำแหน่งที่ 5จำนวน 1 แผ่น เป็นอันเสร็จสิ้น ทั้งนี้ลำดับชั้นLay up สามารถ สลับกันได้ตามความเหมาะสม

อย่างไรก็ตามในทางปฏิบัติจริง ผู้วิจัยเพิ่มความยาวต่อจากตำแหน่ง 1 และ ตำแหน่ง 6 ไปอีก ด้านละ 15 mm เพื่อเนื้อที่สำหรับการตัดแต่งชิ้นงานต่อไป

ส่วนHeel เป็นชิ้นงานที่มีความหนา 3.3 mm เท่ากันตลอดทั้งชิ้นงาน นั่นคือใช้ผ้าPrepreg 1 แบบเท่านั้น จำนวนแผ่นPrepregคือ $3.3 \div 0.22 = 15$ แผ่น ความกว้างของPrepregคือความกว้าง Heelบวกด้วย 30 mm นั่นคือ $40 \text{ mm} + 30 \text{ mm} = 70 \text{ mm}$

แบบ Prepreg	ตำแหน่งเริ่มวาง	ความยาว	จำนวนแผ่น
แบบที่ 1	1(เริ่มหนา 3.3 mm)	A+B+C+D+E	$3.3 \div 0.22 = 15$ แผ่น
แบบที่ 2	2(เริ่มหนา 3.52 mm)	B+C+D+E	$(3.52-3.3) \div 0.22 = 1$ แผ่น
แบบที่ 3	3(เริ่มหนา 3.74 mm)	C+D+E	$(3.74-3.52) \div 0.22 = 1$ แผ่น
แบบที่ 4	4(เริ่มหนา 3.96 mm)	D+E	$(3.96-3.74) \div 0.22 = 1$ แผ่น
แบบที่ 5	5(เริ่มหนา 4.18 mm)	E	$(4.18-3.96) \div 0.22 = 1$ แผ่น

ตารางที่ 4-2 ผ้าPrepregสำหรับสร้างForefoot

4.1.3 กระบวนการขึ้นรูปชิ้นงาน

กระบวนการขึ้นรูปชิ้นงานแบ่งเป็น 3 ขั้นตอนหลัก ได้แก่ 1)การเตรียมผ้าPrepreg 2)การLay up และ3)การCure ซึ่งแต่ละขั้นตอนหลักสามารถเว้นช่วงการทำงานได้ แต่ต้องเก็บPrepregเข้าตู้เย็นเพื่อรักษาสภาพ แนวทางต่อไปนี้อิงตามคู่มือของผู้ขาย[70]

4.1.3.1 กระบวนการเตรียมผ้าPrepreg

1)นำม้วนprepreg มาวางไว้บนอกตู้เย็นแล้วรอให้ได้อุณหภูมิห้อง ทั้งนี้ม้วน prepregต้องเก็บไว้ในถุงที่มิดแน่นเพื่อป้องกันอากาศเข้าไปอันจะสร้างไอน้ำเกาะprepregได้

2)ใช้เครื่องFlat Bed Cutting Plotter ตัดผ้าprepreg(ดูรูปที่ 4-5) ตามขนาดและจำนวนที่ได้ ออกแบบไว้ในหัวข้อ4.1.2

3)เก็บแผ่นPrepregที่ตัดมา พันด้วยพลาสติกแรปแล้วนำไปแช่ตู้เย็น



รูปที่ 4-5 การใช้เครื่องFlat Bed Cutting Plotter ตัดผ้าPrepreg

4.1.3.2 กระบวนการLay up(เรียงผ้าPrepreg)

1)ใช้ผ้าไร้ขุยชุบAcetoneเช็ดแม่พิมพ์ เพื่อทำความสะอาด

2)ใช้ผ้าไร้ขุยชุบน้ำยาMold Release และนำมาเช็ดผิวแม่พิมพ์ 5 รอบ โดยแต่ละรอบเว้นเวลา 20-30 นาที โดยใช้น้ำยาMold release เก่าออกก่อนการเช็ดรอบใหม่ การทำเช่นนี้เพื่อให้ถอดชิ้นงานออกจากผิวแม่พิมพ์ง่าย

3)ลอกแผ่นฟิล์มออกจากแผ่น Prepreg ที่ได้เตรียมมาใน 4.1.3.1 แล้วมา Lay up (วางเรียงซ้อน) ลงบนแม่พิมพ์ตามตำแหน่งและจำนวนตามหลักการที่กล่าวในหัวข้อ 4.1.2 ผู้ปฏิบัติต้องสวมถุงมือยางหรือถุงมือไร้อุยเพื่อไม่ให้สิ่งแปลกปลอมเข้าไปบนบนผิวแผ่น Prepreg (ดูรูปที่ 4-6)

4)นำแผ่น Peel ply วางทับ Prepreg ที่ได้ Lay up ไว้ จากนั้นตามด้วยวาง Release film ซ้อนไปอีกทีหนึ่ง

5)นำ Vacuum bag มาหุ้มทั้งชิ้นงาน แล้วทำการดูดอากาศออกเพื่อทำเป็นสุญญากาศ และซีลปิด (ดูรูปที่ 4-7) จากนั้นนำไปแช่ตู้เย็น รอ 2-3 ชั่วโมงแล้วตรวจสอบว่ามีการรั่วของอากาศภายนอกเข้าไปหรือไม่ จากนั้น หากอากาศรั่ว ให้ดำเนินการตามข้อนี้อีกครั้ง จนกว่าจะไม่มีอากาศซึมเข้าไป และต้องแช่ตู้เย็นเพื่อรอดำเนินการ Cure ต่อ



รูปที่ 4-6 Lay up



(ก)

(ข)

รูปที่ 4-7 (ก) หุ้มชิ้นงานด้วย Vacuum Bag (ข) นำชิ้นงานมาดูดสุญญากาศและซีล

4.1.3.3 กระบวนการอบCure

ขั้นตามข้อ 2)ถึง5) โพรตดูรูปที่ 4-8ประกอบ

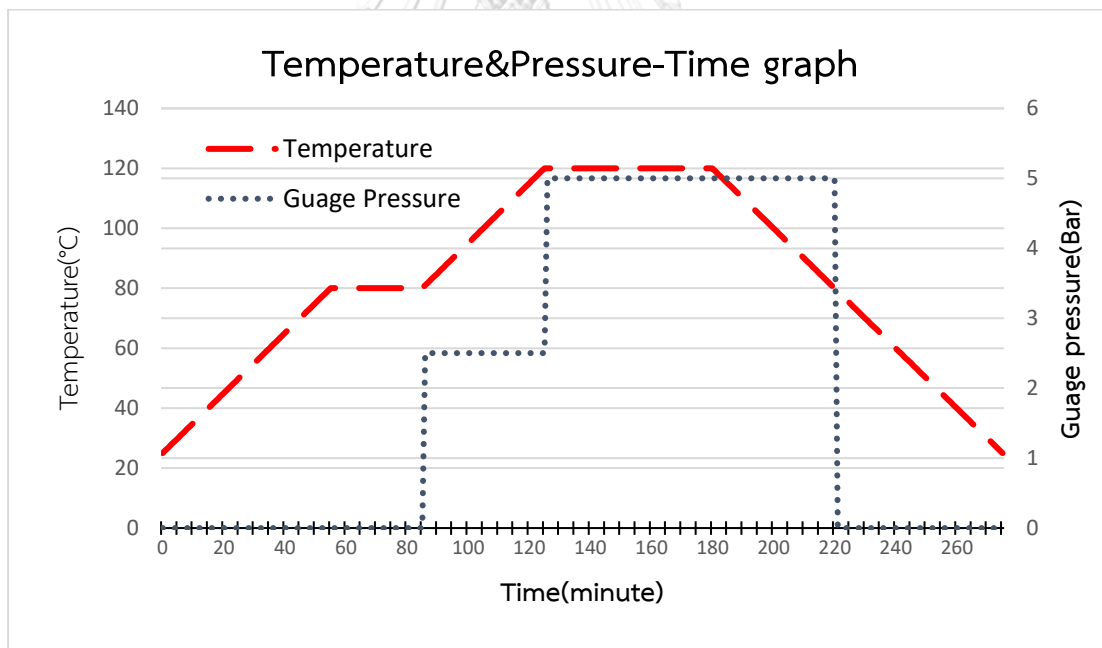
1)นำชิ้นงานจากข้อ 5) ใน4.1.3.2 เข้าเตาAutoclave ตามรูปที่ 4-9

2)เพิ่มอุณหภูมิด้วยอัตรา 1°C/นาที จนไปถึง 80°C และปล่อยค้างไว้ 30 นาที

3)เพิ่มความดันแก๊สไปที่ 2.5 Bar รักษาความดันแก๊สนี้ให้คงที่ และเพิ่มอุณหภูมิด้วยอัตรา 1°C/นาที ไปจนถึง 120°C

4)เพิ่มความดันแก๊สไปที่ 5 Bar รักษาความดันแก๊สนี้ให้คงที่ และรักษาอุณหภูมิคงที่ที่ 120°C ค้างไว้ 60 นาที

5)ปิดระบบทำความร้อน และรักษาความดันแก๊ส 5 Bar ค้างไว้ จนกว่าอุณหภูมิจะลดลงถึง 80 °C จากนั้นปิดระบบการทำงาน



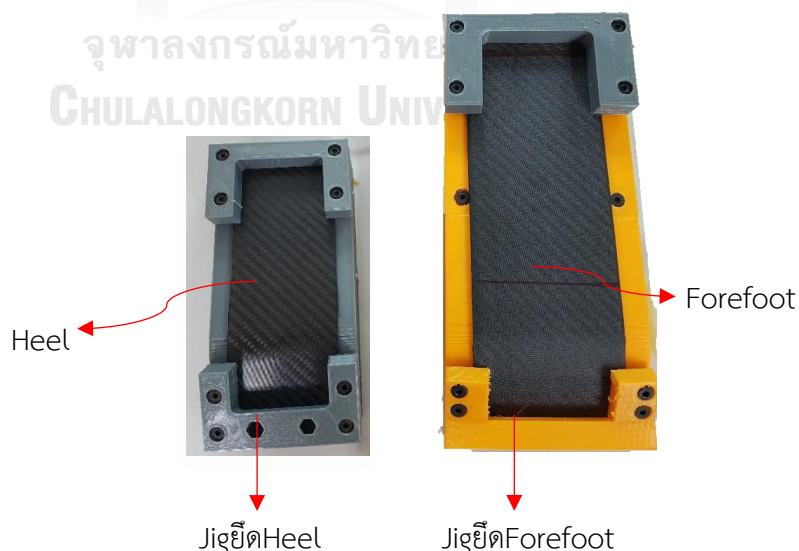
รูปที่ 4-8 กราฟอุณหภูมิกับความดัน-เวลา ของCure process(ดัดแปลงจาก [70])



รูปที่ 4-9 เตาAutoclave

4.1.3.4 กระบวนการตัดแต่งด้วยMachining

เมื่อเสร็จสิ้นกระบวนการ Cure จะได้ชิ้นงาน Forefoot และ Heel ซึ่งต้องนำมาเข้ายึดเข้ากับJigสำหรับแต่ละชิ้นงานดังรูปที่ 4-10 จากนั้นเราต้องดำเนินการตัดแต่ง เริ่มจากใช้กระบวนการ Milling เจาะรูทะลุผิวชิ้นงาน เพื่อให้เกิดรูน้ำสำหรับขั้นตอนเจาะทะลุด้วยน้ำ(Water)กับทราย (Abrasive) ด้วย Waterjet Cutting Machine แสดงดังรูปที่ 4-11 ถัดมาใช้การเจียชิ้นงานเล็กน้อย เพื่อให้ได้ชิ้นงานตามทีออกแบบไว้ สุดท้ายได้ชิ้นงาน Forefoot และ Heel ดังรูปที่ 4-12



รูปที่ 4-10 ชิ้นงานHeelและForefootพร้อมJigยึดชิ้นงานสำหรับMachining



รูปที่ 4-11 การตัดชิ้นงานด้วยWaterjet cutting machine



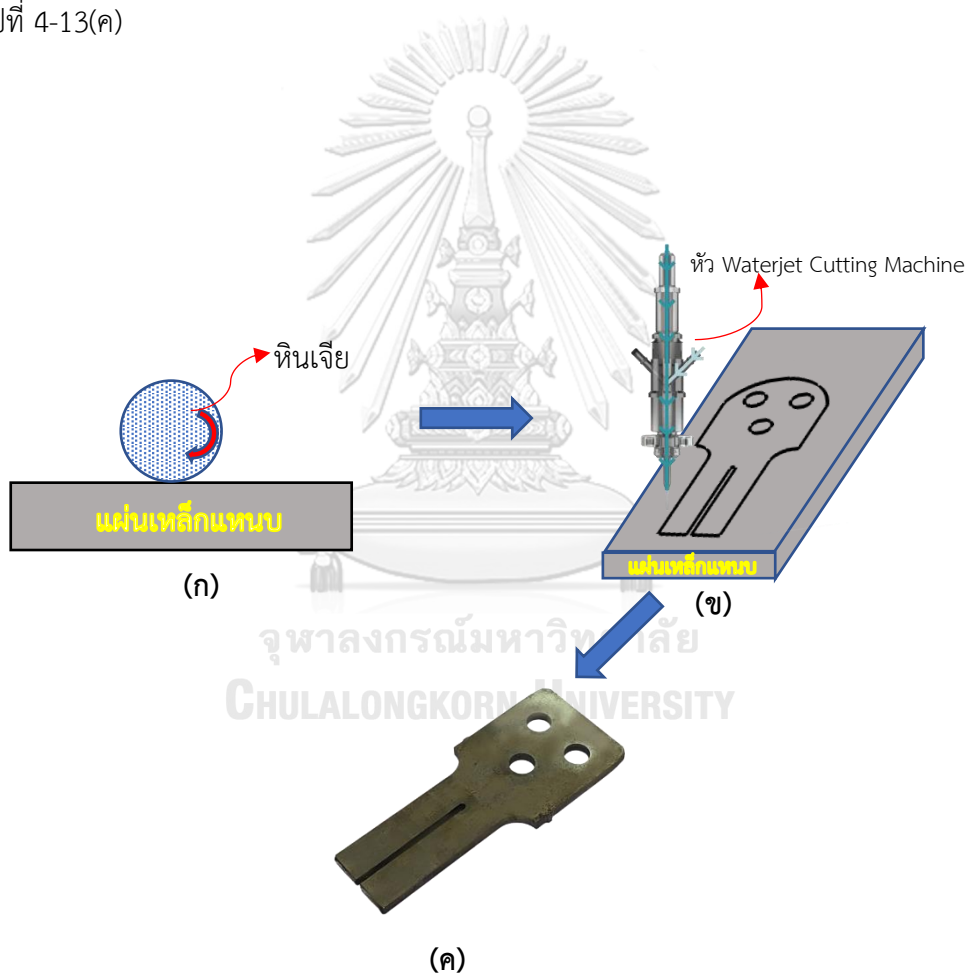
รูปที่ 4-12 Forefoot และ Heel

4.2 การผลิต Front leaf spring และ Rear leaf spring

วัสดุสำหรับผลิต Front Leaf Spring และ Rear leaf spring คือแท่งเหล็กแบน ขนาดหน้าตัด 90 mm × 22 mm และยาว 900 mm ผู้วิจัยดำเนินการผลิตชิ้นงาน Front Leaf spring และ Rear leaf spring แตกต่างกันจึงขอแยกอธิบายทีละส่วน

4.2.1 การผลิต Front Leaf spring

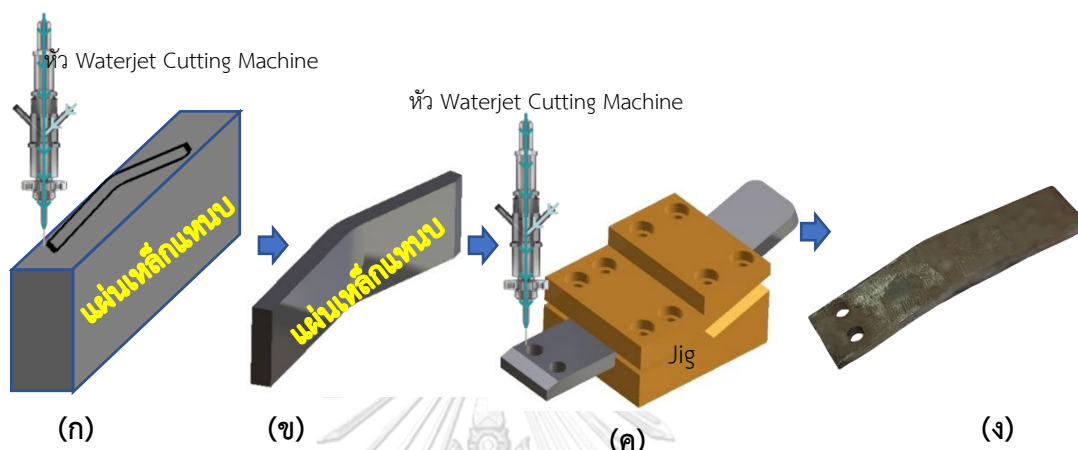
นำแผ่นเหล็กแบนมาเจียจากความหนา 22 mm ลดลงเป็น 3.88 mm(รูปที่ 4-13(ก))แล้วนำไปเจาะกับตัดด้วยเครื่อง Waterjet(รูปที่ 4-13(ข))ให้ได้รูปร่างที่ต้องการ สุดทำยได้ชิ้นงานแสดงดังรูปที่ 4-13(ค)



รูปที่ 4-13 แสดงSchematic Diagram การผลิต Front leaf spring (ก)การเจียเหล็กแบน (ข)เจาะเหล็กแบนด้วย Waterjet (ค) Front leaf spring(ภาพชิ้นงานจริง)

4.2.2 การผลิต Rear Leaf spring

ตัดเหล็กแผ่นในแนวด้านข้างด้วยเครื่องWaterjet(รูปที่ 4-14(ก)และ(ข)) จากนั้นนำมายึดกับJigเพื่อเจาะรูด้วยเครื่องWaterjetอีกครั้ง(รูปที่ 4-14(ค)) ชิ้นงานสุดท้ายแสดงดังรูปที่ 4-14(ง)



รูปที่ 4-14 แสดงSchematic Diagram การผลิต Rear leaf spring (ก)การตัดเหล็กแผ่นด้านข้างด้วย Waterjet (ข) Rear leaf springก่อนเจาะรู (ค)เจาะรูด้วย Waterjet (ง) Rear leaf spring(ภาพชิ้นงานจริง)

4.3 การประกอบชิ้นงานรวม

เมื่อนำชิ้นส่วนต่างๆมาประกอบรวมกันตามแนวทางที่ได้อธิบายไว้แล้วในหัวข้อ 3.3.5 หน้า 82 แล้วจะได้เท้าเทียมโมเดล B แสดงดังรูปที่ 4-15



รูปที่ 4-15 เท้าเทียมโมเดล B

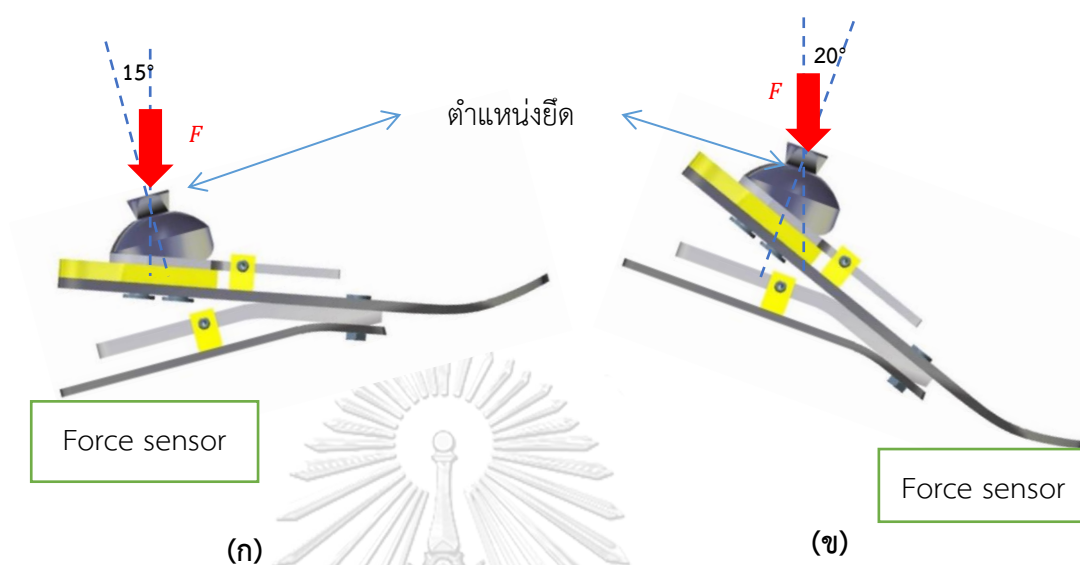
บทที่ 5 การทดสอบเท้าเทียม

หลังจากผลิตเท้าเทียมโมเดล B เสร็จแล้วขั้นตอนต่อไปคือการนำมาทดสอบทางกลและทดสอบการใช้งานจริงกับผู้พิการเพื่อพิสูจน์ว่าสามารถทำงานได้จริงทั้งในด้านความปลอดภัยและฟังก์ชันการปรับStiffness นอกจากนี้แล้วยังต้องดำเนินการทดสอบทางกลเท้าเทียมตัวอย่างที่มีชายเชิงพาณิชย์ด้วยเช่นกัน เพื่อนำคุณสมบัติทางกลมาเปรียบเทียบกับเท้าเทียมโมเดล B ที่ได้ผลิตเอง

