

การสร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ เพื่อพัฒนาชุดจำลองความสูงอายุ



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2561

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CREATION OF FRICTION JOINT PROTOTYPE TO DEVELOP A MODEL OF AGING



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

Department of Industrial Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2018

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การสร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ เพื่อพัฒนาชุดจำลอง
	ความสูงอายุ
โดย	นายธีพิสิฐ คชภักดี
สาขาวิชา	วิศวกรรมอุตสาหการ
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ไพโรจน์ ลดาวิจิตรกุล

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่ง
ของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

.....	คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(รองศาสตราจารย์ ดร.สุพจน์ เตชวรสินสกุล)	
คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์	
.....	ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.วิภาวี ธรรมภรณ์พิลาศ)	
.....	อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ไพโรจน์ ลดาวิจิตรกุล)	
.....	กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.จิราพร เกศพิชญวัฒนา)	
.....	กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(ดร.จิตพัทธ์ ฉอเรืองวิวัฒน์)	

ธีพิสิฐุ คชภักดี : การสร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ เพื่อพัฒนาชุดจำลองความสูงอายุ.
 (CREATION OF FRICTION JOINT PROTOTYPE TO DEVELOP A MODEL
 OF AGING) อ.ที่ปรึกษาหลัก : ผศ. ดร.ไพโรจน์ ลดาวิจิตรกุล

การเข้าสู่สังคมผู้สูงอายุของประชากรทั่วโลก ก่อให้เกิดความห่วงใยในการดูแลผู้สูงอายุ
 ที่ศนคิตต่อผู้สูงอายุในทางลบ มองผู้สูงอายุเป็นภาระของครอบครัวและสังคม มีการปรับปรุง
 ที่ศนคิตเหล่านี้ด้วยชุดจำลองความสูงอายุ งานวิจัยนี้สร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบเพื่อพัฒนาชุด
 จำลองความสูงอายุ โดยออกแบบจากข้อมูลการเปลี่ยนแปลงร่างกายผู้สูงอายุในส่วนกล้ามเนื้อที่
 ลดลงตามอายุและใช้หลักการของแรงเสียดทาน มีผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มและวัยสูงอายุ ทดสอบ
 Ergometer และการเดิน(Gait Analysis) เปรียบเทียบอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจ
 คงที่กับสูงสุดในการทดสอบ Ergometer และพิจารณาองศาเข้า ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึง
 เท้าอีกข้างหนึ่ง,จำนวนก้าวใน 1 นาทีในการเดิน

ผลการทดลองทางสถิติ ในอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับสูงสุดในการ
 ทดสอบ Ergometer และระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง จำนวนก้าวใน 1 นาที
 ในการเดินที่ระดับความเชื่อมั่น 95% และองศาเข้าในวงจรการเดินพบว่า วัยหนุ่มสวมข้อต่อแรง
 เสียดทานต้นแบบไม่มีความแตกต่างกับวัยสูงอายุ แต่ไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบมีความ
 แตกต่างกับผู้สูงอายุ

การสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบของวัยหนุ่มมีความใกล้เคียงกับผู้สูงอายุมากกว่าไม่
 สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ เนื่องจากการสวมข้อต่อแรงเสียดทานเป็นการเพิ่มภาระให้กับ
 ร่างกาย ทำให้เหนื่อยง่ายขึ้น เคลื่อนไหวไม่คล่องตัว ร่างกายใช้พลังงานมากขึ้น กำลังสถิติของ
 กล้ามเนื้อลดลงเหมือนกับผู้สูงอายุ ทั้งในการทดสอบ Ergometer และการเดิน (Gait Analysis)
 สามารถจำลองความสูงอายุได้

สาขาวิชา วิศวกรรมอุตสาหการ

ลายมือชื่อนิสิต

ปีการศึกษา 2561

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

5970929821 : MAJOR INDUSTRIAL ENGINEERING

KEYWORD: FRICTION JOINT PROTOTYPE, ERGOMETER, GAIT ANALYSIS, HEART RATE

Teepisit Kotchapakdee : CREATION OF FRICTION JOINT PROTOTYPE TO DEVELOP A MODEL OF AGING. Advisor: Asst. Prof. Phairoat Ladavichitkul, Ph.D.

Access to elderly society of the world population cause concern care of the elderly. Attitude towards the elderly in the negative. Look at the elderly as a family and social burden. These attitudes improved with aging suit. This research creation of friction joint prototype. The design from elderly body change data in muscle decreases with age and uses the principle of friction. With trial participants adult and elderly test ergometer and gait analysis compare the ratio between steady and maximum heart rate in Ergometer test and determine knee degrees, step length, cadence in gait analysis.

Statistical result analysis ratio between steady and maximum heart rate in the Ergometer test and step length, cadence in gait analysis at 95% confidence level and knee degrees in the gait cycle. Adult wear friction joint no different with elderly but adult not wear joint is different with elderly.

The wearing of friction joint prototype in adult similar to the elderly more than not wearing. Because wearing friction joint prototype increases a burden on the body. Make more tired, Uncomfortable movement, the body uses more energy, Static muscle strength decreases with age. Both in Ergometer and Gait Analysis. Can simulate the elderly.

Field of Study: Industrial Engineering

Student's Signature

Academic Year: 2018

Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ไพโรจน์ ลดาวิจิตรกุล อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ซึ่งท่านได้ให้ข้อเสนอแนะ ข้อคิดเห็นต่างๆ รวมทั้งแนวทางในการแก้ไขปัญหาและอุปสรรคในการทำวิจัย เป็นอย่างดีมาโดยตลอด จนวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร. วิภาวี ธรรมมาภรณ์พิลาศ ประธานกรรมการ รองศาสตราจารย์ ดร. จิราพร เกศพิชญวัฒนาและดร.จิตพัฒน์ ฉอเรืองวิวัฒน์ กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ที่กรุณาสละเวลาตรวจสอบแก้ไขข้อบกพร่องของวิทยานิพนธ์ และได้ให้คำแนะนำที่เป็นประโยชน์ จนวิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีความถูกต้องและชัดเจน

ขอขอบพระคุณผู้เข้าร่วมทดลองทุกท่านที่เสียสละเวลาให้กับผู้วิจัยในการเก็บข้อมูล

ขอขอบพระคุณผู้เกี่ยวข้องทุกท่านจากห้องปฏิบัติการการยศาสตร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยที่ให้ความรู้ คำแนะนำและช่วยเก็บข้อมูล

สุดท้ายนี้ ผู้วิจัยใคร่ขอขอบพระคุณอย่างสูงแก่ บิดามารดา ครอบครัว และเพื่อนๆ พี่ๆ น้องๆ ทุกคนที่ช่วยผลักดัน ส่งเสริมการทำงาน การสนับสนุนช่วยเหลือและกำลังใจ แก่ผู้วิจัยเสมอมาจนวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จไปได้ด้วยดี



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ธีพิสิฐ คุชภักดี

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ง
กิตติกรรมประกาศ.....	จ
สารบัญ.....	ฉ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	5
1.3 ขอบเขตการวิจัย.....	5
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	5
1.5 วิธีการดำเนินการวิจัย.....	5
1.6 ระยะเวลาในการดำเนินงานวิจัย.....	6
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	7
2.1 ผู้สูงอายุ.....	7
2.2 ชุดจำลองความสูงอายุ (Aging suit).....	10
2.2.1 ชุดจำลองความสูงอายุ Movement Resistance.....	10
2.2.2 ชุดจำลองความสูงอายุ Force Resistance.....	14
2.3 การสร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ เพื่อพัฒนาชุดจำลองความสูงอายุ.....	18
2.3.1 แรงเสียดทาน.....	18
2.3.2 แรงเสียดทานของแผ่นดิสก์ (Disc Friction).....	20
2.3.3 การวัดแรงเสียดทาน.....	22
2.3.4 สปริง.....	24

2.3.5 ระบบกล้ามเนื้อและการทำงาน.....	26
2.3.6 แรงบิด (Torque).....	31
2.4 การประเมินผลจากการสร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ.....	32
2.4.1 อัตราการเต้นของหัวใจ.....	32
2.4.2 วิธีการประเมินอัตราการเต้นของหัวใจ.....	34
2.4.3 วิธีการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ.....	36
2.4.4 การเคลื่อนไหวร่างกายของมนุษย์.....	38
2.4.5 ระบบบันทึกการเคลื่อนไหว.....	42
2.5 การทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยสองกลุ่ม.....	44
2.5.1 กรณีกลุ่มตัวอย่างที่เป็นอิสระจากกัน (Independent Sample).....	44
2.5.2 กรณีกลุ่มตัวอย่างไม่เป็นอิสระจากกัน (Dependent Sample).....	48
บทที่ 3 ขั้นตอนการดำเนินงาน.....	51
3.1 การออกแบบและสร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ.....	51
3.1.1 ส่วนประกอบของข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ.....	52
3.2 การประเมินผลการทดลอง.....	60
3.2.1 ผู้เข้าร่วมการทดลอง.....	60
3.2.2 เครื่องมือสำหรับการทดลอง.....	60
3.2.3 สถานที่สำหรับการทดลอง.....	62
3.2.4 วิธีการทดลองและการเก็บรวบรวมข้อมูล.....	63
3.2.5 การวิเคราะห์ข้อมูล.....	68
บทที่ 4 ผลการทดลองและการวิเคราะห์ผลการทดลอง.....	74
4.1 การทดสอบ Ergometer.....	74
4.1.1 การทดสอบ Ergometer ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม สาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ.....	75

4.2 การเดิน (Gait Analysis).....	94
4.2.1 การเดิน (Gait Analysis) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม สวมและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	95
4.2.2 ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step Length).....	105
4.2.3 จำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence).....	112
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	118
5.1 การสร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	118
5.2 การประเมินผลการทดลองข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	118
5.2.1 การทดสอบ Ergometer	118
5.2.2 การเดิน (Gait Analysis).....	119
5.3 สรุปผลการวิจัย	120
5.4 ข้อเสนอแนะและแนวทางในการพัฒนาต่อไปในอนาคต	121
5.4.1 การนำไปใช้งาน	121
5.4.2 ผู้เข้าร่วมทดลอง	122
5.4.3 เงื่อนไขการทดลอง.....	122
ภาคผนวก ก หนังสือแสดงเจตนายินยอมเข้าร่วมการวิจัย	123
ภาคผนวก ข ความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจและเวลาของผู้เข้าร่วมทดลอง	125
ภาคผนวก ค ความสัมพันธ์ขององศาเข่าและวงจรถ่ายการเดินของผู้เข้าร่วมทดลอง	131
ภาคผนวก ง ความสัมพันธ์ของข้อมูลระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วม ทดลอง	139
ภาคผนวก จ การทดสอบการแจกแจงแบบปกติของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดลอง	147
บรรณานุกรม.....	161
ประวัติผู้เขียน	164

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1. 1 ขั้นตอนและระยะเวลาในการดำเนินงานวิจัย	6
ตารางที่ 2. 1 ค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทานในแต่ละวัสดุ	19
ตารางที่ 2. 2 ค่าเฉลี่ยกำลังสถิติของกล้ามเนื้อแขนข้างเดียวของวัยรุ่นอายุ 18 ปีและผู้สูงอายุ 60 ปี ขึ้นไป.....	29
ตารางที่ 2. 3 พารามิเตอร์การเดินแบบทั่วไปในการเดินเพศชายที่มีอายุต่างกัน	40
ตารางที่ 3. 1 ค่าเฉลี่ยกำลังสถิติกล้ามเนื้อแขนข้างเดียวของช่วงอายุต่างๆในเพศชาย.....	51
ตารางที่ 3. 2 ค่าใช้จ่ายในการผลิตข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ 1 ชิ้น	57
ตารางที่ 3. 3 ตัวอย่างตารางบันทึกข้อมูลที่ได้จากการทดสอบ Ergometer ของผู้เข้าร่วมทดลอง ...	64
ตารางที่ 3. 4 ตัวอย่างตารางบันทึกข้อมูลที่ได้จากระบบบันทึกการเคลื่อนไหว	67
ตารางที่ 3. 5 การวิเคราะห์ข้อมูลการทดสอบ Ergometer.....	68
ตารางที่ 4. 1 ข้อมูลเบื้องต้นของผู้เข้าร่วมทดลองเพศชายอายุ 30-34 ปี ในการทดสอบ Ergometer	74
ตารางที่ 4. 2 ข้อมูลเบื้องต้นของผู้เข้าร่วมทดลองเพศชายอายุ 59-64 ปี ในการทดสอบ Ergometer	74
ตารางที่ 4. 3 ข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ.....	80
ตารางที่ 4. 4 ข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทาน ต้นแบบ	80
ตารางที่ 4. 5 ข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทาน ต้นแบบ	81
ตารางที่ 4. 6 ข้อมูลเบื้องต้นของผู้เข้าร่วมทดลองเพศชายอายุ 30-34 ปี ในการเดิน	94
ตารางที่ 4. 7 ข้อมูลเบื้องต้นของผู้เข้าร่วมทดลองเพศชายอายุ 59-64 ปี ในการเดิน	94
ตารางที่ 4. 8 ข้อมูลระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วม ทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	107

ตารางที่ 4. 9 ข้อมูลจำนวนก้าวใน 1 นาทีของผู้เข้าร่วมทดลองวัยชรากับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาว ข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ.....	113
ตารางที่ จ. 1 ข้อมูลอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัย สูงอายุในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 25, 50 และ 75 วัตต์.....	148
ตารางที่ จ. 2 ข้อมูลอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัย หนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 25, 50 และ 75 วัตต์.....	148
ตารางที่ จ. 3 ข้อมูลระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วม ทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ.....	155
ตารางที่ จ. 4 ข้อมูลจำนวนก้าวใน 1 นาทีของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม สาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ.....	158



สารบัญภาพ

หน้า

ภาพที่ 1. 1 จำนวนและอัตราส่วนร้อยละของประชากรวัยเด็ก วัยแรงงาน และวัยสูงอายุ พ.ศ.2513, 2553, 2573 และ 2583	1
ภาพที่ 1. 2 ความแข็งแรงที่เปลี่ยนแปลงตามอายุในเพศชายและเพศหญิง	2
ภาพที่ 1. 3 ชุดจำลองความสูงอายุแบบ Movement Resistance และแบบ Force Resistance....	3
ภาพที่ 2. 1 ชุดจำลองความสูงอายุของ Nissan Technolgy Center	10
ภาพที่ 2. 2 ชุดจำลองความสูงอายุของ Adam Rouilly	11
ภาพที่ 2. 3 ชุดจำลองความสูงอายุ GERT Suit ของ Wolfgang Moll	11
ภาพที่ 2. 4 ชุดจำลองความสูงอายุ SD&C Senior Suit.....	12
ภาพที่ 2. 5 ชุดจำลองความสูงอายุขององค์การพิพิธภัณฑน์วิทยาศาสตร์แห่งชาติของไทย.....	13
ภาพที่ 2. 6 องค์ประกอบหลักของชุดจำลองความสูงอายุแบบ Force Resistance	14
ภาพที่ 2. 7 ชุดจำลองความสูงอายุ AGNES suit ของ MIT	15
ภาพที่ 2. 8 ชุดจำลองความสูงอายุ Third Age ของ FORD MOTOR	16
ภาพที่ 2. 9 ชุดจำลองความสูงอายุ Genworth R70i Aging Experience	17
ภาพที่ 2. 10 ส่วนประกอบของดิสก์เบรก.....	20
ภาพที่ 2. 11 ส่วนประกอบของเบ็ดตกปลา	21
ภาพที่ 2. 12 ส่วนประกอบของคลัทช์	21
ภาพที่ 2. 13 การวัดแรงเสียดทานจากวิธีอัตราส่วนของน้ำหนัก	22
ภาพที่ 2. 14 การวัดแรงเสียดทานจากวิธีสปริง	22
ภาพที่ 2. 15 การวัดแรงเสียดทานจากวิธีระนาบเอียง	23
ภาพที่ 2. 16 สปริงรับแรงดึง.....	24
ภาพที่ 2. 17 กล้ามเนื้อหดตัว (ด้านขวา) และคลายตัว (ด้านซ้าย)	26
ภาพที่ 2. 18 ค่าเฉลี่ยกำลังสถิติในส่วนต่างๆของร่างกายของผู้ทดสอบกสิกรชาย จ.ขอนแก่น	27

ภาพที่ 2. 19 ค่าเฉลี่ยกำลังสถิติในส่วนต่างๆของร่างกายของผู้ทดสอบกลุ่มประชากรกสิกรรมและ อุตสาหกรรม ภาคอีสาน	28
ภาพที่ 2. 20 ค่าเฉลี่ยกำลังสถิติในส่วนต่างๆของร่างกายของผู้ทดสอบกลุ่มผู้ใช้แรงงานชายในภาค เกษตรกรรมและอุตสาหกรรม ภาคอีสาน	28
ภาพที่ 2. 21 มวลกล้ามเนื้อที่ลดลงตามอายุ.....	30
ภาพที่ 2. 22 การทำงานของแรงบิด.....	31
ภาพที่ 2. 23 ความสัมพันธ์ระหว่างการใช้ออกซิเจนและอายุ	32
ภาพที่ 2. 24 การใช้ออกซิเจนและอัตราการเต้นของหัวใจ.....	33
ภาพที่ 2. 25 เครื่องออกกำลังกายแบบลู่วิ่ง.....	34
ภาพที่ 2. 26 Ergometer.....	34
ภาพที่ 2. 27 นาฬิกาวัดอัตราการเต้นของหัวใจ	36
ภาพที่ 2. 28 นาฬิกาวัดอัตราการเต้นของหัวใจใช้สายคาดหน้าอก	36
ภาพที่ 2. 29 นาฬิกาวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบรัดข้อมือ	37
ภาพที่ 2. 30 เซ็นเซอร์วัดอัตราการเต้นของหัวใจ	37
ภาพที่ 2. 31 วงจรการเดินของมนุษย์	38
ภาพที่ 2. 32 พารามิเตอร์เชิงพื้นที่และเวลาของการเดิน	39
ภาพที่ 2. 33 การเคลื่อนไหวของเข่าในวงจรการเดิน.....	40
ภาพที่ 2. 34 การเคลื่อนไหวของข้อเท้าในวงจรการเดิน	41
ภาพที่ 2. 35 การเคลื่อนไหวของสะโพกในวงจรการเดิน	41
ภาพที่ 2. 36 Optical Motion Capture.....	43
ภาพที่ 2. 37 ตำแหน่งมาตรฐานการติดมาร์กเกอร์	43
ภาพที่ 3. 1 ชิ้นส่วนต่างๆของข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	52
ภาพที่ 3. 2 ชิ้นส่วน Spring ในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	52
ภาพที่ 3. 3 ลักษณะเฉพาะของ Coil Spring SWM.....	52

ภาพที่ 3. 4	ชิ้นส่วน Drag ในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	53
ภาพที่ 3. 5	ชิ้นส่วน Base A ในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	53
ภาพที่ 3. 6	ชิ้นส่วน Base B ในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	53
ภาพที่ 3. 7	ชิ้นส่วน Drag Bush ในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	54
ภาพที่ 3. 8	ชิ้นส่วน Cap M12x1.75 ในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ.....	54
ภาพที่ 3. 9	ชิ้นส่วน Guide ในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ.....	54
ภาพที่ 3. 10	ชิ้นส่วน Key Washer ในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ.....	55
ภาพที่ 3. 11	ชิ้นส่วน Top Washer ในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	55
ภาพที่ 3. 12	ชิ้นส่วน Gasket ในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	55
ภาพที่ 3. 13	ชิ้นส่วน Base A-1 ของข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	56
ภาพที่ 3. 14	ชิ้นส่วน Base B-1 ของข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	56
ภาพที่ 3. 15	สัดส่วนร่างกายของคนไทยเพศชาย ในส่วนความยาวจากเอวถึงเข่า	56
ภาพที่ 3. 16	ชิ้นส่วน Ball Plunger ของข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ.....	57
ภาพที่ 3. 17	สัดส่วนร่างกายของคนไทยเพศชาย ในส่วนรอบกึ่งกลางต้นขาและรอบเข่า	58
ภาพที่ 3. 18	การทดลองหาแรงบิดของข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ.....	59
ภาพที่ 3. 19	ข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	60
ภาพที่ 3. 20	อุปกรณ์วัดข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบกับร่างกาย	60
ภาพที่ 3. 21	เครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจ Runtastic รุ่น Combo	61
ภาพที่ 3. 22	Ergometer.....	61
ภาพที่ 3. 23	กล้องอินฟราเรดที่ติดตั้งเรียบร้อยแล้ว.....	61
ภาพที่ 3. 24	มาร์กเกอร์แบบลูกลาวแสง	62
ภาพที่ 3. 25	การติดตั้งเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบรัดหน้าอกของผู้เข้าร่วมทดลอง.....	63
ภาพที่ 3. 26	การทดสอบ Ergometer ของผู้เข้าร่วมทดลอง.....	64
ภาพที่ 3. 27	พื้นที่ทำการทดลอง ที่มีการติดตั้งระบบเรียบร้อยแล้ว	65

ภาพที่ 3. 28 ตำแหน่งลูกบอลบนร่างกายของผู้เข้าร่วมทดลอง ไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ .	66
ภาพที่ 3. 29 ตำแหน่งลูกบอลบนร่างกายของผู้เข้าร่วมทดลอง สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ.....	66
ภาพที่ 3. 30 องศาของเข่าในการเดิน	70
ภาพที่ 3. 31 การหาองศาเข่าของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อและวัยสูงอายุ	70
ภาพที่ 3. 32 การหาองศาเข่าของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	71
ภาพที่ 4. 1 ความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจและเวลาของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุคนที่ 1	77
ภาพที่ 4. 2 ความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจเฉลี่ยและเวลาของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ	78
ภาพที่ 4. 3 ความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจและเวลาของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มคนที่ 1.	79
ภาพที่ 4. 4 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และ สูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบใน การทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 25 วัตต์.....	82
ภาพที่ 4. 5 ผลการวิเคราะห์อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วม ทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 25 วัตต์	83
ภาพที่ 4. 6 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และ สูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบใน การทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 50 วัตต์.....	84
ภาพที่ 4. 7 ผลการวิเคราะห์อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วม ทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 50 วัตต์	85
ภาพที่ 4. 8 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และ สูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบใน การทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 75 วัตต์.....	86
ภาพที่ 4. 9 ผลการวิเคราะห์อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วม ทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 75 วัตต์	87

ภาพที่ 4. 21 ความสัมพันธ์ขององศาเข้าของผู้เข้าร่วมทดลองไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบทั้ง 4 คนและวงจรรการเดิน.....	101
ภาพที่ 4. 22 ความสัมพันธ์ขององศาเข้าและวงจรรการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุและวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	102
ภาพที่ 4. 23 ความสัมพันธ์ขององศาเข้าเฉลี่ยและวงจรรการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุและวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	103
ภาพที่ 4. 24 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ	106
ภาพที่ 4. 25 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step Length) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการเดิน.....	108
ภาพที่ 4. 26 ผลการวิเคราะห์ระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step length) ในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	109
ภาพที่ 4. 27 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step Length) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการเดิน.....	110
ภาพที่ 4. 28 ผลการวิเคราะห์ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step length) ในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	111
ภาพที่ 4. 29 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของจำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการเดิน.....	114
ภาพที่ 4. 30 ผลการวิเคราะห์จำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	115
ภาพที่ 4. 31 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของจำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการเดิน	116
ภาพที่ 4. 32 ผลการวิเคราะห์จำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ	117

ภาพที่ ง. 10 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลอง วัยหนุ่ม คนที่ 4	144
ภาพที่ ง. 11 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลอง วัยหนุ่ม คนที่ 1	145
ภาพที่ ง. 12 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลอง วัยหนุ่ม คนที่ 2	145
ภาพที่ ง. 13 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลอง วัยหนุ่ม คนที่ 3	146
ภาพที่ ง. 14 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลอง วัยหนุ่ม คนที่ 4	146



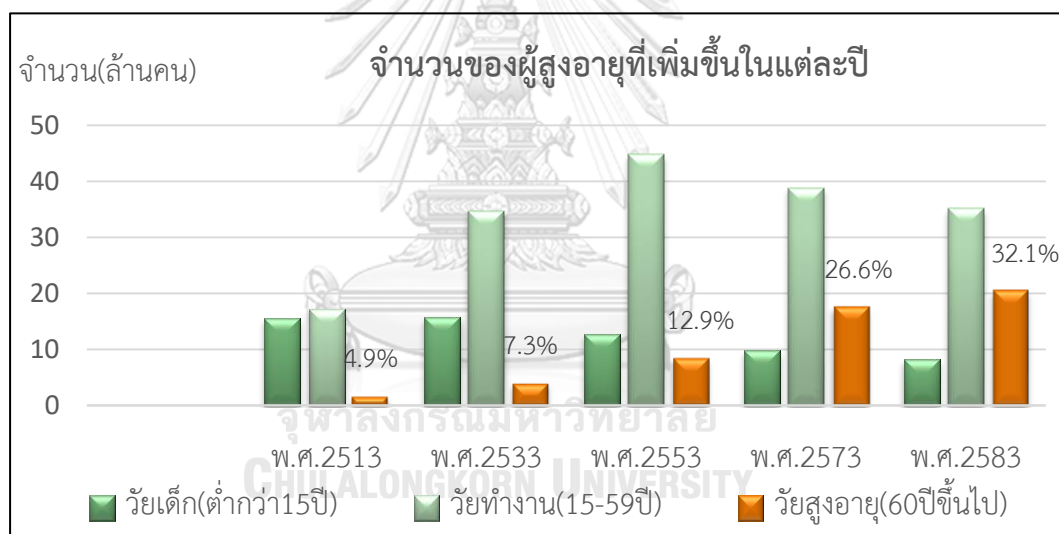
บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ประเด็นที่มีความสำคัญในปัจจุบันที่โลกต้องเผชิญ คือ การเข้าสู่สังคมผู้สูงอายุ จากข้อมูลประชากรของโลกในปี 2561 ประชากรทั่วโลกมีจำนวน 7,600 ล้านคน เป็นผู้สูงอายุมากถึง 930 ล้านคน

ข้อมูลประชากรของประเทศไทยปี 2561 ประชากรไทยมีจำนวน 66.2 ล้านคน เป็นผู้สูงอายุมากถึง 11.7 ล้านคน (สถาบันวิจัยประชากรและสังคม มหาวิทยาลัยมหิดล, 2561) ซึ่งนับได้ว่าประเทศไทยได้ก้าวเข้าสู่สังคมผู้สูงอายุแล้ว และอนาคตจำนวนประชากรผู้สูงอายุในประเทศไทยรวมถึงทั่วโลกมีจำนวนสูงเพิ่มมากขึ้น (อายุ 60ปีขึ้นไป) เนื่องจากวิวัฒนาการทางการแพทย์ในปัจจุบันช่วยให้ประชากรมีอายุที่ยาวนานขึ้นจึงทำให้จำนวนประชากรผู้สูงอายุเพิ่มมากขึ้น แสดงในภาพที่ 1.1 แสดงให้เห็นถึงอัตราส่วนร้อยละของผู้สูงอายุที่เพิ่มขึ้นในแต่ละปี

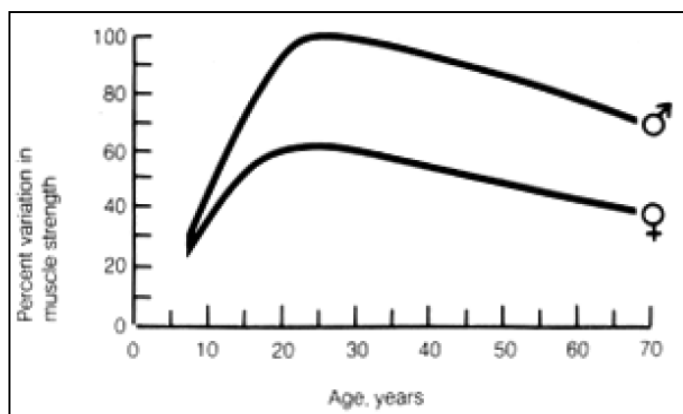


ภาพที่ 1.1 จำนวนและอัตราส่วนร้อยละของประชากรวัยเด็ก วัยแรงงาน และวัยสูงอายุ พ.ศ.2513, 2553, 2573 และ 2583 (สำนักงานคณะกรรมการพัฒนาการเศรษฐกิจและสังคมแห่งชาติ)

ผู้สูงอายุเป็นวัยที่มีความแตกต่างจากวัยอื่น เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงในทุกส่วนๆของร่างกาย

การเปลี่ยนแปลงทางร่างกาย เป็นการเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยา ในทุกระบบ

เมื่ออายุมากขึ้นจำนวนและเส้นใยของกล้ามเนื้อลดลง ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อลดลง การเคลื่อนไหวไม่คล่องตัว หัวใจทำงานหนักเนื่องจากจำนวนเม็ดเลือดแดงลดลง เกิดภาวะโลหิตจาง และระบบภูมิคุ้มกันลดลง ความยืดหยุ่นและความจุของปอดลดลง ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อช่วยหายใจลดลง รวมไปถึงประสาทสายตาที่ลดลง และหูที่ไม่สามารถรับฟังความถี่ที่สูงๆได้



ภาพที่ 1. 2 ความแข็งแรงที่เปลี่ยนแปลงตามอายุในเพศชายและเพศหญิง (Astrand Per-Olof 1977)

กล้ามเนื้อที่มีความแข็งแรงสูงสุดในช่วงอายุ 20 ปี ในเพศชายพบร้อยละ 100 ในเพศหญิงร้อยละ 60 เมื่ออายุเพิ่มขึ้น ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อจะลดลงเรื่อยๆ จนเหลือร้อยละ 80 ที่อายุ 60 ปี สำหรับเพศชาย และเหลือร้อยละ 50 ที่อายุ 60 ปี สำหรับเพศหญิง (Astrand Per-Olof 1977)

จากจำนวนและสัดส่วนของผู้สูงอายุที่เพิ่มขึ้น ก่อให้เกิดความห่วงใยโดยเฉพาะเรื่องของการดูแลผู้สูงอายุ โดยมองว่า หากทัศนคติต่อผู้สูงอายุของคนรุ่นลูกรุ่นหลานหรือผู้ดูแลผู้สูงอายุเปลี่ยนไป เช่น มองว่าผู้สูงอายุเป็นภาระของลูกหลาน หรือเป็นภาระของสังคม ทัศนคติเหล่านี้ย่อมส่งผลกระทบต่อ การดูแลผู้สูงอายุในอนาคต ดังนั้น การรับรู้และการทำความเข้าใจถึงทัศนคติหรือมุมมองของผู้ที่ต้องรับผิดชอบดูแลผู้สูงอายุจึงมีความจำเป็น เพราะจะเป็นข้อมูลพื้นฐานช่วยในการกำหนดแนวทางตลอดจนนโยบายด้านผู้สูงอายุ ทัศนคติต่อผู้สูงอายุจึงมีแนวโน้มที่เปลี่ยนไป จากอิทธิพลของหลายๆ ปัจจัย โดยมีการมองถึงแนวคิดและวิถีชีวิตแบบตะวันตกว่า มีอิทธิพลต่อค่านิยมดั้งเดิม โดยเฉพาะเรื่องของการให้ความเคารพนับถือผู้สูงอายุ ตลอดจนแนวโน้มการมองผู้สูงอายุในเชิงลบมากขึ้น (กาญจนา ตั้งชลทิพย์ และคณะ, 2553)

ในชีวิตประจำวันของมนุษย์ต้องอาศัยทักษะในการเคลื่อนไหวของร่างกายเข้ามาเกี่ยวข้อง เช่น การเดิน การนั่ง นอน ทำงาน เมื่อพิจารณาถึงสาธารณูปโภคและสิ่งอำนวยความสะดวกต่างๆ ที่ออกแบบมาในไทย ไม่ออกแบบให้เข้ากับผู้สูงอายุเท่าที่ควร เช่น บ้านพักอาศัย รถยนต์ การเดินทาง เนื่องจากผู้ออกแบบไม่เข้าใจความเป็นผู้สูงอายุ อีกทั้งในไทยยังไม่ค่อยให้ความสำคัญกับการยศาสตร์เท่าที่ควรต่างจากในประเทศที่พัฒนาแล้วที่ให้ความสำคัญกับการยศาสตร์เป็นอย่างมาก จึงมีการปรับปรุงทัศนคติเหล่านี้โดยการใช้ Aging suit หรือที่เรียกว่า ชุดจำลองความสูงอายุ เพื่อจำลองการใช้ชีวิตในสภาพของผู้สูงอายุ โดยจำลองสภาวะต่างๆ ที่เกี่ยวกับผู้สูงอายุ เช่น โรคเกี่ยวกับการมองเห็น โรคเกี่ยวกับเสียง การเพิ่มน้ำหนักของร่างกาย การต้านการเคลื่อนไหวของข้อต่อรวมถึงการทำให้ข้อต่อไม่สามารถงอได้เต็มที่ ทำให้ผู้ทดลองรู้สึกถึงความเป็นผู้สูงอายุ ผ่านประสบการณ์ตรง

เพื่อให้เกิดความรู้ ความเข้าใจและเห็นอกเห็นใจในการใช้ชีวิตในสังคมร่วมกับผู้สูงอายุ สามารถนำไปใช้จำลองการเคลื่อนไหว รวมไปถึงประโยชน์ทางด้านอื่น

1. จำลองในกิจกรรมต่างๆ เพื่อให้ นักออกแบบหรือวิศวกร ออกแบบโดยคำนึงถึงการเคลื่อนไหวของผู้สูงอายุ

- ออกแบบที่อยู่อาศัยให้สอดคล้องการเปลี่ยนแปลงของกล้ามเนื้อของผู้สูงอายุ เช่น ทางเดินที่ลาดเอียง บันได

- ออกแบบรถให้มีความเหมาะสมกับผู้สูงอายุ คนขับที่มีอายุมากมีความแข็งแรงน้อยกว่าคนขับที่อายุน้อยกว่า ความต้องการใช้พวงมาลัยพาวเวอร์หรือเบรกกำลังมากขึ้น

2. การปรับปรุงการออกแบบสาธารณูปโภคหรือสิ่งอำนวยความสะดวกที่ผู้สูงอายุไม่สามารถทดสอบได้ เช่น ทางหนีไฟที่ไม่สามารถให้ผู้สูงอายุไปทดสอบได้ เนื่องจากเหตุผลด้านความปลอดภัย ต้องใช้นักออกแบบหรือวิศวกรใส่ชุดเพื่อทำการออกแบบ

3. ชุดการเรียนรู้สำหรับเด็กและคนทุกวัย เป็นการจำลองความชราผ่านประสบการณ์ตรง เรียนรู้ที่จะใช้ชีวิตร่วมกับผู้สูงอายุ ในสังคมผู้สูงอายุในอนาคต

จากการออกแบบของชุดจำลองความชราที่ผ่านมามีทั้งในไทยและต่างประเทศ สามารถแบ่งได้เป็น 2 แบบ คือ



ภาพที่ 1. 3 ชุดจำลองความสูงอายุแบบ Movement Resistance (ด้านซ้าย) (senior-suit, 2016) และแบบ Force Resistance (ด้านขวา) (H.L. Groza et al,2016)

1. แบบ Movement Resistance เป็นชุดจำลองความสูงอายุที่ด้านการเคลื่อนไหวส่วนต่างๆ ของร่างกาย ลดองศาในการขยับของข้อต่อแขน ขา ความยืดหยุ่นของกล้ามเนื้อลดลง รวมไปถึงการเพิ่มน้ำหนักในส่วนหลังและลำตัว เพิ่มภาระให้กับร่างกาย ทำให้ความเร็วในการเคลื่อนไหวของร่างกายช้าลง

2.แบบ Force Resistance เป็นชุดจำลองความสูงอายุที่ด้านการเคลื่อนไหวส่วนต่างๆของร่างกาย สร้างแรงเสียดทานที่สามารถปรับเปลี่ยนได้ ร่างกายเกิดความเหนื่อยและความล้าที่มากขึ้น เพิ่มภาระให้กับร่างกาย ทำให้ความเร็วในการเคลื่อนไหวของร่างกายช้าลง

จากการออกแบบชุดจำลองความสูงอายุที่ผ่านมา ชุดแบบ Movement Resistance สามารถจำลองความสูงอายุได้ แต่ไม่สามารถออกแบบให้ใช้ได้กับทุกช่วงอายุ เพราะชุดไม่เหมาะสมกับกำลังกล้ามเนื้อของแต่ละคน ต่างจากชุดแบบ Force Resistance สามารถปรับแรงให้เหมาะสมกับกำลังกล้ามเนื้อของแต่ละคนที่ทดลองใส่ เนื่องจากไม่มีข้อมูลของการสร้างชุดจำลองความสูงอายุแบบ Force Resistance ในไทย และข้อจำกัดทางด้านเวลา ค่าใช้จ่าย จึงสร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบที่เข้าเพียง 1 คู่ เพื่อศึกษาความเป็นไปได้และหารายละเอียดในการสร้างชุดจำลองความสูงอายุ



1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. สร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ เพื่อพัฒนาในการสร้างชุดจำลองความสูงอายุ

1.3 ขอบเขตการวิจัย

1. ข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบจำลองความสูงอายุ จัดทำในส่วนของข้อต่อเข้า
2. ศึกษาอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับอัตราการเต้นของหัวใจสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองเพศชาย 59-64 ปี เปรียบเทียบกับผู้เข้าร่วมทดลองเพศชาย อายุ 30-34 ปี ที่ไม่สวมและสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ จากการทดสอบ Ergometer
3. ศึกษาการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองเพศชาย 59-64 ปี เปรียบเทียบกับผู้เข้าร่วมทดลองเพศชาย อายุ 30-34 ปี ที่ไม่สวมและสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. เพื่อเป็นแนวทางในการพัฒนาการออกแบบชุดจำลองความสูงอายุให้มีความเหมาะสม
2. นำไปใช้ประโยชน์ในการออกแบบและการปรับปรุงสิ่งอำนวยความสะดวกให้ผู้สูงอายุ

1.5 วิธีการดำเนินการวิจัย

1. ศึกษาทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง
2. กำหนดขอบเขตและวัตถุประสงค์ของงานวิจัย
3. ออกแบบอุปกรณ์และดำเนินการสร้างอุปกรณ์
4. ศึกษาการใช้เครื่องมือ
5. กำหนดเงื่อนไขการทดลอง, ศึกษาการใช้เครื่องมือ, ดำเนินการทดลองและบันทึกข้อมูล
6. วิเคราะห์ผลการทดลอง
7. สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ
8. เผยแพร่ผลงานและจัดทำรูปเล่มวิทยานิพนธ์

บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ผู้สูงอายุ

ผู้สูงอายุ ผู้สูงวัยหรือทั่วไปเรียกว่า คนแก่ หรือคนชรา โดยพจนานุกรมฉบับราชบัณฑิตยสถาน พ.ศ. 2542 ให้ความหมายของคำว่า คนแก่ คือ มีอายุมาก หรือ อยู่ในวัยชรา และให้ความหมายของคำว่า ชรา คือ แก่ด้วยอายุขำรดทรุดโทรม นอกจากนี้ยังมีการ เรียกผู้สูงอายุว่า ราษฎรอาวุโส (Senior citizen) ส่วนองค์การอนามัยโลก (World Health Organization, WHO) และองค์การสหประชาชาติ (United Nations, UN) ใช้คำในภาษาอังกฤษของผู้สูงอายุว่า Older person or elderly person แต่เท่าที่ผู้เขียนอ่านจากเอกสารต่างๆ ของจากทั้งองค์การอนามัยโลก และองค์การสหประชาชาติ มักใช้คำว่า Older person มากกว่า Elderly person

องค์การสหประชาชาตินิยามคำว่า "ผู้สูงอายุ" คือ ประชากรทั้งเพศชายและเพศหญิง ซึ่งมีอายุมากกว่า 60 ปีขึ้นไป นับตั้งแต่อายุเกิด ส่วนองค์การอนามัยโลก ยังไม่มีการให้นิยามผู้สูงอายุ โดยมีเหตุผลว่าประเทศต่างๆ ทั่วโลกมีการนิยามผู้สูงอายุต่างกัน ทั้งนิยาม ตามอายุเกิด ตามสังคม (Social) วัฒนธรรม (Culture) และสภาพร่างกาย (Functional markers) เช่น ประเทศที่เจริญแล้ว จัดผู้สูงอายุ นับจากอายุ 65 ปีขึ้นไป หรือบางประเทศอาจนิยามผู้สูงอายุ ตามอายุกำหนดให้เกษียณงาน (อายุ 50 หรือ 60 หรือ 65 ปี) หรือนิยามตามสภาพของร่างกาย โดยผู้หญิงสูงอายุอยู่ในช่วง 45 - 55 ปี ส่วนชายสูงอายุอยู่ในช่วง 55 - 75 ปี

สำหรับประเทศไทย "ผู้สูงอายุ" ตามพระราชบัญญัติผู้สูงอายุ พ.ศ.2546 หมายความว่า บุคคลซึ่งมีอายุเกินกว่า 60 ปีบริบูรณ์ขึ้นไป และมีสัญชาติไทย ส่วนคำว่า "สังคมผู้สูงอายุ" องค์การสหประชาชาติแบ่งเป็น 3 ระดับ คือ

ระดับการก้าวเข้าสู่ สังคมผู้สูงอายุ (Ageing society หรือ Aging society) คือ การมีประชากรอายุ 60 ปีขึ้นไปรวมทั้งเพศชาย และเพศหญิงมากกว่า 10% ของประชากรทั้งประเทศ หรือมีประชากรอายุตั้งแต่ 65 ปีเกิน 7% ของประชากรทั้งประเทศ

ระดับสังคมผู้สูงอายุโดยสมบูรณ์ (Aged society) คือ เมื่อประชากรอายุ 60 ปีขึ้นไป เพิ่มขึ้นเป็น 20% หรือ ประชากรอายุ 65 ปีเพิ่มเป็น 14% ของประชากรโดยรวมทั้งหมดของทั้งประเทศ

ระดับ Super - aged society คือ สังคมที่มีประชากรอายุ 65 ปีขึ้นไปมากกว่า 20% ของประชากรทั้งประเทศอย่างไรก็ตาม ทุกประเทศทั่วโลกมีการก้าวเข้าสู่สังคมผู้สูงอายุในช่วงเวลาแตกต่างกันตามความเจริญ มั่งคั่ง ซึ่งมีผลต่อสุขภาพและการมีอายุยืนของประชาชน

ผู้สูงอายุเป็นวัยที่มีความแตกต่างจากวัยอื่น เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงทั้งทางร่างกาย จิตใจ และสังคม

1. การเปลี่ยนแปลงทางร่างกาย เป็นการเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยา ในทุกระบบ ตั้งแต่ศีรษะ จนถึง ปลายเท้า

1.1 ระบบผิวหนัง ผิวหนังจะแห้ง บางลง เหี่ยวย่น และหลุดลอกได้ง่าย เกิดจากไขมันใต้ ผิวหนังลดลง ผิวแห้งทำให้เกิดอาการคันตามร่างกาย ผิวบางลงเกิดรอยฟกช้ำหรือเกิดแผลได้ง่าย ผมหงอก สีจะจางและบางลง จนกลายเป็นสีขาว เกิดจากรากผมไม่สร้างเม็ดสี หลุดร่วงได้ง่าย

1.2 ระบบกล้ามเนื้อ จำนวน ขนาดเส้นใย ความแข็งแรงและกำลังการหดตัวของกล้ามเนื้อ ลดลง ทำให้เคลื่อนไหวได้ช้าลง

1.3 ระบบกระดูก มวลกระดูกลดลง แคลเซียมสลายออกจากกระดูกมากขึ้น ฮอร์โมนกระดูกบางลง หลังค่อมมากขึ้น ทำให้กระดูกเปราะ หักง่าย การเคลื่อนไหวของข้อไม่สะดวก เกิดการแข็งตึงและอักเสบได้ง่าย ที่พบได้มาก คือ ข้อเข่าเสื่อม

1.4 ระบบหัวใจและหลอดเลือด หลอดเลือดแดงแข็งตัว มีความเสื่อมและยืดหยุ่นน้อยลง ผนัง หลอดเลือดหนาตัวมากขึ้น ทำให้เกิดความดันโลหิตสูง หัวใจทำงานหนัก มีโอกาสเกิดภาวะหัวใจ ล้มเหลวและหน้ามืดเป็นลมได้ง่าย หลอดเลือดฝอยเปราะ จำนวนเม็ดเลือดแดงลดลง เกิดภาวะโลหิต ฝางและระบบภูมิคุ้มกันลดลง

1.5 ระบบทางเดินหายใจ ความยืดหยุ่น ความจุปอดลดลง ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อที่ช่วย หายใจลดลง ผนังทรวงอกแข็ง ปอดขยายตัวได้น้อยลง หายใจลำบาก เหนื่อยง่ายเมื่อออกแรงมากๆ ร่างกายรับออกซิเจนไม่เพียงพอ กล้ามเนื้อทรวงอกเสื่อมลงทำให้ไอและขับเสมหะออกได้ยาก ทำให้ ปอดเกิดการติดเชื้อได้ง่าย

1.6 ระบบประสาท เซลล์ของประสาทและสมองจะลดลง ปฏิกริยาการตอบสนองต่อสิ่งต่างๆ ลดลง การเคลื่อนไหวและความคิดช้าลง ความจำเสื่อม ประสิทธิภาพการสั่งงานของสมองต่ำ นอกจากนี้ยังมีการตายและแฟบของระบบเซลล์ประสาทเป็นอย่างมาก เป็นผลให้เส้นประสาทเสื่อม เสียความสามารถทางกิจกรรมและความรู้สึกได้

1.7 ระบบต่อมไร้ท่อ การสร้างเมลาโทนิน อินซูลิน ฮอโมนไทรอยด์และฮอโมนเพศลดลง ต่อมน้ำนมมีขนาดเล็กลง

1.8 ระบบทางเดินอาหาร การทำงานของฟันไม่ดี ต่อมน้ำลายทำงานน้อยลง อาหารอยู่ใน กระเพาะอาหารนานขึ้นและมีน้ำย่อยลดลง ลำไส้หย่อนตัว ทำให้ผู้สูงอายุมักมีอาการท้องอืด แน่นท้อง และท้องผูกได้

1.9 ระบบทางเดินปัสสาวะ ขนาดของไต ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อและขนาดของกระเพาะปัสสาวะลดลง ทำให้อัตราการกรองของไตลดลง ทำให้มีปัสสาวะค้างในกระเพาะปัสสาวะเพิ่มขึ้น ผู้สูงอายุจึงถ่ายปัสสาวะบ่อย

1.10 ระบบสืบพันธุ์ ในผู้ชายมักพบต่อมลูกหมากโต เป็นผลให้ถ่ายปัสสาวะลำบากได้ ในเพศหญิงรังไข่จะฝ่อเล็กลง ช่องคลอดแคบสั้นลง สารหล่อลื่นภายในช่องคลอดลดลง ทำให้เกิดการติดเชื้อมะเร็งได้ง่าย

2.การเปลี่ยนแปลงทางจิตใจ เมื่อเข้าสู่วัยสูงอายุจะเกิดการเปลี่ยนแปลงด้านร่างกาย เช่น การเจ็บป่วย การเสื่อมของระบบต่างๆในร่างกาย ก่อให้เกิดความวิตกกังวล ความเครียด ความรู้สึกกดดัน ตลอดจนการเปลี่ยนแปลงบทบาททางสังคม เช่น การเกษียณอายุ การสูญเสียบทบาทการเป็นหัวหน้าครอบครัว อาจเกิดความรู้สึกถึงคุณค่าในตนเองลดลงจากการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้น ซึ่งถ้าปรับตัวไม่ได้จะรู้สึกหงุดหงิด ซึมเศร้า ขาดความพึงพอใจต่อสภาพชีวิตปัจจุบัน แต่ถ้าหากเรียนรู้และเข้าใจ พร้อมทั้งมีการเตรียมความพร้อม ในปรับตัวเข้าสู่วัยสูงอายุได้อย่างเหมาะสม ก็จะดำเนินชีวิตในวัยสูงอายุได้อย่างมีความสุข

3.การเปลี่ยนแปลงทางสังคม การเข้าสู่วัยสูงอายุ เป็นการถอนบทบาทจากสังคมภายนอก ทำให้ผู้สูงอายุ ซึ่งเกษียณอายุจากการทำงานมีแต่สังคมภายในบ้าน ขาดการพบปะกับผู้ร่วมงาน บทบาทสังคมลดน้อยลง อำนาจต่างๆ ที่เคยมีหมดไป การได้รับยกย่องจากบุคคลอื่นในสังคมลดลง สิ่งเหล่านี้ล้วนส่งผลให้ผู้เกษียณเกิดความรู้สึกว่าคุณค่าและศักดิ์ศรีลดน้อยลง เกิดความรู้สึกเหงาและว้าเหว่ ถ้าไม่มีบทบาทใหม่มาทดแทน ส่งผลให้ความพึงพอใจในชีวิตลดลง รวมทั้งรายได้ลดน้อยลง รายได้พิเศษต่างๆ ก็หมดไป ในขณะที่รายจ่ายเพิ่มมากขึ้น เนื่องจากต้องมีรายจ่ายเกี่ยวกับการดูแลสุขภาพที่เสื่อมลงมากขึ้น จากเดิมจึงก่อให้เกิดปัญหาทางเศรษฐกิจได้

ดังนั้นก่อนเข้าสู่วัยสูงอายุจึงควรมีการวางแผนการเงินไว้ใช้ในวัยเกษียณ และสนับสนุนส่งเสริมให้ผู้สูงอายุเข้าร่วมกิจกรรมพบปะกับสังคมภายนอก เช่น การเข้าร่วมกิจกรรมในชมรมผู้สูงอายุ กิจกรรมจิตอาสา หรือสนับสนุนให้ผู้สูงอายุได้ทำงานอดิเรกที่ชอบ เช่น การปลูกต้นไม้ เลี้ยงสัตว์ เพื่อให้ผู้สูงอายุคงความรู้สึกมีคุณค่าในตนเองที่สามารถทำกิจกรรมต่างๆที่เหมาะสมกับวัยได้เป็นอย่างดี (ภริณี พูลสวัสดิ์ 2560)

2.2 ชุดจำลองความสูงอายุ (Aging suit)

Aging suit หรือที่เรียกว่า ชุดจำลองความสูงอายุ เป็นนวัตกรรมที่ถูกคิดค้นขึ้นมา เพื่อจำลองการใช้ชีวิตในสภาพของผู้สูงอายุ โดยจำลองสภาวะต่างๆที่เกี่ยวกับผู้สูงอายุ เช่น โรคเกี่ยวกับการมองเห็น โรคเกี่ยวกับเสียง การเพิ่มน้ำหนักของร่างกาย การยับยั้งการเคลื่อนไหวของข้อต่อรวมถึงการทำให้ข้อต่อไม่สามารถงอได้เต็มที่ ทำให้ผู้ทดลองรู้สึกถึงความเป็นผู้สูงอายุ ผ่านประสบการณ์ตรงเพื่อให้เกิดความรู้ ความเข้าใจและเห็นอกเห็นใจในการใช้ชีวิตในสังคมร่วมกับผู้สูงอายุ นำไปใช้ในการออกแบบอุปกรณ์หรือสิ่งอำนวยความสะดวกต่างๆให้กับผู้สูงอายุได้ รวมไปถึงนำไปใช้ในการเรียนการสอนสำหรับทุกคน เพื่อให้ผู้ทดลองมีความตระหนักในการเตรียมพร้อมในการดูแลร่างกาย และจิตใจให้แข็งแรง เพื่อพร้อมรับกับการเปลี่ยนแปลงที่จะเกิดขึ้นในวัยสูงอายุ

2.2.1 ชุดจำลองความสูงอายุ Movement Resistance

เป็นชุดจำลองความสูงอายุที่ด้านการเคลื่อนไหวส่วนต่างๆของร่างกาย ลดองศาในการขยับของข้อต่อแขน ขา ความยืดหยุ่นของกล้ามเนื้อลดลง รวมไปถึงการเพิ่มน้ำหนักในส่วนหลังและลำตัวเพิ่มภาระให้กับร่างกาย ทำให้ความเร็วในการเคลื่อนไหวของร่างกายช้าลง

2.2.1.1 ชุดจำลองความสูงอายุ NISSAN

ทำการออกแบบชุดจำลองความสูงอายุให้นักออกแบบสำหรับการออกแบบรถให้สะดวกสบายกับผู้สูงอายุ เนื่องจากประเทศไทยมีประชากรของผู้สูงอายุเป็นจำนวนมาก



ภาพที่ 2. 1 ชุดจำลองความสูงอายุของ Nissan Technology Center (Next car 2008)

อุปกรณ์หลักของชุด

อุปกรณ์รั้งคอ จำกัดการเคลื่อนไหวบริเวณคอ โดยใช้ผ้าพันบริเวณคอ

เสื้ออึก การเพิ่มน้ำหนักที่ลำตัว ทำให้เคลื่อนไหวได้ช้าลง

อุปกรณ์ข้อศอกและเข่า การลดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อแขน ด้านการเคลื่อนไหวของข้อศอก โดยใช้วัสดุ ผ้าทำให้เคลื่อนไหวได้ช้าลง

ถุงมือและนิ้วมือ การใส่ถุงมือจำกัดการเคลื่อนที่ของนิ้วช่วยลดความรู้สึกล้มผัสของนิ้วมือและความสามารถในการจับวัตถุที่ทำให้ผู้สวมใส่ชุดหยาบจับวัตถุต่างๆได้ยากขึ้น

2.2.1.2 บริษัท Adam, Rouilly

ผู้ผลิตและจัดจำหน่ายอุปกรณ์ที่ใช้ในการแพทย์ วิทยาลัยพยาบาลและผู้เชี่ยวชาญด้านการดูแลสุขภาพทั่วโลก ได้จัดทำชุดจำลองความสูงอายุเพื่อจำลองสภาพความเป็นผู้สูงอายุ



ภาพที่ 2. 2 ชุดจำลองความสูงอายุของ Adam Rouilly (Adam rouilly 2010)

อุปกรณ์หลักของชุด

ข้อศอก,ข้อเข่าและหลังรั้ง เมื่อสวมข้อศอกและหลังรั้งที่ทำมาจากผ้าจะทำให้เคลื่อนที่ลำบาก

ไม้เท้า ผู้สวมใส่ชุดมีการเคลื่อนไหวที่ช้าลงและต้องใช้ไม้เท้าสำหรับช่วยในการเดิน

น้ำหนักตรงข้อมือ น้ำหนักบนข้อมือจำลองแรงกล้ามเนื้อที่ลดลงในการเคลื่อนที่ลำบากขึ้น

ถุงมือและนิ้วมือ การใส่ถุงมือจำกัดการเคลื่อนที่ของนิ้ว ช่วยลดความรู้สึกล้มผัสของนิ้วมือและความสามารถในการจับวัตถุที่ทำให้ผู้สวมใส่ชุดหยาบจับวัตถุต่างๆได้ยากขึ้น

2.2.1.3 GERT Suit

ออกแบบโดย Wolfgang Moll ชาว Germany เป็นชุดจำลองความสูงอายุที่รวมองค์ประกอบต่างๆเพื่อจำกัดการเคลื่อนไหวและความสามารถในการรับรู้เพื่อสร้างผลกระทบที่คล้ายคลึงกับผู้สูงอายุ



ภาพที่ 2. 3 ชุดจำลองความสูงอายุ GERT Suit ของ Wolfgang Moll (H.L. Groza 2016)

อุปกรณ์หลักของชุด

อุปกรณ์รั้งคอ จำกัดการเคลื่อนไหวบริเวณคอ โดยใช้ผ้าพันบริเวณคอ

เสื้อกั๊ก การเพิ่มน้ำหนักที่ลำตัว ทำให้เคลื่อนไหวได้ช้าลง

อุปกรณ์ข้อศอกและเข่า การลดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อแขน ต้านการเคลื่อนไหวของข้อศอก โดยใช้วัสดุ ผ้าทำเป็นตัวล๊อคทำให้เคลื่อนไหวได้ช้าลง

ถุงมือและนิ้วมือ การใส่ถุงมือจำกัดการเคลื่อนไหวที่ข้อมือ ช่วยลดความรู้สึกรบกวนของนิ้วมือและความสามารถในการจับวัตถุที่ทำให้ผู้สวมใส่ชุดหยิบจับวัตถุต่างๆได้ยากขึ้น

2.2.1.4 SD&C Senior Suit

เป็นชุดจำลองความสูงอายุที่มีการคิดค้นและพัฒนาามาตั้งแต่ ค.ศ.1999 โดยบริษัท SD&C ประเทศเยอรมัน เป็นชุดที่จำกัดการเคลื่อนไหวและความสามารถในการรับรู้เพื่อสร้างผลกระทบที่เสมือนกับผู้สูงอายุ



ภาพที่ 2. 4 ชุดจำลองความสูงอายุ SD&C Senior Suit (Senior-suit 2017)

อุปกรณ์หลักของชุด

อุปกรณ์รั้งคอ จำกัดการเคลื่อนไหวของศีรษะ

อุปกรณ์รั้งข้อศอก ลดความแข็งแรงแขนกล้ามเนื้อ โดยลดการเคลื่อนย้ายข้อศอก

อุปกรณ์รั้งเข่า ลดความแข็งแรงแขนกล้ามเนื้อ โดยจำกัดการเคลื่อนที่ทั้งสองด้าน โดยมีบานพับช่วยให้สามารถตั้งมุมระหว่าง 0° ถึง 90°

2.2.1.5 ชุดจำลองความสูงอายุขององค์การพิพิธภัณฑ์วิทยาศาสตร์แห่งชาติของไทย

เผยแพร่ครั้งแรกในสัปดาห์งานวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติประจำปี 2560



ภาพที่ 2. 5 ชุดจำลองความสูงอายุขององค์การพิพิธภัณฑ์วิทยาศาสตร์แห่งชาติของไทย

อุปกรณ์หลักของชุด

เสื้อกั๊ก การเพิ่มน้ำหนักที่ลำตัว ทำให้เคลื่อนตัวได้ช้าลง

อุปกรณ์ข้อศอกและเข่า การลดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อแขน ด้านการเคลื่อนไหวของข้อศอก โดยใช้วัสดุลูมิเนียมพันทับด้วยผ้าทำให้เคลื่อนไหวได้ช้าลง

ถุงรัดข้อมือและถุงรัดข้อเท้า ทำการใส่ดินน้ำมันลงไป เพื่อให้มือและเท้าเคลื่อนไหวไม่สะดวก

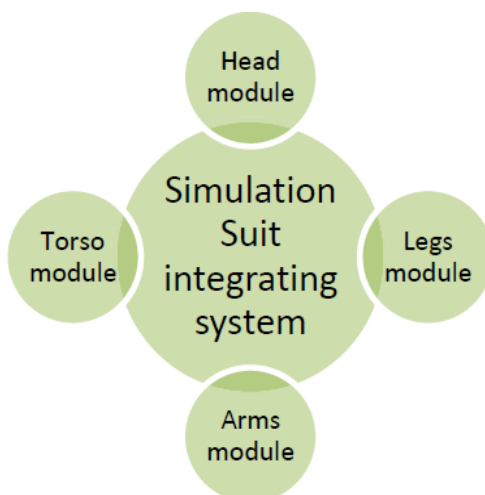
ถุงมือ การใส่ถุงมือจำกัดการเคลื่อนที่ของนิ้วจะช่วยลดความรู้สึกร่วมสัมผัสของนิ้วมือและความสามารถในการจับวัตถุที่ทำให้ผู้สวมใส่ชุดหยิบจับวัตถุต่างๆได้ยากขึ้น

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

2.2.2 ชุดจำลองความสูงอายุ Force Resistance

เป็นชุดจำลองความสูงอายุที่ดำเนินการเคลื่อนไหวส่วนต่างๆของร่างกาย สร้างแรงเสียดทานที่สามารถปรับเปลี่ยนได้ ร่างกายเกิดความเหนื่อยและความล้าที่มากขึ้น เพิ่มภาระให้กับร่างกาย ทำให้ความเร็วในการเคลื่อนไหวของร่างกายช้าลง

ชุดแบบ Force Resistance ได้มีการออกแบบแบ่งเป็นโมดูล 4 รูปแบบ ตามในภาพที่ 2.6



ภาพที่ 2. 6 องค์ประกอบหลักของชุดจำลองความสูงอายุแบบ Force Resistance (H.L. Groza 2016)

โมดูลศีรษะมีการจำลองการมองเห็น การได้ยินรวมไปถึงการจำกัดการเคลื่อนไหวของคอ

โมดูลลำตัวมีการเพิ่มน้ำหนัก จำกัดการเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังและกระดูกเชิงกราน

โมดูลแขนจำกัดการเคลื่อนไหวของไหล่ข้อศอกและข้อมือ ฤงมือยังมีบทบาทในการลดความคล่องตัวของมือและความสามารถในการจับสิ่งของต่างๆอีกด้วย

โมดูลขาจำกัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่า ข้อเท้า สะโพก

โดยทั้ง 4 โมดูลต้องนำมารวมกันเพื่อให้ได้ชุดจำลองความสูงอายุที่มีประสิทธิภาพ คือ โมดูลศีรษะ, โมดูลลำตัว, โมดูลแขนและขา แต่ละโมดูลมีการโต้ตอบกับอุปกรณ์อื่น ๆ เพื่อให้ผลการจำลองเป็นจริงที่สุด

2.2.2.1 AGNES (Age Gain Now Empathy System)

ชุดจำลองความสูงอายุที่คิดค้นโดยนักวิจัยและนักศึกษา AgeLab ของ Massachusetts Institute of Technology (MIT) โดยใช้สายคล้อง (Elastic strap) บริเวณข้อต่อต่างๆของร่างกาย เช่น ไหล่ เอว ข้อเท้า เพื่อปรับขนาดของแรงในการจำกัดการเคลื่อนไหวของอวัยวะต่างๆ การออกแบบใช้ทฤษฎีการสูญเสียกำลังสถิติของกล้ามเนื้อที่เพิ่มตามอายุ ลดช่วงการเคลื่อนไหว ความสมดุลและความสามารถในการสัมผัส เนื่องจากมีการเคลื่อนไหวที่หลากหลายเกิดขึ้นจากร่างกาย

อุปกรณ์หลักของชุด

คอ อุปกรณ์รั้งคอช่วยลดการหมุนของกระดูกสันหลังส่วนคอ จำลองความแข็งที่เพิ่มขึ้นและทำให้การหมุนของศีรษะเคลื่อนไหวได้ช้าลง

แขน แถบที่ต่อแขนและเอวช่วยลดการเคลื่อนไหวร่วมกันในบ่า ทำให้ยากต่อการเข้าถึงความสูงเหนือศีรษะ

ขา สายรัดที่ยึดกับรองเท้าช่วยลดความยืดหยุ่นของเอ็นร้อยหวาย ทำให้การเคลื่อนไหวของขาช้าและสั้นลงขณะเดิน

ข้อเข่าและข้อศอกข้อ จำกัดการเคลื่อนไหวของข้อเข่าและข้อศอก การจำลองความแข็งร่วมกัน ความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้นและการเคลื่อนไหวที่ชะลอตัว



ภาพที่ 2. 7 ชุดจำลองความสูงอายุ AGNES suit ของ MIT (H.L. Groza 2016)

2.2.2.2 Third Age

FORD MOTOR สร้างขึ้นมาเพื่อให้หนักออกแบบรถ เข้าใจการเป็นผู้สูงอายุสามารถออกแบบรถที่เหมาะสมกับผู้สูงอายุได้ ชุดตั้งชื่อตามแนวความคิดของยุโรปด้วยชีวิตต้องผ่าน 3 ขั้นตอน อันเป็นองค์ประกอบสำคัญของกระบวนการออกแบบและการยศาสตร์ รถรุ่นที่นำมาพัฒนา คือ FORD FOCUS



ภาพที่ 2. 8 ชุดจำลองความสูงอายุ Third Age ของ FORD MOTOR (Business-Standard 2014)

อุปกรณ์หลักของชุด

เสื่ออก

น้ำหนักประมาณ 10 กิโลกรัม ช่วยเพิ่มความแข็งแรงของหน้าท้อง เอวและบริเวณสะโพก เพิ่มความลำบากในการยกเท้าและการทำงานของคันท้ายรถ

ชุดปีกกา

ประกอบด้วย 3 ส่วน

- 1.ชุดปลอกคอ ใช้การล็อกคอ จำกัดการเคลื่อนที่ของศีรษะ
- 2.ชุดหน้าอกใช้สายคล้อง จำกัดการโน้มตัวเพื่อหีบจับสิ่งของต่างๆ
- 3.ชุดข้อต่อที่แขนใช้แรงเสียดทานในการจำกัดเคลื่อนไหวและขัดขวางการหีบจับสิ่งของต่างๆ

ถุงมือและนวม

ถุงมือจะจำกัดการเคลื่อนที่ของนิ้วมือ จำกัดความรู้สึกทางการสัมผัสซึ่งเป็นผลที่ตามมาของโรค เช่น โรคเบาหวาน ผู้สูงอายุที่มีอาการป่วยมักพบในกิจกรรมพื้นฐาน เช่น การหีบเหรียญจากโต๊ะ

2.2.2.3 Genworth R70i

ผลิตโดย Applied Minds LLC เป็นชุดจำลองความสูงอายุที่ทันสมัยมากที่สุดในขณะนี้ รวมเทคโนโลยีต่างๆไว้ด้วยกัน เพื่อสร้างความรู้สึที่สมจริงของการเป็นผู้สูงอายุ ตัวชุดทำจาก exoskeleton ซึ่งควบคุมโดยคอมพิวเตอร์อยู่ด้านหลัง

อุปกรณ์หลักของชุด

หมวกนิรภัย

ชุดหูฟัง จำลองความผิดปกติของการได้ยิน หูอื้อที่เสื่อมสภาพตามอายุ การสูญเสียความได้ยิน รวมไปถึงการสูญเสียความสามารถในการใช้หรือเข้าใจคำพูด โดยการใช้เสียงสะท้อน (Echo voice) และเสียงรบกวน ทำให้สมองสั่งการได้ช้าลง

กล้อง จำลองความผิดปกติของอายุที่เกี่ยวข้องกับการมองเห็น ต้อหิน ต้อกระจก การสูญเสียการมองเห็น การเสื่อมสภาพของเม็ดเลือดแดงในดวงตา โดยใช้การปรับลดจุด แสง สี ภาพเบลอในกล้อง

ข้อต่อศอกและเข่า

สามารถเพิ่มแรงข้อต่อได้ โดยมีการติดตั้งไฟ LED ที่จะเปลี่ยนสีตามการเคลื่อนไหวที่ยากขึ้นของข้อต่อ ใช้ทฤษฎีการสูญเสียมวลกล้ามเนื้อตามอายุที่เพิ่มขึ้น มวลกล้ามเนื้อที่ลดลงทำให้สมดุลไม่ดี ลดประสิทธิภาพทางกายภาพหรือความพิการได้

การใช้งานระบบทั้งหมดถูกควบคุมแบบไร้สายที่ปรับการตั้งค่าเพื่อจำลองอายุที่แตกต่างกัน



ภาพที่ 2. 9 ชุดจำลองความสูงอายุ Genworth R70i Aging Experience (H.L. Groza 2016)

2.3. การสร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ เพื่อพัฒนาชุดจำลองความสูงอายุ

การสร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ เป็นข้อต่อแบบ Force Resistance สร้างแรงเสียดทานทำให้กำลังสถิตกล้ำเนื้อของผู้ทดสอบลดลง มีความเหนียวล้ามากขึ้นส่งผลให้อัตราการเต้นของหัวใจของผู้เข้าร่วมทดลองเพิ่มมากขึ้น

2.3.1 แรงเสียดทาน

เมื่อวัตถุมีการเคลื่อนที่บนพื้นผิวหรือในตัวกลางที่มีความหนืด เช่น อากาศหรือน้ำ จะมีความต้านทานต่อการเคลื่อนที่ที่เกิดขึ้น เนื่องจากวัตถุมีอันตรกิริยากับบริเวณที่เคลื่อนที่ผ่านเท่านั้น เรียกความต้านทานดังกล่าวว่า แรงเสียดทาน (Force of Friction) แรงเสียดทานถือว่าเป็นสิ่งสำคัญในชีวิตประจำวัน แรงชนิดนี้ทำให้เราสามารถที่จะเดินหรือวิ่งไปได้หรือทำให้ล้อรถสามารถหมุนและเคลื่อนที่ไปในทิศทางที่ต้องการได้

-ขนาดของแรงเสียดทานสถิตย์ระหว่างพื้นผิวสัมผัส 2 พื้นผิวมีค่าเท่ากับ

$$f_s \leq u_s n \quad (2.1)$$

เมื่อค่าคงที่ u_s คือ สัมประสิทธิ์ความเสียดทานสถิตย์ (Coefficient of static friction) และ n คือขนาดของแรงปฏิกิริยาในแนวตั้งฉากที่พื้นผิวกระทำต่อวัตถุ การเท่ากันของสมการที่ 2.1 จะยังคงอยู่ในกรณีที่วัตถุเริ่มไถลหรือในสถานะที่ $f_s = f_{s,max} = u_s n$ สถานการณ์นี้ถูกเรียกว่า วัตถุเริ่มเคลื่อนที่ (impending motion)

-ขนาดของแรงเสียดทานจลน์ระหว่างพื้นผิวสัมผัส 2 พื้นผิวมีค่าเท่ากับ

$$f_k \leq u_k n \quad (2.2)$$

เมื่อค่าคงที่ u_k คือ สัมประสิทธิ์ความเสียดทานจลน์ (Coefficient of kinetic friction) อย่างไรก็ตามสัมประสิทธิ์ความเสียดทานจลน์สามารถมีค่าเปลี่ยนแปลงตามความเร็วของวัตถุได้

-ค่าของ u_k และ u_s ขึ้นอยู่กับธรรมชาติของพื้นผิว แต่โดยทั่วไปแล้ว u_k มักมีค่าน้อยกว่า

u_s

โดยสัมประสิทธิ์ความเสียดทานมีค่าแตกต่างกันแสดงในตาราง 2.1 ซึ่งแสดงให้เห็นค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทานของวัสดุบางชนิด

Mat1	Mat2	Dry		Greasy	
		Static	Sliding	Static	Sliding
Copper	Mild steel	0.53	0.36		0.18
Diamond	Metal	0.1		0.05-0.1	
Glass	Glass	0.9-1.0	0.4	0.1-0.6	0.09-0.12
Gasket	Steel	0.45		0.45	
Graphite	Graphite	0.1		0.1	
Graphite	Steel	0.14		0.14	
Steel(Mild)	Steel(Mild)	0.74	0.57		0.09-0.19
Steel(Hard)	Steel(Hard)	0.78	0.42	0.05-0.11	0.029-0.12

ตารางที่ 2.1 ค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทานในแต่ละวัสดุ



2.3.2 แรงเสียดทานของแผ่นดิสก์ (Disc Friction)

แรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างปลายเพลลาหมุนหรือตัวหมุนอื่น ๆ และพื้นผิวหนึ่ง แรงเสียดทานของแผ่นดิสก์มีแนวโน้มออกแรงช่วงบนต่อต้านการหมุนของตัวบอดี้ แรงเสียดทานของแผ่นดิสก์สามารถใช้ได้กับการออกแบบที่หลากหลาย เช่น ดิสก์เบรก รถ ระบบลากในเบ็ดตกปลา คลัทช์ เครื่องขัดพื้น

แรงเสียดทาน ณ จุดใด ๆ ในบริเวณที่สัมผัสจะเท่ากับแรงปกติเมื่อถึงค่าสัมประสิทธิ์การเคลื่อนที่ของแรงเสียดทานที่จุดนั้น มีแรงสม่ำเสมอระหว่างแผ่นและพื้นผิว ค่าสัมประสิทธิ์ของแรงเสียดทานสม่ำเสมอ จะได้แรงเสียดทานเหมือนกันทุกจุด จุดที่ไกลจากศูนย์กลางของการหมุนจะมีระยะเวลามากกว่าจุดที่ใกล้กับจุดศูนย์กลางของการหมุนเพราะจะมีช่วงที่ใหญ่กว่า

ในการกำหนดช่วงเวลาสุทธิที่กระทำโดยแรงเสียดทานต้องใช้แคลคูลัสเพื่อสรุปช่วงเวลาแต่ละช่วงของพื้นที่ทั้งหมด ช่วงเวลาที่จุดแต่ละจุดจะเท่ากับค่าสัมประสิทธิ์การเคลื่อนที่ของแรงเสียดทาน แรงดันปกติของแรงเสียดทาน ณ จุดนั้น (p) ระยะทางจากจุดนั้นไปยังศูนย์กลางของการหมุน (r)

$$M = \int_A dM = \int_A \mu_k * p * r * dA \quad (2.3)$$

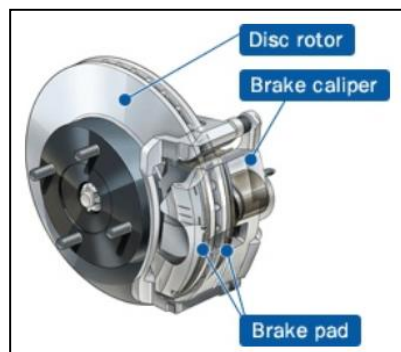
ค่าปริพันธ์จากรัศมีภายในไปยังรัศมีภายนอกได้ ประเมินอินทิกรัลอย่างง่ายจะได้สมการ

$$M = \frac{2}{3} \mu F \frac{R_0^3 - R_1^3}{R_0^2 - R_1^2} \quad (2.4)$$

ตัวอย่างการออกแบบจากแรงเสียดทานของดิสก์

-ดิสก์เบรก

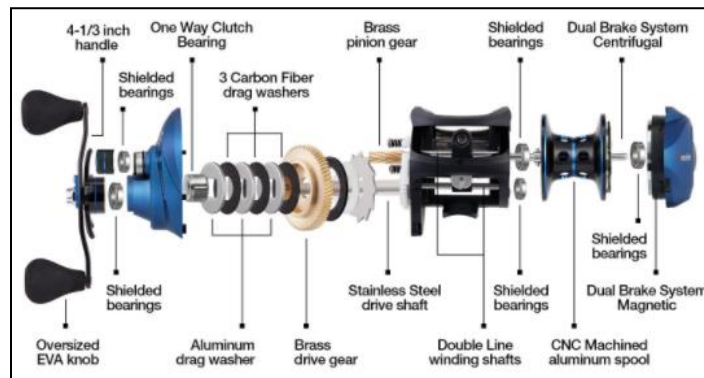
ดิสก์เบรกมีแผ่นดิสก์ที่หมุนด้วยล้อ แผ่นดิสก์โดนครอบโดยคาลิปเปอร์ซึ่งมีลูกสูบไฮดรอลิกขนาดเล็กที่ทำงานโดยแรงดันจากกระบอกสูบกดบนแผ่นแรงเสียดทาน ที่ยึดกับแผ่นดิสก์จากแต่ละด้านเพื่อให้ทำงานช้าหรือหยุดลง



ภาพที่ 2. 10 ส่วนประกอบของดิสก์เบรก (boxzaracing.com 2017)

-เบ็ดตกปลา

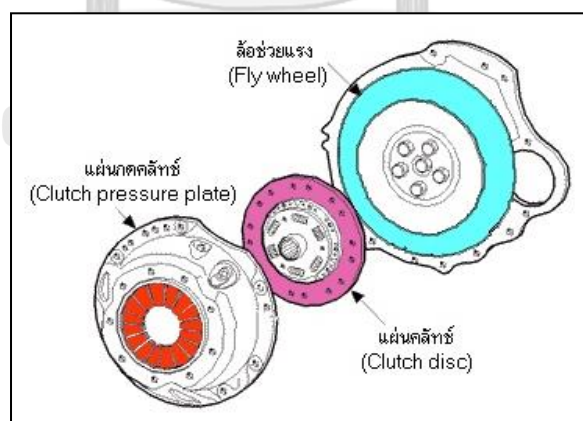
ระบบลากในเบ็ดตกปลาเป็นวิธีเชิงกลในการใช้ความดันกับตัวยัดสายหรือกลไกขับเคลื่อนเพื่อทำหน้าที่เป็นแรงเสียดทานกับเบรค อาศัยหลักการของแรงเสียดทานของแผ่นดิสก์ในการสร้างแรงฝืดให้กับหลอดสายเก็บเอ็น เพื่อให้ปลาลากเบ็ดไปแบบฝืดๆ หนัๆ ทำให้ปลาหมดแรงเร็วขึ้น โดยจะใช้วัสดุที่แตกต่างกัน เช่น จุดก๊อกล้วน แผ่นหนัง คาร์บอน แสดงในบางส่วนของภาพที่ 2.11



ภาพที่ 2. 11 ส่วนประกอบของเบ็ดตกปลา (www.piscifun.com 2018)

-คลัทช์

ทำหน้าที่ตัดหรือต่อกำลังที่ส่งมาจากเครื่องยนต์ในการเปลี่ยนเกียร์ โดยอาศัยแรงเสียดทานระหว่างแผ่นคลัทช์กับแผ่นกดคลัทช์ โดยแรงที่เกิดแผ่นคลัทช์ขึ้นอยู่กับแรงกดของสปริง และแรงเสียดทานระหว่างแผ่นคลัทช์และไฟลิวีล เกิดจากความขรุขระของแผ่นคลัทช์ที่กระทำบนพื้นผิวของไฟลิวีล



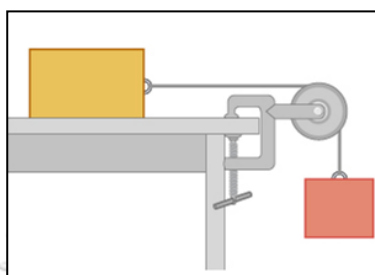
ภาพที่ 2. 12 ส่วนประกอบของคลัทช์ (www.valvoline.co.th 2017)

2.3.3 การวัดแรงเสียดทาน

วิธีที่ 1 อัตราของส่วนน้ำหนัก

ภาพที่ 2.13 แสดงมาจาก Leonardo da Vinci (ca 1500) ศึกษาแรงเสียดทานโดยการวัดภาระที่แขวนอยู่บนสาย บล็อกจะเริ่มสไลด์ ค่าสัมประสิทธิ์ของแรงเสียดทานหาได้จากน้ำหนักตายของมวลที่แขวนอยู่บนสายและมวลของบล็อก

$$\mu = F_f / N = m_{\text{น้ำหนักตาย}} / m_{\text{บล็อก}} \quad (2.5)$$



ภาพที่ 2. 13 การวัดแรงเสียดทานจากวิธีอัตราส่วนของน้ำหนัก (www.chegg.com 2018)

วิธีที่ 2 สปริง

ดึงสมดุลของสปริงที่เชื่อมต่อกับบล็อกและค่อยๆเพิ่มแรงจนบล็อกเริ่มสไลด์ ตรวจสอบว่าสปริงขนานกับพื้น อ่านค่าของสปริงเมื่อบล็อกเริ่มสไลด์เป็นตัววัดแรงเสียดทานสถิตย์ ในขณะที่การอ่านเมื่อบล็อกเคลื่อนที่เป็นตัววัดแรงเสียดทานแบบจลน์ ค่าสัมประสิทธิ์ของแรงเสียดทานมีค่าเท่ากับ

$$\mu = F_{\text{spring}} / F_{\text{normal}} = F_{\text{spring}} / (m_{\text{block}} \cdot g), \quad g = 9.81 \text{ m} / \text{s}^2 \quad (2.6)$$

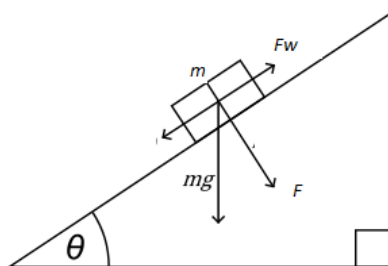


ภาพที่ 2. 14 การวัดแรงเสียดทานจากวิธีสปริง (homeschoolsciencegeek.wordpress.com 2015)

วิธีที่ 3 ระนาบเอียง

วางบล็อกไว้บนระนาบที่เอียงและเพิ่มมุมเอียงลงไปจนกว่าบล็อกจะเริ่มสไลด์ การสัมผัสกันของมุมเอียงที่พบ คือ "แรงเสียดทานมุม" มุมนี้สัมพันธ์กับค่าสัมประสิทธิ์ของแรงเสียดทาน

$$\mu = \tan \theta = F_f / F \quad (2.7)$$



ภาพที่ 2. 15 การวัดแรงเสียดทานจากวิธีระนาบเอียง

วิธีที่ 4 การหนีบ

ในการวัดค่าสัมประสิทธิ์ของแรงเสียดทานแบบสถิตภายใต้สภาวะของแรงกดสัมผัสสูงสุดของวัตถุที่ถูกยึดระหว่างสองพื้นผิว แรงที่จำเป็นในการวางวัตถุในการเคลื่อนที่ต้องลดลงครึ่งหนึ่งเพื่อให้ได้แรงเสียดทานเนื่องจากพื้นผิวสัมผัสทั้งสอง

วิธีที่ 5 ลูกตุ้ม

ลูกตุ้มเหมาะสำหรับวิเคราะห์แรงเสียดทานแบบสถิตและจลน์ภายใต้การเคลื่อนไหวยิ่งขึ้นและกันโดยการตรวจสอบแรงบิด ใช้เซ็นเซอร์แรงบิด การสูญเสียพลังงานของแรงเสียดทานแบบสถิตและแบบจลน์รวมกัน สามารถวิเคราะห์ได้โดยการพิจารณาการลดความกว้างของการเคลื่อนที่ในเวลา ใช้โพเทนชิโอมิเตอร์(Potentiometer) แบบหมุนหรือเซ็นเซอร์การหมุน เพื่อให้เห็นภาพการลดของแอมพลิจูด

วิธีที่ 6 Tribometers

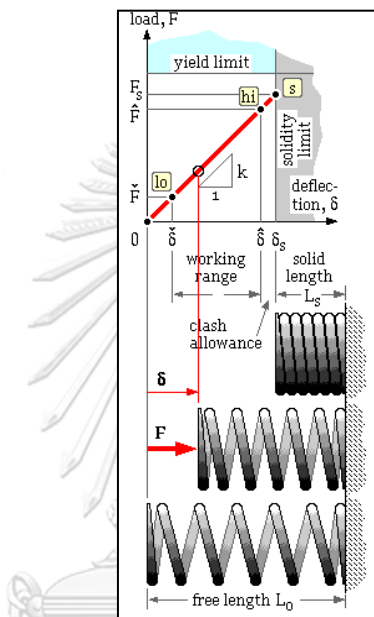
เป็นเครื่องมือที่ใช้ในการวัดคุณสมบัติของระหว่าง 2 พื้นผิว เช่น ค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทาน การสึกหรอ ความแข็งและการยึดเกาะ โดยการกดลูกกลิ้งบนพื้นผิวที่หมุนของวัสดุ

2.3.4 สปริง

สปริง คือ ขดสปริงเป็นขดลวดที่มีเส้นผ่าศูนย์กลางขนาดต่างๆ ขดเป็นวงรูปทรงกระบอก โดยทั่วไปหมายถึงการยืดหด ยุบ หรือขยายตัวของอุปกรณ์

2.3.4.1 ลักษณะเฉพาะของสปริง

ประสิทธิภาพการทำงานของสปริงเป็นลักษณะความสัมพันธ์ระหว่างโหลด (F) กับการยืดตัว (δ) ซึ่งผลของการยืดตัวของสปริงถูกคณับจากความยาวตามที่แสดงในภาพ 2.16



ภาพที่ 2.16 สปริงรับแรงดึง (Douglas Wright 2005)

ลักษณะเฉพาะของ $F-\delta$ เป็นเส้นตรงทำให้สปริงมีความยืดหยุ่นของวัสดุ ความลาดชันลักษณะนี้เรียกว่าความแข็งของสปริง $k = F / \delta$ และขึ้นอยู่กับรูปทรงเรขาคณิตและโมดูลัสของสปริง ความแข็งแรงแสดงขีดจำกัด โดยมักจะเกินขีดจำกัดของความแข็งดังที่แสดงไว้

ภาพที่ 2.16 แสดงให้เห็นถึงสปริงที่ทำงานระหว่างสถานะการปฏิบัติงานขั้นต่ำ (F_{lo} , δ_{lo}) และสถานะการปฏิบัติงานสูงสุด (F_{hi} , δ_{hi}) ถ้าจำนวนรอบทั้งหมดมีขนาดเล็ก โหลดอาจเป็นแบบคงที่ และจะใช้ความเมื่อยล้าเข้ามาพิจารณา ความยาวของสปริงควรน้อยกว่าความยาวอิสระเพื่อหลีกเลี่ยงความเป็นไปได้ในการสัมผัสระหว่างแผ่นสปริงและแผ่นโลหะกับการตกระแทกเนื่องจากการสัมผัสจะถูกสร้างขึ้นใหม่ ในการใช้งานที่ความถี่สูงอาจเป็นที่พอใจได้จากข้อจำกัดในการออกแบบ $F_{hi} / F_{lo} \leq 3$

เมื่อสปริงเข้าใกล้ความแข็งแรง ความแตกต่างขนาดเล็กระหว่างขดลวดจะนำไปสู่การขยายขดลวดที่จะทำให้ขดลวดสุดขดลวดขยับได้มากกว่าการสัมผัสกับขดลวดทุกขดทันที การสัมผัสใด ๆ จะส่งผลต่อการเสื่อมสภาพของผิวและผลกระทบต่อความแข็งเพิ่มขึ้น เพื่อหลีกเลี่ยงปัญหานี้ความยาว

ของสปริงควรวายเกินความยาวที่แน่นอนโดยค่าเผื่อการปะทะกันอย่างน้อย 10% ของการโก่งตัวสูงสุดของการทำงานนั้นคือ $\delta_s - \delta_{hi} \geq 0.1 \delta_{hi}$ แม้ว่าค่าเผื่อนี้อาจจะต้องเพิ่มขึ้น เมื่อมีความเร็วสูงและแรงเฉื่อยเข้ามาเกี่ยวข้อง (Spring 2005)



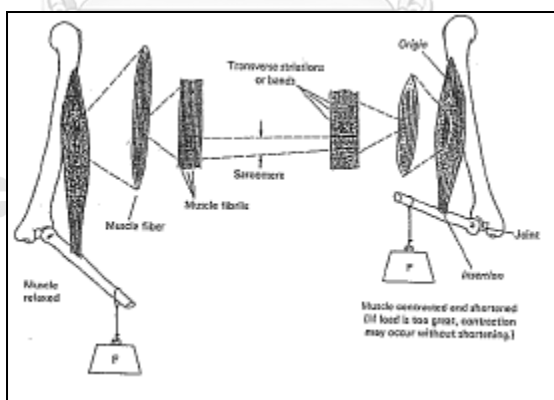
2.3.5 ระบบกล้ามเนื้อและการทำงาน

2.3.5.1 กล้ามเนื้อ (muscles)

กล้ามเนื้อเป็นอวัยวะส่วนหนึ่งของร่างกายที่สามารถออกแรงได้ ประกอบไปด้วย เนื้อเยื่อกล้ามเนื้อต่อเนื้อ (Connective tissue) และเนื้อเยื่อหลอดเลือด (Vascular tissue) เซลล์กล้ามเนื้อที่ออกแรงมีลักษณะเรียวยาวเรียกว่า ไยกล้ามเนื้อ (Muscle fiber) กล้ามเนื้อมี 3 ประเภท กล้ามเนื้อเรียบ (Smooth muscle) พบมากในอวัยวะภายในโดยเฉพาะในช่องท้องทางเดินอาหาร กล้ามเนื้อลาย (Striated muscles) อยู่ติดกับกระดูกมักจะเรียกว่า กล้ามเนื้อกระดูกโครงร่าง (Skeletal muscles) มีหน้าที่ทำให้ร่างกายเคลื่อนไหวได้ อาจเรียกว่าเป็น กล้ามเนื้ออาสาสมัคร (Voluntary muscles) เพราะการเคลื่อนไหวสั่งการได้ด้วยสมองและระบบประสาทส่วนกลาง กล้ามเนื้อหัวใจ (Heart muscles) เป็นกล้ามเนื้อประเภทที่สามทำงานอัตโนมัติให้หัวใจบีบสูบฉีดเลือดไปทั่วร่างกาย

กล้ามเนื้อกระดูกโครงร่างมีเนื้อเยื่อต่อเนื่องพันรอบใยกล้ามเนื้อเป็นพังผืดเหนียวไปทางตอนปลายของมัดกล้ามเนื้อกลายเป็นเอ็น (Tendon) เชื่อมมัดกล้ามเนื้อติดกับกระดูก กล้ามเนื้อส่วนใหญ่ของกระดูกแขนขาจะเรียวยาว มีรูปร่างคล้ายบุหรี่ปริศการ์ หรือเรือเหาะ ซึ่งเส้นใยจะซ้อนทับกันไปมาจนกระทั่งได้มัดกล้ามเนื้อเป็นก้อนใหญ่ตรงกลางและเรียวยาวทอดไปตอนท้ายทั้งสองข้าง

เมื่อมีการเคลื่อนไหวเกิดขึ้นในขณะที่กล้ามเนื้อหดตัว ตรงกลางของกล้ามเนื้อจะหนาขึ้นในขณะที่ปลายทั้งสองข้างเข้ามาใกล้กัน แต่ปลายข้างหนึ่งจะอยู่กับที่เรียกว่า จุดกำเนิด (Origin) ปลายที่จะเคลื่อนที่ได้เรียกว่า จุดติง (Insertion) ของกล้ามเนื้อ ดังภาพที่ 2.17



ภาพที่ 2. 17 กล้ามเนื้อหดตัว (ด้านขวา) และคลายตัว (ด้านซ้าย) (กิตติ อินทรานนท์ 2553)

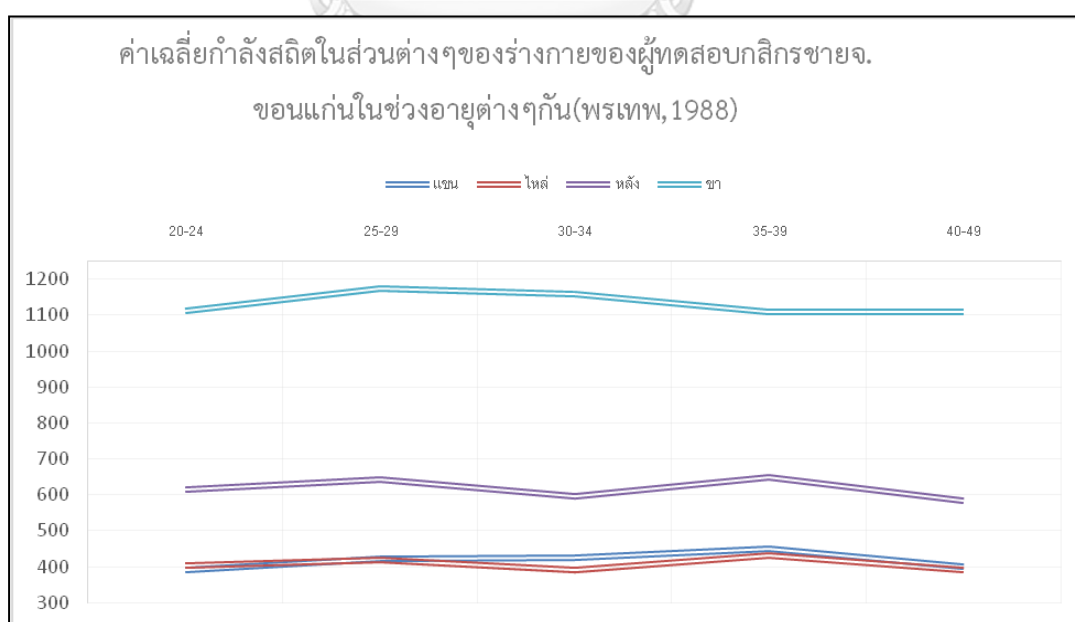
กล้ามเนื้อที่ทำให้มีการเคลื่อนไหวในทิศทางตรงกันข้าม เรียกว่าเป็น ตัวปฏิปักษ์ (Antagonists) กล้ามเนื้อที่ทำงานร่วมกันไปในทิศทางเดียวกันเรียกว่า ตัวช่วย (Synergists) กล้ามเนื้อสองชุดที่ใช้ออกข้อศอกเป็น Synergistic ซึ่งกันและกัน แต่ทั้งสองจะเป็น Antagonists ในการเหยียดแขนออก

2.3.5.2 กำลั้กกล้ามเนื้อ

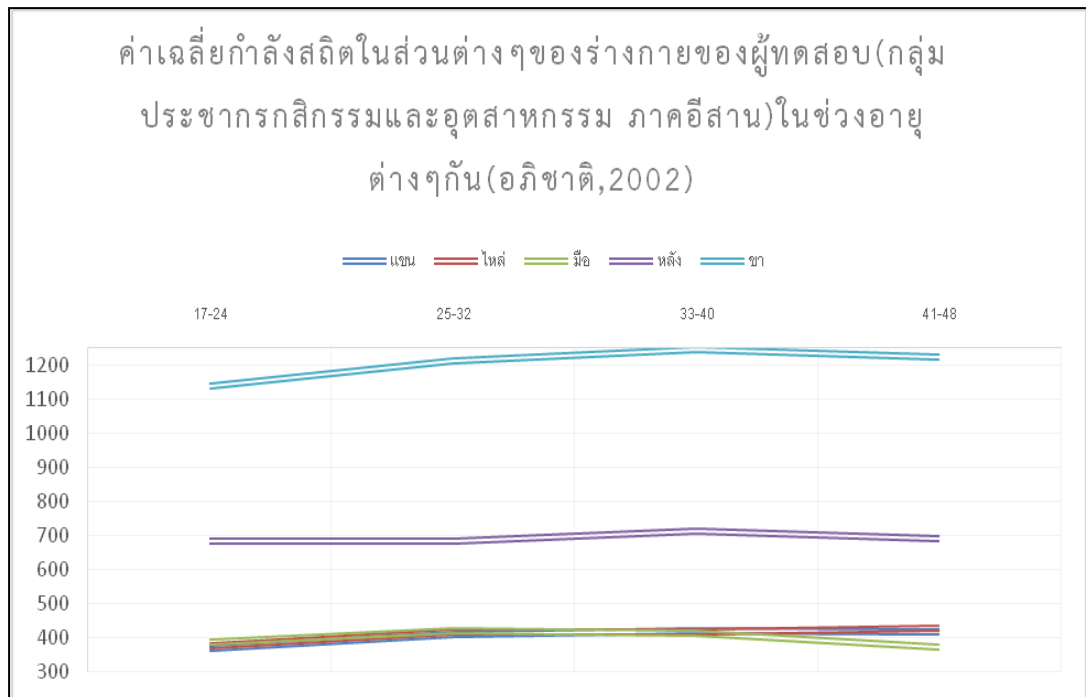
การทำงานโดยใช้แรงมากเกินไปเกินกว่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อส่วนที่ทำงานนั้น ทำให้เกิดอันตรายได้ การประเมินค่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อส่วนต่างๆ จะทำให้ทราบถึงขีดความสามารถในการทำงานโดยใช้แรงที่ไม่ก่อให้เกิดอันตราย ใช้ออกแบบสร้างเครื่องมือและเครื่องจักรให้เหมาะสม และสามารถใช้ออกแบบการทำงาน เพื่อลดการใช้แรงมากเกินไปเกินความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ (Chaffin และ Park, 1973)

สิ่งหนึ่งที่แสดงถึงความสามารถในการทำงานโดยใช้แรงของคน คือ กำลั้กสถิตของกล้ามเนื้อ (Static muscle strength) ซึ่งเป็นความสามารถของกล้ามเนื้อในการสร้างแรงหรือกำลั้กบิด (Torque) สูงสุด ในช่วงเวลาสั้นๆ โดยร่างกายไม่เคลื่อนที่ ถ้าขณะที่กล้ามเนื้อออกแรงทำให้ส่วนของร่างกายมีการเคลื่อนไหว แรงที่วัดได้นี้ กำหนดให้เป็นกำลั้กพลวัตของกล้ามเนื้อ (Dynamic muscle strength) (Chaffin อ้างโดยกิตติ, 1988)

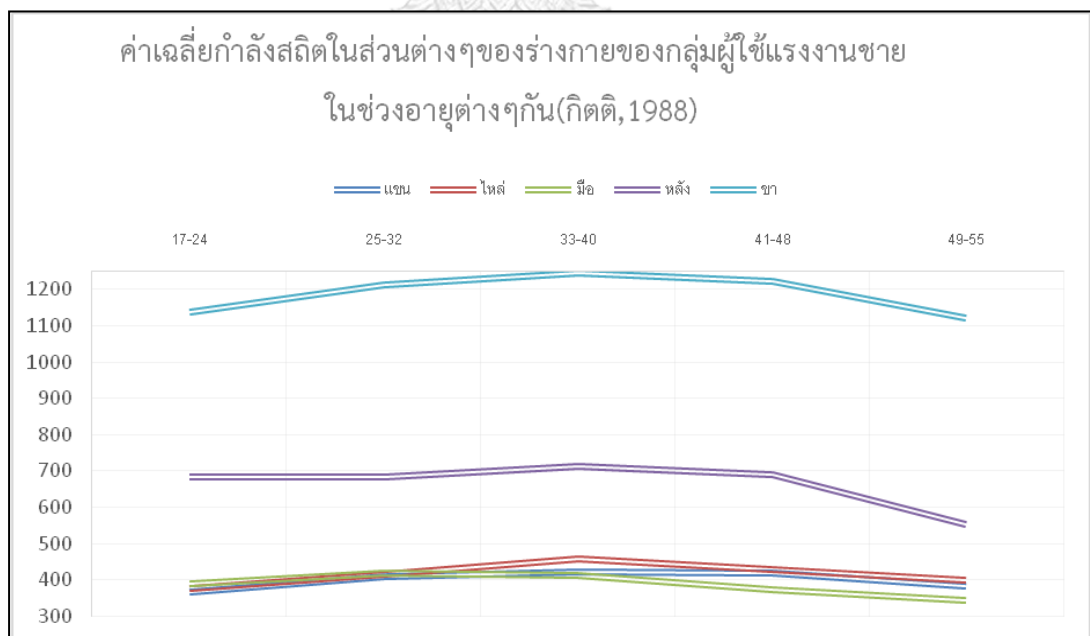
งานวิจัยของ (Rodahl 1961),(Amussen 1962) ,(กิตติ อินทรานนท์และคณะ 2531),(พรเทพ ขอขจายเกียรติ 2531) ,(อภิชาติ แผ้วพาลชน 2545) ศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างกำลั้กสถิตของกล้ามเนื้อส่วนต่างๆกับอายุ พบว่าในช่วงอายุ 17-35 ปี กำลั้กสถิตของกล้ามเนื้อส่วนต่างๆจะเพิ่มขึ้น และจะเริ่มลดลงในช่วงอายุ 35 ปีขึ้นไป และลดลงอย่างรวดเร็ว เมื่ออายุ 50 ปีขึ้นไป โดยเพศหญิงจะมีกำลั้กสถิตของกล้ามเนื้อส่วนต่างๆประมาณ 65% ของเพศชาย ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ(ณัฐชา เมฆเจริญ 2554)และ(พรศิริ จงกล 2556)



ภาพที่ 2. 18 ค่าเฉลี่ยกำลั้กสถิตในส่วนต่างๆของร่างกายของผู้ทดสอบบกลีกรชาย จ.ขอนแก่น
(พรเทพ ขอขจายเกียรติ 2531)



ภาพที่ 2. 19 ค่าเฉลี่ยกำลังสถิติในส่วนต่างๆของร่างกายของผู้ทดสอบกลุ่มประชากรกรสิกรรมและอุตสาหกรรม ภาคอีสาน (อภิชาติ แ้วพาลชน 2545)



ภาพที่ 2. 20 ค่าเฉลี่ยกำลังสถิติในส่วนต่างๆของร่างกายของผู้ทดสอบกลุ่มผู้ใช้แรงงานชายในภาคเกษตรกรรมและอุตสาหกรรม ภาคอีสาน (กิตติ อินทรานนท์ 2531)

	วัยรุ่น อายุ 18 ปี		ผู้สูงอายุ อายุ 60 ปี	
	ชาย	หญิง	ชาย	หญิง
Min(N)	99.65	70.8	43.05	36.35
Max(N)	170.8	129.1	110.65	85.65
Mean(N)	139.9	100.8	76.85	61

ตารางที่ 2. 2 ค่าเฉลี่ยกำลังสถิติของกล้ามเนื้อแขนข้างเดียวของวัยรุ่นอายุ 18 ปีและผู้สูงอายุ อายุ 60 ปีขึ้นไป (ณัฐชา เมฆเจริญ 2554) และ(พรศิริ จงกล 2556)



2.3.5.3 มวลกล้ามเนื้อ

มวลกล้ามเนื้อ คือ น้ำหนักรวมของกล้ามเนื้อในร่างกาย แต่ไม่ใช้น้ำหนักตัว เมื่ออายุมากขึ้น การสูญเสียกล้ามเนื้อทำให้คนเราเคลื่อนไหวได้น้อยลง นอกจากนี้พบว่าหากกล้ามเนื้อมีน้อยกว่าที่ควรจะเป็น ร่างกายจะให้ความสำคัญกับการสร้างกล้ามเนื้อก่อนการซ่อมแซมบาดแผล หากมวลกล้ามเนื้อลดลงมากกว่า 20% ร่างกายจะเริ่มไม่ซ่อมแซมบาดแผล แต่จะไปสร้างกล้ามเนื้อแทน



ภาพที่ 2. 21 มวลกล้ามเนื้อที่ลดลงตามอายุ (Science 2017)

(Baumgartner RN 1999), (Ian Janssen 2000) และ (KentaroNarumi 2017) ศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างความแข็งแรงของกล้ามเนื้อและอายุ พบว่าเมื่ออายุมากขึ้น ทั้งในเพศชายและเพศหญิง มีมวลกล้ามเนื้อลดลงเรื่อยๆ โดยเพศชายจะมีอัตราการลดลงของกล้ามเนื้อมากกว่าเพศหญิง โดยวิธีการที่แตกต่างกันดังนี้

-ข้อมูลองค์ประกอบของร่างกายที่วัดโดยรังสีX, ปริมาณอาหารที่ทานใน 3 วัน, การออกกำลังกาย, ข้อมูลจากการตรวจร่างกายประจำปีและการเติบโตของอินซูลิน (IGF1) จากการตรวจด้วยคลื่นวิทยุจากตัวอย่างเลือดที่ผ่านการอดอาหาร

-เทคนิคการถ่ายภาพด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าทั้งร่างกาย

-เครื่อง Triceps skinfold (TSF) ในการหาค่า arm muscle circumference (AMC) และ corrected arm muscle area (CAMA)

-เครื่อง Locomo Scan ในการวัดกล้ามเนื้อ Quadriceps บริเวณหัวเข่า

2.3.6 แรงบิด (Torque)

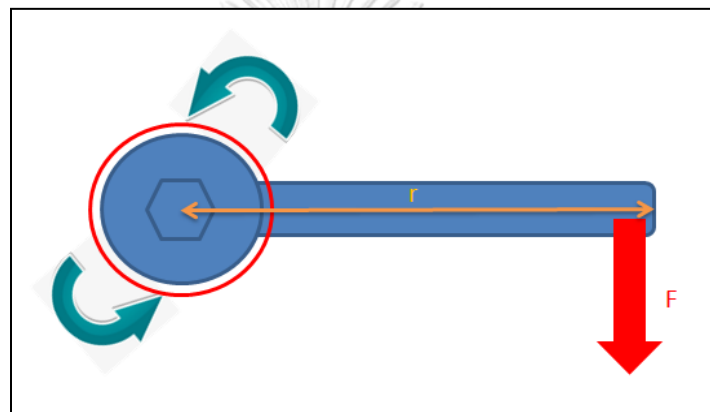
แรงบิดหรือทอร์ก (τ) คือ แรงที่ทำให้วัตถุหมุนในแนวแกน หรือคือโมเมนต์ของวัตถุที่เคลื่อนที่แบบหมุน มีหน่วย Nm เกิดจากผลคูณเชิงเวกเตอร์ของเวกเตอร์ตำแหน่ง r กับแรง F

$$\tau = r \times F \quad (2.8)$$

τ = คือ ทอร์ก หน่วยเป็น นิวตันเมตร

r = คือ รัศมีการหมุนของวัตถุ หน่วยเป็นเมตร

F = คือ แรงที่กระทำต่อวัตถุในทิศตั้งฉากกับรัศมีการหมุน หน่วยเป็นนิวตัน

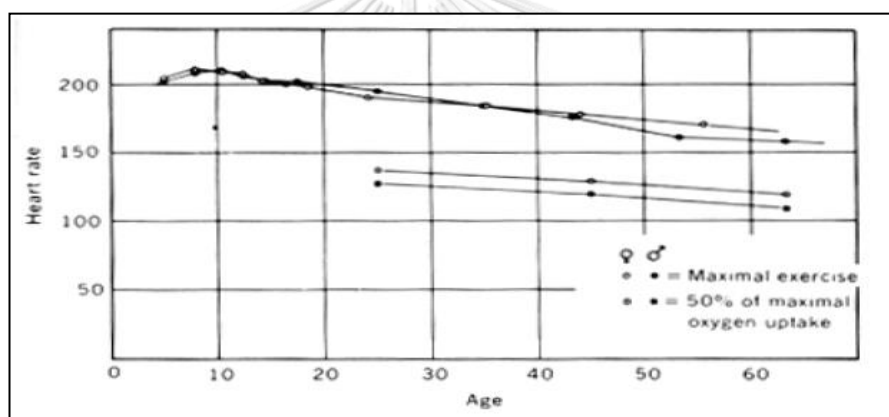


ภาพที่ 2. 22 การทำงานของแรงบิด

2.4 การประเมินผลจากการสร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

2.4.1 อัตราการเต้นของหัวใจ

ชีพจร (Pulse หรือ Pulse rate หรือ Heart rate หรือ Heart beat) คือการนับอัตราการเต้นของหัวใจโดยนับผ่านการเต้นของหลอดเลือดแดงในระยะเวลา 1 นาที การประเมินชีพจรแบบใช้เครื่องมือ เช่น หูฟัง, อุปกรณ์วัดอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate monitor) หรือเครื่องวัดคลื่นหัวใจไฟฟ้า (Electrocardiogram) ชีพจรปกติของผู้ใหญ่ปกติขณะพัก คือ ประมาณ 60-100 ครั้งต่อนาที โดยอัตราการเต้นของหัวใจปกติในเพศชายอยู่ที่ 70 ครั้งต่อนาที และในเพศหญิงจะสูงกว่าเล็กน้อย อยู่ที่ 75 ครั้งต่อนาที ทั้งนี้ ชีพจรของแต่ละคนจะไม่เท่ากัน และในคนๆเดียวกันจับชีพจรในช่วงเวลาที่แตกต่างกันก็จะไม่เท่ากัน ทั้งนี้ขึ้นกับหลายปัจจัย เช่น อายุ (เด็กชีพจรเร็วกว่าผู้ใหญ่) ขณะพักชีพจรเต้นช้ากว่าหลังการเคลื่อนไหว อารมณ์ (เศร้าหมอง ชีพจรเต้นช้ากว่า) นักกีฬา ชีพจรเต้นช้ากว่า



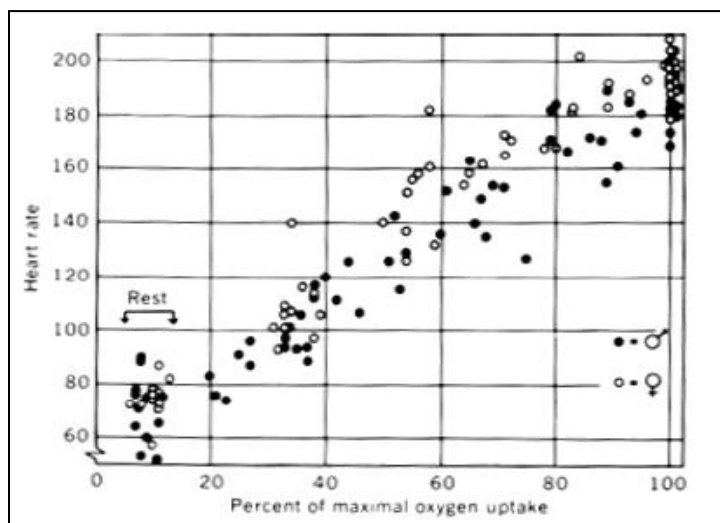
ภาพที่ 2. 23 ความสัมพันธ์ระหว่างการใช้ออกซิเจนและอายุ (Astrand Per-Olof 1977)

จากภาพที่ 2.23 เมื่ออายุเพิ่มมากขึ้น อัตราการเต้นของหัวใจมีแนวโน้มที่ลดลง อายุ 10 ปี อัตราการเต้นของหัวใจสูงสุดอยู่ที่มากกว่า 200 ครั้งต่อนาที ในขณะที่เมื่ออายุ 60 ปี อัตราการเต้นของหัวใจสูงสุดอยู่ที่ 160-170 ครั้งต่อนาที ทั้งนี้ในผู้สูงอายุอาจเกิดจากหลายสาเหตุ เช่น

-ความเสื่อมของกล้ามเนื้อหัวใจตามอายุที่เพิ่มมากขึ้น

-มีสารบางอย่างขัดขวางการส่งคลื่นกระแสไฟฟ้าที่ไปกระตุ้นหัวใจ ทำให้อัตราการบีบตัวของหัวใจผิดปกติไป

-ระดับเกลือแร่ในเลือดผิดปกติ



ภาพที่ 2. 24 การใช้ออกซิเจนและอัตราการเต้นของหัวใจ (Astrand Per-Olof 1977)

จากภาพที่ 2.24 พบว่าขณะที่ร่างกายอยู่นิ่งๆ (Rest) อัตราการเต้นของหัวใจอยู่ที่ประมาณ 60 ครั้งต่อนาทีและเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ หากร่างกายมีการใช้ออกซิเจนมากขึ้น ถ้าใช้ถึงร้อยละ 100 อัตราการเต้นของหัวใจจะอยู่ตั้งแต่ 170-220 ครั้งต่อนาที

อัตราการเต้นของหัวใจ สามารถแบ่งออกได้ตามช่วงเวลาที่วัดได้ดังนี้

1. Resting heart rate คืออัตราการเต้นของหัวใจขณะพัก โดยอัตราการเต้นขณะพักของผู้ชายควรอยู่ประมาณ 60-80 ครั้งต่อนาที ขณะที่ผู้หญิงอยู่ที่ 70-90 ครั้งต่อนาที
2. Steady heart rate คือ อัตราการเต้นหัวใจคงที่ ในแต่ละระดับภาระงาน มีค่าไม่แตกต่างกันภายในระดับภาระงานนั้น จึงนำเอาค่าอัตราการเต้นของหัวใจของระดับภาระงานเดียวกันมาเฉลี่ยเป็น 1 ค่า

3. Maximum heart rate คือ อัตราการเต้นสูงสุดที่ร่างกายยอมรับได้ ซึ่งสามารถคำนวณได้หลายวิธี

$$\text{อัตราการเต้นของหัวใจสูงสุด} = 220 - \text{อายุ} \quad (2.9)$$

$$\text{อัตราการเต้นของหัวใจสูงสุด} = 190 - (0.62) * (\text{อายุ} - 25) \quad (2.10)$$

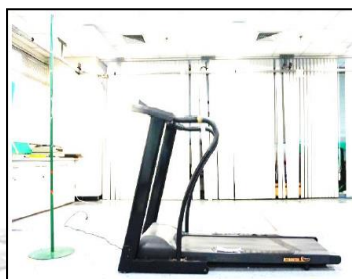
4. Training Heart Rate คือ อัตราการเต้นของหัวใจขณะออกกำลังกาย ซึ่ง American College of Sports Medicine (ACSM) แนะนำว่าระดับต่ำสุดของ THR ควรจะอยู่ที่ 60% ของ MHR

2.4.2 วิธีการประเมินอัตราการเต้นของหัวใจ

ในการประเมินอัตราการเต้นของหัวใจสามารถประเมินได้ตามการทดสอบความสามารถทางแอโรบิก ด้วยการออกกำลังกายแบบใช้ความสามารถสูงสุด (Maximal test)

2.4.2.1 การทดสอบด้วยลู่วิ่ง (Treadmill Test)

เป็นอุปกรณ์ที่ใช้ไฟฟ้า สามารถปรับตั้งโปรแกรมการทดสอบได้หลากหลาย โดยปรับตั้งทั้งความเร็วและความชันของสายพานวิ่ง



ภาพที่ 2. 25 เครื่องออกกำลังกายแบบลู่วิ่ง

ข้อดี คือ ใช้ทักษะในการเดินหรือวิ่ง ซึ่งทุกคนคุ้นเคย ประมาณกำลังที่มากที่สุดของการทดสอบแบบแอโรบิกได้

ข้อเสีย คือ ควบคุมอัตราการทำงานยาก เพราะแต่ละคนที่ทดสอบน้ำหนักตัวไม่เท่ากัน พลังงานที่ใช้เลยไม่เท่ากัน ปัญหาด้านความปลอดภัยถ้าผู้ทดสอบหกล้ม ตัวลู่วิ่งมีราคาแพง

2.4.2.2 การทดสอบด้วย Ergometer

เป็นอุปกรณ์ที่นิยมใช้ในห้องปฏิบัติการ สามารถปรับระดับการทดสอบได้



ภาพที่ 2. 26 Ergometer

ข้อดี คือ สามารถปรับระดับการทดสอบโดยการปรับกระแสไฟฟ้าเข้าไปตามระดับที่ร่างกายต้องการทดสอบ ควบคุมภาระงานให้คงที่ ทดสอบได้ในราคาถูกและปลอดภัย

ข้อเสีย คือ พลังงานแอโรบิกสูงสุดที่วัดได้จะต่ำกว่าการทดสอบด้วยลู่วิ่ง ผู้ทดสอบจะรู้สึกอึดอัด และไม่สบายตัวโดยเฉพาะบริเวณที่นั้งและเข่า

ในงานวิจัยเลือกใช้ Ergometer ในการทดสอบ เนื่องจากสามารถควบคุมภาระงานได้ดีกว่า การทดสอบแบบอื่น และทดสอบเฉพาะในช่วงล่าง วิธีการประเมินอัตราการเต้นของหัวใจจะใช้ หลักการเดียวกับวิธีประเมินค่าความสามารถในการใช้ออกซิเจนสูงสุดแบ่งเป็น 2 วิธี

1.วิธีโดยตรง เป็นการทดสอบจากการใช้ความพยายามสูงสุดหรือการรับภาระสูงสุด โดย ดำเนินการได้ 2 แบบ

-การดำเนินงานแบบไม่ต่อเนื่อง (Discontinuous Procedure) จะให้ผู้เข้าร่วมทดลองทำงาน ที่ระดับความหนักของงานหนึ่งๆเป็นเวลาอย่างน้อย 5 นาที วัดค่าและพักจากนั้นให้ผู้เข้าร่วมทดลอง ทำงานที่ระดับความหนักของงานที่สูงขึ้นเป็นเวลาอย่างน้อยอีก 5 นาที แล้ววัดค่า

-การดำเนินงานแบบต่อเนื่อง (Continuous or Progressive Procedure) จะเพิ่มระดับ ความหนักของงานแบบต่อเนื่องตลอดระยะเวลา

2.วิธีโดยอ้อม จะใช้หลักการ 2 อย่าง คือ

-ความสัมพันธ์เชิงเส้นตรงระหว่างการเต้นของหัวใจและปริมาณการใช้ออกซิเจน ที่สภาวะคง ตัวแต่ละระดับความหนักของงาน

-อัตราการเต้นของหัวใจสูงสุด ขึ้นอยู่กับอายุ (ตรีฉัตร จำปาวัลย์ 2538)

ในงานวิจัยนี้เลือกใช้วิธีการประเมินอัตราการเต้นหัวใจดำเนินงานแบบต่อเนื่อง (Continuous or Progressive Procedure) โดยเพิ่มระดับความหนักของงานแบบต่อเนื่องตลอด ระยะเวลา ลระยะเวลาพักในการทดสอบ

2.4.3 วิธีการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

การวัดอัตราการเต้นของหัวใจสามารถวัดได้หลายวิธี

1. วัดชีพจรจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือ Electrocardiography ECG หรือ EKG ที่อาศัยการจับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แล้วแปลงกลับให้เป็นอัตราการเต้นของหัวใจ

2. วัดจากการเคลื่อนที่ของเลือด โดยใช้อุปกรณ์ตรวจวัดติดไว้ที่ปลายนิ้ว หรือตึงหู คอยตรวจจับการเคลื่อนไหวของเลือดภายในร่างกายวิเคราะห์ออกมาเป็นอัตราความถี่ของการเต้นของหัวใจ

ประเภทของเครื่องวัด

1. นาฬิกาอัตราการเต้นของหัวใจ เป็นอุปกรณ์สำหรับวัดอัตราการเต้นของหัวใจที่ออกแบบมาในลักษณะของนาฬิกา เพื่อให้สามารถใช้งานได้อย่างสะดวกติดตัวผู้ใช้งานไปได้ในทุกๆ ที่



ภาพที่ 2. 27 นาฬิกาอัตราการเต้นของหัวใจ (Techonmag.com 2015)

2. นาฬิกาอัตราการเต้นของหัวใจใช้สายคาดหน้าอก มีตัวเซ็นเซอร์วัดอัตราการเต้นของหัวใจโดยเฉพาะจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ติดอยู่ที่สายคาดหน้าอก ผู้ใช้จะต้องคาดตัวสายรัดนี้ไว้ตลอดเวลาที่ใช้งานเพื่อคอยวัดค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจแปลงเป็นอัตราการเต้นของหัวใจ ส่งไปแสดงผลที่ตัวนาฬิกาที่ข้อมือ เพื่อความสะดวกในการดูระดับการเต้นและสูบฉีดเลือดของหัวใจ



ภาพที่ 2. 28 นาฬิกาอัตราการเต้นของหัวใจใช้สายคาดหน้าอก (Techonmag.com 2015)

3. นาฬิกาวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบรัดข้อมือ ใช้การวัดจากชีพจรบริเวณข้อมือ แทนตรงหน้าอกเพื่อความสะดวกในการทำงาน



ภาพที่ 2. 29 นาฬิกาวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบรัดข้อมือ (Garmin.com 2018)

4. เซ็นเซอร์วัดอัตราการเต้นของหัวใจ อุปกรณ์จะมีตัวเซ็นเซอร์ซึ่งมีหลายแบบ แบบสายรัดหน้าอกหรือรัดตามจุดต่างๆ ของร่างกาย เพียงอย่างเดียว ไม่มีหน้าจอแสดงผล ตัวเครื่องจะส่งข้อมูลออกไปยังสมาร์ทโฟน ผ่านแอปพลิเคชัน สามารถตรวจชีพจร วัดผลการทำงานต่างๆ ได้อย่างละเอียดมากกว่า



ภาพที่ 2. 30 เซ็นเซอร์วัดอัตราการเต้นของหัวใจ

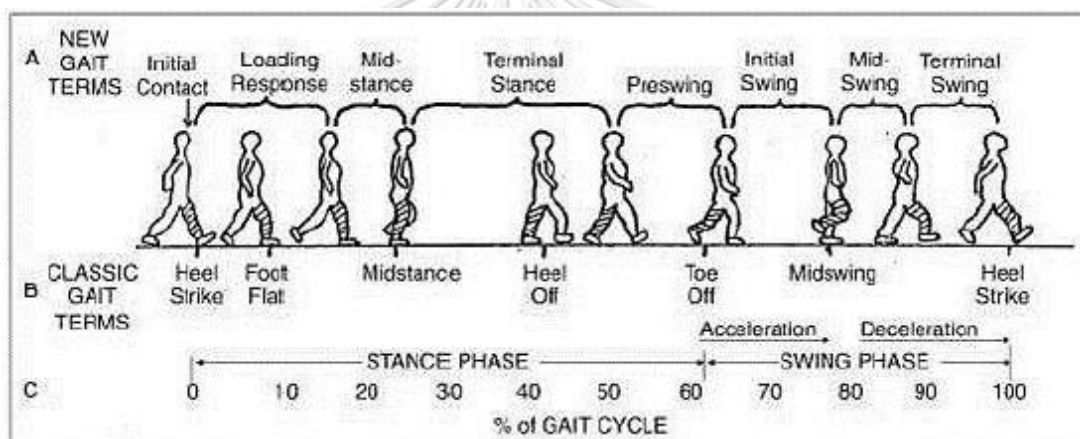
ในงานวิจัยนี้เลือกใช้เซ็นเซอร์วัดอัตราการเต้นของหัวใจในการทดสอบ เนื่องจากสามารถนำข้อมูลที่ได้จากสมาร์ทโฟน ไปใช้ได้อย่างสะดวก

2.4.4 การเคลื่อนไหวร่างกายของมนุษย์

เมื่อสมองรับรู้ข้อมูลของสิ่งต่างๆรอบตัว ร่างกายจะตอบสนองเกิดจากการทำงานประสานกันของระบบอวัยวะต่างๆ ได้แก่ ระบบประสาท ระบบโครงร่าง และระบบกล้ามเนื้อ การทำงานประสานกันของทั้งสามระบบทำให้เกิดการเคลื่อนไหวได้ โดยประสาทควบคุมกล้ามเนื้อส่วนต่างๆของร่างกายให้เกิดการเกร็งหรือหดตัวทำให้เอ็นกระดูก ข้อต่อ และกระดูกโครงร่างเคลื่อนที่ไปด้วย ร่างกายจึงเกิดการเคลื่อนไหวตอบสนองต่อสิ่งแวดล้อมอย่างถูกต้อง หรือเคลื่อนที่ไปได้อย่างปลอดภัย

การวิเคราะห์การเดิน (Gait Analysis)

การวิเคราะห์การเดิน เป็นการศึกษาการเคลื่อนไหวของสิ่งมีชีวิต โดยเฉพาะการเคลื่อนไหวของมนุษย์ในชีวิตประจำวัน ได้แก่ การเดิน และการวิ่ง นิยามของการเดินและการวิ่งมีความคล้ายคลึงกันมาก คือ เป็นการเคลื่อนที่โดยใช้ขาทั้งสองข้างก้าวสลับกันไปมา โดยเท้าข้างใดข้างหนึ่งจะต้องสัมผัสกับพื้นตลอดเวลาที่มีการเคลื่อนไหว หากเท้าทั้งสองลอยขึ้นจากพื้นจะไม่นับว่าเป็นการเดิน



ภาพที่ 2. 31 วงจรการเดินของมนุษย์ (Koster 2015)

จากภาพที่ 2.31 วงจรการเดินจะครอบคลุมระยะต่างๆ คือ

1. Stance Phase คือ ระยะที่ขาข้างที่สนใจยังคงวางอยู่บนพื้น ใช้เวลา 60% ของวงจรการเดิน
2. Swing Phase คือ ระยะที่ขาข้างที่สนใจลอยขึ้นจากพื้น ใช้เวลา 40% ของวงจรการเดิน

ตัวแปรที่ศึกษาในการวิเคราะห์การเดินมีหลายตัวแปร ได้แก่ ระยะก้าว ทั้งระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step length) และ คือ ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในวงจรการเดินถัดไป (Stride length) เพื่อพิจารณาระยะทางของเท้าแต่ละข้างว่ามีความสมมาตรกันหรือไม่ รวมถึงจำนวนก้าวต่อ 1 นาที (Cadence), ความเร็ว (Speed), มุมของแกนเท้า (Foot angle), มุมของเข่า (Knee angle), ความเร็วเชิงมุม (Angular Velocity (ω)) ตัวแปรต่างๆ

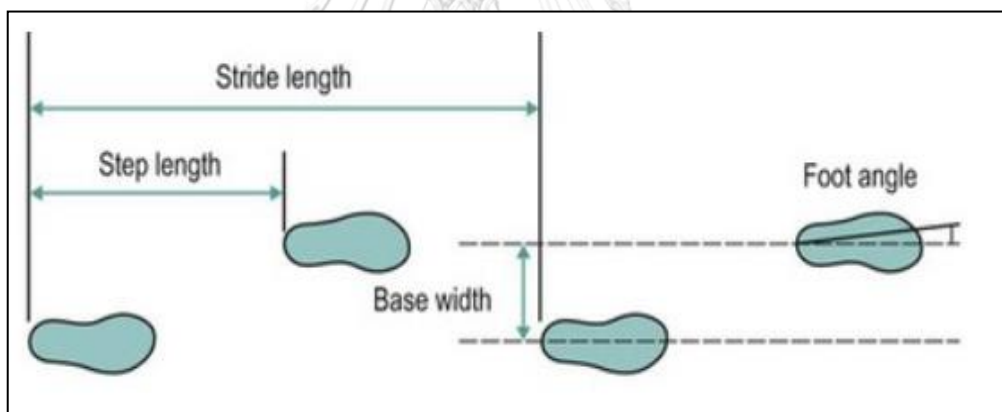
ไม่สามารถกำหนดได้แน่นอน เนื่องจากมีปัจจัยต่างๆที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลง เช่น ลักษณะของทางเดิน อายุ น้ำหนัก ส่วนสูง รูปร่าง เป็นต้น ลักษณะการเดินแบ่งตามช่วงความเร็วได้ดังนี้ (BumgardnerW 2014)

1.เดินปกติ เดินปกติทั่วไปในชีวิตประจำวัน ความเร็วอยู่ที่ 3.2 – 5 กิโลเมตรต่อชั่วโมง (0.89-1.39 เมตรต่อวินาที)

2.เดินเร็วปานกลาง เป็นการเดินด้วยความเร็วสูงขึ้นมาอีกระดับหนึ่ง ความเร็วประมาณ 6.5 กิโลเมตรต่อชั่วโมง (1.81 เมตรต่อวินาที)

3.เดินเร็ว มักจะเป็นการเดินเพื่อการแข่งขัน ความเร็วอยู่ที่ 8-10 กิโลเมตรต่อชั่วโมง (2.22-2.78 เมตรต่อวินาที)

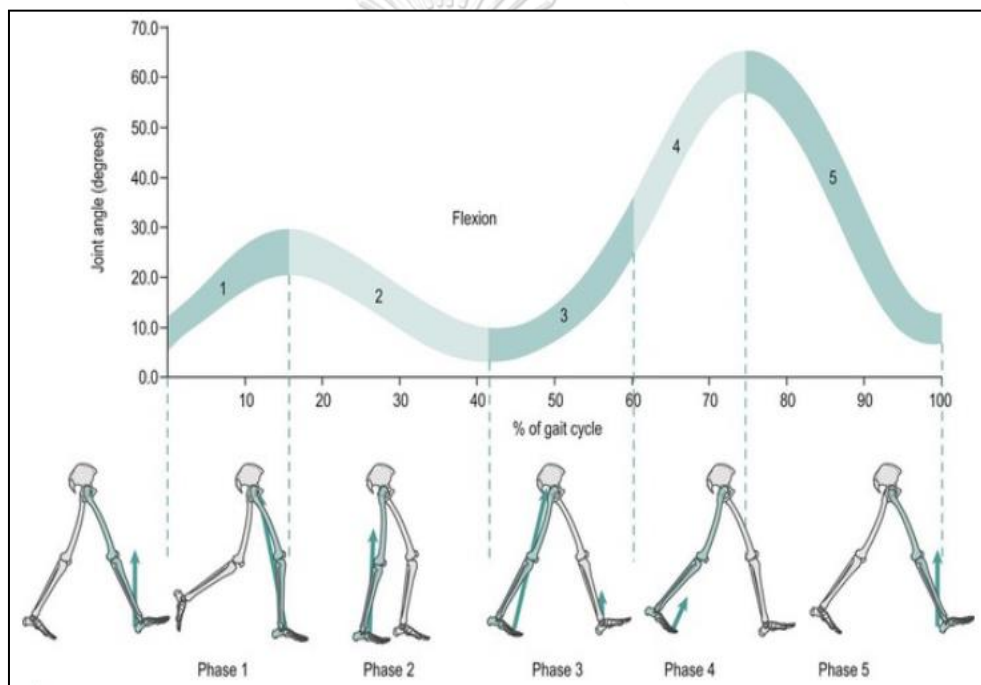
(Samson 2001) ศึกษามนุษย์ที่อายุมากขึ้นเดินด้วยความเร็วที่ลดลง ระยะก้าวที่สั้นกว่าเมื่อเทียบกับมนุษย์ที่อายุน้อยกว่า ในทุกช่วงอายุความเร็วเฉลี่ยในการเดินปกติของเพศชายสูงกว่าเพศหญิง ส่วนสูงมีผลต่อระยะก้าว จึงทำให้มีผลต่อความเร็วการเดินของทั้งเพศชายและเพศหญิง ส่วนน้ำหนักมีผลต่อความเร็วการเดินในเพศหญิงเท่านั้น



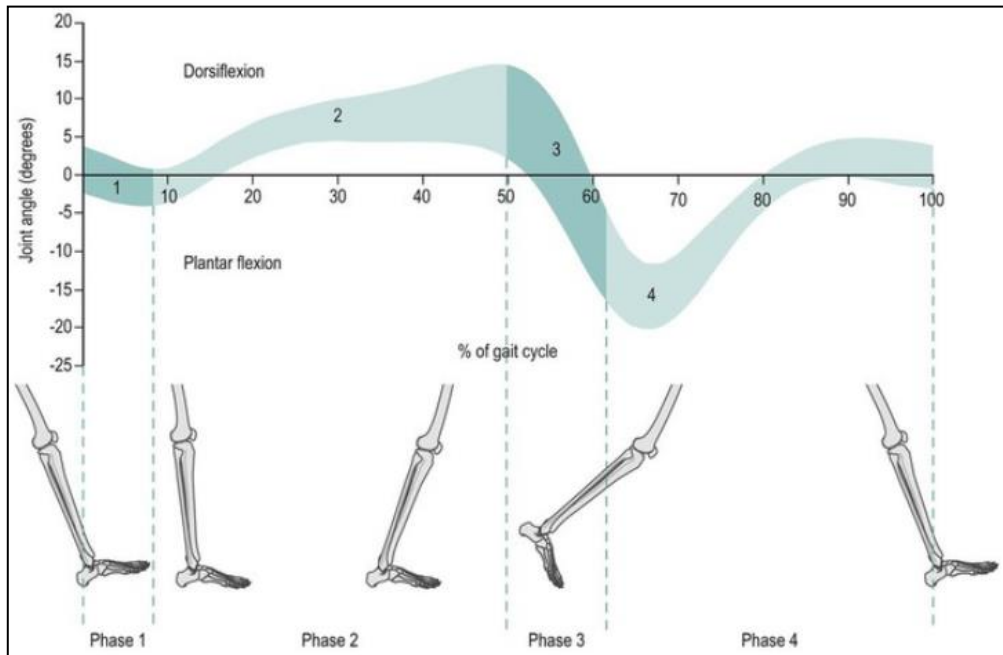
ภาพที่ 2. 32 พารามิเตอร์เชิงพื้นที่และเวลาของการเดิน (Jim Richards 2017)

AGE (years)	CADENCE(step/min)	STRIDE LENGTH(cm.)	STEP LENGTH (cm.)	SPEED(m/s)
13-14	100-149	106-164	53-82	0.95-1.67
15-17	96-142	115-175	58-88	1.03-1.75
18-49	91-135	125-185	63-93	1.10-1.82
50-64	82-126	122-182	61-91	0.96-1.68
65-80	81-125	111-171	56-86	0.81-1.61

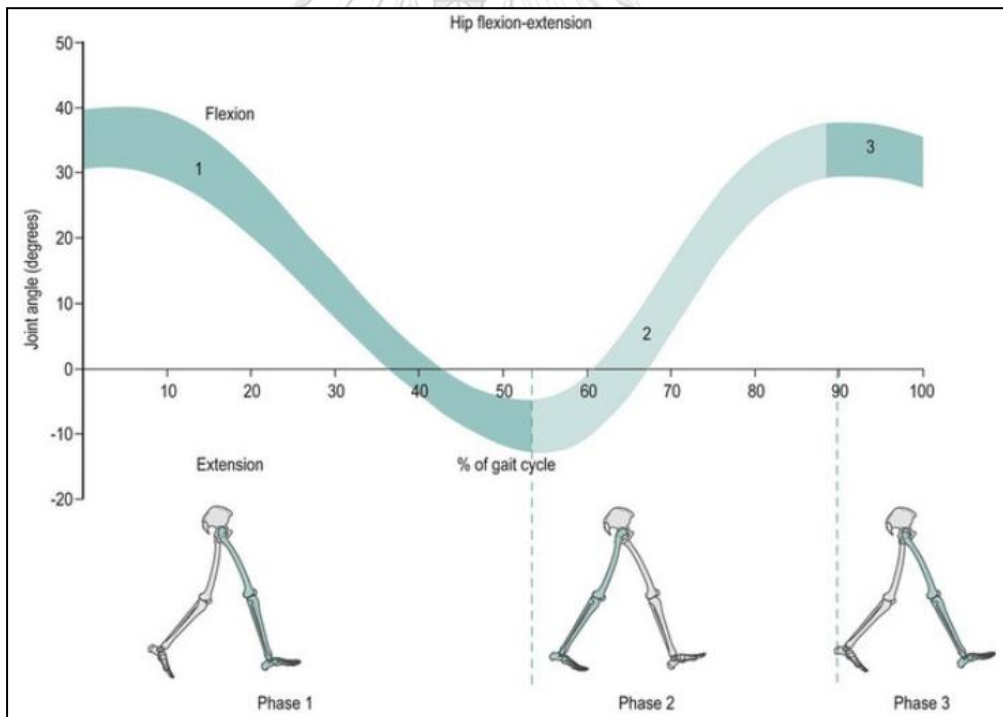
ตารางที่ 2. 3 พารามิเตอร์การเดินแบบทั่วไปในการเดินเพศชายที่มีอายุต่างกัน (Jim Richards 2016)



ภาพที่ 2. 33 การเคลื่อนไหวของเข่าในวงจรการเดิน (Jim Richards 2017)



ภาพที่ 2. 34 การเคลื่อนไหวของข้อเท้าในวงจรการเดิน (Jim Richards 2017)



ภาพที่ 2. 35 การเคลื่อนไหวของสะโพกในวงจรการเดิน (Jim Richards 2017)

2.4.5 ระบบบันทึกการเคลื่อนไหว

ระบบบันทึกการเคลื่อนไหว (Motion Capture, Mocap) เป็นเทคนิคที่ใช้ในการบันทึกการเคลื่อนไหวของมนุษย์หรือวัตถุต่างๆ เปลี่ยนการเคลื่อนไหวให้กลายเป็นการเคลื่อนไหวแบบดิจิทัล โดยใช้เซนเซอร์ (Sensor) ที่ติดกับร่างกายของผู้ถูกบันทึกข้อมูล นำข้อมูลที่ได้จากการบันทึกไปใช้ประโยชน์ โดยส่วนใหญ่จะใช้ในอุตสาหกรรมบันเทิง เช่น ภาพยนตร์ เกม โดยอ่านค่าและแปรการเคลื่อนไหวของผู้ถูกบันทึกผ่านเซนเซอร์เข้าสู่คอมพิวเตอร์ ซึ่งการเคลื่อนไหวของตัวละครจะมีความสมจริงมากขึ้น นอกจากนี้ยังใช้ประโยชน์ในทางแพทย์ เช่น วิเคราะห์โครงสร้าง ความผิดปกติในการเคลื่อนไหวของสิ่งมีชีวิต เป็นต้น

ประเภทของระบบบันทึกการเคลื่อนไหว แบ่งออกเป็น 3 ประเภทหลัก

2.4.5.1 เชิงกล (Mechanical)

ระบบนี้ใช้ได้เฉพาะมนุษย์เท่านั้น โดยจะต้องสวมชุดที่มีลักษณะตามโครงสร้างของร่างกาย มีตัวต้านทานที่ปรับค่าได้ที่ข้อต่อสำคัญของร่างกาย ทำให้ทราบมุมการหมุนในขณะเคลื่อนไหว ท่าทางในการเคลื่อนไหวจะซับซ้อนได้น้อย เนื่องจากข้อจำกัดทางการเคลื่อนไหว

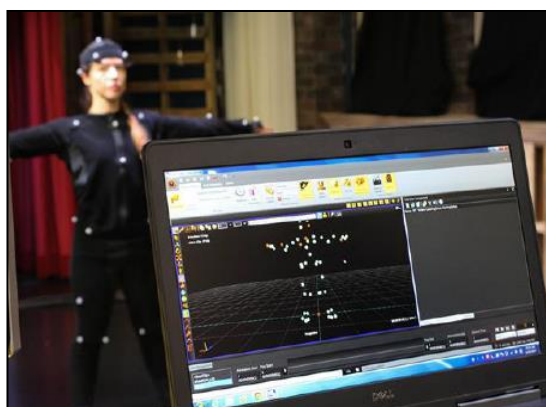
2.4.5.2 เชิงแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic)

ระบบนี้อาศัยหลักการของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า โดยมีแหล่งกำเนิดคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าอยู่ในพื้นที่ คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะส่งข้อมูลจากเซนเซอร์ไปยังวงจรวัดค่า เพื่อหาตำแหน่งและการหมุนของเซนเซอร์แต่ละตัวในสนามแม่เหล็ก

2.4.5.3 เชิงแสง (Optical)

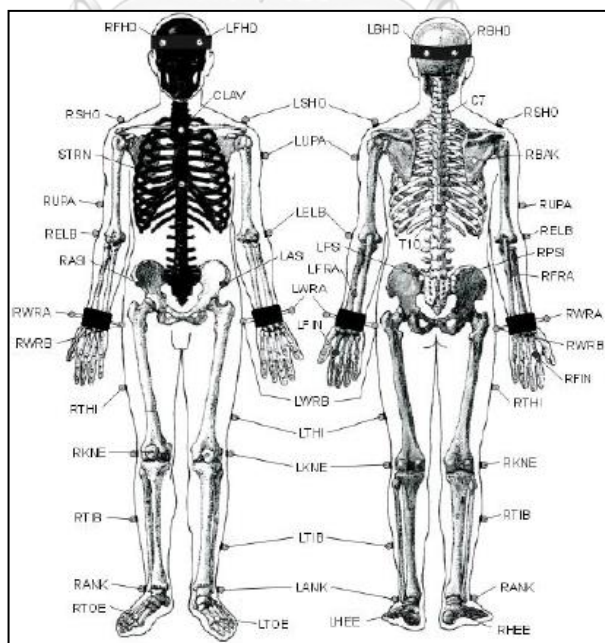
ระบบนี้บันทึกการเคลื่อนไหวของข้อต่อต่างๆ ได้ โดยใช้ชุดที่มีจุดสะท้อนแสง (Reflective Dots) หรือมาร์กเกอร์ (Marker) โดยมาร์กเกอร์ยังแบ่งเป็น 2 ประเภท คือ มาร์กเกอร์แบบลูกบอลวางแสง (Reflective ball or Passive marker) จะปรากฏเป็นจุดแสงจากกล้องอินฟราเรด ทำให้เห็นตำแหน่งของมาร์กเกอร์ และอีกแบบ คือ มาร์กเกอร์แบบหลอดแอลอีดี (LED or Active marker) สามารถเปล่งแสงออกจากหลอดแอลอีดีได้เอง กล้องจะติดตามตำแหน่งของมาร์กเกอร์และคำนวณเป็นพิกัดมา ผู้ถูกบันทึกข้อมูลสามารถเคลื่อนไหวได้อย่างอิสระลำดับท่าทางที่ซับซ้อนได้ เนื่องจากมาร์กเกอร์มีขนาดเล็กและเบา

ในงานวิจัยนี้เลือกใช้ระบบบันทึกการเคลื่อนไหวเชิงแสง ซึ่งผู้ถูกบันทึกข้อมูลสามารถเคลื่อนไหวได้อย่างอิสระและทำท่าทางที่ซับซ้อนได้ ไม่มีการใช้สายมาโยงกับอุปกรณ์ สามารถใช้กับวัตถุขนาดใหญ่หรือวัตถุหลายชิ้นได้



ภาพที่ 2. 36 Optical Motion Capture

มาตรฐานการติดมาร์กเกอร์ ที่ร่างกายมีการกำหนดไว้จาก The university of Texas โดยให้รายละเอียดตำแหน่งการติดมาร์กเกอร์ ตามส่วนที่ต้องการวิเคราะห์ แบ่งเป็นส่วนบน ส่วนล่าง ทั้งนี้ตำแหน่งของการติดมาร์กเกอร์ อาจมีการเพิ่มตำแหน่งในการติดมากขึ้น เพื่อให้ได้ค่าที่มีความละเอียดและแม่นยำมากยิ่งขึ้น โดยเฉพาะการบันทึกข้อมูลที่มีสิ่งของติดอยู่กับลำตัว ซึ่งไม่สามารถติดมาร์กเกอร์ตามมาตรฐานที่กำหนดได้ ซึ่งจะต้องมีการปรับเปลี่ยนตำแหน่งการติดตามความเหมาะสม



ภาพที่ 2. 37 ตำแหน่งมาตรฐานการติดมาร์กเกอร์ (<http://www.ut.edu/uta/> 2017)

2.5 การทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยสองกลุ่ม

ในการทดสอบสมมติฐานเพื่อเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยสองกลุ่มนั้น ข้อมูลที่รวบรวมได้จากกลุ่มตัวอย่าง แต่ละกลุ่มนั้นเป็นข้อมูลในมาตราอันดับหรือมาตราส่วนโดยนำค่าเฉลี่ย (\bar{X}) ที่ได้จากกลุ่มตัวอย่างทั้ง 2 กลุ่มนั้นมาเปรียบเทียบกัน ทั้งนี้เพื่อนำไปสู่การสรุปว่าค่าเฉลี่ยของประชากร 2 กลุ่มนั้นแตกต่างกันหรือไม่

การทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยแบ่งได้เป็น 2 กรณี คือ

1. การทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ย 2 ค่าที่ได้จากกลุ่มตัวอย่างที่เป็นอิสระจากกัน (Independent Sample)
2. การทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ย 2 ค่าที่ได้จากกลุ่มตัวอย่างสองกลุ่มที่ไม่เป็นอิสระจากกัน (Dependent Sample)

2.5.1 กรณีกลุ่มตัวอย่างที่เป็นอิสระจากกัน (Independent Sample)

วิธีที่ 1 มีกลุ่มใหญ่ที่ต้องการศึกษา (Subjects) กลุ่มใหญ่ 1 กลุ่มแล้วสุ่มแยกเป็น 2 กลุ่มย่อย (Subgroup) เช่น จากนักเรียนชั้น ป. 4 (ประชากร) ของโรงเรียนแห่งหนึ่งจำนวน 500 คน ผู้วิจัยสุ่มมาศึกษา 100 คน โดยสุ่ม เป็นกลุ่มทดลองและกลุ่มควบคุมกลุ่มละ 50 คน นักเรียนสองกลุ่มนี้ถือว่าเป็นอิสระจากกัน

วิธีที่ 2 กลุ่มตัวอย่างแต่ละกลุ่ม ถูกสุ่มมาจากประชากร ขนาดใหญ่แต่ละกลุ่มตัวอย่างมีประชากร 2 กลุ่มนี้ถือว่าเป็นอิสระจากกัน

การทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยสองค่าที่ได้จากกลุ่มตัวอย่าง 2 กลุ่มที่เป็นอิสระจากกัน มี 2 กรณี คือ

1. กลุ่มตัวอย่างขนาดใหญ่ ($n \geq 30$) ทดสอบโดย Z test
2. กลุ่มตัวอย่างขนาดเล็ก ($n < 30$) ทดสอบโดย t- test

ในการทดสอบความมีนัยสำคัญระหว่างค่าเฉลี่ยสองค่าที่ได้จากกลุ่มตัวอย่างที่เป็นอิสระจากกันมีข้อตกลงเบื้องต้น (Assumption) ที่สำคัญ 2 ประการคือ

1. กลุ่มตัวอย่างทั้งสองกลุ่มมาจากประชากร 2 กลุ่มซึ่งแตกต่างกัน การกระจายเป็นโค้งปกติ (Normal Distribution)
2. กลุ่มตัวอย่างทั้งสองกลุ่มต้องเป็นอิสระจากกัน (Independent Sample)

การเลือกใช้ Z – test และ T- test

1. กลุ่มตัวอย่างแต่ละกลุ่มมีขนาดใหญ่ (n1 และ n2 แต่ละกลุ่มเท่ากับหรือมากกว่า 30) ใช้

Z – test

$$Z = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{\sqrt{\frac{\sigma_1^2}{n_1} + \frac{\sigma_2^2}{n_2}}} \quad (2.11)$$

ในทางปฏิบัติอาจไม่สามารถหา σ^2 ได้ ซึ่งสามารถใช้ s_1^2, s_2^2 แทนได้

$$Z = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{\sqrt{\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}}} \quad (2.12)$$

2. กลุ่มตัวอย่างแต่ละกลุ่มมีขนาดเล็ก (n ในแต่ละกลุ่มน้อยกว่า 30) ให้ใช้ T – test โดยต้องคำนึงถึงองศาอิสระ (degree of freedom : df) ในการใช้ t- test นี้มี 2 กรณี คือ

- ไม่ทราบความแปรปรวนของประชากร ทั้ง 2 กลุ่ม ความแปรปรวนของประชากรทั้งสองกลุ่มเท่ากัน

$$(\sigma_1^2 = \sigma_2^2)$$

$$t = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{\sqrt{\frac{(n_1 - 1)S_1^2 + (n_2 - 1)S_2^2}{n_1 + n_2 - 2} \left[\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2} \right]}} \quad (2.13)$$

$$\text{df} = n_1 + n_2 - 2 \quad (2.14)$$

เรียก pooled t- test

-ไม่ทราบความแปรปรวนของประชากรทั้ง 2 กลุ่ม ความแปรปรวนของประชากรทั้งสองกลุ่มไม่เท่ากัน

$$(\sigma_1^2 \neq \sigma_2^2)$$

$$t = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{\sqrt{\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}}} \quad (2.15)$$

$$df = \frac{\left[\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2} \right]^2}{\frac{\left[\frac{s_1^2}{n_1} \right]^2}{n_1 - 1} + \frac{\left[\frac{s_2^2}{n_2} \right]^2}{n_2 - 1}} \quad (2.16)$$

เรียก Nonpooled t - test

1. ถ้า $n_1 = n_2$ สามารถใช้ pooled t - test ได้เลยโดยไม่ต้องทดสอบความแปรปรวน
2. ถ้า $n_1 \neq n_2$ ให้ทดสอบด้วย F - test ถ้าค่า F - test ไม่มีนัยสำคัญ ทางสถิติ ให้ใช้ pooled t - test แต่ถ้ามีนัยสำคัญทางสถิติตามระดับที่ตั้งไว้ ให้ใช้ Nonpooled t - test

การทดสอบความแปรปรวน

ในกรณีที่ไม่สามารถตัดสินใจได้ว่าใช้ T test แบบไหน สามารถทดสอบได้โดยใช้ F - test for homogeneity of variance (การใช้ F - test ทดสอบความเป็นเอกพันธ์ของความแปรปรวน)

$$F = \frac{S_1^2}{S_2^2} \quad (2.17)$$

$$df_1 = n_1 - 1, df_2 = n_2 - 1 \quad (2.18)$$

$$F = \frac{S_2^2}{S_1^2} \quad (2.19)$$

$$df_1 = n_2 - 1, df_2 = n_1 - 1 \quad (2.18)$$

ในการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนโดยใช้ F - test นี้ในการที่จะต้องนำเอาค่าความแปรปรวนที่มีค่ามากกว่าเป็นเศษ และค่าความแปรปรวนที่มีค่าน้อยกว่าเป็นตัวหาร

เมื่อคำนวณได้ค่า F แล้ว ให้นำไปเปรียบเทียบกับค่าวิกฤต ถ้าค่าที่คำนวณได้มากกว่า หรือเท่ากับค่าวิกฤต แสดงว่าค่าความแปรปรวนของทั้งสองกลุ่มไม่เท่ากัน ($\sigma_1^2 \neq \sigma_2^2$) แต่ถ้าได้น้อยกว่าค่าวิกฤตแสดงว่าค่าความแปรปรวนของทั้งสองกลุ่มเท่ากัน ($\sigma_1^2 = \sigma_2^2$) หลังจากนั้นจึงเลือกใช้สูตร t - test ที่ถูกต้อง

2.5.2 กรณีกลุ่มตัวอย่างไม่เป็นอิสระจากกัน (Dependent Sample)

ลักษณะของกลุ่มตัวอย่างที่ไม่เป็นอิสระจากกัน หรือกล่าวได้ว่ามีความสัมพันธ์กัน มีหลายลักษณะ คือ

1) มีเพียงกลุ่มตัวอย่างเดียวแต่เก็บข้อมูล 2 ครั้ง เช่น การ Test – retest, หรือ Before and After เช่นการทดสอบก่อนและหลังการเรียน การทดสอบซ้ำของกลุ่มตัวอย่างเดียว เพื่อต้องการพิสูจน์ว่าวิธีการสอนมีผลต่อพัฒนาการการเรียนรู้ของนักเรียนหรือไม่

2) กลุ่มตัวอย่าง 2 กลุ่ม มีคุณลักษณะที่สำคัญบางประการเหมือนกัน เป็นคู่ๆ เช่น คู่แฝด

3) กลุ่มตัวอย่าง 2 กลุ่ม มีความสัมพันธ์กันอย่างใกล้ชิด เช่น การเปรียบเทียบความคิดเห็นทางกีฬาของพี่น้อง

สูตรที่ใช้ทดสอบ

$$t = \frac{\sum D}{\sqrt{\frac{n \sum D^2 - (\sum D)^2}{n-1}}} \quad (2.19)$$

$$df = n - 1 \quad (2.20)$$

D แทนค่าผลต่างระหว่างคู่คะแนน

n แทนจำนวน คู่

ขั้นตอนการทดสอบสมมติฐาน

ขั้นที่ 1 ตั้งสมมติฐานทางสถิติ

ลักษณะที่ 1

$$H_0: \mu_1 = \mu_2$$

$$H_1: \mu_1 \neq \mu_2$$

ลักษณะที่ 2

$$H_0: \mu_1 = \mu_2$$

$$H_1: \mu_1 > \mu_2$$

ลักษณะที่ 3

$$H_0: \mu_1 = \mu_2$$

$$H_1: \mu_1 < \mu_2$$

ขั้นที่ 2 กำหนดระดับนัยสำคัญทางสถิติ (กำหนด α)

ขั้นที่ 3 คำนวณค่าสถิติ Z หรือ t

ขั้นที่ 4 นำค่าสถิติ Z หรือ t ที่คำนวณได้ไปเปรียบเทียบกับค่าวิกฤต (ค่าตาราง Z หรือ t)

ขั้นที่ 5 การตัดสินใจ มี 2 กรณี

1) ถ้าค่าที่คำนวณได้ตกอยู่ในพื้นที่วิกฤตจะปฏิเสธ (reject) H_0 และ ยอมรับ (accept)

H_1

2) ถ้าค่าสถิติที่คำนวณได้อยู่ในเขตยอมรับจะยอมรับ H_0

การแปลความหมายผลการทดสอบสมมติฐาน

1. กรณีกลุ่มตัวอย่างเป็นอิสระจากกัน

1) เมื่อตั้ง H_1 แบบ two – tailed ($H_1 : \mu_1 \neq \mu_2$)

ถ้าค่า Z หรือ t ที่คำนวณได้เปรียบเทียบกับค่า Z หรือ t จากตาราง (หรือค่าวิกฤต) ถ้าค่าที่คำนวณได้ตกอยู่ในพื้นที่ยอมรับสรุปได้ว่า ยอมรับ จะแปลความหมายได้ว่า ค่าเฉลี่ยของทั้ง 2 กลุ่มแตกต่างกัน อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ หรือค่าเฉลี่ยของทั้งสองกลุ่มไม่แตกต่างกัน

แต่ถ้าค่า Z หรือ ค่า t ที่คำนวณได้ตกอยู่ในพื้นที่ วิกฤต แสดงว่าปฏิเสธ H_0 และยอมรับ H_1 ซึ่งหมายความว่าค่าเฉลี่ยทั้งสองกลุ่มที่นำมาเปรียบเทียบนั้น แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (ถ้าตั้ง $\alpha = 0.5$ กล่าวได้ว่าแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05) ซึ่งหมายความว่า ค่าเฉลี่ยที่นำมาเปรียบเทียบนั้นมีค่าแตกต่างกัน โดยสามารถแปลความหมายต่อได้ว่ากลุ่มใดสูงกว่ากลุ่มใดก็พิจารณาจากค่าเฉลี่ย (\bar{X})

2) ตั้ง H_1 แบบ One tailed ($H_1 : \mu_1 > \mu_2$ หรือ $\mu_1 < \mu_2$)

เช่นกรณี $H_1 : \mu_1 > \mu_2$

ถ้าผลการวิเคราะห์ข้อมูลปรากฏว่าค่า Z หรือ t ตกอยู่ในเขตยอมรับ แปลความหมายได้ว่า ผลที่ได้จากกลุ่มหนึ่งสูงกว่าอีกกลุ่มหนึ่งอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ถ้าตกอยู่ในพื้นที่วิกฤต ก็แสดงว่า ผลที่ได้จากกลุ่มหนึ่งอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ..... (ตามค่า α ที่ตั้งเอาไว้)

2. กรณีกลุ่มตัวอย่างไม่เป็นอิสระต่อกัน

1) ก่อนหรือหลัง (Pretest – Posttest)

ถ้าค่า t ที่คำนวณได้อยู่ในพื้นที่ยอมรับ แสดงว่า ก่อนและหลัง แตกต่างกัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ถ้าตกอยู่ในพื้นที่วิกฤตแปลความหมายได้ว่าผลก่อนและหลัง(หรือค่าเฉลี่ยก่อนหรือหลัง) แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ(ขึ้นอยู่กับค่า α ที่ตั้งไว้)

กรณีทางเดียว ถ้ามีนัยสำคัญทางสถิติ แสดงว่าผล Posttest สูงกว่า Pretest อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ

2) กรณีกลุ่มตัวอย่างไม่เป็นอิสระเช่น คู่แฝด

จะตีความหมายเช่นเดียวกับ Independent

บทที่ 3

ขั้นตอนการดำเนินงาน

3.1 การออกแบบและสร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

งานวิจัยนี้ทำการออกแบบและสร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ใช้ค่ากำลังสถิตกล้ามเนื้อแขนของเพศชาย อายุ 30-34 ปี และผู้สูงอายุที่อายุ 60 ปีขึ้นไป มาช่วยในการออกแบบ เนื่องจากข้อมูลกำลังสถิตกล้ามเนื้อขาของผู้สูงอายุนั้นไม่มีในฐานข้อมูล และจากในงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับกำลังสถิตของกล้ามเนื้อในอวัยวะต่างๆของเพศชาย พบว่ากำลังสถิตกล้ามเนื้อขามีค่ามากกว่ากำลังสถิตกล้ามเนื้อแขนถึง 3 เท่า และการทดสอบหาค่ากำลังสถิตกล้ามเนื้อขาในวัยผู้สูงอายุ มีความกังวลในเรื่องสุขภาพและความปลอดภัยของผู้สูงอายุ รวมไปถึงวิธีการประเมินอัตราการเต้นของหัวใจ ในในช่วงล่าง สามารถควบคุมภาระงานได้คงที่ดีกว่าการประเมินในอวัยวะส่วนอื่น จึงอนุมานโดยใช้ค่ากำลังสถิตกล้ามเนื้อแขน (อ้างอิงจากผลงานวิจัยต่างๆ ที่บอกว่ามวลของกล้ามเนื้อและความสามารถในการออกแรงของกล้ามเนื้อส่วนต่างๆจะลดลงเมื่อมีอายุเพิ่มมากขึ้น) ซึ่งมีข้อมูลของช่วงวัยอายุต่างๆ มาใช้ในการออกแบบ

ข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ พิจารณาที่กำลังสถิตกล้ามเนื้อแขนในช่วงอายุ 30-34 ปี คือ 212.2 N และของผู้สูงอายุ อายุ 60 ปี คือ 76.85 N $= 212.2 - 76.85 = 135.35$ N มาใช้ในการออกแบบ

ตารางที่ 3. 1 ค่าเฉลี่ยกำลังสถิตกล้ามเนื้อแขนข้างเดียวของช่วงอายุต่างๆในเพศชาย (พรเทพ ขอบจายเกียรติ 2531) และ (พรศิริ จงกล 2556)

อายุ	30-34 ปี	60 ปีขึ้นไป
ค่าเฉลี่ย	212.2N	76.85N

หาค่าคงที่ของสปริง (N/mm.) จากช่วงแรงเสียดทาน $F = 135.35$ N โดยใช้กฎของฮุก

$$F = kx \quad (3.1)$$

X = ระยะการเคลื่อนที่ (mm.) โดยในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบใช้ระยะของเกลียวเป็นค่า x ใช้เกลียว M12x1.75 พิพซ์ธรรมดาในการออกแบบ ($x = 1.75$ mm. ต่อการเคลื่อนที่ 1 รอบของเกลียว)

$$k = 77.34 \text{ N/mm.}$$

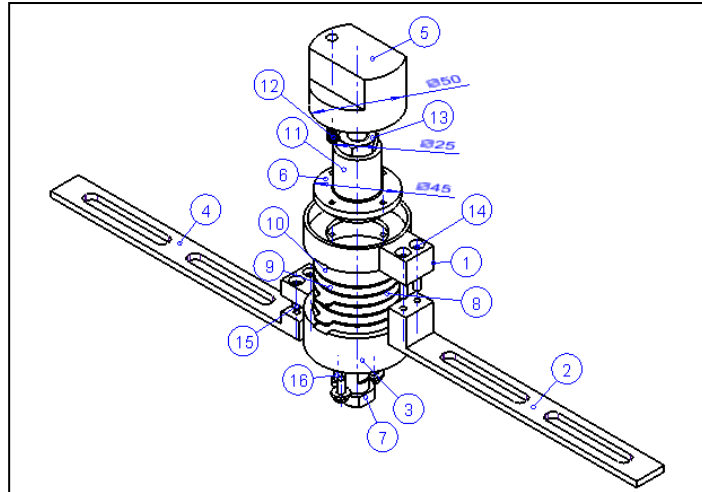
แต่เพื่อความปลอดภัยในการใช้งาน ควรเผื่อค่าคงที่ของสปริง 2 เท่า

$$k = 154.68 \text{ N/mm.}$$

หาขนาดของสปริง (N/mm.) จากค่า $k = 154.68$ N/mm. โดยในงานวิจัยนี้ใช้ Standard Spring ของ MISUMI ที่ได้ค่าใกล้เคียงกับ $k = 154.68$ N/mm. ใช้ Spring รุ่น SWM25-25 มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางนอก = 25 mm. ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางใน = 12.5 mm. ความสูง 25 mm. และค่า $k = 153$ N/mm.

3.1.1 ส่วนประกอบของข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

ใช้โปรแกรม Cimatron E12 ในการออกแบบข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ โดยเริ่มจากขนาดของสปริงที่ได้จากการคำนวณ



ภาพที่ 3. 1 ชิ้นส่วนต่างๆของข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

1. Spring ใช้ Coil Spring standard ของ MISUMI SWM25-25 ทำหน้าที่สร้างแรงเสียดทาน เพื่อปรับความหน่วงในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ขนาดของสปริง (N/mm.) จากค่า $k = 154.68$ N/mm. โดยในงานวิจัยนี้ใช้ Standard Spring ของ MISUMI ที่ได้ค่า $k = 153$ N/mm.

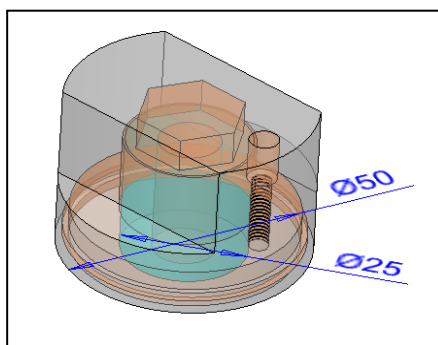


ภาพที่ 3. 2 ชิ้นส่วน Spring ในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

D	d	L	Spring constant N/mm / kg/mm	F=L×25.6%		F=L×28.8%		F=L×32%		Catalog No.	Type D—L								
				Fmm	Load N / kgf	Fmm	Load N / kgf	Fmm	Load N / kgf										
				1,000,000		500,000		300,000											
		25	153	15.6	6.4	7.2	8.0			SWM25—25	30								
		30	128	13.0	7.7	8.6	9.6					35							
		35	109	11.2	9.0	10.1	11.2						40						
		40	95.7	9.77	10.2	11.5	12.8							45					
		45	85.1	8.68	11.5	13.0	14.4								50				
		50	76.6	7.81	12.8	14.4	16.0									55			
		55	69.6	7.10	14.1	15.8	17.6										60		
		60	63.8	6.51	15.4	17.3	19.2											65	
		65	58.9	6.01	16.6	18.7	20.8	1225											70
		70	54.7	5.58	17.9	20.2	22.4	(125)											
		75	51.0	5.21	19.2	21.6	24.0												

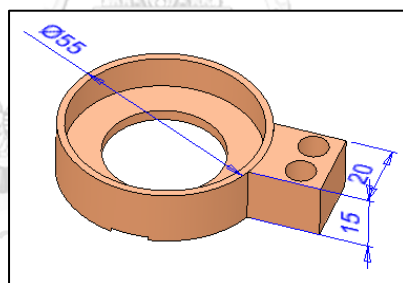
ภาพที่ 3. 3 ลักษณะเฉพาะของ Coil Spring SWM

2. Drag ทำจากวัสดุอลูมิเนียม ด้านในจะมี Nut และ Ball Plunger ประกอบอยู่ทำหน้าที่ในการหมุนปรับแรงเสียดทาน ออกแบบโดยอ้างอิงจากขนาด Spring รุ่น SWM25-25 มี OD 25 mm. ID 12.5 mm. ความสูง 25 mm. ออกแบบ Drag OD 50 mm. ID 28 mm. ใส่ Spring OD 25 mm. ไว้ด้านใน



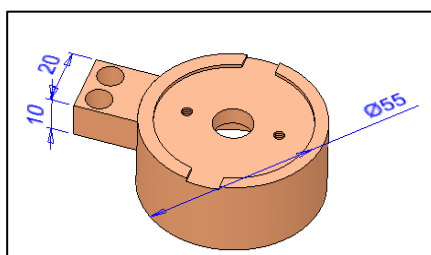
ภาพที่ 3. 4 ชิ้นส่วน Drag ในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

3. Base A ทำจากวัสดุอลูมิเนียม เป็นฐานประกอบให้กับ Drag, Drag bush, Key Washer, Top washer และ Gasket ทำหน้าที่เป็นตัวหมุนให้ข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบหมุนตามการเคลื่อนที่ของขา ออกแบบมีขนาด OD 55 mm สามารถใส่ Drag ที่มีขนาด OD 50 mm ได้



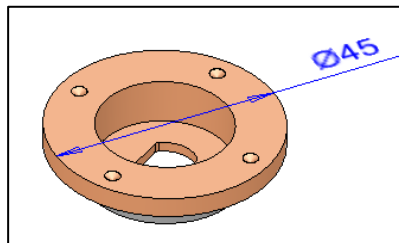
ภาพที่ 3. 5 ชิ้นส่วน Base A ในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

4. Base B ทำจากวัสดุอลูมิเนียม ประกอบเข้ากับ Guide และเป็นฐานประกอบให้ Key washer และ Gasket ทำหน้าที่เป็นตัวหมุนให้ข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบหมุนตามการเคลื่อนที่ของขา ออกแบบมีขนาด OD 55 mm. อ้างอิงจากขนาด Base A ที่มีขนาด OD 55 mm.



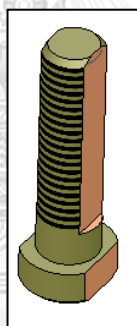
ภาพที่ 3. 6 ชิ้นส่วน Base B ในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

5. Drag Bush ทำมาจากวัสดุอลูมิเนียม ทำหน้าที่ล็อกตัว Ball Plunger เพื่อหมุนปรับแรงเสียดทาน ออกแบบมีขนาด $\varnothing 45$ mm. สามารถใส่ใน Drag ที่มีขนาด $\varnothing 50$ mm. ได้



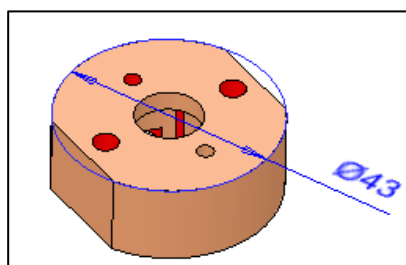
ภาพที่ 3. 7 ชิ้นส่วน Drag Bush ในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

6. Cap M12x1.75 ทำหน้าที่กำหนดระยะทางในการปรับแรงเสียดทานที่หมุนตาม Drag และล็อก Key washer และ Top washer ไม่ให้หมุนตาม Gasket เลือกใช้ Cap M12x1.75 (x=1.75 mm. ต่อการเคลื่อนที่ 1 รอบของเกลียว) เพื่อให้ได้ขนาดของแรงเสียดทานตามช่วงอายุวัยหนุ่มกับวัยสูงอายุ



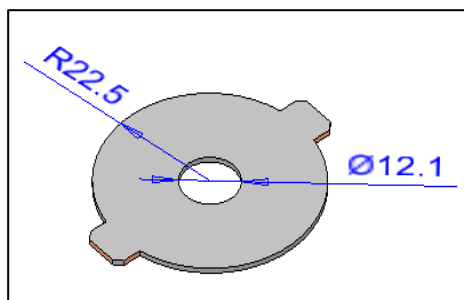
ภาพที่ 3. 8 ชิ้นส่วน Cap M12x1.75 ในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

7. Guide ทำมาจากวัสดุอลูมิเนียม ทำหน้าที่ล็อก Cap M12x1.75 ออกแบบมีขนาด $\varnothing 43$ mm. สามารถใส่ใน Base B ที่มีขนาด $\varnothing 55$ mm. ได้



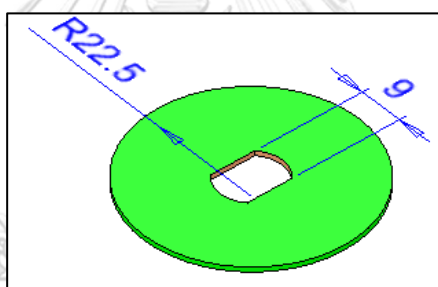
ภาพที่ 3. 9 ชิ้นส่วน Guide ในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

8. Key Washer ทำมาจากวัสดุเหล็ก S45C ออกแบบให้มีด้านที่แบนๆ 2 ด้าน ทำหน้าที่ล็อกแผ่น Gasket ไม่ให้หมุนตาม Cap M12x1.75 ออกแบบมีขนาด $\text{OD } 45 \text{ mm}$. ให้สามารถใส่ใน Base B ที่มีขนาด $\text{OD } 55 \text{ mm}$. ได้ และขนาด $\text{ID } 12.1 \text{ mm}$. สามารถใส่ CapM12x1.75 ได้



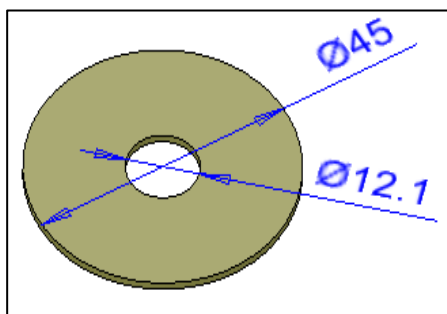
ภาพที่ 3. 10 ชิ้นส่วน Key Washer ในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

10. Top Washer ทำมาจากวัสดุเหล็ก S45C ทำหน้าที่ล็อก Drag bush ไม่ให้หมุนตาม Drag ที่คอยหมุนปรับแรงเสียดทาน ออกแบบมีขนาด $\text{OD } 45 \text{ mm}$. สามารถใส่ใน Base B ที่มีขนาด $\text{OD } 55 \text{ mm}$. ได้



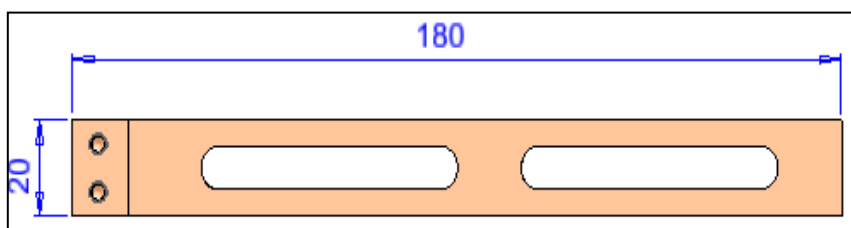
ภาพที่ 3. 11 ชิ้นส่วน Top Washer ในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

11. Gasket ทำมาจากวัสดุใยหินทำหน้าที่สร้างแรงเสียดทาน สามารถสร้างแรงเสียดทานระหว่างวีย์หนุ่มและวีย์สูงอายุ ออกแบบมีขนาด $\text{OD } 45 \text{ mm}$. ให้สามารถใส่ใน Base B ที่มีขนาด $\text{OD } 55 \text{ mm}$. ได้ และขนาด $\text{ID } 12.1 \text{ mm}$. สามารถใส่ CapM12x1.75 ได้

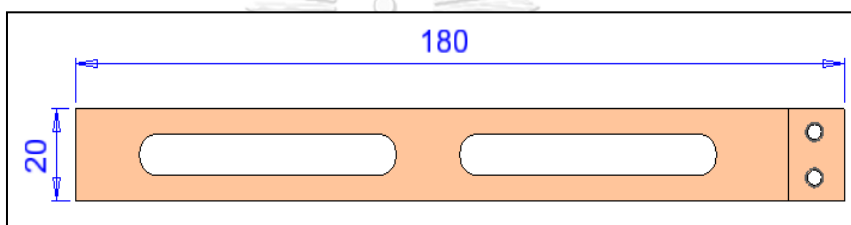


ภาพที่ 3. 12 ชิ้นส่วน Gasket ในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

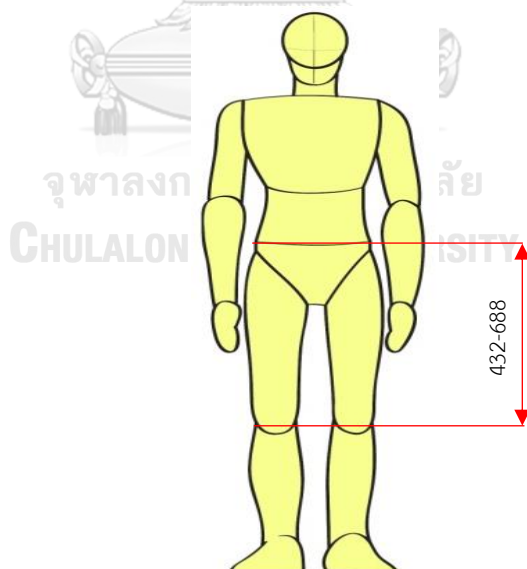
12. Base A-1 และ Base B-1 ทำจากวัสดุอลูมิเนียม ประกอบเข้ากับ Base A และ Base B ยึดข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบเข้ากับขา ยาว 180 mm. อ้างอิงจากสัดส่วนของร่างกายหมายเลข 27 ความยาวจากเอวถึงเข่าระหว่าง 432 mm. - 688 mm. ในเพศชายของสำนักงานมาตรฐานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรม



ภาพที่ 3. 13 ชิ้นส่วน Base A-1 ของข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ



ภาพที่ 3. 14 ชิ้นส่วน Base B-1 ของข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ



ภาพที่ 3. 15 สัดส่วนร่างกายของคนไทยเพศชาย ในส่วนความยาวจากเอวถึงเข่า (สำนักงานมาตรฐานอุตสาหกรรม 2560)

13. Ball Plunger ไข่ Standard Part BSJ-5 ของ MISUMI ทำหน้าที่กำหนดตำแหน่งตอน
ปรับแรงเสียดทานในข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ



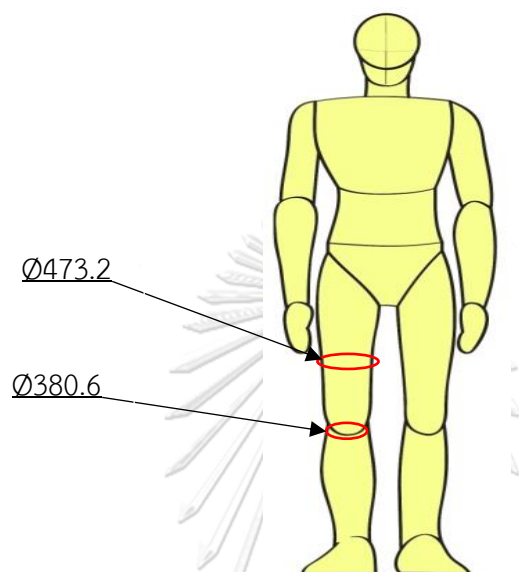
ภาพที่ 3. 16 ชิ้นส่วน Ball Plunger ของข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

ข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ มีทั้งหมด 13 ชิ้น ใช้วัสดุอลูมิเนียมหนัก 0.4 Kg. ยาว 425
mm. กว้าง 55 mm. สูง 62 mm.

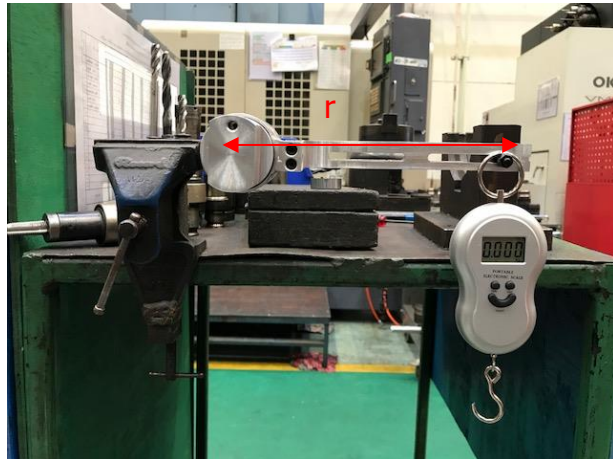
ตารางที่ 3. 2 ค่าใช้จ่ายในการผลิตข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ 1 ชิ้น

NO.	PART NAME	SIZE/SPEC	Q/ TY	MATERIAL	MATERIAL COST(BHT)	PRODUCTION COST(BHT)	TOTAL COST(BHT)
1	BASE A	Ø55X18	1	ALUMINIUM	100	500	600
2	BASE A-1	180X20X20	1	ALUMINIUM	150	500	650
3	BASE B	Ø55X19	1	ALUMINIUM	100	500	600
4	BASE B-1	180X20X10	1	ALUMINIUM	150	500	650
5	DRAG	Ø50X33	1	ALUMINIUM	100	500	600
6	DRAG BUSH	Ø45X11	1	ALUMINIUM	80	400	480
7	GUIDE	M12	1	SCM435	30	200	230
8	WASHER	Ø45X2	2	STEEL S45C	100	500	600
9	TOP WASHER	Ø45X2	1	STEEL S45C	50	250	300
10	GASKET	Ø45X2	2	ASBESTOS	250	-	250
11	SPRING	SWM25-25	1	STEEL	200	-	200
12	BALL PLUNGER	BSJ5	1	SUS304	250	-	250
13	DRAG NUT	M12	1	SUS304	20	-	20
14	M5X20		2	SCM435	10	-	10
15	M5X10		2	SCM435	10	-	10
16	M4X10		4	SCM435	20	-	20
17	JIG DEVICE		2	PVC+WELLG ROW TAPE	200	-	200
						TOTAL	5670

สำหรับการติดตั้งข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบเข้ากับร่างกาย ติดตั้งบริเวณส่วนบนของหัวเข่า และส่วนล่างของหัวเข่า โดยใช้ท่อ PVC เส้นรอบวง 471 mm. อ้างอิงจากสัดส่วนเฉลี่ยของร่างกาย หมายเลข 23 รอบกึ่งกลางต้นขาเฉลี่ย 473.2 mm. สำหรับส่วนบนของเข่า และใช้ท่อ PVC เส้นรอบวง 314 mm. อ้างอิงจากสัดส่วนเฉลี่ยของร่างกายหมายเลข 24 รอบเข่าเฉลี่ย 380.6 mm. สำหรับ ส่วนล่างของเข่าในเพศชายของสำนักงานมาตรฐานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรม



ภาพที่ 3. 17 สัดส่วนร่างกายของคนไทยเพศชาย ในส่วนรอบกึ่งกลางต้นขาและรอบเข่า (สำนักงาน มาตรฐานอุตสาหกรรม 2560)



ภาพที่ 3. 18 การทดลองหาแรงบิดของข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ
จากการออกแบบข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ หาค่าแรงบิดเพื่อใช้ในการประเมินผลการ

ทดลอง

จากสูตร

$$\tau = r \times F \quad (2.8)$$

$$\tau = r \times mg$$

r = รัศมีการหมุนของวัตถุจากข้อต่อเข้าต้นแบบ = 0.212 m

m = น้ำหนักของชิ้นส่วนที่ทำให้ข้อต่อเข้าต้นแบบเริ่มขยับ (Kg)

g = ความเร่งโน้มถ่วง (m/s^2) = 9.8 m/s^2

น้ำหนักที่ทำให้ข้อต่อเข้าต้นแบบการทดลองเริ่มขยับเท่ากับ 3.5 Kg

แรงบิดที่ได้เท่ากับ 7.27 Nm. นำไปใช้เป็นภาระงานในการประเมินผลการทดลอง

3.2 การประเมินผลการทดลอง

3.2.1 ผู้เข้าร่วมการทดลอง

1. อาสาสมัครเพศชาย อายุระหว่าง 30-34 ปี ดัชนีมวลกายอยู่ในเกณฑ์ปกติ จำนวน 4 คน
2. อาสาสมัครเพศชาย อายุระหว่าง 59-64 ปี ดัชนีมวลกายอยู่ในเกณฑ์ปกติ จำนวน 6 คน
3. มีสภาพร่างกายปกติ แข็งแรง สุขภาพดี
4. ไม่เคยพบประวัติการเป็นโรคเกี่ยวกับหัวใจ และไม่เคยพบประวัติการบาดเจ็บขาหรือเข่า
5. อาสาสมัครผู้เข้าร่วมการทดลองทำการอ่านและลงนามหนังสือแสดงเจตนายินยอมเข้าร่วม

3.2.2 เครื่องมือสำหรับการทดลอง

1. ข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ



ภาพที่ 3. 19 ข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

2. อุปกรณ์รัดข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ



ภาพที่ 3. 20 อุปกรณ์รัดข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบกับร่างกาย

3.ระบบอัตราการเต้นของหัวใจ ประกอบด้วย

3.1 เครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบรัดหน้าอก Runtastic รุ่น Combo Sampling Rate 60 ค่าต่อนาที



ภาพที่ 3. 21 เครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจ Runtastic รุ่น Combo

3.2 แอปพลิเคชันบันทึกอัตราการเต้นของหัวใจ Sport Gear Tracker ผ่าน Smart Phone Samsung S4

4. Ergometer ACSM Neuberger



ภาพที่ 3. 22 Ergometer

5.ระบบบันทึกการเคลื่อนไหวด้วยภาพ OptiTrack™ (NaturalPoint, Inc) ครอบคลุมพื้นที่บันทึกภาพ (Capture area) ขนาด 4.5 x 3.9 เมตร ประกอบด้วย

5.1 กล้องอินฟราเรด รุ่น Flex 13 ความละเอียด 1.3 ล้านพิกเซล จำนวน 12 ตัว



ภาพที่ 3. 23 กล้องอินฟราเรดที่ติดตั้งเรียบร้อยแล้ว

5.2 มาร์กเกอร์แบบลูกบอลวางแสง ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 14 มิลลิเมตร ฐานเป็นยางรูปกากบาท ขนาด 4.4 x 4.4 เซนติเมตร



ภาพที่ 3. 24 มาร์กเกอร์แบบลูกบอลวางแสง

5.3 คอมพิวเตอร์พร้อมซอฟต์แวร์ Motive: Body (Version 1.7.5)

3.2.3 สถานที่สำหรับการทดลอง

ห้องปฏิบัติการการยศาสตร์สำหรับนักศึกษาระดับชั้นบัณฑิตศึกษา ชั้น 8 อาคารเจริญวิศวกรรม คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

3.2.4 วิธีการทดลองและการเก็บรวบรวมข้อมูล

3.2.4.1 การทดสอบ Ergometer

แบ่งเป็น 2 กลุ่ม ผู้เข้าร่วมทดลอง ดังนี้

1. ผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ ทดสอบ Ergometer ที่ 1 เงื่อนไข ดังนี้

- ปั่น Ergometer โดยไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

2. ผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม ทดสอบ Ergometer ที่ 2 เงื่อนไข ดังนี้

- ทดสอบ Ergometer โดยไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

- ทดสอบ Ergometer โดยสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ มีการให้ผู้ทดลองสวมใส่ข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบก่อนการทดสอบ เพื่อให้เกิดความเคยชินในการทดสอบ

โดยในการทดสอบ Ergometer ทดสอบเพียง 1 ครั้ง ต่อผู้เข้าร่วมทดลอง 1 คน เพื่อต้องการให้ได้ข้อมูลที่คงที่และมีเสถียรภาพ รวมไปถึงถึงสุขภาพของผู้เข้าร่วมทดลองในสภาวะที่แข็งแรงที่สุด มีขั้นตอนการดำเนินงานดังนี้

- ผู้เข้าร่วมทดลองทำความเข้าใจขั้นตอนการทดลองและลงนามหนังสือแสดงเจตนายินยอมเข้าร่วมงานวิจัย

- เก็บข้อมูลพื้นฐาน เช่น ชื่อ เพศ อายุ น้ำหนักตัว เป็นต้น

- ติดเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบรัดหน้าอก Runtastic รุ่น Combo



ภาพที่ 3. 25 การติดตั้งเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบรัดหน้าอกของผู้เข้าร่วมทดลอง

- ผู้ทดสอบนั่งบน Ergometer ปรับอานนั่ง ที่จับ และขาปั่น Ergometer ให้เหมาะสมต่อผู้เข้าร่วมทดลองนั้นๆ โดยขาของผู้ทดลองควรยึดได้เต็มที่เมื่อเท้าเหยียบขาปั่น Ergometer ลงถึงตำแหน่งต่ำสุด

- เริ่มบันทึกค่าอัตราการเต้นของหัวใจ ตลอดการทดลองตั้งแต่ให้ผู้เข้าร่วมทดลองนั่งพัก 3 นาที ให้ได้อัตราการเต้นหัวใจขณะพัก ก่อนการทดสอบ

- เริ่มทดสอบ Ergometer ที่ภาระของงาน 25 วัตต์ ความเร็วรอบ 20 รอบต่อนาที เป็นเวลา 3 นาทีอย่างต่อเนื่อง



ภาพที่ 3. 26 การทดสอบ Ergometer ของผู้เข้าร่วมทดลอง

- ปรับระดับภาระของงานเพิ่มขึ้นเป็น 50 และ 75 วัตต์ ตามลำดับ โดยปรับระดับภาระของงานเพิ่มขึ้นทุกๆ 3 นาที
- สังเกตค่าอัตราการเต้นของหัวใจของผู้เข้าร่วมทดลองตลอดการทดสอบ ไม่ควรเกินระดับที่ปลอดภัย โดยคำนวณจากอัตราการเต้นของหัวใจสูงสุด ของผู้เข้าร่วมทดลองแต่ละคนจาก 220-อายุ (ปี)
- หลังจากผู้เข้าร่วมทดลองทดสอบ Ergometer ที่ระดับภาระของงานสูงสุดแล้ว ให้นั่งพักจนหายเหนื่อยและสังเกตค่าอัตราการเต้นของหัวใจ ให้ใกล้เคียงกับเมื่อก่อนเริ่มทดสอบ Ergometer ในขณะนั่งพัก

ตารางที่ 3. 3 ตัวอย่างตารางบันทึกข้อมูลที่ได้จากการทดสอบ Ergometer ของผู้เข้าร่วมทดลอง

ลำดับ	อายุ (ปี)	ระดับภาระงาน					
		25วัตต์		50วัตต์		75วัตต์	
		อัตราการเต้นหัวใจคงที่	อัตราการเต้นหัวใจสูงสุด	อัตราการเต้นหัวใจคงที่	อัตราการเต้นหัวใจสูงสุด	อัตราการเต้นหัวใจคงที่	อัตราการเต้นหัวใจสูงสุด
S1							
S2							
S3							
S4							

3.2.4.2 การเดิน Gait analysis

แบ่งเป็น 2 กลุ่ม ผู้เข้าร่วมทดลอง ดังนี้

1. ผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ เดิน 1 รอบ รอบละ 4 เมตร เนื่องจากข้อจำกัดทางพื้นที่ในห้องปฏิบัติการการกายศาสตร์ ที่ความเร็วปกติ Rating 100% จากจุดที่กำหนดให้ ที่ 1 เงื่อนไข ดังนี้

- เดินโดยไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

2. ผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม เดิน 1 รอบ รอบละ 4 เมตร เนื่องจากข้อจำกัดทางพื้นที่ในห้องปฏิบัติการการกายศาสตร์ ที่ความเร็วปกติ Rating 100% จากจุดที่กำหนดให้ ที่ 2 เงื่อนไข ดังนี้

- เดินโดยไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

- เดินโดยสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ มีการให้ผู้ทดลองสวมใส่ข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบก่อนการทดสอบ เพื่อให้เกิดความเคยชินในการทดสอบ

โดยในการเดินทดสอบเพียง 1 ครั้ง ต่อผู้เข้าร่วมทดลอง 1 คน เพื่อต้องการให้ได้ข้อมูลที่คงที่และมีเสถียรภาพ รวมไปถึงสุขภาพของผู้เข้าร่วมทดลองในสภาวะที่แข็งแรงที่สุด เก็บข้อมูลจากค่ากลางในการเดิน 1 รอบของการเดิน

ซึ่งมีขั้นตอนการดำเนินงานดังนี้

- ผู้เข้าร่วมทดลองทำความเข้าใจขั้นตอนการทดลองและลงนามหนังสือแสดงเจตนายินยอมเข้าร่วมงานวิจัย

- เก็บข้อมูลพื้นฐาน เช่น ชื่อ เพศ อายุ น้ำหนักตัว เป็นต้น

- ติดตั้งอุปกรณ์และซอฟต์แวร์สำหรับระบบบันทึกการเคลื่อนไหว ตั้งค่าความถี่ในการเก็บข้อมูล หรือจำนวนเฟรม (Frame) ต่อเวลา เท่ากับ 30 เฟรมต่อวินาที (fps) ซึ่งมีความคลาดเคลื่อนเฉลี่ย (Mean error) ต้องไม่เกิน 1 มิลลิเมตร



ภาพที่ 3. 27 พื้นที่ทำการทดลอง ที่มีการติดตั้งระบบเรียบร้อยแล้ว

- เดินโดยไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ติดลูกบอลวางแสงบนร่างกายด้วยเวลโครเทป ทั้งหมด 8 ตำแหน่ง ได้แก่ สะโพก ด้านซ้ายและด้านขวา แทนมาร์กเกอร์ด้วย L1 และ R1, เข่าซ้ายและเข่าขวา แทนมาร์กเกอร์ด้วย L2 และ R2, สันเท้าซ้ายและสันเท้าขวา แทนมาร์กเกอร์ด้วย L3 และ R3, นิ้วโป้งเท้าซ้ายและนิ้วโป้งเท้าขวา แทนมาร์กเกอร์ด้วย L4 และ R4



ภาพที่ 3. 28 ตำแหน่งลูกบอลบนร่างกายของผู้เข้าร่วมทดลอง ไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ
 - เดินโดยสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ติดลูกบอลวางแสงบนร่างกายด้วยเวลโกรเทป หลังจากใส่อุปกรณ์เข้าต้นแบบสร้างแรงเสียดทานจำลองความชรา ทั้งหมด 10 ตำแหน่ง ได้แก่ สะโพก ด้านซ้ายและด้านขวา แขนมาร์กเกอร์ด้วย L1 และ R1, เทนือเข้าซ้ายและเข้าขวา แขนมาร์กเกอร์ด้วย L2 และ R2, ใต้เข้าซ้ายและเข้าขวา แขนมาร์กเกอร์ด้วย L3 และ R3, ส้นเท้าซ้ายและส้นเท้าขวา แขนมาร์กเกอร์ด้วย L4 และ R4, นิ้วโป้งเท้าซ้ายและนิ้วโป้งเท้าขวา แขนมาร์กเกอร์ด้วย L5 และ R5



ภาพที่ 3. 29 ตำแหน่งลูกบอลบนร่างกายของผู้เข้าร่วมทดลอง สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

ตารางที่ 3. 4 ตัวอย่างตารางบันทึกข้อมูลที่ได้จากระบบบันทึกการเคลื่อนไหว

เฟรม	เวลา(ส)	ตำแหน่ง Marker																				
		L1	R1	L2	R2	L3	R3	L4	R4	L5	R5											
		X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z									
1	0																					
2	0.02																					
3	0.04																					



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

3.2.5 การวิเคราะห์ข้อมูล

3.2.5.1 การทดสอบ Ergometer

ตารางที่ 3. 5 การวิเคราะห์ข้อมูลการทดสอบ Ergometer

	วัยสูงอายุไม่สวมข้อต่อ	วัยหนุ่มสวมข้อต่อ	วัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อ
HR _{steady}	110	130	90
HR _{max}	160	190	190

วิเคราะห์ข้อมูล โดยใช้อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับอัตราการเต้นของหัวใจสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุเป็นค่าอ้างอิงสำหรับเปรียบเทียบกับอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับอัตราการเต้นของหัวใจสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มที่ไม่สวมและสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ใช้แนวคิดจากอัตราการเต้นของหัวใจจากภาระงานที่เท่ากันในการทดสอบ Ergometer ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มและวัยสูงอายุ ความเหนื่อยล้าจะเท่ากันแต่อัตราการเต้นของหัวใจสูงสุดของวัยสูงอายุจะน้อยกว่าวัยหนุ่ม โดยมีค่าลดลงตามอายุที่เพิ่มมากขึ้น

-อัตราการเต้นของหัวใจคงที่ (Steady State HR) ในแต่ละระดับภาระงาน มีค่าไม่แตกต่างกันภายในในระดับภาระงานนั้น จึงนำเอาค่าอัตราการเต้นของหัวใจของระดับภาระงานเดียวกันมาเฉลี่ยเป็น 1 ค่า

-อัตราการเต้นของหัวใจสูงสุด (Max HR) คำนวณจาก

$$\text{อัตราการเต้นของหัวใจสูงสุด} = 220 - \text{อายุ} \quad (2.9)$$

-อัตราส่วนของอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับอัตราการเต้นหัวใจสูงสุด (Ratio) คำนวณจาก

$$\frac{\text{อัตราการเต้นของหัวใจคงที่}}{\text{อัตราการเต้นหัวใจสูงสุด}} \quad (3.2)$$

โดยการทดสอบ Ergometer เปรียบเทียบระหว่างผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับวัยหนุ่มสาว และไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ เนื่องจากข้อมูลเป็นข้อมูลของประชากร 2 กลุ่ม ซึ่งเป็นอิสระต่อกันและขนาดของข้อมูลแต่ละชุดน้อยกว่า 30 ใช้การวิเคราะห์ทางสถิติด้วยวิธีการทดสอบที (T Test Two-Sample Independent) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 โดยข้อมูลในแต่ละชุดจะต้องมีการแจกแจงปกติ (Normal Distribution) มีสมมติฐานในการวิเคราะห์ ดังนี้

การกำหนดสมมติฐานของงานวิจัยในการทดสอบ Ergometer ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

H_0 : $\mu_1 = \mu_2$ (อัตราส่วนเฉลี่ยระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับอัตราการเต้นหัวใจสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ไม่แตกต่างกัน)

H_1 : $\mu_1 \neq \mu_2$ (อัตราส่วนเฉลี่ยระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับอัตราการเต้นหัวใจสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ แตกต่างกัน)

การกำหนดสมมติฐานของงานวิจัยในการทดสอบ Ergometer ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

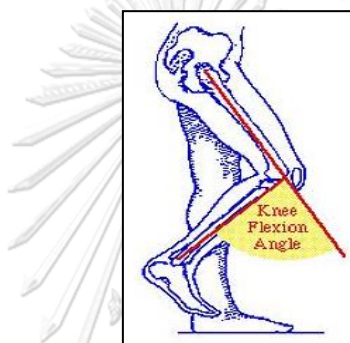
H_0 : $\mu_1 = \mu_2$ (อัตราส่วนเฉลี่ยระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับอัตราการเต้นหัวใจสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ไม่แตกต่างกัน)

H_1 : $\mu_1 \neq \mu_2$ (อัตราส่วนเฉลี่ยระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับอัตราการเต้นหัวใจสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ แตกต่างกัน)

โดยในการทดสอบที (T Test Two-Sample Independent) หาความแปรปรวนระหว่างกลุ่มข้อมูลผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ เนื่องจากจำนวนข้อมูลระหว่างกลุ่มข้อมูลไม่เท่ากัน หลังจากนั้นจึงเลือกใช้สูตรการทดสอบที (T Test Two-Sample Independent) ที่ถูกต้อง ในการวิเคราะห์ข้อมูล

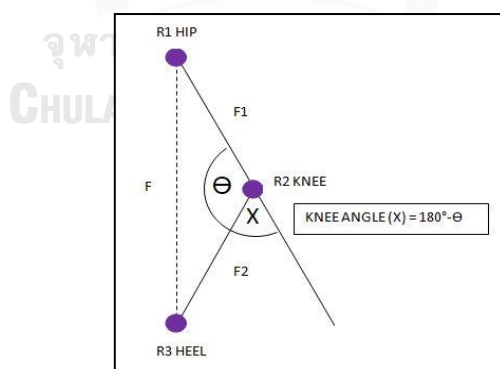
3.2.5.2 การเดิน Gait analysis

ในการเดิน เดิน 1 รอบ รอบละ 4 เมตร เนื่องจากข้อจำกัดทางพื้นที่ในห้องปฏิบัติการการยศาสตร์ เก็บข้อมูลจากค่ากลางของระบบบันทึกการเคลื่อนไหวศึกษาลักษณะการเดิน พิจารณาที่เท้าขวาของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุที่องศาของเข่า (Knee angle), ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step length) และจำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) เป็นค่าอ้างอิงในการเปรียบเทียบกับผู้เข้าร่วมการทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ โดยระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step length) และจำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ มีค่าที่ลดลงตามอายุที่มากขึ้น เนื่องจากความยืดหยุ่น, กำลังสถิติและมวลของกล้ามเนื้อลดลง เป็นผลทำให้องศาเข่า (Knee angle) ลดลง ทำให้การเดินช้าลง



ภาพที่ 3. 30 องศาของเข่าในการเดิน (Roy B. Davis 2002)

- การหาองศาเข่าของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบและผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ ใช้กฎของ Cosine ในการหามุม (พิจารณาเท้าข้างขวา)



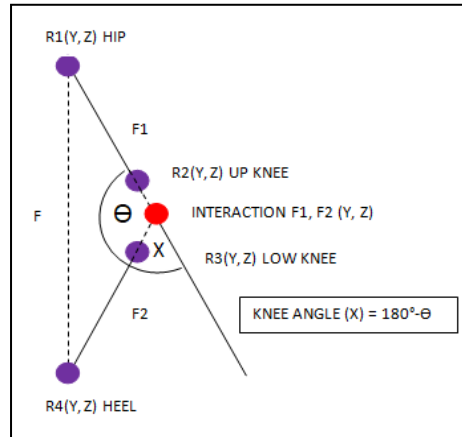
ภาพที่ 3. 31 การหาองศาเข่าของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อและวัยสูงอายุ

$$F^2 = F1^2 + F2^2 - 2F1F2\cos\theta \quad (3.3)$$

$$\theta = \cos^{-1} \left(\frac{F^2 - F1^2 - F2^2}{-2F1F2} \right) \quad (3.4)$$

$$\text{KNEE ANGLE} = 180^\circ - \theta \quad (3.5)$$

- การหาองศาเข้าของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ใช้กฎของ Cosine ในการหามุม (พิจารณาเท้าข้างขวา)



ภาพที่ 3. 32 การหาองศาเข้าของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

จากสูตร

$$\text{SLOPE} = \frac{\Delta Y}{\Delta Z} \quad (3.6)$$

$$y = mz + C \quad (3.7)$$

$$C_{1,2} = y_{1,2} - m_{1,2}z_{1,2} \quad (3.8)$$

$$C_{3,4} = y_{3,4} - m_{3,4}z_{3,4} \quad (3.9)$$

$$\text{INTERACTION Z} = \left(\frac{C_{3,4} - C_{1,2}}{m_{3,4} - m_{1,2}} \right) \quad (3.10)$$

$$\text{INTERACTION Y} = m_{1,2}z + C_{1,2} \quad (3.11)$$

$$F^2 = F1^2 + F2^2 - 2F1F2\cos\theta \quad (3.3)$$

$$\theta = \cos^{-1} \left(\frac{F^2 - F1^2 - F2^2}{-2F1F2} \right) \quad (3.4)$$

$$\text{KNEE ANGLE} = 180^\circ - \theta \quad (3.5)$$

ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step length) และจำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ในการเดิน(Gait Analysis) เปรียบเทียบระหว่างผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ เนื่องจากข้อมูลเป็นข้อมูลของประชากร 2 กลุ่ม ซึ่งเป็นอิสระต่อกันและขนาดของข้อมูลแต่ละชุดน้อยกว่า 30 ใช้การวิเคราะห์ทางสถิติด้วยวิธีการทดสอบที (T Test Two-Sample Independent) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 โดยข้อมูลในแต่ละชุดจะต้องมีการแจกแจงปกติ (Normal Distribution)

มีสมมติฐานในการวิเคราะห์ ดังนี้

การกำหนดสมมติฐานของงานวิจัยในการเดิน(Gait Analysis) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

H_0 : $\mu_1 = \mu_2$ (ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบไม่แตกต่างกัน)

H_1 : $\mu_1 \neq \mu_2$ (ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบแตกต่างกัน)

H_0 : $\mu_1 = \mu_2$ (ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบไม่แตกต่างกัน)

H_1 : $\mu_1 \neq \mu_2$ (ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบแตกต่างกัน)

จำนวนก้าวใน 1 นาที ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

H_0 : $\mu_1 = \mu_2$ (จำนวนก้าวใน 1 นาทีเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบไม่แตกต่างกัน)

H_1 : $\mu_1 \neq \mu_2$ (จำนวนก้าวใน 1 นาทีเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบแตกต่างกัน)

H_0 : $\mu_1 = \mu_2$ (จำนวนก้าวใน 1 นาทีเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบไม่แตกต่างกัน)

H_1 : $\mu_1 \neq \mu_2$ (จำนวนก้าวใน 1 นาทีเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบแตกต่างกัน)

โดยในการทดสอบที (T Test Two-Sample Independent) หาความแปรปรวนระหว่างกลุ่มข้อมูลผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ เนื่องจากจำนวนข้อมูลระหว่างกลุ่มข้อมูลไม่เท่ากัน หลังจากนั้นจึงเลือกใช้สูตรการทดสอบที (T Test Two-Sample Independent) ที่ถูกต้อง ในการวิเคราะห์ข้อมูล

บทที่ 4

ผลการทดลองและการวิเคราะห์ผลการทดลอง

งานวิจัยนี้มีจุดประสงค์เพื่อสร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ เพื่อพัฒนาชุดจำลองความสูงอายุ นำไปพัฒนาในการสร้างชุดจำลองความชรา แบ่งวิธีการทดลองออกเป็น 2 วิธี ได้แก่

4.1 การทดสอบ Ergometer

ในการทดลองนี้มีอาสาสมัครเข้าร่วมทดลองเพศชายอายุ 30-34 ปี (วัยหนุ่ม) 4 คน และเพศชายอายุ 59-64 ปี (วัยสูงอายุ) 5 คน มีสภาพร่างกายปกติ แข็งแรง สุขภาพดี ไม่เคยพบประวัติการเป็นโรคเกี่ยวกับหัวใจ และไม่เคยพบประวัติการบาดเจ็บขาหรือเข่า

ตารางที่ 4. 1 ข้อมูลเบื้องต้นของผู้เข้าร่วมทดลองเพศชายอายุ 30-34 ปี ในการทดสอบ Ergometer

ลำดับ	อายุ(ปี)	น้ำหนัก(กิโลกรัม)	ส่วนสูง(เซนติเมตร)	อัตราการเต้นหัวใจสูงสุด(220-อายุ)
S1	30	88	172	190
S2	32	78	176	188
S3	32	90	165	188
S4	32	75	172	188

ตารางที่ 4. 2 ข้อมูลเบื้องต้นของผู้เข้าร่วมทดลองเพศชายอายุ 59-64 ปี ในการทดสอบ Ergometer

ลำดับ	อายุ(ปี)	น้ำหนัก(กิโลกรัม)	ส่วนสูง(เซนติเมตร)	อัตราการเต้นหัวใจสูงสุด(220-อายุ)
S1	60	64	166	160
S2	64	77	157	156
S3	64	71	170	156
S4	60	61	164	160
S5	60	65	159	160

ทั้งนี้ผู้เข้าร่วมทดลองทั้ง 9 รายจะถูกบันทึกข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจทุกเงื่อนไขการทดลองตลอดระยะเวลาการทดลอง การทดสอบข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ พิจารณาความเหนื่อยล้าโดยวัดอัตราการเต้นของหัวใจ อ้างอิงอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุเป็นค่าสำหรับเปรียบเทียบกับอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มที่ไม่สวมและสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ผลการทดลองจากผู้เข้าร่วมทดลองจะถูกนำไปวิเคราะห์ด้วยวิธีการทดสอบที (T Test Two-Sample Independent) เนื่องจากข้อมูลเป็นอิสระต่อกัน

4.1.1 การทดสอบ Ergometer ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

4.1.1.1 การกำหนดสมมติฐานในการทดสอบ Ergometer ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยชรากับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

การกำหนดสมมติฐานของงานวิจัยในการทดสอบ Ergometer ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

H_0 : $\mu_1 = \mu_2$ (อัตราส่วนเฉลี่ยระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับอัตราการเต้นหัวใจสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ไม่แตกต่างกัน)

H_1 : $\mu_1 \neq \mu_2$ (อัตราส่วนเฉลี่ยระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับอัตราการเต้นหัวใจสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ แตกต่างกัน)

การกำหนดสมมติฐานของงานวิจัยในการทดสอบ Ergometer ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

H_0 : $\mu_1 = \mu_2$ (อัตราส่วนเฉลี่ยระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับอัตราการเต้นหัวใจสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ไม่แตกต่างกัน)

H_1 : $\mu_1 \neq \mu_2$ (อัตราส่วนเฉลี่ยระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับอัตราการเต้นหัวใจสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ แตกต่างกัน)

4.1.1.2 ข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

อัตราการเต้นของหัวใจของผู้เข้าร่วมทดลองทุกเงื่อนไขถูกบันทึกผ่านเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบรัดหน้าอก Runtastic รุ่น Combo แบบ Real time ตลอดการทดลองการทดสอบ Ergometer เพื่อเก็บข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจ

วิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุเป็นค่าอ้างอิงสำหรับเปรียบเทียบกับอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวที่ไม่สวมและสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ใช้แนวคิดจากอัตราการเต้นของหัวใจจากภาระงานที่เท่ากันในการปั่น Ergometer ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและวัยสูงอายุ ความเหนื่อยล้าจะเท่ากันแต่อัตราการเต้นของหัวใจสูงสุดของวัยสูงอายุจะน้อยกว่าวัยหนุ่มสาว โดยมีค่าลดลงตามอายุที่เพิ่มมากขึ้น

-อัตราการเต้นของหัวใจคงที่ (Steady State Heart Rate) ในแต่ละระดับภาระงาน มีค่าไม่แตกต่างกันภายในระดับภาระงานนั้น จึงนำเอาค่าอัตราการเต้นของหัวใจของระดับภาระงานเดียวกันมาเฉลี่ยเป็น 1 ค่า

-อัตราการเต้นของหัวใจสูงสุด (Max Heart Rate) คำนวณจาก

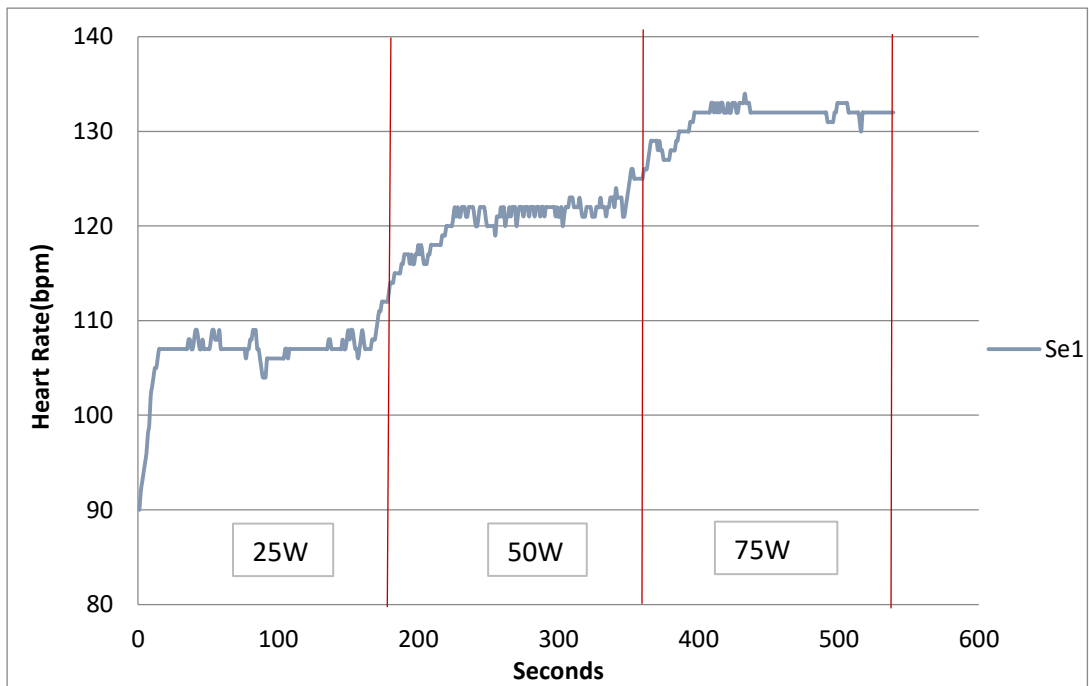
$$\text{อัตราการเต้นของหัวใจสูงสุด} = 220 - \text{อายุ} \quad (2.9)$$

-อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับอัตราการเต้นหัวใจสูงสุด (Ratio) คำนวณจาก

$$\frac{\text{อัตราการเต้นของหัวใจคงที่}}{\text{อัตราการเต้นหัวใจสูงสุด}} \quad (3.2)$$

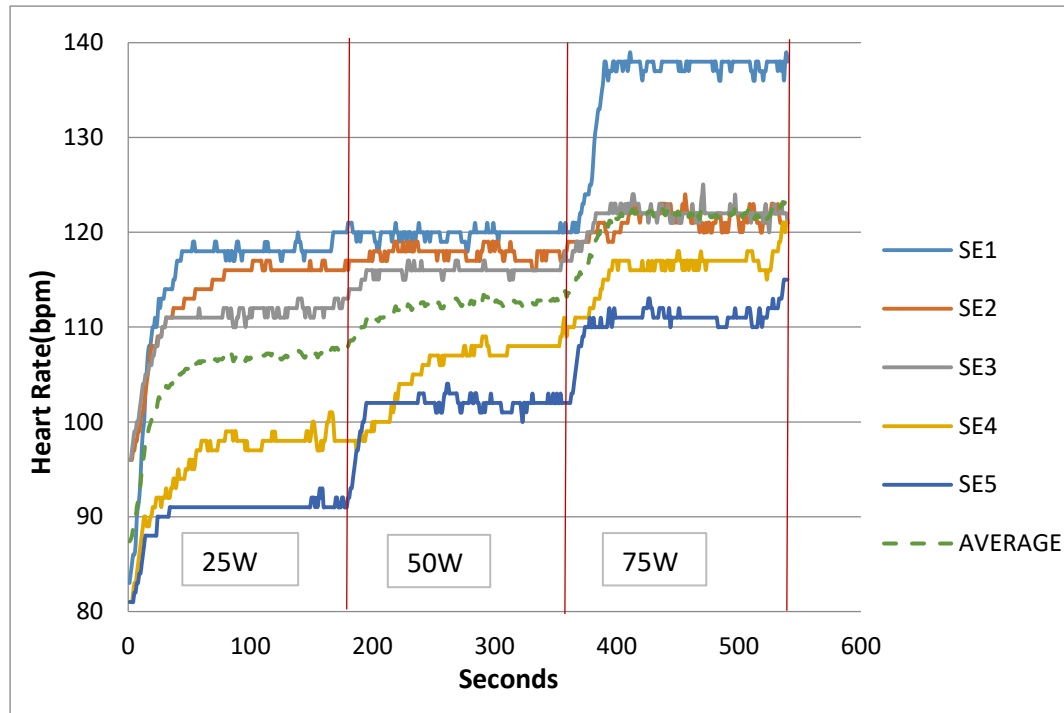
ผลการทดลองแยกเป็นผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุและวัยหนุ่มสาว ดังรูปด้านล่าง

ผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ



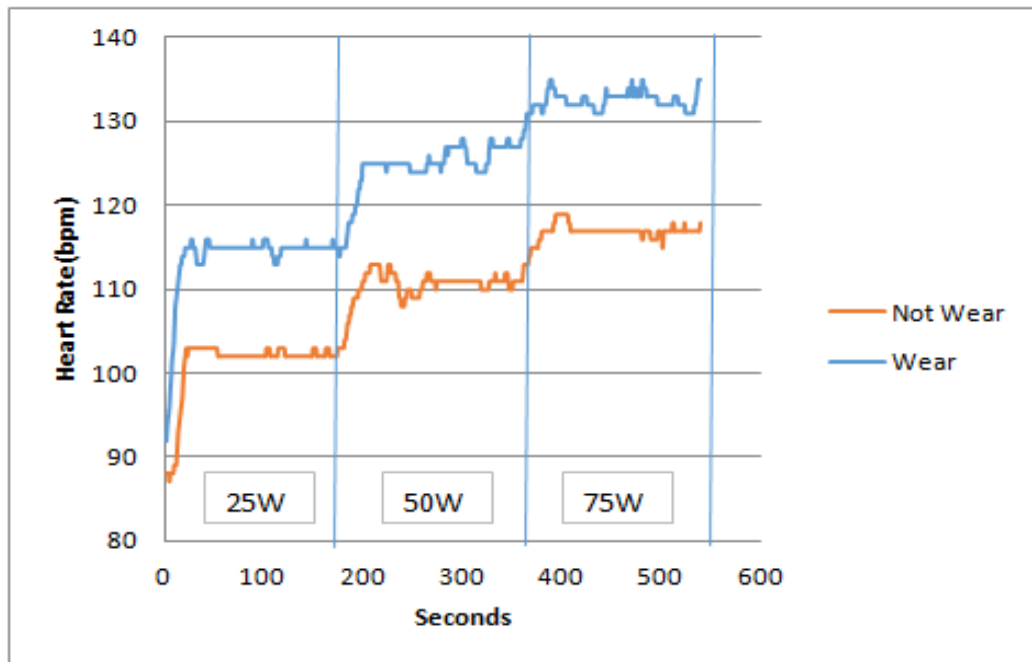
ภาพที่ 4. 1 ความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจและเวลาของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุคนที่ 1

เมื่อได้ความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจและเวลาของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ ครบทุกเงื่อนไขของผู้เข้าร่วมทดลอง นำมาคำนวณหาอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับอัตราการเต้นของหัวใจสูงสุด แสดงในตารางที่ 4.3



ภาพที่ 4. 2 ความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจเฉลี่ยและเวลาของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ

ผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม



ภาพที่ 4. 3 ความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจและเวลาของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มคนที่ 1

เมื่อได้ความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจและเวลาของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม ครบทุกเงื่อนไขของผู้เข้าร่วมทดลอง นำมาคำนวณหาอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับอัตราการเต้นของหัวใจสูงสุด แสดงในตารางที่ 4.4 และ 4.5

HR_{steady} = อัตราการเต้นของหัวใจคงที่

HR_{max} = อัตราการเต้นของหัวใจสูงสุด

RATIO = อัตราส่วนของอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับอัตราการเต้นของหัวใจสูงสุด

ตารางที่ 4. 3 ข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ

ลำดับ	อายุ (ปี)	ระดับภาระงาน								
		25วัตต์			50วัตต์			75วัตต์		
		HR_{stea}	HR_{max}	RATIO	HR_{steady}	HR_{max}	RATIO	HR_{stead}	HR_{max}	RATIO
S1	60	115	160	0.72	120	160	0.75	136	160	0.85
S2	64	113	156	0.72	118	156	0.76	121	156	0.78
S3	64	110	156	0.71	116	156	0.74	122	156	0.78
S4	60	96	160	0.60	106	160	0.66	116	160	0.73
S5	60	90	160	0.56	102	160	0.64	111	160	0.69

ตารางที่ 4. 4 ข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทาน
ต้นแบบ

ลำดับ	อายุ (ปี)	ระดับภาระงาน								
		25วัตต์			50วัตต์			75วัตต์		
		HR_{stea}	HR_{max}	RATIO	HR_{steady}	HR_{max}	RATIO	HR_{stead}	HR_{max}	RATIO
S1	30	114	190	0.60	125	190	0.66	132	190	0.69
S2	32	107	188	0.57	118	188	0.63	130	188	0.69
S3	32	114	188	0.61	123	188	0.65	134	188	0.71
S4	32	106	188	0.56	120	188	0.64	131	188	0.70

ตารางที่ 4. 5 ข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทาน
ต้นแบบ

ลำดับ	อายุ (ปี)	ระดับภาระงาน								
		25วัตต์			50วัตต์			75วัตต์		
		HR _{stead}	HR _{max}	RATIO	HR _{steady}	HR _{max}	RATIO	HR _{steady}	HR _{max}	RATIO
S1	30	101	190	0.53	111	190	0.58	117	190	0.62
S2	32	96	188	0.51	107	188	0.57	115	188	0.61
S3	32	97	188	0.52	108	188	0.57	119	188	0.63
S4	32	99	188	0.53	110	188	0.59	116	188	0.62

เมื่อสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ อัตราการเต้นของหัวใจคงที่จะเพิ่มขึ้น ทำให้อัตราส่วน
ระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับอัตราการเต้นหัวใจสูงสุดเพิ่มขึ้นด้วย

4.1.1.3 การวิเคราะห์ผลทางสถิติของข้อมูลอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

4.1.1.3.1 ผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ-ภาระงาน 25 วัตต์

จากข้อมูลในข้อ 4.1.1.2 ซึ่งทดสอบแล้วมีการแจกแจงแบบปกติ นำมาวิเคราะห์ความแปรปรวน (Variance) ในเบื้องต้นเพื่อเลือกใช้สูตรในการทดสอบ T test ที่ถูกต้อง ผลการวิเคราะห์ทางสถิติโดยโปรแกรม Minitap 2018

Test				
Null hypothesis		$H_0: \sigma_1 / \sigma_2 = 1$		
Alternative hypothesis		$H_1: \sigma_1 / \sigma_2 \neq 1$		
Significance level		$\alpha = 0.05$		
Test				
Method	Statistic	DF1	DF2	P-Value
F	10.28	4	3	0.085

ภาพที่ 4. 4 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 25 วัตต์

จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล พบว่าความแปรปรวนของอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 25 วัตต์ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ มีความแปรปรวนไม่เท่ากัน โดยค่า F test มีค่า $10.28 > F \text{ table}$ มีค่า 9.12 ที่ $Df_1 = 4, Df_2 = 3$ ทดสอบ T test อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ โดยวิธี T Test Two-Sample Assuming Unequal Variances ในลำดับต่อไป

Two-Sample T-Test and CI: Elderly, Adult Wear

Two-sample T for Elderly vs Adult Wear

	N	Mean	StDev	SE Mean
Elderly	5	0.6620	0.0763	0.034
Adult Wear	4	0.5850	0.0238	0.012

Difference = μ (Elderly) - μ (Adult Wear)

Estimate for difference: 0.0770

95% CI for difference: (-0.0233, 0.1773)

T-Test of difference = 0 (vs \neq): T-Value = 2.13 P-Value = 0.100 DF = 4

ภาพที่ 4. 5 ผลการวิเคราะห์อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 25 วัตต์

จากการวิเคราะห์ T Test Two-Sample Assuming Unequal Variances อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 25 วัตต์ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ โดยดูจากค่า P Value พบว่า P Value = 0.100 > 0.05 อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 25 วัตต์ ไม่มีความแตกต่างกัน

-ภาระงาน 50 วัตต์

จากข้อมูลในข้อ 4.1.1.2 ซึ่งทดสอบแล้วมีการแจกแจงแบบปกติ นำมาวิเคราะห์ความแปรปรวน (Variance) ในเบื้องต้นเพื่อเลือกใช้สูตรในการทดสอบ T test ที่ถูกต้อง ผลการวิเคราะห์ทางสถิติโดยโปรแกรม Minitap 2018

Test				
Null hypothesis		$H_0: \sigma_1 / \sigma_2 = 1$		
Alternative hypothesis		$H_1: \sigma_1 / \sigma_2 \neq 1$		
Significance level		$\alpha = 0.05$		
Test				
Method	Statistic	DF1	DF2	P-Value
F	18.64	4	3	0.037

ภาพที่ 4. 6 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 50 วัตต์

จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล พบว่าความแปรปรวนของอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 50 วัตต์ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ มีความแปรปรวนไม่เท่ากัน โดยค่า F test มีค่า $18.64 > F_{table}$ มีค่า 9.12 ที่ $Df_1 = 4, Df_2 = 3$ ทดสอบ T test อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ โดยวิธี T Test Two-Sample Assuming Unequal Variances ในลำดับต่อไป

Two-Sample T-Test and CI: Elderly, Adult Wear				
Two-sample T for Elderly vs Adult Wear				
	N	Mean	StDev	SE Mean
Elderly	5	0.7100	0.0557	0.025
Adult Wear	4	0.6450	0.0129	0.0065
Difference = μ (Elderly) - μ (Adult Wear)				
Estimate for difference: 0.0650				
95% CI for difference: (-0.0064, 0.1364)				
T-Test of difference = 0 (vs \neq): T-Value = 2.53 P-Value = 0.065 DF = 4				

ภาพที่ 4. 7 ผลการวิเคราะห์อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 50 วัตต์

จากการวิเคราะห์ T Test Two-Sample Assuming Unequal Variances อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 50 วัตต์ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ โดยดูจากค่า P Value พบว่า P Value = 0.065 > 0.05 อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 50 วัตต์ ไม่มีความแตกต่างกัน

-ภาระงาน 75 วัตต์

จากข้อมูลในข้อ 4.1.1.2 ซึ่งทดสอบแล้วมีการแจกแจงแบบปกติ นำมาวิเคราะห์ความแปรปรวน (Variance) ในเบื้องต้นเพื่อเลือกใช้สูตรในการทดสอบ T test ที่ถูกต้อง ผลการวิเคราะห์ทางสถิติโดยโปรแกรม Minitap 2018

Test				
Null hypothesis		$H_0: \sigma_1 / \sigma_2 = 1$		
Alternative hypothesis		$H_1: \sigma_1 / \sigma_2 \neq 1$		
Significance level		$\alpha = 0.05$		
Test				
Method	Statistic	DF1	DF2	P-Value
F	39.57	4	3	0.013

ภาพที่ 4. 8 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 75 วัตต์

จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล พบว่าความแปรปรวนของอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 75 วัตต์ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ มีความแปรปรวนไม่เท่ากัน โดยค่า F test มีค่า 39.57 > F table มีค่า 9.12 ที่ Df1 = 4, Df 2 = 3 ทดสอบ T test อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ โดยวิธี T Test Two-Sample Assuming Unequal Variances ในลำดับต่อไป

Two-Sample T-Test and CI: Elderly, Adult Wear				
Two-sample T for Elderly vs Adult Wear				
	N	Mean	StDev	SE Mean
Elderly	5	0.7660	0.0602	0.027
Adult Wear	4	0.69750	0.00957	0.0048
Difference = μ (Elderly) - μ (Adult Wear)				
Estimate for difference: 0.0685				
95% CI for difference: (-0.0075, 0.1445)				
T-Test of difference = 0 (vs \neq): T-Value = 2.50 P-Value = 0.067 DF = 4				

ภาพที่ 4. 9 ผลการวิเคราะห์อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 75 วัตต์

จากการวิเคราะห์ T Test Two-Sample Assuming Unequal Variances อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 75 วัตต์ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ โดยดูจากค่า P Value พบว่า P Value = 0.067 > 0.05 อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 75 วัตต์ ไม่มีความแตกต่างกัน

4.1.1.3.2 ผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทาน ต้นแบบ

-ภาระงาน 25 วัตต์

จากข้อมูลในข้อ 4.1.1.2 ซึ่งทดสอบแล้วมีการแจกแจงแบบปกติ นำมาวิเคราะห์ความแปรปรวน (Variance) ในเบื้องต้นเพื่อเลือกใช้สูตรในการทดสอบ T test ที่ถูกต้อง ผลการวิเคราะห์ทางสถิติโดยโปรแกรม Minitap 2018

Test				
Null hypothesis	$H_0: \sigma_1 / \sigma_2 = 1$			
Alternative hypothesis	$H_1: \sigma_1 / \sigma_2 \neq 1$			
Significance level	$\alpha = 0.05$			
Test				
Method	Statistic	DF1	DF2	P-Value
F	63.57	4	3	0.006

ภาพที่ 4. 10 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 25 วัตต์

จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล พบว่าความแปรปรวนของอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 25 วัตต์ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ มีความแปรปรวนไม่เท่ากัน โดยค่า F test มีค่า 63.57 > F table มีค่า 9.12 ที่ $Df_1 = 4, Df_2 = 3$ ทดสอบ T test อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ โดยวิธี T Test Two-Sample Assuming Unequal Variances ในลำดับต่อไป

Two-Sample T-Test and CI: Elderly, Adult No Wear				
Two-sample T for Elderly vs Adult No Wear				
	N	Mean	StDev	SE Mean
Elderly	5	0.6620	0.0763	0.034
Adult No Wear	4	0.52250	0.00957	0.0048
Difference = μ (Elderly) - μ (Adult No Wear)				
Estimate for difference: 0.1395				
95% CI for difference: (0.0438, 0.2352)				
T-Test of difference = 0 (vs \neq): T-Value = 4.05 P-Value = 0.015 DF = 4				

ภาพที่ 4. 11 ผลการวิเคราะห์อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 25 วัตต์

จากการวิเคราะห์ T Test Two-Sample Assuming Unequal Variances อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 25 วัตต์ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ โดยดูจากค่า P Value พบว่า P Value = 0.015 < 0.05 อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 25 วัตต์ มีความแตกต่างกัน

-ภาระงาน 50 วัตต์

จากข้อมูลในข้อ 4.1.1.2 ซึ่งทดสอบแล้วมีการแจกแจงแบบปกติ นำมาวิเคราะห์ความแปรปรวน (Variance) ในเบื้องต้นเพื่อเลือกใช้สูตรในการทดสอบ T test ที่ถูกต้อง ผลการวิเคราะห์ทางสถิติโดยโปรแกรม Minitap 2018

Test				
Null hypothesis	$H_0: \sigma_1 / \sigma_2 = 1$			
Alternative hypothesis	$H_1: \sigma_1 / \sigma_2 \neq 1$			
Significance level	$\alpha = 0.05$			
Test				
Method	Statistic	DF1	DF2	P-Value
F	33.88	4	3	0.016

ภาพที่ 4. 12 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 50 วัตต์

จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล พบว่าความแปรปรวนของอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 50 วัตต์ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ มีความแปรปรวนไม่เท่ากัน โดยค่า F test มีค่า 33.88 > F table มีค่า 9.12 ที่ Df1 = 4, Df 2 = 3 ทดสอบ T test อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ โดยวิธี T Test Two-Sample Assuming Unequal Variances ในลำดับต่อไป

Two-Sample T-Test and CI: Elderly, Adult No Wear				
Two-sample T for Elderly vs Adult No Wear				
	N	Mean	StDev	SE Mean
Elderly	5	0.7100	0.0557	0.025
Adult No Wear	4	0.57750	0.00957	0.0048
Difference = μ (Elderly) - μ (Adult No Wear)				
Estimate for difference: 0.1325				
95% CI for difference: (0.0621, 0.2029)				
T-Test of difference = 0 (vs \neq): T-Value = 5.23 P-Value = 0.006 DF = 4				

ภาพที่ 4. 13 ผลการวิเคราะห์อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 50 วัตต์

จากการวิเคราะห์ T Test Two-Sample Assuming Unequal Variances อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยชรากับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 50 วัตต์ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ โดยดูจากค่า P Value พบว่า P Value = 0.006 < 0.05 อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 50 วัตต์ มีความแตกต่างกัน

-ภาระงาน 75 วัตต์

จากข้อมูลในข้อ 4.1.1.2 ซึ่งทดสอบแล้วมีการแจกแจงแบบปกติ นำมาวิเคราะห์ความแปรปรวน (Variance) ในเบื้องต้นเพื่อเลือกใช้สูตรในการทดสอบ T test ที่ถูกต้อง ผลการวิเคราะห์ทางสถิติโดยโปรแกรม Minitap 2018

Test				
Null hypothesis	$H_0: \sigma_1 / \sigma_2 = 1$			
Alternative hypothesis	$H_1: \sigma_1 / \sigma_2 \neq 1$			
Significance level	$\alpha = 0.05$			
Test				
Method	Statistic	DF1	DF2	P-Value
F	54.43	4	3	0.008

ภาพที่ 4. 14 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 75 วัตต์

จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล พบว่าความแปรปรวนของอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 75 วัตต์ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ มีความแปรปรวนไม่เท่ากัน โดยค่า F test มีค่า $54.43 > F \text{ table}$ มีค่า 9.12 ที่ $Df_1 = 4, Df_2 = 3$ ทดสอบ T test อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ โดยวิธี T Test Two-Sample Assuming Unequal Variances ในลำดับต่อไป

Two-Sample T-Test and CI: Elderly, Adult No Wear				
Two-sample T for Elderly vs Adult No Wear				
	N	Mean	StDev	SE Mean
Elderly	5	0.7660	0.0602	0.027
Adult No Wear	4	0.62000	0.00816	0.0041
Difference = μ (Elderly) - μ (Adult No Wear)				
Estimate for difference: 0.1460				
95% CI for difference: (0.0703, 0.2217)				
T-Test of difference = 0 (vs \neq): T-Value = 5.36 P-Value = 0.006 DF = 4				

ภาพที่ 4. 15 ผลการวิเคราะห์อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 75 วัตต์

จากการวิเคราะห์ T Test Two-Sample Assuming Unequal Variances อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยชรากับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 75 วัตต์ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ โดยดูจากค่า P Value พบว่า P Value = 0.006 < 0.05 อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 75 วัตต์ มีความแตกต่างกัน

4.2 การเดิน (Gait Analysis)

ในการทดลองนี้มีอาสาสมัครเข้าร่วมทดลองเพศชายอายุ 30-34 ปี (วัยหนุ่ม) 4 คน และเพศชายอายุ 59-64 ปี (วัยสูงอายุ) 6 คน มีสภาพร่างกายปกติ แข็งแรง สุขภาพดี ไม่เคยพบประวัติการเป็นโรคเกี่ยวกับหัวใจ และไม่เคยพบประวัติการบาดเจ็บขาหรือเข่า

ตารางที่ 4. 6 ข้อมูลเบื้องต้นของผู้เข้าร่วมทดลองเพศชายอายุ 30-34 ปี ในการเดิน

ลำดับ	อายุ(ปี)	น้ำหนัก(กิโลกรัม)	ส่วนสูง(เซนติเมตร)
S1	30	88	172
S2	32	78	176
S3	32	90	165
S4	32	75	172

ตารางที่ 4. 7 ข้อมูลเบื้องต้นของผู้เข้าร่วมทดลองเพศชายอายุ 59-64 ปี ในการเดิน

ลำดับ	อายุ(ปี)	น้ำหนัก(กิโลกรัม)	ส่วนสูง(เซนติเมตร)
S1	59	72	169
S2	63	68	158
S3	63	61	164
S4	60	50	145
S5	62	74	164
S6	61	64	166

ในการทดลองนี้ศึกษาลักษณะการเดินพิจารณาที่เท้าขวาของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุที่องศาของเข่า (Knee angle), ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step length) และจำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) เป็นค่าอ้างอิงในการเปรียบเทียบกับผู้เข้าร่วมการทดลองวัยหนุ่มที่สวมและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ โดยระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step length) และจำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ มีค่าที่ลดลงตามอายุที่มากขึ้น เนื่องจากความยืดหยุ่น กำลังสถิติและมวลของกล้ามเนื้อลดลง องศาของเข่า (Knee angle) ลดลง ทำให้การเดินช้าลง

ผลการทดลองของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ นำไปวิเคราะห์ด้วยวิธีการทดสอบวิธีการทดสอบที (T Test Two-Sample Independent) กับผลการทดลองของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มที่สวมและไม่สวมใส่ข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ เนื่องจากข้อมูลเป็นอิสระต่อกัน

4.2.1 การเดิน (Gait Analysis) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

การวิเคราะห์การเดิน(Gait Analysis) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ แบ่งเป็น 3 อย่าง คือ

องศาเข่า (Knee angle)

ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step length)

จำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence)

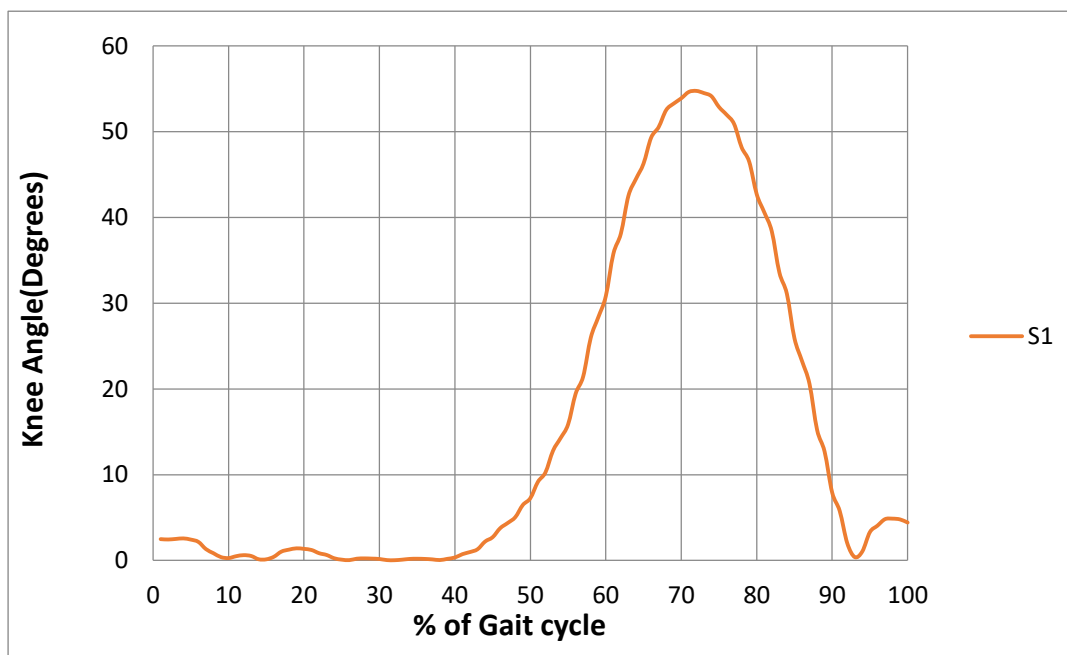


4.2.1.1 ข้อมูลองศาเข้าของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

-ผู้เข้าร่วมทดลองวัยชรา

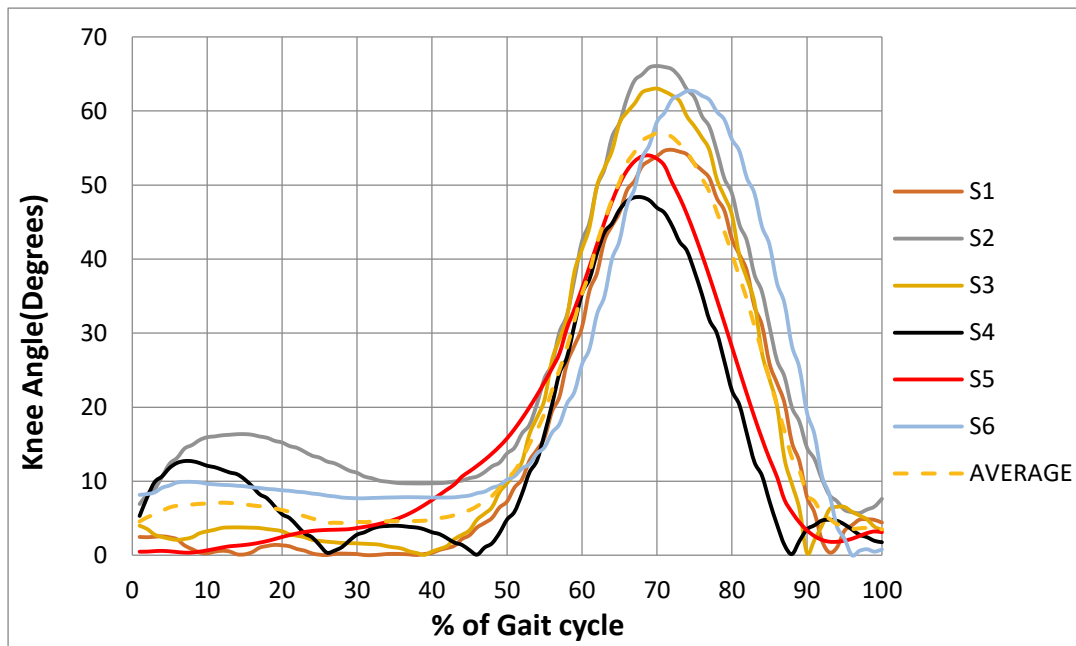
องศาเข้าของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุถูกบันทึกผ่านระบบบันทึกการเคลื่อนไหวด้วยภาพ

OptiTrack™ (NaturalPoint, Inc) แล้วแปลงผลออกมา



ภาพที่ 4. 16 ความสัมพันธ์ขององศาเข้าและวงจรกิจกรรมเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ คนที่ 1

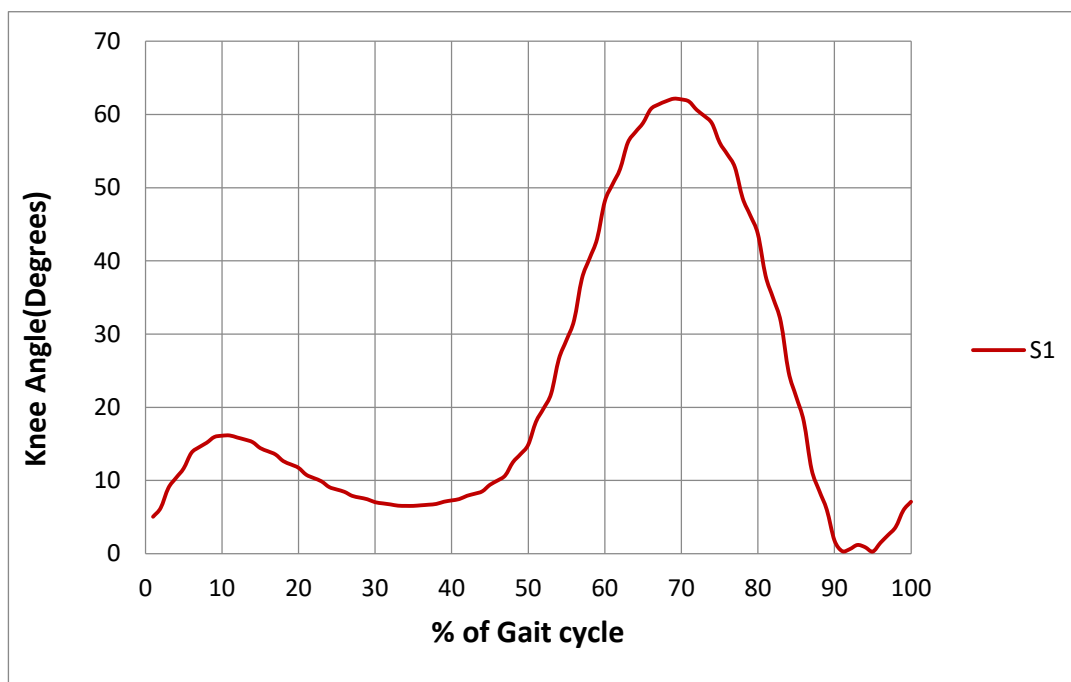
เมื่อได้ความสัมพันธ์ขององศาเข้าและวงจรกิจกรรมเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ ครบทุกเงื่อนไขของผู้เข้าร่วมทดลอง หาค่าเฉลี่ยขององศาเข้าในวงจรกิจกรรมเดิน แสดงในภาพที่ 4.17



ภาพที่ 4. 17 ความสัมพันธ์ขององศาเข่าของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ ทั้ง 6 คน และวงจรรการเดิน
 จากภาพที่ 4.17 ความสัมพันธ์ขององศาเข่าเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุทั้ง 6 คน
 พิจารณาจากค่าเฉลี่ย ณ เปอร์เซนต์ใดๆ ทั้งหมด 100 % ของวงจรรการเดิน นำมาวิเคราะห์ผลการ
 ทดลอง ใน 4.2.1.2

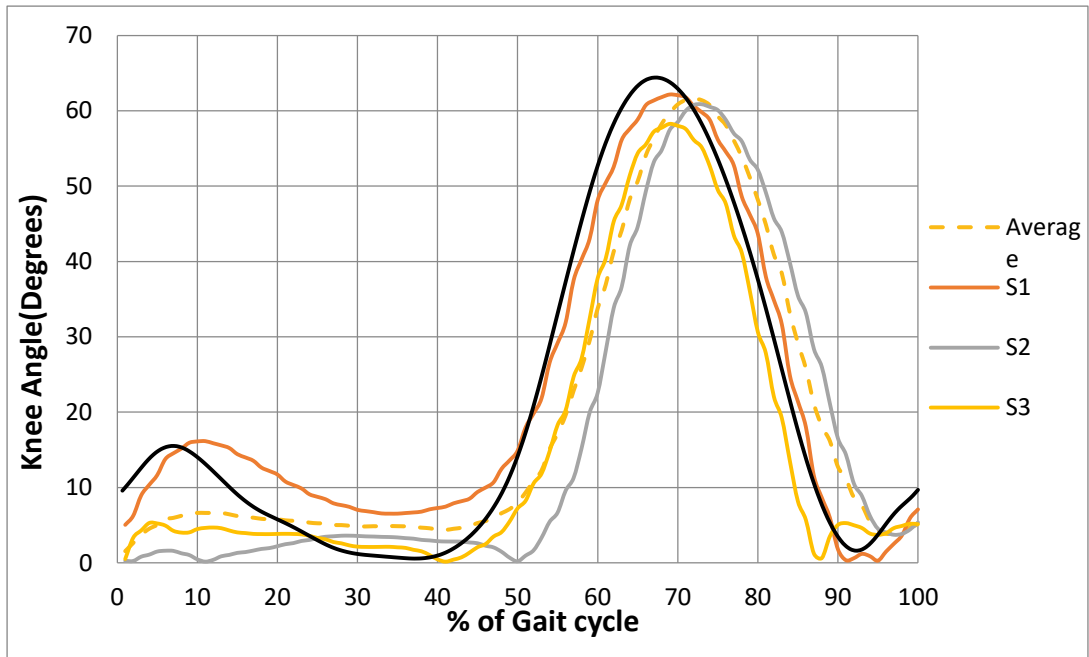
-ผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

องศาเข้าของข้อต่อร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ถูกบันทึกผ่านระบบบันทึกการเคลื่อนไหวด้วยภาพ OptiTrack™ (NaturalPoint, Inc) แล้วแปลงผลออกมา



ภาพที่ 4. 18 ความสัมพันธ์ขององศาเข้าและวงจรรการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ คนที่ 1

เมื่อได้ความสัมพันธ์ขององศาเข้าและวงจรรการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาว ครบทุกเงื่อนไขของผู้เข้าร่วมทดลอง หาค่าเฉลี่ยขององศาเข้าในวงจรรการเดิน แสดงในภาพที่ 4.19

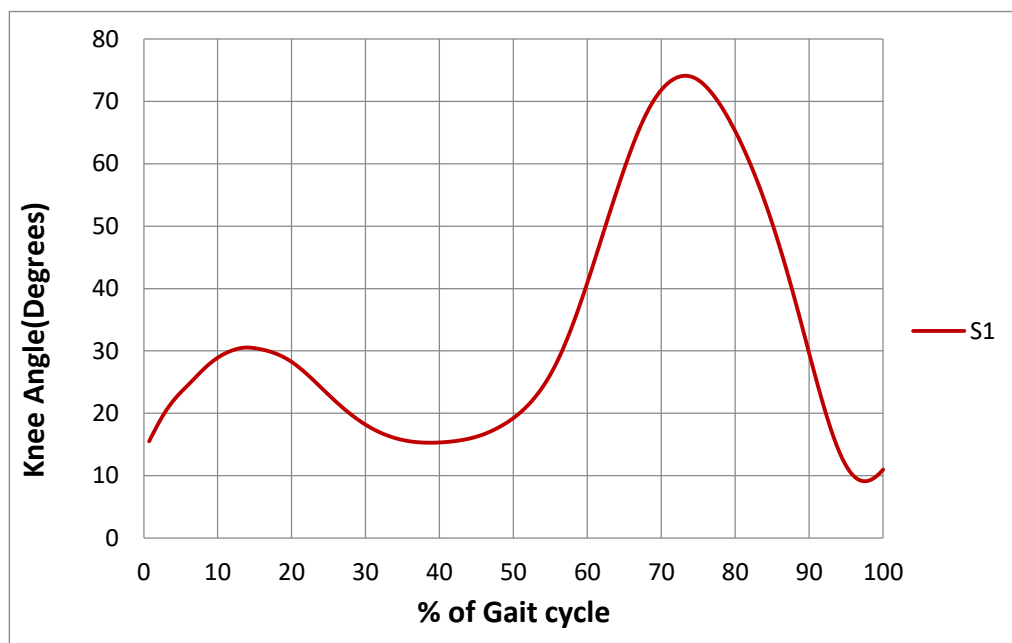


ภาพที่ 4. 19 ความสัมพันธ์ขององศาเข่าของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ทั้ง 4 คนและวงจรรการเดิน

จากภาพที่ 4.13 ความสัมพันธ์ขององศาเข่าเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ทั้ง 4 คน พิจารณาจากค่าเฉลี่ย ณ เปอร์เซ็นต์ใดๆ ทั้งหมด 100 % ของวงจรรการเดิน นำมาวิเคราะห์ผลการทดลอง ใน 4.2.1.2

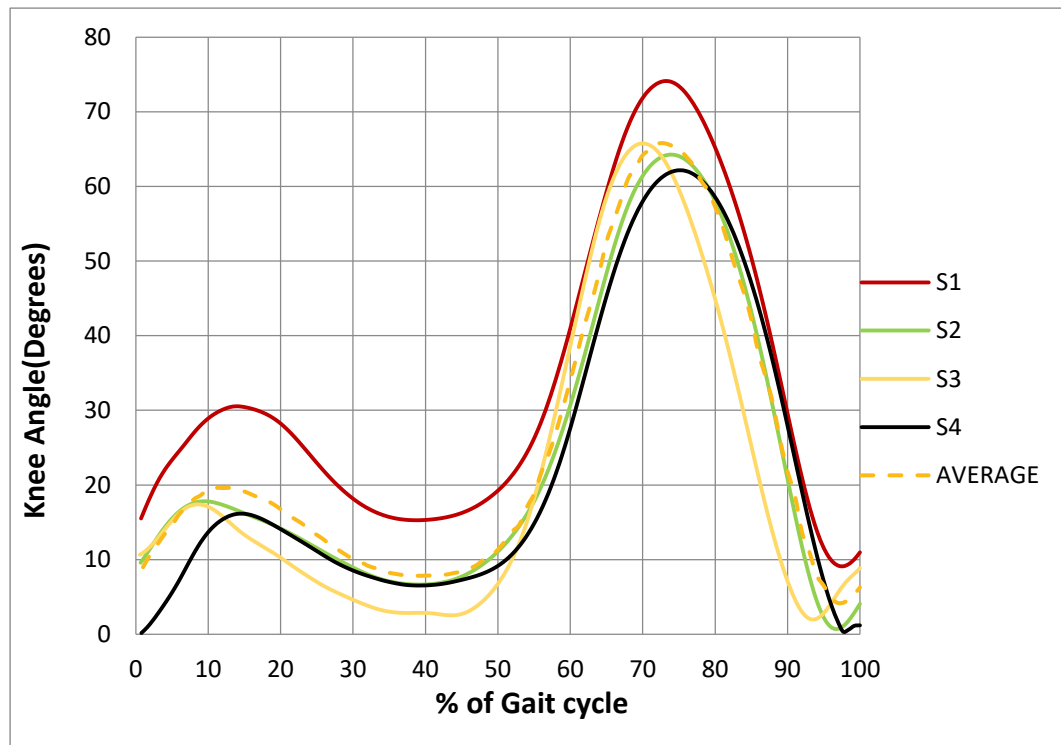
-ผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

องศาเข้าของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบถูกบันทึกผ่านระบบบันทึกการเคลื่อนไหวด้วยภาพ OptiTrack™ (NaturalPoint, Inc) แล้วแปลงผลออกมา



ภาพที่ 4. 20 ความสัมพันธ์ขององศาเข้าและวงจรถ่วงการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ คนที่ 1

เมื่อได้ความสัมพันธ์ขององศาเข้าและวงจรถ่วงการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม ครบทุกเงื่อนไขของผู้เข้าร่วมทดลอง หาค่าเฉลี่ยขององศาเข้าในวงจรถ่วงการเดิน แสดงในภาพที่ 4.21

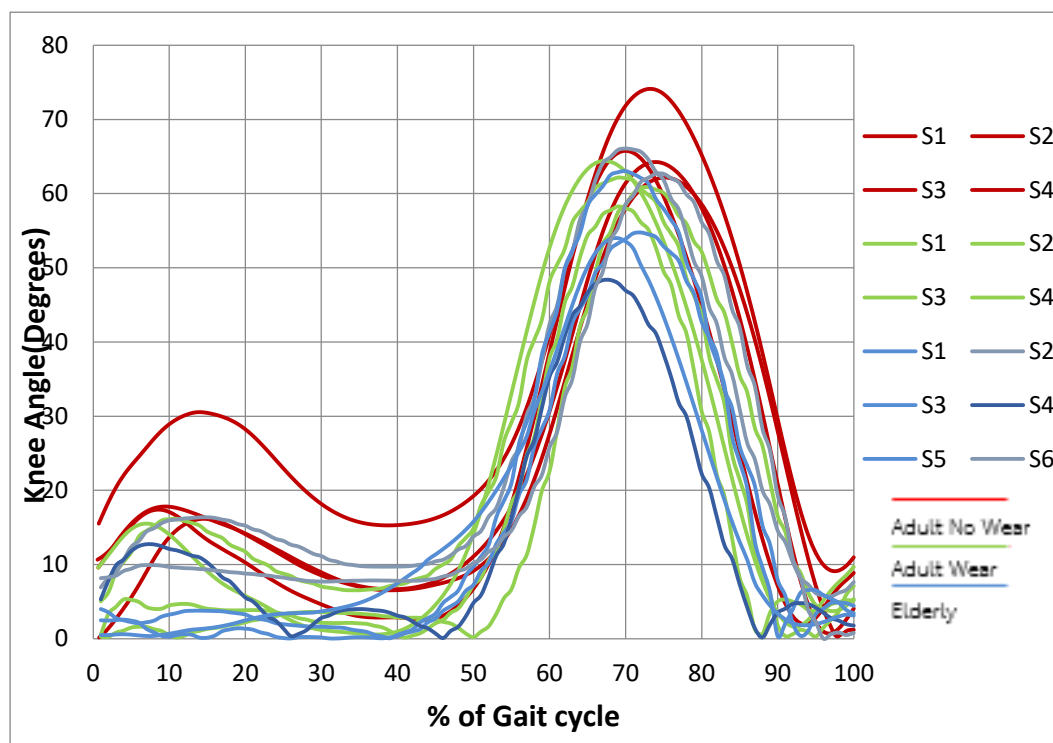


ภาพที่ 4. 21 ความสัมพันธ์ขององศาเข้าของผู้เข้าร่วมทดลองไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบทั้ง 4 คนและวงจรกิจการเดิน

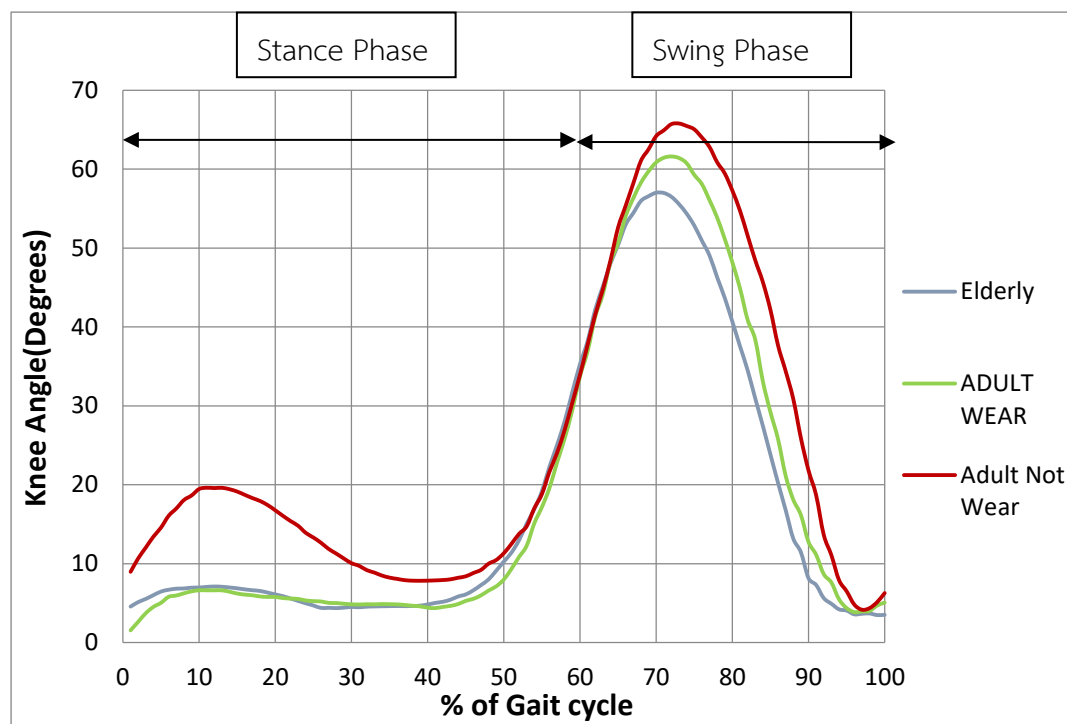
จากภาพที่ 4.21 ความสัมพันธ์ขององศาเข้าเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ทั้ง 4 คน พิจารณาจากค่าเฉลี่ย ณ เปอร์เซ็นต์ใดๆ ทั้งหมด 100 % ของวงจรกิจการเดิน นำมาวิเคราะห์ผลการทดลอง ใน 4.2.1.2

4.2.1.2 การวิเคราะห์ข้อมูลองศาเข้าของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

การวิเคราะห์ข้อมูลองศาเข้าของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ พิจารณาจากกราฟความสัมพันธ์องศาเข้าและวงจรการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุและวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ



ภาพที่ 4. 22 ความสัมพันธ์ขององศาเข้าและวงจรการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุและวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ



ภาพที่ 4. 23 ความสัมพันธ์ขององศาเข่าเฉลี่ยและวงจรรการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุและวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

จากภาพที่ 4.23 แสดงให้เห็นถึงวงจรรการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบเปรียบเทียบกับวงจรรการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ พิจารณาเป็น 2 แบบ

-ลักษณะการเดินในวงจรรการเดิน 1 รอบ ผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบมีวงจรรการเดินที่ใกล้เคียงกับการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุในช่วงที่เท้ายันอยู่กับพื้นดิน (Stance Phase) และกราฟจะเริ่มขยับออกจากกราฟของผู้เข้าร่วมทดลองวัยชราในเปอร์เซ็นต์ที่ 70 ในช่วงที่เท้าลอยอยู่ในอากาศ (Swing Phase) มีความแตกต่างที่ 5%

-ช่วงกว้างขององศาเข่าในวงจรรการเดิน 1 รอบ ผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานมีองศาเข่าเกือบจะเป็นเส้นเดียวกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุตลอดวงจรรการเดิน ในเปอร์เซ็นต์ที่ 0-65 และจะเริ่มแตกต่างกันตั้งแต่เปอร์เซ็นต์ที่ 65 เป็นต้นไป ช่วงที่เท้าลอยอยู่ในอากาศ (Swing Phase) มีความต่างที่ 5 องศา การสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบทำให้องศาเข่าลดลงในการเดินจำกัดการเคลื่อนไหว มีความใกล้เคียงกับการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ ส่วนผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทาน มีช่วงกว้างขององศาเข่าแตกต่างในช่วงที่เท้ายันอยู่กับพื้นดิน (Stance Phase) และเริ่มมีองศาเข่าที่ใกล้เคียงกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุตั้งแต่เปอร์เซ็นต์ที่ 50-65 และจะเริ่มแตกต่างอีกครั้งตั้งแต่เปอร์เซ็นต์ที่ 65 ในช่วงที่เท้าลอยอยู่ในอากาศ (Swing Phase) โดยความต่างอยู่ในช่วง 10-15 องศา การเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทาน

ต้นแบบเมืองศาเข้าที่มีอิสระในการเคลื่อนที่มากกว่าวัยสูงอายุเนื่องจากกำลังสติดและความยืดหยุ่นของกล้ามเนื้อยังไม่ลดลงตามอายุที่มากขึ้นเหมือนวัยสูงอายุ



4.2.2 ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step Length)

4.2.2.1 การกำหนดสมมติฐานระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

การกำหนดสมมติฐานระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

H_0 : $\mu_1 = \mu_2$ (ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบไม่แตกต่างกัน)

H_1 : $\mu_1 \neq \mu_2$ (ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบแตกต่างกัน)

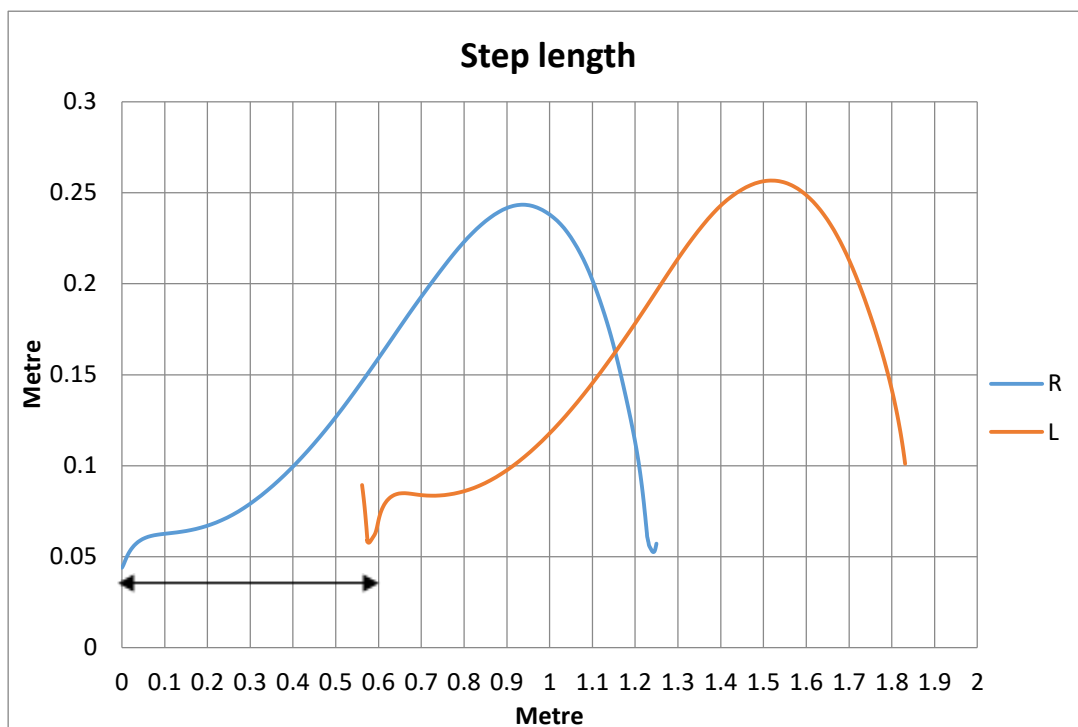
การกำหนดสมมติฐานระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

H_0 : $\mu_1 = \mu_2$ (ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบไม่แตกต่างกัน)

H_1 : $\mu_1 \neq \mu_2$ (ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบแตกต่างกัน)

4.2.2.2 ข้อมูลระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step Length) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งของผู้เข้าร่วมทดลองถูกบันทึกผ่านระบบบันทึกการเคลื่อนไหวด้วยภาพ OptiTrack™ (NaturalPoint, Inc) แล้วแปลงผลออกมา แสดงในภาพที่ 4.24



ภาพที่ 4. 24 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ

ข้อมูลระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองครบทุกเงื่อนไขของผู้เข้าร่วมทดลอง แสดงในตารางที่ 4.8

ตารางที่ 4. 8 ข้อมูลระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

วัย สูงอายุ	Step lentgh(CM)	วัยหนุ่มสาว ข้อต่อ	Step lentgh(CM)	วัยหนุ่มไม่สวม ข้อต่อ	Step lentgh(CM)
S1	57.8	S1	60.7	S1	59.6
S2	57.6	S2	59.5	S2	67.9
S3	60	S3	62.6	S3	60.5
S4	51.2	S4	59.3	S4	63.5
S5	45.8				
S6	59.3				

4.2.2.3 การวิเคราะห์ข้อมูลระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step Length) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

-ผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

จากข้อมูลในข้อ 4.2.2.2 ซึ่งทดสอบแล้วมีการแจกแจงแบบปกติ นำมาวิเคราะห์ความแปรปรวน (Variance) ในเบื้องต้นเพื่อเลือกใช้สูตรในการทดสอบ T test ที่ถูกต้อง ผลการวิเคราะห์ทางสถิติโดยโปรแกรม Minitap 2018

Test				
Null hypothesis		$H_0: \sigma_1 / \sigma_2 = 1$		
Alternative hypothesis		$H_1: \sigma_1 / \sigma_2 \neq 1$		
Significance level		$\alpha = 0.05$		
Test				
Method	Statistic	DF1	DF2	P-Value
F	13.57	5	3	0.057

ภาพที่ 4. 25 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step Length) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการเดิน

จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล พบว่าความแปรปรวนของระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step Length) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการเดิน ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ มีความแปรปรวนไม่เท่ากัน โดยค่า F test มีค่า 13.57 > F table มีค่า 9.01 ที่ Df1 = 5, Df 2 = 3 ทดสอบ T test ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step Length) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ โดยวิธี T Test Two-Sample Assuming Unequal Variances ในลำดับต่อไป

Two-Sample T-Test and CI: Elderly, Adult wear

Two-sample T for Elderly vs Adult wear

	N	Mean	StDev	SE Mean
Elderly	6	55.28	5.60	2.3
Adult wear	4	60.53	1.52	0.76

Difference = μ (Elderly) - μ (Adult wear)

Estimate for difference: -5.24

95% CI for difference: (-11.13, 0.65)

T-Test of difference = 0 (vs \neq): T-Value = -2.18 P-Value = 0.072 DF = 6

ภาพที่ 4. 26 ผลการวิเคราะห์ระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step length) ในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

จากการวิเคราะห์ T Test Two-Sample Assuming Unequal Variances ข้อมูลระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step length) ในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ โดยดูจากค่า P Value พบว่า P Value = 0.072 > 0.05 ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step length) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ในการเดินไม่มีความแตกต่างกัน

-ผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

จากข้อมูลในข้อ 4.2.2.2 ซึ่งทดสอบแล้วมีการแจกแจงแบบปกติ นำมาวิเคราะห์ความแปรปรวน (Variance) ในเบื้องต้นเพื่อเลือกใช้สูตรในการทดสอบ T test ที่ถูกต้อง ผลการวิเคราะห์ทางสถิติโดยโปรแกรม Minitap 2018

Test				
Null hypothesis		$H_0: \sigma_1 / \sigma_2 = 1$		
Alternative hypothesis		$H_1: \sigma_1 / \sigma_2 \neq 1$		
Significance level		$\alpha = 0.05$		
Test				
Method	Statistic	DF1	DF2	P-Value
F	2.24	5	3	0.538

ภาพที่ 4. 27 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step Length) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการเดิน

จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล พบว่าความแปรปรวนของระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step Length) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการเดิน ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ มีความแปรปรวนเท่ากัน โดยค่า F test มีค่า $2.25 < F_{table}$ มีค่า 9.01 ที่ $Df_1 = 5, Df_2 = 3$ ทดสอบ T test ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step Length) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ โดยวิธี TTest Two-Sample Assuming Equal Variances ในลำดับต่อไป

Two-Sample T-Test and CI: Elderly, Adult No Wear

Two-sample T for EL vs AD NW

	N	Mean	StDev	SE Mean
Elderly	6	55.28	5.60	2.3
Adult No wear	4	62.88	3.74	1.9

Difference = μ (Elderly) - μ (Adult No Wear)

Estimate for difference: -7.59

95% CI for difference: (-15.01, -0.17)

T-Test of difference = 0 (vs \neq): T-Value = -2.36 P-Value = 0.046 DF = 8

Both use Pooled StDev = 4.9837

ภาพที่ 4. 28 ผลการวิเคราะห์ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step length) ในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

จากการวิเคราะห์ T Test Two-Sample Assuming Equal Variances ข้อมูลระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step length) ในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ โดยดูจากค่า P Value พบว่า P Value = 0.046 < 0.05 ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step length) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ในการเดินมีความแตกต่างกัน

4.2.3 จำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence)

4.2.3.1 การกำหนดสมมติฐานระยะจำนวนก้าวใน 1 นาที ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

การกำหนดสมมติฐานระยะจำนวนก้าวใน 1 นาที ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

H_0 : $\mu_1 = \mu_2$ (จำนวนก้าวใน 1 นาทีเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบไม่แตกต่างกัน)

H_1 : $\mu_1 \neq \mu_2$ (จำนวนก้าวใน 1 นาทีเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบแตกต่างกัน)

การกำหนดสมมติฐานระยะจำนวนก้าวใน 1 นาที ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

H_0 : $\mu_1 = \mu_2$ (จำนวนก้าวใน 1 นาทีเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบไม่แตกต่างกัน)

H_1 : $\mu_1 \neq \mu_2$ (จำนวนก้าวใน 1 นาทีเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบแตกต่างกัน)

4.2.3.2 ข้อมูลจำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

จำนวนก้าวใน 1 นาทีของผู้เข้าร่วมทดลองถูกบันทึกผ่านระบบบันทึกการเคลื่อนไหวด้วยภาพ OptiTrack™ (NaturalPoint, Inc) แล้วแปลงผลออกมา แสดงในตาราง 4.9

ตารางที่ 4. 9 ข้อมูลจำนวนก้าวใน 1 นาทีของผู้เข้าร่วมทดลองวัยชราและผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาว ข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

วัย สูงอายุ	Cadence(ก้าว ต่อนาที)	วัยหนุ่มสาว ข้อต่อ	Cadence(ก้าว ต่อนาที)	วัยหนุ่มไม่สวม ข้อต่อ	Cadence(ก้าว ต่อนาที)
S1	106.18	S1	93.48	S1	69.91
S2	88.21	S2	104.97	S2	76.80
S3	104.77	S3	97.27	S3	87.75
S4	107.18	S4	71.97	S4	89.37
S5	79.01				
S6	102.21				

4.2.3.3 การวิเคราะห์ข้อมูลจำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

-ผู้เข้าร่วมทดลองวัยชรากับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

จากข้อมูลในข้อ 4.2.3.2 ซึ่งทดสอบแล้วมีการแจกแจงแบบปกติ นำมาวิเคราะห์ความแปรปรวน (Variance) ในเบื้องต้นเพื่อเลือกใช้สูตรในการทดสอบ T test ที่ถูกต้อง ผลการวิเคราะห์ทางสถิติโดยโปรแกรม Minitap 2018

Test				
Null hypothesis	$H_0: \sigma_1 / \sigma_2 = 1$			
Alternative hypothesis	$H_i: \sigma_1 / \sigma_2 \neq 1$			
Significance level	$\alpha = 0.05$			
Test				
Method	Statistic	DF1	DF2	P-Value
F	0.68	5	3	0.654

ภาพที่ 4. 29 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของจำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการเดิน

จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูล พบว่าความแปรปรวนของจำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการเดิน ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ มีความแปรปรวนเท่ากัน โดยค่า F test มีค่า $0.68 < F_{table}$ มีค่า 9.01 ที่ $Df1 = 5, Df2 = 3$ ทดสอบ T test จำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ โดยวิธี T Test Two-Sample Assuming Equal Variances ในลำดับต่อไป

Two-Sample T-Test and CI: Elderly, Adult Wear

Two-sample T for Elderly vs Adult Wear

	N	Mean	StDev	SE Mean
Elderly	6	97.9	11.6	4.7
Adult Wear	4	91.9	14.1	7.1

Difference = μ (Elderly) - μ (Adult Wear)

Estimate for difference: 6.00

95% CI for difference: (-12.75, 24.76)

T-Test of difference = 0 (vs \neq): T-Value = 0.74 P-Value = 0.482 DF = 8

Both use Pooled StDev = 12.6023

ภาพที่ 4. 30 ผลการวิเคราะห์จำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

จากการวิเคราะห์ T Test Two-Sample Assuming Equal Variances ข้อมูลจำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ในการเดินของของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ โดยดูจากค่า P Value พบว่า P Value = 0.512 > 0.05 จำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการเดินไม่มีความแตกต่างกัน

-ผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

จากข้อมูลในข้อ 4.2.3.2 ซึ่งทดสอบแล้วมีการแจกแจงแบบปกติ นำมาวิเคราะห์ความแปรปรวน (Variance) ในเบื้องต้นเพื่อเลือกใช้สูตรในการทดสอบ T test ที่ถูกต้อง ผลการวิเคราะห์ทางสถิติโดยโปรแกรม Minitap 2018

Test				
Null hypothesis		$H_0: \sigma_1 / \sigma_2 = 1$		
Alternative hypothesis		$H_1: \sigma_1 / \sigma_2 \neq 1$		
Significance level		$\alpha = 0.05$		
Test				
Method	Statistic	DF1	DF2	P-Value
F	1.58	5	3	0.752

ภาพที่ 4. 31 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของจำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการเดิน

จากการวิเคราะห์ความแปรปรวน พบว่าความแปรปรวนของจำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการเดิน ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ มีความแปรปรวนเท่ากัน โดยค่า F test มีค่า $1.58 < F_{table}$ มีค่า 9.01 ที่ $Df_1 = 5, Df_2 = 3$ ทดสอบ T test จำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ โดยวิธี T Test Two-Sample Assuming Equal Variances ในลำดับต่อไป

Two-Sample T-Test and CI: Elderly, Adult No Wear

Two-sample T for Elderly vs Adult No Wear

	N	Mean	StDev	SE Mean
Elderly	6	97.9	11.6	4.7
Adult No Wear	4	80.96	9.24	4.6

Difference = μ (Elderly) - μ (Adult No Wear)
 Estimate for difference: 16.97
 95% CI for difference: (0.94, 33.00)
 T-Test of difference = 0 (vs \neq): T-Value = 2.44 P-Value = 0.040 DF = 8
 Both use Pooled StDev = 10.7669

ภาพที่ 4. 32 ผลการวิเคราะห์จำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัย
 สูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

จากการวิเคราะห์ T Test Two-Sample Assuming Equal Variances ข้อมูลจำนวนก้าว
 ใน 1 นาที (Cadence) ในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวม
 ข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ โดยดูจากค่า P Value พบว่า P
 Value = 0.037 < 0.05 จำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับ
 ผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการเดินมีความแตกต่างกัน

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

งานวิจัยนี้ทำการสร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบและประเมินผลการทดลองจากการทดสอบ Ergometer และการเดิน (Gait Analysis) โดยเปรียบเทียบแบบไม่สวมและสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม โดยมีผลการทดลองของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุเป็นค่าอ้างอิงในการเปรียบเทียบ โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาในการสร้างชุดจำลองความสูงอายุ จากการศึกษาและการทดลองสามารถสรุปได้ดังนี้

5.1 การสร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

การสร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบจำลองความสูงอายุ สร้างแบบ Force Resistance โดยใช้หลักการแรงเสียดทานของแผ่นดิสก์ ปรับแรงให้เหมาะสมกับกำลังกล้ามเนื้อของแต่ละคนที่ทดลองใส่ จัดทำในสวนขา ข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบจำลองความชรา ใช้วัสดุลูมิเนียมหนัก 0.4 Kg. ยาว 425 mm. กว้าง 55 mm. สูง 62 mm. แรงเสียดทานสูงสุด 34.4 N แรงบิดสูงสุด 7.27 Nm

5.2 การประเมินผลการทดลองข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

5.2.1 การทดสอบ Ergometer

การทดสอบ Ergometer หาอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับอัตราการเต้นหัวใจสูงสุด โดยในการทดลองแต่ละครั้งจะทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 25, 50 และ 75 วัตต์ ต่อเนื่องเป็นเวลา 3 นาที ตามลำดับ

ผลการทดลองและการวิเคราะห์ทางสถิติพบว่าอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับอัตราการเต้นของหัวใจสูงสุดของการทดสอบ Ergometer ระหว่างผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบไม่มีความแตกต่างกันที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ในภาระงานทั้ง 3 ระดับ ที่ 25, 50 และ 75 วัตต์

ส่วนผลการทดลองและการวิเคราะห์ทางสถิติระหว่างผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ มีความแตกต่างกันที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ในภาระงานทั้ง 3 ระดับ ที่ 25, 50 และ 75 วัตต์

หลังจากสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ มีความใกล้เคียงกับผู้สูงอายุมากกว่าไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ เนื่องจากการสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบเป็นการเพิ่มภาระให้กับร่างกาย ทำให้เหนื่อยง่ายขึ้น ร่างกายใช้พลังงานมากขึ้น เคลื่อนไหวไม่สะดวก เนื่องจากกำลังสถิติและความยืดหยุ่นของกล้ามเนื้อลดลง ในภาระงานที่เท่ากัน

5.2.2 การเดิน (Gait Analysis)

ศึกษาลักษณะการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ พิจารณาที่องศาของเข่า (Knee angle), ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step length) และจำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence)

องศาเข่า (Knee angle)

จากผลการทดลองพบว่าองศาเข่าของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในวงจรการเดิน 1 รอบ มีความใกล้เคียงกับองศาเข่าของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุมากกว่าผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ในช่วงที่เท้ายันอยู่กับพื้น (Stance Phase) ตั้งแต่เปอร์เซ็นต์ที่ 0-65 และจะเริ่มแตกต่างกันในช่วงที่เท้ายกลอยจากพื้น (Swing Phase) โดยองศาเข่าของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ มีความแตกต่างกับองศาเข่าของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุในช่วงที่เท้ายันอยู่กับพื้น (Stance Phase) ตั้งแต่เปอร์เซ็นต์ที่ 0-50 และจะมีความใกล้เคียงในช่วงสั้นๆที่เปอร์เซ็นต์ 50-65 หลังจากนั้นจะเริ่มมีความแตกต่างอีกครั้งจนครบรอบวงจรการเดิน

ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step Length) และจำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence)

จากผลการทดลองและการวิเคราะห์ทางสถิติพบว่าระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่ง (Step length) และจำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ระหว่างผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบไม่มีความแตกต่างกันที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

ส่วนผลการทดลองและการวิเคราะห์ทางสถิติระหว่างผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ มีความแตกต่างกันที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

หลังจากสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ มีความใกล้เคียงกับผู้สูงอายุมากกว่าไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ เนื่องจากการสวมข้อต่อแรงเสียดทานจำกัดการเคลื่อนไหวในการเดิน กำลังสถิติและความยืดหยุ่นของกล้ามเนื้อลดลง ระยะก้าวที่สั้นลง ส่งผลให้องศาเข่าลดลงตามไปด้วย การเดินหลังจากสวมใส่ข้อต่อต้นแรงเสียดทานต้นแบบจึงมีความใกล้เคียงกับผู้สูงอายุ

5.3 สรุปผลการวิจัย

การสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ แบบ Force Resistance ของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม มีความใกล้เคียงกับผู้สูงอายุมากกว่าไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ เนื่องจากการสวมข้อต่อแรงเสียดทานเป็นการเพิ่มภาระให้กับร่างกาย ทำให้เหนื่อยง่ายขึ้น เคลื่อนไหวไม่คล่องตัว ร่างกายใช้พลังงานมากขึ้น กำลังสติของกล้ามเนื้อลดลงเหมือนกับผู้สูงอายุ ทั้งในการทดสอบ Ergometer และการเดิน (Gait Analysis)

ข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบจำลองความชรา แบบ Force Resistance สามารถจำลองความชราได้ตามวัตถุประสงค์ของงานวิจัย เพื่อพัฒนาสร้างชุดจำลองความสูงอายุ นำไปใช้ประโยชน์ในการเรียนรู้สำหรับคนวัยทุกวัย จำลองในกิจกรรมต่างๆ เพื่อให้ทันกออกแบบหรือวิศวกร ออกแบบโดยคำนึงถึงการเคลื่อนไหวของผู้สูงอายุ รวมถึงการปรับปรุงการออกแบบสาธารณสุขโรคหรือสิ่งอำนวยความสะดวกที่ผู้สูงอายุไม่สามารถทดสอบได้

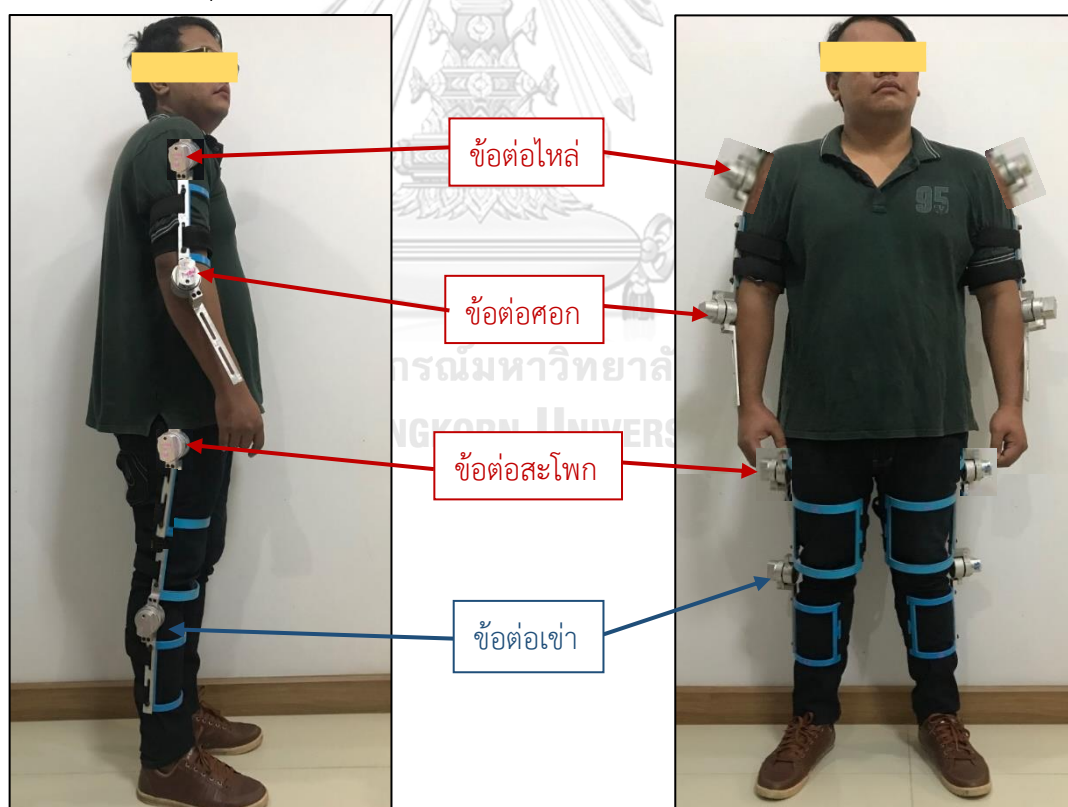


5.4 ข้อเสนอแนะและแนวทางในการพัฒนาต่อไปในอนาคต

5.4.1 การนำไปใช้งาน

1. ศึกษาการจำลองความชราในส่วนข้อต่ออื่นหรืออวัยวะส่วนอื่นๆ ในร่างกายมนุษย์ เพื่อนำไปพัฒนาชุดจำลองความชรา ในงานวิจัยเป็นข้อต่อเข่า จัดทำข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบเพิ่มเติมในส่วนข้อต่อศอก ไหล่ สะโพก ข้อต่อไหล่และสะโพก โดยใช้หลักการเกี่ยวกับการสร้างเช่นเดียวกับข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบเข่า อ้างอิงกำลังสถิติของกล้ามเนื้อและขนาดของข้อต่อในอวัยวะแต่ละส่วนที่ทำเพิ่ม เปลี่ยนวัสดุที่ใช้ในการสร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ในส่วนของ Body เปลี่ยนจากอลูมิเนียมเป็นเหล็กที่ผ่านกระบวนการบ่ม เพิ่มความแข็งแรงของตัว Body ส่วนของตัว Base เปลี่ยนจากอลูมิเนียมเป็นพลาสติก ABS โดยความแข็งแรงของ Base ยังมีค่าเดิม แต่สามารถลดราคาในส่วน of วัสดุได้ ราคาประมาณ 80,000 บาท จากการสร้างชุดจำลองความชรา ที่มีข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ จำนวน 4 คู่

2. ขยายผลการศึกษาออกไปถึงการสร้างและทดสอบอุปกรณ์ในเพศหญิง จะทำให้ได้ผลการวิจัยที่ครอบคลุมมากยิ่งขึ้น



ภาพที่ 5. 1 ตัวอย่างของการนำข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบไปพัฒนาสร้างชุดจำลองความสูงอายุ

5.4.2 ผู้เข้าร่วมทดลอง

1. การสวมใส่ข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ มีความลำบากเล็กน้อยในการสวมใส่และทดสอบ จึงควรให้ผู้ทดสอบได้ทำการสวมใส่และเคลื่อนที่ก่อนการทดสอบ เพื่อให้เกิดความเคยชินในการทดสอบ

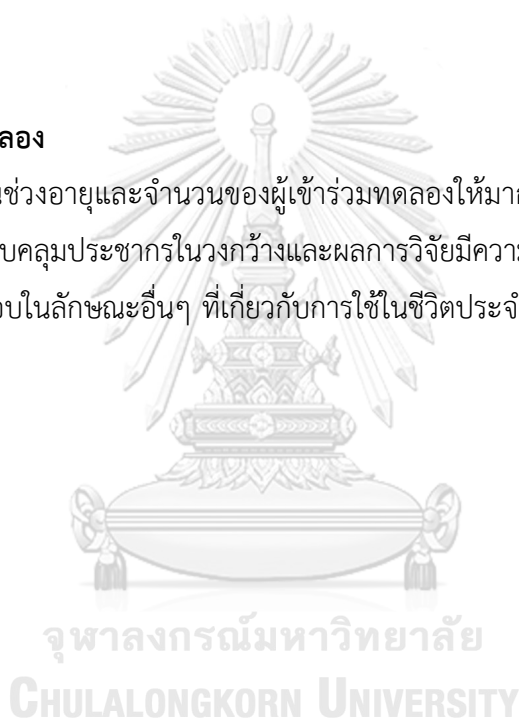
2. เพิ่มจำนวนช่วงอายุและจำนวนของผู้เข้าร่วมทดลองให้มากขึ้น เพื่อให้การสร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบครอบคลุมประชากรในวงกว้างและผลการวิจัยมีความแม่นยำมากขึ้น

3. กำหนดคุณสมบัติผู้เข้าร่วมทดลองในการเดิน ให้มีความสูง น้ำหนัก รูปร่างที่ใกล้เคียงกันในวัยหนุ่มและวัยชราเนื่องจากปัจจัยเหล่านี้มีผลต่อการเดิน เพื่อให้ผลการวิเคราะห์การเดินมีความแม่นยำมากขึ้น

5.4.3 เงื่อนไขการทดลอง

1. เพิ่มจำนวนช่วงอายุและจำนวนของผู้เข้าร่วมทดลองให้มากขึ้น เพื่อให้การสร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบครอบคลุมประชากรในวงกว้างและผลการวิจัยมีความแม่นยำมากขึ้น

2. มีการทดสอบในลักษณะอื่นๆ ที่เกี่ยวกับการใช้ในชีวิตประจำวัน เช่น การขึ้นบันได





หนังสือแสดงเจตนายินยอมเข้าร่วมการวิจัย

(Consent Form)

วันที่.....เดือน.....พ.ศ.....

ข้าพเจ้า.....อายุ.....ปี

อาศัยอยู่บ้านเลขที่.....ถนน.....แขวง/ตำบล.....

เขต/อำเภอ.....จังหวัด.....รหัสไปรษณีย์.....

โทรศัพท์.....

ขอแสดงเจตนายินยอมเข้าร่วมงานวิจัยเรื่อง “การสร้างข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ เพื่อสร้างชุดจำลองความสูงอายุ”

1. ข้าพเจ้าได้รับการอธิบายจากผู้วิจัยถึงวัตถุประสงค์ของการวิจัย วิธีการวิจัยและมีความเข้าใจดีแล้ว

2. ข้าพเจ้าได้ทราบถึงสิทธิ์ที่ข้าพเจ้าจะได้รับข้อมูลเพิ่มเติมทั้งทางด้านประโยชน์และโทษจากการเข้าร่วมวิจัย

3. ข้าพเจ้ามีสิทธิ์ที่จะถอนตัวหรืองดเข้าร่วมการวิจัยนี้ได้ทุกเมื่อ โดยจะไม่มีผลกระทบต่อคะแนนในรายวิชาใดๆ รวมถึงการบริการและสวัสดิการที่ข้าพเจ้าจะได้รับต่อไปในอนาคต

4. ข้าพเจ้ายินยอมให้ผู้วิจัยใช้ข้อมูลส่วนตัวของข้าพเจ้าที่ได้รับจากการวิจัย แต่จะไม่เผยแพร่ต่อสาธารณะเป็นรายบุคคล โดยจะนำเสนอข้อมูลโดยรวมจากการวิจัยเท่านั้น

5. ข้าพเจ้าได้อ่านข้อความข้างต้นแล้ว และมีความเข้าใจดีทุกประการ และได้ลงนามในหนังสือแสดงเจตนายินยอมนี้ด้วยความเต็มใจ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

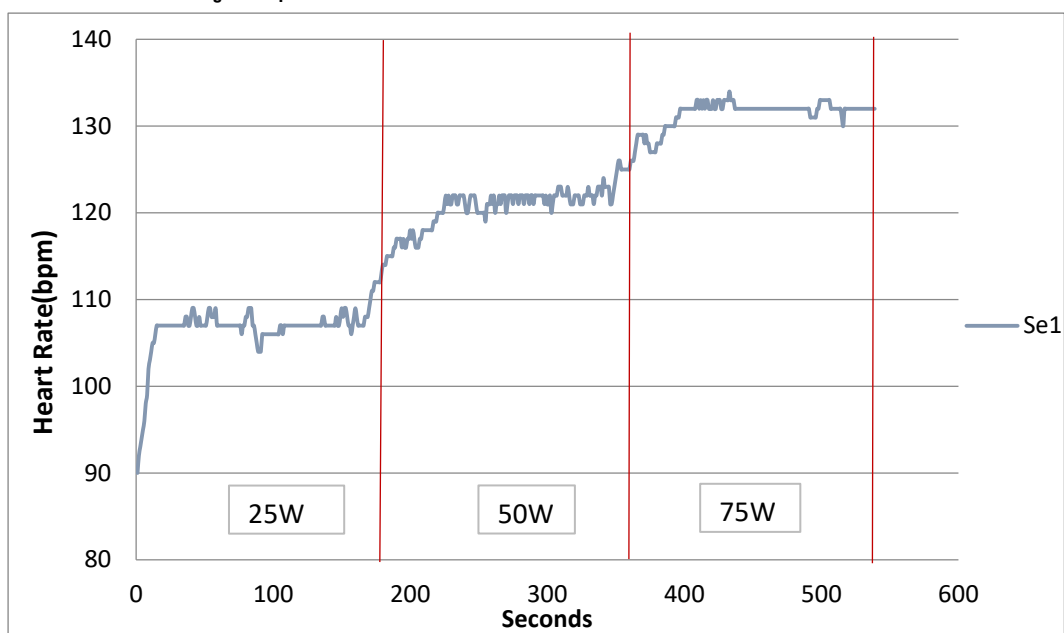
ลงชื่อ.....

()

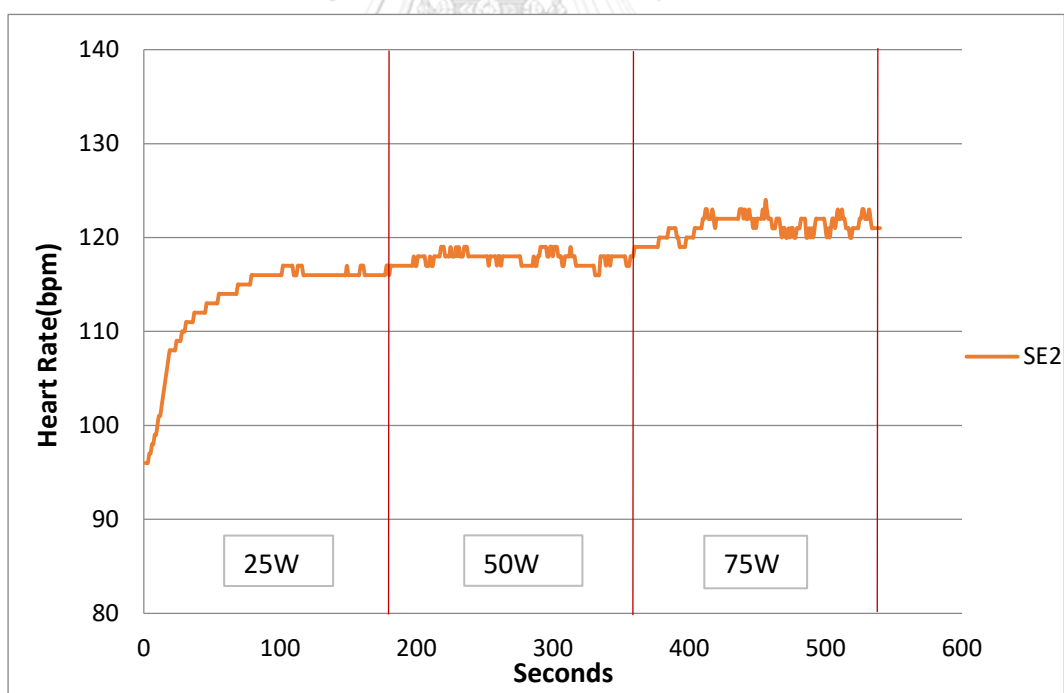
ผู้เข้าร่วมการวิจัย



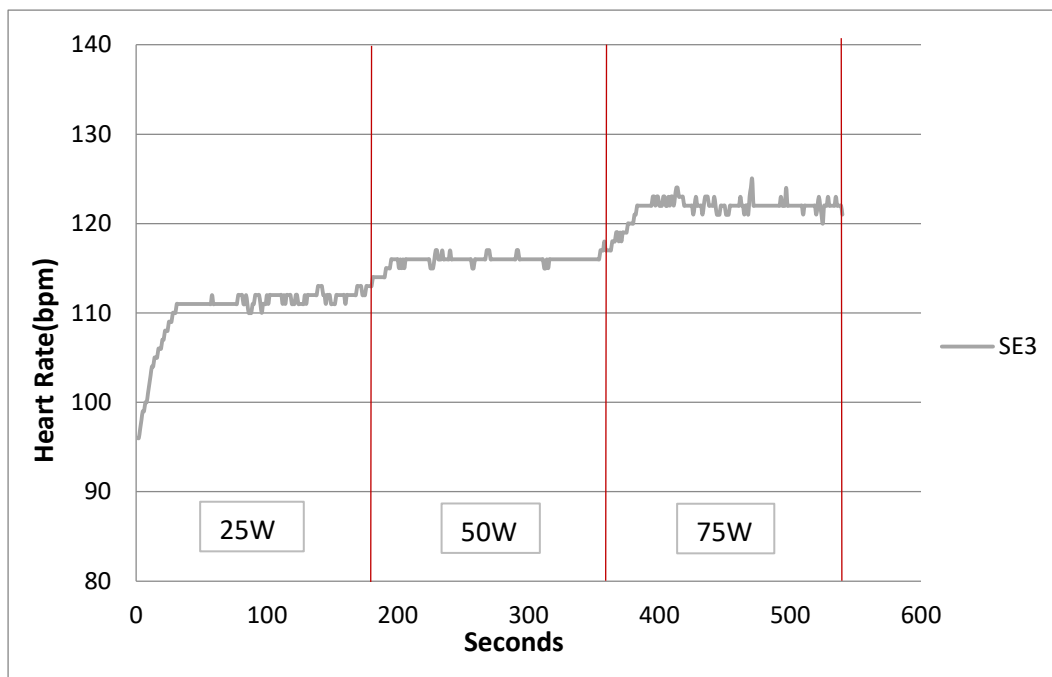
ผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ



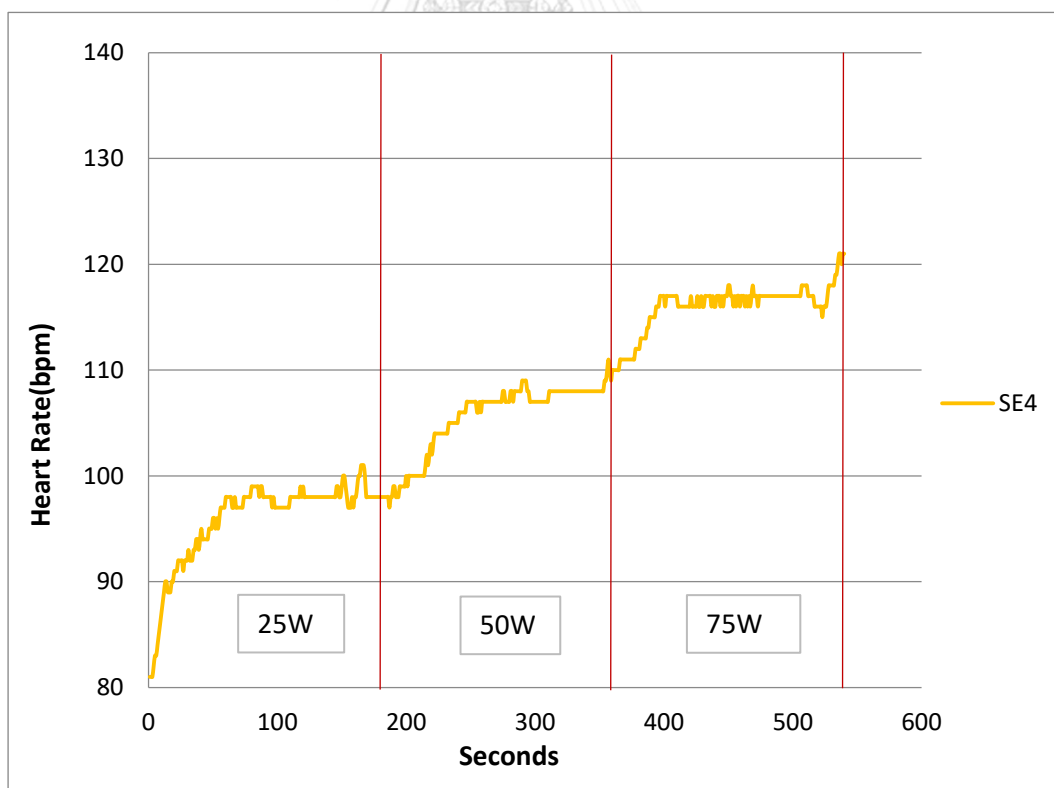
ภาพที่ ข. 1 ความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจและเวลาของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ คนที่ 1



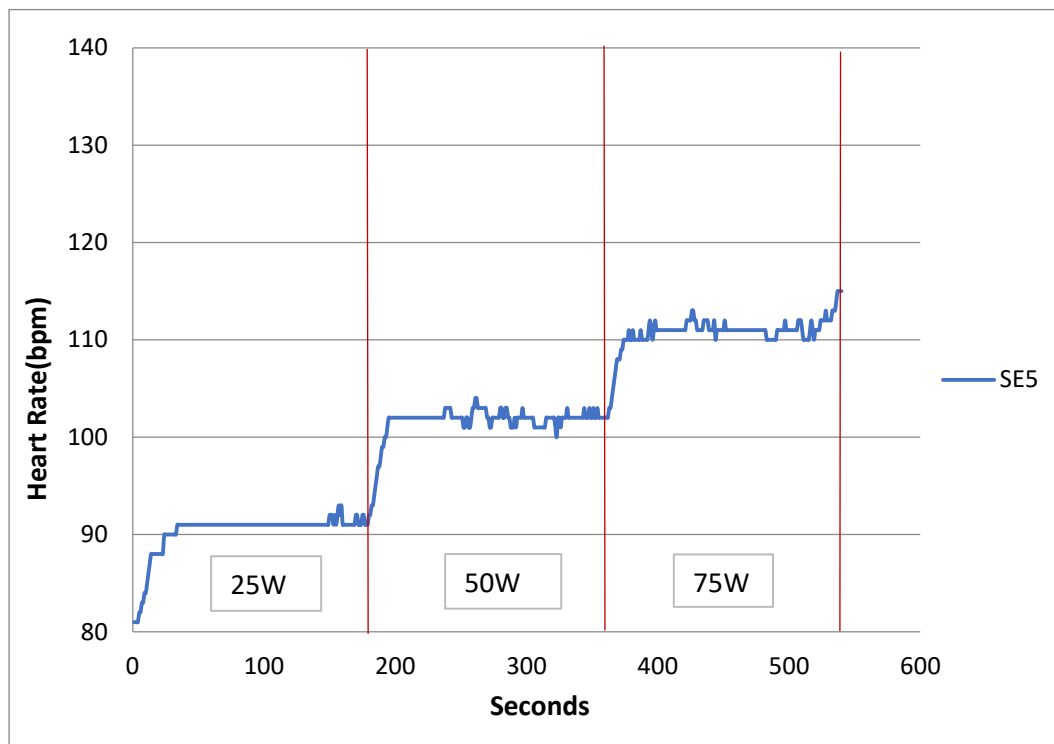
ภาพที่ ข. 2 ความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจและเวลาของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ คนที่ 2



ภาพที่ ข. 3 ความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจและเวลาของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ คนที่ 3



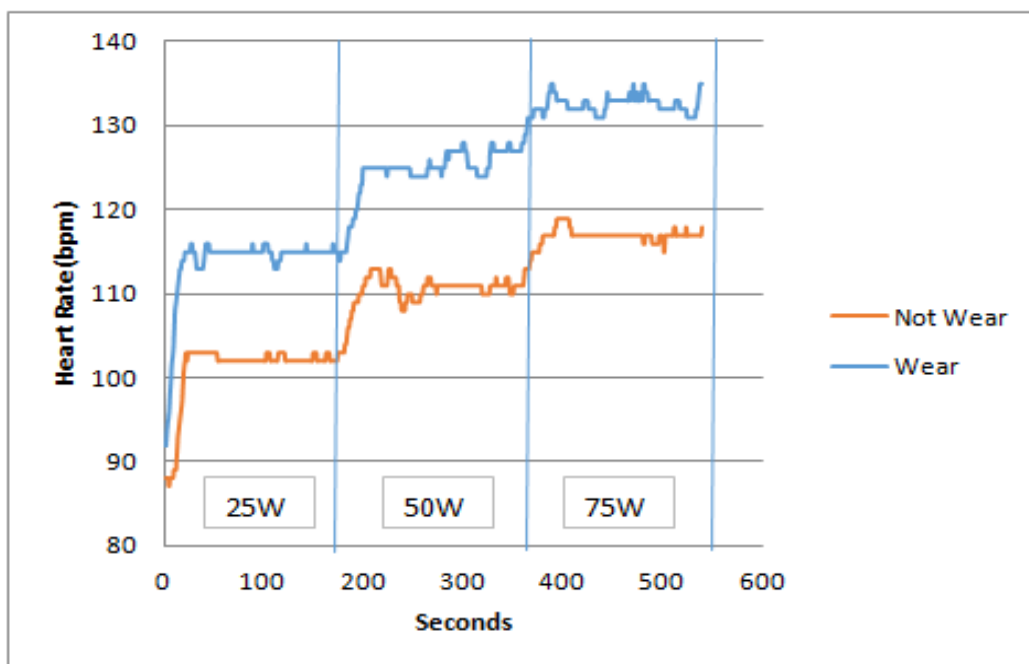
ภาพที่ ข. 4 ความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจและเวลาของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ คนที่ 4



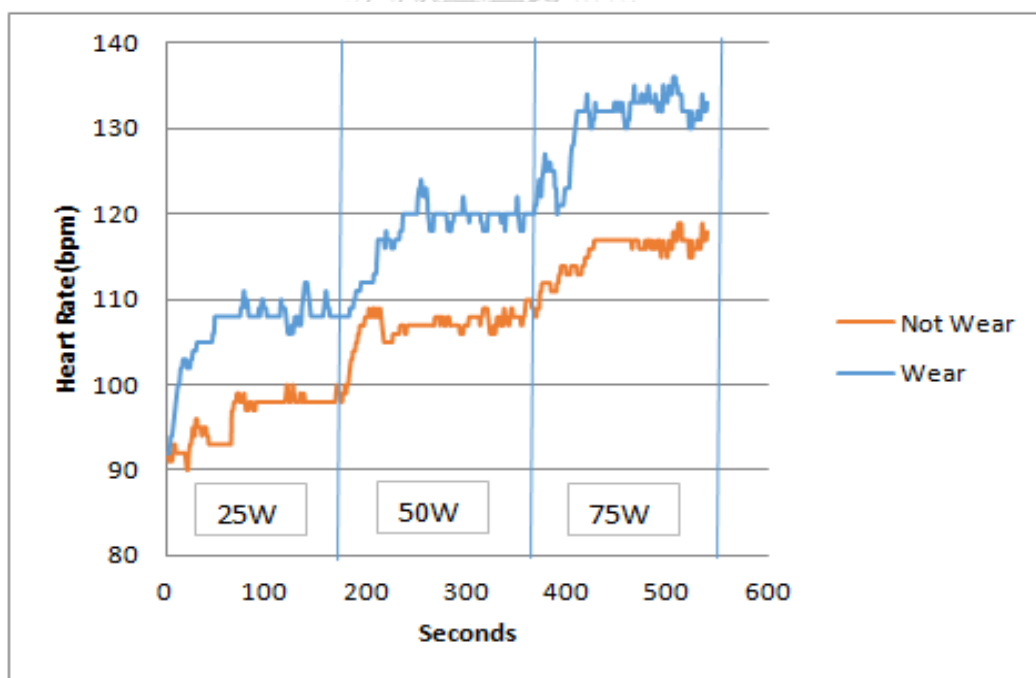
ภาพที่ ข. 5 ความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจและเวลาของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ คนที่ 5



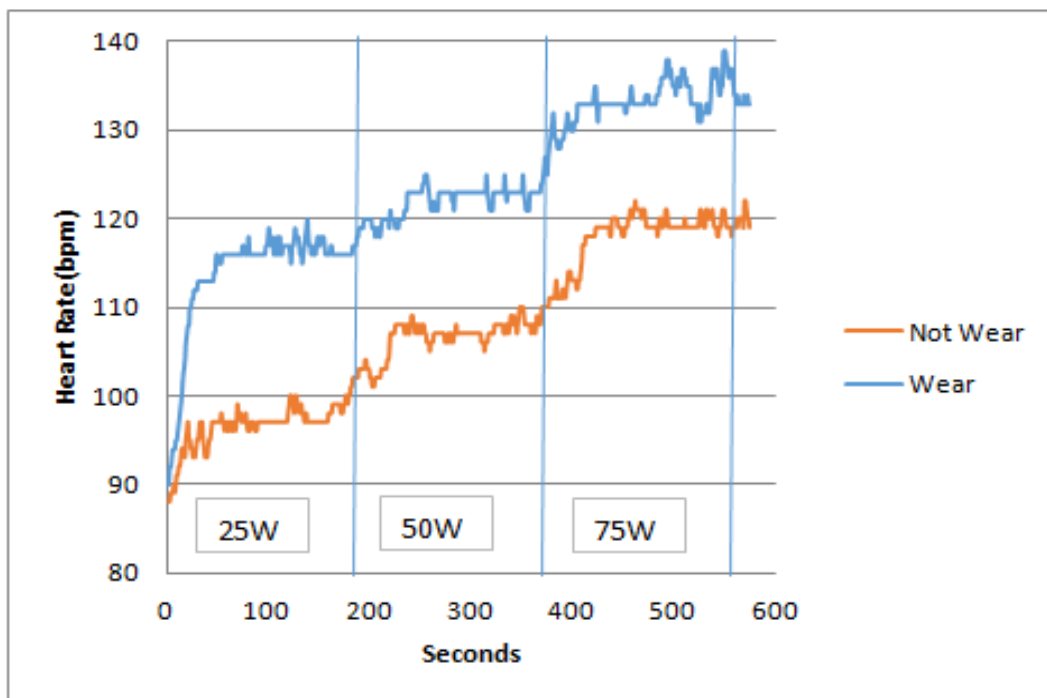
ผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม



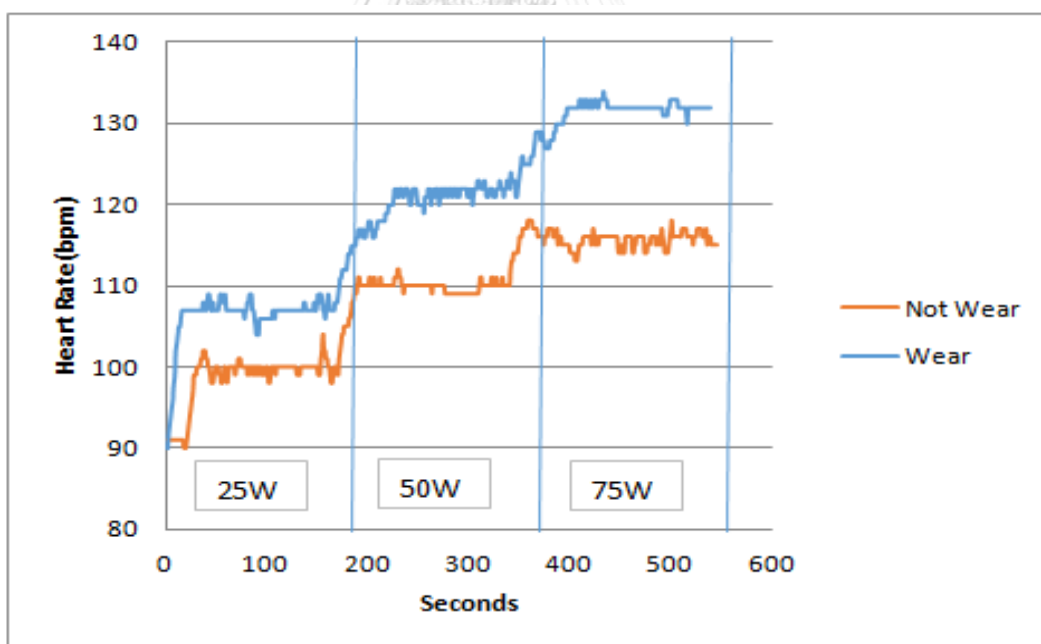
ภาพที่ ข. 6 ความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจและเวลาของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม คนที่ 1



ภาพที่ ข. 7 ความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจและเวลาของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม คนที่ 2



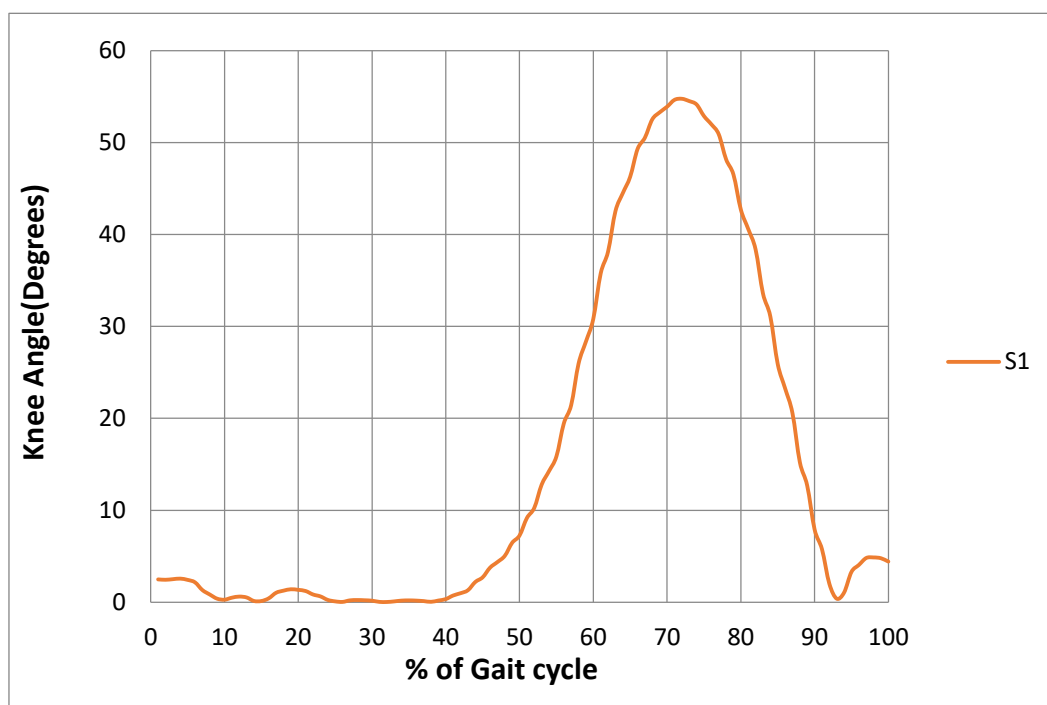
ภาพที่ ข. 8 ความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจและเวลาของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม คนที่ 3



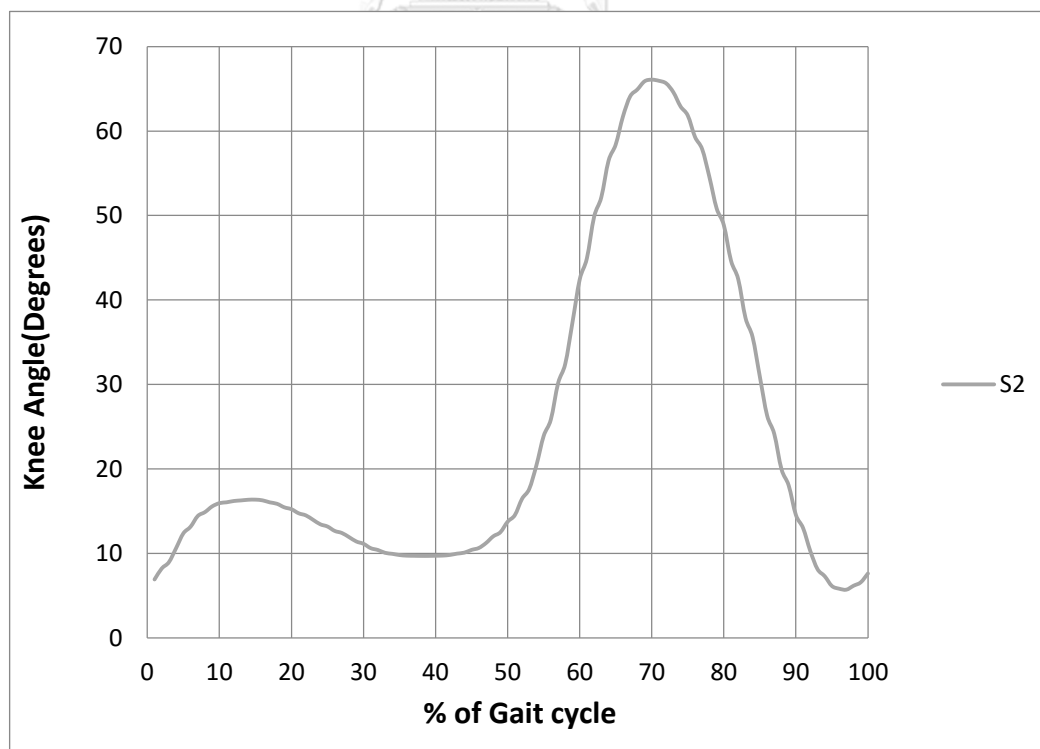
ภาพที่ ข. 9 ความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจและเวลาของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม คนที่ 4



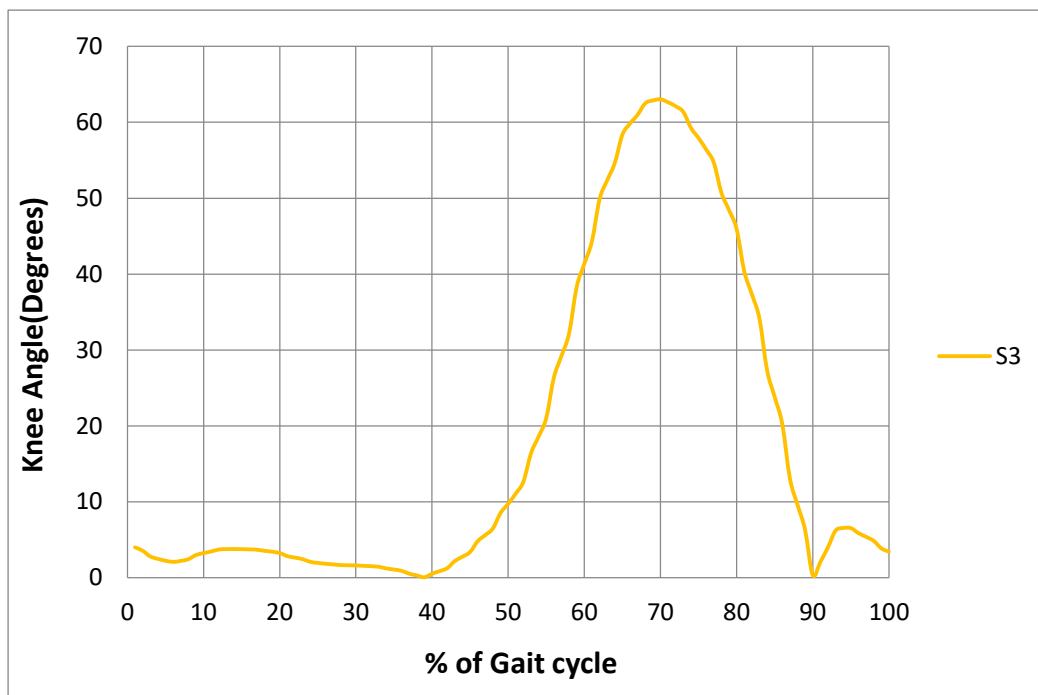
ผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ



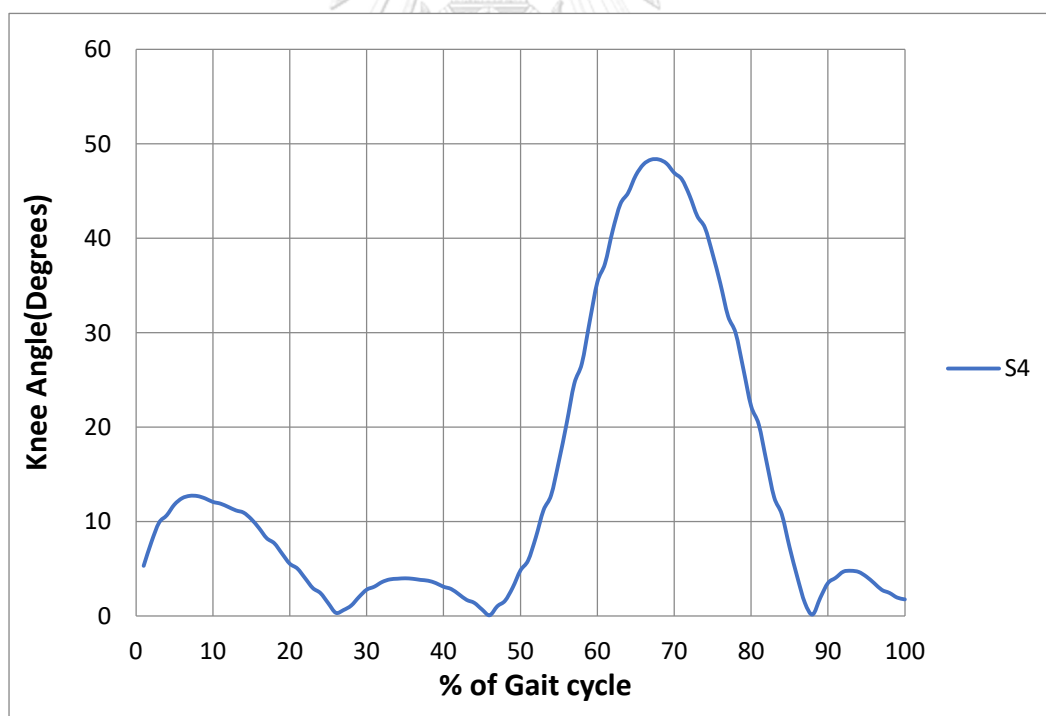
ภาพที่ ค. 1 ความสัมพันธ์ขององศาเข่าและวงจรการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ คนที่ 1



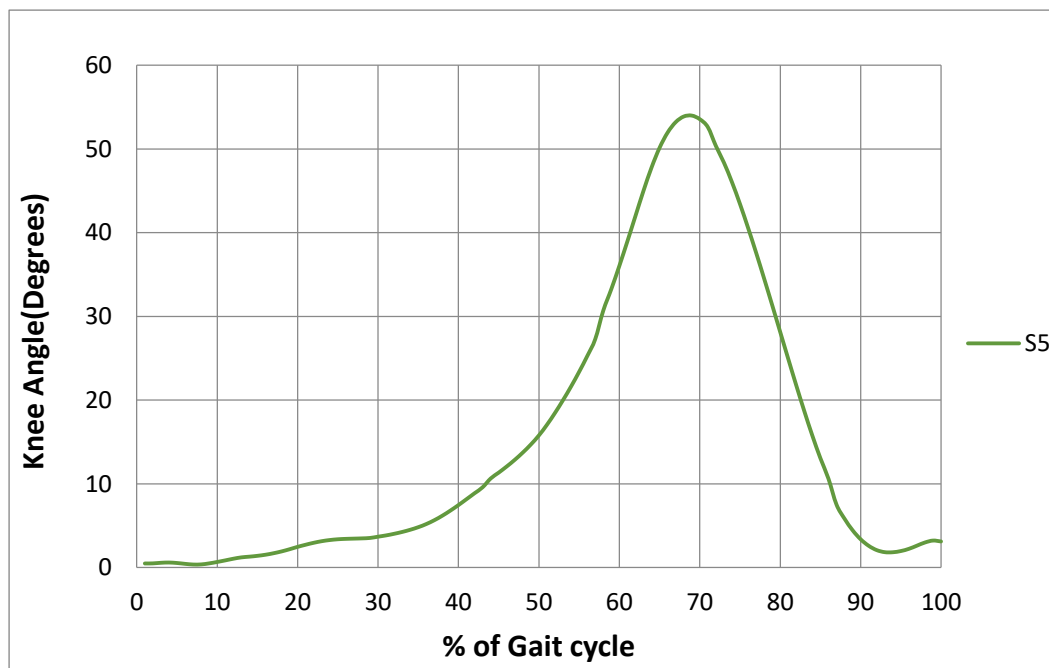
ภาพที่ ค. 2 ความสัมพันธ์ขององศาเข่าและวงจรการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ คนที่ 2



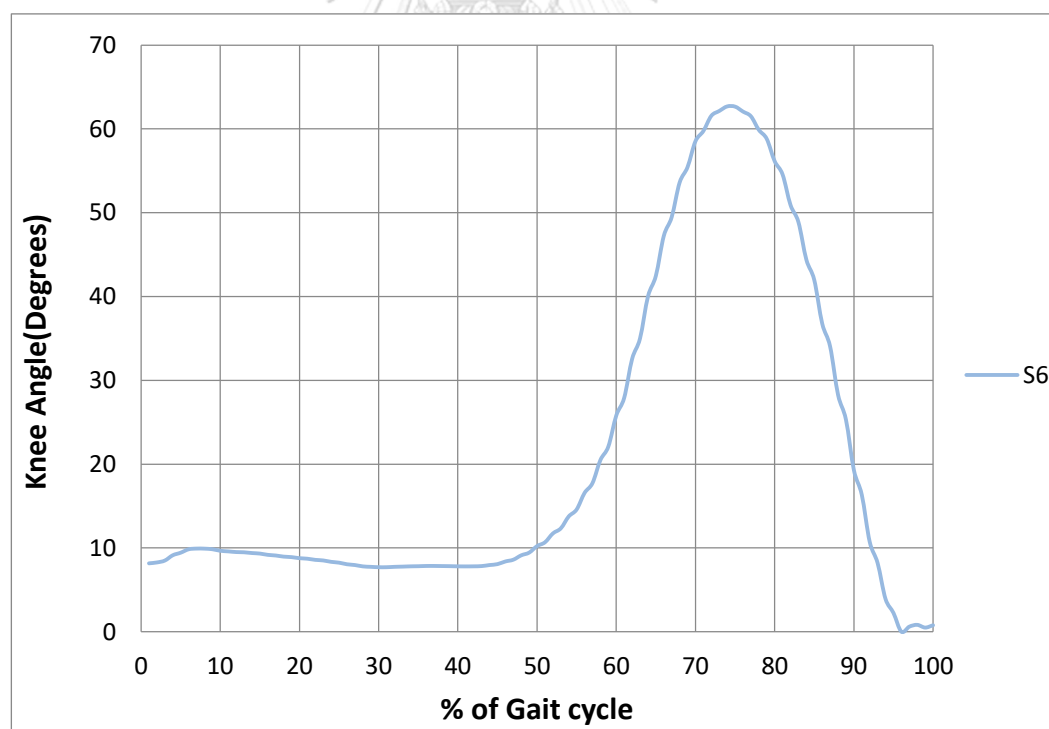
ภาพที่ ค. 3 ความสัมพันธ์ขององศาเข่าและวงจรรการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ คนที่ 3



ภาพที่ ค. 4 ความสัมพันธ์ขององศาเข่าและวงจรรการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ คนที่ 4

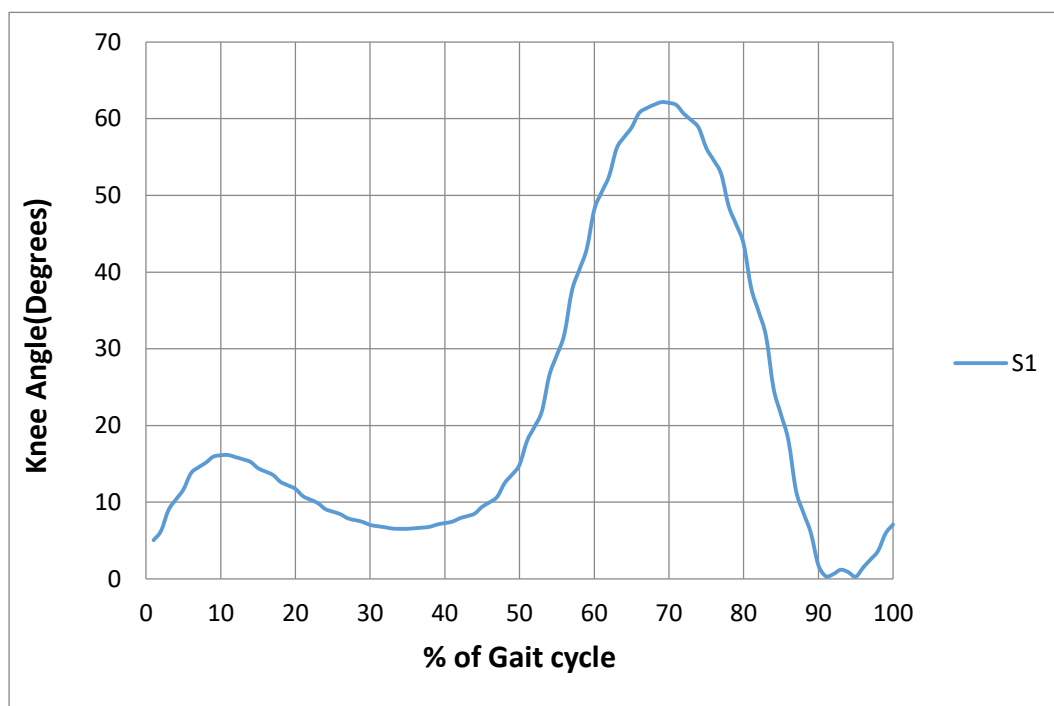


ภาพที่ ค. 5 ความสัมพันธ์ขององศาเข่าและวงจรรการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ คนที่ 5

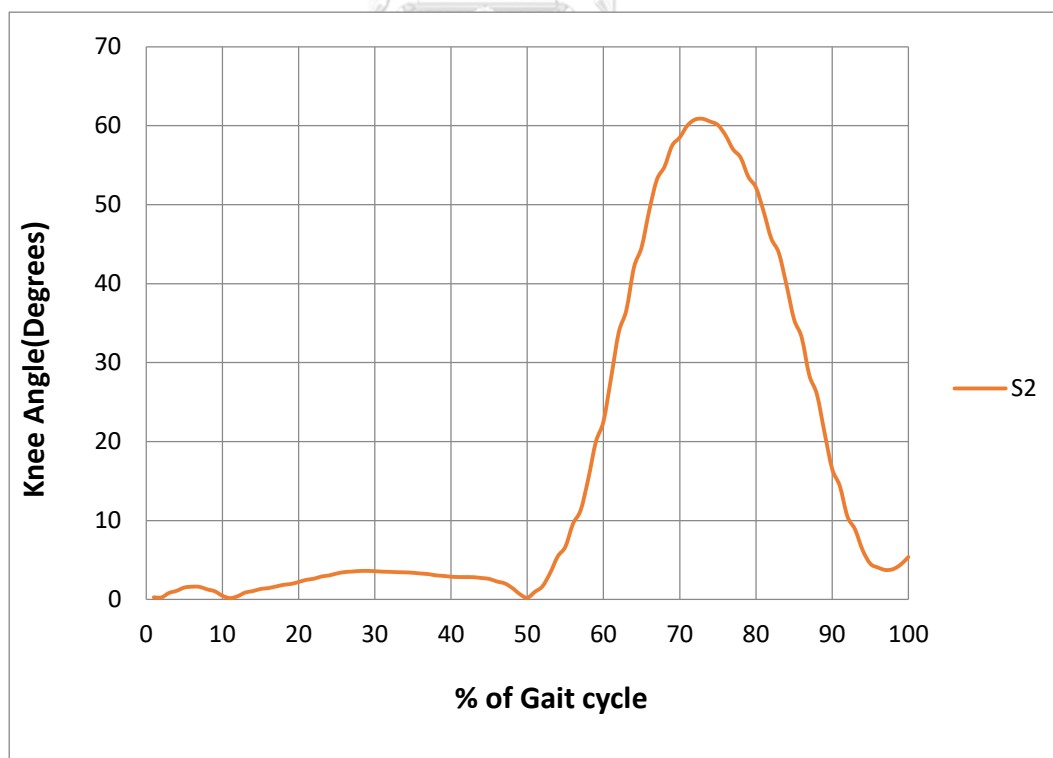


ภาพที่ ค. 6 ความสัมพันธ์ขององศาเข่าและวงจรรการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ คนที่ 6

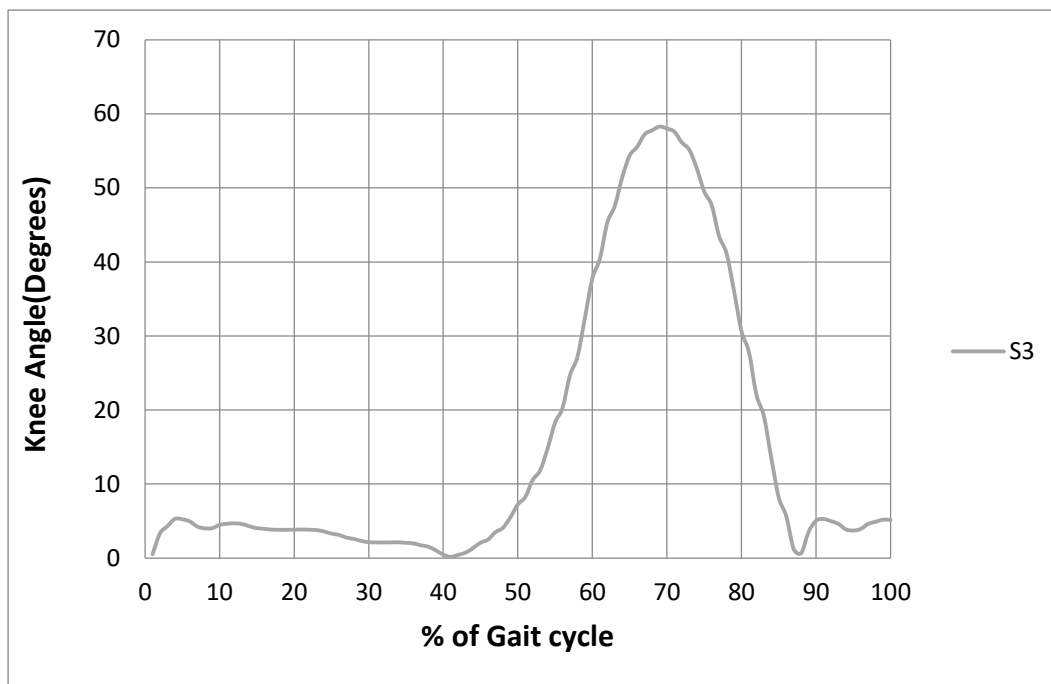
ผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ



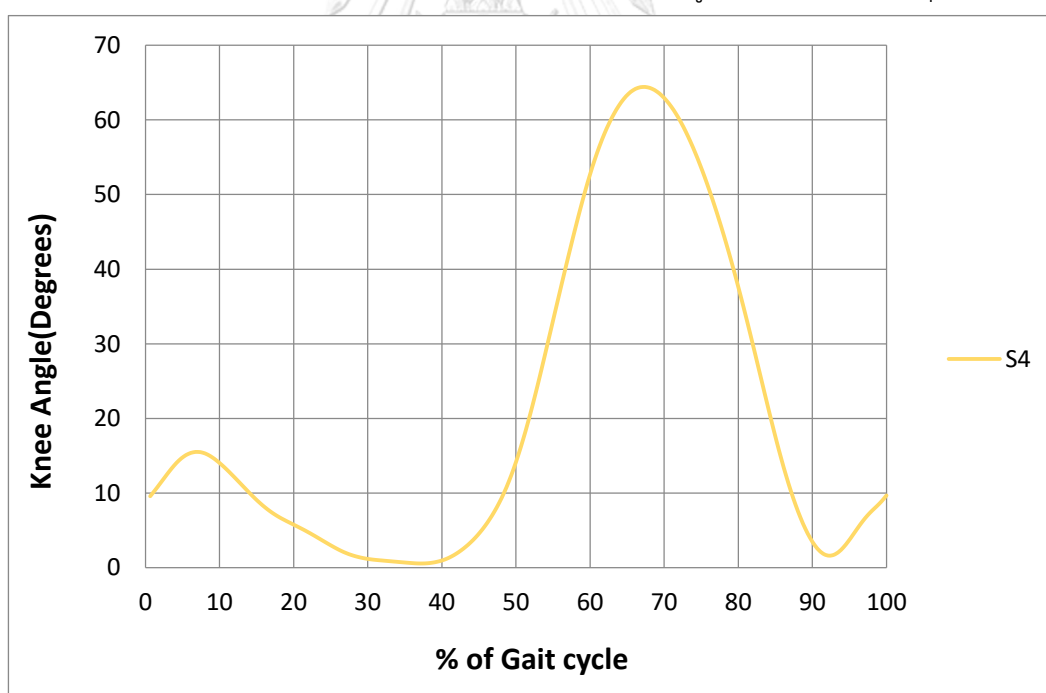
ภาพที่ ค. 7 ความสัมพันธ์ขององศาเข่าและวงจรถ่วงการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม คนที่ 1



ภาพที่ ค. 8 ความสัมพันธ์ขององศาเข่าและวงจรถ่วงการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม คนที่ 2

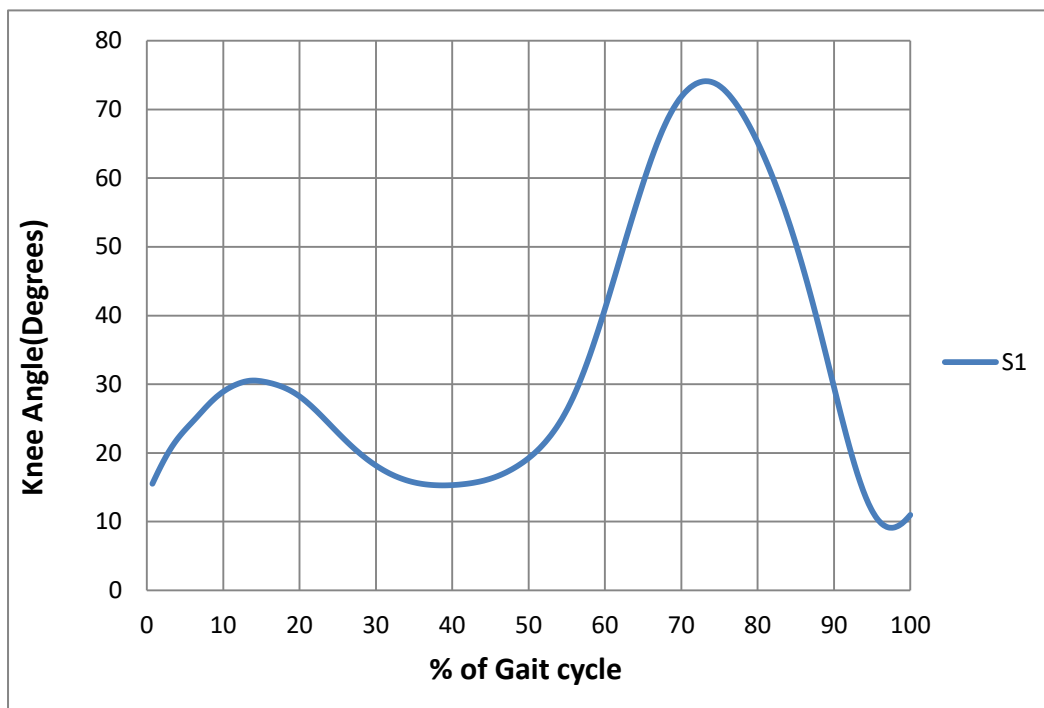


ภาพที่ ค. 9 ความสัมพันธ์ขององศาเข่าและวงจรรการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม คนที่ 3

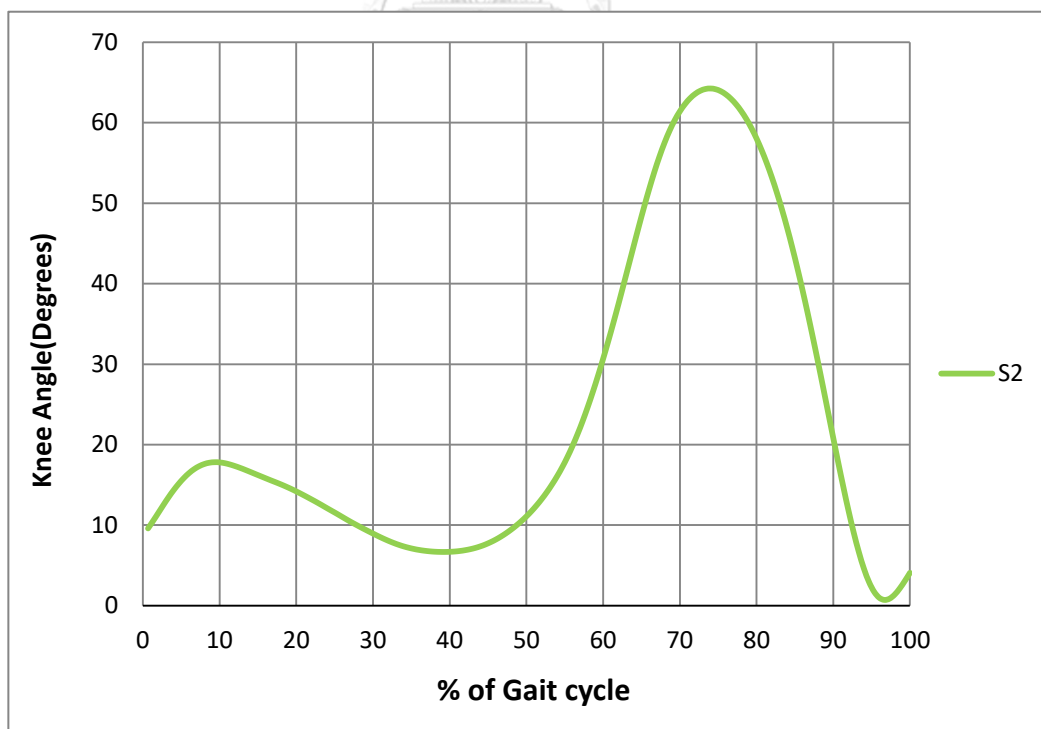


ภาพที่ ค. 10 ความสัมพันธ์ขององศาเข่าและวงจรรการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม คนที่ 4

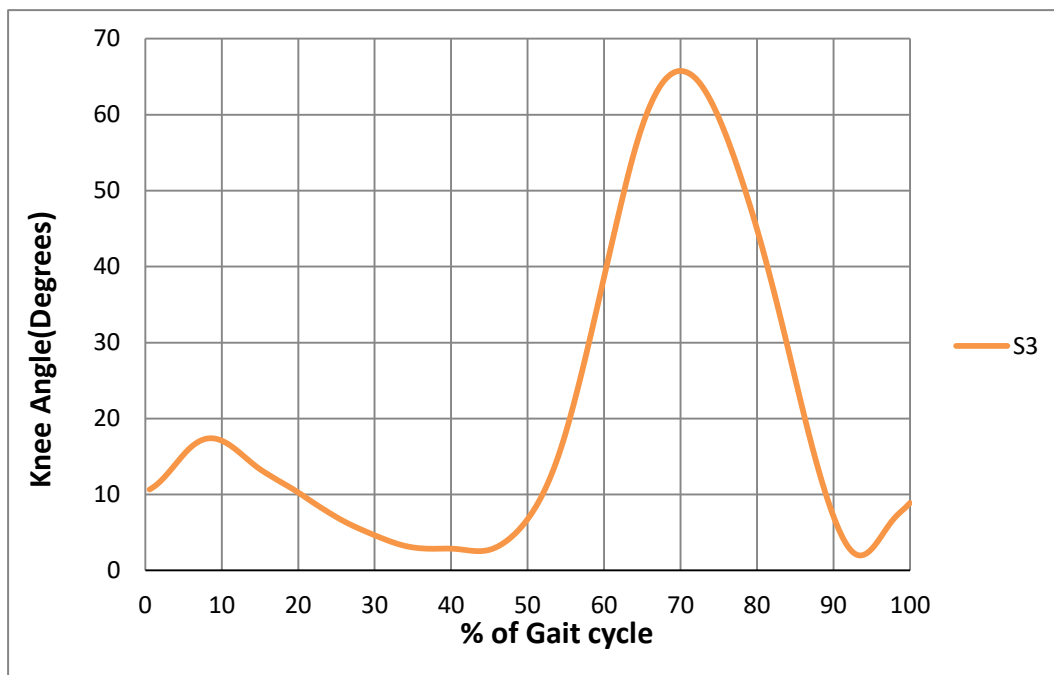
ผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ



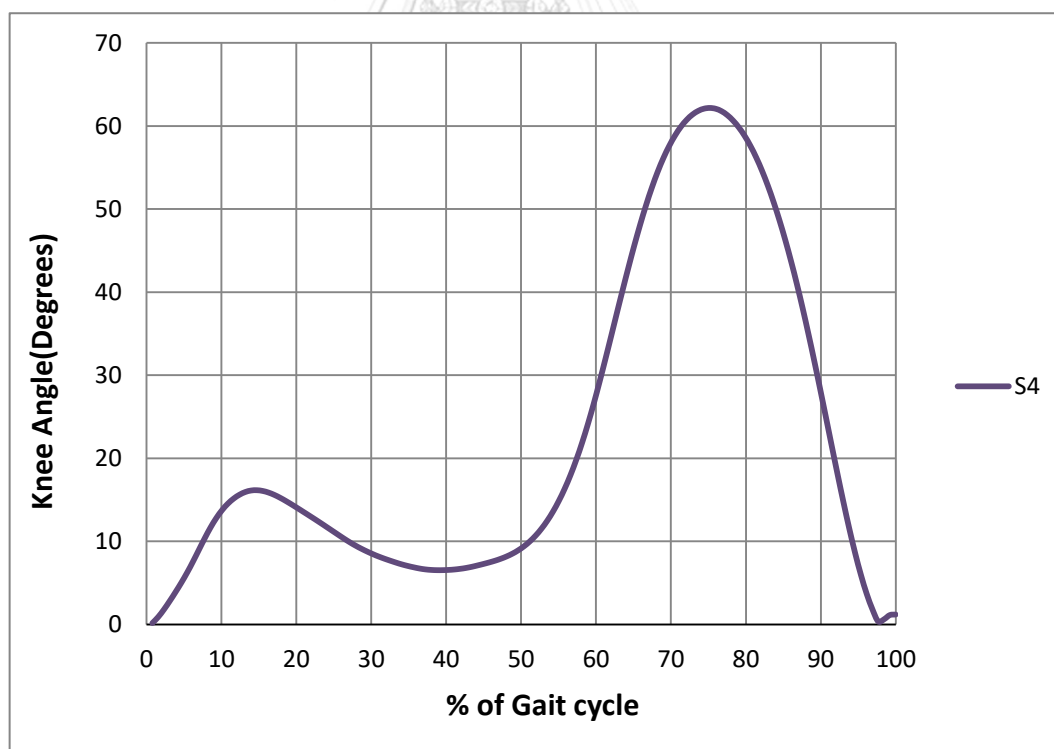
ภาพที่ ค. 11 ความสัมพันธ์ขององศาเข่าและวงจรถ่ายการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม คนที่ 1



ภาพที่ ค. 12 ความสัมพันธ์ขององศาเข่าและวงจรถ่ายการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม คนที่ 2



ภาพที่ ค. 13 ความสัมพันธ์ขององศาเข่าและวงจรรการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม คนที่ 3



ภาพที่ ค. 14 ความสัมพันธ์ขององศาเข่าและวงจรรการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่ม คนที่ 4

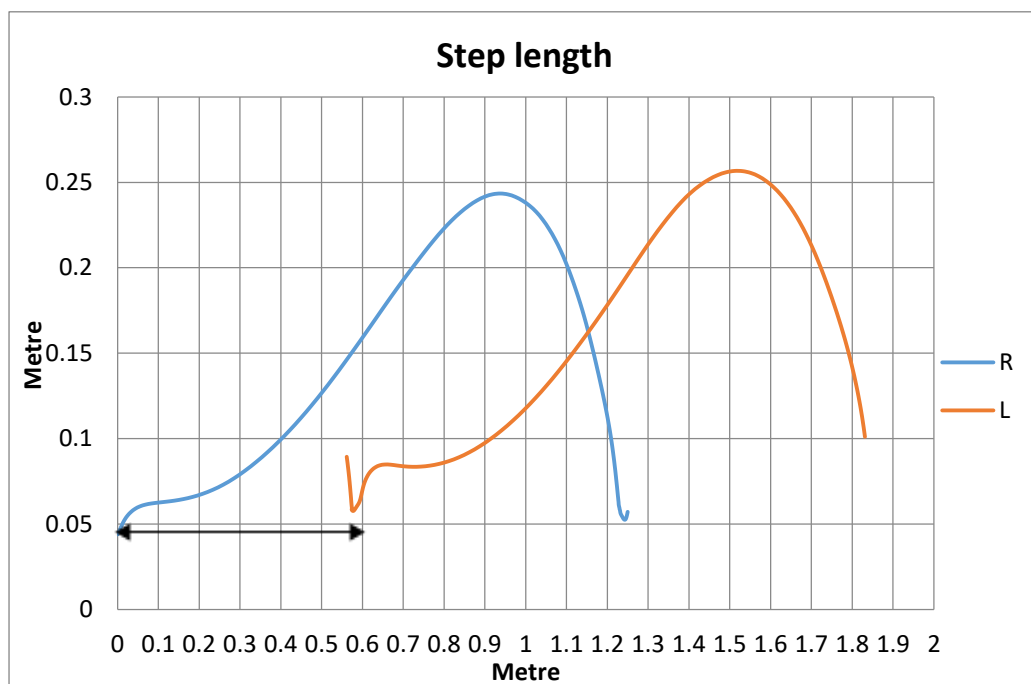


ภาคผนวก ง

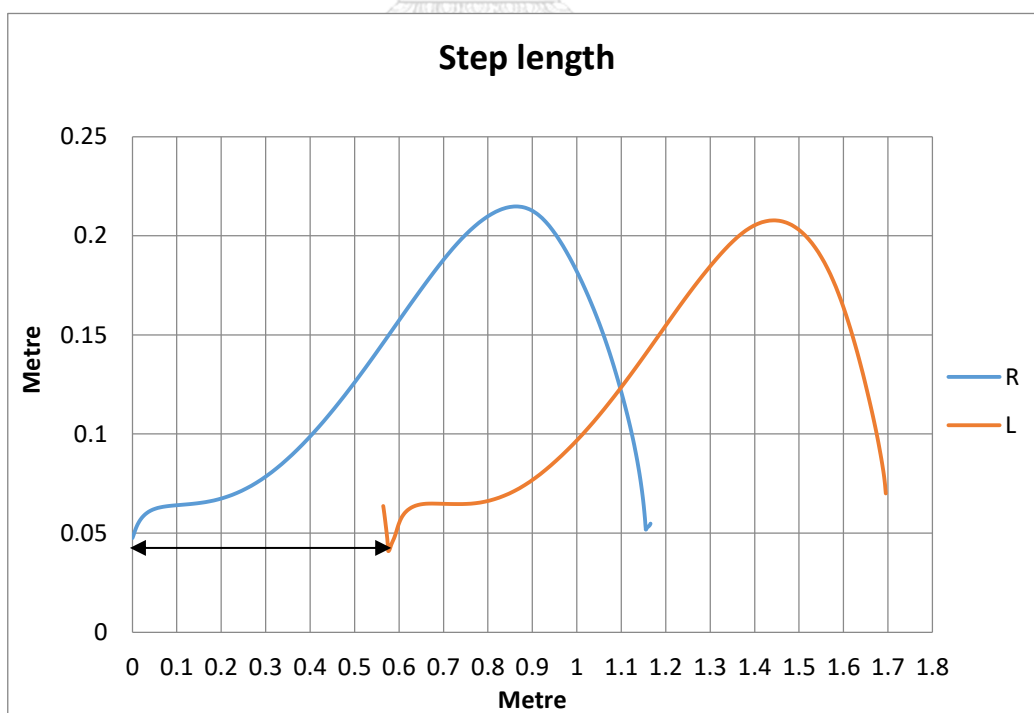
ความสัมพันธ์ของข้อมูลระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลอง

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

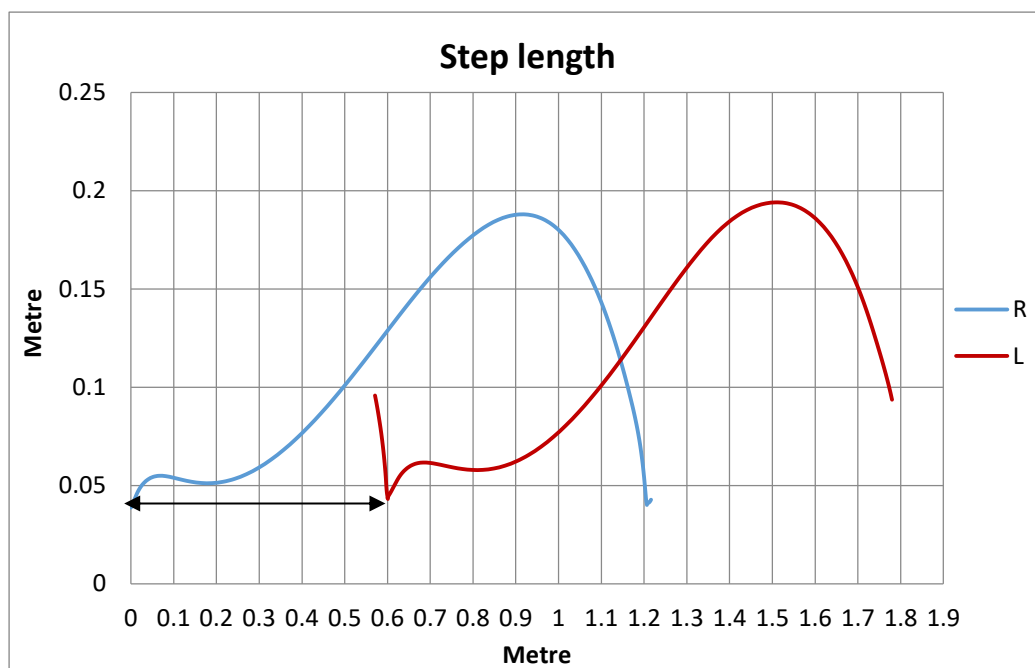
ผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ



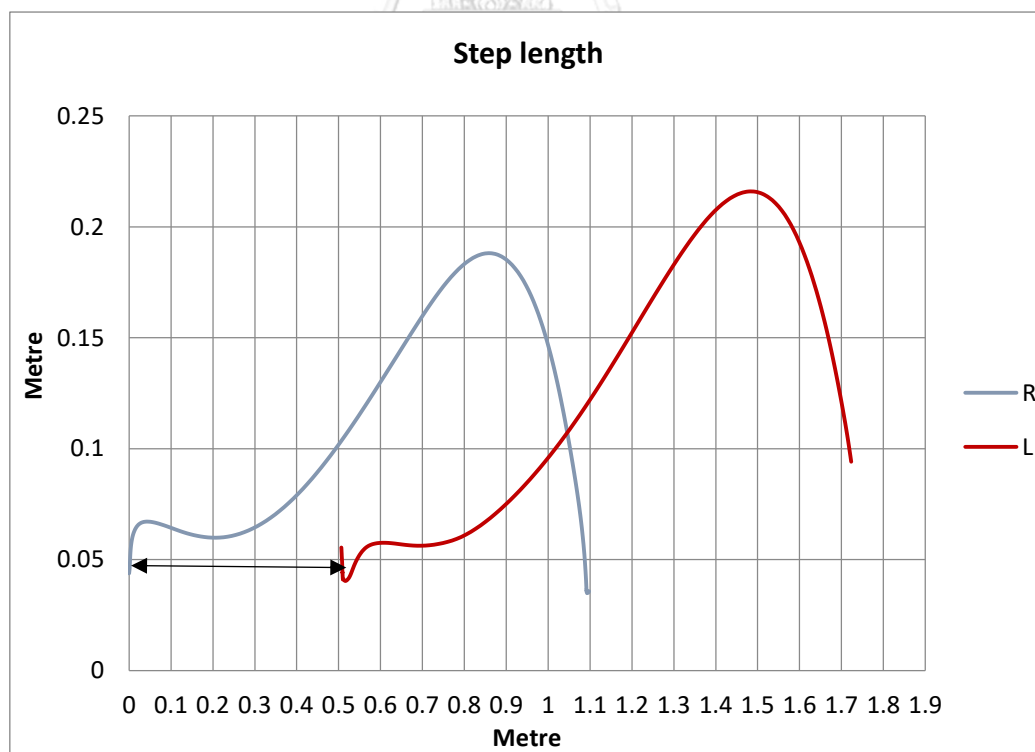
ภาพที่ ง. 1 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลอง
วัยสูงอายุ คนที่ 1



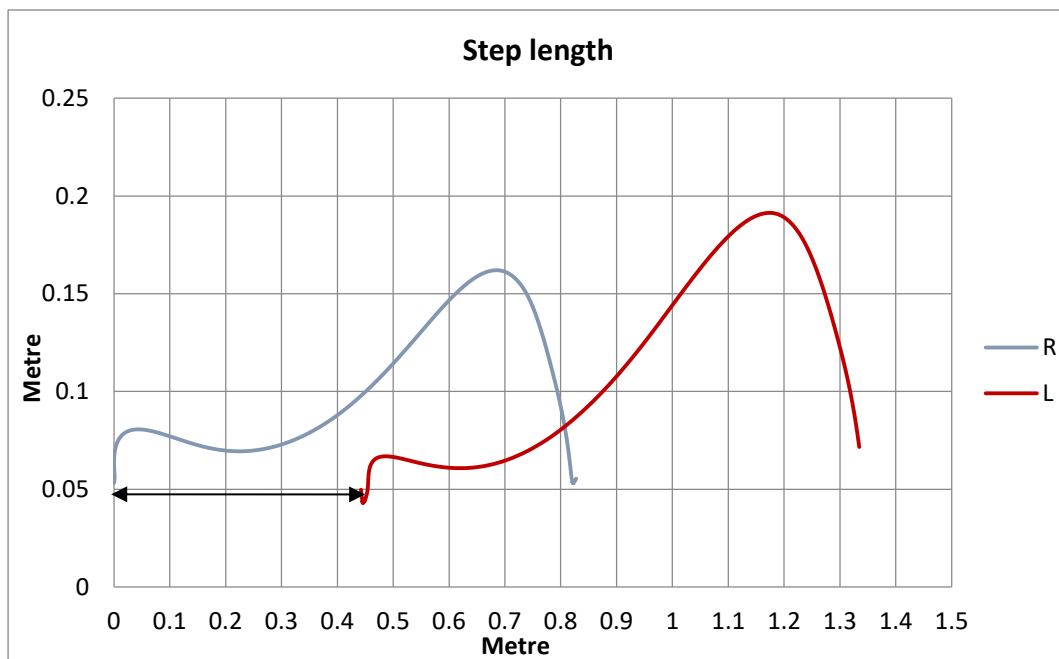
ภาพที่ ง. 2 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลอง
วัยสูงอายุ คนที่ 2



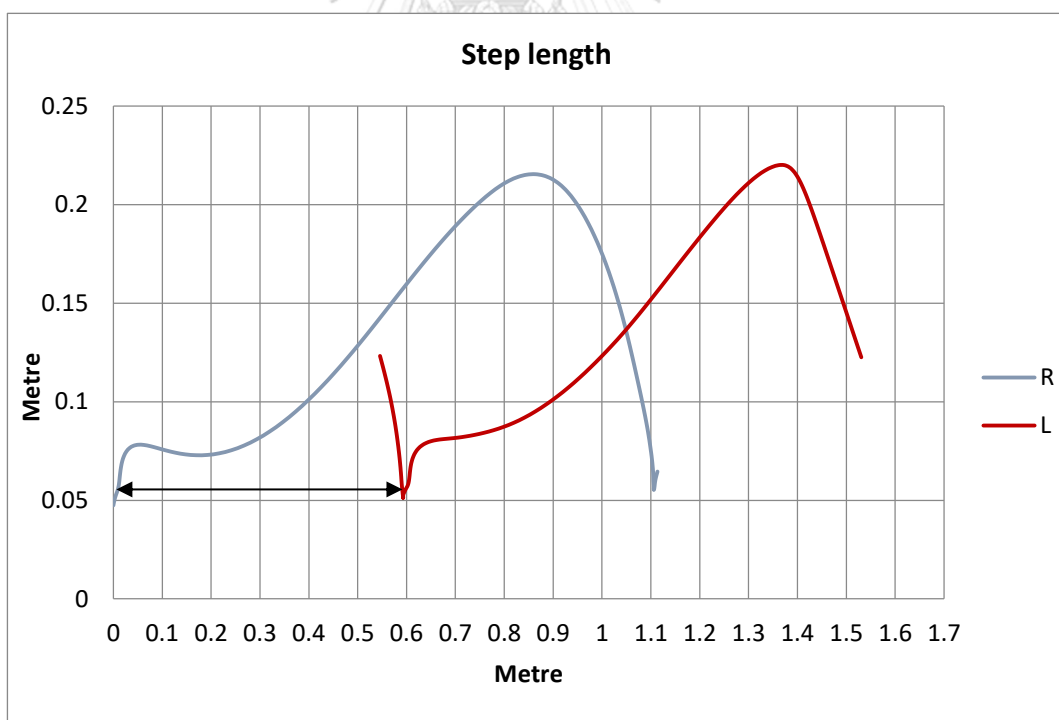
ภาพที่ ง. 3 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลอง
วัยสูงอายุ คนที่ 3



ภาพที่ ง. 4 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลอง
วัยสูงอายุ คนที่ 4

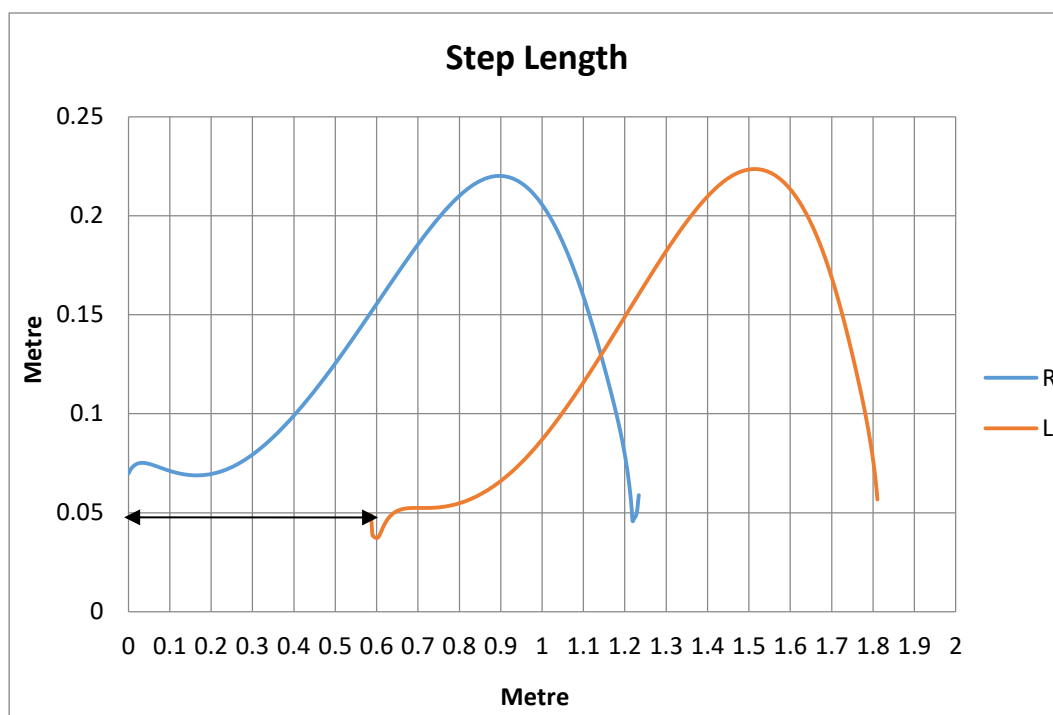


ภาพที่ ง. 5 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลอง
วัยสูงอายุ คนที่ 5

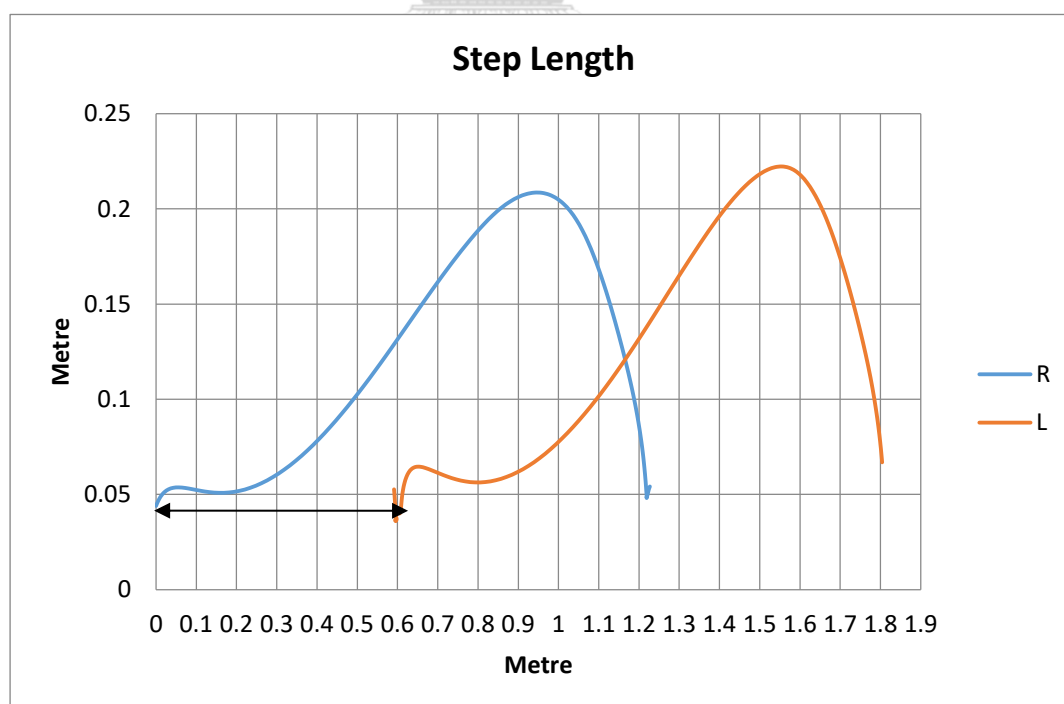


ภาพที่ ง. 6 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลอง
วัยสูงอายุ คนที่ 6

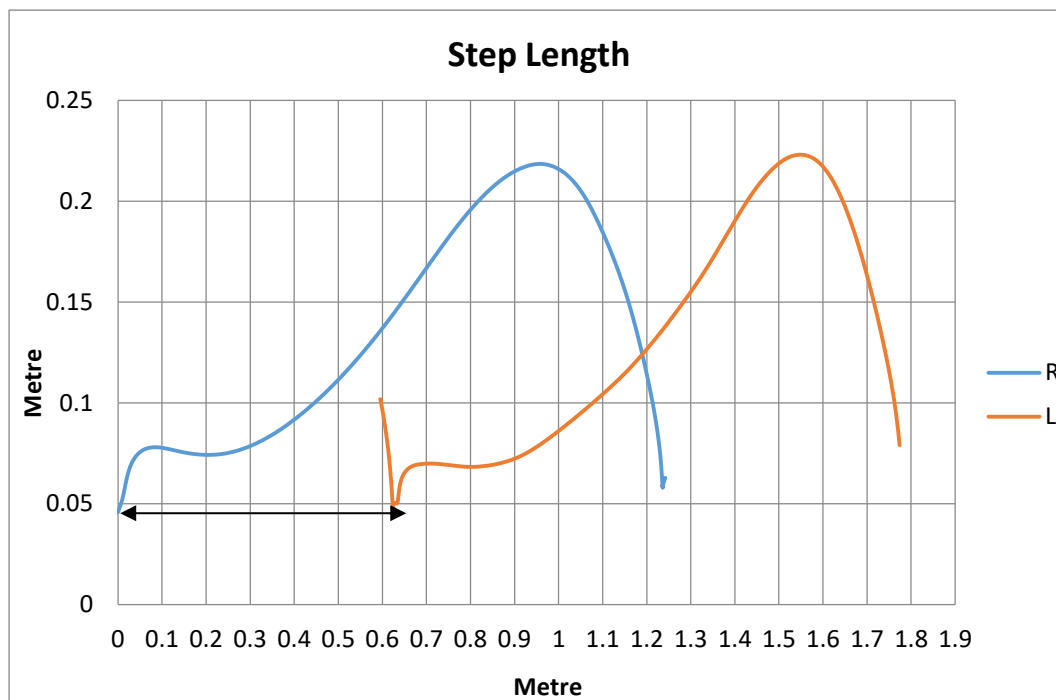
ผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ



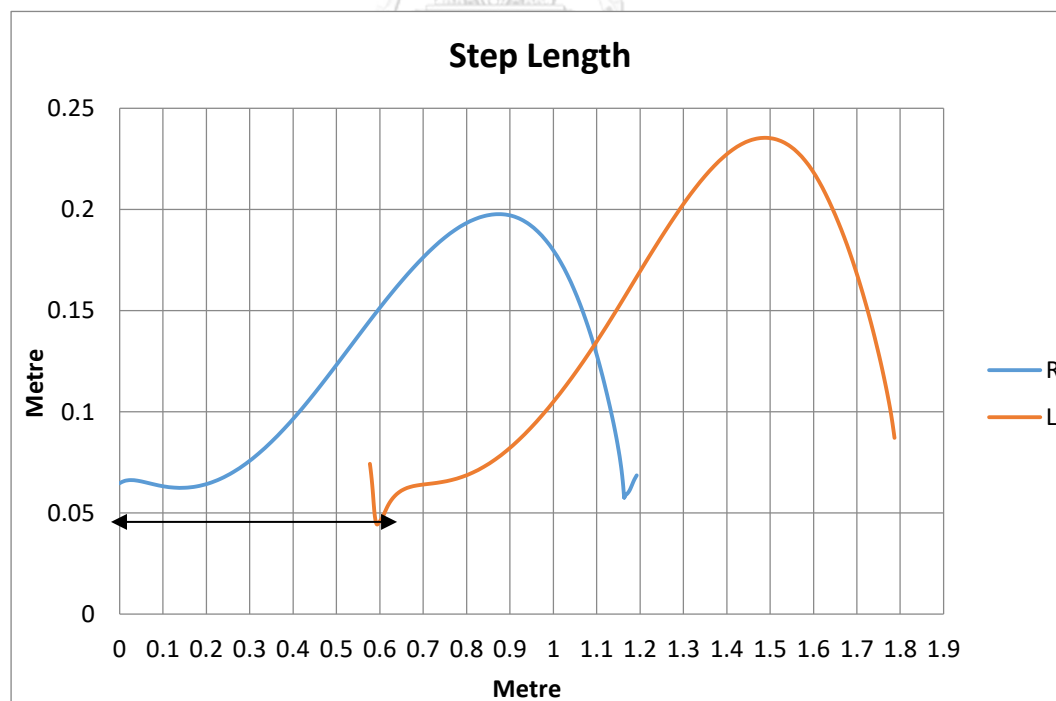
ภาพที่ ง. 7 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลอง
วัยหนุ่ม คนที่ 1



ภาพที่ ง. 8 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลอง
วัยหนุ่ม คนที่ 2

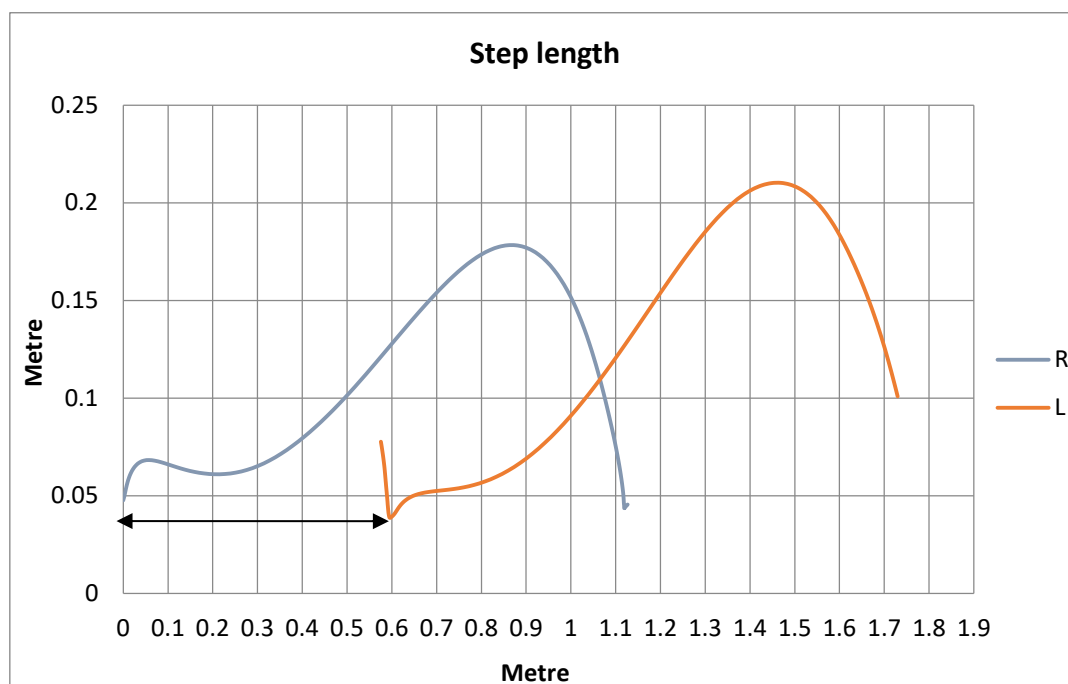


ภาพที่ ง. 9 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลอง
วัยหนุ่ม คนที่ 3

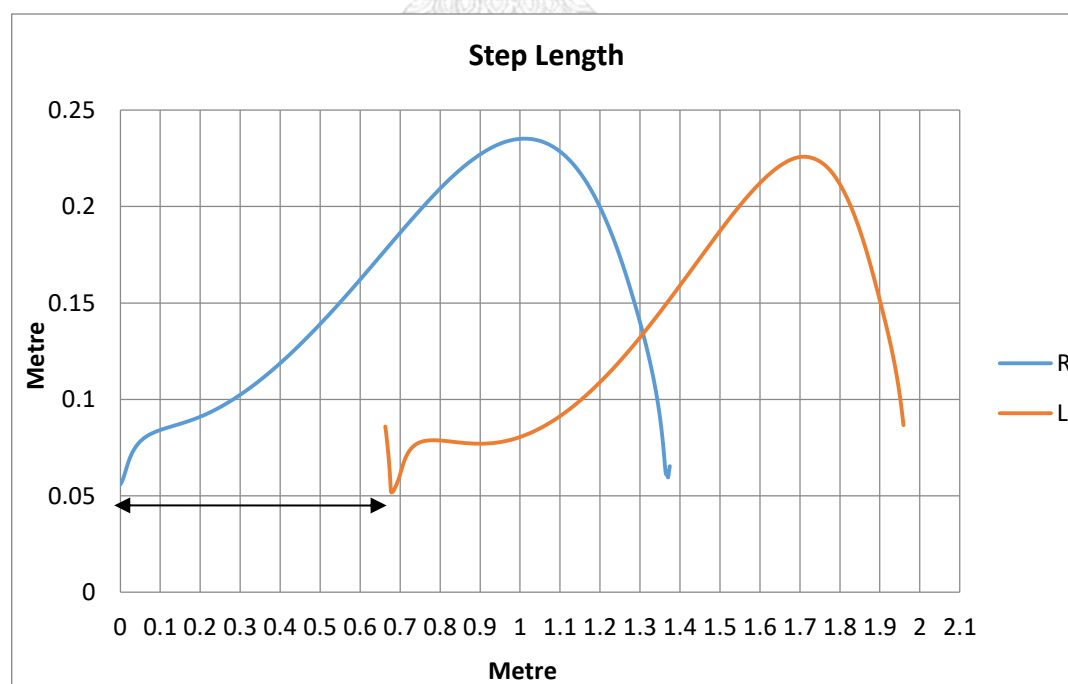


ภาพที่ ง. 10 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลอง
วัยหนุ่ม คนที่ 4

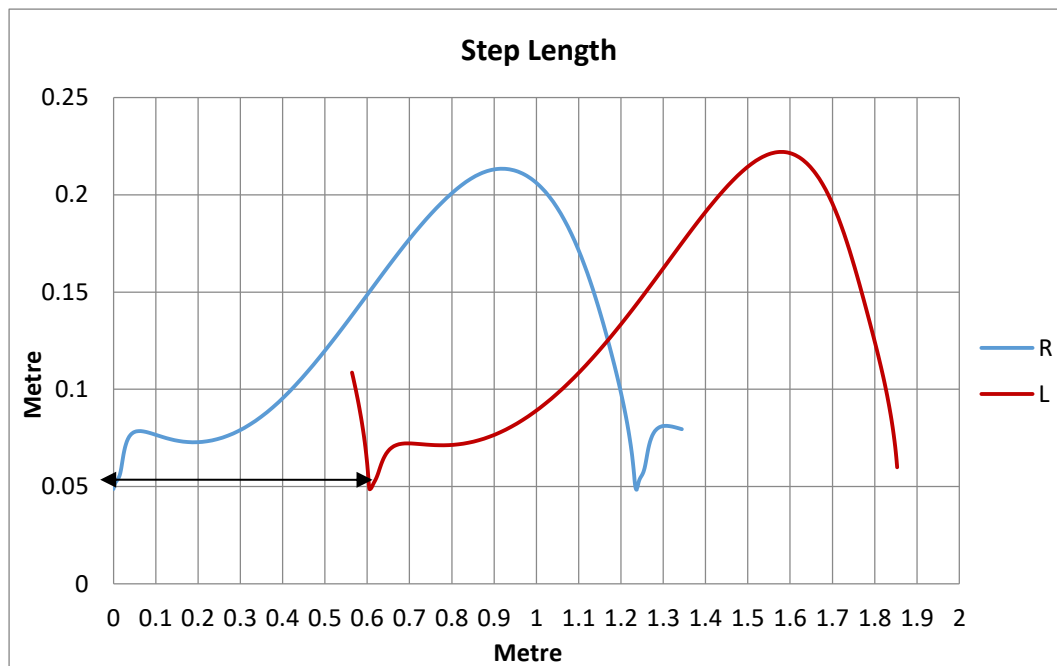
ผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ



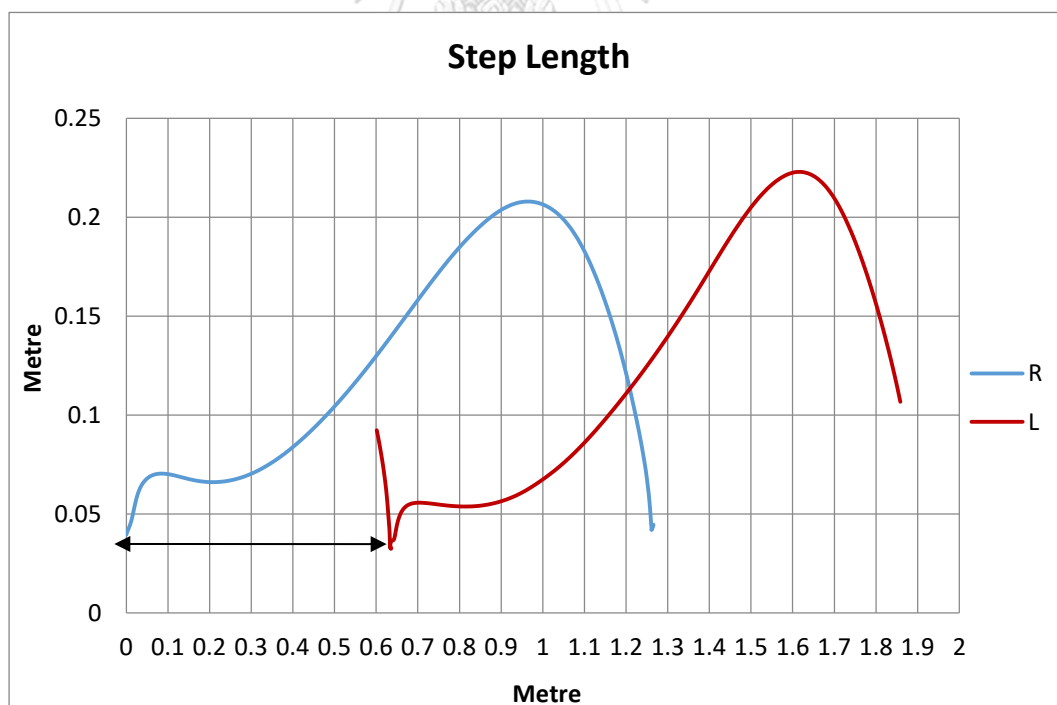
ภาพที่ ง. 11 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลอง
วัยหนุ่ม คนที่ 1



ภาพที่ ง. 12 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลอง
วัยหนุ่ม คนที่ 2



ภาพที่ ง. 13 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลอง
วัยหนุ่ม คนที่ 3



ภาพที่ ง. 14 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลอง
วัยหนุ่ม คนที่ 4



การทดสอบการแจกแจงปกติของข้อมูลอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่และสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

ตารางที่ จ. 1 ข้อมูลอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 25, 50 และ 75 วัตต์

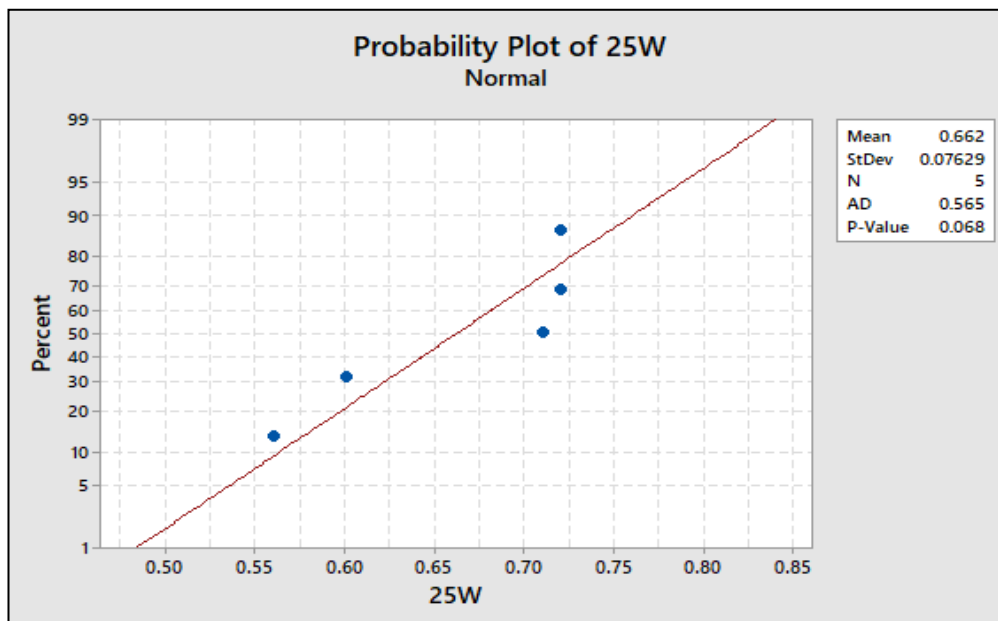
ลำดับ	อายุ(ปี)	ระดับภาระงาน		
		25วัตต์	50วัตต์	75วัตต์
		อัตราส่วน	อัตราส่วน	อัตราส่วน
S1	60	0.72	0.75	0.85
S2	64	0.72	0.76	0.78
S3	64	0.71	0.74	0.78
S4	60	0.6	0.66	0.73
S5	60	0.56	0.64	0.69

ตารางที่ จ. 2 ข้อมูลอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ที่ภาระงาน 25, 50 และ 75 วัตต์

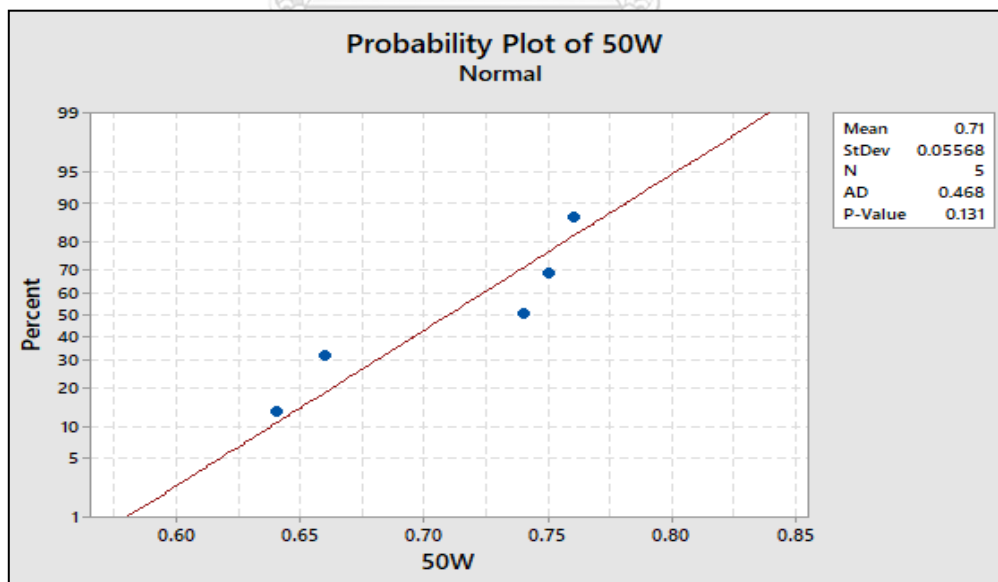
ลำดับ	สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ			ไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ		
	ระดับภาระงาน			ระดับภาระงาน		
	25 วัตต์	50 วัตต์	75 วัตต์	25 วัตต์	50 วัตต์	75 วัตต์
	อัตราส่วน	อัตราส่วน	อัตราส่วน	อัตราส่วน	อัตราส่วน	อัตราส่วน
S1	0.60	0.66	0.62	0.53	0.58	0.62
S2	0.57	0.63	0.61	0.51	0.57	0.61
S3	0.61	0.65	0.63	0.52	0.57	0.63
S4	0.56	0.64	0.62	0.53	0.59	0.62

-ผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ

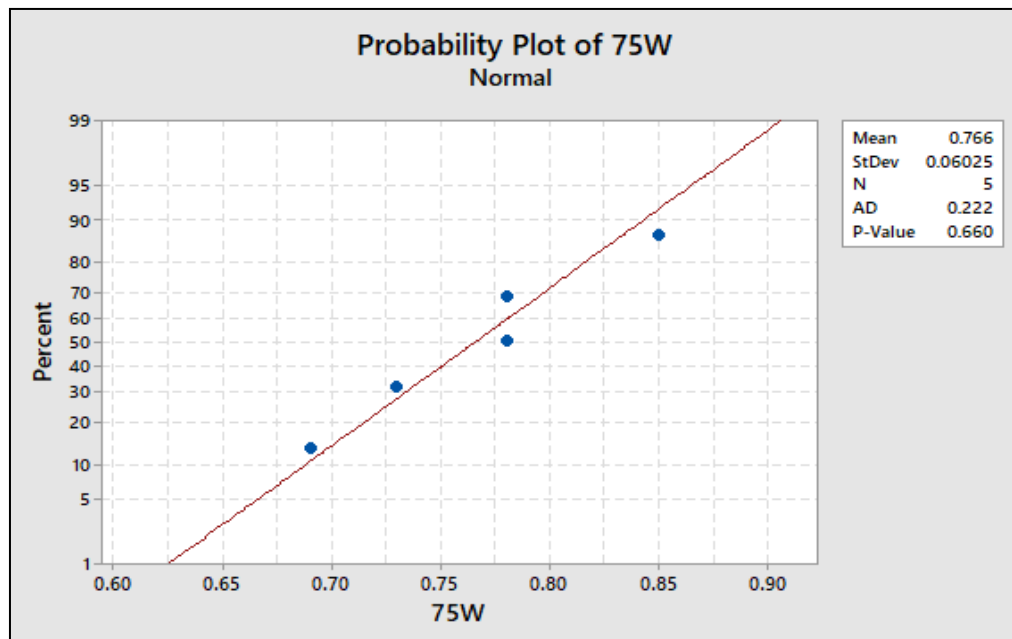
ผลการทดลองถูกนำมาวิเคราะห์เพื่อตรวจสอบลักษณะการแจกแจงแบบปกติ วิเคราะห์ผ่านโปรแกรม Minitab 2018 ในฟังก์ชัน Normality Test



ภาพที่ จ. 1 Normality test อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุที่ภาระงาน 25 วัตต์



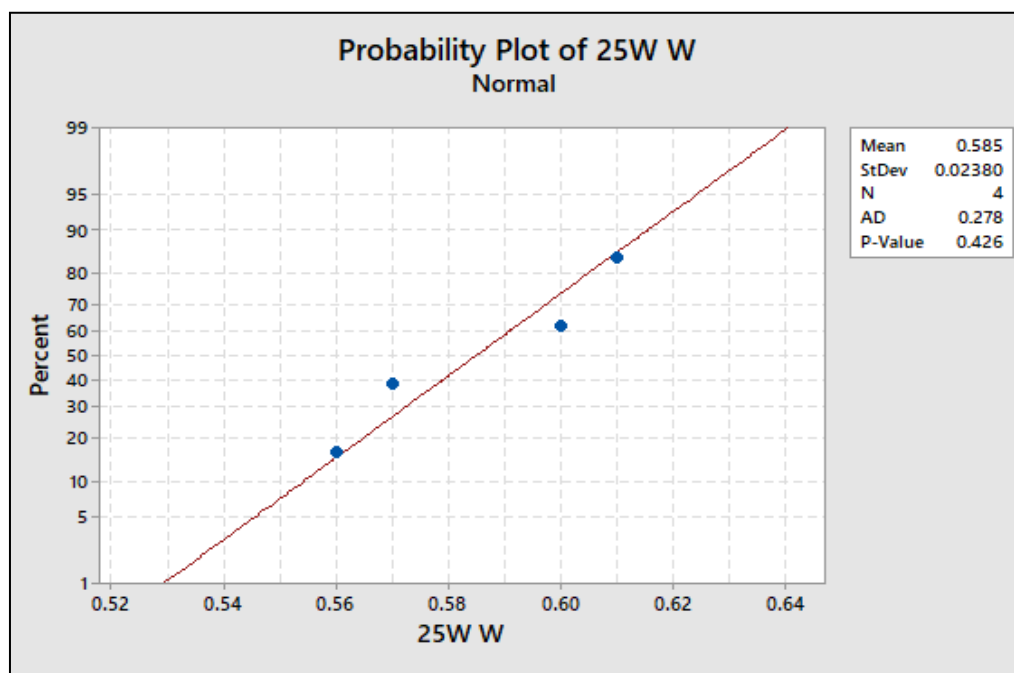
ภาพที่ จ. 2 Normality test อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุที่ภาระงาน 50 วัตต์



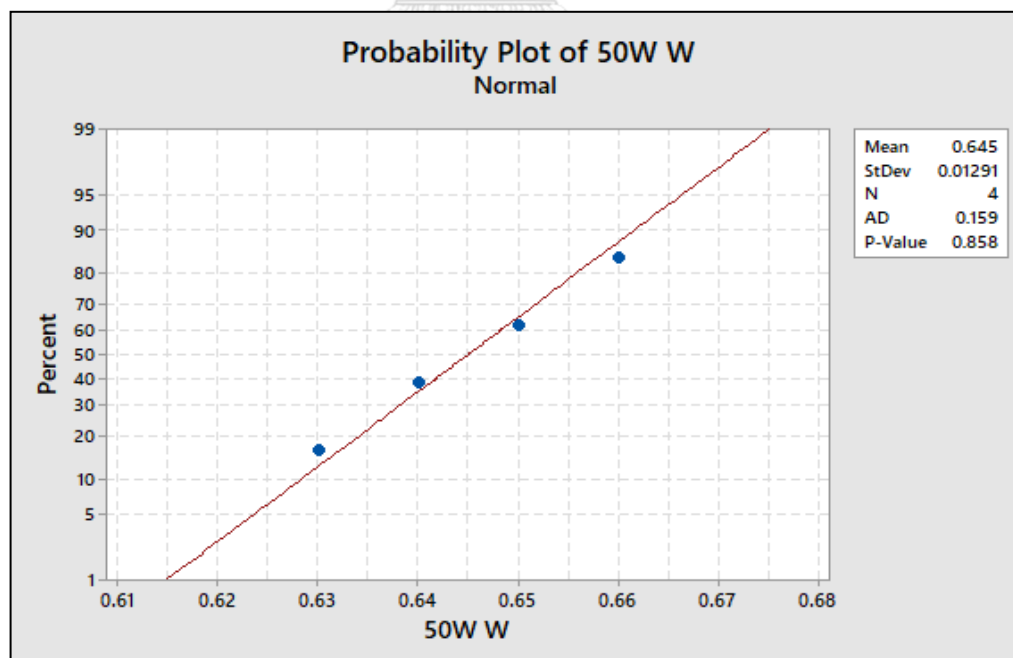
ภาพที่ จ. 3 Normality test อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุที่ภาระงาน 75 วัตต์

จากการทดสอบการแจกแจงปกติของอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุในการทดสอบ Ergometer ภาระงาน 25, 50 และ 75 วัตต์ มีค่า P Value = 0.068, 0.131 และ 0.660 ตามลำดับ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ P Value > 0.05 แสดงให้เห็นว่าข้อมูลมีการกระจายตัวแบบปกติ ดังนั้นจึงใช้ข้อมูลทั้ง 3 ชุดนี้ ไปวิเคราะห์ผลทางสถิติ

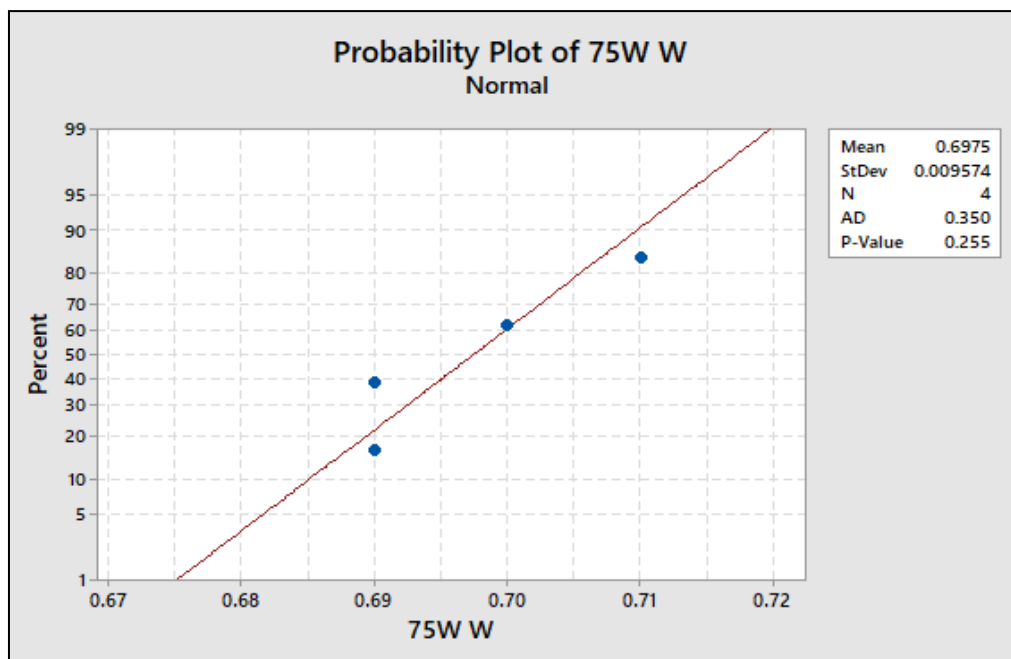
-ผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวมีข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ



ภาพที่ จ. 4 Normality test อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวมีข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ที่ภาระงาน 25 วัตต์



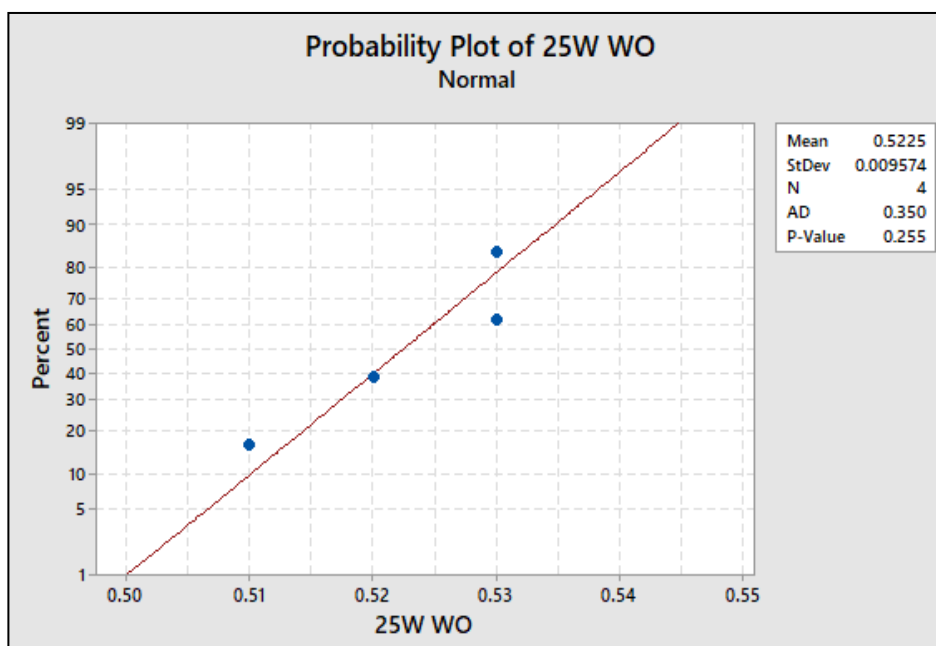
ภาพที่ จ. 5 Normality test อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวมีข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ที่ภาระงาน 50 วัตต์



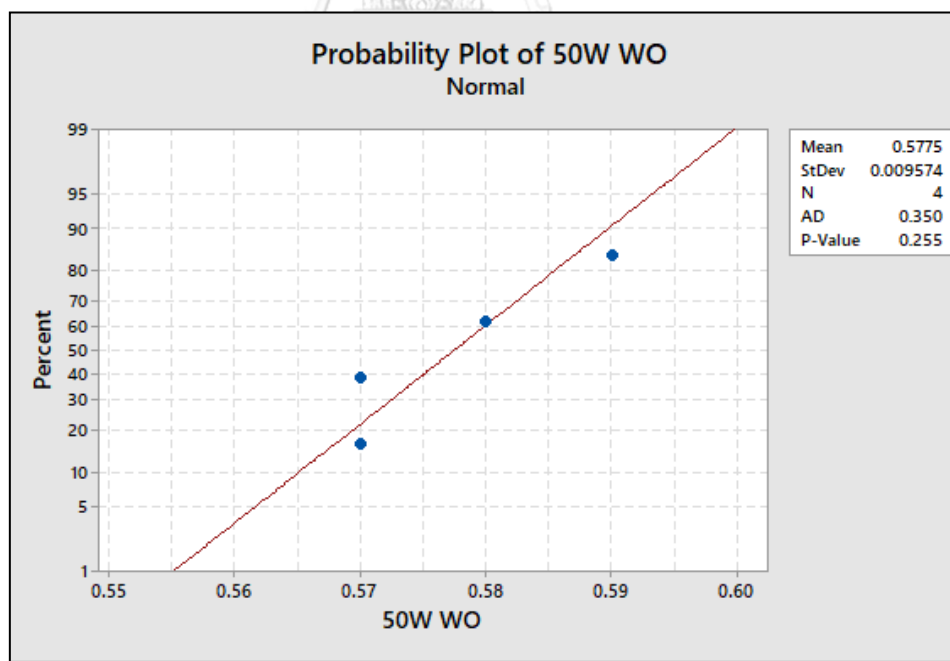
ภาพที่ จ. 6 Normality test อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ที่ภาระงาน 75 วัตต์

จากการทดสอบการแจกแจงปกติของอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ภาระงาน 25, 50 และ 75 วัตต์ มีค่า P Value = 0.426, 0.858 และ 0.255 ตามลำดับ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ P Value > 0.05 แสดงให้เห็นว่าข้อมูลมีการกระจายตัวแบบปกติ ดังนั้นจึงใช้ข้อมูลทั้ง 3 ชุดนี้ ไปวิเคราะห์ผลทางสถิติ

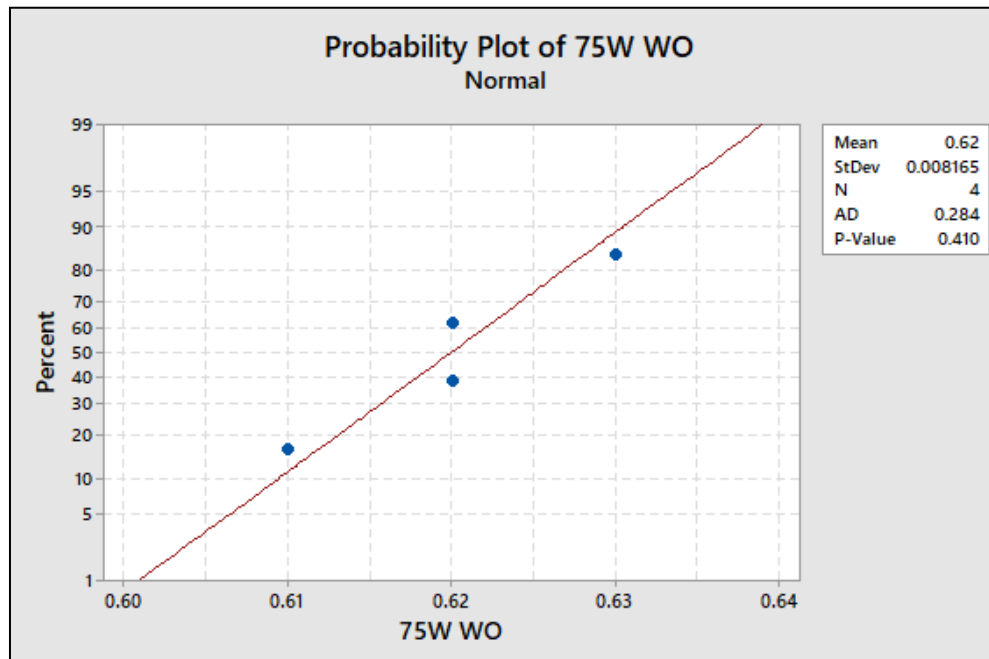
-ผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ



ภาพที่ จ. 7 Normality test อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ที่ภาระงาน 25 วัตต์



ภาพที่ จ. 8 Normality test อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ที่ภาระงาน 50 วัตต์



ภาพที่ จ. 9 Normality test อัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ที่ภาระงาน 75 วัตต์

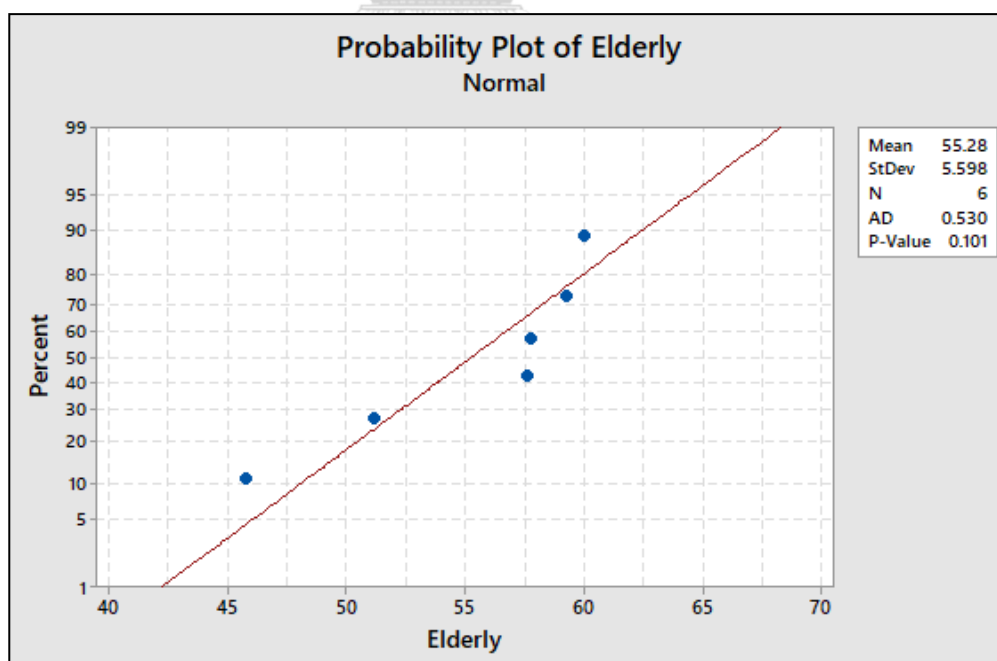
จากการทดสอบการแจกแจงปกติของอัตราส่วนระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจคงที่กับสูงสุดของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบในการทดสอบ Ergometer ภาระงาน 25, 50 และ 75 วัตต์ มีค่า P Value = 0.255, 0.255 และ 0.410 ตามลำดับ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ P Value > 0.05 แสดงให้เห็นว่าข้อมูลมีการกระจายตัวแบบปกติ ดังนั้นจึงใช้ข้อมูลทั้ง 3 ชุดนี้ ไปวิเคราะห์ผลทางสถิติ

การทดสอบการแจกแจงปกติของข้อมูลระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

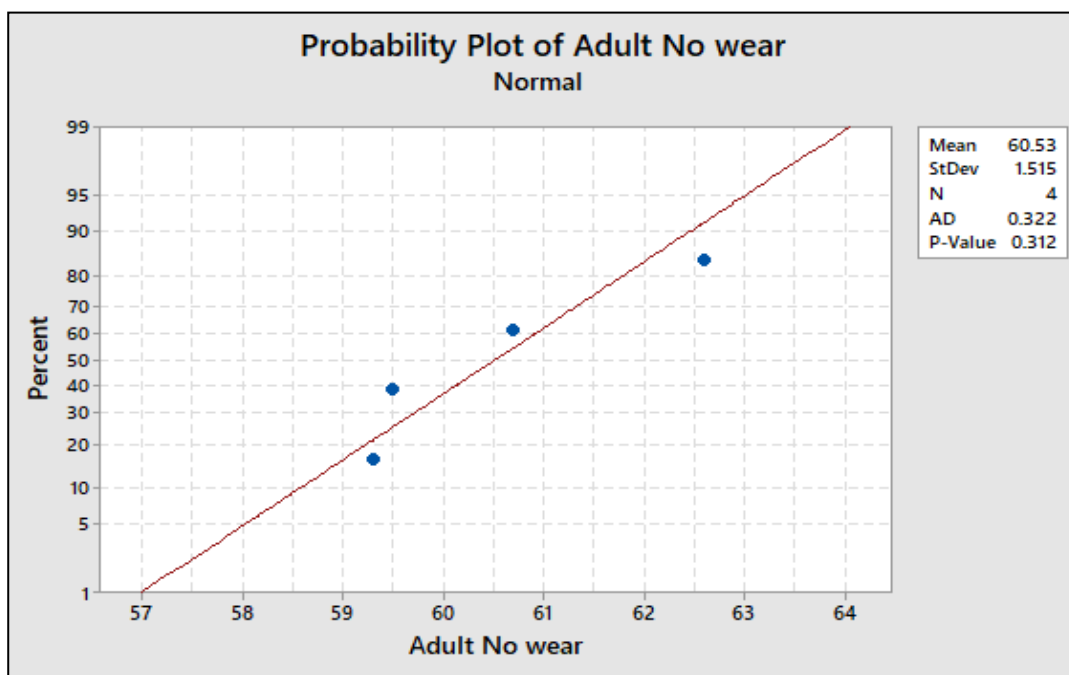
ตารางที่ จ. 3 ข้อมูลระยะเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

วัย สูงอายุ	Step lentgh(CM)	วัยหนุ่มสาวข้อ ต่อ	Step lentgh(CM)	วัยหนุ่มไม่สวม ข้อต่อ	Step lentgh(CM)
S1	57.8	S1	60.7	S1	59.6
S2	57.6	S2	59.5	S2	67.9
S3	60	S3	62.6	S3	60.5
S4	51.2	S4	59.3	S4	63.5
S5	45.8				
S6	59.3				

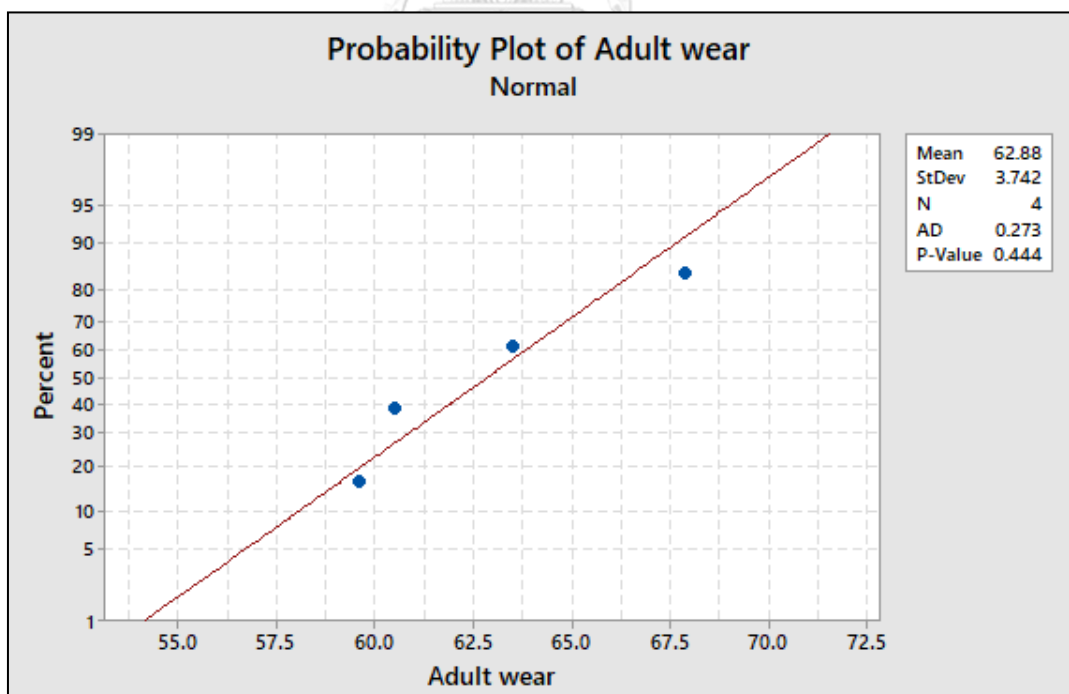
ผลการทดลองถูกนำมาวิเคราะห์เพื่อตรวจสอบลักษณะการแจกแจงแบบปกติ วิเคราะห์ผ่านโปรแกรม Minitab 2018 ในฟังก์ชัน Normality Test



ภาพที่ จ. 10 Normality test ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุ



ภาพที่ จ. 11 Normality test ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งของผู้เข้าร่วมทดลอง
วัยหนุ่มสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ



ภาพที่ จ. 12 Normality test ระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งของผู้เข้าร่วมทดลอง
วัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

จากการทดสอบการแจกแจงปกติของข้อมูลระยะก้าวระหว่างเท้าข้างหนึ่งถึงเท้าอีกข้างหนึ่งในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ โดยดูจากค่า P Value พบว่า P Value = 0.101, 0.312 และ 0.444 ตามลำดับ P Value >0.05 แสดงให้เห็นว่าข้อมูลมีการกระจายตัวแบบปกติ ดังนั้นจึงใช้ข้อมูลทั้ง 3 ชุดนี้ ไปวิเคราะห์ผลทางสถิติ

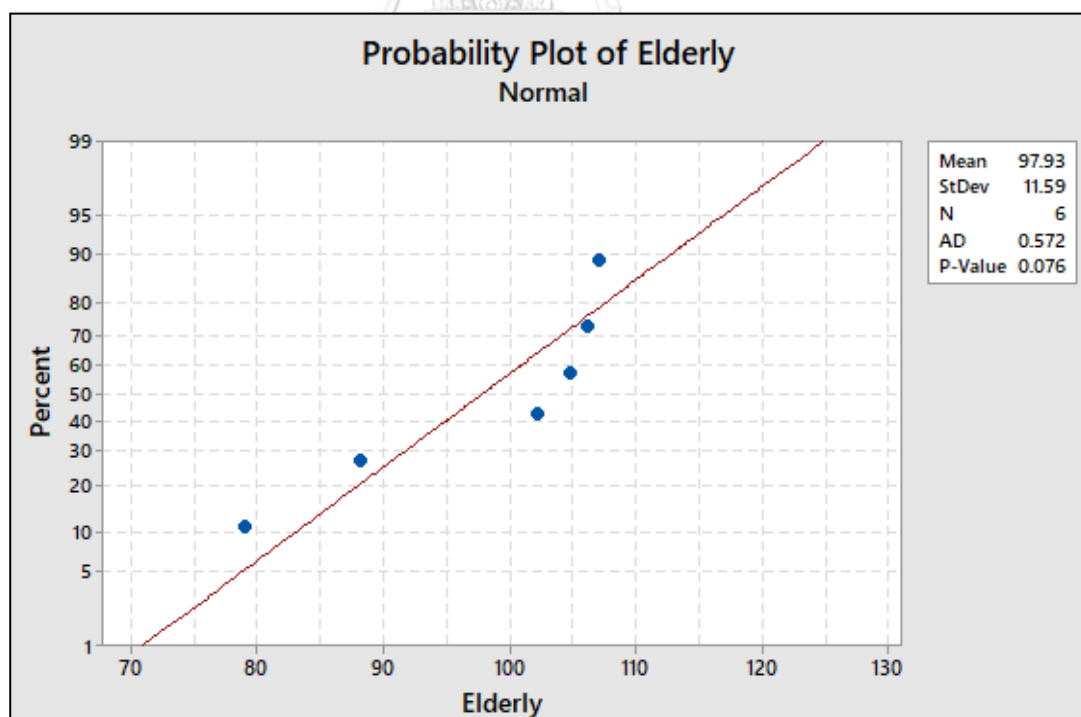


การทดสอบการแจกแจงปกติของข้อมูลจำนวนก้าวใน 1 นาที (Cadence) ของผู้เข้าร่วมทดลองทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

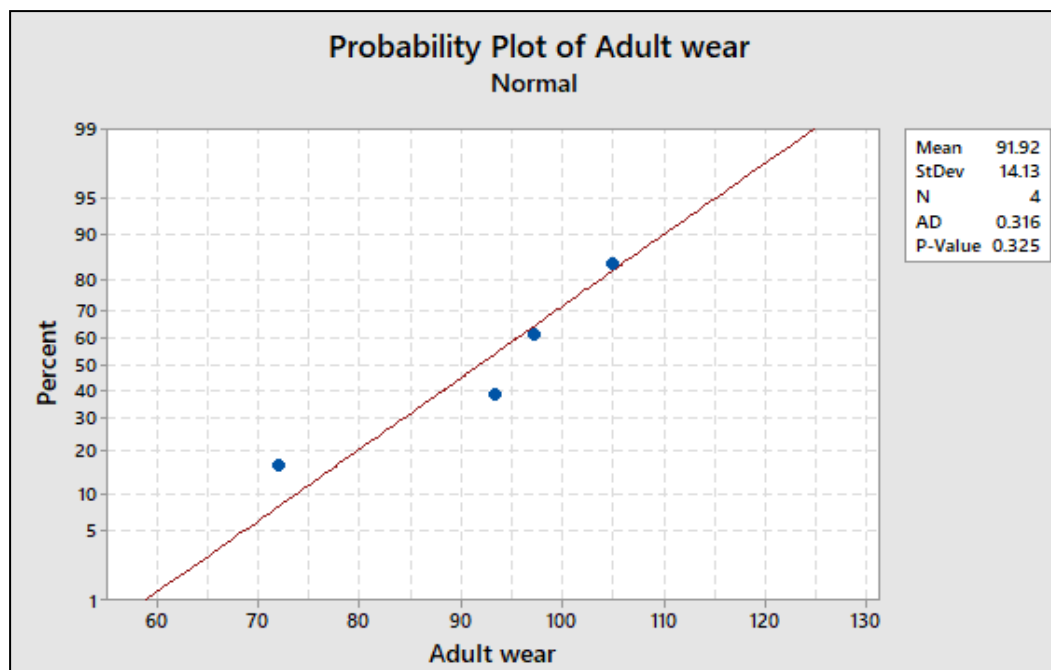
ตารางที่ จ. 4 ข้อมูลจำนวนก้าวใน 1 นาทีของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

วัยสูงอายุ	Cadence (ก้าวต่อนาที)	วัยหนุ่มสาวข้อต่อ	Cadence (ก้าวต่อนาที)	วัยหนุ่มสาวไม่สวมข้อต่อ	Cadence (ก้าวต่อนาที)
S1	106.18	S1	93.48	S1	69.91
S2	88.21	S2	104.97	S2	76.80
S3	104.77	S3	97.27	S3	87.75
S4	107.18	S4	71.97	S4	89.37
S5	79.01				
S6	102.21				

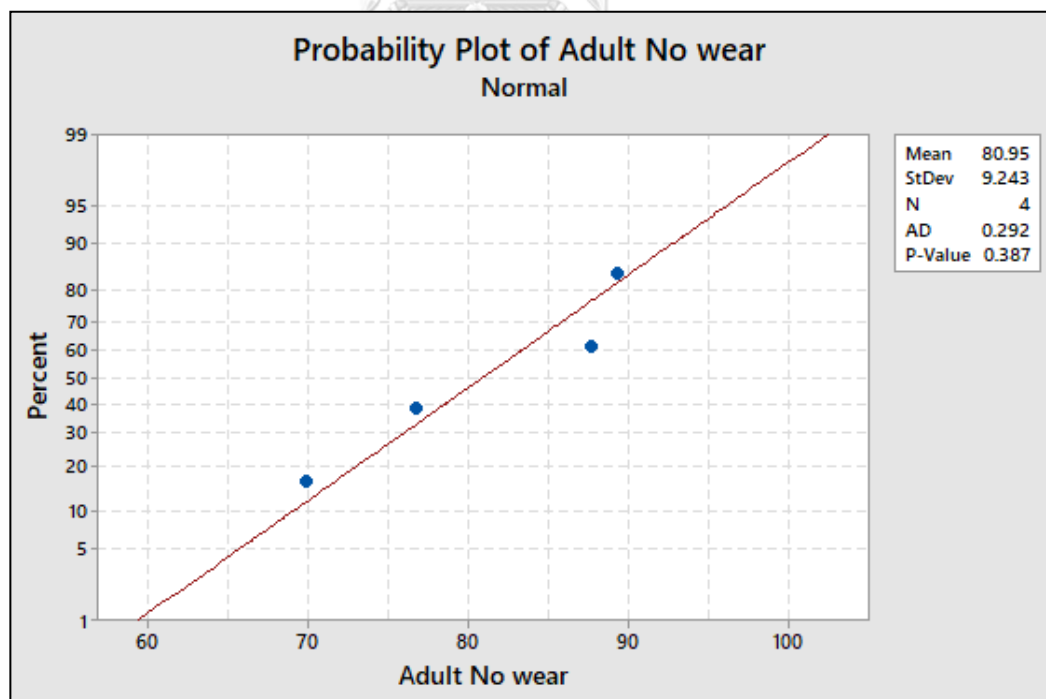
ผลการทดลองถูกนำมาวิเคราะห์เพื่อตรวจสอบลักษณะการแจกแจงแบบปกติ วิเคราะห์ผ่านโปรแกรม Minitab 2018 ในฟังก์ชัน Normality Test



ภาพที่ จ. 13 Normality test จำนวนก้าวใน 1 นาทีของผู้เข้าร่วมทดลองทดลองวัยสูงอายุ



ภาพที่ จ. 14 Normality test จำนวนก้าวใน 1 นาทีของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ



ภาพที่ จ. 15 Normality test จำนวนก้าวใน 1 นาทีของผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ

จากการทดสอบการแจกแจงปกติของข้อมูลจำนวนก้าวใน 1 นาทีในการเดินของผู้เข้าร่วมทดลองวัยสูงอายุกับผู้เข้าร่วมทดลองวัยหนุ่มสาวและไม่สวมข้อต่อแรงเสียดทานต้นแบบ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ โดยดูจากค่า P Value พบว่า P Value = 0.076, 0.325 และ 0.387 ตามลำดับ P Value > 0.05 แสดงให้เห็นว่าข้อมูลมีการกระจายตัวแบบปกติ ดังนั้นจึงใช้ข้อมูลทั้ง 3 ชุดนี้ ไปวิเคราะห์ผลทางสถิติ



บรรณานุกรม

- Adam rouilly (2010). "Adam rouilly aging suit." from [http://www.adam-rouilly.co.uk/productdetails.aspx?pid=3583&cid=\(2010\)](http://www.adam-rouilly.co.uk/productdetails.aspx?pid=3583&cid=(2010)).
- Amussen, E. a. K. H.-N. (1962). "Isometric Muscle Strength in relation in men and women." Ergonomics **5**(1): 167-169.
- Astrand Per-Olof, R. K. r. (1977). Textbook of work physiology : physiological bases of exercise New York McGraw-Hill.
- Baumgartner RN, W. D., Gallagher D, Morley JE, and Garry PJ, (1999). "Predictors of skeletal muscle mass in elderly men and women" Mech Ageing Dev **107**: 123–136
- BumgardnerW (2014). "How do I know how fast I am waking." from <http://walking.about..com/od/measure/f/howfastwalking.htm>.
- Business-Standard (2014). "Ford uses 'Third Age Suit' to develop elderly friendly cars." from:http://www.business-standard.com/article/news-cd/ford-uses-third-age-suit-to-develop-elderly-friendly-cars-114100100922_1.html
- H.L. Groza, S. B. S., D.S. Mandru, (2016). Age Simulation Suits for Training. Faculty of Mechanics, Mechatronics Department, Research and Development Technical University.
- Ian Janssen, S. B. H., ZiMian Wang, Robert Ross; (2000). "Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18–88 yr." Journal of Applied Physiology **89**(1): 81-88.
- Jim Richards, A. C., Renuka Erande, (2016). "NORMAL GAITS." from <https://musculoskeletalkey.com/normal-gait/>.

Jim Richards, A. C., Renuka Erande, (2017). "BIOMECHANICS." from <https://musculoskeletalkey.com/biomechanics-2/>.

KentaroNarumi,Y.,NorikoYoshimura,ShigeyukiMuraki,GoOmori,AtsushiNawata, RyoichiSeki, (2017). "Quadriceps muscle strength reference value as index for functional deterioration of locomotive organs." Journal of Orthopaedic Science. **22**(4): 765-770.

Koster, K. D. n. d. (2015). "Gait." from <http://www.physiopedia.com/gait>.

Next car (2008). "Ageing suits for Nissan". from <http://www.nextcar.com.au/n.nissan.2008.suits.08feb.html> (2008,February25)

Roy B. Davis, I., PhD, Sylvia Öunpuu, MSc, Peter A. DeLuca, MD, Mark J. Romness, MD (2002). "Clinical Gait Analysis and Its Role in Treatment Decision-Making." from https://www.medscape.com/viewarticle/440148_4.

Samson, M. M., Crowe,A., Vreede, P.L.d., Dessens,J.A.G., Duursma, S.A., & Verhaar, H.J.J, (2001). "Differences in Gait Parameters at a Preferred Walking Speed in Healthy Subjects due to Age." Height and Body Weight.Aging-Clinical and Experimental Research **13**(16-21).

Science, N. H. (2017). "มวลกล้ามเนื้อที่ลดลง." from <https://www.nestlehealthscience-th.com/health-management/aging/muscle>.

Senior-suit (2017). "SD&C Age Simulation Catalogue - effective 01.09.2017." from <http://www.senior-suit.com/SD&C%20Catalogue%20E.pdf>.

Spring (2005). "Introduction to springs and to close-coiled helical springs." from [http://staffhome.ecm.uwa.edu.au/~00052817/DANotes/springs/home.html\(2005,May\)](http://staffhome.ecm.uwa.edu.au/~00052817/DANotes/springs/home.html(2005,May)).

ณัฐชา เมฆเจริญ (2554). การวิเคราะห์ข้อมูลสัดส่วนร่างกายและแรงกดอัดที่หลังส่วนล่างของประชากร

อายุ 13 – 18 ปี. วิทยานิพนธ์ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหกรรม ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหกรรม คณะวิศวกรรมศาสตร์, จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.

ตรีฉัตร จำปาวัลย์ (2538). ขีดจำกัดสูงสุดของการยกของที่ยอมรับได้ในแนวระนาบหน้า-หลัง. วิทยานิพนธ์ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหกรรม ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหกรรม คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.

พรเทพ ขอบจายเกียรติ (2531). สัดส่วนร่างกายและความสามารถในการทำงานโดยใช้แรงของคนงานชายที่ทำงานกสิกรรมในจังหวัดขอนแก่น. วิทยานิพนธ์ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหกรรม ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหกรรม คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.

พรศิริ จงกล (2556). วิจัยย่อยความต้องการที่จับยึดเพื่อช่วยในการลุกและนั่งของผู้สูงอายุในชุดโครงการวิจัยความต้องการพื้นฐานของผู้สูงอายุในการดำรงชีวิตได้อย่างยั่งยืน. มหาวิทยาลัยสุรนารี.

ภริณี พูลสวัสดิ์ (2560). "การเปลี่ยนแปลงของผู้สูงอายุ." from <http://www.gj.mahidol.ac.th/th-old/wp-content/uploads/conference/2560/change.pdf>.

สำนักงานมาตรฐานอุตสาหกรรม (2560). "ขนาดรูปร่างคนไทยเล่ม 2 ชาย." from <http://www.nectec.or.th/standard/wp-content/uploads/2017/10/NT4001.2-CDV-6010.pdf>.

อภิชาติ แผ้วพาลชน (2545). ขีดจำกัดสูงสุดที่ยอมรับได้ของการเข็นและลากรถเข็นบรรทุกของ. วิทยานิพนธ์ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหกรรม ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหกรรม คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	ธีพิสิฐ คุชภัคดี
วัน เดือน ปี เกิด	10 ธันวาคม 2531
สถานที่เกิด	พัทลุง
วุฒิการศึกษา	ปริญญาตรี วิศวกรรมเครื่องมือและวัสดุ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยี พระจอมเกล้าธนบุรี 2554
ที่อยู่ปัจจุบัน	241/59 ม.3 ต.บ่อวิน อ.ศรีราชา จ.ชลบุรี



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY