



อุปกรณ์ช่วยเดินแบบเพสชีฟเพื่อลดโมเมนต์คัตที่ข้อเท้าในขณะเดิน

นายชนกฤต มณีกิตติโชติ

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล
คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
ปีการศึกษา 2556

อุปกรณ์ช่วยเดินแบบพลาสติกเพื่อลดโมเมนต์ดัดที่ข้อเท้าในขณะเดิน

นายชนกฤต มณีกิตติโชติ วศ.บ. (วิศวกรรมเครื่องกล)

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล
คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
พ.ศ. 2556

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์
(ผศ. ดร.สาทิสม์ ทรงชน)

..... กรรมการและอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(ผศ. ดร.ธีรณัฐ จันทโสภีพันธ์)

..... กรรมการ
(ดร.ปราการเกียรติ ยังกง)

..... กรรมการ
(นพ.ปิยวิทย์ สรไชยเมธา)

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

หัวข้อวิทยานิพนธ์	อุปกรณ์ช่วยเดินแบบแพสซีฟเพื่อลดโมเมนต์ดัดที่ข้อเข่าในขณะเดิน
หน่วยกิต	12
ผู้เขียน	นายชนกฤต มณีกิตติโชติ
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผศ. ดร.ธีรนุช จันทโสภิพันธุ์
หลักสูตร	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล
ภาควิชา	วิศวกรรมเครื่องกล
คณะ	วิศวกรรมศาสตร์
ปีการศึกษา	2556

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มีจุดประสงค์เพื่อสร้างและออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินด้วยโครงสร้างแบบยืดหยุ่นที่สามารถลดโมเมนต์ดัดที่ข้อเข่า (KAM) ในขณะเดินได้ เนื่องจากโมเมนต์ดัดที่ข้อเข่าที่เกิดขึ้นนี้เป็นปัจจัยหนึ่งที่ทำให้เกิดความเสี่ยงต่อการเกิดโรคข้อเข่าเสื่อม โดยการรักษาผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อมที่มีอาการไม่รุนแรงนิยมใช้แผ่นรองด้านในรองเท้าแบบลิ่มเอียง (LWI) ซึ่งแผ่นรองด้านในรองเท้าลักษณะนี้จะช่วยให้สามารถลดโมเมนต์ดัดที่ข้อเข่าในขณะเดินได้ ดังนั้นในการออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินจะนำหลักการในการเลื่อนตำแหน่ง Center of pressure (CoP) ของ LWI เพื่อลดโมเมนต์ดัดที่ข้อเข่ามาใช้ในการออกแบบ Compliant wedge โดยจะกำหนดให้ Compliant wedge ที่ออกแบบมีมุมเท่ากับ 2°, 4° และ 6° จากนั้นจะนำ Compliant wedge ที่สร้างมานี้ไปใช้ทดสอบเดินในห้องปฏิบัติการ Gait analysis โดยที่ในการทดลองจะให้ผู้ร่วมทดสอบทดลองเดินด้วยเท้าเปล่า, เดินด้วยรองเท้าปกติและเดินด้วยรองเท้า Compliant wedge ที่มีมุมต่างๆ ซึ่งจากการทดลองพบว่าค่าสูงสุดของโมเมนต์ดัดที่ข้อเข่าเมื่อใช้ Compliant wedge 2°, 4° และ 6° เปรียบเทียบกับการใช้รองเท้าปกติในขณะเดินมีค่าลดลง 0.22%, 3.66% และ 5.12% ตามลำดับ นอกจากนี้สามารถนำข้อมูลการเดินที่ได้ไปใช้ในการสร้างแบบจำลองการเดินเพื่อคำนวณค่าโมเมนต์ดัดที่ข้อเข่าได้ด้วย ซึ่งจากการทดลองด้วยแบบจำลองการเดินโดยใช้รองเท้าแบบลิ่มเอียง (LWO) ที่มีมุมเท่ากับ 2°, 4° และ 6° พบว่าแบบจำลองการเดินสามารถพยากรณ์แนวโน้มการเปลี่ยนแปลงค่าโมเมนต์ดัดที่ข้อเข่าได้ใกล้เคียงกับผลการทดลอง

คำสำคัญ : อุปกรณ์ช่วยเดิน/ โครงสร้างแบบยืดหยุ่น / แผ่นรองด้านในรองเท้าแบบลิ่มเอียง / โรคข้อเข่าเสื่อม/ โมเมนต์ดัดที่ข้อเข่า

Thesis Title	Passive Compliant Walking Aid for Reducing of Knee Adduction Moment during Walking
Thesis Credits	12
Candidate	Mr. Thanakrit Maneekittichot
Thesis Advisor	Asst. Prof. Dr. Teeranoot Chanthasopeephan
Program	Master of Engineering
Field of Study	Mechanical Engineering
Department	Mechanical Engineering
Faculty	Engineering
Academic Year	2013

Abstract

This research aims to design and develop a walking aid for reducing knee adduction moment (KAM) using compliant structure. KAM is the product of frontal ground reaction force and frontal lever arm; it is a major cause of pain at the lateral knee that is the general symptom of osteoarthritis (OA). For treatment, lateral wedge insole (LWI) was used to treat OA patient for many years. Our proposed device helps reduce KAM during walking by shifting the center of pressure (CoP) from medial side to lateral side. Therefore, medial shifted of CoP was incorporated into the design of compliant wedge at 2°, 4° and 6°. Throughout the experiment, VICON system was used to evaluate changes of KAM at various angles of compliant wedge. The experimental results presented that the compliant wedge helps reduce peak KAM by 0.22%, 3.66% and 5.12% while using 2°, 4° and 6° of compliant wedge respectively. In addition, we created walking model simulation to study effects of lateral wedge angle on peak KAM.

Keywords : Walking Aid / Compliant / Lateral Wedge Insole / Knee Adduction Moment / Knee Osteoarthritis

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี ผู้วิจัยขอขอบพระคุณ ผศ. ดร.ธีรนุช จันทโสภิพันธ์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่กรุณาให้คำปรึกษาและคำแนะนำในการดำเนินงานวิจัย ตลอดจนแนวทางสำหรับแก้ไขปัญหาที่เกิดขึ้นในระหว่างการทำวิจัยจนวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เสร็จสมบูรณ์ นอกจากนี้ต้องขอพระคุณ ดร.ปราการเกียรติ ยังคง อาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมหุ่นยนต์และระบบอัตโนมัติ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ที่ให้คำแนะนำความรู้และสถานที่สำหรับการทดสอบการเดิน ขอขอบพระคุณ ผศ. ดร.สาทิสม์ ทรงชน อาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ซึ่งเป็นประธานกรรมการสอบและ นพ.ปิยวิทย์ สรไชยเมธา ซึ่งเป็นแพทย์ประจำศูนย์สรีนทรเพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพแห่งชาติที่ให้คำปรึกษาในการทดสอบการเดินรวมไปถึงถึงคำแนะนำต่างๆที่เป็นประโยชน์ในระหว่างทำการทดลองและยังให้เกียรติมาเป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ในครั้งนี้

นอกจากนี้ขอขอบคุณหน่วยงานต่างๆที่ให้การอนุเคราะห์ช่วยเหลือในการดำเนินงานวิจัย โดยขอขอบคุณสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ (วช.) ที่ให้การสนับสนุนเงินทุนในการทำงานวิจัย และขอขอบคุณศูนย์สรีนทรเพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์แห่งชาติ ที่ให้ความอนุเคราะห์เครื่องมือและอุปกรณ์สำหรับการทดสอบการเดิน รวมไปถึง นพ.ปิยวิทย์ สรไชยเมธา, คุณพรสุรีย์ อ่อนมณี และคุณจุฑารัตน์ ภูมุลนา ที่ให้การช่วยเหลือในการเก็บข้อมูลการเดิน ขอขอบคุณอาสาสมัครที่เสียสละเวลาเพื่อเข้าร่วมทดสอบการเดินซึ่งก็คือ คุณเดชา สิตกรโกวิท และสุดท้ายขอขอบคุณเพื่อนและรุ่นน้องนักศึกษาปริญญาโท ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล ที่ให้ความช่วยเหลือและคำแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่องานวิจัย สุดท้ายขอกราบขอบพระคุณครอบครัวที่ให้การสนับสนุนและเป็นกำลังใจให้งานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย	๖
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	๗
กิตติกรรมประกาศ	๘
สารบัญ	๙
รายการตาราง	๑๐
รายการรูปประกอบ	๑๑
รายการสัญลักษณ์	๑๒
ประมวลศัพท์และคำย่อ	๑๓

บทที่

1. บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	2
1.3 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	2
1.4 ขอบเขตของงานวิจัย	2
2. ทฤษฎี	3
2.1 พื้นฐานของการเดิน (Basics of walking)	3
2.2 การวิเคราะห์การเดิน (Gait analysis)	7
2.3 โมเมนต์ดัดที่ข้อเข่า (Knee adduction moment)	11
2.4 กลไกแบบยืดหยุ่น (Compliant mechanism)	13
2.5 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	21
3. การดำเนินงานวิจัย	26
3.1 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย	26
3.2 การออกแบบการทดลอง	45

4. ผลการทดลอง	48
4.1 ผลการเก็บข้อมูลการเดินจากห้องปฏิบัติการ Gait analysis	48
4.2 ผลการเดินที่ได้จากแบบจำลองการเดินด้วยโปรแกรม Adams life module	51
5. บทสรุปและข้อเสนอแนะ	57
5.1 สรุปผลการทดลองการเดินจากห้องปฏิบัติการ Gait analysis	57
5.2 สรุปผลการคำนวณด้วยแบบจำลองการเดินในโปรแกรม Adams life module	62
5.3 ข้อเสนอแนะ	65
เอกสารอ้างอิง	66
ภาคผนวก	70
ก ตัวอย่างการหาคำนวนความหนาของ Compliant sole	70
ข การออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดิน Compliant lateral wedge outsole	75
ค ผลการทดสอบการเดินในห้องปฏิบัติการ Gait analysis	79
ง ผลการทดสอบการเดินด้วยแบบจำลองการเดินในโปรแกรม Adams life module	90
ประวัติผู้วิจัย	95

รายการตาราง

ตาราง	หน้า
3.1 ค่าของตัวแปรที่กำหนดในโปรแกรม Adams life module สำหรับสร้าง Passive joint	34
3.2 ค่า Contact properties ที่กำหนดในโปรแกรม Adams life module สำหรับสร้างความสัมพันธ์ระหว่างพื้นและ Outsole	36
3.3 ค่าของตัวแปรที่กำหนดสำหรับการสร้าง Trained joint	37
3.4 ค่าของตัวแปรที่กำหนดสำหรับการสร้าง Tracking agent	38
4.1 รายละเอียดการเก็บข้อมูลการเดินของผู้ร่วมทดสอบ	49
4.2 ผลการทดลองเมื่อเปลี่ยนค่าตัวแปร RoK ในช่วง 10,000 ถึง 1,000	54
5.1 แสดงค่า Peak vertical GRF ในการทดสอบการเดินด้วยลักษณะการเดินที่แตกต่างกัน	57
5.2 แสดงค่า Peak KAM ในการทดสอบการเดินด้วยลักษณะการเดินที่แตกต่างกัน	58
5.3 แสดงค่าผลการเปรียบเทียบค่า 1 st peak of KAM ระหว่างการเดินด้วยเท้าเปล่าและการเดิน Compliant wedge ที่มุมต่างๆ	59
5.4 แสดงค่าผลการเปรียบเทียบค่า 1 st peak of KAM ระหว่างการเดินด้วยรองเท้าปกติและการเดิน Compliant wedge ที่มุมต่างๆ	60
5.5 แสดงการเปลี่ยนแปลงของ Subtalar joint varus moment ในขณะที่ใช้ Compliant wedge	62
5.6 แสดงการเปลี่ยนแปลงของมุมที่ข้อเท้าและที่ข้อเข่าในขณะที่ใช้ Compliant wedge	62
5.7 แสดงความคลาดเคลื่อนของ Peak KAM ของแบบจำลองการเดิน	62
5.8 แสดงค่า Peak KAM จากแบบจำลองการเดินด้วยลักษณะการเดินที่แตกต่างกัน	63
5.9 แสดงผลการเปรียบเทียบค่า 1 st peak of KAM จากแบบจำลองการเดิน	63

รายการรูปประกอบ

รูป	หน้า
2.1 แสดงการแบ่งหน้าที่การทำงานของร่างกายในขณะเดิน	3
2.2 แสดงระนาบของร่างกายสำหรับใช้แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอวัยวะส่วนต่างๆ	4
2.3 แสดงการเคลื่อนไหวของข้อสะโพกและข้อเข่า	5
2.4 แสดงการเคลื่อนไหวของข้อเท้าและเท้า	5
2.5 แสดงการแบ่งช่วงเวลาในแต่ละ Gait cycle	6
2.6 แสดงการอธิบายมุมที่เปลี่ยนแปลงของส่วนต่างๆในร่างกาย	8
2.7 แสดงภาพการติดตั้ง Electrode บนร่างกาย	8
2.8 แสดงตำแหน่งที่เหมาะสมสำหรับการวัด Ground reaction force	9
2.9 แสดงรูปแบบของแรงที่วัดได้จาก Force plate (a) Vertical force, (b) Lateral shear force และ (c) Progression shear force	9
2.10 แสดงการเก็บข้อมูลความเร็วในการเดินโดยใช้ Foot switch	10
2.11 แสดงการใช้ Force plate, EMG และ Video camera based system ร่วมกันสำหรับเก็บข้อมูลการเดินใน Gait analysis	11
2.12 แสดงส่วนประกอบของข้อเข่าและแรงที่จะเกิดขึ้นในขณะเดิน	11
2.13 แสดงไดอะแกรมของแรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นที่ข้อเข่า	13
2.14 แสดงการลดความยาวของ Lever arm โดยการนำ LWI มาใช้เพื่อเลื่อนตำแหน่ง CoP สำหรับการลด KAM ในขณะเดิน	13
2.15 แสดงไดอะแกรมการทำงานของกลไก Compliant mechanism	14
2.16 แสดงภาพของ Cantilever beam ที่ถูกกระทำด้วยแรงจากภายนอกในทิศ x และ y	15
2.17 แสดง Deflection ที่เปลี่ยนแปลงไปเมื่อ Geometry ของโครงสร้างเปลี่ยนแปลง	18
2.18 แสดงภาพ (a) Small-length pivot และ (b) Pseudo-rigid body model	18
2.19 แสดง Pseudo-rigid body model ที่มีแรง F มากระทำที่ปลาย	19
2.20 แสดง (a) Cantilever beam ที่ถูกกระทำด้วยแรง F และ (b) Pseudo-rigid body model	20
2.21 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่าง Characteristic radius และ Normal force	20
2.22 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่าง Stiffness coefficient และ Normal force	21
2.23 แสดงส่วนประกอบของอุปกรณ์ช่วยเดินที่นำระบบอิเล็กทรอนิกส์มาใช้	22
2.24 แสดงการเปลี่ยนแปลงของ Knee adduction moment และ Frontal lever arm เมื่อใช้ Variable stiffness shoe ในผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อมทั้งสิ้น 32 คน	23

รูป	หน้า
2.25 แสดงการเปรียบเทียบ Knee adduction moment เมื่อมีการใช้ LWI แบบต่างๆ	24
2.26 แสดงภาพ LWI 8° ซึ่งทำจากวัสดุประเภท Ethylene vinyl acetate (EVA)	24
2.27 แสดงลักษณะเปรียบเทียบระหว่างการเดินแบบปกติ (ซ้าย) และ Toe-in gait (ขวา)	25
3.1 แสดงไดอะแกรมขั้นตอนการทดลอง	27
3.2 แสดงระบบ VICON system ที่ใช้สำหรับเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวร่างกาย	27
3.3 แสดงภาพ Optical camera	28
3.4 แสดงภาพ Optical marker	28
3.5 แสดงภาพ Force plate	28
3.6 แสดงการเก็บข้อมูลพื้นฐานของผู้ร่วมทดสอบโดยการชั่งน้ำหนักและวัดส่วนสูง	29
3.7 แสดงการเก็บข้อมูลเบื้องต้นของผู้ร่วมทดสอบโดยการวัดความยาวของขา	29
3.8 แสดงการเก็บข้อมูลเบื้องต้นของผู้ร่วมทดสอบโดยการวัดขนาดของข้อมือ	30
3.9 แสดงการเก็บข้อมูลเบื้องต้นของผู้ร่วมทดสอบโดยการวัดขนาดของข้อเท้า	30
3.10 แสดงการติด Optical marker บนร่างกายของผู้ร่วมทดสอบ	30
3.11 แสดงตำแหน่งสำหรับติด Marker ด้วยวิธี Plug-in-gait marker set	31
3.12 แสดงการทำ Static capture โดยการยืนอยู่บน Force plate ด้วยการพยายามทิ้งน้ำหนักตัวทั้งหมดลงบนเท้าทั้ง 2 ข้างเท่าๆกัน	31
3.13 แสดงการทำ Static capture โดยตำแหน่งของ Marker และ GRF จะถูกประมวลผลและแสดงให้เห็นผ่านทางหน้าจอคอมพิวเตอร์	32
3.14 แสดงลักษณะการเดินที่เป็น Successful trial	32
3.15 แสดงรูปแบบสำหรับการแปลงข้อมูลจากไฟล์.csv เป็นไฟล์.sif	33
3.16 แสดงแบบจำลอง 3 มิติที่ถูกสร้างด้วยโปรแกรม Adams life module	33
3.17 แสดงการสร้าง Passive joint โดยจะแสดงด้วยรูปทรงกลมสีเขียว	34
3.18 แสดงการเลือกไฟล์ CAD เพื่อติดตั้งและประกอบ Outsole เข้ากับแบบจำลอง	34
3.19 แสดงภาพ Outsole ที่สร้างจากแบบรองเท้าที่ใช้ทดสอบจริงด้วยโปรแกรม Inventor	35
3.20 แสดงการใส่ Motion agent ซึ่งจะแสดงด้วยทรงกลมสีเหลือง	35
3.21 แสดงท่าทางของแบบจำลองเมื่อหูดข้อมูล Motion agent ถูกติดตั้งอย่างสมบูรณ์	35
3.22 แสดงการสร้างพื้นและการกำหนดค่า Contact properties	36
3.23 แสดงการกำหนดค่าเพื่อการคำนวณ Inverse simulation	37
3.24 แสดงการสร้าง Trained joint ซึ่งจะแสดงด้วยทรงกลมสีน้ำเงิน	37
3.25 แสดงเส้นทางการเคลื่อนที่ของ CoG ซึ่งถูกกำหนดให้เป็น Tracking agent	38

รูป	หน้า
3.26 แสดงการทำ Forward simulation โดยการ Disable motion agents	39
3.27 แสดงขั้นตอนการปรับแต่งค่าตัวแปรของ Tracking agent และ Contact floor	39
3.28 แสดง Lateral wedge outsole ที่มีมุมเท่ากับ 0° , 2° , 4° และ 6°	40
3.29 แสดงภาพรองเท้าสำหรับใช้ในการทดสอบการเดิน	41
3.30 แสดงตำแหน่งของส้นรองเท้าบริเวณที่จะตัดออกโดยจะถูกแทนที่ด้วย Compliant wedge	41
3.31 แสดงภาพรองเท้าภายหลังจากที่ตัดส่วนของส้นรองเท้าออก	41
3.32 (a) แสดงการแบ่ง Design domain ออกเป็น Flexible part และ Support part (b) แสดงรูปร่างของโครงสร้าง Compliant wedge เมื่อมีแรงกดมากระทำ (c) แสดงลักษณะของรูปร่าง Lateral wedge ปกติเมื่อมีแรงมากระทำ	42
3.33 แสดงภาพอุปกรณ์ช่วยเดินที่ออกแบบด้วยโปรแกรม Inventor (a) Compliant wedge 2° (b) Compliant wedge 4° (c) Compliant wedge 6°	43
3.34 แสดงภาพอุปกรณ์ช่วยเดิน Compliant wedge 2°	44
3.35 แสดงภาพอุปกรณ์ช่วยเดิน Compliant wedge 4°	44
3.36 แสดงภาพอุปกรณ์ช่วยเดิน Compliant wedge 6°	45
3.37 แสดงภาพรองเท้าเมื่อติดตั้งอุปกรณ์ช่วยเดินเข้าไปที่บริเวณส้นเท้า	45
3.38 แสดงขั้นตอนในการทดลองเพื่อหาค่า Peak KAM ด้วยแบบจำลองการเดิน	46
3.39 แสดงขั้นตอนในการทดลองเพื่อหาแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงค่า Peak KAM เมื่อใช้ Compliant wedge ที่มีมุมต่างกัน	47
4.1 แสดงทิศทางการเดินสำหรับเก็บข้อมูลการเดินในห้องปฏิบัติการ Gait analysis	48
4.2 แสดงกราฟ KAM ที่วัดได้จากการเดินด้วยเท้าเปล่า	50
4.3 แสดงกราฟ KAM ที่วัดได้จากการเดินด้วยรองเท้าหุ้มส้นปกติ	50
4.4 แสดงกราฟ KAM ที่วัดได้จากการเดินด้วย Compliant wedge 2°	50
4.5 แสดงกราฟ KAM ที่วัดได้จากการเดินด้วย Compliant wedge 4°	51
4.6 แสดงกราฟ KAM ที่วัดได้จากการเดินด้วย Compliant wedge 6°	51
4.7 แสดงกราฟเปรียบเทียบค่า KAM ระหว่างผลที่ได้จาก Simulation และ Experiment	52
4.8 แสดงขั้นตอนการปรับค่าตัวแปร RoK และ RoC ในขั้นแรก	52
4.9 แสดงผลการคำนวณค่า KAM โดยกำหนดให้ค่า RoC = 100,000	53
4.10 แสดงผลการคำนวณค่า KAM โดยกำหนดให้ค่า RoC = 10,000	53
4.11 แสดงผลการคำนวณค่า KAM โดยกำหนดให้ค่า RoC = 1,000	53
4.12 แสดงกราฟ KAM ที่คำนวณได้จากข้อมูลการเดินด้วย LWO 0°	55

รูป	หน้า
4.13 แสดงกราฟ KAM ที่คำนวณได้จากข้อมูลการเดินด้วย LWO 2°	55
4.14 แสดงกราฟ KAM ที่คำนวณได้จากข้อมูลการเดินด้วย LWO 4°	55
4.15 แสดงกราฟ KAM ที่คำนวณได้จากข้อมูลการเดินด้วย LWO 6°	56
5.1 แสดงแนวโน้มในการการเปลี่ยนแปลงของ 1 st peak of KAM เมื่อมุมของ Compliant wedge เพิ่มขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับ การเดินด้วยเท้าเปล่า	59
5.2 แสดงแนวโน้มในการการเปลี่ยนแปลงของ 1 st peak of KAM เมื่อมุมของ Compliant wedge เพิ่มขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับ การเดินด้วยรองเท้าปกติ	60
5.3 แสดงแนวโน้มในการเปลี่ยนของ 1 st peak of KAM เมื่อมุมของ LWO เพิ่มขึ้น	64
5.4 แสดงแนวโน้มในการเปลี่ยนของ 2 nd peak of KAM เมื่อมุมของ LWO เพิ่มขึ้น	64
ก.1 แสดงส่วนประกอบของ Compliant sole สำหรับใช้ในการคำนวณ	71
ข.1 แสดงขนาดของ Left compliant wedge 2°	76
ข.2 แสดงขนาดของ Right compliant wedge 2°	76
ข.3 แสดงขนาดของ Left compliant wedge 4°	77
ข.4 แสดงขนาดของ Right compliant wedge 4°	77
ข.5 แสดงขนาดของ Left compliant wedge 6°	78
ข.6 แสดงขนาดของ Right compliant wedge 6°	78
ค.1 แสดงกราฟ Vertical GRF ที่วัดได้จากการเดิน Trial 1 ด้วยเท้าเปล่า	80
ค.2 แสดงกราฟ Vertical GRF ที่วัดได้จากการเดิน Trial 2 ด้วยเท้าเปล่า	80
ค.3 แสดงกราฟ Vertical GRF ที่วัดได้จากการเดิน Trial 3 ด้วยเท้าเปล่า	80
ค.4 แสดงกราฟ KAM ที่วัดได้จากการเดิน Trial 1 ด้วยเท้าเปล่า	81
ค.5 แสดงกราฟ KAM ที่วัดได้จากการเดิน Trial 2 ด้วยเท้าเปล่า	81
ค.6 แสดงกราฟ KAM ที่วัดได้จากการเดิน Trial 3 ด้วยเท้าเปล่า	81
ค.7 แสดงกราฟ Vertical GRF ที่วัดได้จากการเดิน Trial 1 ด้วยรองเท้าหุ้มส้นปกติ	82
ค.8 แสดงกราฟ Vertical GRF ที่วัดได้จากการเดิน Trial 2 ด้วยรองเท้าหุ้มส้นปกติ	82
ค.9 แสดงกราฟ Vertical GRF ที่วัดได้จากการเดิน Trial 3 ด้วยรองเท้าหุ้มส้นปกติ	82
ค.10 แสดงกราฟ KAM ที่วัดได้จากการเดิน Trial 1 ด้วยรองเท้าหุ้มส้นปกติ	83
ค.11 แสดงกราฟ KAM ที่วัดได้จากการเดิน Trial 2 ด้วยรองเท้าหุ้มส้นปกติ	83
ค.12 แสดงกราฟ KAM ที่วัดได้จากการเดิน Trial 3 ด้วยรองเท้าหุ้มส้นปกติ	83
ค.13 แสดงกราฟ Vertical GRF ที่วัดได้จากการเดิน Trial 1 ด้วย Compliant wedge 2°	84
ค.14 แสดงกราฟ Vertical GRF ที่วัดได้จากการเดิน Trial 2 ด้วย Compliant wedge 2°	84

รายการสัญลักษณ์

b	=	ความกว้างของคาน
C	=	Damping
c	=	ระยะจากผิวด้านนอกสุดของคานถึงตำแหน่งของ Centroid
C_{cad}	=	ความถี่ในการก้าวเท้า
$\overrightarrow{COPK}$	=	เวกเตอร์จาก CoP ถึงจุดหมุนที่ข้อเท้า
E	=	Young's modulus of elasticity
F	=	แรงที่กระทำบนคาน
F_n	=	แรงที่ตั้งฉากกับเส้นทางการเคลื่อนที่
F_t	=	แรงที่ขนานไปกับเส้นทางการเคลื่อนที่
F_x	=	แรงที่กระทำบนคานในทิศทาง X
F_y	=	แรงที่กระทำบนคานในทิศทาง Y
$GRF_{frontal}$	=	แรงปฏิกิริยาที่พื้นในระนาบ Frontal
$GRF_{frontal}$	=	เวกเตอร์ขนาดหนึ่งหน่วยของเวกเตอร์ $GRF_{frontal}$
$GRF_{mediolateral}$	=	แรงปฏิกิริยาที่พื้นในแนว Mediolateral
$GRF_{vertical}$	=	แรงปฏิกิริยาที่พื้นในแนว Vertical
h	=	ความหนาของคาน
I	=	Moment of inertia
K	=	Stiffness
k	=	ค่าคงที่ของสปริง
K_θ	=	Stiffness coefficient
L	=	ความยาวของคาน
L_f	=	ความยาวของ Flexible segment
l_f	=	Small-length segment
$\vec{l}_{frontal}$	=	เวกเตอร์ Frontal lever arm
l_{beam}	=	ความยาวของ Cantilever beam
M	=	โมเมนต์ที่เกิดขึ้นบนคานเนื่องจากแรง F
MPG_{error}	=	ความคลาดเคลื่อนของ Mean peak ground reaction force
MPG_{exp}	=	ค่า Mean peak ground reaction force จากการทดลอง
MPG_{sim}	=	ค่า Mean peak ground reaction force จากแบบจำลอง

รายการสัญลักษณ์ (ต่อ)

$MPKC_{LWO,2}$	=	ค่า Mean peak KAM changing ของ LWO ที่มีมุม 2°
$MPKC_{LWO,4}$	=	ค่า Mean peak KAM changing ของ LWO ที่มีมุม 4°
$MPKC_{LWO,6}$	=	ค่า Mean peak KAM changing ของ LWO ที่มีมุม 6°
$MPK_{LWO,0}$	=	ค่า Mean peak KAM ของ LWO ที่มีมุม 0°
$MPK_{LWO,2}$	=	ค่า Mean peak KAM ของ LWO ที่มีมุม 2°
$MPK_{LWO,4}$	=	ค่า Mean peak KAM ของ LWO ที่มีมุม 4°
$MPK_{LWO,6}$	=	ค่า Mean peak KAM ของ LWO ที่มีมุม 6°
MPK_{error}	=	ความคลาดเคลื่อนของ Mean peak knee adduction moment
MPK_{exp}	=	ค่า Mean peak knee adduction moment จากการทดลอง
MPK_{sim}	=	ค่า Mean peak knee adduction moment จากแบบจำลอง
n	=	Normal force
O_2 cost	=	ปริมาณก๊าซออกซิเจนที่ใช้ในการเดินต่อระยะทางในการเดิน
O_2 rate	=	อัตราการใช้ก๊าซออกซิเจนต่อหน่วยเวลา
O_2	=	ก๊าซออกซิเจน
P	=	Tangent force
p	=	สเกลาร์เวกเตอร์จาก CoP ถึงจุดหมุนที่ข้อเท้าที่ฉายลงบนเวกเตอร์ $GRF_{frontal}$
RoC	=	Rotational damping
RoK	=	Rotational stiffness
S	=	ความยาวของการก้าวเท้า
S_y	=	Yield strength
T	=	แรงบิด
V	=	ความเร็วในการเดิน
X	=	การกระจัดในแนวระนาบ
x	=	ระยะการกระจัดของแรงที่กระทำบนคาน
Y	=	การกระจัดในแนวตั้ง
γ	=	Characteristic radius
δ	=	ระยะยุบตัว (Deflection)
ε	=	ความเค้น (Strain)
θ	=	Pseudo-rigid body angle หรือ Angular deflection

รายการสัญลักษณ์ (ต่อ)

σ	=	ความเค้น (Stress)
$\delta_{\max}$	=	ระยะยุบตัวสูงสุด
δ_x	=	ระยะยุบตัวในแนวแกน X
δ_y	=	ระยะยุบตัวในแนวแกน Y
$\emptyset$	=	มุมของแรงที่กระทำกับ Rigid link

ประมวลศัพท์และคำย่อ

ANOVA	=	Analysis of variance
CoG	=	Center of gravity
CoP	=	Center of pressure
EMG	=	Electromyography
GC	=	Gait cycle
GRF	=	Ground reaction force
Hz	=	Hertz
IFS	=	Instrumented force shoes
KAM	=	Knee adduction moment
kg/m ²	=	Kilogram per square meter
LWI	=	Lateral wedge insole
LWO	=	Lateral wedge outsole
mm	=	Millimeter
MPG	=	Mean peak ground reaction force
MPK	=	Mean peak knee adduction moment
MPKC	=	Mean peak knee adduction moment changing
N.m	=	Newton meter
N.m/kg	=	Newton meter per kilogram
OA	=	Osteoarthritis
PLA	=	Polylactic acid
PRBM	=	Pseudo-rigid body mode