5.1 การทดสอบทางกลเท้าเทียมโมเดล B

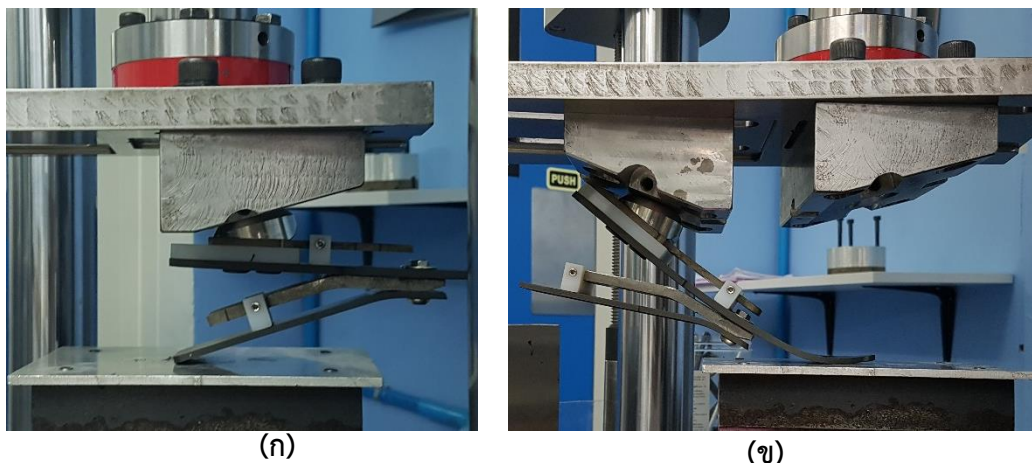
นำเท้าเทียมโมเดล B มาทดสอบทางกลด้วยเครื่องUniversal Testing Machine ยี่ห้อ Instron รุ่นElectropulse E10000 เครื่องนี้สามารถวัดตำแหน่งในแนวตั้งและแรงในแนวตั้งได้ เป้าหมายของการทดสอบคือเพื่อหาค่าระยะงอตัว, linear stiffness, rotational stiffness และ Return Energy ของเท้าเทียมโมเดล B ผลทดสอบดังกล่าวสามารถนำไปเปรียบเทียบกับผลคำนวณทางFinite Element Method และเปรียบเทียบกับเท้าเทียมเชิงพาณิชย์ซึ่งจะได้กล่าวในหัวข้อถัดไป นอกจากนี้แล้วยังเป็นการทดสอบความปลอดภัยก่อนที่จะนำไปทดสอบการใช้งานจริงกับผู้พิการ ขนาดแรงกดเท้าเทียมที่สนใจตอนทดสอบเท้าเทียมสอดคล้องกับหัวข้อ 3.1.2 “การใช้พลศาสตร์การเดินมนุษย์สำหรับออกแบบเท้าเทียม” หน้า 41 กล่าวคือแรงกระทำที่ส้นเท้าขนาด 365 N และแรงกระทำที่ปลายเท้าขนาด 670 N

5.1.1 การติดตั้งเท้าเทียม



รูปที่ 5-1 แนวการใส่แรงเข้าเท้าเทียมตาม ISO 10328(ก)กรณีทดสอบด้านสันเท้า(Plantarflexion)
(ข)กรณีทดสอบด้านปลายเท้า(Dorsiflexion)

การจับยึดและจัดตำแหน่งเท้าเทียมนี้ ผู้วิจัยใช้แนวทางตาม ISO 10328 กล่าวคือในการทดสอบด้านสันเท้า ให้ใส่แรงกด 15° ห่างออกไปด้านหลังในแนวระดับ และด้านปลายเท้าให้ใส่แรงกดเอียง 20° ห่างออกมาด้านหน้าในแนวระดับ แสดงได้ดังรูปที่ 5-1 ผู้วิจัยยึดแนวทางดังกล่าวแล้วมาใช้จับยึดเท้าเทียมกับเครื่องทดสอบได้ตามรูปที่ 5-2

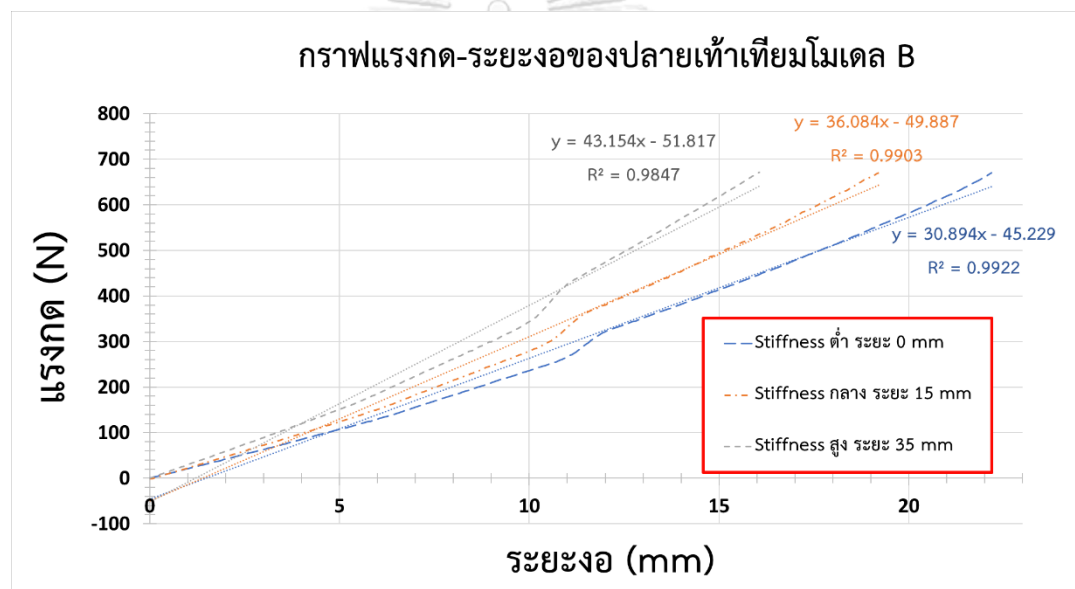


รูปที่ 5-2 การจับยึดเท้าเทียบกับเครื่องUniversal Testing Machine (ก)กรณีทดสอบด้านสันเท้า (Plantarflexion) (ข)กรณีทดสอบด้านปลายเท้า(Dorsiflexion)

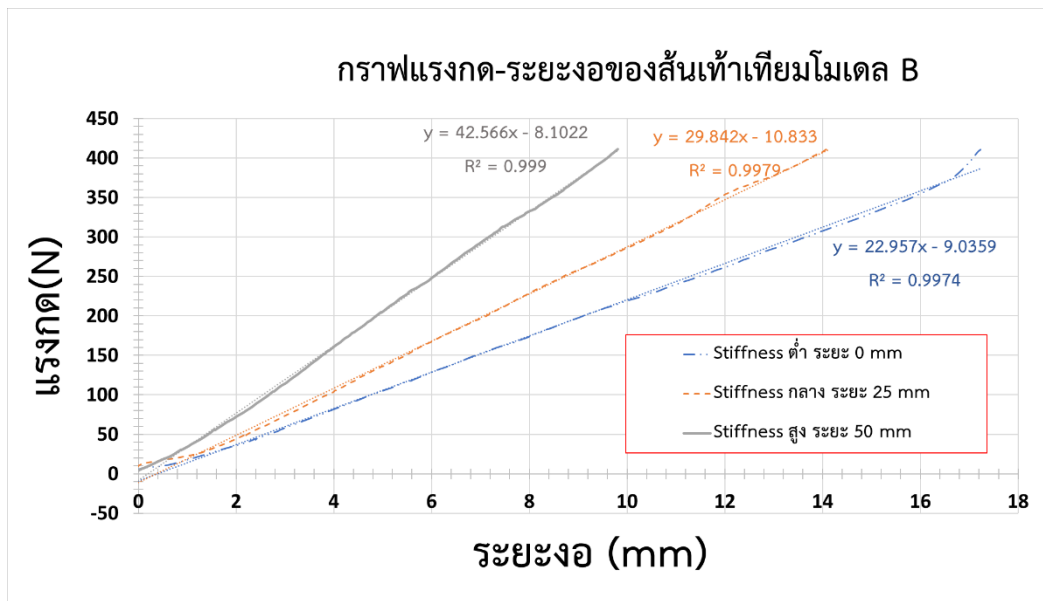
ในการทดสอบส่วนปลายเท้าซึ่งมีการเคลื่อนไหวแบบDorsiflexion ผู้วิจัยทดลองหาผลของการปรับStiffness 3 กรณีนั้นคือ 1)Stiffnessระดับต่ำ เลื่อนตำแหน่งFront Stopper 0 mm 2)Stiffnessระดับกลาง เลื่อนตำแหน่งFront Stopper 15 mm 3)Stiffnessระดับสูง เลื่อนตำแหน่งFront Stopper 35 mm ส่วนด้านสันเท้าซึ่งมีการเคลื่อนไหวแบบPlantarflexion ผู้วิจัยทดลองผลของการปรับStiffness 3 กรณีนั้นคือ 1)Stiffnessระดับต่ำ เลื่อนตำแหน่งRear Stopper 0 mm 2)Stiffnessระดับกลาง เลื่อนตำแหน่งRear Stopper 25 mm 3)Stiffnessระดับสูง เลื่อนตำแหน่งRear Stopper 50 mm ทั้งนี้โปรดสังเกตว่าการตำแหน่งStopperเลขน้อยหมายถึงStopperอยู่ใกล้ข้อเท้า และตำแหน่งStopperเลขมากหมายถึงStopperอยู่ห่างข้อเท้า

5.1.2 การทดสอบหาระยะงอและStiffness

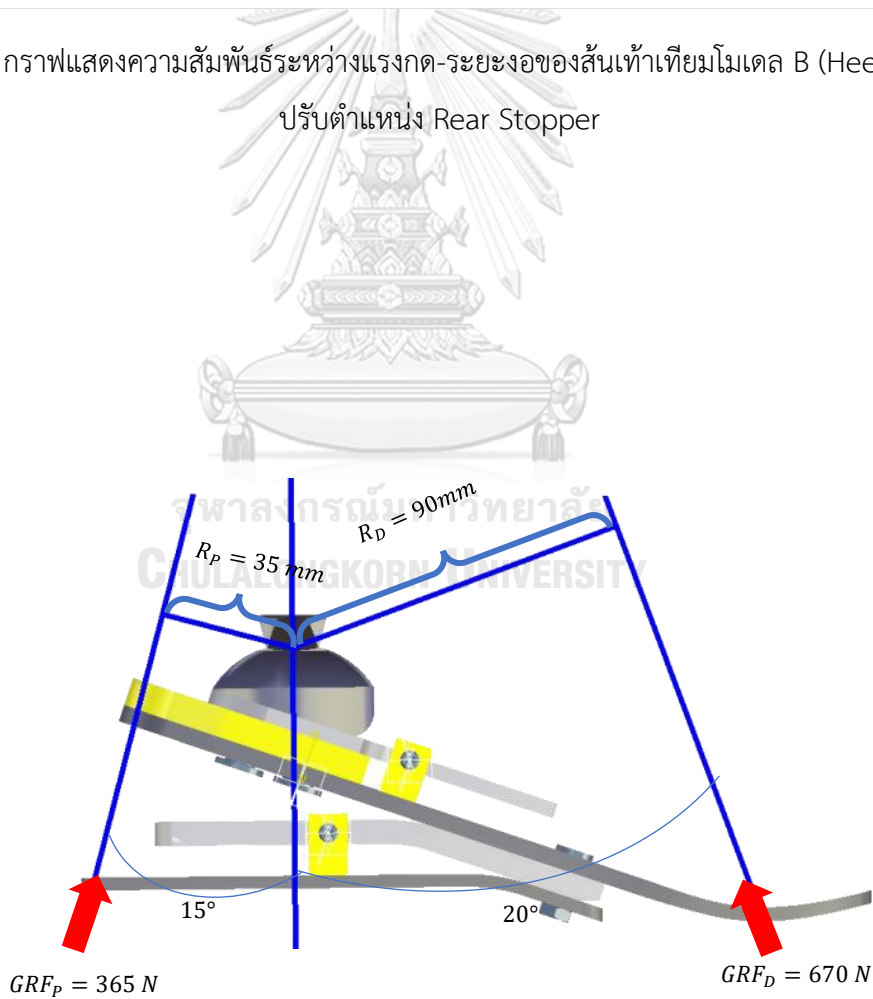
ในการใส่แรงกระทำเข้าเท้าเทียมทั้งส่วนForefootและHeel อัตราการเพิ่มของแรงคือประมาณ 50-80 N/s เริ่มจาก 0 N ไปถึง 670 N ในด้านForefoot และจาก 0 N ไปถึง 365 N ที่ด้านHeel หลังจากดำเนินการทดสอบเพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดและระยะงอของสันเท้าและส่วนปลาย ผลการทดสอบเท้าเทียมแสดงได้ดังรูปที่ 5-3 และรูปที่ 5-4 เราจะเห็นได้ว่าLinear stiffnessของเท้าเทียม ก็คือความชันกราฟนั่นเอง ผลสรุปของระยะงอและStiffness แสดงได้ดังตารางที่ 5-1 โปรดสังเกตว่าระยะงอที่แสดงมานั้น ในส่วนHeel มาจากแรงกด 365 N และส่วนForefoot มาจากแรงกด 670 N Rotational Stiffness แปลงจากสมการที่ 2-12 และรูปที่ 5-5 กรณีForefootใช้ $r \approx 90 \text{ mm}$ และในกรณี Heel มาจาก $r \approx 35 \text{ mm}$



รูปที่ 5-3 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกด-ระยะงอของปลายเท้าเทียมโมเดล B (Forefoot) ตามการปรับตำแหน่ง Front Stopper



รูปที่ 5-4 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกด-ระยะงอของส้นเท้าเทียมโมเดล B (Heel)ตามการปรับตำแหน่ง Rear Stopper



รูปที่ 5-5 ค่าประมาณระยะ r ที่ตั้งฉากแนวแรง

	ตำแหน่งStopper	ระยะงอ [†]	Linear Stiffness	Rotational Stiffness [‡]
				ขอบล่างDesign Specification 3 Nm/deg
Forefoot	0 mm (อ่อน)	22.2 mm	30.9 N/mm	4.37 Nm/deg
	15 mm (กลาง)	19.2 mm	36.1 N/mm	5.10 Nm/deg
	35 mm(แข็ง)	16.1mm	43.2 N/mm	6.10 Nm/deg
				ขอบบนDesign Specification 7.85 Nm/deg
				ขอบล่างDesign Specification 0.2 Nm/deg
Heel	0 mm(อ่อน)	16.4 mm	23.0 N/mm	0.49 Nm/deg
	25 mm(กลาง)	12.5 mm	29.8 N/mm	0.64 Nm/deg
	50 mm(แข็ง)	8.8 mm	42.6 N/mm	0.91 Nm/deg
				ขอบบนDesign Specification 3.6 Nm/deg
<p>ระยะงอ[†]ในกรณีForefootมาจากแรงกด 670 N และในกรณี Heel มาจากแรงกด 365 N</p> <p>Rotational Stiffness[‡] แปลงจากสมการที่ 2-12และรูปที่ 5-5 กรณีForefoot $r \approx 90 \text{ mm}$ ในกรณี Heel มาจาก $r \approx 35 \text{ mm}$</p>				

ตารางที่ 5-1 สรุปค่าระยะงอ Linear stiffness Rotational Stiffness ตามตำแหน่ง Stopper ของ ส่วนส้นเท้า(Heel)และปลายเท้า(Forefoot)ของเท้าเทียมโมเดล B

	ตำแหน่งStopper	ระยะงอ(ทดลอง)	ระยะงอ(FEM)	Error
Forefoot	0 mm (อ่อน)	22.2 mm	18.8 mm	-15.10 %
	15 mm (กลาง)	19.2 mm	16.4 mm	-14.66 %
	35 mm(แข็ง)	16.1 mm	14.2 mm	-11.58 %
Heel	0 mm(อ่อน)	16.4 mm	13.9 mm	-15.18 %
	25 mm(กลาง)	12.5 mm	9.7 mm	-22.26 %
	50 mm(แข็ง)	8.8 mm	7.8 mm	-10.80 %

ตารางที่ 5-2 ระยะงอจากการทดลองและจากFEM ของเท้าเทียมโมเดล B

จากตารางที่ 5-2 ด้าน Forefoot ในทุกตำแหน่งของFront stopper จะได้ระยะงอจากการทดลองสูงกว่าระยะงอจากผลคำนวณFinite Element Method(FEM)ด้วย และมีErrorสูงสุดที่ 15.10% ในกรณีระยะFront stopper 0 mm(อ่อนที่สุด)ทำนองเดียวกับด้านHeel ในทุกตำแหน่งของRear stopperของเท้าเทียมโมเดล B จะได้ระยะงอจากการทดลองสูงกว่าระยะงอจากผลคำนวณ FEM และมีError สูงสุดที่ 22.26 % ในกรณีระยะRear stopper 25 mm(กลาง)

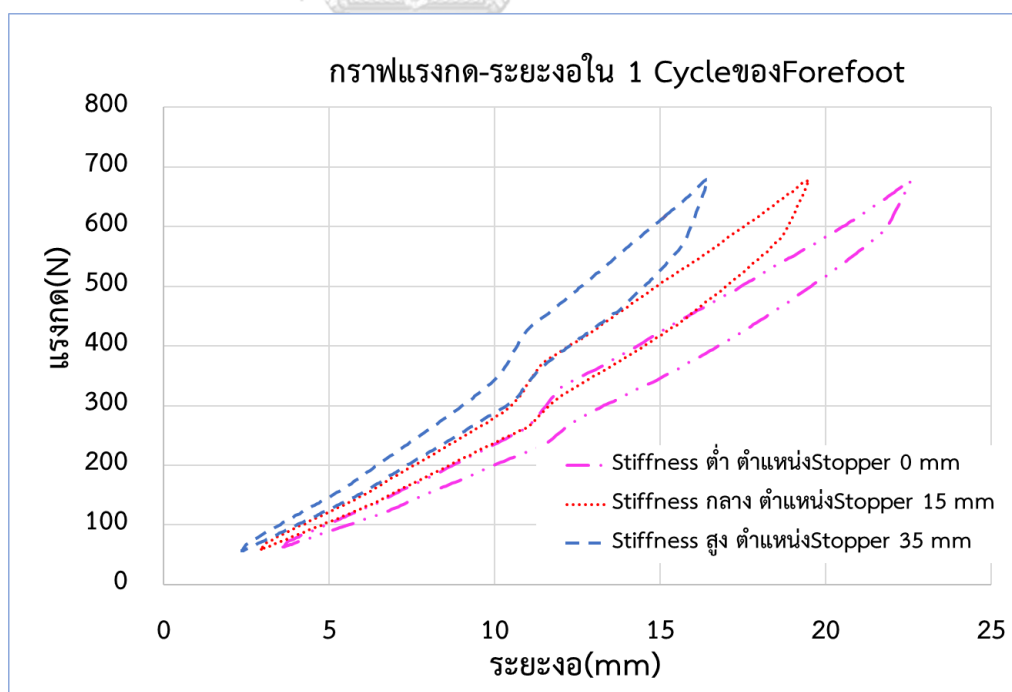
สาเหตุความคลาดเคลื่อนนี้ระหว่างผลการทดลองและผลการคำนวณ FEM ได้แก่

- 1) ผู้วิจัยป้อนค่าคุณสมบัติของCFRPเข้าโปรแกรมAnsys เป็น isotropic นั่นคือคุณสมบัติทางกลมีค่าเท่ากันทุกทิศทาง แต่ว่าเป็นความจริงแล้วต้องป้อนเป็นระบบ Anisotropic กล่าวคือคุณสมบัติทางกลมีคุณสมบัติแตกต่างกันในแต่ละทิศทาง
- 2) ผู้วิจัยป้อนค่าคุณสมบัติของวัสดุ เช่น Young's modulus ในโปรแกรม Ansys คลาดเคลื่อนจากความจริง
- 3) การตั้งค่าในโปรแกรมAnsys การป้อนค่าContactมีความคลาดเคลื่อนจากความจริง
- 4) ตำแหน่งการใส่แรงในโปรแกรมAnsys คลาดเคลื่อนจากการทดลอง
- 5) กระบวนการผลิตเท้าเทียมไม่ได้มาตรฐานตามคำแนะนำของผู้ผลิต เช่น ความไม่พร้อมของอุปกรณ์ การควบคุมอุณหภูมิและความดัน ความสะอาดของการผลิต เป็นต้น

5.1.3 การทดสอบหาStorage EnergyและReturn Energy

สำหรับการทดสอบหา Storage Energy และ Return Energy ของเท้าเทียมนี้ ผู้วิจัยเลือกทดสอบเฉพาะส่วนForefoot เพราะมีส่วนสำคัญต่อการผลักดันผู้พิการไปข้างหน้า การป้อนค่าแรงนั้นใช้การป้อนด้วยลักษณะกราฟSine แแรงกดสูงสุด 670 N และแรงกดต่ำสุด 50 N สาเหตุที่แรงกดต่ำสุดเป็น 0 ไม่ได้ เพราะเครื่องทดสอบเกิดerrorขณะลดแรงกดต่ำกว่า 50 N ป้อนความถี่ของแรงเป็น 0.5 Hz ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Orendurff [20] ที่พบว่าอัตราการก้าวเดินใน 1 นาที (Steps per minute) ของผู้พิการ K-level 1 และ 2 มีค่าไม่เกิน 40 steps per minute หรือ ประมาณ 0.67 Hz

รูปที่ 5-6 แสดงกราฟผลการทดสอบภายใต้การป้อนค่าที่อธิบายไปซึ่งมีลักษณะใกล้เคียงกับรูปที่ 2-24 หน้า 26 ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้มาจะแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดกับระยะหดตัวของเท้าเทียม ใน 1 cycle แล้วพื้นที่ใต้กราฟคือค่าStorage Energyและ Return Energy โดยผู้วิจัยหาพื้นที่ด้วยTrapezoidal Method การคำนวณStorage Energy มาจากพื้นที่ใต้กราฟช่วงใส่แรง(Loading) และ Return Energy มาจากพื้นที่ใต้กราฟช่วงคลายแรง(Unloading) ผลต่างระหว่างค่าดังกล่าว คือ Energy Loss



รูปที่ 5-6 กราฟแรงกด-ระยะงอของForefoot ใน 1 cycle ตามตำแหน่ง Front Stopper

ตำแหน่ง Front Stopper	Storage Energy	Return Energy	Return Energy ต่อ 60 kg	Efficiency
		ขอบบน Design specification Return Energy 0.078 J/kg		
0 mm (อ่อน)	6.7 J	5.8 J	0.097 J/kg	87%
15 mm (กลาง)	5.8 J	5.0 J	0.083 J/kg	86%
35 mm(แข็ง)	4.9 J	4.2 J	0.070 J/kg	86%
		ขอบล่าง Design specification Return Energy 0.025 J/kg		

ตารางที่ 5-3 Storage Energy, Return Energy และ Efficiency ตามการปรับตำแหน่ง Front Stopper

ตามตารางที่ 5-3 เราจะสังเกตได้ว่าค่า Storage Energy มีค่าสูงขึ้นหากทำเทียมปรับระดับความแข็งสปริงให้อ่อนลง หรือตำแหน่ง Front Stopper มีระย่น้อยลง เพราะว่าทำเทียมมีระย่นองตัวสูงนั่นเองตามสมการที่ 2-17 หน้า 27 นั่นคือ $E_{store} = \frac{F_{loading}}{2} \left(\frac{F_{loading} L^3}{3EI} \right) = \frac{F_{loading} \delta}{2}$ Storage Energy กับระย่นองตัวมีความสัมพันธ์เชิงบวก (Positive Correlation) หรือมองได้อีกแง่ว่า Storage Energy กับระดับความแข็งสปริงทำเทียมมีความสัมพันธ์เชิงลบ (Negative Correlation) นอกจากนี้แล้ว Return Energy จะมีค่าขึ้นอยู่กับ Storage Energy ซึ่งมีความสัมพันธ์เชิงบวก

ในแต่ละระดับ Stiffness ของทำเทียม Return Energy จะมีค่าน้อยกว่า Storage Energy เพราะว่าวัสดุมีคุณสมบัติ Viscoelastic สูญเสียพลังงานได้ และประสิทธิภาพการคืนพลังงานของทำเทียม นี้ อยู่ที่ประมาณ 86-87% ซึ่งถือว่าไม่ผันผวนไปตามระดับความแข็งสปริง ดังนั้นแล้วจะสังเกตได้ว่าความสัมพันธ์ระหว่างระดับ Stiffness ทำเทียมกับ Return Energy เป็นความสัมพันธ์เชิงลบ (Positive Correlation) เช่นเดียวกับความสัมพันธ์ระหว่างระดับ Stiffness ทำเทียมกับ Return Energy

Return Energy มีค่าสูงสุดเท่ากับ 0.097 J/kg เกิดที่กรณีตำแหน่ง Front stopper 0 mm (อ่อนที่สุด) เกิน 0.078 J/kg อันเป็นขอบบนใน Design specification ได้ และ Return Energy มีค่าต่ำสุดเท่ากับ 0.069 J/kg เกิดที่กรณีตำแหน่ง Front stopper 35 mm (แข็งที่สุด) ไม่สามารถลดค่า Return Energy ให้ต่ำลงไปถึง 0.025 J/kg อันเป็นขอบล่างใน Design specification ได้ อย่างไรก็ตาม

ตามโปรดสั่งเกิดว่าค่า Return Energy 0.069 J/kg อยู่ในกรอบDesign specification และหากนำไปสวมใส่ในFoot shellแล้ว Return Energy จะยิ่งลดลงกว่านี้

ช่วงค่าReturn Energyดังกล่าวนี้มีค่าน้อยกว่าเท่าเทียมไดนามิกสำหรับพิการระดับ K-level 3-4 ของตุนพงษ์[25]ซึ่งมีReturn Energyเท่ากับ 0.137 J/kg ฉะนั้นแล้วผู้วิจัยคิดว่าเท่าเทียมโมเดล B เหมาะสมกับผู้พิการระดับกิจกรรมต่ำ K-level 1-2 ในแง่ของการสามารถปรับให้มี Return Energy ที่ต่ำได้

เมื่อเปรียบเทียบStorage Energyระหว่างผลFEMกับผลการทดลองจริง แสดงได้ ตารางที่ 5-4 จะเห็นได้ว่าผลจากการทดลองสูงกว่าผลจากFEM ภายใต้ระดับStiffnessเดียวกัน สาเหตุเช่นเดียวกับที่กล่าวไปในช่วงท้ายของหัวข้อ 5.1.2 เพราะStorage Energyเป็นผลจากกระยะงอหรือ DeflectionของForefoot ตามสมการที่ 2-17 นั่นเอง

ระยะFront Stopper(mm)	Storage Energy		Error
	FEM	การทดลอง	
0(ใกล้ข้อเท้า)	0.071 J/kg	0.112 J/kg	-36.6%
15	0.061 J/kg	0.097 J/kg	-37.1%
35(หน้าสุด)	0.052 J/kg	0.082 J/kg	-36.6%

ตารางที่ 5-4 เปรียบเทียบStorageจากFEMและการทดลอง

5.2 การทดสอบทางกลเท้าเทียมตัวอย่าง

ผู้วิจัยดำเนินการทดสอบเท้าเทียมตัวอย่างซึ่งขายเชิงพาณิชย์จำนวน 7 อัน แสดงดังตารางที่ 5-5 เท้าเทียมในกลุ่มOssur(รูปที่ 5-7) ผลิตมาจาก CFRP ซึ่งเป็นวัสดุเดียวกับเท้าเทียมโมเดล B ของผู้วิจัย Categoryในที่นี่คือระดับStiffnessของเท้าเทียมนั้นๆ ส่วนเท้าเทียมในกลุ่ม Ottobock(รูปที่ 5-8) เป็นเท้าเทียมยางรุ่นดั้งเดิมซึ่งปัจจุบันก็ยังใช้กันแพร่หลายในประเทศไทยอยู่(แต่คนละยี่ห้อ) จุดประสงค์ของการทดสอบนี้เพื่อหาLinear stiffnessของเท้าเทียมเชิงพาณิชย์แล้วนำมาเปรียบเทียบกับเท้าเทียมโมเดล B เพื่อที่จะได้รู้ว่าเท้าเทียมที่ผู้วิจัยผลิตเองนี้มีคุณสมบัติทางกลใกล้เคียงหรือแตกต่างจากเท้าเทียมตัวอย่างที่ใช้กันจริงอย่างไร สำหรับแนวทางการทดสอบเป็นเช่นเดียวที่กล่าวในหัวข้อ5.1.1 และ5.1.2 การติดตั้งและทดสอบทางกลของเท้าเทียมเชิงพาณิชย์แสดงดังรูปที่ 5-9

ยี่ห้อ	รุ่น	Size (cm)
Ossur	LP Vari-Flex Category 2	22-24
	LP Vari-Flex Category 4	22-24
	LP Vari-Flex Category 2	25
	LP Vari-Flex Category 3	25
	LP Vari-Flex Category 5	27
Ottobock	SACH	26
	Single Axis	26

ตารางที่ 5-5 เท้าเทียมตัวอย่างสำหรับทดสอบทางกล



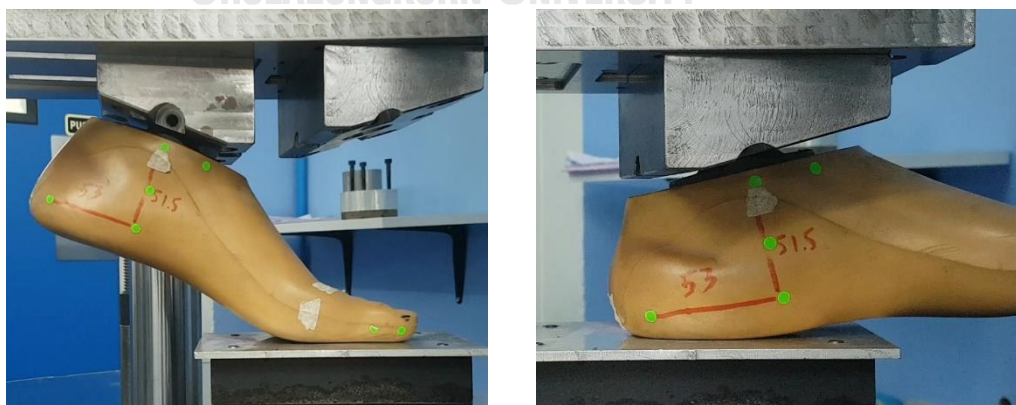
รูปที่ 5-7 เท้าเทียม Ossur LP Vari-Flex



รูปที่ 5-8 เท้าเทียม Ottobock (ก)Single Axis (ข)SACH

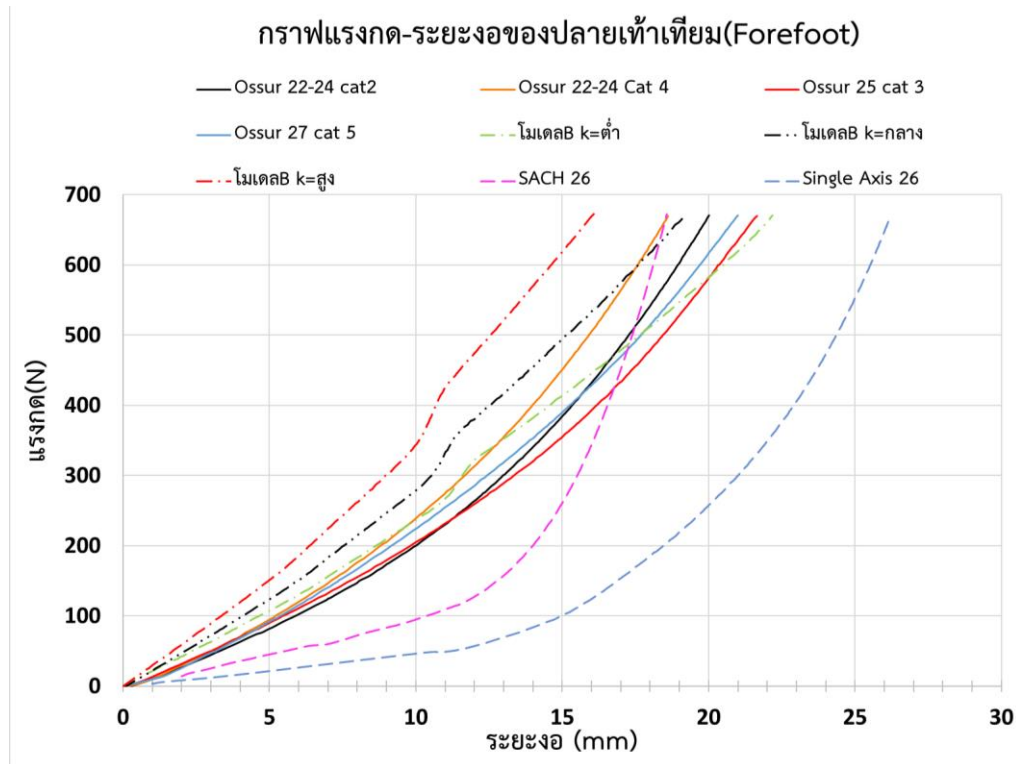


(ก)ภาลงกรณ์มหาวิทยาลัย (ข)

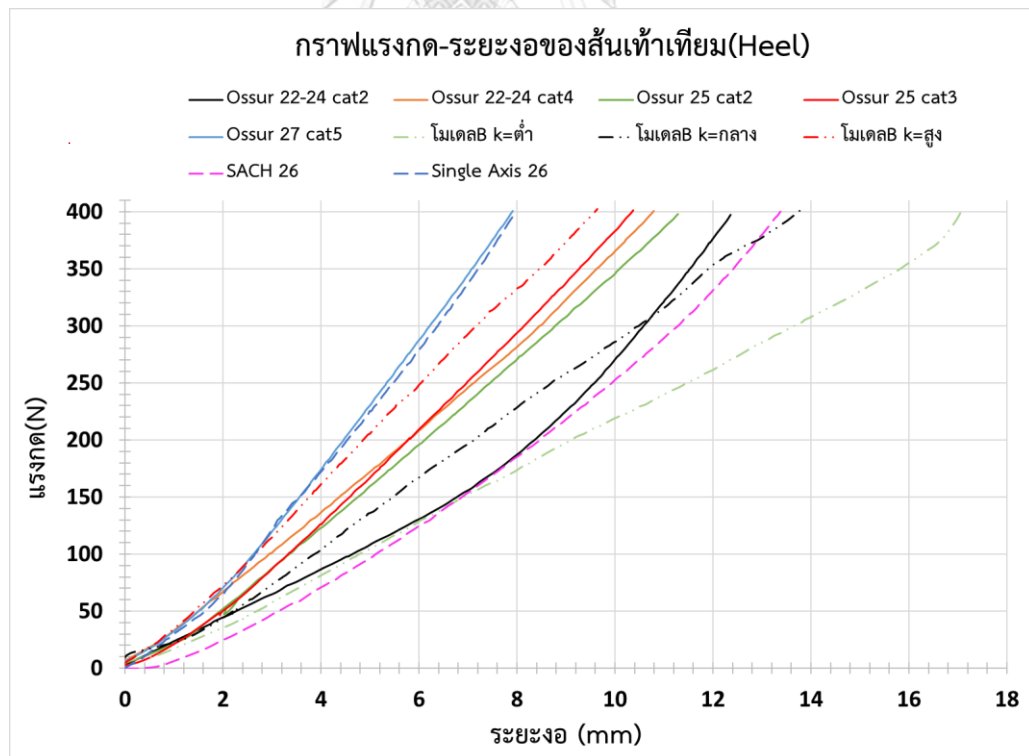


(ค) (ง)

รูปที่ 5-9 การทดสอบทางกลของเท้าเทียมตัวอย่าง (ก)ยี่ห้อ Ossur ด้านForefoot (ข)ยี่ห้อ Ossur ด้านHeel (ค)ยี่ห้อOttobockด้านForefoot (ง)ยี่ห้อOttobockด้านHeel



รูปที่ 5-10 กราฟแรงกด-ระยะงอของปลายเท้าเทียม(Forefoot)

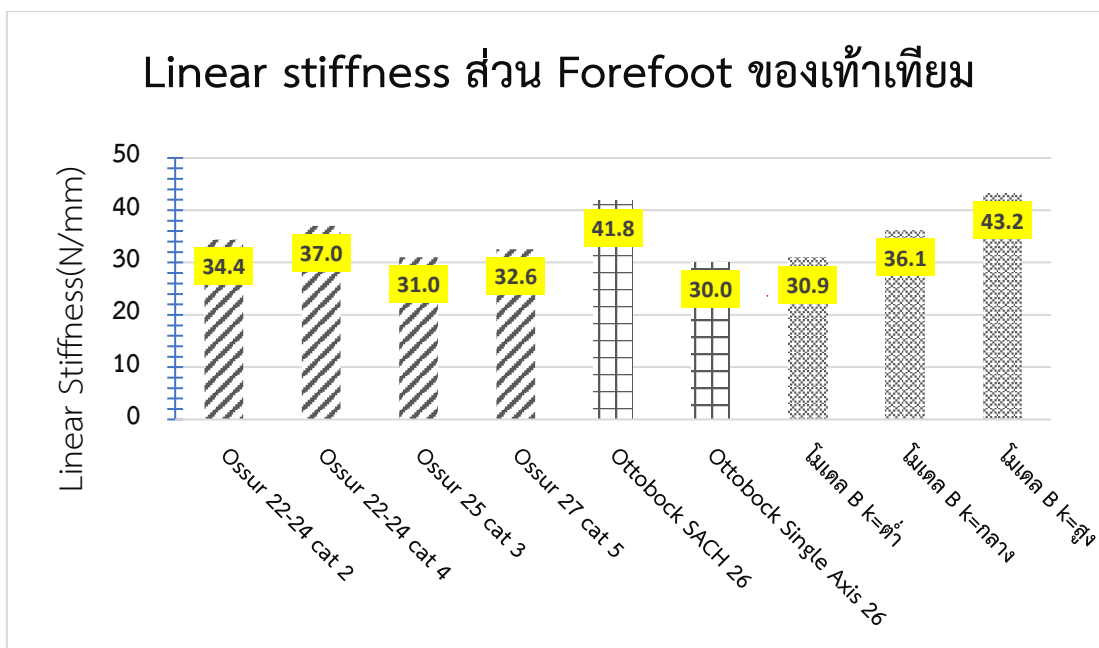


รูปที่ 5-11 กราฟแรงกด-ระยะงอของส้นเท้าเทียม(Heel)

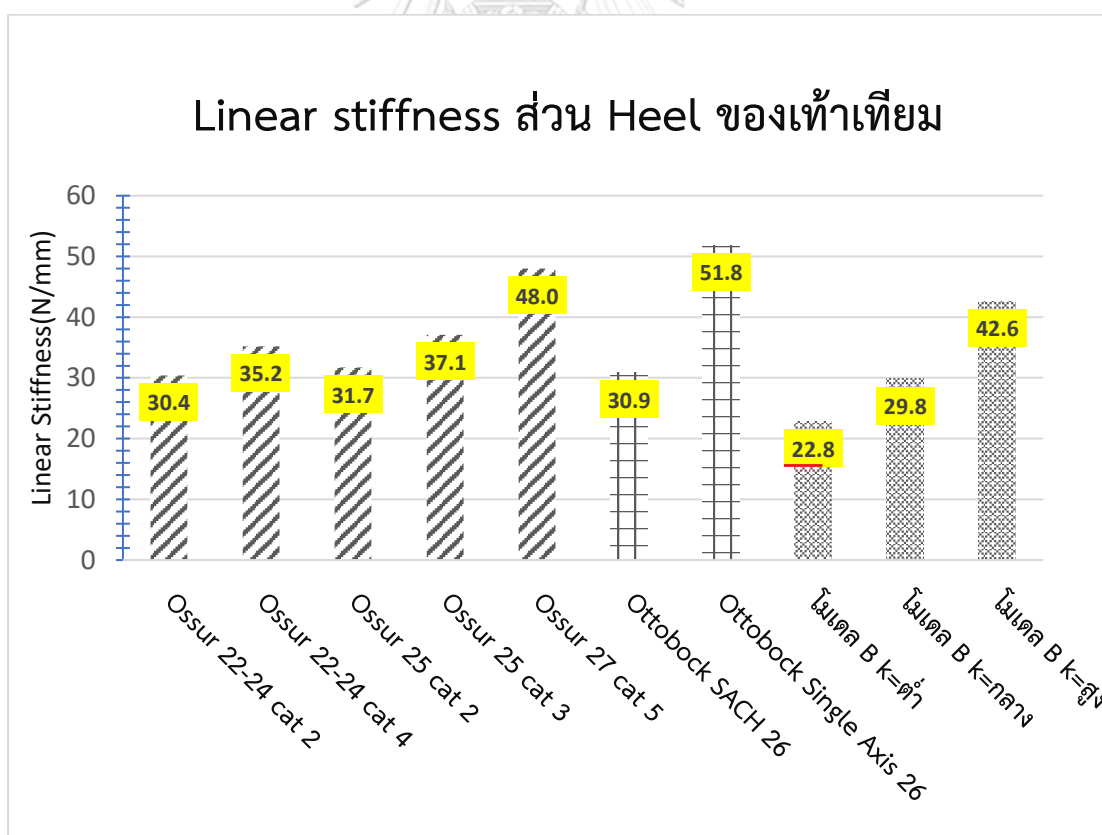
Ossur LP Vari-Flex Category 2 size 25 ไม่สามารถรับการทดสอบส่วนปลายเท้า (Forefoot) ได้ ผลการทดสอบทางกลเท้าเทียมตัวอย่างและเท้าเทียมโมเดล B ส่วนปลายเท้า (Forefoot) แสดงดังรูปที่ 5-10 และส่วนส้นเท้า(Heel) แสดงดังรูปที่ 5-11 เมื่อนำความชันของกราฟแต่ละเส้นซึ่งคือ Linear stiffness ของเท้าเทียม มาสรุปจะได้ตามแผนภูมิแท่งในรูปที่ 5-12 ซึ่งแสดงส่วนปลายเท้า(Forefoot) และรูปที่ 5-13 ซึ่งแสดงส่วนส้นเท้า(Heel) เราจะเห็นได้ว่า Linear stiffness ของเท้าเทียมโมเดล B ทั้งส่วน Forefoot และ Heel มีค่าใกล้เคียงกับเท้าเทียมตัวอย่าง

หากนำเท้าเทียมโมเดล B ไปเปรียบเทียบกับเท้าเทียม SACH กับ Single Axis size 26 ซึ่งเป็นเท้าเทียมสำหรับผู้พิการระดับกิจกรรมต่ำ K-level 1-2 (ตามหัวข้อ 2.3.2 หน้า 18) ด้าน Forefoot เท้าเทียมโมเดล B มีค่า Linear stiffness ที่ครอบคลุมเท้า 2 อันดังกล่าว ด้าน Heel เท้าเทียมโมเดล B สามารถปรับ Linear stiffness ให้เท่ากับหรือต่ำกว่าค่าของ SACH ได้ แต่ไม่สามารถปรับ Linear stiffness ให้สูงเท่ากับ Single Axis ได้ ทั้งนี้โปรดสังเกตว่าการเทียบเคียงดังกล่าว Size ของเท้าเทียมไม่เหมือนกัน นอกจากนี้ค่า Linear stiffness ส่วน Heel ของ Single Axis มีค่าสูงเกินไปเพราะโดยปกติแล้วเท้าเทียมประเภทนี้จะมี Plantarflexion Stiffness ต่ำในช่วงแรกของการรับแรง [5] สาเหตุความคลาดเคลื่อนอาจเป็นเพราะแรงที่กระทำต่อ Heel ด้วยมุม 15° ห่างจากแนวตั้ง ไม่ใช่มุมที่เหมาะสม หรือเท้าเทียม Single Axis อาจเสื่อมสภาพแล้ว

เมื่อเปรียบเทียบกับ Ossur LP Vari-Flex Category 2 และ 4 size 22-24 ซึ่งเป็นเท้าเทียม size เดียวกับโมเดล B จะเห็นได้ชัดเจนว่าช่วง Linear stiffness ทั้ง Forefoot และ Heel ของโมเดล B ครอบคลุมเท้าเทียม 2 อันดังกล่าว แสดงให้เห็นเท้าเทียมโมเดล B มีศักยภาพในการปรับ Linear stiffness ครอบคลุมเท้าเทียมตัวอย่าง หรือกล่าวได้ว่าเท้าเทียมโมเดล B เพียง 1 อัน มีคุณสมบัติทดแทนเท้าเทียมตัวอย่าง 2 อันนั้นได้



รูปที่ 5-12 แผนภูมิแท่งแสดง Linear stiffness ส่วน Forefoot ของเท้าเทียม



รูปที่ 5-13 แผนภูมิแท่งแสดง Linear stiffness ส่วน Heel ของเท้าเทียม

5.3 การทดสอบการใช้งานจริง

หลังจากเท้าเทียมโมเดล B ได้ผ่านการทดสอบทางกลมาแล้ว ทำให้ผู้วิจัยมั่นใจว่าสามารถนำเท้าเทียมไปทดสอบการใช้งานจริงกับผู้พิการขาขาดได้ การทดสอบดังกล่าวมีเป้าหมายเพื่อยืนยันว่า 1) เท้าเทียมโมเดล B สามารถใช้กับผู้พิการได้อย่างปลอดภัยและ 2) การปรับ Stiffness ของเท้าเทียมมีประโยชน์ต่อการเดินของผู้พิการ ในการนี้ผู้วิจัยได้รับความอนุเคราะห์ให้ใช้สถานที่ในการทดสอบจากโรงเรียนกายอุปกรณ์สิรินธร คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล และมีอาสาสมัครผู้พิการเข้าร่วมการทดสอบครั้งนี้ จำนวน 1 คน ขาขาดระดับใต้เข่า 1 ข้าง เพศชาย มวล 66 kg ใช้เท้าเทียม size 24 cm การทดสอบการใช้งานเท้าเทียมโมเดล B โดยอาสาสมัครแสดงดังรูปที่ 5-14



รูปที่ 5-14 การทดสอบการใช้งานจริงของเท้าเทียมโมเดล B

ในเบื้องต้นอาสาสมัครสามารถเดินได้อย่างปลอดภัย ถัดมาอาสาสมัครให้ผู้วิจัยลองปรับ Stiffness ด้วยการเลื่อนตำแหน่ง Stopper ทั้ง Forefoot และ Heel ไปที่ระดับ Stiffness ต่างๆ แล้วลองเดิน อาสาสมัครสามารถรู้สึกได้ถึงความอ่อน ความแข็งสปริงของเท้าเทียมตามการปรับตำแหน่ง

Stopper หรือระดับStiffness สุดท้ายอาสาสมัครชอบการปรับStiffnessทั้งส่วนForefootและ Heel ไปที่Stiffnessระดับกลางทั้ง 2 ด้าน (ตำแหน่งStopperอยู่ประมาณตรงกลาง) นอกจากนี้ อาสาสมัครยังรู้สึกถึงความมั่นคง(Stability)ขณะยืน ไม่ก้งวลการทรงตัว สาเหตุที่เป็นเช่นนี้เพราะ มีRear Leaf SpringกับStopper ค้ำอยู่นั่นเอง อาสาสมัครรู้สึกได้ว่ามีstabilityสูงกว่าเมื่อครั้งสวมเท้า เทียมOssur LP Vari-flex ซึ่งอาสาสมัครได้เคยทดลองสวมใส่ก่อนวันที่มาทดสอบครั้งนี้ อย่างไรก็ตาม ผู้วิจัยไม่ทราบชัดว่าเป็นSize และ Categoryเท่าใด แต่ผู้วิจัยคาดเดาว่าเป็น Size 22-24 Category 4

ในแง่ของปัญหาที่พบคือเท้าเทียมโมเดล B มีขนาดเล็กกว่าเท้าเทียมที่อาสาสมัครใส่ปกติ ประมาณ 1-2 cm เป็นผลให้อาสาสมัครยังไม่สามารถประเมิการทำงานได้เต็มที่ นอกจากนี้แล้ว อาสาสมัครยังได้แนะนำถึงพัฒนาการออกแบบให้เท้าเทียมสามารถเอียงแนวInversion-Eversionได้



บทที่ 6 ข้อสรุปและข้อเสนอแนะ

6.1 ข้อสรุป

ผู้วิจัยใช้แนวคิดการออกแบบเท้าเทียมโดยไม่ใช้ระบบไฟฟ้าเพื่อให้เกิดความเรียบง่ายและราคาถูก เท้าเทียมเหมาะกับFoot shellเบอร์ 23และผู้พิการมวล 60-70 kg ดำเนินการออกแบบโดยคำนวณถึงเพียงระนาบด้านข้าง(Sagittal plane) ใช้โปรแกรมทางFinite Element Method(FEM) เป็นเครื่องมือสำหรับคำนวณออกแบบ ได้เท้าเทียมโมเดล A ซึ่งใช้หลักการปรับStiffnessบริเวณข้อเท้าด้วยการเปลี่ยนตำแหน่งPinบนslotของSpiral spring ค่าstiffnessที่ปรับได้ไม่ต่อเนื่อง(Discrete) มีปัญหาด้านความปลอดภัยเนื่องจากStressที่Spiral Springสูงมาก รวมถึงมีขนาดใหญ่บริเวณข้อเท้าไม่สามารถสวมเข้าFoot shellซึ่งมีผลต่อภาพลักษณ์และจิตใจของผู้พิการได้ ถัดมาจึงได้ออกแบบเท้าเทียมโมเดล B ที่ใช้หลักการปรับLinear stiffnessของForefoot และ Heel ด้วยการเลื่อนตำแหน่งstopperทำให้ปรับStiffnessได้แบบต่อเนื่อง และสามารถปรับให้Storage Energyต่ำได้ และที่สำคัญคือมีความปลอดภัยเพราะStressต่ำ รวมถึงโมเดลนี้มีขนาดเล็ก มีน้ำหนักสามารถสวมใส่เข้าFoot shellได้ จึงได้นำมาผลิตและทดสอบทางกล พบว่าช่วงStiffnessของเท้าโมเดล B ด้านForefootที่ทำหน้าที่Dorsiflexion มีค่า 4.37 ถึง 6.10 Nm/deg และHeelซึ่งทำPlantarflexionมีค่า 0.49 ถึง 0.91 Nm/deg เมื่อนำไปเปรียบเทียบกับเท้าเทียมตัวอย่างที่ขายเชิงพาณิชย์ พบว่ามีค่าStiffnessใกล้เคียงกัน Return Energyมีค่าตั้งแต่ 0.069 ถึง 0.097 J/kg ซึ่งสามารถเลือกปรับค่าให้ต่ำได้เพื่อให้เหมาะกับผู้พิการระดับกิจกรรมต่ำ นอกจากนี้ยังได้ปรับปรุงเท้าเทียมโมเดล B เพื่อให้ผ่านCyclic test ระดับ P4 ตามแนวทางISO 10328 โดยในเบื้องต้นผ่านโดยการคำนวณทางFEMเท่านั้น การทดสอบการใช้งานจริง มีผู้พิการชาชาติ 1 คน มาทดลองใช้เท้าเทียมโมเดล B ผู้พิการสามารถเดินได้อย่างปลอดภัยและสามารถเลือกstiffnessที่เหมาะสมกับตนเองได้

6.2 ข้อเสนอแนะ

ต้องปรับปรุงเทียมให้สามารถผ่าน ISO 10328 ด้วยการทดสอบจริง เพื่อมีความคงทนและให้ผู้พิการสามารถได้อย่างปลอดภัย แนวทางการพัฒนาอาจจะใช้การเปลี่ยนวัสดุ ปรับวิธีการLay upผ้า prepreg ปรับGeometryของเท้าเทียม และวิธีอื่นๆ นอกจากนี้แล้วการเก็บข้อมูลทางคลินิกเพิ่มเติมก็ถือเป็นเรื่องสำคัญยิ่ง เพื่อทราบFeedbackแล้วสามารถมาปรับปรุงให้ดียิ่งขึ้นได้

บรรณานุกรม

1. สำนักงานสถิติแห่งชาติ, *สรุปผลที่สำคัญการสำรวจความพิการ พ.ศ. 2555*.
2. Andrews KL, N.K., Hoskin TL, *Determining K-levels Following Transtibial Amputation*. International Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 2017.
3. Anannub K, Y.P., Boonhong J, *Compliance and satisfaction of lower limb amputees toward basic prostheses*. Chulalongkorn Medical Journal, 2016. 60.
4. Koehler-McNicholas, S.R., et al., *Bimodal ankle-foot prosthesis for enhanced standing stability*. PLoS One, 2018. 13(9).
5. Major, M.J., J. Scham, and M. Orendurff, *The effects of common footwear on stance-phase mechanical properties of the prosthetic foot-shoe system*. Prosthetics and Orthotics International, 2018. 42(2): p. 198-207.
6. Shepherd, M.K., et al., *Amputee perception of prosthetic ankle stiffness during locomotion*. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 2018. 15.
7. Whittle, M., *Gait analysis : an introduction*. 2007.
8. Winter, D.A., *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. 2009, Hoboken, N.J.: Wiley. xiv, 370 p.
9. Kirtley, C., *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. 2006: Elsevier.
10. Hansen, A.H., et al., *The human ankle during walking: implications for design of biomimetic ankle prostheses*. Journal of Biomechanics, 2004. 37(10): p. 1467-1474.
11. Au, S.K.-W., *Powered ankle-foot prosthesis for the improvement of amputee walking economy*. 2007, Massachusetts Institute of Technology. p. 108 p.
12. Rice, J.J., J.M. Schimmels, and S.G. Huang, *Design and Evaluation of a Passive Ankle Prosthesis With Powered Push-Off*. Journal of Mechanisms and Robotics-Transactions of the Asme, 2016. 8(2).
13. Au, S.K., J. Weber, and H. Herr, *Powered Ankle-Foot Prosthesis Improves Walking Metabolic Economy*. Ieee Transactions on Robotics, 2009. 25(1): p. 51-66.
14. Silverman, A.K. and R.R. Neptune, *Differences in whole-body angular momentum between below-knee amputees and non-amputees across walking speeds*. Journal of Biomechanics, 2011. 44(3): p. 379-385.
15. Geil, M.D., et al., *Comparison of methods for the calculation of energy storage and return*

- in a dynamic elastic response prosthesis.* Journal of Biomechanics, 2000. 33(12): p. 1745-1750.
16. Takahashi, K.Z. and S.J. Stanhope, *Mechanical energy profiles of the combined ankle-foot system in normal gait: Insights for prosthetic designs.* Gait & Posture, 2013. 38(4): p. 818-823.
 17. Postema, K., et al., *Energy storage and release of prosthetic feet .1. Biomechanical analysis related to user benefits.* Prosthetics and Orthotics International, 1997. 21(1): p. 17-27.
 18. Kamali, M., et al., *Influential factors in stability of lower-limb amputees.* Am J Phys Med Rehabil, 2013. 92(12): p. 1110-8.
 19. Major, M.J., et al., *The effects of prosthetic ankle stiffness on stability of gait in people with transtibial amputation.* J Rehabil Res Dev, 2016. 53(6): p. 839-852.
 20. Orendurff, M.S., et al., *Comparison of a computerized algorithm and prosthetists' judgment in rating functional levels based on daily step activity in transtibial amputees.* 2016. 3.
 21. Batten, H.R., et al., *Gait speed as an indicator of prosthetic walking potential following lower limb amputation.* Prosthetics and Orthotics International, 2019. 43(2): p. 196-203.
 22. ศิริธรรมา รอดทุกข์, การปรับปรุงแกนเท้าเทียมด้านการใช้งาน. มหาวิทยาลัยเชียงใหม่.
 23. The Ohio Willow Wood Company. *SACH Foot with Titanium Pyramid.* Available from: <https://www.willowwoodco.com/products-services/feet/low-activity/sach-foot-with-titanium-pyramid/>.
 24. The Ohio Willow Wood Company. *Single Axis Foot.* Available from: <https://www.willowwoodco.com/products-services/feet/low-activity/single-axis-foot/>.
 25. ดนุพงษ์ บุตรทองคำ, การออกแบบและผลิตเท้าเทียมแบบไดนามิคสำหรับผู้พิการขาขาดในระดับกิจกรรมปานกลาง. จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย. p. 133.
 26. Ottobock. *1M10 Adjust.* Available from: <https://professionals.ottobockus.com/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Feet--Mechanical/1M10-Adjust-incl-Footshell/p/1M10>.
 27. Paradisi, F., et al., *The Conventional Non-Articulated SACH or a Multiaxial Prosthetic Foot for Hypomobile Transtibial Amputees? A Clinical Comparison on Mobility, Balance, and Quality of Life.* ScientificWorldJournal, 2015. 2015: p. 261801.
 28. Olesnavage, K.M. and Massachusetts Institute of Technology. Department of Mechanical

- Engineering., *Design and evaluation of a cantilever beam-type prosthetic foot for Indian persons with amputations*. 2014. 97 pages.
29. Linde, H.V.D., et al., *Prosthetic prescription in the Netherlands: An interview with clinical experts*. 2004. 28(2): p. 98-104.
 30. Bonnet, X., et al., *Evaluation of a new geriatric foot versus the Solid Ankle Cushion Heel foot for low-activity amputees*. *Prosthet Orthot Int*, 2015. 39(2): p. 112-8.
 31. PROTEOR. GERY. Available from: <http://www.orthopaedics.proteor.com/product-professionnel,1611-geriatric,1418-gery.php>.
 32. Taboga, P. and A.M. Grabowski, *Axial and torsional stiffness of pediatric prosthetic feet*. *Clinical Biomechanics*, 2017. 42: p. 47-54.
 33. Haberman, A., *Mechanical properties of dynamic energy return prosthetic feet*. 2008, Queen's University (Canada): Ann Arbor. p. 130.
 34. Adamczyk, P.G., M. Roland, and M.E. Hahn, *Novel Method to Evaluate Angular Stiffness of Prosthetic Feet From Linear Compression Tests*. *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme*, 2013. 135(10).
 35. Major, M.J., *The influence of the mechanical properties of trans-tibial prostheses on amputee performance*. 2010, University of Salford (United Kingdom): Ann Arbor. p. 1.
 36. Safaeepour, Z., et al., *Quantitative analysis of human ankle characteristics at different gait phases and speeds for utilizing in ankle-foot prosthetic design*. *Biomedical Engineering Online*, 2014. 13.
 37. Shamaei, K., G.S. Sawicki, and A.M. Dollar, *Estimation of Quasi-Stiffness and Propulsive Work of the Human Ankle in the Stance Phase of Walking*. *Plos One*, 2013. 8(3).
 38. Shamaei, K., M. Cenciarini, and A.M. Dollar. *On the mechanics of the ankle in the stance phase of the gait*. in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2011.
 39. Han, T.R., S.G. Chung, and H.I. Shin, *Gait patterns of transtibial amputee patients walking indoors barefoot*. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2003. 82(2): p. 96-100.
 40. Doane, N.E. and L.E. Holt, *A comparison of the SACH and single axis foot in the gait of unilateral below-knee amputees*. *Prosthetics and Orthotics International*, 1983. 7(1): p. 33-36.

41. Torburn, L., et al., *Below-Knee Amputee Gait in Stair Ambulation - a Comparison of Stride Characteristics Using 5 Different Prosthetic Feet*. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1994(303): p. 185-192.
42. Ventura, J.D., G.K. Klute, and R.R. Neptune, *The effects of prosthetic ankle dorsiflexion and energy return on below-knee amputee leg loading*. *Clinical Biomechanics*, 2011. 26(3): p. 298-303.
43. Hafner, B.J., et al., *Transfemoral energy-storage-and-return prosthetic devices: a review of energy concepts and a proposed nomenclature*. *J Rehabil Res Dev*, 2002. 39(1): p. 1-11.
44. Wezenberg, D., et al., *Differentiation between solid-ankle cushioned heel and energy storage and return prosthetic foot based on step-to-step transition cost*. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2014. 51(10): p. 1579-1589.
45. Hibbeler, R.C., *Mechanics of materials*. Ninth edition. ed. 2014, Boston: Prentice Hall. xvii, 879 pages.
46. Hansen, A., S. Gard, and D. Childress. *The determination of foot/ankle roll-over shape: clinical and research applications*. in *Pediatric Gait: A New Millennium in Clinical Care and Motion Analysis Technology*. 2000.
47. Hansen, A.H., D.S. Childress, and E.H. Knox, *Roll-over shapes of human locomotor systems: effects of walking speed*. *Clinical Biomechanics*, 2004. 19(4): p. 407-414.
48. Hansen, A.H. and D.S. Childress, *Investigations of roll-over shape: implications for design, alignment, and evaluation of ankle-foot prostheses and orthoses*. (1464-5165 (Electronic)). CHULALONGKORN UNIVERSITY
49. Hansen, A., *Effects of alignment on the roll-over shapes of prosthetic feet*. *Prosthetics and Orthotics International*, 2008. 32(4): p. 390-402.
50. Sam, M., et al., *The 'shape&roll' prosthetic foot: I. Design and development of appropriate technology for low-income countries*. *Med Confl Surviv*, 2004. 20(4): p. 294-306.
51. Ottobock. *Dynamic Foot with Toes 1D10*. Available from: <https://professionals.ottobockus.com/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Feet--Mechanical/Dynamic-Foot-with-Toes/p/1D10>.
52. Curtze, C., et al., *Comparative roll-over analysis of prosthetic feet*. *Journal of Biomechanics*, 2009. 42(11): p. 1746-1753.
53. Hansen, A.H. and C.C. Wang, *Effective rocker shapes used by able-bodied persons for*

- walking and fore-aft swaying: Implications for design of ankle-foot prostheses. *Gait & Posture*, 2010. 32(2): p. 181-184.
54. Shepherd, M.K. and E.J. Rouse, *The VSPA Foot: A Quasi-Passive Ankle-Foot Prosthesis With Continuously Variable Stiffness*. *Ieee Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2017. 25(12): p. 2375-2386.
 55. The Ohio Willow Wood Company. *DuraWalk Foot*. Available from: <https://www.willowwoodco.com/products-services/feet/low-activity/durawalk-foot/>.
 56. College Park Industries. *TRIBUTE*. Available from: <https://www.willowwoodco.com/about-willowwood/contact-us/>.
 57. Ham, R.V., et al., *Compliant actuator designs*. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 2009. 16(3): p. 81-94.
 58. Jafari, A., N. Tsagarakis, and D. Caldwell, *Energy efficient actuators with adjustable stiffness: a review on AwAS, AwAS-II and CompACT VSA changing stiffness based on lever mechanism*. *Industrial Robot-an International Journal*, 2015. 42(3): p. 242-251.
 59. Technical Committee ISO/TC 168, *ISO 10328, 2006. Prosthetics - Structural Testing of Lower-limb Prostheses - Requirements and Test Methods*. International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland.
 60. Mason, Z.D., et al., *Comparison of prosthetic feet prescribed to active individuals using ISO standards*. *Prosthetics and Orthotics International*, 2011. 35(4): p. 418-424.
 61. Richards, J., *Biomechanics in Clinic and Research : An interactive teaching and learning course*. Elsevier Health Sciences.
 62. Gradinger, R., *Pressure measurements on the VACOpedes forefoot relief shoe*. C.f.O.a.S.O.o.t.T. Munich, Editor. 2004.
 63. Technical Committee ISO/TC 168, *ISO 22675:2006(E) Prosthetics—Testing of Ankle-Foot Devices and Foot Units—Requirements and Test Methods*. International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland.
 64. อัจฉราภรณ์ วุฒิรักรังสรรค์ และ สุทัศน์ ดวงจิตร, การประยุกต์ใช้งานนิติมานุษยวิทยาเพื่อการประเมินความสูงบุคคลจากความยาวฝ่าเท้าในกลุ่มประชากรไทย ภาคเหนือและภาคเหนือตอนล่าง. วารสารนิติเวชศาสตร์.
 65. Collins, J.A., H.R. Busby, and G.H. Staab, *Mechanical design of machine elements and machines : a failure prevention perspective*. 2nd ed. ed. 2010, Hoboken, NJ: Wiley.
 66. Askeland, D.R. and P.P. Fulay. *The science and engineering of materials*. 2006; 5th:[xx, 863

pages illustrations (some color) 27 cm + 1 CD-ROM (4 3/4 in.)).

67. Kawai, M. and M. Koizumi, *Nonlinear constant fatigue life diagrams for carbon/epoxy laminates at room temperature*. Composites Part a-Applied Science and Manufacturing, 2007. 38(11): p. 2342-2353.
68. MATMATCH. *SANDVIK 11R51 Cold Rolled and Tempered*. Available from: <https://matmatch.com/materials/sand0022-sandvik-11r51-cold-rolled-and-tempered>.
69. Ibrahim Burhan, H.S.K., *S-N Curve Models for Composite Materials Characterisation: An Evaluative Review*. Journal of Composites Science, 2018.
70. Gurit. *SE 84LV*. Available from: <https://www.gurit.com/-/media/Gurit/Datasheets/se-84lv.PDF>.





จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	ธิดิธรรม์ ธรรมวินทร
วัน เดือน ปี เกิด	2 กรกฎาคม 2537
สถานที่เกิด	สกลนคร
วุฒิการศึกษา	•ประถมศึกษา โรงเรียนอนุบาลสกลนคร •มัธยมศึกษา โรงเรียนสวนกุหลาบวิทยาลัย •วิศวกรรมบัณฑิต สาขาวิศวกรรมเครื่องกล จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ที่อยู่ปัจจุบัน	หมู่บ้านชัยพลฤกษ์ ริมคลองถนน ต.เสาธงหิน อ.บางใหญ่ จ.นนทบุรี
ผลงานตีพิมพ์	-
รางวัลที่ได้รับ	-



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY