

รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

การออกแบบและทดสอบระบบเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์

Design and Testing of the Electronic Foot System

คณะผู้วิจัย

รศ.ดร.พฤทธิกร สมิติไมตรี

หัวหน้าโครงการ

นายอุกฤษฏ์ ชำมริ

ผู้ร่วมโครงการ

โครงการนี้ได้รับทุนวิจัยจากงบประมาณมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ประจำปีงบประมาณ 2554

ชื่อโครงการเดี่ยว

การออกแบบและทดสอบระบบทำเทียมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิจัย

หัวหน้าโครงการ

ชื่อ (ไทย) นาย พุทธิกร สมิตไมตรี

(อังกฤษ) Mr. Pruttikorn Smithmaitrie

ตำแหน่ง รองศาสตราจารย์

ระดับการศึกษาสูงสุด ปริญญาเอก (Ph.D.)

ความชำนาญ/ความสนใจพิเศษ การออกแบบและควบคุมระบบเมคาทรอนิกส์
อุปกรณ์เพียโซอิเล็กทริก

หน่วยงานต้นสังกัด มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

สถานที่ติดต่อ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อ.หาดใหญ่ จ.สงขลา 90112

โทรศัพท์ 074-287035, 074-212893

โทรศัพท์เคลื่อนที่ 086-9614072

โทรสาร 074-212893

อีเมล spruitti@me.psu.ac.th

ผู้ร่วมคณะวิจัย

ชื่อ (ไทย) นาย อุกฤษฏ์ ชำมริ

(อังกฤษ) Mr. Ugrit Chammari

ตำแหน่ง ผู้ช่วยวิจัย

ระดับการศึกษาสูงสุด ปริญญาโท

ความชำนาญ/ความสนใจพิเศษ การออกแบบและควบคุมระบบเมคาทรอนิกส์

หน่วยงานต้นสังกัด มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

สถานที่ติดต่อ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อ.หาดใหญ่ จ.สงขลา 90112

โทรศัพท์ 074-287035, 074-212893

โทรศัพท์เคลื่อนที่ 083-5193215

โทรสาร 074-212893

อีเมล top_ugrit@hotmail.com

กิตติกรรมประกาศ

สำหรับความสำเร็จของโครงการวิจัยนี้ ได้รับความช่วยเหลือและสนับสนุนในด้านต่าง ๆ จากบุคคลในหลายหน่วยงานด้วยกัน ผู้วิจัยจึงใคร่ขอขอบพระคุณทุกท่านและหน่วยงานที่เกี่ยวข้อง ดังนี้

สำนักวิจัยและพัฒนา มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ และผู้ทรงคุณวุฒิพิจารณาโครงการที่อำนวยความสะดวก และข้อคิดอันเป็นประโยชน์ระหว่างดำเนินการวิจัย

นักศึกษา คณาจารย์ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล และสมาชิกทีมวิจัยสมาร์ทเมคาทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ คณาจารย์ภาควิชาออร์โธปิดิกส์ และสมาชิกหน่วยกายอุปกรณ์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ที่ให้คำปรึกษา คำแนะนำ ตลอดจนความช่วยเหลือในด้านต่าง ๆ

และ ขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูง ต่อมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ที่ได้อนุเคราะห์ทุนอุดหนุนการวิจัย โครงการวิจัยเท้ายิมระบบอิเล็กทรอนิกส์ สำหรับการจัดหาจัดซื้ออุปกรณ์ที่จำเป็น ตลอดจนค่าใช้จ่ายอื่นๆ ที่ต้องใช้ระหว่างการดำเนินการวิจัย งานวิจัยสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

คณะวิจัย

บทคัดย่อ

ในปัจจุบันมีผู้พิการขาขาดจำนวนมาก สาเหตุจากพิการแต่กำเนิด อุบัติเหตุ หรือโรคภัยไข้เจ็บต่าง ๆ ซึ่งทำเทียมสำหรับผู้พิการขาขาดในประเทศที่ใช้กันอยู่ทั่วไป ไม่สามารถช่วยเดินได้อย่างสมบูรณ์เหมือนเท้าจริง ดังนั้นโครงการวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อสร้างเท้าเทียมขยับได้ที่ทำให้มีการเดินคล่องตัวและเป็นปกติมากยิ่งขึ้น

ในการออกแบบเท้าเทียมขยับได้ ส่วนประกอบของเท้าเทียมประกอบด้วย เท้าเทียมทำจากยาง แกนขาเทียม โครงสร้างข้อเท้าเทียม กลไกการปรับมุมข้อเท้าเทียม ทำหน้าที่ปรับมุมเท้าระหว่างการเดินให้เท้าเทียมมีมุมที่เหมาะสม โดยมีระบบ Geneva wheel เป็นกลไกในการทำงานให้มีหน้าที่ล็อกมุมข้อเท้าและปรับมุมของข้อเท้าขณะเดิน มอเตอร์ทำหน้าที่ขับกลไก เช่นเซอร์โวดรัมการเคลื่อนที่ทำหน้าที่ตรวจวัดสภาวะการเดิน ไมโครคอนโทรลเลอร์ทำหน้าที่ประมวลผลมุมที่เปลี่ยนไปเพื่อหามุมเท้าเทียมที่เหมาะสมในขณะเดิน และส่งงานการเคลื่อนที่ไปยังมอเตอร์เพื่อปรับมุมข้อเท้า แบตเตอรี่ทำหน้าที่จ่ายพลังงานไฟฟ้าให้กับวงจรและมอเตอร์ การทดสอบความทนทานของเท้าเทียมเป็นไป ตามมาตรฐาน ISO 10328 ว่าด้วยการทดสอบกายอุปกรณ์เทียม หลังจากนั้นจึงทำการทดสอบการเคลื่อนที่ของขาเทียมเทียบกับขาจริงเพื่อหาความคลาดเคลื่อนของมุมเท้าที่เปลี่ยนแปลงไป

จากผลการทดสอบเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ พบว่า เท้าเทียมสามารถทนแรงที่กระทำต่อเท้าบนเครื่องทดสอบได้โดยไม่แตกหัก แต่จะต้องมีการบำรุงรักษาโดยตรวจสอบ นีต สกรูและข้อต่ออย่างสม่ำเสมอ ส่วนผลการเคลื่อนที่ของเท้าเทียม พบว่า สามารถเคลื่อนที่ได้ใกล้เคียงกับเท้าจริงมาก

ABSTRACT

The trend of disability people who lost their legs is increasing due to accidents, affliction and congenital disabilities. Generally, artificial feet available in Thailand are being made as fixed-ankle feet. This cause people with the leg disabilities to walk with difficulties. The moving-ankle artificial foot is able to improve walking naturally but it is very expensive. Thus, the objective of this work is to design and built a low cost movable artificial feet.

First, natural movement of the foot while walking is investigated. Then, the movable artificial foot is designed to mimic that. After that, the movable artificial foot system is built based on the Geneva wheel mechanism, an incline sensor, a controller and a battery. The movement of the artificial foot while walking is tested by comparing with the natural movement of the real foot, simultaneously. The durability test is base on ISO 10328. The result shows well walking synchronization and naturally mimic the foot movement.

Currently, the durability of the movable artificial foot prototype is being test according to ISO 10238 (Artificial Foot Testing). The primarily result shows that the artificial foot system is able to endure the reaction force and fatigue over 200,000 cycles, but the routine maintenance of loose bolts and nuts is needed.

สารบัญ

	หน้า
สารบัญ	(5)
รายการตาราง	(8)
รายการภาพประกอบ	(9)
สัญลักษณ์คำย่อและตัวย่อ	(13)
บทที่	
1 บทนำ	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของงานวิจัย	1
1.2 การตรวจสอบเอกสาร	2
1.3 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	9
1.4 ขอบเขตของงานวิจัย	9
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	10
2 ทฤษฎี	11
2.1 การเดินของมนุษย์	11
2.2 รูปแบบและชนิดของเท้าเทียม	16
2.3 โครงสร้างข้อเท้าเทียม	20
2.4 การควบคุมการเคลื่อนที่ของเท้าเทียม	29
2.5 มาตรฐานการทดสอบความทนทานของข้อเท้าเทียม	32

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3 วิธีการดำเนินงานวิจัย	37
3.1 วัสดุและอุปกรณ์ในงานวิจัย	38
3.2 การทดสอบผลการเคลื่อนที่ของคนปกติด้วยเซนเซอร์วัดความเร็วเชิงมุม	40
3.3 ทำเทียมอิเล็กทรอนิกส์สำหรับการควบคุมการเคลื่อนที่	40
3.4 การออกแบบระบบควบคุมการเคลื่อนที่ของข้อเท้าเทียม	42
3.5 วิธีการทดสอบของข้อเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์	45
4 ผลการวิจัย	49
4.1 การเคลื่อนที่ของเท้าปกติ และเท้าเทียม	50
4.2 การเคลื่อนที่ของหน้าแข้งในขณะเดิน	51
4.3 การเคลื่อนที่ของเท้าปกติและเท้าเทียมหลังจากการควบคุม	53
4.4 การทดสอบการใช้งานเบื้องต้นกับผู้ป่วย	54
4.5 ผลการทดสอบความทนทานของเท้าเทียม	56
4.6 การเคลื่อนที่ของเท้าเทียมที่ความเร็วแตกต่างกัน	57
4.7 ผลทดสอบระยะทางมากที่สุดที่แบตเตอรี่สามารถใช้งานได้	58
5 สรุปผล	59
บรรณานุกรม	61

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
ภาคผนวก	
ภาคผนวก ก แบบเท่าเทียมและวงจรถอบคุมการเคลื่อนที่เท่าเทียม	63
ภาคผนวก ข ผลงานตีพิมพ์เผยแพร่ สิทธิบัตร และรางวัลที่ได้รับจากการประกวด	69
ภาคผนวก ค ประวัติหัวหน้าโครงการวิจัย	88

รายการตาราง

ตารางที่	หน้า
2-1 การทำงานของข้อต่อต่างๆ และกล้ามเนื้อในขณะเดิน	15
2-2 ข้อมูลมอเตอร์	23
2-3 แรงทดสอบของการทดสอบของส่วนปลายเชื่อมต่อสำหรับระดับการทดสอบ P6	33
2-4 แรงทดสอบของการทดสอบหลักและจำนวนรอบในการทดสอบแบบเป็นวัฏจักร สำหรับระดับการทดสอบ P6	34
4-1 ผลการทดสอบความทนทานของเท้าเทียม	57

รายการภาพประกอบ

รูปที่		หน้า
1-1	เท้าเทียมแบบ parallel spring	2
1-2	แผนผังเท้าเทียมแบบ parallel spring	3
1-3	โครงสร้างการทำงานของระบบควบคุมเท้าเทียม	3
1-4	เท้าเทียมแบบ seri spring	4
1-5	แสดงแผนผังของเท้าเทียมแบบ series springs	5
1-6	แสดงแบบจำลองทางคณิตศาสตร์สำหรับตัวทำงานที่ยึดหุ่นแบบอนุกรม	5
1-7	แผนภาพอิสระ (Free body diagram) ของขาในขณะที่เดิน	6
1-8	การติดตั้งเซนเซอร์ เพื่อวัดการเคลื่อนที่ของเท้า Accelerometer และ Gyroscope	7
1-9	เซนเซอร์ Gyroscope และ Accelerometer	7
1-10	เท้าเทียมจากสิทธิบัตร US 2005/0070834 A1 A1	8
1-11	เท้าเทียมจากสิทธิบัตรหมายเลข US 7,431,737 B2	9
2-1	วงจรการเดิน	11
2-2	เท้าเทียมแบบ SACH FOOT	16
2-3	เท้าเทียมแบบแกนเดี่ยว	18
2-4	เท้าเทียมแบบแกนรอบตัว	19

รายการภาพประกอบ (ต่อ)

รูปที่		หน้า
2-5	ขาเทียมแกนนอก และขาเทียมแกนใน	20
2-6	แสดงความสัมพันธ์ของระยะที่ออกแบบของตัวขับ และตัวตาม	21
2-7	แสดงรูปสามเหลี่ยมอย่างง่ายของระบบ Geneva Wheel	21
2-8	แสดงความสัมพันธ์กฎของไซน์	22
2-9	ขนาดมอเตอร์	23
2-10	แผนผัง Pin ของไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC18F1220	24
2-11	วงจร เอชบริดจ์	25
2-12	ไอซี L293D	25
2-13	ใจโรสโคปรุ่น ADXRS401	26
2-14	แสดงอัตราการเพิ่มขึ้นของสัญญาณ หลังจากหมุนทวนเข็มนาฬิกา	26
2-15	เซนเซอร์โพเทนทีโอมิเตอร์	27
2-16	แผนภาพแสดงการทำงานของ โพเทนทีโอมิเตอร์	28
2-17	แบตเตอรี่ลิเทียมโพลิเมอร์	28
2-18	เท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์	29
2-19	ระบบควบคุมวงเปิด	30
2-20	ระบบควบคุมวงปิด	31
2-21	ระบบควบคุมแบบดิจิทัล	32

รายการภาพประกอบ (ต่อ)

รูปที่		หน้า
2-22	แผนภาพตำแหน่งเท้าในการทดสอบ	33
3-1	ขั้นตอนการวิจัย	38
3-2	DAQ รุ่น NI-USB-6008	39
3-3	แผนภาพการเก็บข้อมูลจากเซนเซอร์	40
3-4	หน้าจอแสดงผลสัญญาณจากเซนเซอร์	40
3-5	ตำแหน่งการติดตั้งเซนเซอร์วัดการเคลื่อนที่	41
3-6	เท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ (a) มองจากด้านนอก (b) มองจากด้านใน	42
3-7	รูปแบบเท้าเทียม	43
3-8	กลไกปรับมุมข้อเท้า	43
3-9	แสดงแผนผังการทำงานของระบบควบคุมข้อเท้าเทียม	44
3-10	ระบบควบคุมวงปิดของข้อเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์	45
3-11	แสดงตำแหน่งการติดตั้งของขาเทียมอิเล็กทรอนิกส์	47
3-12	แสดงลักษณะการเคลื่อนของเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์	47
3-13	แสดงตำแหน่งการติดตั้งเซนเซอร์วัดการเคลื่อนที่ของเท้าจริง และเท้าเทียม	48
4-1	ตำแหน่งการติดตั้งเซนเซอร์ไจโรสโคป	49
4-2	ผลการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมแบบแกนในเปรียบเทียบกับเท้าปกติ	50
4-3	ความเร็วเชิงมุมของหน้าแข้งเปรียบเทียบกับเท้าปกติ	52

รายการภาพประกอบ (ต่อ)

รูปที่		หน้า
4-4	ความเร็วเชิงมุมของเท้าปกติเปรียบเทียบกับเท้าเทียมขยับได้	53
4-5	ความเร็วเชิงมุมของเท้าปกติเปรียบเทียบกับเท้าเทียมขยับได้ที่ ความเร็ว 1 เมตรต่อวินาที	54
4-6	ความเร็วเชิงมุมของเท้าปกติเปรียบเทียบกับเท้าเทียมขยับได้ที่ ความเร็ว 1.4 เมตรต่อวินาที	55
4-7	การติดตั้งเท้าเทียมบนเครื่องทดสอบเท้า	56
4-8	การทดสอบเท้าเทียมกับผู้ป่วย	58

สัญลักษณ์คำย่อและตัวย่อ

x_{motor}	ระยะมอเตอร์
x_{load}	ระยะน้ำหนักถ่วง
M_{motor}	มวลมอเตอร์
$b_{effective}$	สัมประสิทธิ์ความหน่วง
F_{load}	แรงสปริง
F_{in}	แรงจากมอเตอร์
β	มุมของรัศมีของตัวขับที่ตั้งฉากกับรัศมีของตัวตาม
a	รัศมีของตัวขับ
n	จำนวนร่องของตัวตาม
c	ระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางของตัวขับ และตัวตาม
$r(t)$	สัญญาณอ้างอิง
$u(t)$	สัญญาณควบคุม
$d(t)$	สัญญาณรบกวน
$y(t)$	ผลลัพธ์การควบคุม

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของงานวิจัย

ในปัจจุบันมีผู้พิการจำนวนมาก เนื่องจากความพิการแต่กำเนิด อุบัติเหตุหรือโรคภัยไข้เจ็บต่างๆ จากรายงานการสำรวจความพิการ พ.ศ.2550 ของสำนักงานสถิติแห่งชาติ กระทรวงเทคโนโลยีสารสนเทศและการสื่อสาร พบว่า มีจำนวนประชากรพิการที่มีลักษณะความบกพร่อง จำแนกตามลักษณะความบกพร่อง เพศ และเขตการปกครอง ทั่วราชอาณาจักร มีทั้งหมด 1,319,832 คน ซึ่งมีผู้พิการขาขาด/ด้วน ทั้งหมด 23,777 คน และจากสถิติจำนวนประชากรที่พิการ จำแนกตามการใช้อุปกรณ์หรืออวัยวะเทียมหรือเครื่องช่วย มีจำนวนผู้ใช้ขาเทียมทั้งหมดจำนวน 11,114 คน และในปี พ.ศ.2544 มีจำนวนผู้พิการขาขาด/ด้วน ทั้งหมด 34,684 คน เมื่อเทียบดูแล้ว จะเห็นว่าผู้ไม่ได้ใช้อุปกรณ์เทียมอยู่เกือบครึ่ง อันเนื่องมาจากหลายสาเหตุ เช่น คิดว่าไม่มีความจำเป็นต้องใช้ ไม่มีใช้ มีแต่ไม่ใช้เนื่องจาก มีความยุ่งยากในการใช้งานหรือดูแลรักษา ใช้แล้วเจ็บบริเวณอวัยวะส่วนนั้น ไม่ชอบรูปลักษณะของอุปกรณ์ ต้องการให้ผู้อื่นดูแลมากกว่า ต่างคนก็ต่างเหตุผล แต่เราจะสนใจเรื่องของไม่มีใช้ หรือมีแต่ไม่ใช้ว่าจะแก้ไขได้อย่างไร

เท้าเทียมสำหรับผู้พิการขาขาดในประเทศที่ใช้กันอยู่ทั่วไป ไม่สามารถช่วยเดินอย่างสมบรูณ์ เพราะเท้าเทียมทั่วไปไม่สามารถขยับหรือเคลื่อนไหวข้อเท้าระหว่างการเดิน เท้าเทียมที่สามารถเคลื่อนไหวได้จริงเหมือนเท้าปกตินั้นมีขายในต่างประเทศราคาประมาณ 420,000 ถึง 630,000 บาท ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับเท้าเทียมที่ขายโดยทั่วไปในประเทศมีราคาประมาณ 4,000 บาท จะเห็นว่าราคามีความแตกต่างกันมาก ดังนั้นโครงการนี้จึงมีวัตถุประสงค์ในการสร้างระบบควบคุมการเคลื่อนไหวของเท้าเทียมที่ทำให้การเดินคล่องตัวและเป็นปกติมากยิ่งขึ้น และมีราคาไม่แพงเหมือนที่ขายในต่างประเทศ และยังทำให้การเดินของผู้พิการเท้ามีการเดินที่คล้ายปกติมากขึ้นอีกด้วย

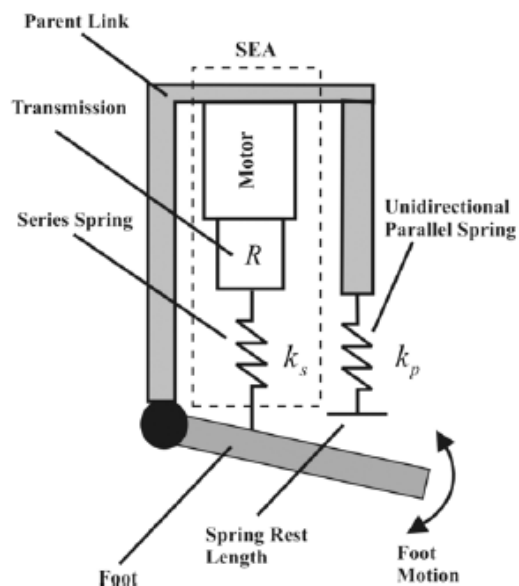
1.2 การตรวจสอบเอกสาร

เท้าเทียมมีหลายชนิดด้วยกัน เช่น Solid-Ankle Cushioned Heel, Single Axis, Energy Storing, Dynamic Response, Carbon Graphite, และ Multiaxial ซึ่งโครงการนี้สนใจเท้าที่เป็นแบบ Artificial Foot ซึ่งมีการเคลื่อนไหวคล้ายกับมนุษย์มากที่สุด โดยมีงานวิจัยที่เกี่ยวข้องได้แก่

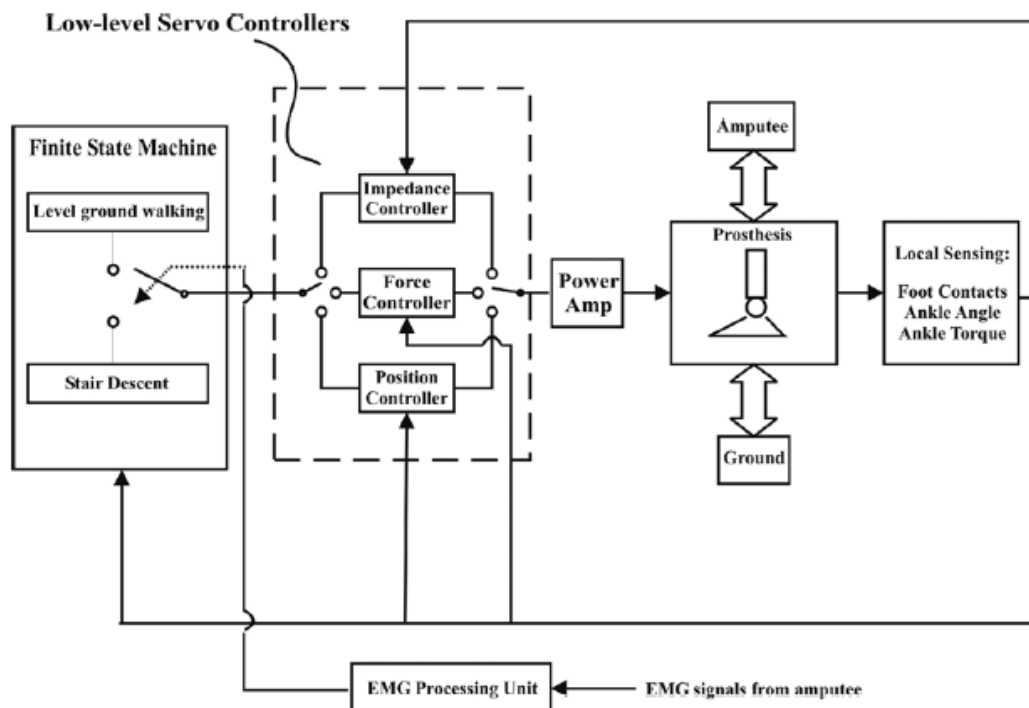
Samuel Au et al. (2008) ได้สร้างเท้าเทียมที่ควบคุมมุมข้อเท้าตามรูปที่ 1-1 โดยมีแผนผังการทำงานของเท้าเทียมดังรูปที่ 1-2 ในการเดินช่วงยืน (stance phase) จะมีสปริงเป็นตัวรับแรง ส่วนในช่วงเหวี่ยง (swing phase) จะใช้สัญญาณจากกล้ามเนื้อในการสั่งการให้ข้อเท้ามีการเคลื่อนที่ มีการใช้มอเตอร์เป็นตัวขับเคลื่อนเพื่อให้เท้ามีมุมที่เหมาะสม และใช้ระบบควบคุมการทำงานแบบ Neural network และมีแผนผังของข้อเท้าเทียมดังรูปที่ 1-3



รูปที่ 1-1 เท้าเทียมแบบ parallel spring (Samuel Au et al., 2008)

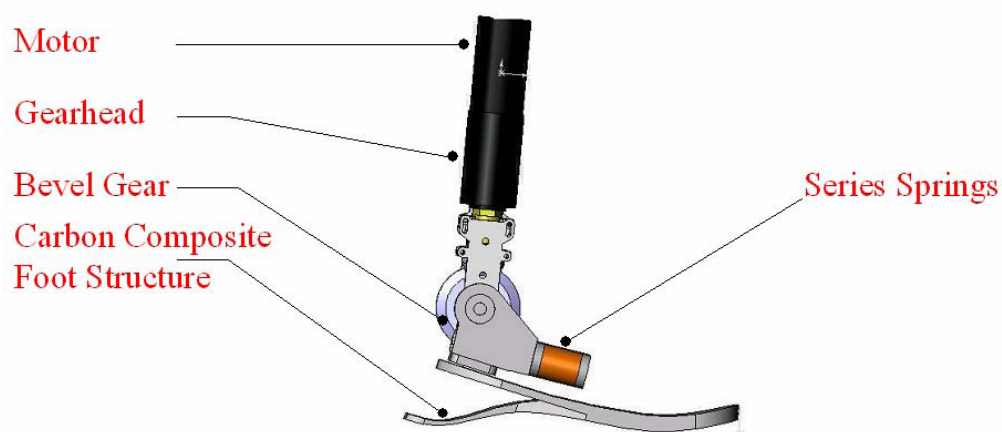


รูปที่ 1-2 แผนผังของเท้าเทียมแบบ parallel spring (Samuel Au et al., 2008)

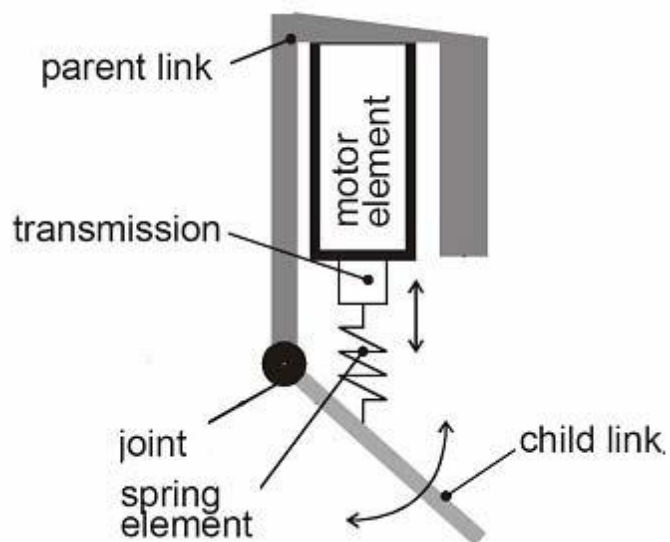


รูปที่ 1-3 โครงสร้างการทำงานของระบบควบคุมเท้าเทียม (Samuel Au et al., 2008)

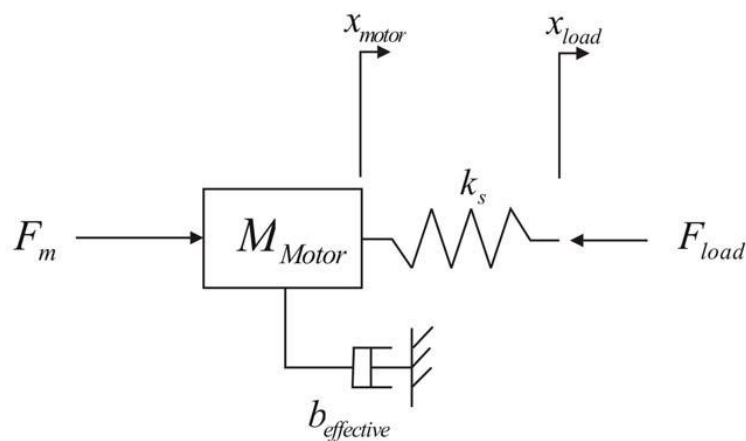
Samuel Au et al. (2006) ได้สร้างระบบควบคุมการทำงานข้อเท้าเทียมเลียนแบบธรรมชาติ ดังรูปที่ 1-4 เพื่อให้การเคลื่อนไหวของข้อเท้าเทียมเหมือนเท้าจริงมากที่สุด โดยมีแผนผังการทำงานของเท้าเทียมดังรูปที่ 1-5 มีส่วนประกอบคือ 1) โครงสร้างของเท้า 2) มอเตอร์เป็นตัวขับเคลื่อนและส่วนของเกียร์เป็นตัวเพิ่มแรงขับของมอเตอร์ 3) สปริงช่วยลดแรงกระแทกที่กระทำกับมอเตอร์โดยตรง และใช้ ระบบควบคุมการทำงานด้วย PD controller ดังรูปที่ 1-6



รูปที่ 1-4 เท้าเทียมแบบ series springs (Samuel Au et al., 2006)



รูปที่ 1-5 แสดงแผนผังของเท้าเทียมแบบ series springs (Samuel Au et al., 2006)



- x_{motor} - Motor Displacement $b_{effective}$ - Effective Damping
 x_{load} - Load Displacement F_{load} - Force in the Spring
 M_{Motor} - Motor Mass F_{in} - Force input from the motor

รูปที่ 1-6 แสดงแบบจำลองทางคณิตศาสตร์สำหรับตัวทำงานที่ยืดหยุ่นแบบอนุกรม (Samuel Au et al., 2006)

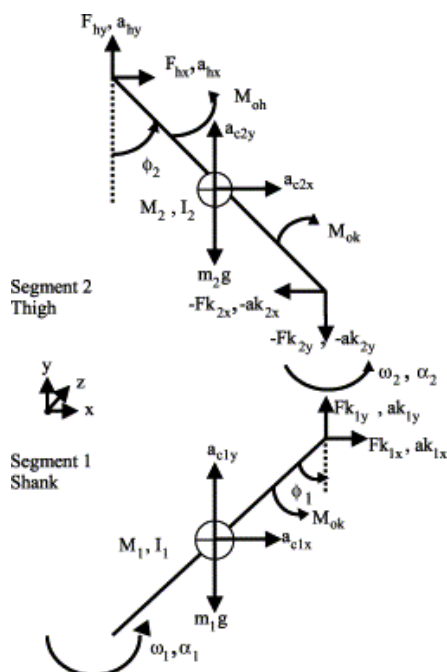
ฟังก์ชันถ่ายโอน (transfer function) ระหว่างแรงของมอเตอร์กับภาระขับที่ได้จากระบบดังแสดงในสมการ 1.1

$$\frac{F_{\text{load}}(s)}{F_m(s)} = \frac{1}{\frac{M_{\text{motor}}}{k_s} s^2 + \frac{b_{\text{effective}}}{k_s} s + 1} \quad (1.1)$$

สมการตัวควบคุมแบบ PD Control ของระบบเท้าเทียมดังแสดงในสมการ 1.2

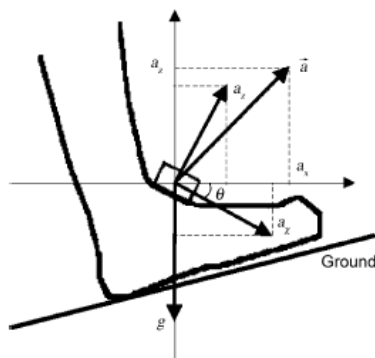
$$F_m(s) = e(s) \left(K_p + K_d \frac{s}{s+p} \right) \quad (1.2)$$

Ruth E. Mayagoitia et al. (2002) ได้ศึกษาการเคลื่อนไหวของขาโดยใช้ Accelerometer และ Gyroscope เพื่อหาค่าความเร่งในแนวราบและแนวตั้ง และมุมของเท้าในขณะที่เดินซึ่งสามารถแสดงการเคลื่อนที่ของขาในขณะที่เดินได้ตามรูปที่ 1-7

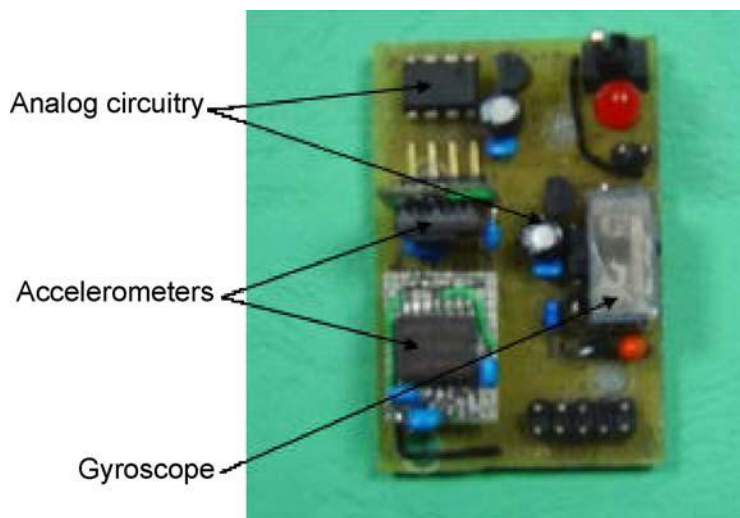


รูปที่ 1-7 แผนภาพอิสระ (Free body diagram) ของขาในขณะที่เดิน (Ruth E. Mayagoitia et al., 2002)

Sergio Scapellato et al. (2005) ได้ศึกษาลักษณะการเดินของมนุษย์โดยใช้เซนเซอร์ Accelerometer และ Gyroscope ตามรูปที่ 1-8 มีการติดตั้งเซนเซอร์ไว้ที่ตำแหน่งหลังเท้า ดังรูปที่ 1-9 เพื่อวัดค่าความเร็วเชิงมุม และความเร่งของเท้าในขณะที่เดิน ตามลำดับ และมีการวิเคราะห์ค่าสัญญาณการเดินเพื่อนำไปควบคุมระบบการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมได้



รูปที่ 1-8 การติดตั้งเซนเซอร์ เพื่อวัดการเคลื่อนที่ของเท้า Accelerometer และ Gyroscope (Sergio Scapellato et al., 2005)

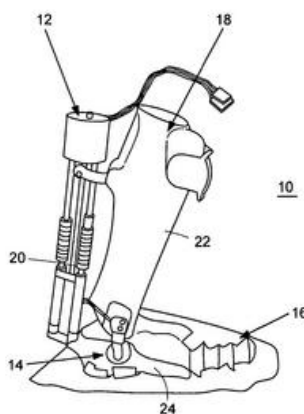


รูปที่ 1-9 เซนเซอร์ Gyroscope และ Accelerometer (Sergio Scapellato et al., 2005)

ในงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการตรวจวัดลักษณะการเดินของมนุษย์โดยส่วนใหญ่แล้วเซนเซอร์ที่ใช้เป็นตัวตรวจวัดการเคลื่อนที่ของเท้า ได้แก่ Accelerometer ใช้สำหรับวัดความเร่งใน

การเคลื่อนที่ของเท้า Gyroscope ใช้สำหรับวัดความเร็วเชิงมุมของข้อเท้าระหว่างการเคลื่อน และ Force Sensor ใช้สำหรับวัดแรงกดของเท้าเมื่อสัมผัสพื้น

สิทธิบัตรหมายเลข US 2005/0070834 A1 (H. Herr et al., 2005) เกี่ยวข้องกับ อุปกรณ์ที่ช่วยในการเคลื่อนไหวข้อเท้าตามรูปที่ 1-10 โดยมีตัวทำงานคือมอเตอร์ และมีสปริงไว้สำหรับปรับมุมของข้อเท้าในช่วง stance phase ใช้ของมอเตอร์เป็นตัวขับเคลื่อน ในช่วง swing phase ใช้สปริงเป็นตัวปรับมุมของข้อเท้า ระบบมีเซนเซอร์ที่ใช้ตรวจจับการเคลื่อนไหวของเท้าคือ force sensor ติดไว้ที่ปลายเท้าวัดแรงกด แล้วนำไปวิเคราะห์ลักษณะการเดินต่อไป และมี potentiometer วัดมุมการเคลื่อนที่ของข้อเท้า



รูปที่ 1-10 เท้าเทียมจากสิทธิบัตร US 2005/0070834 A1 A1 (H. Herr et al., 2005)

สิทธิบัตรหมายเลข US 7,431,737 B2 (Ragnarsdottir et al., 2008) เกี่ยวข้องกับ ระบบและวิธีการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมดังแสดงในรูปที่ 1-11 ระบบเท้าเทียมประกอบด้วยตัวทำงานคือ มอเตอร์ใช้สำหรับปรับมุมของเท้า และมีการรับข้อมูลจากเซนเซอร์วัดความเร่งเพื่อวัดการเคลื่อนที่ของเท้าระหว่างการเดิน เท้าเทียมนี้มีการเดินที่เลียนแบบธรรมชาติซึ่งสามารถปรับใช้กับการเดินได้หลายรูปแบบเช่น เดินบนพื้นราบ ขึ้น-ลงบันได ขึ้น-ลงพื้นที่ลาดเอียงและนั่งพักผ่อน โดยราคาที่ขายในปัจจุบันประมาณ 400,000-600,000 บาท



รูปที่ 1-11 เท้าเทียมจากสิทธิบัตรหมายเลข US 7,431,737 B2 (Ragnarsdottir et al., 2008)

1.3 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1.3.1 สร้างต้นแบบเท้าเทียมซึ่งสามารถทำหน้าที่และเคลื่อนไหวได้ตามลักษณะการเดินปกติ

1.3.2 ออกแบบระบบควบคุมการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมสำหรับผู้พิการ

1.4 ขอบเขตของงานวิจัย

1.4.1 สร้างต้นแบบระบบเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ ประกอบด้วยส่วนของโครงสร้าง เซนเซอร์ ตัวทำงาน และระบบควบคุมการเคลื่อนที่ของเท้าเทียม

1.4.2 เท้าเทียมสามารถปรับมุมเท้าเฉพาะแนวแกน หน้าหลัง ซึ่งครอบคลุมการเดินบนพื้นราบ

1.4.3 เท้าเทียมน้ำหนักไม่เกิน 3 กิโลกรัม ระยะเวลาการใช้งานไม่น้อยกว่า 3 ชั่วโมง และมีขนาดเท้าเท่ากับคนปกติ

1.4.4 ทดสอบการทำงานของอุปกรณ์ในสภาพการใช้งานจริง

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.5.1 องค์กรความรู้ของการเคลื่อนที่ข้อเท้าเมื่อเดินในสภาวะต่างๆ

1.5.2 ต้นแบบข้อเท้าเทียม ที่ช่วยในการเดินของผู้พิการ ซึ่งสามารถพัฒนาต่อเพื่อลดต้นทุนในการนำเข้าจากต่างประเทศ

1.5.3 เพิ่มโอกาสให้ผู้พิการได้มีการเดินเหมือนคนปกติมากยิ่งขึ้น

จากการนำเสนอความสำคัญที่มาจากงานวิจัย และการตรวจสอบเอกสารที่เกี่ยวข้องพบว่า ในการสร้างเท้าเทียมจำเป็นต้องมีการศึกษาหลายส่วนได้แก่ ลักษณะการเดิน กลไกการรับมุมข้อเท้า การออกแบบเท้าเทียมให้เหมาะสมกับผู้ และระบบควบคุมการเคลื่อนที่ ซึ่งจะสามารสร้างเท้าที่มีรูปแบบเหมือนจริงมากที่สุด โดยจะศึกษาความรู้ต่างๆที่จะกล่าวในบทต่อไป

บทที่ 2

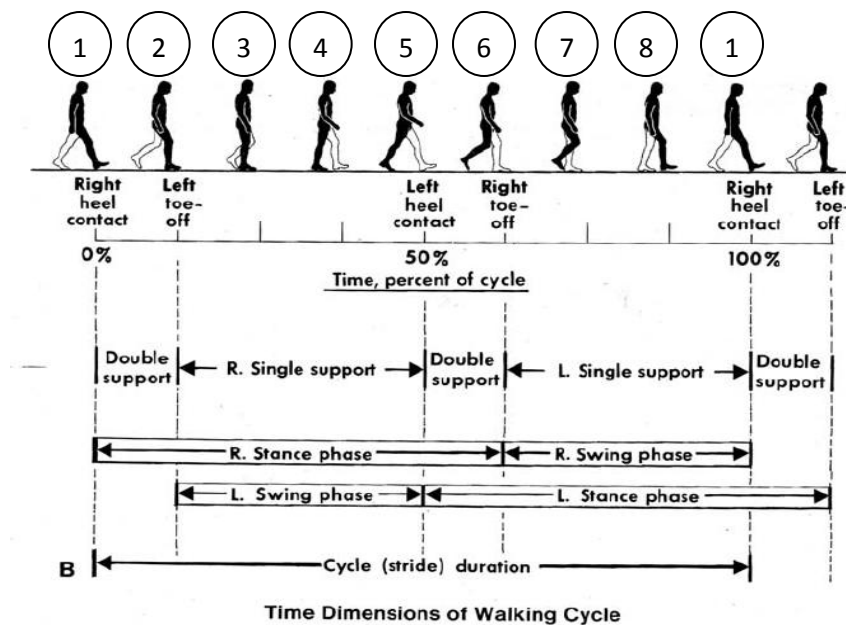
ทฤษฎี

งานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาการควบคุมการเคลื่อนที่ของข้อเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ให้มีการเคลื่อนที่เหมือนเท้าปกติ ประกอบด้วยการศึกษาการเดินของมนุษย์ การออกแบบโครงสร้างการเคลื่อนที่ ระบบควบคุมการเคลื่อนที่ของมอเตอร์ และการทดสอบการเคลื่อนที่ของข้อเท้า

2.1 การเดินของมนุษย์

การเดิน (gait) เป็นวงจรของการเคลื่อนไหวกองขาทั้ง 2 ข้าง (สุธี สุทัศน์ ณ อยุธยา , 2533) เราสามารถแบ่งวงจรของการเดิน (gait cycle) ออกเป็นสองช่วง (phase) คือ

Stance phase คือ ช่วงที่เท้ายังอยู่กับพื้น **Swing phase** คือ ช่วงที่เท้าลอยอยู่ในอากาศ ดังรูปที่ 2-1



รูปที่ 2-1 วงจรการเดิน (สุธี สุทัศน์ ณ อยุธยา, 2533)

ยกตัวอย่าง เช่น เมื่อก้าวออกเดินด้วยเท้าซ้าย ในช่วงแรกเท้าขวาจะยันพื้นรับน้ำหนักตัว (stance phase) ลำตัวจะเคลื่อนไปข้างหน้า โดยเท้าซ้ายจะดันตัวไป เมื่อลำตัวเคลื่อนไปข้างหน้า เท้าซ้ายซึ่งลอยอยู่ก็จะมาแตะพื้นเพื่อรับน้ำหนัก เท้าขวาก็จะทำหน้าที่ดันลำตัวให้เคลื่อนที่ไปข้างหน้า แล้วต่อมาเท้าขวาก็จะลอยจากพื้น (ช่วง swing phase) เพื่อจะไปคอยรับน้ำหนักตัวต่อไป Phase ที่กล่าวถึงนี้ คือการศึกษาช่วงการเดินของขาข้างใดข้างหนึ่ง จะเห็นว่าขาขวามีทั้ง stance phase และ swing phase และขาซ้ายก็เช่นกัน เมื่อขาขวาอยู่ในช่วง swing phase ขาซ้ายต้องเป็น stance phase สลับกันไป จึงทำให้การเดินนั้นเป็นไปตามธรรมชาติ

จากการศึกษาการเดินโดยละเอียดแล้ว พบว่าช่วงการเดินต่างๆ ยังแบ่งออกเป็นขั้นตอนย่อยได้ดังนี้

2.1.1 Stance phase ประกอบไปด้วยขั้นตอนย่อยดังนี้

2.1.1.1 Heel strike ได้แก่ ขั้นตอนที่ส้นเท้ากระทบกับพื้น (รูปที่ 2-1 ①) ช่วงนี้กล้ามเนื้อที่ทำงานคือ

Quadricep ทำหน้าที่ให้ข้อเข่าเหยียดเต็มที่

Gluteus maximus ทำหน้าที่เหยียด ข้อสะโพกออกเพื่อให้ส้นเท้าแตะและกดลงพื้น

Hamstring ช่วยทำให้ส้นเท้ากดแน่นกับพื้น โดยช่วยเหยียดข้อสะโพก

Foot and toes dorsiflexor ทำหน้าที่ให้ข้อเท้าอยู่ในท่า neutral ด้านกับแรงดึงดูดของโลก ซึ่งทำให้เท้ามี plantar flexion ข้อเข่าจะอยู่ในท่าเหยียดเต็มที่

2.1.1.2 Foot flat (รูปที่ 2-1 ②) ใช้กล้ามเนื้อเหมือนกันทุกประการ แต่ข้อเท้าจะต้อง plantar flex 15° ในช่วงนี้ข้อเข่าซึ่งเหยียดเต็มที่จะเริ่มงอ

2.1.1.3 Mid stance (รูปที่ 2-1 ③) ช่วงนี้ลำตัวเคลื่อนที่มาข้างหน้ามากขึ้น ขาต้องรับน้ำหนักลำตัวมากขึ้น แนวของแรงจากจุดที่สัมผัสกับพื้น (floor contact) มายังศูนย์กลางมวลของร่างกาย จะผ่านหลัง (posterior) ข้อต่อสะโพก ข้อเข่า และ medial ของข้อต่อสะโพกด้วย จึงมีกล้ามเนื้อที่ทำงานคือ

Iliopsoas ช่วยทำให้ข้อต่อสะโพกอยู่ในท่าองเล็กน้อย กันไม่ให้เกิด hyperextension

Gluteus medius, gluteus minimus และ tensor fascia femoris จะทำงานเพื่อทำให้กระดูกเชิงกรานอยู่ในแนวระดับ ไม่ให้กระดูกเชิงกรานเอียงมาทางข้างที่ลอย เพื่อให้แนวของแรง

เคลื่อนที่เข้ามาใกล้ข้อสะโพกมากขึ้น และศูนย์กลางมวลของร่างกายไม่เคลื่อนที่ขึ้นสูงเกินไป เพื่อจะได้ไม่เสียหลักล้มลงไปยังด้านที่กำลังอยู่ในท่า swing phase

Quadriceps ทำงานเพื่อให้ขาไม่งอพับลงมา ถ้าเข่างอพับ ผู้เดินก็จะล้มลง ในท่านี้ เขาจะงอประมาณ 10°

Plantar flexor ทำให้ฝ่าเท้าแนบสนิทกับพื้น มุมข้อเท้าในขั้นตอน plantar flex มีค่าประมาณ 3°

2.1.1.4 Heel off (รูปที่ 2-1④) คือ การที่ส้นเท้ายกสูงขึ้นจากพื้น ตัวจะเอนไปข้างหน้ามากขึ้น ทำให้ข้อสะโพกอยู่ในท่าเหยียด (hyperextend) ประมาณ 10° ข้อเข่าเหยียดหรืองอเล็กน้อย ประมาณ 2° ข้อเข่าอยู่ในท่า dorsiflex 15° กล้ามเนื้อที่ทำงานในระยะนี้ ได้แก่

Iliopsoas เพื่อป้องกันไม่ให้ข้อสะโพก hyperextend มากเกินไป

Hamstring ช่วยงอข้อเข่า

Plantar flexor เพื่อช่วย plantar flex foot

2.1.1.5 Toe off (รูปที่ 2-1⑤) คือ การที่ปลายเท้าดัน (push) ให้ขาไปข้างหน้า เพื่อจะเริ่มต้น swing phase ต่อไป ในขั้นตอนนี้ข้อสะโพกจะงอประมาณ 10° ข้อเข่าประมาณ 40° และข้อเท้า 20° กล้ามเนื้อที่ทำงานมีดังนี้

Iliopsoas ช่วยงอข้อสะโพกเพื่อจะเหวี่ยงขาไปข้างหน้า

Quadriceps ช่วยงอข้อสะโพก และป้องกันไม่ให้ข้อเข่างอเร็วเกินไป

Plantar flexor ช่วยในการดันให้เข่างอ สะโพกงอ และดันให้ขาทั้งขาเหวี่ยงไปข้างหน้า

ทั้งหมดนี้ก็เสร็จสิ้น หรือสิ้นสุด stance phase และเป็นการเริ่ม swing phase ของขาข้างนั้นต่อไป

2.1.2 Swing phase ประกอบไปด้วยขั้นตอนย่อยดังนี้

2.1.2.1 Acceleration (รูปที่ 2-1⑥) ทำนี้ขาจะถูกเหวี่ยงไปข้างหน้าโดยใช้แรงมาเร่งข้อสะโพกอยู่ในท่า 5° ข้อเข่า 65° และข้อเท้าประมาณ 20° กล้ามเนื้อที่ทำงานมีดังนี้

Iliopsoas ช่วยเหวี่ยงและงอสะโพกไปข้างหน้า

Quadriceps ช่วยป้องกันไม่ให้เกิดการงอข้อเข่ามากเกินไป

Foot and toe dorsiflexors ช่วยกระดกข้อเท้า เพื่อไม่ให้ปลายเท้าแตะพื้น

2.1.2.1 Mid swing (รูปที่ 2-1 ⑦) ขาข้างนั้นถูกดึงให้ลอยมาอยู่ใต้ลำตัว ข้อสะโพกจะงอ 25° ข้อเข่างอ 65° และข้อเข่าอยู่ในท่า neutral เพื่อให้ปลายเท้าพ้นจากพื้น กล้ามเนื้อที่ทำงานเหมือนกับ acceleration phase ทุกประการ

2.1.2.2 Deceleration (รูปที่ 2-1 ⑧) คือ การที่ขาที่ถูกเหวี่ยงไปข้างหน้า จากการทำงาน ของกล้ามเนื้อต่างๆที่กล่าวมาแล้ว ร่วมกับแรงเฉื่อย (Momentum) จะถูกดึงให้ช้าลงเพื่อจะได้เข้าสู่ stance phase ต่อไป ข้อสะโพกก็คงอยู่ในท่างอ 25° แต่ข้อเข่าจะอยู่ในท่าเหยียดเต็มที่ จากแรงเหวี่ยงและการทำงานของ quadriceps ใน mid swing ข้อเท้าอยู่ในท่า neutral กล้ามเนื้อที่ทำงานมีดังนี้

Gluteus maximus เพื่อช่วยไม่ให้ข้อสะโพกงอมากเกินไป และช่วยเหยียดข้อสะโพกด้วย เพื่อจะทำให้มี heel strike

Hamstring ช่วยดึงไม่ให้ข้อเข่ามี hyperextension

Foot and toe dorsiflexor ช่วยป้องกันเท้าตก ให้ข้อเท้าอยู่ในท่า neutral

ตารางที่ 2-1 การทำงานของข้อต่อต่างๆ และกล้ามเนื้อในขณะเดิน (สุธี สุทัศน์ ณ อยุธยา, 2533)

ช่วง	สะโพก	เข่า	ข้อเท้า	กล้ามเนื้อ
Heel strike	flex 25°	fully extend	Neutral	Gluteus maximus, quadriceps, hamstring foot and toe dorsiflexor
Foot Flat	flex 23°	flex 20°	plantarflex 15°	Same
Mid stance	flex 10°	flex 10°	dorsiflex 3°	Iliopsoas, gluteus medius, minimus, tensorfascialata, quadriceps, plantar flexors
Heel off	Hyperextend	flex 2°	dorsiflex 15°	Iliopsoas, hamstring, plantar flexors
Toe off	flexion 10°	flexion 40°	plantarflex 20°	Iliopsoas, quadriceps, plantar flexors
Acceleration	flexion 5°	flexion 65°	Plantarflex 20°	Iliopsoas, quadriceps, foot and toe dorsiflexors
Mid swing	flexion 25°	flexion 65°	neutral	Iliopsoas, quadriceps, foot and toe dorsiflexors
Deceleration	flexion 25°	fully extend	neutral	Gluteus maximus, hamstring, foot and toe dorsiflexors

2.2 รูปแบบและชนิดของเท้าเทียม

ในการทำขาเทียมนั้น จะต้องพิจารณาถึงเท้าเทียมเป็นอันดับแรก ว่าเท้าเทียมควรมีขนาดเท่าไร จึงจะเหมาะสมกับรูปร่าง เท้าเทียมมีความแข็งแรงของสันมากน้อยเพียงใด จึงจะเหมาะสมกับน้ำหนักตัวของผู้ป่วย เท้าเทียมแบบไหนจึงจะเหมาะสมกับสภาพแวดล้อม และสมบัติของเท้าเทียมที่ถูกต้องนั้นต้องเป็นอย่างไร เพื่อที่จะเป็นแนวทางในการจัดหาเท้าเทียมให้เหมาะสมกับผู้ป่วยแต่ละบุคคล รวมทั้งการดัดแปลงเท้าเทียมให้เหมาะสมกับความต้องการของผู้ป่วย

2.2.1.1 เท้าเทียมแบบข้อเท้าแข็ง (solid ankle cushion heel foot-ankle assembly)

เท้าเทียมสร้างขึ้นเพื่อใช้ทำหน้าที่แทนเท้าและข้อเท้าธรรมชาติ เท้าเทียมที่เหมาะสมและนิยมใช้ในประเทศไทยขณะนี้คือ แบบ SACH FOOT ย่อมาจาก solid ankle cushion heel foot ดังแสดงในรูปที่ 2-2



รูปที่ 2-2 เท้าเทียมแบบ SACH FOOT (ที่มา www.healthcare.co.th)

ตามลักษณะมาตรฐานของเท้าเทียมแบบนี้ จะต้องประกอบด้วยแกนไม้ทำหน้าที่เป็นแกนรับน้ำหนักของเท้า และเป็นโครงสร้างของเท้าเทียม คลุมด้วยฟองน้ำสังเคราะห์ที่สันของเท้าเทียมทำด้วยฟองน้ำสังเคราะห์ เป็นรูปลิ้มมีความยืดหยุ่นมากกว่าส่วนอื่นๆ เป็นพิเศษและความยืดหยุ่นของฟองน้ำจะต้องพอเหมาะกับน้ำหนักตัวของผู้ใช้พอดี ส่วนหน้าของแกนไม้ของเท้าเทียมจะยื่นไปข้างหน้าเป็นแกนให้เท้าเทียมจนถึงตำแหน่งกว้างสุดของเท้าเทียม (ball) ซึ่งอยู่ตรงกับตำแหน่งของหัวกระดูกเมตatarsัล ปลายของเท้าจะเป็นฟองน้ำสังเคราะห์เช่นเดียวกัน ส่วนปลายของเท้านับตั้งแต่ ball จะเป็นปลายเซตขึ้นเป็นมุมของ toe spring ซึ่งเป็นมุมเซตเช่นเดียวกับรองเท้ามาตรฐานทั่วไป

ข้อเท้าซึ่งเป็นส่วนต่อระหว่างเท้าเทียมและ น่องของขาเทียม จะทำด้วยท่อนไม้ชั้นติดแน่นไม่มีการเคลื่อนไหวเหมือนธรรมชาติ แต่จะมีส่วนประกอบอื่นทำงานทดแทน คือส่วนของฟองน้ำที่สันเท้าเทียม และส่วนหน้าของเท้าเทียม ขณะใช้งานในจังหวะสันเท้าเทียมยันพื้นเพื่อรับน้ำหนักตัว จะมีการยุบตัวของฟองน้ำของสันเท้าเทียมจึงทำให้คล้ายกับทำหน้าที่ plantar flexion ของเท้า เพราะระยะทางจากปลายเท้าถึงพื้นจะสั้นสุดลงขณะฟองน้ำที่สันยุบตัว ต่อมาเท้าเทียมจะเปลี่ยนไปสู่ตำแหน่ง foot flat คือ ช่วงที่ฝ่าเท้าและสันเท้าเทียมสัมผัสพื้นทั้งหมด ช่วงนี้สันเท้าจะพองตัวกลับสู่สภาพเดิม ในช่วงของ heel off ขาเทียมจะเอนไปข้างหน้า แขนงเท้าเทียมซึ่งเป็นไม้จะรับน้ำหนักตัวตกลงบนพื้นตรงตำแหน่ง ball ของเท้าเทียม และไม่ทำให้ข้อขวงในท่าของการเดินเป็นการเกิดกลิ้งไปที่ตำแหน่งของหัวกระดูกเมตatarsal วัลคล้ายของธรรมชาติ ส่วนปลายของเท้านี้จะมีแรงยืดหยุ่นของฟองน้ำช่วยในการ push off ได้อีกด้วย สำหรับเท้าเทียม SACH FOOT ชนิดทำในประเทศไทย นั้นจะประกอบด้วยแกนไม้มากกว่าของต่างประเทศจึงทำให้น้ำหนักมากกว่าของต่างประเทศประมาณ 140 กรัม ในขนาดผู้ใหญ่ สำหรับในเด็กความแตกต่างในน้ำหนักของเท้าเทียมจะยิ่งน้อยลง ในเรื่องของความสวยงามของผิวของเท้าเทียม เราจำเป็นต้องหุ้มผิวทั้งหมดด้วยหนังซิปในเพื่อความสวยงามของผิวของเท้าเทียม และเพื่อความคงทนในการใช้งาน มาตรฐานของเราอาจต่ำกว่าต่างประเทศเล็กน้อย แต่ความคงทนในสภาพภูมิประเทศ และอากาศในประเทศไทยเรามีความคงทนสูงกว่า และถ้าชำรุดเราอาจซ่อมเองได้ โดยช่างรองเท้าทั่วไป ซึ่งของต่างประเทศโอกาสที่จะซ่อมทำได้ยากมาก สำหรับเหตุที่ SACH FOOT นิยมใช้ในประเทศไทยเพราะน้ำหนักเบา รูปร่างสวยงาม ประกอบกับขาเทียมได้ง่าย ไม่มีเสียงขณะใช้งาน ไม่มีส่วนประกอบที่เป็นโลหะทำให้เกิดสนิม และราคาถูกที่สุด(ราคาประมาณ 2,000 บาท) เทียบกับเท้าเทียมแบบอื่นๆ

2.2.2 เท้าเทียมแบบแกนเดี่ยว (single axis foot-ankle assembly)

เท้าเทียมแกนเดี่ยว เป็นเท้าเทียมแบบแกนโลหะซึ่งแกนนี้จะวางในแนวซึ่งขวางกับแนวตามยาวของเท้าเทียมและขนานกับพื้นดิน ซึ่งเป็นตำแหน่งใกล้เคียงกับแกนของข้อเท้าตามธรรมชาติ จะเป็นแกนที่สามารถทำ dorsi flexion และ plantar flexion ได้โดยมีลูกยางหน้า ซึ่งอยู่ทางด้านหน้าที่มีขนาดเล็กกว่าด้านหลัง คอยผลักดันให้เท้ากลับคืนตำแหน่งเดิมในทิศทาง dorsi flexion ภายหลังการที่ลูกยางยุบตัวเองจากการรับน้ำหนักที่ปลายเท้า หรือภายหลัง plantar flexion นั้นเอง ลูกยางหลังจะรับน้ำหนักในขณะที่มีการกดด้วยสันเท้า ทำให้ลูกยางหลังยุบตัวลงจากแรงกดของน้ำหนักตัวทำให้ปลายเท้าตกลงบนพื้นเกิด plantar flexion และลูกยางจะผลักดันเท้าเทียมกลับคืนสู่ตำแหน่งเดิม เมื่อไม่มีการรับน้ำหนักผ่านลูกยางดังกล่าวแล้วเท้าเทียมชนิดนี้สามารถปรับความแข็งอ่อนของลูกยางหน้าและหลังได้ง่ายๆ โดยการเพิ่มหรือลดขนาดของลูกยาง เท้าเทียมแบบ

นี้เป็นเท้าเทียมที่ให้ความมั่นคงในผู้ป่วยที่ขาดกำลังกล้ามเนื้อ ผู้ป่วยใส่เท้าเทียม 2 ข้างเป็นต้น ดังแสดงในรูปที่ 2-3



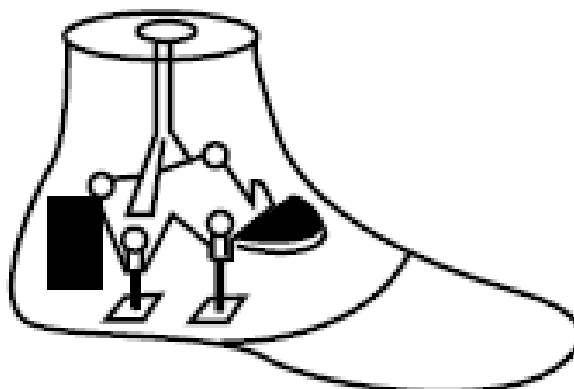
รูปที่ 2-3 เท้าเทียมแบบแกนเดียว (ที่มา www.healthcare.co.th)

2.2.3 เท้าเทียมแบบ 2 แกน (double axis foot-ankle assembly)

เท้าเทียมแบบ 2 แกน ประกอบด้วยแกนโลหะ 2 ทิศทาง อยู่ในแนวตั้งฉากต่อกัน และวางอยู่ในแนวระดับแกนที่ตั้งอยู่ในแนว frontal จะทำหน้าที่เป็นแกนเช่นเดียวกับเท้าเทียมแบบแกนเดียว แกนที่ตั้งอยู่ในแนวของ sagittal จะเป็นแกนให้เท้าเทียมทำ inversion และ eversion ได้ จึงเหมาะสมที่จะใช้ในพื้นที่เอียงลาด เพราะเท้าสามารถปรับให้เข้ากับสภาพได้โดยสะดวก

2.2.4 เท้าเทียมแบบแกนรอบตัว (multiple axis foot-ankle assembly)

เท้าเทียมแบบแกนรอบตัว ประกอบด้วยข้อต่อที่เป็นส่วนยืดหยุ่นได้ ทำให้เท้าเทียมสามารถทำงานได้แบบเดียวกับเท้าเทียมชนิด 2 แกน ร่วมกับการทำ rotation ของข้อเท้าได้อีกด้วย สำหรับประเทศญี่ปุ่นได้พัฒนาข้อเท้า ขาเทียม ทำให้สามารถบิดเท้าเข้า หรือออกได้เพื่อความสะดวกในการนั่งหรือพักผ่อน ได้มีผู้ผลิตเท้าเทียมชนิดใส่ระบบไฮดรอลิก เข้ากับเท้าเทียมแบบ single axis เพื่อให้การเดินนุ่มนวลยิ่งขึ้น ดังแสดงในรูป 2-4



รูปที่ 2-4 เท้าเทียมแบบแกนรอบตัว (ที่มา www.amputee-coalition.org)

เท้าเทียมแบบแกนรอบตัวนี้ สามารถที่จะปรับตัวเองให้อยู่ได้ในทุกลักษณะของพื้นที่โดยการปรับตัวเอง ทั้งการกระดกปลายเท้าขึ้นหรือลง เอียงฝ่าเท้าเข้าออกและบิดรอบตัวในแนวตั้ง ทั้งหมดนี้ขึ้นอยู่กับส่วนประกอบของความแข็งของก้อนยาง และความตึงของลวดสลิงที่ผ่านลงในก้อนยาง สำหรับอีกแบบหนึ่งซึ่งออกมาใหม่ คอปลายล่างของตัวขาเทียม ท่อนบนของข้อเท้าเทียมมีลักษณะผิวโค้ง ยันอยู่บนก้อนยาง ขณะเดียวกันส่วนเชื่อมต่อนี้ยังมีลักษณะอ่อนตัว จะทำให้มีการเคลื่อนไหวได้ทุกทิศทางเป็นมุมต่างๆตามความเหมาะสม ประโยชน์ที่ได้รับจากเท้า และข้อเทียมแบบนี้คือฝ่าเท้าเทียมสามารถปรับตัวได้ดีบนพื้นที่ๆเอียง และหรือหรือลาดชันได้ดีที่สุด พร้อมทั้งสามารถลดแรงบิดของขาเทียมกับตอขา ขณะที่เดินบนพื้นขรุขระได้ด้วย ข้อเสียมีเล็กน้อยในเรื่องของรูปร่าง น้ำหนัก ราคา การดูแลรักษา

2.2.5 เท้าเทียมแบบอื่น

เท้าเทียมแบบอื่นที่กำลังได้รับความนิยมมากขึ้น คือเท้าเทียมที่ใช้ประกอบกับขาเทียมในระบบแกนใน (endoskeletal) ซึ่งระบบประกอบง่าย รวดเร็ว น้ำหนักเบา เขาทำข้อเท้าส่วนที่ติดกับแกนของน้องเป็นโลหะ ทำให้สามารถปรับมุมหรือแนวของแกนของน้องกับเท้าเทียมได้โดยสะดวก นอกจากนั้นแล้วยังสามารถใส่อุปกรณ์ลดแรงบิดระหว่างเบ้ากับตอขาได้ โดยการใส่ข้อต่อลดแรงบิดระหว่างแกนขากับข้อเท้า ซึ่งจะให้ผลดีในการเดิน ทำให้การเดินมีความนุ่มนวลยิ่งขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 2-5

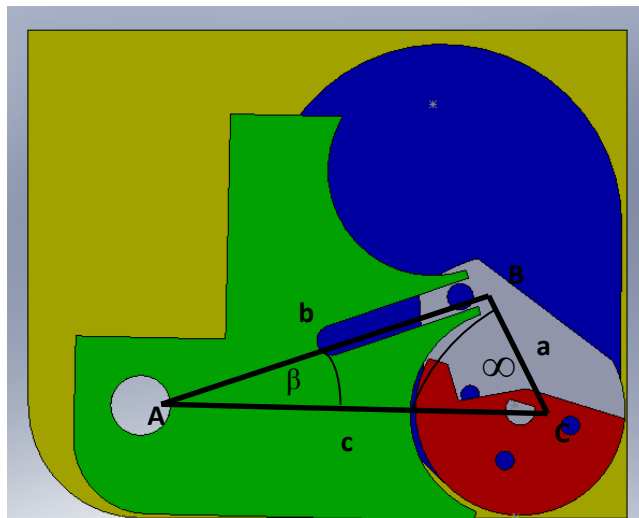


รูปที่ 2-5 ขาเทียมแกนนอก และขาเทียมแกนใน (ที่มา www.prosthesesfoundation.or.th)

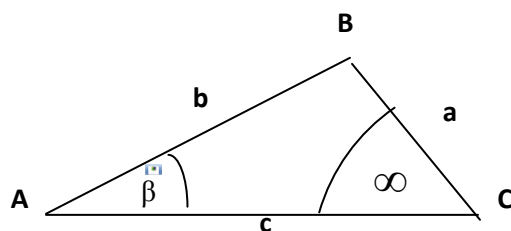
2.3 โครงสร้างข้อเท้าเทียม

2.3.1 กลไกข้อเคลื่อน

การออกแบบข้อเท้าเทียมเริ่มจากการออกแบบในส่วนของตัวทำงานให้มีการเคลื่อนที่ได้ตามต้องการ คือ สามารถหมุนให้มุมของข้อมีมุมประมาณ 20 องศา ในช่วงการเดินแบบ swing phase และต้องไม่มีการหมุนของมุมในช่วง stance phase เพื่อช่วยส่งแรงในการดันให้ขาไปด้านหน้าได้ ดังนั้นได้ออกแบบระบบที่สามารถทำงานได้ครอบคลุมเงื่อนไขการทำงานในข้างต้นคือ ระบบ Geneva Wheel โดยมีลักษณะกลไกพื้นฐานดังรูปที่ 2-6 ซึ่งสามารถสรุปเป็นรูปสามเหลี่ยมง่ายๆได้ดังแสดงในรูปที่ 2-7 โดยจุด C เป็นจุดศูนย์กลางของตัวขับ และจุด A เป็นจุดศูนย์กลางของตัวตาม จุด B เป็นจุดที่ Pin ของตัวขับสัมผัสกับร่องของตัวตามพอดี



รูปที่ 2-6 แสดงความสัมพันธ์ของระยะที่ออกแบบของตัวขับ และตัวตาม



รูปที่ 2-7 แสดงรูปสามเหลี่ยมอย่างง่ายของระบบ Geneva Wheel

ซึ่งสามารถสรุปความสัมพันธ์ของ Geneva Wheel ได้ ดังแสดงในสมการที่ (2.1)

และ (2.2)

$$\beta = \frac{360}{2n} \quad (2.1)$$

และ

$$c = \frac{a}{\sin \beta} \quad (2.2)$$

โดยที่ β คือ มุมของรัศมีของตัวขับที่ตั้งฉากกับรัศมีของตัวตาม

a คือ รัศมีของตัวขับ

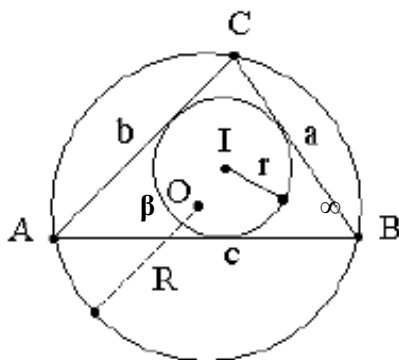
n คือ จำนวนร่องของตัวตาม

c คือ ระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางของตัวขับ (C) และตัวตาม (A)

จากความสัมพันธ์ในสมการที่ (2.2) เรากำหนดระยะของ C ให้มีค่าเท่ากับ 50 มิลลิเมตร เนื่องจากขนาดของข้อเท้าไม่ควรที่จะมีขนาดที่ใหญ่เกินไป ซึ่งจำเป็นที่จะต้องกำหนดให้ขนาดของเท้าใกล้เคียงขนาดจริงมากที่สุด และขนาดของมุม β มีค่าเท่ากับ 20 องศา จากลักษณะการเดินของคนปกติ ดังนั้นสามารถหารัศมีของตัวขับได้ มีค่าเท่ากับ 17.10 มิลลิเมตร ซึ่งค่าที่ได้ทั้งหมดสามารถนำไปสร้างตัวขับและตัวตามของระบบได้

B โดยสามารถสรุปความสัมพันธ์ของมุมและ มุม ∞ ด้วยหลักการตรีโกณมิติ ดังแสดงในรูปที่ 2-8 และสมการที่ (2.3) ซึ่งสามารถนำค่าความสัมพันธ์ดังกล่าวไปสร้างระบบควบคุมการเคลื่อนที่ของข้อเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์

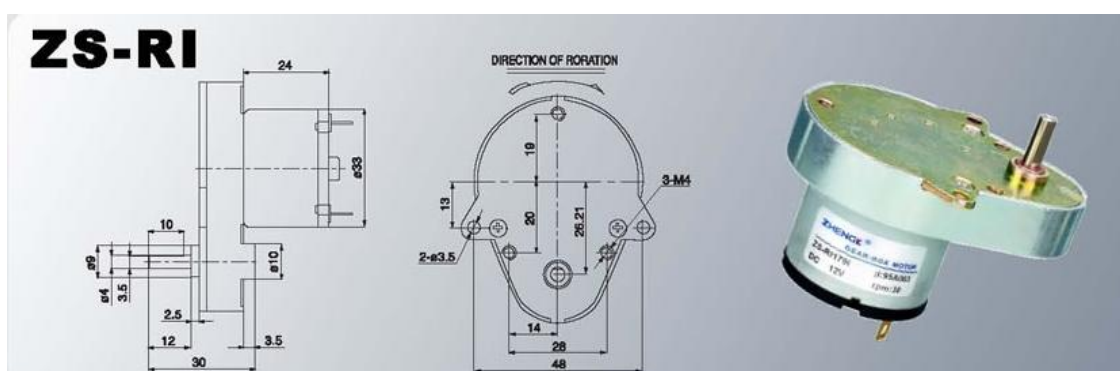
$$\text{กฎของไซน์} \quad \frac{\sin \beta}{a} = \frac{\sin \infty}{b} \quad (2.3)$$



รูปที่ 2-8 แสดงความสัมพันธ์กฎของไซน์

2.3.2 มอเตอร์

มอเตอร์ เป็นมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง (DC motor) ที่ประกอบด้วยชุดเกียร์ มีขนาดมอเตอร์ เส้นผ่านศูนย์กลาง 33 มิลลิเมตร ความยาว 24 มิลลิเมตร ชุดเกียร์มีขนาดกว้าง 48 มิลลิเมตร หนา 18 มิลลิเมตร แกนเพลลาขนาด 4 มิลลิเมตร ดังแสดงในรูปที่ 2-9 สามารถควบคุมทิศทางของมอเตอร์ และความเร็วรอบของมอเตอร์ได้ด้วย ไฟฟ้ากระแสตรง 12 โวลต์ และสามารถสลับทิศทางการหมุนด้วยการสลับขั้วไฟฟ้า มีความเร็วรอบอยู่ที่ 30 รอบต่อนาที และมีแรงบิดอยู่ที่ 4.74 กิโลกรัมต่อเซนติเมตร ดังแสดงในตารางที่ 2-2



รูปที่ 2-9 ขนาดมอเตอร์ (ที่มา www.zhengkemotor.com)

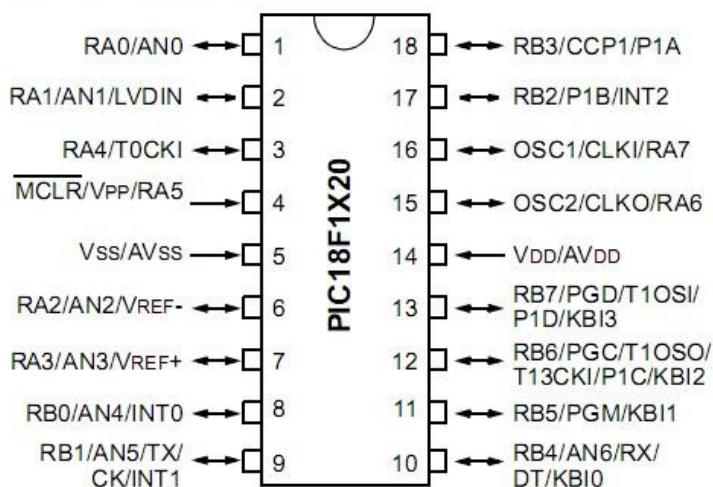
ตารางที่ 2-2 ข้อมูลมอเตอร์

Voltage (VDC)	12V
Motor Model	701
Reduction Ratio	1/179
Gearbox Length (mm)	12
No-Load Speed (rpm)	39
Rated Speed (rpm)	30
Rated Torque (kg.cm)	4.74
Rated Current (Amp)	0.33
Max. Momentary Torque (kg.cm)	5.93

2.3.3 ไมโครคอนโทรลเลอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์ ที่ใช้เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์รุ่น 18F1220 มีความกว้างของบัสข้อมูล 8 bit ค่าความถี่นาฬิกา 40 MHz ขนาดหน่วยความจำ 4 KB ขนาดข้อมูลใน RAM 256 B สามารถจ่ายแรงดันได้ระหว่าง 2-5.5 V มีขนาดบิตอนาล็อก 10 bit ช่องสัญญาณอนาล็อก 7 ช่อง ซึ่งจะนำไปใช้ในการควบคุมทิศทางการเคลื่อนที่ของมอเตอร์และตำแหน่งของมอเตอร์ ดังแสดงในรูปที่ 2-10 เหตุผลที่ใช้เนื่องจากมีขนาดเล็ก มีจำนวนขาที่ใช้งานเพียงพอกับความ ต้องการ มีช่องสัญญาณแปลงจากอนาล็อก เป็นดิจิทัล

18-Pin PDIP, SOIC

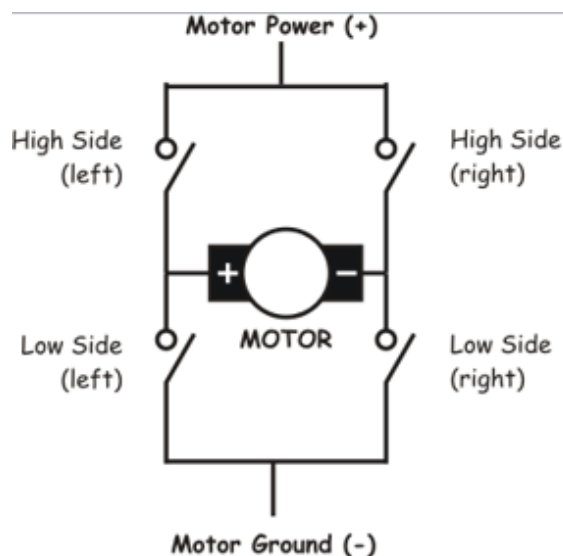


รูปที่ 2-10 แผนผัง Pin ของไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC18F1220

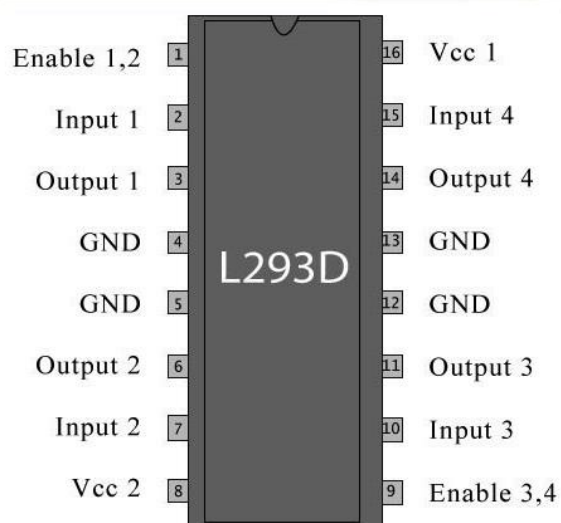
2.3.4 วงจรควบคุมมอเตอร์

การเปลี่ยนทิศของกระแสโดยการควบคุมจากไมโครคอนโทรลเลอร์ เป็นประเด็นสำคัญอีกประการหนึ่งที่ต้องนึกถึงในการควบคุมมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง การเปลี่ยนทิศทางการไหลของกระแสไฟฟ้ามีวัตถุประสงค์เพื่อเปลี่ยนทิศการหมุนของมอเตอร์ให้หมุนสลับกันจากซ้ายเป็นขวา หรือขวาเป็นซ้าย สามารถทำได้โดยส่งสัญญาณจากไมโครคอนโทรลเลอร์ด้วยข้อมูลขนาด 2 บิตไปยังวงจร เอชบริดจ์ (H-bridge circuit) ตามรูปที่ 2-11 เมื่อสัญญาณ 2 บิตที่ส่งมายังวงจร เปลี่ยน

จากต่ำไปสูงหรือกลับกัน ทิศทางของกระแสที่ไหลผ่านมอเตอร์จะเปลี่ยนไปโดยไม่ต้องสลับขั้วของแหล่งจ่ายไฟฟ้า โดยในที่นี้จะใช้วงจรสำเร็จรูปคือ ไอซี L293D แสดงในรูปที่ 2-12



รูปที่ 2-11 วงจร เอชบริดจ์ (ที่มา www.electrosome.com)

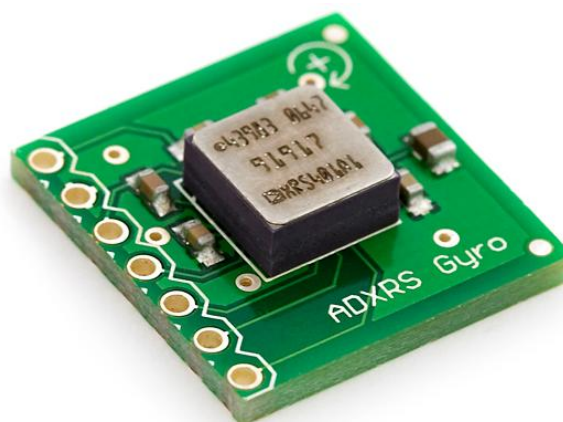


รูปที่ 2-12 ไอซี L293D (ที่มา www.electrosome.com)

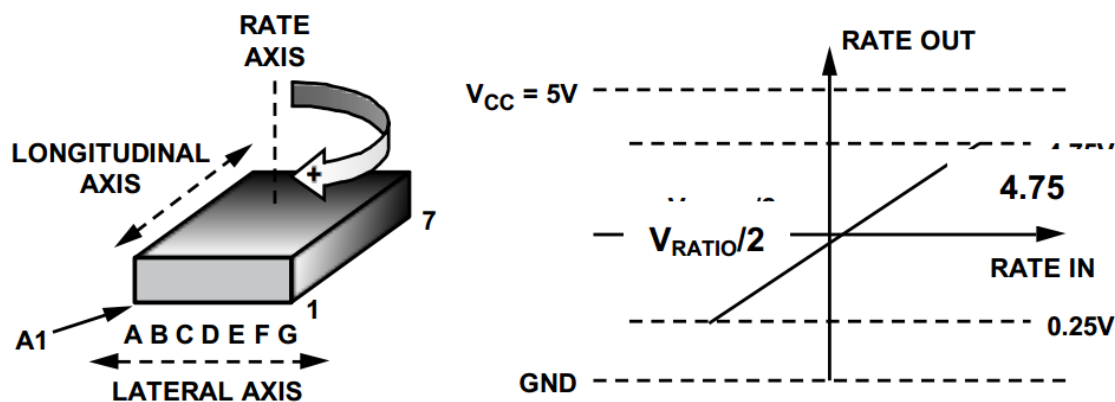
2.3.5 เซนเซอร์

2.3.5.1 ไจโรสโคป

เซนเซอร์ไจโรสโคป จะทำหน้าที่วัดความเร็วเชิงมุม ที่เปลี่ยนไปของวัตถุนั้นๆ ซึ่งอาจเกิดจากการเอียง หรือกำลังจะเอียง หรือเกิดการเคลื่อนไหว โดยจะต้องจ่ายไฟให้กับเซนเซอร์ 5V ซึ่งตอนหยุดนิ่งค่าเซนเซอร์จะให้ค่า 2.5 V และเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงความเร็ว ค่าสัญญาณที่ส่งออกมาจะให้ค่า 15 mV/degree/sec ดังแสดงในรูปที่ 2-13 และ 2-14



รูปที่ 2-13 ไจโรสโคปรุ่น ADXRS401(ที่มา www.sparkfun.com)

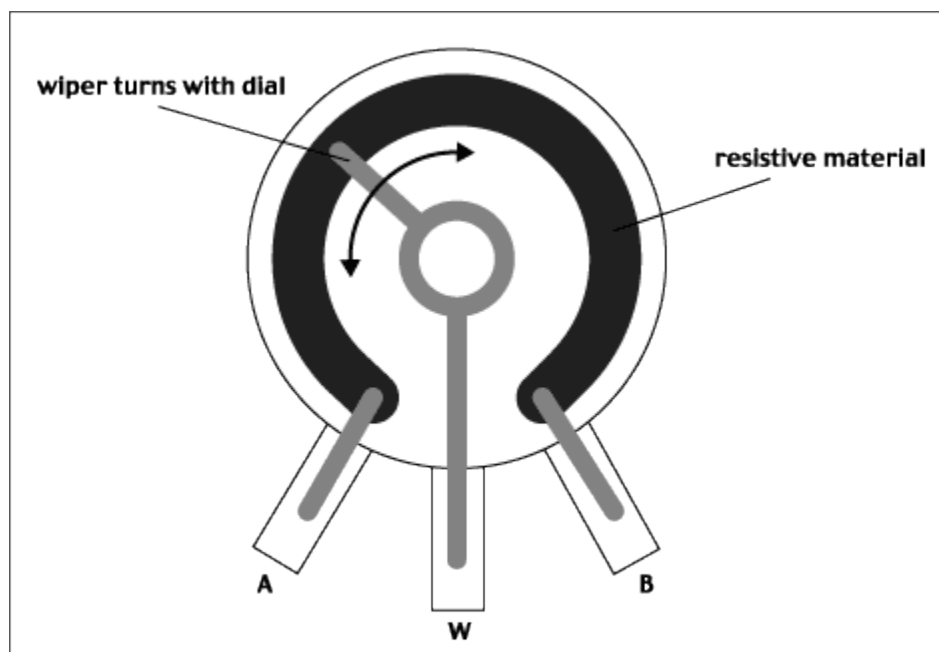


รูปที่ 2-14 แสดงอัตราการเพิ่มขึ้นของสัญญาณ หลังจากหมุนทวนเข็มนาฬิกา (ที่มา

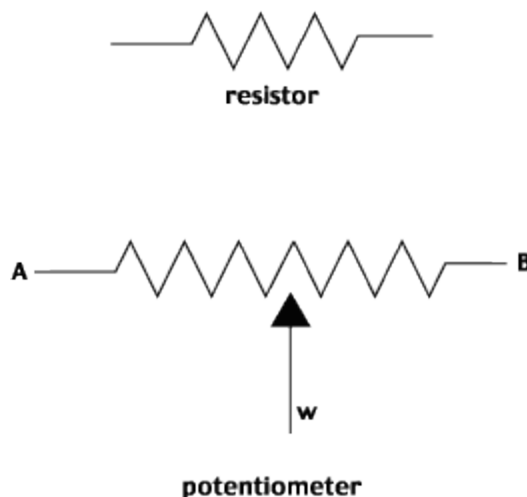
www.sparkfun.com)

2.3.5.2 โปเทนทีโอมิเตอร์

เซนเซอร์โปเทนทีโอมิเตอร์ (Potentiometer) มีหน้าที่วัดระยะทางเชิงมุม ดังแสดงในรูปที่ 2-15 โดยในการใช้งานนั้นค่าความต้านทานทางไฟฟ้าระหว่างขา W และ B จะเปลี่ยนแปลงตามระยะทางหรือมุมที่เคลื่อนที่ไปจากตำแหน่งอ้างอิง ซึ่งค่าการเปลี่ยนแปลงความต้านทานนี้สามารถหาได้โดยใช้วงจรอิเล็กทรอนิกส์ เช่น วงจรแบ่งแรงดัน (Voltage Dividing Circuit) ซึ่งจะสามารถคำนวณเป็นค่าระยะทางได้โดยตรง ตัวอย่างเช่น ในกรณีป้อนแรงดันไฟฟ้า +10 และ -10 โวลต์ ให้กับขา A และ B ของโปเทนทีโอมิเตอร์สำหรับวัดมุม ตามลำดับ และกำหนดตำแหน่งอ้างอิงเป็นตำแหน่งมุมที่ 0 องศา ซึ่งมีค่าแรงดันไฟฟ้าเท่ากับ 0 โวลต์ ถ้าค่าแรงดันไฟฟ้าที่ขา W เท่ากับ 5 โวลต์ แสดงว่าค่ามุมเท่ากับ 90 องศา ดังแสดงในรูปที่ 2-16



รูปที่ 2-15 เซนเซอร์โปเทนทีโอมิเตอร์ (ที่มา www.markallen.com)



รูปที่ 2-16 แผนภาพแสดงการทำงานของ โปเทนทีโอมิเตอร์ (ที่มา www.markallen.com)

2.3.6 แบตเตอรี่

แบตเตอรี่ที่ใช้เป็นแบตเตอรี่แบบลิเทียม โพลีเมอร์ ขนาด 2200 mAh 11.1 V ซึ่งมีน้ำหนักเบากว่าแบตเตอรี่แบบทั่วไป และพลังงานไฟฟ้าที่เลือกใช้ 2200 mAh เนื่องจากพลังงานที่ใช้ในส่วนของมอเตอร์จะต้องใช้ไฟ ขนาด 6-12 V ซึ่งมีพลังงานเพียงพอที่จะใช้งานในการขับเคลื่อนมอเตอร์ได้ สามารถที่จะช่วยลดน้ำหนักของตัวทำเทียมได้ในระดับหนึ่ง ดังแสดงในรูปที่ 2-17



รูปที่ 2-17 แบตเตอรี่ลิเทียมโพลีเมอร์ (ที่มา www.hobbyking.com)

2.3.7 เท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์

ข้อเท้าเทียมที่พร้อมสำหรับสร้างระบบควบคุมการเคลื่อนที่ ประกอบด้วย มอเตอร์ วงจรขับมอเตอร์ ไมโครคอนโทรลเลอร์ แบตเตอรี่ และเซนเซอร์สำหรับรับคำสั่งสัญญาณป้อนกลับมายังไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อสร้าง closed loop control ภาพประกอบดังแสดงในรูปที่ 2-18



รูปที่ 2-18 เท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์

2.4 การควบคุมการเคลื่อนที่ของเท้าเทียม

2.4.1 ระบบควบคุม

ระบบควบคุม (control system) อาจจะประกอบด้วยหลายระบบย่อยรวมเข้าด้วยกัน โดยแต่ละส่วนของแต่ละระบบย่อยอาจจะประกอบด้วยชิ้นส่วนและกลไกทางกล อุปกรณ์ไฟฟ้า อิเล็กทรอนิกส์ และอุปกรณ์วัด จำแนกส่วนประกอบของระบบควบคุม (control system element) ตามหน้าที่การทำงานเป็นหลัก ดังแสดงในรูปที่ 2-19 และรูปที่ 2-20 โดยแยกออกเป็น 6 ส่วนหลัก ดังนี้

2.4.1.1 สัญญาณอ้างอิง (Reference Signal) ของการควบคุม ในที่นี้แทนด้วยตัวแปร $r(t)$ เป็นสัญญาณอินพุตของระบบควบคุมเพื่อกำหนดเป้าหมายของการควบคุม

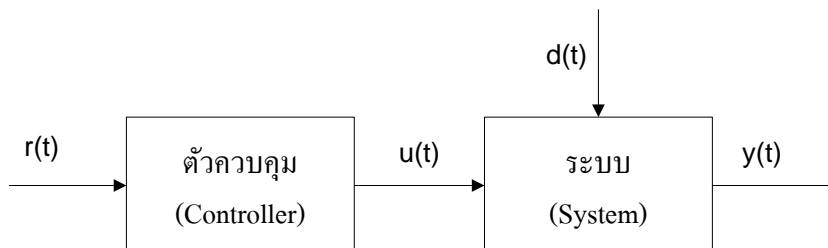
2.4.1.2 ตัวควบคุม (Controller) ทำหน้าที่ควบคุมระบบให้มีผลลัพธ์สอดคล้องกับค่าสัญญาณอ้างอิงหรือเป็นไปตามเป้าหมายของการควบคุม

2.4.1.3 สัญญาณควบคุม (Control command) เป็นค่าเอาต์พุตของตัวควบคุมที่ใช้เป็นคำสั่งหรือสัญญาณอินพุตให้กับระบบที่ถูกควบคุม ในที่นี้แทนด้วยสัญลักษณ์ $u(t)$ โดยที่ค่าสัญญาณจะถูกกำหนดโดยสมการกฎการควบคุม (Control Law)

2.4.1.4 กระบวนการหรือระบบที่ถูกควบคุม (Controlled system or Process)

2.4.1.5 สัญญาณรบกวน (Disturbance) เป็นสัญญาณอินพุตที่ไม่พึงปรารถนาในการควบคุมระบบ ในที่นี้แทนด้วยสัญลักษณ์ $d(t)$

2.4.1.6 ผลลัพธ์การควบคุม (Control output) เป็นสัญญาณเอาต์พุตแสดงค่าตัวแปรที่ถูกควบคุมหรือผลตอบสนองของระบบควบคุม เช่น ค่าความเร็วรอบจริงของมอเตอร์ โดยในที่นี้ค่าผลลัพธ์แทนด้วยสัญลักษณ์ $y(t)$ และโดยทั่วไปวัตถุประสงค์ของการควบคุมจะต้องการให้ค่าผลลัพธ์ $y(t)$ นี้เท่ากับค่าสัญญาณอ้างอิง $r(t)$ โดยที่ค่าผลต่าง $e(t) = r(t) - y(t)$ จะใช้เป็นตัวบ่งบอกว่าตัวควบคุมทำงานได้ดีบรรลุตามจุดประสงค์เพียงใด

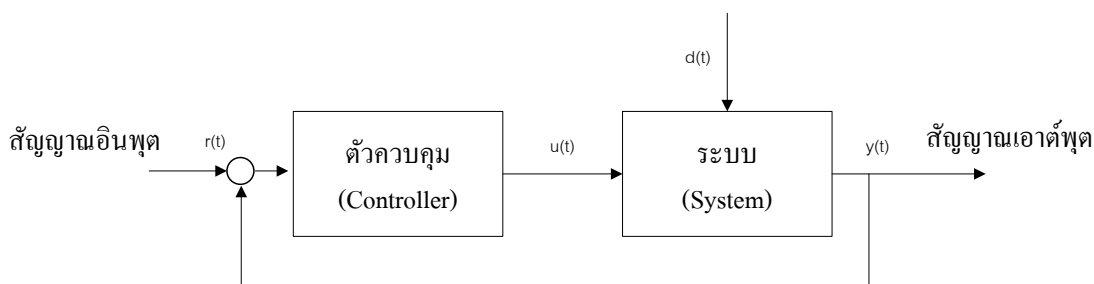


รูปที่ 2-19 ระบบควบคุมวงเปิด

2.4.2 การควบคุมแบบวงปิด

การควบคุมแบบวงปิด (Closed loop control) เป็นการควบคุมที่มีการป้อนกลับค่าสัญญาณผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นจริงมาที่ตัวควบคุม เพื่อให้ตัวควบคุมสามารถแก้ไขความผิดพลาดที่

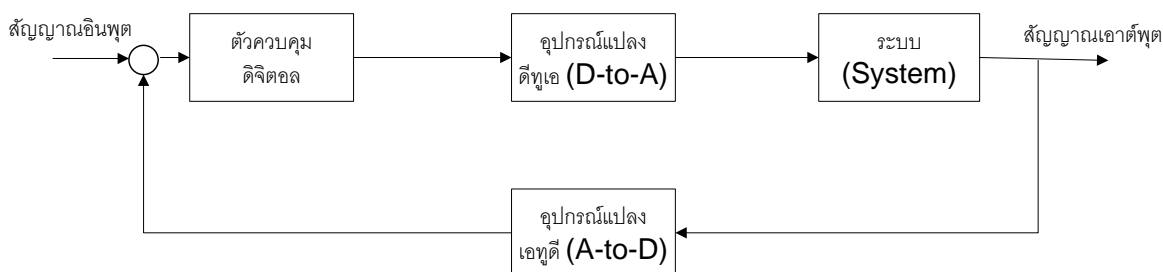
เกิดขึ้นได้ทันทีที่ ดังแสดงโดยแผนผังการทำงานในรูปที่ 2-20 ดังนั้นโดยทั่วไปจะเรียกการควบคุมวงปิดว่า การควบคุมป้อนกลับ (feedback control) และในที่นี้ก็เช่นเดียวกันอาจจะมีการเรียกชื่อทั้งสองนี้สลับไปมาแทนกัน



รูปที่ 2-20 ระบบควบคุมวงปิด

2.4.3 ระบบควบคุมแบบดิจิทัล

ในระบบควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์หรือระบบควบคุมแบบดิจิทัล ชิ้นส่วนของระบบควบคุมโดยทั่วไปยังคงเป็นอุปกรณ์แบบแอนะล็อก ยกเว้นตัวควบคุมที่เป็นดิจิทัล ดังนั้นสถาปัตยกรรมของระบบควบคุมจำเป็นต้องมีอุปกรณ์สื่อสารหรือเชื่อมโยงสัญญาณระหว่างอุปกรณ์แอนะล็อกและตัวควบคุม ซึ่งประกอบด้วยอุปกรณ์แปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัล (A-to-D, Analog to Digital Converter) และอุปกรณ์แปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นแอนะล็อก (D-to-A, Digital to Analog Converter) เป็นหลัก ดังแสดงในรูปที่ 2-21 อุปกรณ์แปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลจะทำการเก็บค่า (Sampling) เอาต์พุตของระบบที่วัดโดยเซนเซอร์ตามช่วงเวลาเก็บค่าการทำงานของตัวควบคุม จากนั้นทำการแปลงค่าที่สัญญาณอ่านได้ในแต่ละครั้งเป็นค่าสัญญาณดิจิทัลเพื่อส่งค่าให้กับตัวควบคุมต่อไป ความถี่หรือช่วงเวลาการเก็บค่า (Sampling Period) หลังจากที่ตัวควบคุมทำการประมวลผลและคำนวณค่าสัญญาณควบคุมตามกฎการควบคุมที่ได้เขียนโปรแกรมไว้แล้ว ค่าสัญญาณควบคุมนี้จะถูกแปลงกลับให้อยู่ในรูปของสัญญาณแอนะล็อกด้วยอุปกรณ์แปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นแอนะล็อก ก่อนที่จะส่งให้กับแอกชูเอเตอร์หรือระบบที่ถูกควบคุมต่อไป และเนื่องจากการทำงานของการควบคุมแบบดิจิทัลเป็นลักษณะการเก็บค่าตามช่วงเวลาในการควบคุม ดังนั้นบางครั้งจะเรียกการควบคุมลักษณะนี้ว่า การควบคุมเก็บข้อมูล (sampled data control)

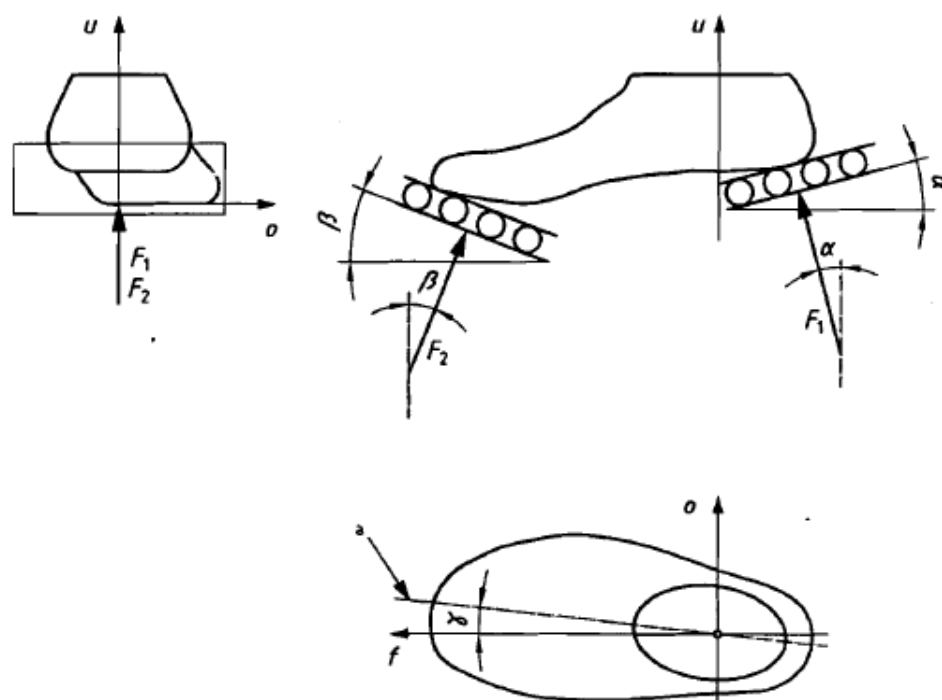


รูปที่ 2-21 ระบบควบคุมแบบดิจิทัล

2.5 มาตรฐานการทดสอบความทนทานของข้อเท้าเทียม

2.5.1 มาตรฐานการทดสอบ

จากการศึกษาในเอกสารที่เกี่ยวข้อง ซึ่งเป็นเอกสารที่ได้กล่าวถึงการทดสอบคุณภาพ และมาตรฐานการทดสอบกำหนดขึ้นโดยศูนย์สิรินธรเพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์แห่งชาติ ที่ระดับน้ำหนัก 80 กิโลกรัม (อ้างอิงจากมาตรฐานสากลการทดสอบกายอุปกรณ์ตาม ISO 10328:2006 ตามรายละเอียดในภาคผนวก) โดยจะต้องผ่านจำนวนวัฏจักรการทดสอบ 600,000 รอบ ซึ่งทดสอบตามเงื่อนไข 2 ประการ คือ การทดสอบโดยลงน้ำหนักที่สันเท้า และการทดสอบโดยลงน้ำหนักที่ปลายเท้า ดังแสดงในรูปที่ 2-22 เพื่อทดสอบความแข็งแรงของวัสดุและส่วนประกอบภายในข้อเท้าเทียม ก่อนใช้งานกับคนพิการ โดยแรงทดสอบของการทดสอบของส่วนปลายเชื่อมต่อสำหรับระดับการทดสอบ P6 ดังแสดงในตารางที่ 2-3 แรงทดสอบของการทดสอบหลักและจำนวนรอบในการทดสอบแบบเป็นวัฏจักรสำหรับระดับการทดสอบ P6 ดังแสดงในตารางที่ 2-4



รูปที่ 2-22 แผนภาพตำแหน่งเท้าในการทดสอบ

ตารางที่ 2-3 แรงทดสอบของการทดสอบของส่วนปลายเชิงต่อสำหรับระดับการทดสอบ P6

ส่วนปลายเชื่อมต่อสำหรับ			แรงทดสอบ เสถียร	แรงทดสอบ เข้าที่	แรงทดสอบ พิสูจน์
กระบวนการ ทดสอบ	ระดับการ ทดสอบ	เงื่อนไขการ ทดสอบ	F_{stab} (N)	F_{set} (N)	F_{pa} (N)
การทดสอบ โครงสร้าง หลัก	P6	I	50	1,224	5,856
		II		1,120	5,310

ตารางที่ 2-4 แรงทดสอบของการทดสอบหลักและจำนวนรอบในการทดสอบแบบเป็นวัฏจักรสำหรับ
ระดับการทดสอบ P6

กระบวนการทดสอบและภาระการทดสอบ			หน่วย	ระดับภาระทดสอบ P6 - ภาวะภาระทดสอบ	
				I	II
กระบวนการทดสอบสถิตและวัฏจักร	แรงทดสอบเสถียร	F_{stab}	N	50	
	แรงทดสอบเข้าที่	F_{set}	N	1,224	1,120
กระบวนการทดสอบสถิต	แรงทดสอบพิสูจน์	F_{sp}	N	2,490	2,263
	แรงทดสอบสถิตสูงสุด	F_{su} , ระดับล่าง	N	3,760	3,419
		F_{su} , ระดับบน	N	4,880	4,425
กระบวนการทดสอบวัฏจักร	แรงทดสอบต่ำสุด	F_{cmin}	N	50	
	ช่วงวัฏจักร	F_{cr}	N	1,530	1,400
	แรงทดสอบสูงสุด	F_{cmax} $F_{cmax} = F_{cmin} + F_{cr}$	N	1,580	1,450
	แรงทดสอบเฉลี่ย	F_{cmean} $F_{cmean} = 0.5*(F_{cmin} + F_{cmax})$	N	815	750
	แอมพลิจูดวัฏจักร	$F_{ca} (= 0.5*F_{cr})$	N	765	700
	แรงทดสอบสถิตสุดท้าย	$F_{fin} (= F_{sp})$	N	2,490	2,263
	จำนวนวัฏจักรที่กำหนด			1	3×10^6

2.5.2 ขั้นตอนการทดสอบ

ขั้นตอนการทดสอบตามมาตรฐาน ISO 10328:2006 มีลำดับดังนี้

2.5.2.1 การทดสอบพิสูจน์สถิติเข้าที่

ทดสอบเพื่อตรวจสอบความแข็งแรงของวัสดุก่อนการทดสอบแบบวัฏจักร โดยให้แรงที่กำเนิดเพียงครั้งเดียว โดยที่โครงสร้างและอุปกรณ์ต่างๆของกายอุปกรณ์เทียมยังสามารถทนได้และยังสามารถใช้งานได้ตามปกติ

2.5.2.2 การทดสอบแบบวัฏจักรตามวงรอบที่กำหนด

ทดสอบเพื่อตรวจสอบความแข็งแรงของวัสดุ โดยให้แรงที่กำหนดแบบวัฏจักรที่โครงสร้างและอุปกรณ์ของกายอุปกรณ์เทียมสามารถทนได้ตามจำนวนวัฏจักรที่กำหนด ในที่นี้ใช้จำนวน 600,000 รอบ

2.5.2.3 การทดสอบพิสูจน์สถิติสุดท้าย

ทดสอบเพื่อตรวจสอบความแข็งแรงของวัสดุหลังการทดสอบแบบวัฏจักร โดยให้แรงที่กำเนิดเพียงครั้งเดียว โดยที่โครงสร้างและอุปกรณ์ต่างๆของกายอุปกรณ์เทียมยังสามารถทนได้และยังสามารถใช้งานได้ตามปกติ ถ้าอุปกรณ์ไม่เกิดความเสียหาย แสดงว่าอุปกรณ์นั้นผ่านการทดสอบ

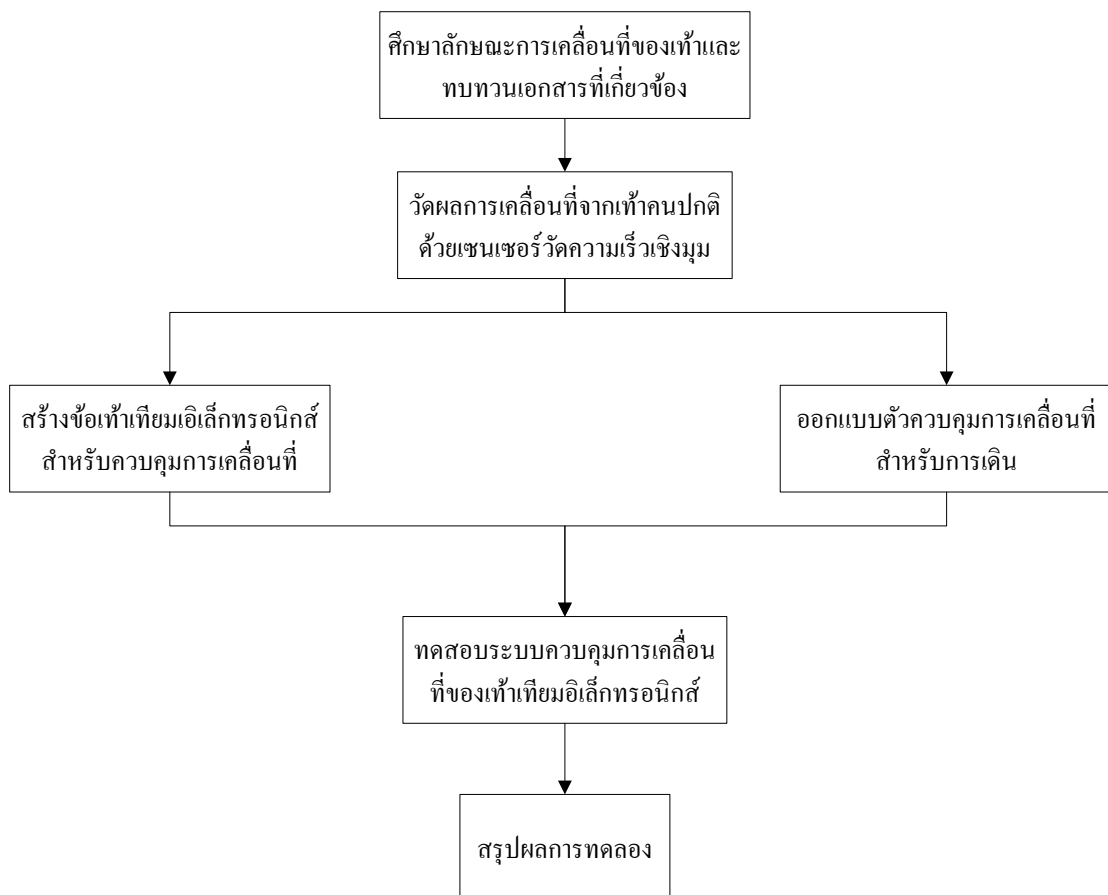
จากการศึกษาเรื่องของการเดินของมนุษย์ ลักษณะเท้าเทียมทั่วไป การออกแบบเท้าเทียมขยับได้ และระบบควบคุมต่างๆ ทำให้เข้าใจหลักการทำงานของระบบควบคุมที่ใช้ในการควบคุมเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ ซึ่งมีรายละเอียดคือ มีข้อเท้าเทียมแบบขยับได้โดยใช้ระบบการขับเคลื่อนเชิงกลแบบ Geneva Wheel โดยมีตัวทำงานคือมอเตอร์ที่ใช้ในการขับเคลื่อนมุมของข้อเท้าให้ขยับตามที่ต้องการซึ่งถูกส่งงานจากไมโครคอนโทรลเลอร์ เป็นตัวประมวลผลการทำงานโดยรับคำสั่งญาณอินพุตมาจาก เซนเซอร์วัดความเอียง เพื่อบอกลักษณะการเดินว่าอยู่ในช่วงการเดินแบบใด หลังจากนั้นจะทำระบบควบคุมการทำงานให้การเคลื่อนที่ของเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์มีการเคลื่อนที่เหมือนเท้าจริง โดยใช้ระบบควบคุมวงปิดในการทำงาน รวมถึงการทดสอบการทำงาน

ของแท้เทียม โดยจะใช้เนื้อหาที่ศึกษามานี้ในบทนี้เพื่อ การดำเนินงานและวิเคราะห์ผลของงานวิจัย
ดังจะกล่าวในบทต่อไป

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงานวิจัย

งานวิจัยนี้เป็นการสร้างและออกแบบระบบควบคุมการเคลื่อนที่ของข้อเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ ผู้วิจัยเริ่มจากการศึกษาลักษณะการเคลื่อนที่ของเท้า และทบทวนเอกสารที่เกี่ยวข้องเกี่ยวกับโครงสร้างเท้าเทียม จากนั้นจึงทำการวัดการเคลื่อนที่ของเท้าคนปกติจากเซนเซอร์วัดมุมการเคลื่อนที่สำหรับออกแบบตัวควบคุมการเคลื่อนที่ของการเดิน ต่อมาจึงสร้างข้อเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์เพื่อทดสอบการควบคุมการเคลื่อนที่และปรับปรุงการเคลื่อนที่ของข้อเท้าให้เสมือนข้อเท้าจริงมากที่สุด โดยมีแผนภาพขั้นตอนการวิจัย ดังแสดงในรูปที่ 3-1



รูปที่ 3-1 ขั้นตอนการวิจัย

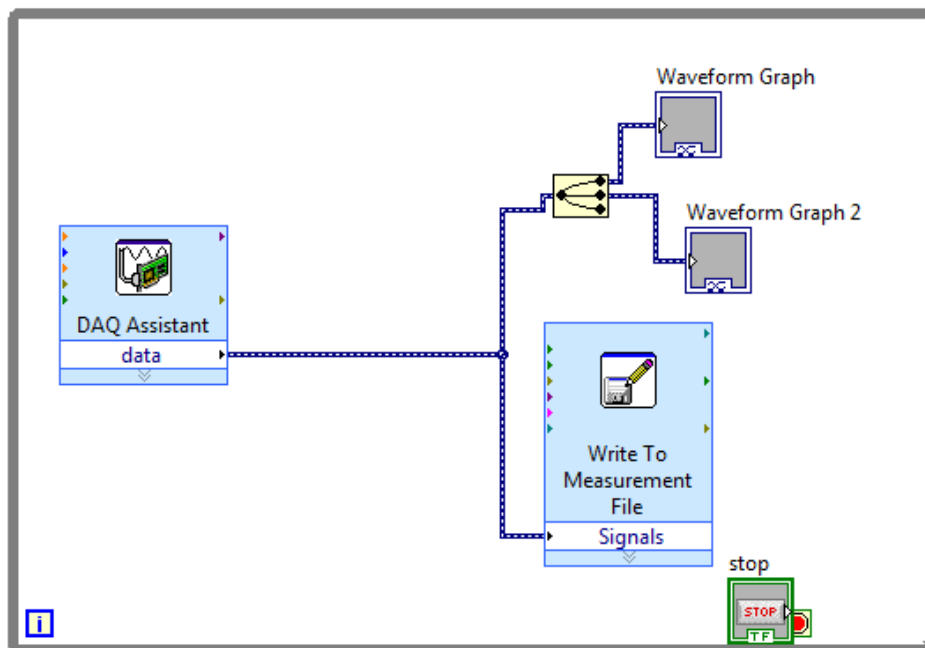
3.1 วัสดุและอุปกรณ์ในงานวิจัย

อุปกรณ์เก็บข้อมูล

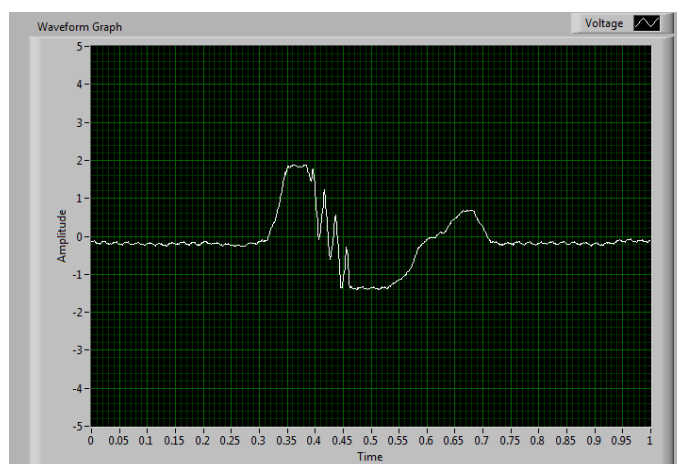
DAQ (Data Acquisition) เป็นอุปกรณ์แปลงสัญญาณจากสัญญาณ แอนะล็อก ให้เป็นสัญญาณดิจิทัลเพื่อเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ โดย DAQ ยี่ห้อ National instrument รุ่น NI-USB-6008 ดังแสดงในรูปที่ 3-2 ประกอบด้วยช่องสัญญาณแอนะล็อกขาเข้า 8 ช่องสัญญาณ และสัญญาณแอนะล็อกขาออก 2 ช่องสัญญาณ สามารถนำไปใช้เชื่อมต่อกับเซนเซอร์ที่มีสัญญาณแอนะล็อกได้ ในการเก็บค่าผลการทดลอง โดยกำหนดให้ใช้ช่องสัญญาณแบบแอนะล็อกสองช่องสัญญาณเพื่อรับค่าเซนเซอร์แบบแอนะล็อก 2 ตัว ซึ่งกำหนดการรับสัญญาณเป็นไฟกระแสดตรง โดยกำหนดระบบการวัดแบบ No Referenced signal – ended (NRSE) ซึ่งการวัดทั้งหมดจะถูกวัดโดยการใช้จุดอ้างอิง กราวด์จากสัญญาณขาเข้า และตั้งค่าความถี่ในการเก็บข้อมูลไว้ที่ความถี่ 10 Hz และกำหนดขอบเขตของสัญญาณไว้ที่ 0-10 V โดยในการเชื่อมต่อจะเชื่อมต่อ DAQ ผ่านทางสายสัญญาณ USB เข้าไปยังคอมพิวเตอร์ โดยใช้โปรแกรม Labview ในการแสดงผลและบันทึกข้อมูล ดังแสดงในรูปที่ 3-3 และ 3-4



รูปที่ 3-2 DAQ รุ่น NI-USB-6008 (ที่มา www.sine.ni.com)



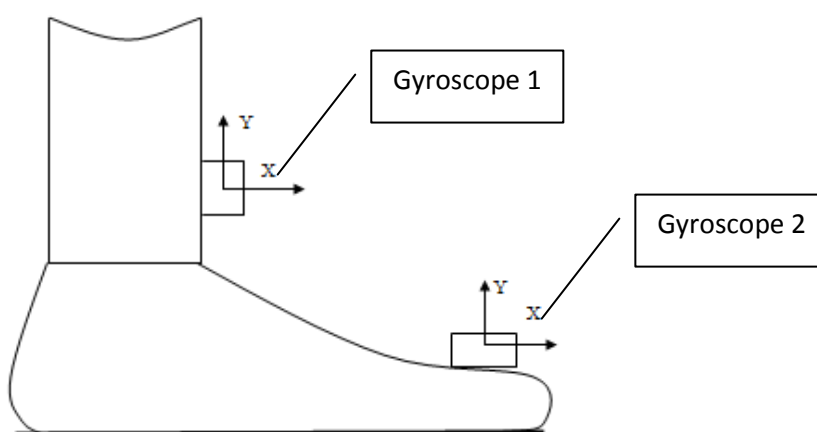
รูปที่ 3-3 แผนภาพการเก็บข้อมูลจากเซนเซอร์



รูปที่ 3-4 หน้าจอแสดงผลสัญญาณจากเซนเซอร์

3.2 การทดสอบผลการเคลื่อนที่ของคานปกติด้วยเซนเซอร์วัดความเร็วเชิงมุม

การทดสอบการเคลื่อนที่ของคานปกติจะติดตั้งเซนเซอร์ไจโรสโคปไว้ 2 ตำแหน่ง คือตำแหน่งปลายเท้า และตำแหน่งหน้าแข้ง ดังแสดงในรูปที่ 3-5 หลังจากนั้นจะเชื่อมต่อเซนเซอร์กับ DAQ และแสดงผลทางโปรแกรม Labview โดยทดสอบความเร็วเชิงมุมของเท้าปกติ เปรียบเทียบกับหน้าแข้ง เพื่อหาข้อมูลการเคลื่อนที่ของเท้าปกติ และหาสัญญาณอ้างอิงในการสร้างระบบควบคุมการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ต่อไป

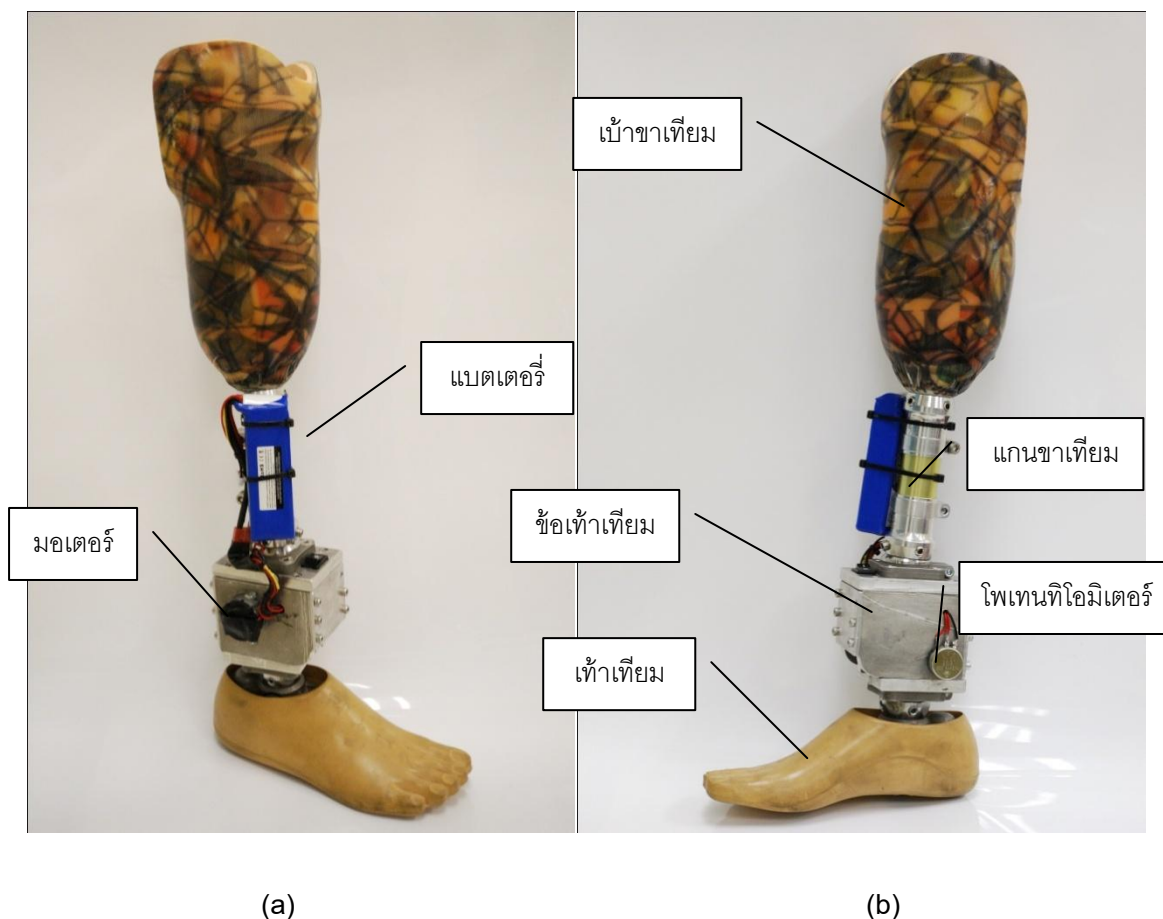


รูปที่ 3-5 ตำแหน่งการติดตั้งเซนเซอร์วัดการเคลื่อนที่

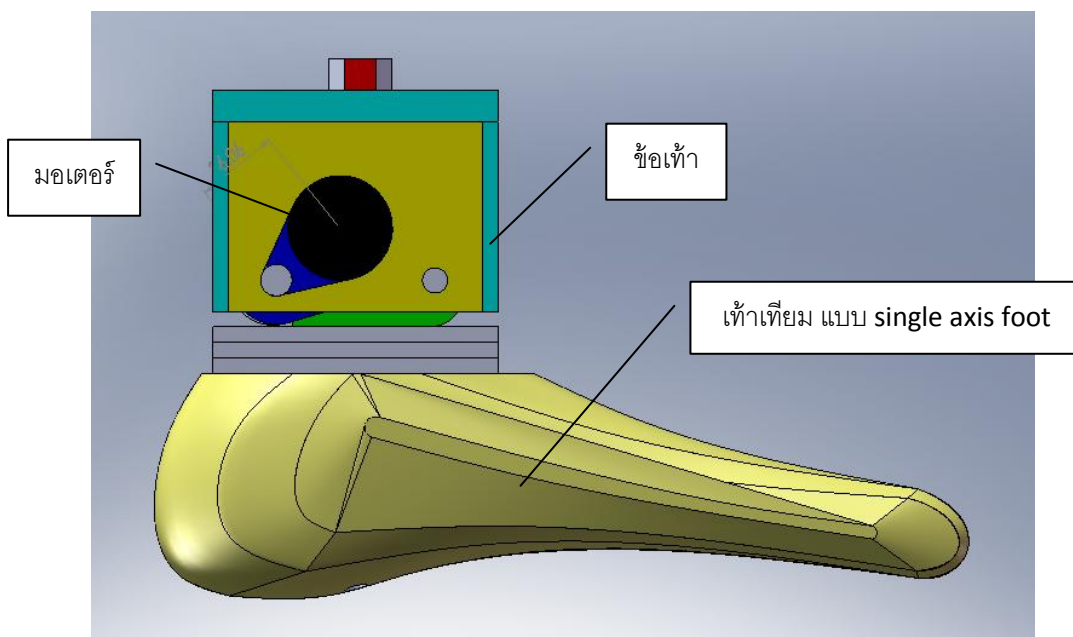
3.3 เท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์สำหรับการควบคุมการเคลื่อนที่

แบบเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ดังแสดงในรูปที่ 3-6 และรูปที่ 3-7 ประกอบด้วย 4 ส่วน คือ เบ้าขาเทียม แกนขา ข้อเท้าเทียม และเท้าเทียม โดยส่วนที่ควบคุมการเคลื่อนที่ คือข้อเท้าเทียมเพื่อปรับมุมให้มีการเคลื่อนไหวเหมือนข้อเท้าจริง ในส่วนของข้อเท้าเทียมสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 ส่วน คือ แหล่งจ่ายพลังงานเป็นแบตเตอรี่ลิเทียม 12 โวลต์ 11.1 แอมป์ มอเตอร์กระแสตรง 12 โวลต์ โครงสร้างข้อเท้าเทียมที่สามารถปรับมุมข้อเท้าได้ และสามารถล็อกข้อเท้าไม่ให้มีการเคลื่อนไหวได้ขณะไม่ใช้งาน หรือขณะที่เท้าสัมผัสกับพื้น โดยมีระบบ Geneva wheel เป็นกลไกภายใน โดยแบ่งการทำงานออกเป็นสองช่วงคือช่วงที่เท้าลอยอยู่ในอากาศ โดย

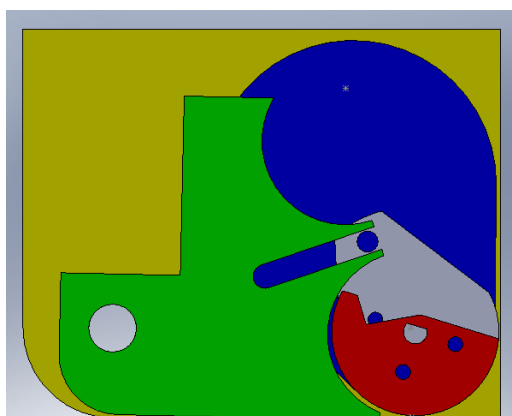
ช่วงที่เท้าลอยมอเตอร์จะทำงานให้ระบบ Geneva wheel มีการเคลื่อนที่เปลี่ยนแปลงมุมตามต้องการ ส่วนในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้นระบบ Geneva wheel จะไม่มีการเคลื่อนที่ มอเตอร์จะหยุดนิ่งที่มุมเริ่มต้น ดังแสดงในรูปที่ 3-8 และวงจรควบคุมการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ประกอบด้วย วงจรขับมอเตอร์ เซนเซอร์วัดความเร็วเชิงมุม และไมโครคอนโทรลเลอร์ประมวลผล



รูปที่ 3-6 เท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ (a) มองจากด้านนอก (b) มองจากด้านใน



รูปที่ 3-7 รูปแบบเท้าเทียม

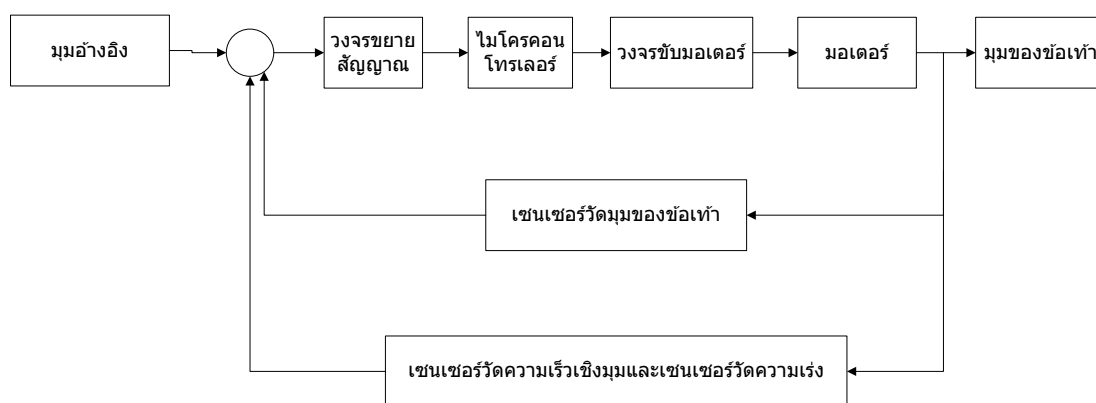


รูปที่ 3-8 กลไกปรับมุมข้อเท้า

3.4 การออกแบบระบบควบคุมการเคลื่อนที่ของข้อเท้าเทียม

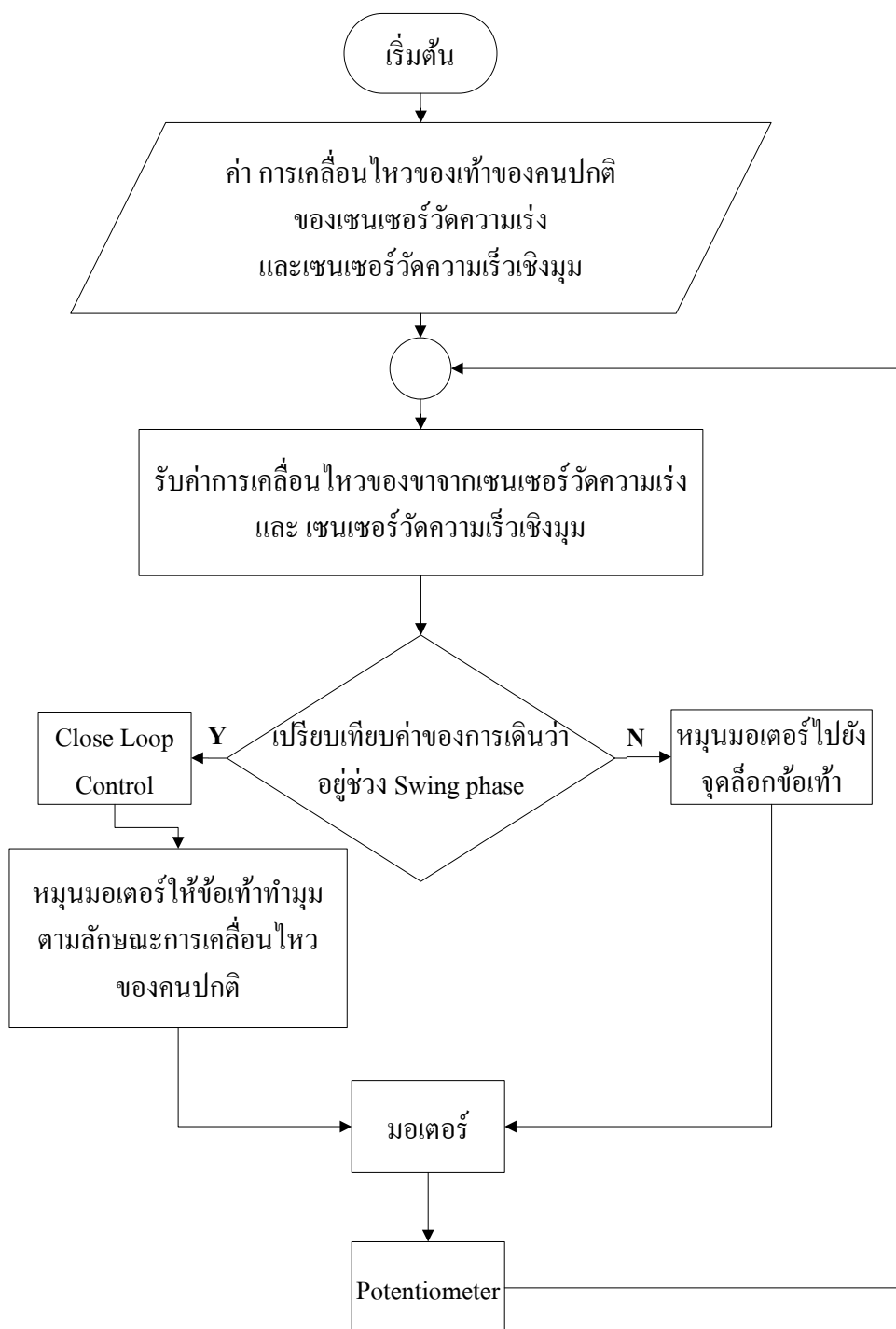
แผนผังการทำงานของระบบควบคุมการเคลื่อนที่ของข้อเท้าเทียม ประกอบด้วย สัญญาณขาเข้า และสัญญาณขาออก โดยสัญญาณขาเข้าคือ สัญญาณอ้างอิงสำหรับควบคุมมุมการเคลื่อนที่ของข้อเท้าเทียมซึ่งได้มาจากการทดสอบการเดินของคนไข้ปกติ และสัญญาณที่มีการป้อนกลับเข้าสู่ระบบควบคุมคือสัญญาณการเอียงของมุมขาเทียม ได้จากเซนเซอร์วัดความเร่งและเซนเซอร์วัดความเร็วเชิงมุมซึ่งเป็นสัญญาณเปรียบเทียบช่วงการเดินว่าอยู่ในช่วง

การเดิน Stance phase หรือ ช่วงการเดิน Swing phase โดยนำค่าสัญญาณขาเข้าทั้งสองตัว เข้าไปในระบบควบคุมการเคลื่อนที่จะได้สัญญาณขาออกมาเป็นค่ามุมของข้อเท้าดังแสดงในรูป ที่ 3-9 การควบคุมเป็นแบบ P-Controller โดยป้อนค่ามุมอ้างอิงที่ต้องการให้เคลื่อนที่ 20 องศา โดยอาศัยสัญญาณที่ข้อเท้าเทียบในขณะเริ่มแกว่งเท้าไปด้านหลังเป็นการเริ่มต้นการควบคุม



รูปที่ 3-9 แสดงแผนผังการทำงานของระบบควบคุมข้อเท้าเทียบ

ระบบควบคุมเท้าเทียบอิเล็กทรอนิกส์ประกอบด้วย ไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นตัวคำนวณค่าและประมวลผลการทำงานของเท้าเทียบโดยมีการรับค่าตำแหน่งการเคลื่อนไหวของขา จากเซนเซอร์วัดความเร่ง และไจโรสโคป แล้วนำค่าที่ได้จากเซนเซอร์มาวิเคราะห์หาค่าตำแหน่งของการเดินว่าอยู่ช่วงไหนของการเดิน เช่น อยู่ในช่วงของ swing phase หรือ stance phase หลังจากนั้นจึงนำค่าที่ได้ไปประมวลผลสำหรับการเคลื่อนไหวของข้อเท้าเทียบ อิเล็กทรอนิกส์ให้มีการเคลื่อนไหวเหมือนข้อเท้าจริงมากที่สุด โดยมีหลักการทำงานของระบบควบคุมดังแสดงในรูปที่ 3-10 เมื่อทำการทดสอบการควบคุมพบว่า เท้าเทียบใช้เวลาในการเคลื่อนที่ 1.50 วินาที เพื่อปรับมุมข้อเท้า 20 องศา



รูปที่ 3-10 ระบบควบคุมวงปิดของข้อเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์

3.5 วิธีการทดสอบของข้อเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์

3.5.1 วิธีการทดสอบการเคลื่อนที่ของเท้า

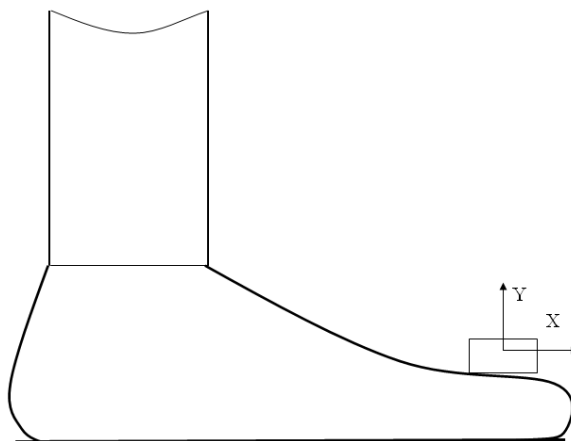
วิธีการทดสอบการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์จะมีการติดตั้งอุปกรณ์การทดลองยึดติดกับขาจริงด้วยสายรัด เพื่อให้การเคลื่อนที่ของแกนขาเทียมมีการเคลื่อนที่ไปพร้อมกับขาจริง ดังแสดงในรูปที่ 3-11 และลักษณะการเคลื่อนที่ของขาจริงพร้อมกับขาเทียมบนพื้นราบดังแสดงในรูปที่ 3-12 โดยติดตั้งเซนเซอร์วัดการเคลื่อนที่ไว้ที่ตำแหน่งหน้าเท้าดังรูปที่ 3-13 เพื่อนำค่าการเคลื่อนที่ของเท้าปกติ เท้าเทียมขยับไม่ได้ และเท้าเทียมที่ขยับได้มาเปรียบเทียบผล เพื่อสรุปผลการควบคุมข้อเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ ว่ามีค่าที่ใกล้เคียงการเดินของคนปกติอย่างไร โดยเลือกติดเซนเซอร์ที่ปลายเท้า เพราะปลายเท้ามีการเคลื่อนที่มากที่สุดทำให้สัญญาณที่ได้สามารถนำมาวิเคราะห์การเคลื่อนที่ได้ดี โดยไม่ได้ติดเซนเซอร์ที่หน้าแข้ง เพราะเซนเซอร์ที่หน้าแข้งไว้สำหรับเปรียบเทียบสัญญาณที่ได้จากหน้ากับเพื่อนำมาทำการควบคุมเท่านั้น



รูปที่ 3-11 แสดงตำแหน่งการติดตั้งของขาเทียมอิเล็กทรอนิกส์



รูปที่ 3-12 แสดงลักษณะการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์



รูปที่ 3-13 แสดงตำแหน่งการติดตั้งเซนเซอร์วัดการเคลื่อนที่ของเท้าจริง และเท้าเทียม

3.5.2 วิธีการทดสอบเวลาการใช้งาน

ในการทดลองจะทำการทดสอบเวลาในการใช้งานของข้อเท้าเทียมจนกว่าแบตเตอรี่จะหมด โดยทำการเดิน แล้วบันทึกระยะทาง เวลาในการเดิน จำนวนก้าวที่เดิน เพื่อนำข้อมูลที่ได้มาหาผลการใช้งานของแบตเตอรี่ ในการใช้งาน 1 วันว่าเพียงพอหรือไม่

3.5.3 วิธีการทดสอบความทนทาน

ในการทดสอบความทนจะเริ่มจากทดสอบความแข็งแรงของวัสดุก่อน ถ้าเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ไม่เกิดความเสียหายจะนำไปทดสอบวัฏจักรการเดินต่อไป โดยกำหนดจำนวนรอบวัฏจักรการเดินไว้ที่ 600,000 รอบ หลังจากทดสอบเสร็จถ้าเท้าเทียมยังไม่เสียหายจะทำการทดสอบความแข็งแรงของวัสดุอีกครั้ง โดยทดสอบเฉพาะต้นแบบตามมาตรฐาน ISO 10328:2006 ในภาคผนวก

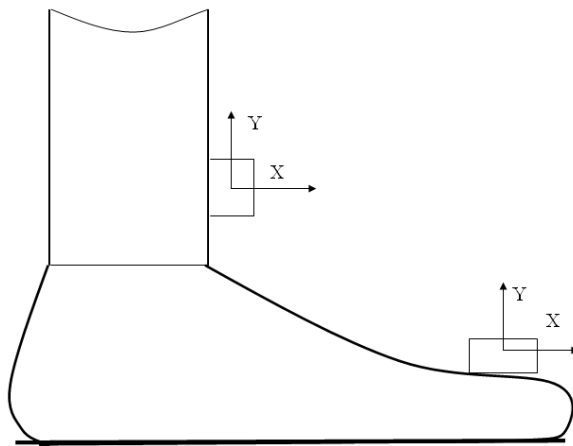
ผลการทดสอบการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ แบบขยับได้ด้วยระบบการควบคุมแบบ closed loop control และเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์แบบล็อกขยับไม่ได้ ผลการ

ทดสอบระยะเวลาการใช้งานเท่าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ และผลการทดสอบความทนทาน จะกล่าวถึงรายละเอียดในบทถัดไป

บทที่ 4

ผลการวิจัย

จากการศึกษาลักษณะการเดินของมนุษย์ การออกแบบโครงสร้างเท้าเทียม และการออกแบบระบบควบคุมการเคลื่อนที่ รวมถึงวิธีการทดสอบการเคลื่อนที่ของเท้าเทียม การทดสอบความทนทานของเท้าเทียม ดังกล่าวไว้ในบทที่ 3 ผลการศึกษาระบบควบคุมการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ที่ใกล้เคียงกับเท้าจริงได้ถูกนำเสนอไว้ในบทนี้ โดยเริ่มจากทดสอบผลการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมปกติเปรียบเทียบกับเท้าเทียมแบบแกนใน เพื่อทดสอบหาความแตกต่างของมุมการเคลื่อนที่ที่เกิดขึ้น จากนั้นจึงทำการทดสอบการเคลื่อนที่ของหน้าแข้งเปรียบเทียบกับเท้าปกติ เพื่อนำผลการทดสอบที่ได้มาออกแบบระบบควบคุมการเคลื่อนที่ โดยกำหนดให้สัญญาณอ้างอิงจากหน้าแข้ง จากนั้นจึงทำการทดสอบการเคลื่อนที่ของหน้าเท้าเทียมเปรียบเทียบกับเท้าปกติอีกครั้ง โดยมีระบบควบคุมการเคลื่อนที่ของข้อเท้าเทียมเพื่อหาผลสรุป ซึ่งจะอธิบายรายละเอียดต่อไปนี้ โดยมีการกำหนดตำแหน่งการติดตั้งเซนเซอร์ใจโรสโคปไว้สำหรับวัดผลการเคลื่อนที่ของตำแหน่งอ้างอิงไว้ดังแสดงในรูปที่ 4-1

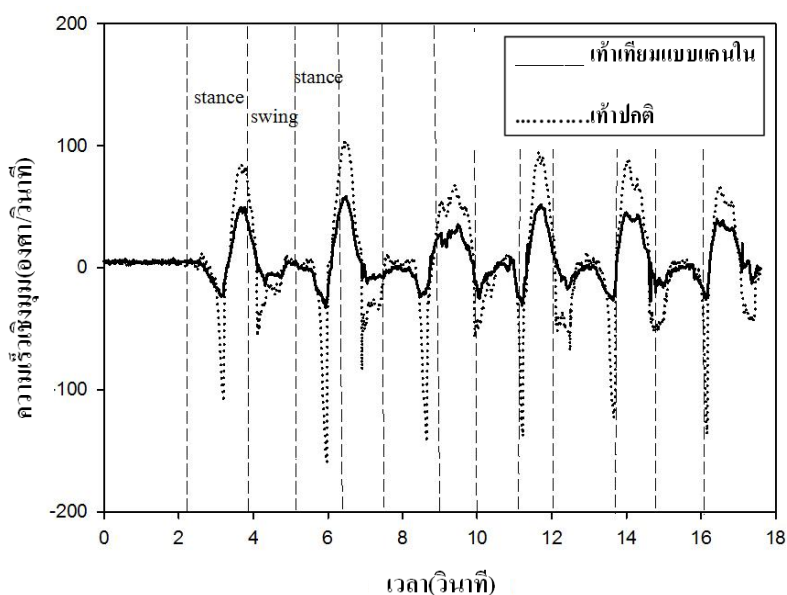


รูปที่ 4-1 ตำแหน่งการติดตั้งเซนเซอร์ใจโรสโคป

4.1 การเคลื่อนที่ของเท้าปกติ และเท้าเทียม

การเคลื่อนที่ของเท้าปกติเปรียบเทียบกับเท้าเทียมแบบแกนใน

ในการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์แบบแกนใน และเท้าปกติ จำเป็นจะต้องมีการทดสอบการเคลื่อนที่ที่เวลาเดียวกัน หรือพร้อมกัน เนื่องจากการเดินในแต่ละก้าวของคนโดยทั่วไปจะมีค่าไม่เท่ากันขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย เช่น ความเร็วในการเดิน ขนาดของช่วงเท้าที่ไม่เท่ากัน ดังนั้นจึงต้องทำการเก็บผลการของ เท้าปกติและเท้าเทียมแกนใน พร้อมกันและที่ตำแหน่งอ้างอิงเดียวกันดังแสดงในรูปที่ 4-1 โดยใช้เซนเซอร์ไจโรสโคปวัดการเปลี่ยนแปลงการเคลื่อนที่ของมุมตามเวลา ในการทดลองจะทำการเดิน 6 ก้าวเพื่อนำผลมาดูแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของมุมว่าไปในทิศทางเดียวกัน หรือมีแนวโน้มที่แตกต่างกันอย่างไร ดังแสดงในรูปที่ 4-2



รูปที่ 4-2 ผลการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมแบบแกนในเปรียบเทียบกับเท้าปกติ

รูปที่ 4-2 แสดงผลความเร็วเชิงมุมต่อเวลาที่ใช้ในการเดิน โดยเปรียบเทียบผลของเท้าเทียม และเท้าปกติ ซึ่งผลการทดลองที่ได้จะแบ่งออกเป็นสองช่วง คือ ช่วงเท้าลอยอยู่ในอากาศ (swing phase) และช่วงที่เท้าสัมผัสกับพื้น (stance phase) ช่วงเท้าลอยอยู่ในอากาศมีการเปลี่ยนแปลงความเร็วเชิงมุมสูง เนื่องจากในการเดินมีการเหวี่ยงขาไปด้านหน้า และการปรับมุมของข้อเท้า ซึ่งเท้าปกติจะมีค่าการเปลี่ยนแปลงสูงสุด ประมาณ 100 องศา/วินาที และ

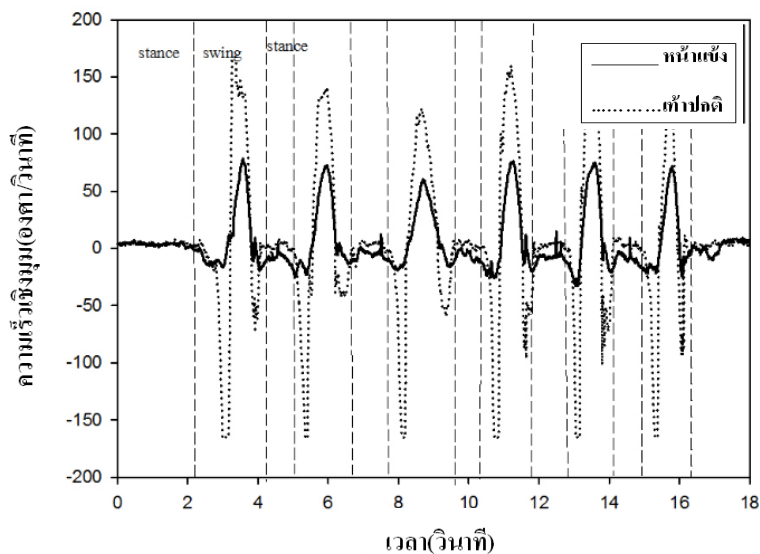
ต่ำสุดประมาณ -150 องศา/วินาที ส่วนเท้าเทียมแกนในจะมีการเปลี่ยนแปลงสูงสุดเท่ากับ 50 องศา/วินาที และค่าต่ำสุดประมาณ -25 องศา/วินาที และในช่วงเท้าสัมผัสกับพื้น ค่าการเปลี่ยนแปลงเชิงมุมของเท้าปกติ และเท้าเทียมมีค่าใกล้เคียงกัน ประมาณ 0 องศา/วินาที

จากผลการเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่าง เท้าเทียมแกนในและเท้าปกติ พบว่ามีความแตกต่างกันของมุมการเคลื่อนที่อย่างเห็นได้ชัด ซึ่งความแตกต่างของการเคลื่อนที่ที่ปลายเท้านี้จะมีผลการต่อบุคลิกการเดินของผู้ป่วย ดังนั้นผู้วิจัยจึงต้องออกแบบระบบควบคุมการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์เท้าเทียมมีการเคลื่อนที่ใกล้เคียงกับเท้าปกติมากที่สุด เพื่อให้ผู้ป่วยมีบุคลิกการเดินที่ดี

4.2 การเคลื่อนที่ของหน้าแข้งในขณะเดิน

ความเร็วเชิงมุมของหน้าแข้งเปรียบเทียบกับเท้าปกติ

ในการทดสอบการเคลื่อนที่ของหน้าแข้งเทียมเปรียบเทียบกับเท้าปกติ เพื่อต้องการหาสัญญาณการเคลื่อนที่ของหน้าแข้งไปใช้เป็นสัญญาณป้อนเข้าระบบควบคุมการเคลื่อนที่ของเท้าเทียม และนำสัญญาณจากเท้าปกติมาออกแบบระบบควบคุมการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมให้มีระบบที่สามารถควบคุมการเคลื่อนที่ให้เสมือนจริงได้ โดยมีวิธีทำการทดลองคือ นำเซนเซอร์ใจโรสโคปมาติดตั้ง 2 ตำแหน่งคือ ตำแหน่ง หน้าแข้ง และตำแหน่งปลายเท้า ดังแสดงในรูปที่ 4-1 หลังจากนั้นทำการเดิน และเก็บค่าสัญญาณการเคลื่อนที่ แล้วนำมาเปรียบเทียบกัน



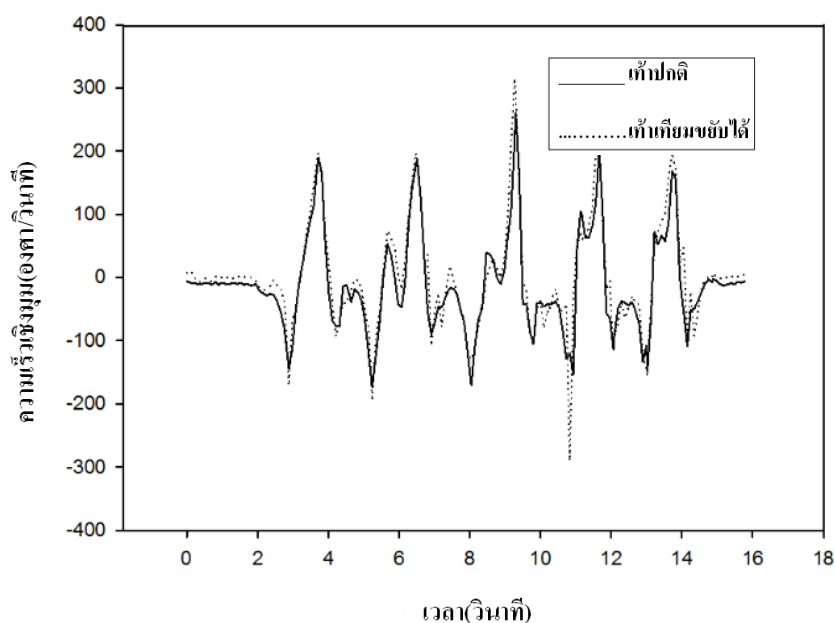
รูปที่ 4-3 ความเร็วเชิงมุมของหน้าแข็งเปรียบเทียบกับเท้าปกติ

รูปที่ 4-3 แสดงความเร็วเชิงมุมของหน้าแข็งเปรียบเทียบกับเท้าปกติ โดยผลของหน้าแข็งจะมีการเปลี่ยนแปลงความเร็วเชิงมุมน้อยกว่าเท้าปกติ โดยที่หน้าแข็งมีความเร็วเชิงมุมมากที่สุดประมาณ 75 องศา/วินาที และความเร็วเชิงมุมต่ำสุดประมาณ -25 องศา/วินาที ส่วนเท้าปกติมีความเร็วเชิงมุมมากที่สุดประมาณ 150 องศา/วินาที และความเร็วเชิงมุมต่ำสุดประมาณ -150 องศา/วินาที ซึ่งจากผลดังกล่าวสามารถสรุปได้ว่าการเคลื่อนไหวของขาในการเดินมีความแตกต่างกันในการเคลื่อนไหวเชิงมุมระหว่างหน้าแข็งกับเท้าปกติ

จากผลการทดสอบการเคลื่อนที่ของหน้าแข็งเปรียบเทียบกับเท้าปกติ พบว่าสัญญาณที่ได้จากหน้าแข็งมีการเปลี่ยนแปลงมุมที่แตกต่างกันอย่างชัดเจน โดยสามารถแบ่งมุมการเคลื่อนไหวได้หลายเป็นช่วงย่อยๆ คือ ช่วงเหวี่ยงข้างไปด้านหลัง สัญญาณจะมีค่าเป็นลบ เพราะสวนทางกับแกนอ้างอิงของเซนเซอร์ไจโรสโคป ช่วงเหวี่ยงข้างไปด้านหน้า สัญญาณจะมีค่าเป็นบวก และเมื่อเข้าสู่ช่วงที่เท้าสัมผัสกับพื้นอีกครั้งสัญญาณจะเป็นลบแต่จะมีค่าสัญญาณน้อยกว่าช่วงที่เหวี่ยงไปด้านหลัง ซึ่งสามารถนำความแตกต่างของสัญญาณนี้มาเป็นสัญญาณที่ใช้ในการเปรียบเทียบช่วงการเดินว่าอยู่ในช่วงไหน และจะต้องมีมุมในการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมให้เหมือนกับเท้าจริง

4.3 การเคลื่อนที่ของเท้าปกติและเท้าเทียมหลังการควบคุม

ก่อนทำการทดลองนี้ได้มีการออกแบบเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ซึ่งประกอบด้วยมอเตอร์ วงจรขับมอเตอร์ เซนเซอร์วัดการเคลื่อนที่ แบตเตอรี่ และกลไกการเคลื่อนที่ของเท้าเทียม โดยทำการออกแบบให้เท้าเทียมสามารถขยับได้ตามมุมที่ต้องการ และออกแบบให้สามารถล็อกมุมการเคลื่อนที่ได้เวลาเท้าสัมผัสกับพื้นเพื่อช่วงส่งแรงการเคลื่อนที่ให้กับเท้า และยังช่วงให้เวลาไม่ใช้งานแบบขยับได้ยังสามารถใช้งานแบบเท้าเทียมแบบปกติได้อีกด้วย หลังจากนั้นจึงออกแบบระบบการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ให้สามารถขยับได้ตามสัญญาณอ้างอิง ที่ได้ทำการทดลองไว้แล้วในหัวข้อที่ 4.2 โดยในการทดสอบจะติดตั้งเซนเซอร์ไว้ที่ตำแหน่งหน้าเท้าของเท้าปกติและเท้าเทียม ดังแสดงตำแหน่งการติดตั้งรูปที่ 4.1



รูปที่ 4-4 ความเร็วเชิงมุมของเท้าปกติเปรียบเทียบกับเท้าเทียมขยับได้

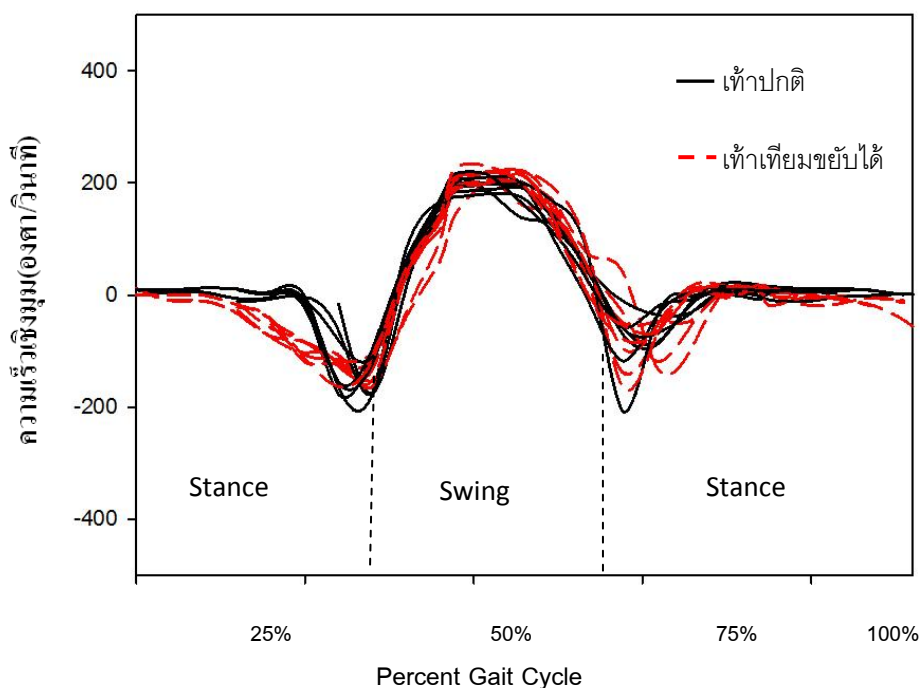
รูปที่ 4-4 แสดงผลความเร็วเชิงมุมต่อเวลาที่ใช้ในการเดิน โดยเปรียบเทียบผลระหว่างเท้าเทียมที่ขยับได้ และเท้าปกติ หลังจากทำระบบควบคุมการเคลื่อนที่แล้ว ซึ่งผลการทดลองที่ได้จะแบ่งออกเป็นสองช่วง คือ ช่วงเท้าลอยอยู่ในอากาศ และช่วงที่เท้าสัมผัสกับพื้น ช่วงเท้าลอยอยู่ในอากาศมีการเปลี่ยนแปลงความเร็วเชิงมุมสูง เนื่องจากในการเดินมีการเหวี่ยงขาไปด้านหลัง และการปรับมุมของข้อเท้า ซึ่งเท้าปกติจะมีค่าการเปลี่ยนแปลงสูงสุด ประมาณ 200 องศา/วินาที และต่ำสุดประมาณ -150 องศา/วินาที ส่วนเท้าเทียมจะมีการเปลี่ยนแปลง

สูงสุดเท่ากับ 200 องศา/วินาที และค่าต่ำสุดประมาณ -150 องศา/วินาที และในช่วงเท้าสัมผัสกับพื้น ค่าการเปลี่ยนแปลงเชิงมุมของเท้าปกติ และเท้าเทียมมีค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนเท่ากับ 14.75%

จากผลการทดลองพบว่าค่าสัญญาณที่ได้มีค่าใกล้เคียงกันมีความแตกต่างมุมการเคลื่อนที่ค่าการเปลี่ยนแปลงมุมสูงสุดประมาณ 5 องศา ซึ่งเป็นค่าที่ยอมรับได้

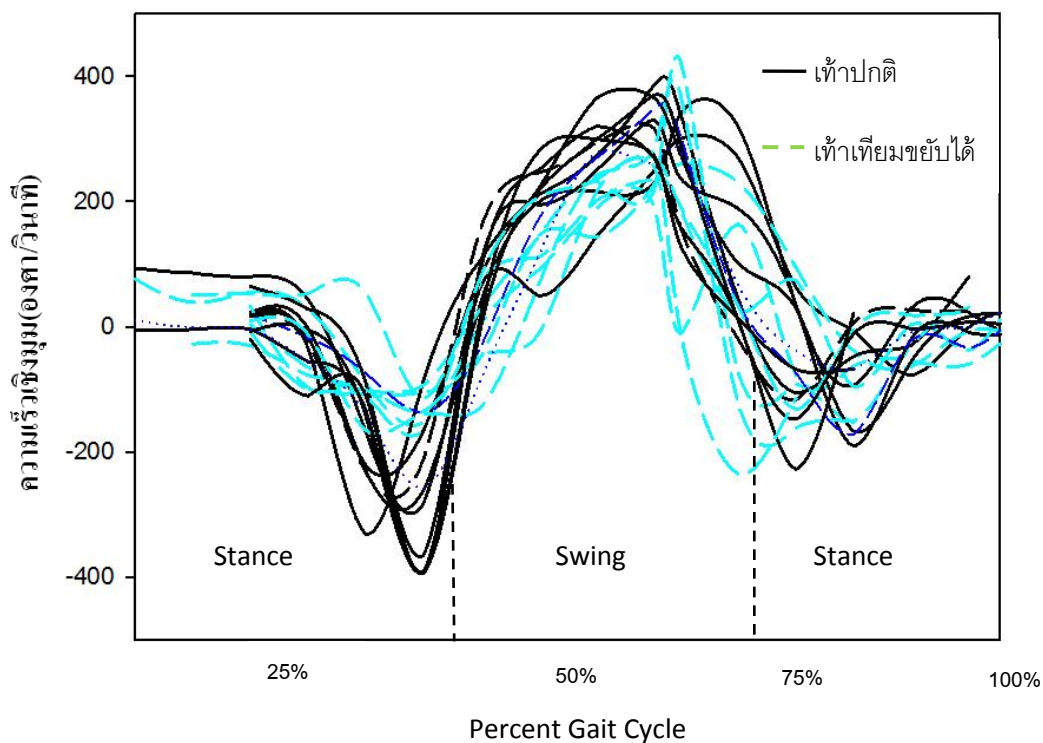
4.4 การเคลื่อนที่ของเท้าเทียมที่ความเร็วแตกต่างกัน

ในการทดสอบการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ที่ทำการควบคุมการเคลื่อนที่ที่ทดสอบความเร็วที่ต่างกันเพื่อนำสัญญาณที่ได้มาวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของเท้าเทียมกับเท้าจริงว่ามีการเคลื่อนที่แตกต่างกันอย่างไรบ้างทำการทดสอบที่ 10 ก้าว โดยการเดินด้วย 2 ความเร็ว 1 เมตรต่อวินาที ใช้เวลา 23 วินาที และ 1.4 เมตรต่อวินาที ใช้เวลา 15 วินาที ดังแสดงในรูปที่ 4-5 และรูปที่ 4-6 ตามลำดับ



รูปที่ 4-5 ความเร็วเชิงมุมของเท้าปกติเปรียบเทียบกับเท้าเทียมขยับได้ที่

ความเร็ว 1 เมตรต่อวินาที



รูปที่ 4-6 ความเร็วเชิงมุมของเท้าปกติเปรียบเทียบกับเท้าเทียมขยับได้ที่

ความเร็ว 1.4 เมตรต่อวินาที

จากผลการทดสอบพบว่า การทดสอบเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ที่ความเร็ว 1 เมตรต่อวินาที (ดังแสดงในรูปที่ 4-5) มีแนวโน้มสัญญาณตอบสนองใกล้เคียงกัน ระหว่างเท้าปกติและเท้าเทียม เนื่องจากได้ทำการควบคุมการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ให้มีการเคลื่อนที่เหมือนเท้าจริง ส่วนการทดสอบที่ความเร็ว 1.4 เมตรต่อวินาที (ดังแสดงในรูปที่ 4-6) มีแนวโน้มที่สัญญาณมีความแตกต่างกัน เนื่องจากการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ที่ทำการควบคุมการเคลื่อนที่ ไม่สามารถทำการเคลื่อนที่ได้เหมือนเท้าจริง ซึ่งเกิดจากข้อจำกัดของมอเตอร์มีความเร็วในการเคลื่อนที่ต่ำ ดังนั้น เมื่อทำการทดสอบที่ความเร็วในการเดินสูง เท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์จะมีการเคลื่อนที่ไม่ทันกัน เพราะสาเหตุเกิดจากการทำงานของข้อเท้าเทียม โดยเริ่มจากคอนโทรลเลอร์รับคำสั่งสัญญาณจากเซนเซอร์เพื่อบอกช่วงการเดินแล้วนำไปประมวลผลในการสั่งงานไปยังมอเตอร์ให้กลไกการทำงานมีการปรับมุมการเคลื่อนที่ แต่ด้วยมอเตอร์มีความเร็วในการเคลื่อนที่จำกัด ดังนั้นจึงทำให้การเคลื่อนที่ไม่ทันกัน

4.5 ผลการทดสอบความทนทานของเท้าเทียม

ในการทดลองนี้จะทำการทดสอบความทนทานของเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ เพื่อให้ผ่านมาตรฐานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรม ภายใต้อุปกรณ์เทียม ก่อนจะนำเท้าเทียมไปใช้กับผู้พิการ เพื่อสร้างความเชื่อมั่นว่าอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นมานั้นมีความน่าเชื่อถือก่อนที่จะนำไปใช้กับผู้พิการใช้ เพื่อที่จะพัฒนาให้ให้ผู้พิการมีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้น สามารถดำรงชีวิตและประกอบอาชีพได้เหมือนบุคคลปกติทั่วไป โดยในการทดสอบจะเริ่มจากนำขาเทียมมาติดตั้งที่เครื่องทดสอบเท้าเทียม ดังแสดงในรูปที่ 4-7 หลังจากนั้นกำหนดจำนวนรอบของเครื่องทดสอบ 600,000 รอบ และกำหนดแรงที่กระทำกับสันเท้า 100 กิโลกรัม หลังจากนั้นเริ่มทำการทดสอบ และตรวจสอบความเสียหายทุกๆ 1,000 รอบ โดยการบันทึกผลการตรวจสอบตามจำนวนรอบแสดงในตารางที่ 4-1



รูปที่ 4-7 การติดตั้งเท้าเทียมบนเครื่องทดสอบเท้าเทียม

ตารางที่ 4-1 ผลการทดสอบความทนทานของเท้าเทียม

การทดสอบ	ผลการทดสอบ	การปรับปรุง
ครั้งที่ 1	ไม่ผ่านการทดสอบ เนื่องจากกลไกภายในไม่สามารถรับแรงกระแทกได้ที่วัฏจักร 10,000 รอบ	ปรับเปลี่ยนโครงสร้างภายในของเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์
ครั้งที่ 2	ไม่ผ่านการทดสอบ เนื่องจากอุปกรณ์ยึดโครงสร้างหลวม ทำให้ไม่สามารถรับแรงได้ที่วัฏจักร 100,000 รอบ	ทำการขันน็อต และสกรูใหม่เพื่อให้โครงสร้างสามารถรับแรงได้ต่อ
ครั้งที่ 3	ผ่านการทดสอบ ที่ 600,000 รอบ	-

4.6 ผลทดสอบระยะทางมากที่สุดที่แบตเตอรี่สามารถใช้งานได้

ขั้นตอนการทดสอบ

4.5.1. ติดตั้งอุปกรณ์กับเท้าของผู้ทดสอบ

4.5.2. เปิดแบตเตอรี่และเดินบนพื้นราบ โดยแบตเตอรี่ที่ใช้ในการทดสอบมีกำลังไฟฟ้า 11.1 โวลต์ สามารถจ่ายไฟได้ 2200 มิลลิแอมป์ต่อชั่วโมง

4.5.3. บันทึกผลการทดลอง เช่น ระยะทาง จำนวนก้าวของการเดิน พลังงานที่ใช้ เวลาในการทดสอบ

ผลการทดลองที่ได้สามารถเดินได้ 6,000 ก้าว เป็นระยะทาง 3,600 เมตร โดยเวลาที่ใช้ในการทดสอบ 2 ชั่วโมง 30 นาที ซึ่งโดยคนปกติจะเดินอยู่ที่ 500-5,000 ก้าวต่อวัน โดย 500 ก้าวจะเป็นคนที่ทำงานนั่งโต๊ะ ส่วน 5,000 ก้าวจะเป็นการออกกำลังกาย ซึ่งจากผลการทดสอบพลังงานที่ใช้คือสามารถใช้งาน 6,000 ก้าวซึ่งมากกว่าคนปกติที่ออกกำลังกายใน 1 วัน

จากการทดสอบระบบควบคุมการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์สามารถควบคุมการเคลื่อนที่ได้ใกล้เคียงกับเท้าจริงมากโดยมีค่าความแตกต่างของมุมเพียงแค่ 5 องศา การทดสอบความทนทานของเท้าเทียมสามารถผ่านการทดสอบ 600,000 รอบ และการทดสอบพลังงานที่ใช้ในเท้าเทียมสามารถเดินได้ถึง 6,000 รอบ ซึ่งมากกว่าคนปกติเดินใน 1 วัน ดังนั้นแบตเตอรี่ที่ใช้ในเท้าเทียมสามารถใช้ได้ ใน 1 วัน

4.7 การทดสอบการใช้งานเบื้องต้นกับผู้ป่วย

การทดสอบการใช้งานเบื้องต้นกับผู้ป่วย โดยเลือกผู้ป่วยที่ขาขาดใต้เข่า ดังแสดงในรูปที่ 4-8 เพื่อทดสอบการทำงานของข้อเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ ว่าสามารถใช้งานกับผู้ป่วยได้จริง แต่เมื่อนำไปใช้กับผู้ป่วย พบว่า เท้าเทียมไม่สามารถใช้งานได้ดีเท่าที่ควร เนื่องจากผู้ป่วย ไม่เคยชินกับเท้าเทียมใหม่ และเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์มีน้ำหนักมากเกินไป จึงทำให้ในการก้าวเดินแต่ละก้าว เป็นไปด้วยความยากลำบาก



รูปที่ 4-8 การทดสอบเท้าเทียมกับผู้ป่วย

บทที่ 5

สรุปผล

งานวิจัยนี้มีจุดประสงค์เพื่อสร้างต้นแบบเท้าเทียมซึ่งสามารถเคลื่อนไหวได้ตามลักษณะการเดินปกติ และออกแบบระบบควบคุมการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมให้มีการเคลื่อนไหวเหมือนเท้าจริง เนื่องจากปัจจุบันเท้าเทียมโดยทั่วไปไม่สามารถขยับได้ ทำให้ผู้ป่วยที่ใช้เท้าเทียมในการเดิน ไม่เป็นธรรมชาติและเสียบุคลิกในการเดินไปด้วย ต้นแบบเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ ที่ออกแบบประกอบด้วยส่วนของโครงสร้าง เช่น เซอร์โซ ตัวทำงาน และระบบควบคุมการเคลื่อนที่ของเท้าเทียม เท้าเทียมน้ำหนักไม่เกิน 3 กิโลกรัม ระยะเวลาการใช้งานในกิจกรรมประจำวันได้ไม่น้อยกว่า 3 ชั่วโมง มีขนาดเท้าเท่ากับคนปกติ และปรับมุมเท้าเทียมเฉพาะแนวแกน หน้าหลังได้

โครงสร้างเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ประกอบด้วยส่วนโครงสร้าง เช่น เซอร์โซ ชุดควบคุมการขับเคลื่อนเท้าเทียม แบตเตอรี่ ซึ่งส่วนโครงสร้างทำจากอลูมิเนียมเพื่อให้น้ำหนักเบา มีขนาดใกล้เคียงกับเท้าคนปกติ โดยภายในโครงสร้างจะประกอบด้วยกลไกที่สามารถทำงานได้สองระบบคือ ล็อกมุมการเคลื่อนที่ได้ และปรับเปลี่ยนมุมได้ โดยใช้มอเตอร์ตัวเดียวในการควบคุมการทำงาน ทำให้ประหยัดพลังงาน และลดขนาดของเท้าเทียมได้ด้วย เซอร์โซที่ใช้เป็น เซอร์โซโรสโคปใช้สำหรับวัดการเปลี่ยนแปลงของมุมที่เกิดขึ้นขณะเดิน เพื่อนำค่าสัญญาณที่ได้มาควบคุมตำแหน่งการเคลื่อนที่ของเท้าเทียม ตัวทำงานที่ใช้คือ มอเตอร์กระแสตรง 12 โวลต์ ใช้สำหรับขับเคลื่อนกลไกภายในเท้าเทียมให้สามารถขยับได้ แบตเตอรี่เป็นแบตเตอรี่ลิเทียม 11.1 โวลต์ ทำหน้าที่จ่ายพลังงานให้กับมอเตอร์และวงจรไฟฟ้าภายในเท้าเทียมด้วย ซึ่งโครงสร้างทั้งหมดมีน้ำหนักรวม 800 กรัม เมื่อรวมน้ำหนักเท้าเทียม แกนขาเทียม และเท้าเทียมแล้วน้ำหนัก 2.8 กิโลกรัม สามารถทำงานต่อเนื่องได้ 2 ชั่วโมง 30 นาที ซึ่งเพียงพอต่อกิจกรรมประจำวัน

ระบบควบคุมการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ ในงานวิจัยนี้เป็นแบบ closed loop control ซึ่งประกอบด้วยการรับค่าสัญญาณขาเข้ามาจากเซอร์โซโรสโคป เพื่อหาช่วงการเดินของผู้พิการก่อนว่าตอนนี้อยู่ในช่วงการเดินแบบไหน ซึ่งมุมของเท้าในแต่ละช่วงการเดินจะไม่เหมือนกัน โดยมุมเท้าในช่วงที่เท้าสัมผัสกับพื้นจะต้องเป็นช่วงที่เท้าเทียมถูกล็อกเอาไว้เพื่อที่จะรับน้ำหนักของผู้ป่วย มุมเท้าในช่วงที่เท้าลอยอยู่จะมีมุมอยู่ที่ 20 องศา หลังจากนั้นไมโครคอนโทรลเลอร์จะวิเคราะห์หามุมที่ต้องการเพื่อไปสั่งงานวงจรขับมอเตอร์เพื่อส่งให้มอเตอร์หมุน โดยใช้เซอร์โซโพเทนทิโอมิเตอร์ทำหน้าที่ป้อนกลับมุมที่ต้องการ จากการ

ทดสอบผลการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมหลังจากการควบคุมตำแหน่งขณะเดินแล้วมีค่าความแตกต่างของมุมการเคลื่อนที่ที่ตำแหน่งการเปลี่ยนแปลงมีค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนเท่ากับ 14.75%

ความรู้ที่ได้จากงานวิจัยนี้คือ ระบบควบคุมการเคลื่อนที่ของเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ที่สามารถควบคุมตำแหน่งเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ให้มีการเคลื่อนที่ได้ใกล้เคียงกับเท้าจริง และสามารถนำระบบควบคุมนี้ไปใช้กับการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์อื่นๆ ที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหว และปรับมุมที่ต้องการ

นำไปทดสอบเบื้องต้นกับผู้ป่วยแล้ว พบว่า ไม่สามารถใช้งานได้ดีเท่าที่ควร เนื่องจากผู้ป่วยไม่เคยชินกับเท้าเทียมใหม่ และเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์มีน้ำหนักมากเกินไป สิ่งที่ต้องปรับปรุงเพิ่มเติมสำหรับงานวิจัยนี้ คือ ปรับปรุงเรื่องของรูปแบบภายนอกของขาเทียมและการทำงานที่ครอบคลุมการเดินบนพื้นเอียง ควรให้ขาเทียมมีลักษณะที่ดูเป็นธรรมชาติกว่าเดิม และลดน้ำหนักของขาเทียมลงเพื่อลดแรงในการยกขาเทียมของผู้ป่วย การออกแบบให้ตัวอุปกรณ์ควบคุมฝังตัวอยู่ในเท้าเทียม และควรมีอุปกรณ์ต่อเข้ากับขาเทียมได้โดยตรง

บรรณานุกรม

รายงานการสำรวจคนพิการ, 2555, สำนักงานสถิติแห่งชาติ สำนักนายกรัฐมนตรี,

[อินเทอร์เน็ต],[5 ตุลาคม 2555] สืบค้นจาก

http://service.nso.go.th/nso/nsopublish/public/report_social.htm.

S. Au, M. Berniker and H. Herr, 2008, "Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits," *Neural Networks*, pp. 654-666.

R. E. Mayagoitia, A. V. Nene and P. H. Veltink, 2002, "Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems," *Journal of Biomechanics*pp,. 537-542.

S.Scapellato, F. Cavallo, C. Martelloni and A. M. Sabatini, 2005, "In-use calibration of body-mounted gyroscopes for applications in gait analysis," *Sensors and Actuators*, pp. 418-422.

H. Herr, J. Blaya and G. A. Pratt, 2005, "Active ankle foot orthosis," Publication No.: 2005/0070834 A1, United States Patent.

H. G. Ragnarsdottir, A. V. Clausen, H. Thorhallsdottir and H. Jonsson, 2008, "System and method for motion-controlled foot unit," Publication No.: 7,431,737 B2, United States Patent.

สุธี สุทัศน์ ณ อยุธยา และคณะ, 2533, "กายวิภาคศาสตร์ระบบการเคลื่อนไหว," เมดิคัลมีเดีย, กรุงเทพฯ.

ประดิษฐ์ ศักดิ์ศรี และคณะ, 2529, กายอุปกรณ์เทียม เล่ม 1 (ขาเทียม), 21-26.

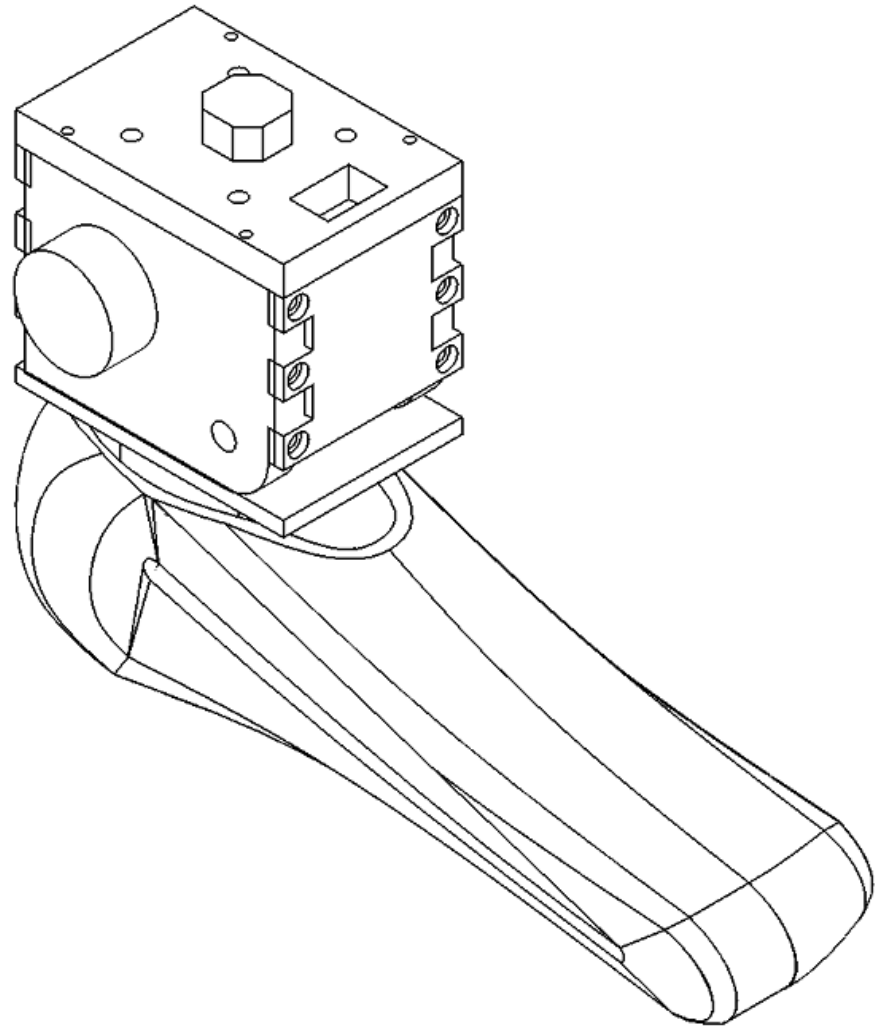
รศ.ดร.สุวัฒน์ กุลธนปรีดา, 2552, วิศวกรรมการควบคุมอัตโนมัติ, 7-10.

มาตรฐานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรม, 2552, กายอุปกรณ์เทียม-การทดสอบโครงสร้างของกาย

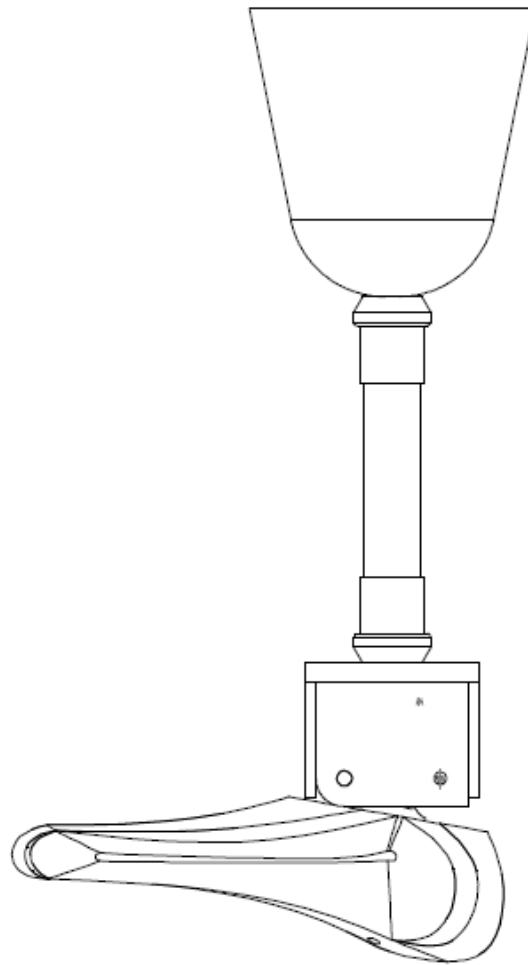
อุปกรณ์ร่างกายล่างข้อกำหนดและวิธีทดสอบ.

ภาคผนวก ก.

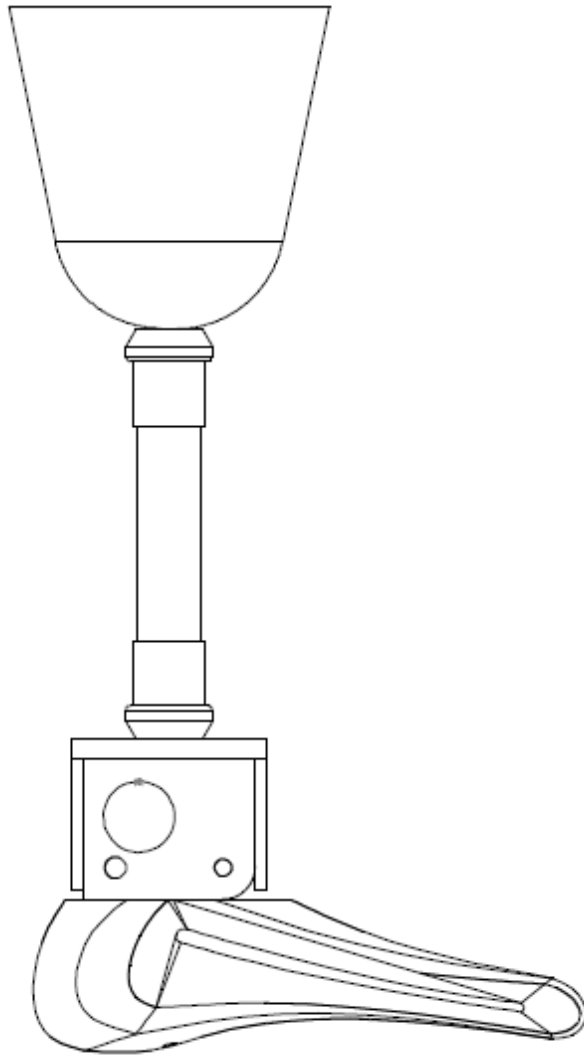
แบบทำเทียม และวงจรควบคุมการเคลื่อนที่ของทำเทียม



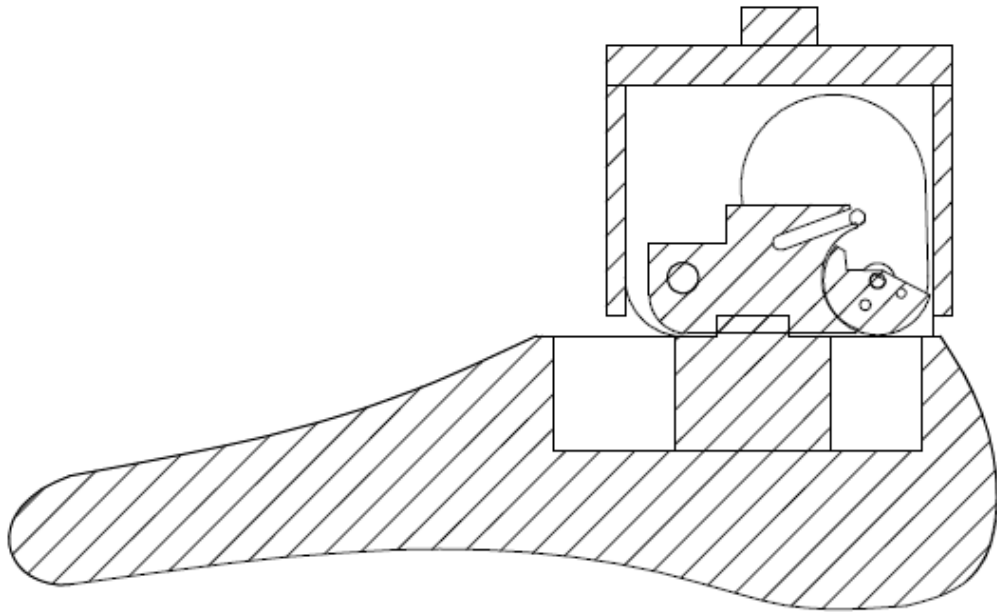
รูปที่ ก-1 ทำเทียมอิเล็กทรอนิกส์



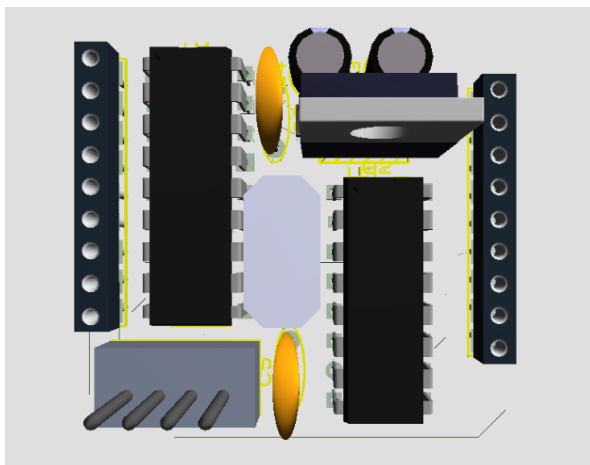
รูปที่ ก-2 หัวเข็มอิเล็กทรอนิกส์ขณะเคลื่อนที่ปรับมุม



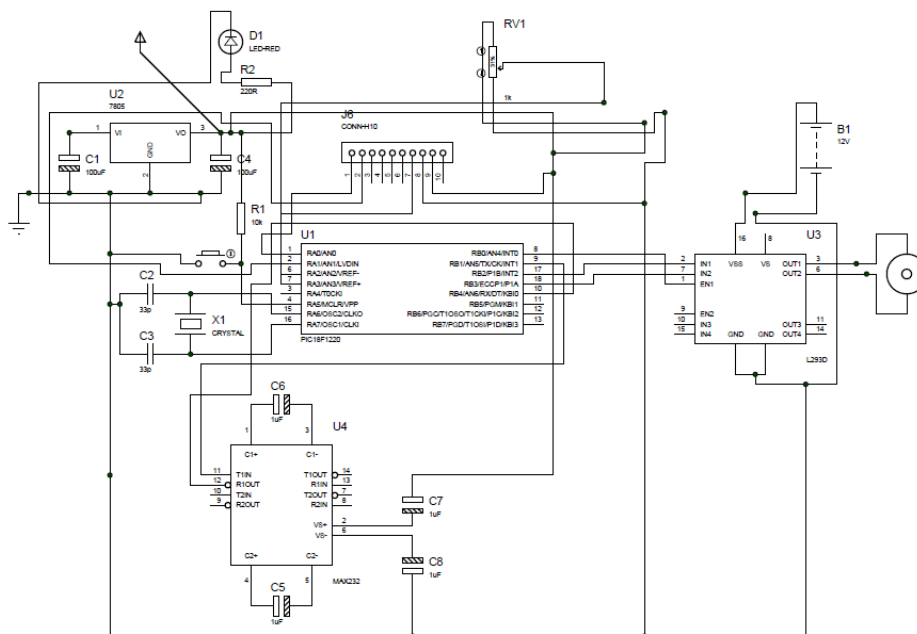
รูปที่ ก-3 หัวเทียมอิเล็กทรอนิกส์ชนิดล็อกมุม



รูปที่ ก-4 กลไกภายในของแท่งเทียมอิเล็กทรอนิกส์



รูปที่ ก-5 แบบการจัดเรียงอุปกรณ์ของวงจรขับเคลื่อนทำเทียมอิเล็กทรอนิกส์



รูปที่ ก-6 ผังวงจรรวม

ภาคผนวก ข.

ผลงานตีพิมพ์เผยแพร่ สิทธิบัตร และรางวัลที่ได้รับจากการประกวด

การวิเคราะห์และคาดการณ์การเดินของมนุษย์จากความเร่ง และการหมุนของข้อเท้า

The analysis and prediction of a human gait using acceleration and rotation of the ankle.

อุกฤษฏ์ ชำมริ นิติพันธุ์ วิทย์ผดุง พฤทธิกร สมิตไมตรี*

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อ.หาดใหญ่ จ.สงขลา 90112

E-mail: spruitti@me.psu.ac.th*

Ugrit Chamari Nitipan Vittayaphadung Pruittikom Smithmaitrie*

Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University, Hat Yai, Songkhla 90112

E-mail: spruitti@me.psu.ac.th*

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษา การเดินของมนุษย์โดยอาศัยการวัดการเคลื่อนที่ของเท้าในช่วงการเดินบนพื้นราบโดยใช้ชุดเซนเซอร์ติดตั้งที่เท้าของผู้ทดสอบ ประกอบด้วยเซนเซอร์วัดความเร่ง เซนเซอร์วัดการหมุน และเซนเซอร์วัดแรงกด เซนเซอร์วัดความเร่งและเซนเซอร์วัดการหมุนถูกติดตั้งไว้ที่ตำแหน่งของหน้าเท้า เซนเซอร์วัดแรงกดถูกติดตั้งไว้ใต้ฝ่าเท้าในบริเวณของงูมเท้าและบริเวณสันเท้า ในการทดลองผู้ทำการทดสอบเดินบนพื้นราบด้วยความเร็วปกติ จากนั้นจึงบันทึกค่าสัญญาณที่ได้จากเซนเซอร์ทุกตัว ในระหว่างการเดินพบว่า ค่าสัญญาณการเคลื่อนที่ของเท้าสามารถบ่งชี้ขั้นตอนในการเดินได้แบ่งเป็น 2 ช่วงคือ ช่วงที่เท้ายังอยู่กับพื้น และช่วงที่เท้าลอยอยู่ในอากาศ ซึ่งสอดคล้องกับการแบ่งขั้นตอนการเดินทางกายภาพผลที่ได้จากการวิจัยนี้จึงสามารถนำไปคาดการณ์การเดินที่จะเกิดขึ้นได้ล่วงหน้าและสามารถพัฒนาต่อเป็นการควบคุมอุปกรณ์เท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ได้ต่อไป

คำหลัก การวัด, การเคลื่อนที่ของเท้า, การเดิน

Abstract

This research is to investigate the in-plane gait events of a normal person using an motion sensor unit. The sensor unit consists of an accelerometer, a gyroscope and two force sensors. The accelerometer and a gyroscope were attached on the foot. Force sensors were inserted under the shoe pad. In the experiment, the signals of all sensors have been recorded while the subject was walking with the normal constant speed. The experimental result shows the in-plane gait cycle action of the foot in normal walking condition. The signal of the gait cycle is analyzed and divided into two periods which are the stance phase and swing phase. This

result conforms the standard of normal gait activity. This measurement opens opportunity of developing the control system of an electronic artificial foot for people with ankle disability.

Keywords: measurement, the movement of foot, gait.

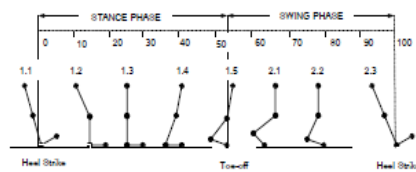
1. บทนำ

เนื่องจากปัจจุบันมีผู้พิการขาและมีความบกพร่องด้านการเดินเป็นจำนวนมาก ทั้งผู้พิการขาขาด และผู้พิการการเดินผิดปกติ ดังนั้นจึงมีการศึกษาลักษณะการเดินของมนุษย์ขึ้นเพื่อวิเคราะห์ลักษณะการเดินของผู้ที่มีความผิดปกติเพื่อเป็นประโยชน์สำหรับการรักษา หรือการศึกษาลักษณะการเดินของผู้ที่มีความผิดปกติเพื่อนำความรู้ในเรื่องของลักษณะการเดินไปสร้างอุปกรณ์ เท้าเทียมขาเทียม เพื่อให้ผู้พิการสวมใส่อุปกรณ์แล้วช่วยการเคลื่อนไหวให้เหมือนกับคนปกติมากที่สุด จากการสำรวจเอกสารที่เกี่ยวข้องกับการศึกษาลักษณะการเดินโดยใช้เซนเซอร์อิเล็กทรอนิกส์ พบว่า มีผู้ศึกษาลักษณะการเดินของมนุษย์จากเซนเซอร์วัดความเร็วเชิงมุม (gyroscope) [1-9] โดยทำการติดตั้งเซนเซอร์ไว้ที่ตำแหน่งของต้นขา หน้าแข้ง และหน้าเท้าเพื่อวัดความเร็วเชิงมุมที่เกิดขึ้นจากการเคลื่อนไหวของเท้า แล้วนำสัญญาณที่ได้มาวิเคราะห์การเดินที่เกิดขึ้น และยังมีการศึกษาลักษณะการเดินของมนุษย์จากเซนเซอร์วัดความเร่ง (accelerometer) [6-9] โดยทำการติดตั้งเซนเซอร์ไว้ที่ตำแหน่งต่างๆ เช่นต้นขา หน้าแข้ง หน้าเท้า เพื่อนำค่าสัญญาณที่ได้ไปวิเคราะห์ลักษณะการเดินจากความเร่งที่เปลี่ยนแปลงเมื่อมีการเคลื่อนไหวของเท้า

ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงศึกษาการเดินของมนุษย์โดยวิเคราะห์จากความเร่งและการหมุนของข้อเท้า ซึ่งสามารถนำไปคาดการณ์การเดินที่จะเกิดขึ้นได้ล่วงหน้า

2. ทฤษฎีการเดิน

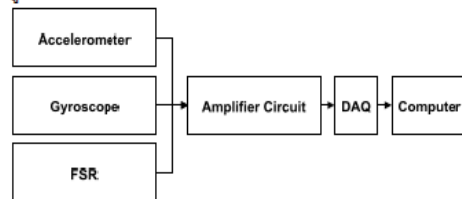
การเดินเป็นวงจรการเคลื่อนไหวของขาทั้งสองข้าง โดยแบ่งการเดินได้เป็น 2 ช่วง คือ ช่วงที่เท้ายืนอยู่กับพื้น (Stance phase, ST) และช่วงที่เท้าลอยอยู่ในอากาศ (Swing phase, SW) ดังรูปที่ 1 โดยมีรายละเอียดดังนี้ ช่วงที่เท้ายืนอยู่กับพื้น ประกอบไปด้วยขั้นตอน 1.1 ส้นเท้ากระทบกับพื้น (Heel strike) 1.2 เป็นช่วงที่ฝ่าเท้าราบเรียบกับพื้น (Foot flat) 1.3 ช่วงนี้ตัวเคลื่อนที่มาข้างหน้ามากขึ้น (Mid stance) 1.4 ส้นเท้ายกสูงจากพื้น (Heel off) 1.5 ปลายเท้าดันให้ขาไปข้างหน้า (Toe off) เพื่อจะเริ่มต้นช่วงที่เท้าลอยในอากาศต่อไป ช่วงที่เท้าลอยอยู่ในอากาศ ประกอบไปด้วยขั้นตอน 2.1 ขาจะถูกเหวี่ยงไปข้างหน้าโดยใช้แรงมากมาแรงข้อต่อตะโพก (Acceleration) 2.2 ขาข้างนั้นถูกดึงให้ลอยมาอยู่ใต้ลำตัว (Mid swing) 2.3 ขาถูกเหวี่ยงไปข้างหน้า (Deceleration) เพื่อจะเริ่มต้นช่วงที่เท้ายืนอยู่กับพื้นอีกครั้งหนึ่ง



รูปที่ 1 วงจรการเคลื่อนไหวของการเดิน

3. เครื่องมือและวิธีการทดลอง

อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองประกอบด้วย เซนเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer) เซนเซอร์วัดการหมุน (Gyroscope) และเซนเซอร์วัดแรงกด (Force Sensing Resister, FSR) ซึ่งแสดงดังรูปที่ 2 และ 3



รูปที่ 2 แผนผังโครงสร้างการทำงานของชุดเซนเซอร์



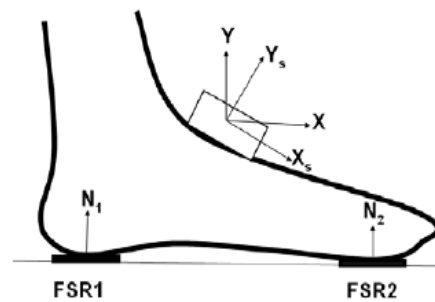
รูปที่ 3 เซนเซอร์วัดแรงกดใต้แผ่นรองฝ่าเท้า

ชุดเซนเซอร์ที่ใช้ในการทดลองประกอบด้วยเซนเซอร์วัดความเร่ง (ADXL202) และเซนเซอร์วัดการหมุน (ADXRS614) เซนเซอร์วัดความเร่งเป็นอุปกรณ์ที่ใช้วัดความเร่งหรือการสั่นสะเทือน และแรงโน้มถ่วงของโลก (g) โดยประกอบด้วยแกน

แนวนอน (X_c) และแกนแนวตั้ง (Y_s) ให้สัญญาณเป็นแบบอนาล็อก และเซนเซอร์วัดการหมุนเป็นอุปกรณ์วัดอัตราการโน้มเอียงมีการตอบสนองดีต่อความถี่สูง ให้สัญญาณเป็นแบบอนาล็อกถูกใช้เพื่อวัดค่าของความเร็วเชิงมุม เซนเซอร์ทั้งสองถูกติดตั้งไว้ที่ตำแหน่งของหน้าเท้า เซนเซอร์วัดแรงกด (รูปที่ 3) จะให้ค่าสัญญาณออกมาเป็นแบบอนาล็อก แปรผันตามแรงที่เท้ากระทำกับพื้น

ในการทดลองการเก็บค่าสัญญาณจากเซนเซอร์วัดความเร่ง เซนเซอร์วัดการหมุน และเซนเซอร์วัดแรงกดด้วย แด็ก (Data Acquisition, DAQ) โดยใช้โปรแกรม Labview ในการเก็บค่าสัญญาณจากนั้นนำค่าสัญญาณที่ได้มาเขียนกราฟสัญญาณตามเวลา โดยความถี่ที่ใช้ในการเก็บข้อมูลเท่ากับ ความถี่ 50 เฮิรตซ์ สุดท้ายจึงนำค่าสัญญาณที่ได้ทั้งหมดจากทุกเซนเซอร์มาเปรียบเทียบกันอีกครั้งหนึ่ง

รูปที่ 4 แสดงตำแหน่งของเซนเซอร์ที่ใช้วัดค่าสัญญาณจากการเดิน ประกอบด้วยเซนเซอร์วัดความเร่งมีแกนแนวนอน (X_c) และแกนแนวตั้ง (Y_c) เป็นแกนของเซนเซอร์ และเซนเซอร์วัดการหมุน ติดตั้งไว้ที่ตำแหน่งหน้าเท้าเพื่อวัดความเร่งในการเหวี่ยงของเท้าในแนวแกนแนวนอน (X) และแนวแกนตั้ง (Y) และวัดการหมุนของเท้า และเซนเซอร์วัดแรงกดได้ถูกติดตั้งไว้ที่ตำแหน่งของฝ่าเท้าที่ตำแหน่งของส้นเท้าและตำแหน่งของง่ามเท้า เพื่อที่จะวัดค่าของแรงกดที่เกิดขึ้นขณะเดินโดยในการทดสอบจะให้ผู้ทดสอบเดินบนพื้นราบด้วยความเร็วปกติจำนวนหกก้าว จากนั้นนำสัญญาณที่ได้จากเซนเซอร์แต่ละตัว มาวิเคราะห์เป็นลักษณะของการเดินบนพื้นราบ

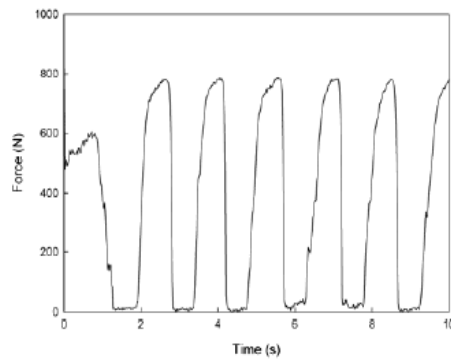


รูปที่ 4 ตำแหน่งการติดตั้งเซนเซอร์วัดความเร่ง เซนเซอร์วัดการหมุน และเซนเซอร์วัดแรงกดใต้ฝ่าเท้า

4. ผลการทดลอง

4.1 แรงที่ส้นเท้ากระทำกับพื้น

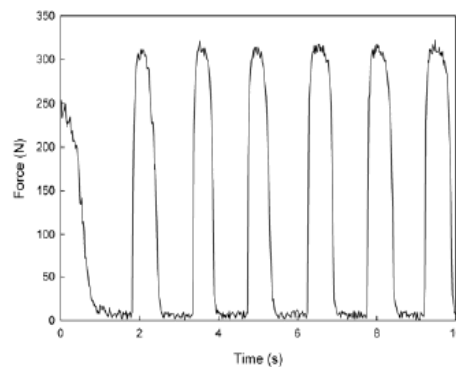
รูปที่ 5 แสดงผลของแรงที่ส้นเท้ากระทำกับพื้น (N_1) ต่อเวลาที่ใช้ในการเดิน จากผลการทดลองพบว่า ค่าแรงสูงสุดที่เกิดขึ้นมีค่าเท่ากับ 800 N เป็นช่วงที่ยืนอยู่กับพื้น และค่าแรงต่ำสุดที่เกิดขึ้นมีค่าใกล้เคียง 0 N แต่ไม่เท่ากับ 0 N เกิดจากแรงที่เท้ากระทำกับรองเท้า เป็นช่วงที่เท้าลอยอยู่ในอากาศ เนื่องจากไม่มีแรงภายนอกกระทำกับฝ่าเท้า



รูปที่ 5 แรงที่สัมผัสกระทำกับพื้นระหว่างการเดิน

4.2 แรงที่จุมูกเท้ากระทำกับพื้น

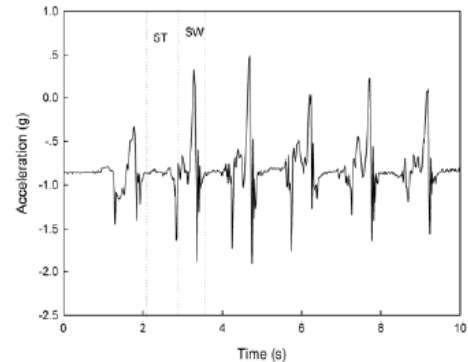
รูปที่ 6 แสดงผลของแรงที่จุมูกเท้ากระทำกับพื้น (N_2) ต่อเวลาที่ใช้ในการเดิน จากผลการทดลองพบว่าค่าแรงสูงสุดที่เกิดขึ้นมีค่าเท่ากับ 300 N เป็นช่วงที่เท้ายังอยู่กับพื้น และค่าแรงต่ำสุดที่เกิดขึ้นมีค่าใกล้เคียง 0 N แต่ไม่เท่ากับ 0 N เกิดจากแรงที่เท้ากระทำกับรองเท้า เป็นช่วงที่เท้าลอยอยู่ในอากาศ ซึ่งมีลักษณะสัญญาณคล้ายกับการทดลองก่อนหน้าแต่แรงมีค่าที่แตกต่างกัน เนื่องจากการกระจายแรงกดของฝ่าเท้าไปยังสันเท้ามากกว่าที่จุมูกเท้า แต่ในช่วงที่เท้าลอยอยู่ในอากาศค่าสัญญาณที่ได้จะมีค่าที่เหมือนกัน เพราะไม่มีแรงกด



รูปที่ 6 แรงที่จุมูกเท้ากระทำกับพื้นระหว่างการเดิน

4.3 ความเร่งของเท้าขณะเดินตามแนวแกนนอน (X)

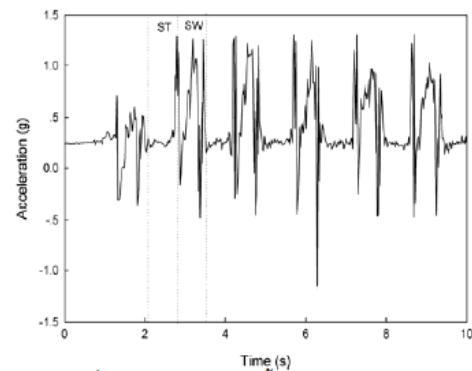
รูปที่ 7 แสดงผลของความเร่งในแนวแกนนอน (X) ขณะเดินต่อเวลาที่ใช้ในการเดิน ซึ่งค่าความเร่งที่เกิดขึ้นแบ่งได้เป็นสามช่วง ช่วงแรกคือ ช่วงที่เท้าสัมผัสอยู่กับพื้นมีค่าความเร่งคงที่เท่ากับ -0.85 g เนื่องจากเซนเซอร์มีการติดตั้งให้เอียงไปกับมุมของหน้าเท้าในตอนเริ่มต้นทำให้ค่าที่ได้ออกมาไม่เป็น 0 ช่วงที่สองคือ ช่วงที่เท้าก้าวไปข้างหน้ามีค่าความเร่งสูงสุดประมาณ -0.5 g และในช่วงที่สามคือ ช่วงที่ส้นเท้ากลับไปสัมผัสกับพื้นอีกครั้งมีค่าความเร่งประมาณ 0.1 g



รูปที่ 7 ความเร่งในแนวแกนนอน (X) ระหว่างการเดิน

4.4 ค่าความเร่งของเท้าขณะเดินตามแนวแกนตั้ง (Y)

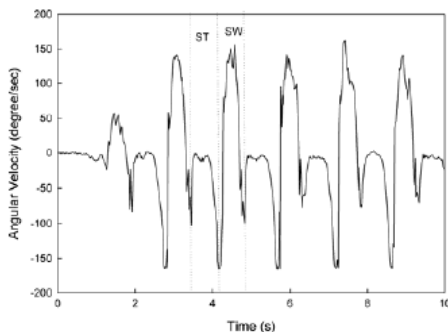
รูปที่ 8 แสดงผลของความเร่งในแนวแกนตั้ง (Y) ขณะเดินต่อเวลาที่ใช้ในการเดิน ซึ่งค่าความเร่งที่เกิดขึ้นแบ่งได้เป็นสามช่วง ช่วงแรกคือ ช่วงที่เท้าสัมผัสอยู่กับพื้นมีค่าความเร่งคงที่เท่ากับ 0.23 g เนื่องจากเซนเซอร์มีการติดตั้งให้เอียงไปกับมุมของหน้าเท้าในตอนเริ่มต้นทำให้ค่าที่ได้ออกมาไม่เป็น 0 ช่วงที่สองคือ ช่วงที่เท้าก้าวไปข้างหน้ามีค่าความเร่งสูงสุดประมาณ 1.3 g และในช่วงที่สามคือ ช่วงที่ส้นเท้ากลับไปสัมผัสกับพื้นอีกครั้งมีค่าความเร่งประมาณ 0.9 g



รูปที่ 8 ความเร่งในแนวแกนตั้ง (Y) ระหว่างการเดิน

4.5 ความเร็วเชิงมุมในขณะเดิน

รูปที่ 9 แสดงผลของความเร็วเชิงมุมต่อเวลาที่ใช้ในการเดิน บนพื้นราบพบว่าค่าความเร็วเชิงมุมที่ได้จะมีค่าสูงสุดเท่ากับ 150 degree/sec ซึ่งเป็นช่วงที่ปลายเท้ากำลังลอยอยู่ในอากาศแต่สันเท้าสัมผัสกับพื้น ค่าความเร็วเชิงมุมที่ได้มีค่าน้อยสุดเท่ากับ -150 degree/sec ซึ่งเป็นช่วงที่สันเท้ายกสูงจากพื้นแต่ปลายเท้ายังสัมผัสพื้น และยังมีค่าความเร็วเชิงมุมในขณะสันเท้าและปลายเท้าสัมผัสอยู่กับพื้น มีค่าเท่ากับ 0 degree/sec



รูปที่ 9 ความเร็วเชิงมุมต่อเวลาที่ใช้ในการเดิน

จากผลการทดลองที่ได้จากชุดเซนเซอร์พบว่าค่าสัญญาณที่ได้มีค่าที่แตกต่างกันขึ้นอยู่กับชนิดของเซนเซอร์ แต่สามารถแยกได้เป็นช่วงการเดินได้สองช่วงเหมือนกันคือ ช่วงที่เท้าสัมผัสกับพื้น และช่วงที่เท้าลอยอยู่กับพื้น สำหรับค่าที่แตกต่างกันคือ สัญญาณที่ได้จากเซนเซอร์วัดแรงกดจะมีค่าสัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลงคงที่ตลอด แต่ไม่สามารถวิเคราะห์สัญญาณได้ในช่วงที่เท้าลอยอยู่ในอากาศได้อย่างละเอียด ส่วนของเซนเซอร์วัดความเร็วมีค่าสัญญาณไม่คงที่และมีความละเอียดของสัญญาณมากกว่าเซนเซอร์วัดแรง ดังนั้นจึงสามารถอ่านการเคลื่อนที่ในช่วงที่เท้าลอยอยู่ในอากาศได้ และเซนเซอร์วัดความเร็วเชิงมุมจะให้ค่าสัญญาณค่อนข้างคงที่ สัญญาณที่ได้มีค่าไม่ราบเรียบเหมือนกับเซนเซอร์วัดแรงกด แต่สามารถที่จะวิเคราะห์ลักษณะการเคลื่อนที่ของเท้าได้อย่างละเอียดมากที่สุด ซึ่งสามารถนำค่าสัญญาณดังกล่าวมาวิเคราะห์คาดการณ์ลักษณะการเดินของมนุษย์ได้โดยการเปรียบเทียบสัญญาณที่ได้เทียบกับเวลา ณ เวลานั้น แล้วคาดการณ์อนาคตเพื่อหาสัญญาณที่จะเกิดขึ้นต่อไป และยังสามารถคาดการณ์นี้ไปใช้กับเท้าเทียมอิเล็กทรอนิกส์ได้โดยการวัดค่าสัญญาณจากเซนเซอร์ ณ เวลาปัจจุบันจะทำให้รู้ถึงตำแหน่งของเท้า ณ เวลานั้นด้วย แล้วคาดการณ์ตำแหน่งของเท้าในเวลาต่อไป เพื่อทำการควบคุมการหมุนของเท้าให้มีความใกล้เคียงกับเท้าจริงมากที่สุด

5. สรุป

จากผลการทดสอบพบว่าเมื่อนำสัญญาณที่วัดได้จากเซนเซอร์มาเปรียบเทียบ ช่วงเวลาเดียวกัน สามารถบ่งบอกถึงลักษณะการเดินบนพื้นราบของมนุษย์ได้โดย แบ่งลักษณะการเดินออกเป็น 2 ช่วง คือ ช่วงที่เท้ายันกับพื้น และช่วงที่เท้าลอยอยู่ในอากาศ โดยช่วงที่ยันอยู่กับพื้นสัญญาณที่ได้จากการวัดแรงกดบนพื้นเท้าจะมีค่ามาก ส่วนค่าความเร็วเชิงมุมและความเร่งนั้น จะมีค่าน้อย ส่วนช่วงที่เท้าลอยอยู่ในอากาศสัญญาณที่ได้จากการวัดแรงกดบนฝ่าเท้าจะมีค่าน้อย เนื่องจากไม่มีแรงภายนอกกระทำที่ฝ่าเท้า ในช่วงที่ลอยอยู่ในอากาศ โดยขณะที่เริ่มก้าวเท้าค่าความเร่งจะมีค่าสูงสุด และค่าความเร็วเชิงมุมจะมีค่าน้อยที่สุด เมื่อก้าวเท้าลอยอยู่ในตำแหน่งสูงสุด ค่าความเร่งและค่าความเร็วเชิงมุมจะมีค่ามาก

จากนั้นเมื่อเริ่มที่จะใช้เท้ายันอยู่กับพื้น ค่าความเร่งและค่าความเร็วเชิงมุมจะลดลงและเข้าใกล้ค่าศูนย์เมื่อใช้เท้ายันพื้นอีกครั้งจึงครบวงจรการเคลื่อนที่ของเท้า

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับทุนสนับสนุนจากทีมวิจัยสมาร์ทเมคา ทρονิกส์ (ENG-62-2-7-11-00593-S) คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

เอกสารอ้างอิง

[1] Tong, K. and Granat, M.H., 1999. A practical gait analysis system using gyroscopes. *Medical Engineering & Physics*, 21: 87-94.

[2] Scapellato, S., Cavallo, F., Martelloni, C. and Sabatini, A.M., 2005. In-use calibration of body-mounted gyroscopes for applications in gait analysis. *Sensors and Actuators. A* 123-124: 418-422.

[2] Aminian, K., Najafi, B.,Leyvraz, P.-F. and Robert, Ph. 2002. Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *Journal of Biomechanics*. 35: 689-699.

[4] Moreno,J.C.,de Lima,E.R., Ruiz,A.F., Brunetti, F.J., Pons, J.L., 2006. Design and implementation of an inertial measurement unit for control of artificial limbs: Application on Leg orthoses. *Sensors and Actuators. B* 118: 333-337.

[5] Sabatini, A.M., Martelloni, C., Scapellato, S.and Cavallo, F. 2005. Assessment of Walking Features From Foot Inertial Sensing. 52: 486-494.

[6] Turcot, K., Aissaoui,R., Boivin,Karine., Pelletier,M., Hagemester,N., de Guise, J.A. 2008. New Accelerometric Method to Discriminate Between Asymptomatic Subjects and Patients With Medial Knee Osteoarthritis During 3-D Gait, 55: 1415-1422.

[7] Lau, H. and Tong, K. 2008. The reliability of using accelerometer and gyroscope for gait event identification on persons with dropped foot. *Gait & Posture*, 27: 248-257.

[8] Ruth, E.M., Anand, V.N. and Veltink, P.H. 2002. Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *Journal of Biomechanics*, 35: 537-542.

[9] Dejnabadi, H. Jolles, B.M., and Aminian, K. 2005. A New Approach to Accurate Measurement of Uniaxial Joint Angles Based on a Combination of Accelerometers and Gyroscopes. 52: 1478-1452.

หน้า 1 ของจำนวน 4 หน้า

รายละเอียดการประดิษฐ์

ข้อที่แสดงถึงการประดิษฐ์

อุปกรณ์และวิธีการปรับมุมกลไกและล็อกตามการเคลื่อนไหว

5 สาขาวิทยาการที่เกี่ยวข้องกับการประดิษฐ์

วิศวกรรมเครื่องกลและเมคาทรอนิกส์ที่เกี่ยวข้องกับการควบคุมกลไกโดยการเคลื่อนไหว

ภูมิหลังของศิลปะหรือวิทยาการที่เกี่ยวข้อง

- ชิ้นส่วนกลไกที่สามารถปรับมุมและล็อกการเคลื่อนที่ได้ ถูกประยุกต์ใช้ในงานประดิษฐ์
- 10 เท้าเทียมแบบขยับข้อเท้าได้ตามการเดินหรือเคลื่อนไหว ซึ่งช่วยอำนวยความสะดวกกับผู้พิการเท้า ทำให้สามารถเดินด้วยท่าทางที่เป็นธรรมชาติ เท้าเทียมโดยทั่วไปมีทั้งแบบล็อกมุมข้อเท้า และแบบ
- ที่ปรับมุมข้อเท้าได้ จากการค้นคิดประดิษฐ์ที่ผ่านมา มีเท้าเทียมที่ปรับมุมข้อเท้าด้วยระบบทางกล
- ได้แก่ สิทธิบัตรหมายเลข WO 2008/000997 WO 2007/146781 เท้าเทียมที่ปรับมุมด้วยระบบไฮ
- 15 ดรอลิกส์ได้แก่ สิทธิบัตรหมายเลข WO 2008/103917 WO 2008/071975 ซึ่งตัวทำงานไฮดรอลิกส์
- ทำหน้าที่ขับเคลื่อนและลดแรงกระแทกในขณะที่เดิน โดยมีตัวตรวจวัดตำแหน่งของเท้าระหว่างการ
- เดินเป็นตัวกำหนดเงื่อนไขในการล็อกหรือปรับมุมของข้อเท้าเทียม เท้าเทียมที่ปรับมุมด้วยมอเตอร์
- ไฟฟ้า ได้แก่ สิทธิบัตรหมายเลข WO 2007/027668 WO 2005/079712 US 7,431,737 B2 ซึ่งอาศัย
- มอเตอร์ไฟฟ้าในการการล็อกหรือปรับมุมของข้อเท้าเทียม แต่อย่างไรก็ตาม ในการประดิษฐ์ที่ผ่าน
- 20 ยังไม่ปรากฏ อุปกรณ์กลไกปรับมุมและล็อกการเคลื่อนที่ของชิ้นส่วน ซึ่งทำหน้าที่ทั้งปรับมุมและ
- ล็อกจากกลไกเพียงชุดเดียวและถูกขับเคลื่อนด้วยอุปกรณ์ขับเคลื่อนเพียงตัวเดียว อีกทั้งยังไม่
- ปรากฏ วิธีการปรับมุมกลไกและล็อกตามการเคลื่อนไหวหรือการแกว่งขา ดังนั้น อุปกรณ์และ
- วิธีการปรับมุมและล็อกตามการเคลื่อนไหวเพื่อใช้กับเท้าเทียม ตามการประดิษฐ์นี้จึงเกิดขึ้น

ลักษณะและความมุ่งหมายของการประดิษฐ์

- 25 อุปกรณ์และวิธีการปรับมุมและล็อกตามการเคลื่อนไหวตามการประดิษฐ์นี้ ประกอบด้วย
- อุปกรณ์ขับเคลื่อน(1) ชิ้นส่วนขับ (2) ชิ้นส่วนตาม (3) ตัวตรวจวัดการเคลื่อนไหว (4) และ
- หน่วยควบคุมการทำงาน (5) ซึ่งเมื่อทำงานร่วมกันแล้วสามารถปรับมุมการเคลื่อนที่ของชิ้นส่วนให้
- สัมพันธ์กับเคลื่อนไหวได้

- 30 อุปกรณ์ปรับมุมและล็อกตามการเคลื่อนไหวตามการประดิษฐ์นี้ มีวัตถุประสงค์เพื่อ
- นำไปใช้ควบคุมการเคลื่อนที่และการล็อกของชิ้นส่วนกลไก วิธีการทำงานของอุปกรณ์ปรับมุม
- และล็อกตามการเคลื่อนไหว มีลำดับขั้นตอนเริ่มจาก ตัวตรวจวัดการเคลื่อนไหว (4) ส่งสัญญาณ
- ตำแหน่งหรือการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นมายังหน่วยควบคุมการทำงาน (5) จากนั้น หน่วยควบคุมการ

หน้า 2 ของจำนวน 4 หน้า

- ทำงาน (5) ทำการประมวลผลและส่งสัญญาณสั่งการทำงานไปยังอุปกรณ์ขับเคลื่อน (1) เพื่อปรับมุม
 ชั้นส่วนขับ (2) ทำให้ชั้นส่วนตาม (3) และชั้นส่วนที่ต่อกับชั้นส่วนตาม (3) มีการเคลื่อนหรือล็อก
 การกำหนดตำแหน่งของชั้นส่วนขับ (2) ให้ทำงานในช่วงปรับมุมปกติหรือช่วงล็อกนั้น อาศัย
 เงื่อนไขจากตัวตรวจวัดการเคลื่อนไหว (4) โดยทำการประมวลผลและสั่งการด้วยหน่วยควบคุมการ
- 5 ทำงาน (5)
 ด้วยการกำหนดเงื่อนไขจากตัวตรวจวัดการเคลื่อนไหว ยกตัวอย่างเช่น การนำไปใช้ควบคุม
 กลไกปรับมุมของแท่นเทียม ทำให้แท่นเทียมสามารถกระดกหรือจุ่มได้ตามต้องการแกว่งขา และสามารถล็อกแท่นเทียมได้เมื่อแท่นเทียมสัมผัสพื้นเพื่อออกแรงยันตัว
- 10 คำอธิบายรูปเขียนโดยย่อ
 รูปที่ 1 แสดงแท่นเทียมที่ติดตั้งกลไกการปรับมุมและล็อกด้วยอุปกรณ์ขับเคลื่อนเพียงตัวเดียว
 รูปที่ 2 แสดงขั้นตอนวิธีการปรับมุมกลไกและล็อกตามการเคลื่อนไหว
 รูปที่ 3 แสดงกลไกปรับมุมเมื่อทำงานในช่วงปรับมุมปกติ
 รูปที่ 4 แสดงกลไกปรับมุมเมื่อทำงานในช่วงล็อก
- 15 รูปที่ 5 แสดงแท่นเทียมที่ปรับมุมเมื่อแกว่งขาไปด้านหลัง
 รูปที่ 6 แสดงแท่นเทียมที่ปรับมุมเมื่อแกว่งขาไปด้านหน้า
 รูปที่ 7 แสดงแท่นเทียมที่ล็อกเมื่อแท่นเทียมสัมผัสพื้น

หน้า 3 ของจำนวน 4 หน้า

การเปิดเผยการประดิษฐ์โดยสมบูรณ์

รูปที่ 1 แสดงแท่งเทียบที่ติดตั้งกลไกการปรับมุมและล็อกด้วยอุปกรณ์ขับเคลื่อนเพียงตัวเดียว กลไกการปรับมุมและล็อกตามการประดิษฐ์นี้ มีส่วนประกอบสำคัญหลัก 3 ส่วน ได้แก่ อุปกรณ์ขับเคลื่อน (1) ชิ้นส่วนขับ (2) และ ชิ้นส่วนตาม (3) อุปกรณ์ขับเคลื่อน (1) ทำหน้าที่ออกแรงขับ ทำให้ชิ้นส่วนขับ (2) เกิดการหมุน และชิ้นส่วนตาม (3) เกิดการเคลื่อนที่ตาม โดยมีตัวตรวจวัดการเคลื่อนไหว (4) ซึ่งติดตั้งอยู่ที่ตำแหน่งที่ต้องการวัดการเคลื่อนไหว ส่งสัญญาณไปยังหน่วยควบคุมการทำงาน (5) ซึ่งติดตั้งอยู่กับโครงสร้าง ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ขับเคลื่อน (1) และมีสลัก (6) ส่งผ่านการเคลื่อนที่จากชิ้นส่วนขับ (2) ไปยังร่อง (7) ของชิ้นส่วนตาม (3) ด้วยเหตุนี้ จึงทำให้แท่งเทียบ (10) ซึ่งต่อกับชิ้นส่วน (3) เกิดการเคลื่อนไหว

รูปที่ 2 แสดงขั้นตอนวิธีการปรับมุมและล็อกกลไกตามการเคลื่อนไหว มีขั้นตอนดังนี้ เริ่มต้นจาก ตัวตรวจวัดการเคลื่อนไหว (4) ส่งสัญญาณตำแหน่งหรือการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นมายังหน่วยควบคุมการทำงาน (5) จากนั้น หน่วยควบคุมการทำงาน (5) ทำการประมวลผลและส่งสัญญาณสั่งการทำงานไปยังอุปกรณ์ขับเคลื่อน (1) เพื่อปรับมุมชิ้นส่วนขับ (2) ทำให้ชิ้นส่วนตาม (3) และชิ้นส่วนที่ต่อกับชิ้นส่วนตาม (3) มีการเคลื่อนหรือล็อก การกำหนดตำแหน่งของชิ้นส่วนขับ (2) ให้ทำงานในช่วงปรับมุมปกติหรือช่วงล็อกนั้น อาศัยเงื่อนไขจากตัวตรวจวัดการเคลื่อนไหว (4) โดยทำการประมวลผลและสั่งการด้วยหน่วยควบคุมการทำงาน (5)

รูปที่ 3 แสดงกลไกปรับมุมเมื่อทำงานในช่วงปรับมุมปกติ กล่าวคือ เมื่อสลัก (6) ของชิ้นส่วนขับ (2) เข้าไปอยู่ในร่อง (7) ของชิ้นส่วนตาม (3) ทำให้ชิ้นส่วนตาม (3) มีการเคลื่อนที่ตามการหมุนของชิ้นส่วนขับ (2)

รูปที่ 4 แสดงกลไกปรับมุมเมื่อทำงานในช่วงล็อก กล่าวคือ เมื่อสลัก (6) ของชิ้นส่วนขับ (2) อยู่บนร่องของชิ้นส่วนตาม (3) ทำให้ส่วนโค้ง (8) ของชิ้นส่วนขับ (2) เคลื่อนไปเข้าไปด้วยกับส่วนเว้า (9) ของชิ้นส่วนตาม (3) ทำให้ชิ้นส่วนตาม (3) เกิดการล็อกไม่สามารถขยับได้จนกว่าส่วนโค้ง (8) จะหมุนออกจากส่วนเว้า (9)

การปรับมุมและล็อกกลไกตามการเคลื่อนไหวตามการประดิษฐ์นี้ สามารถนำไปใช้เป็นข้อเห็นเทียบแบบปรับมุมและล็อกเพื่อการควบคุมการเคลื่อนไหวของแท่งเทียบได้ โดยมีขั้นตอนการทำงาน กล่าวคือ ตัวตรวจวัดการเคลื่อนไหว (4) ซึ่งติดตั้งอยู่กับอุปกรณ์เทียบของขาข้างที่ทำการส่งสัญญาณการเคลื่อนที่ของขาไปยังหน่วยควบคุมการทำงาน (5) จากนั้น หน่วยควบคุมการทำงาน (5) ประมวลผลและส่งสัญญาณสั่งการทำงานไปยังอุปกรณ์ขับเคลื่อน (1) ให้หมุนชิ้นส่วนขับ (2) เพื่อปรับมุมหรือล็อกชิ้นส่วนตาม (3) ทำให้แท่งเทียบ (10) ที่ต่อกับชิ้นส่วนตาม (3) มีการเคลื่อนไหวตามการแกว่งของขาข้างที่มีตัวตรวจวัดการเคลื่อนไหว (4) ติดตั้งอยู่ โดยมีเงื่อนไข กล่าวคือ หากมีการแกว่งขาไปด้านหลัง ดังรูปที่ 5 หน่วยควบคุมการทำงาน (5) จะสั่งการให้อุปกรณ์ขับเคลื่อน (1) หมุนชิ้นส่วนขับ (2) ให้ปรับมุมอยู่ในช่วงปรับมุมปกติ ทำให้สามารถปรับ

หน้า 4 ของจำนวน 4 หน้า

- เท้าเทียม (10) ให้กระดูกหรือข้อมูได้ หรือ เมื่อมีการแกว่งขาไปด้านหน้า ดังรูปที่ 6 หน่วยควบคุมการทำงาน (5) จะสั่งการให้อุปกรณ์ขับเคลื่อน (1) หมุนขึ้นส่วนข้อ (2) ให้ปรับมุมอยู่ในช่วงปรับมุมปกติ ทำให้สามารถปรับเท้าเทียม (10) ให้กระดูกหรือข้อมูได้ หรือ หากขาอยู่นิ่งในแนวตั้งหรือเท้าเทียมมีการสัมผัสพื้น ดังรูปที่ 7 หน่วยควบคุมการทำงาน (5) จะสั่งการให้อุปกรณ์ขับเคลื่อน (1) หมุนขึ้นส่วนข้อ (2) ให้ปรับมุมอยู่ในช่วงล็อก ทำให้เท้าเทียม (10) มีการล็อกเพื่อออกแรงยันตัว

วิธีการในการประดิษฐ์ที่ดีที่สุด

เหมือนกับที่บรรยายมาแล้วในหัวข้อการเปิดเผยการประดิษฐ์ โดยสมบูรณ์

หน้า 1 ของจำนวน 1 หน้า

ข้อลือสิทธิ

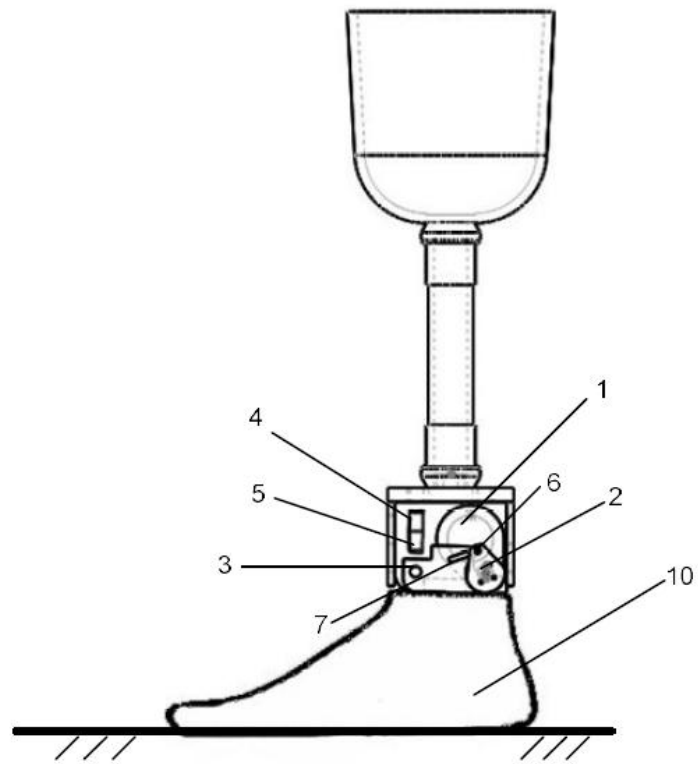
1. อุปกรณ์ปรับมุมกลไกและล็อกตามการเคลื่อนไหว ประกอบด้วย อุปกรณ์ขับเคลื่อน (1)
 - ชั้นส่วนขับ (2) และ ชั้นส่วนตาม (3) อุปกรณ์ขับเคลื่อน (1) ทำหน้าที่ออกแรงขับ ทำให้
 - ชั้นส่วนขับ (2) เกิดการหมุน และ ชั้นส่วนตาม (3) เกิดการเคลื่อนที่ตาม โดยมีตัวตรวจวัดการ
 - เคลื่อนไหว (4) ซึ่งติดตั้งอยู่ที่ตำแหน่งที่ต้องการวัดการเคลื่อนไหว ส่งสัญญาณไปยังหน่วย
 - ควบคุมการทำงาน (5) ซึ่งติดตั้งอยู่กับโครงสร้าง ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของอุปกรณ์
 - ขับเคลื่อน (1) และมีสลัก (6) ส่งผ่านการเคลื่อนที่จากชั้นส่วนขับ (2) ไปยังร่อง (7) ของ
 - ชั้นส่วนตาม (3) ด้วยเหตุนี้ จึงทำให้แท่นเทียม (10) ซึ่งต่อกับชั้นส่วน (3) เกิดการเคลื่อนไหว
2. อุปกรณ์ปรับมุมกลไกและล็อกตามการเคลื่อนไหว ตามข้อลือสิทธิที่ 1 ที่ซึ่ง มีวิธีการทำงานคือ
 - ตัวตรวจวัดการเคลื่อนไหว (4) ส่งสัญญาณการเคลื่อนที่มายังหน่วยควบคุมการทำงาน (5)
 - จากนั้น หน่วยควบคุมการทำงาน (5) ประมวลผลและส่งสัญญาณสั่งการทำงานไปยังอุปกรณ์
 - ขับเคลื่อน (1) ให้หมุนชั้นส่วนขับ (2) เพื่อปรับมุมหรือล็อกชั้นส่วนตาม (3) ทำให้แท่นเทียม
 - (10) ที่ต่อกับชั้นส่วนตาม (3) มีการเคลื่อนไหวตามการแกว่งของขาข้างที่มีตัวตรวจวัดการ
 - เคลื่อนไหว (4) ติดตั้งอยู่ โดยมีเงื่อนไข กล่าวคือ หากมีการแกว่งขาไปด้านหลัง หน่วยควบคุม
 - การทำงาน (5) จะสั่งการให้อุปกรณ์ขับเคลื่อน (1) หมุนชั้นส่วนขับ (2) ให้ปรับมุมอยู่ในช่วง
 - ปรับมุมปกติ ทำให้สามารถปรับแท่นเทียม (10) ให้กระดกหรืองุ่มได้ หรือ เมื่อมีการแกว่งขาไป
 - ด้านหน้า หน่วยควบคุมการทำงาน (5) จะสั่งการให้อุปกรณ์ขับเคลื่อน (1) หมุนชั้นส่วนขับ (2)
 - ให้ปรับมุมอยู่ในช่วงปรับมุมปกติ ทำให้สามารถปรับแท่นเทียม (10) ให้กระดกหรืองุ่มได้ หรือ
 - หากขาอยู่นิ่งในแนวตั้งหรือแท่นเทียมมีการสัมผัสพื้น หน่วยควบคุมการทำงาน (5) จะสั่งการให้
 - อุปกรณ์ขับเคลื่อน (1) หมุนชั้นส่วนขับ (2) ให้ปรับมุมอยู่ในช่วงล็อก ทำให้แท่นเทียม (10) มี
 - การล็อกเพื่อออกแรงยันตัว

หน้า 1 ของจำนวน 1 หน้า

บทสรุปการประดิษฐ์

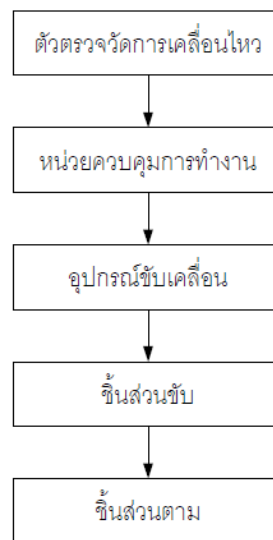
- การประดิษฐ์นี้ อุปกรณ์และวิธีการปรับมุมกลไกและล็อกตามการเคลื่อนไหวโดยมี ชิ้นส่วน
 ขั้วและชิ้นส่วนตามทำการปรับมุมหรือล็อกการเคลื่อนที่ของชิ้นส่วนด้วยอุปกรณ์ขั้วเคลื่อนเพียงตัว
 เดียว ระบบกลไกการปรับมุมตามการประดิษฐ์นี้ สามารถนำไปใช้เป็นข้อเท้าเทียมควบคุมการ
 5 เคลื่อนที่ของเท้าเทียมให้มีการเคลื่อนไหวตามการแกว่งขาได้ โดยมีตรววัดการเคลื่อนไหวส่ง
 สัญญาณการเคลื่อนที่ของขาไปยังหน่วยควบคุมการทำงาน จากนั้น หน่วยควบคุมการทำงานจะ
 ประมวลและส่งสัญญาณสั่งการทำงานไปยังอุปกรณ์ขั้วเคลื่อนเพื่อปรับมุมหรือล็อกกลไก ทำให้เท้า
 เทียมที่ต่อกับกลไกมีการเคลื่อนไหวตามธรรมชาติ กล่าวคือ มีการกระดกหรืองุ่มเท้าเทียมเมื่อแกว่ง
 ขาและ มีการล็อกเท้าเทียมเพื่อส่งแรงยันตัวเมื่อขาอยู่ในแนวตั้งหรือเท้าเทียมสัมผัสกับพื้น

หน้า 1 ของจำนวน 6 หน้า



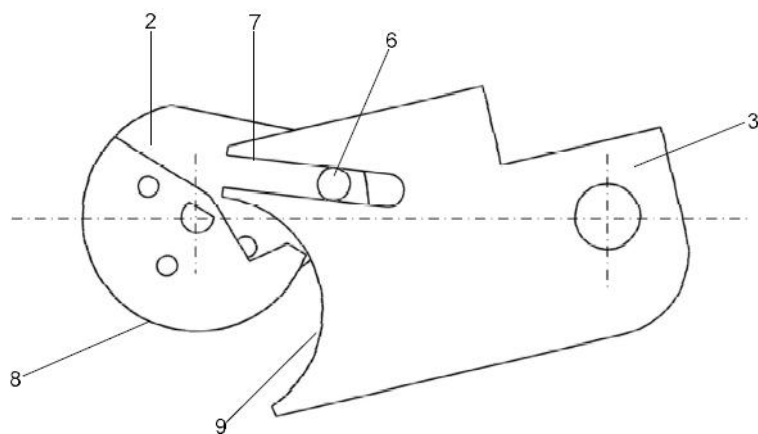
รูปที่ 1

หน้า 2 ของจำนวน 6 หน้า

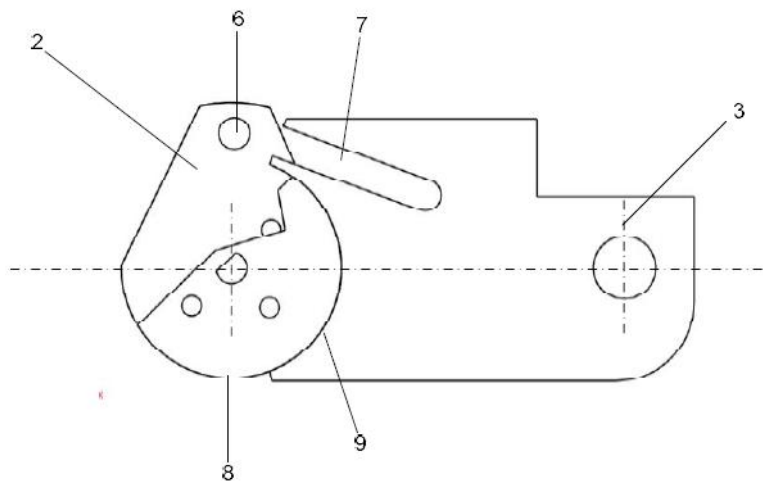


รูปที่ 2

หน้า 3 ของจำนวน 6 หน้า

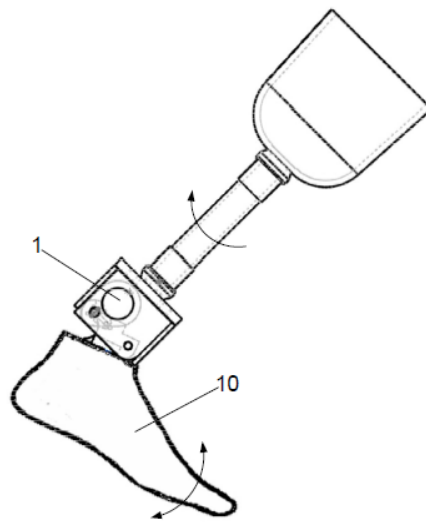


รูปที่ 3



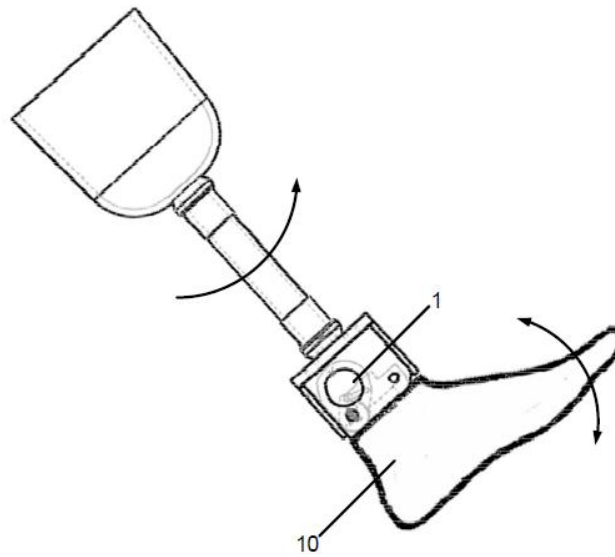
รูปที่ 4

หน้า 4 ของจำนวน 6 หน้า



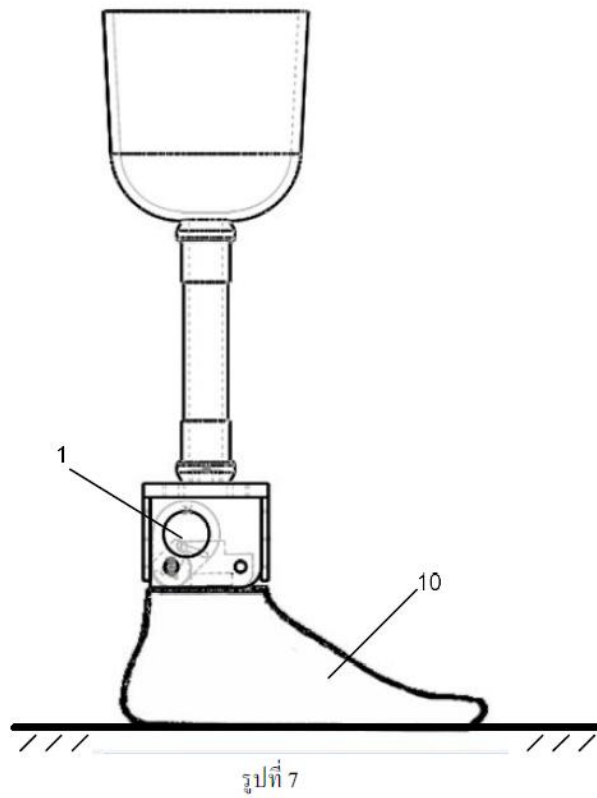
รูปที่ 5

หน้า 5 ของจำนวน 6 หน้า



รูปที่ 6

หน้า 6 ของจำนวน 6 หน้า



ms



บริษัท ไซมอส (ประเทศไทย) จำกัด

มอบใบประกาศเกียรติคุณนี้ให้ไว้เพื่อแสดงว่า

อุกฤษฏ์ ชำมริ

ได้รับ รางวัลชนะเลิศสุดยอดต้นแบบนวัตกรรมอุตสาหกรรมฉลาดคิดแบบคนรุ่นใหม่ ในโครงการ



ให้ไว้ ณ วันที่ 8 กันยายน 2555

Sk M

นาย สุนทร ภู่อึ้ง
กรรมการผู้จัดการในฐานะ
ประธานสภาผู้ทรงคุณวุฒิ

วิมลรัตน์

ดร. วิมลรัตน์ ภู่อึ้ง
ผู้อำนวยการฝ่ายส่งเสริมและ
สนับสนุนการดำเนินงาน

วิรัชชานนท์

ดร. วิรัชชานนท์ ภู่อึ้ง
ผู้อำนวยการ

สง.

ดร. สันตนา สันตนา
ผู้อำนวยการ

สำนักงานส่งเสริมการค้าในต่างประเทศ
กรุงเทพฯ

DIPLÔME

Inventions
Geneva

SALON INTERNATIONAL DES INVENTIONS GENÈVE

Après examen, le Jury International a décidé

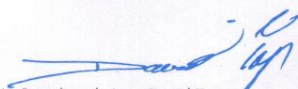
de remettre à: **Pruittikorn SMITHMAITRIE**

pour l'invention: **Pied artificiel articulé**



MÉDAILLE D'ARGENT
SILVER MEDAL
SILBERMEDAILLE

Genève, le 12 avril 2013


Le Président du Jury: David Taji


Le Président du Salon: Jean-Luc Vincent

ภาคผนวก ค.

ประวัติหัวหน้าโครงการวิจัย

RESUME

Personal Information:

Name: Mr. Pruittikorn Smithmaitrie (นาย พุทธิกร สมิตไมตรี)
Birthplace: Rayong, Thailand
Birthday: October 19, 1975
Address: Department of Mechanical Engineering,
Faculty of Engineering,
Prince of Songkla University, Hatyai,
Songkla 90112 THAILAND
Telephone: (66-74) 287-035, mobile-phone: (66-86) 961-4072
Fax: (66-74) 558-830
E-mail: spruitti@me.psu.ac.th



Education:

May 2004 Ph.D. (Mech. Eng.), University of Kentucky, Lexington, Kentucky, (USA)
May 2000 M.S. (Mech. Eng.), Vanderbilt University, Nashville, Tennessee, (USA)
March 1996 B.Eng. (Mech. Eng.), Prince of Songkla University, Songkla, (Thailand)

Employment & Position:

2008-present **Prince of Songkla University, Songkla, Thailand**
Associate Professor in Mechanical Engineering Department

2009-2011 **Faculty of Engineering, Prince of Songkla University, Thailand**
Assistant Dean for Research and Innovation

2009-2010 **Faculty of Engineering, Prince of Songkla University, Thailand**
Manager of Industry/University Cooperative Research Unit in Hard Disk Drive Component.

2008-2009 **Faculty of Engineering, Prince of Songkla University, Thailand**
Associate Manager of Industry/University Cooperative Research Unit in Hard Disk Drive Component.

2006-2009 **Mechanical Engineering Department, Prince of Songkla University. Songkla, Thailand**
Coordinator of Mechatronics Curriculum

2005-2008 **Prince of Songkla University, Songkla, Thailand**
Assistant Professor in Mechanical Engineering Department

2004-2005 **Prince of Songkla University, Songkla, Thailand**
Lecturer in Mechanical Engineering Department

2004 **University of Kentucky, Lexington, KY, USA**
Teaching Assistant (ME340 Introduction to Mechanical Systems)

2003 **University of Kentucky, Lexington, KY, USA**
Teaching Assistant (EM313 Dynamics)

1996-1998 **Prince of Songkla University, Songkla, Thailand**
Lecturer in Mechanical Engineering Department,

Academic Position:

- 2008** Associate Professor of Mechanical Engineering Department, Prince of Songkla University, Songkla, Thailand.
- 2005** Assistant Professor of Mechanical Engineering Department, Prince of Songkla University, Songkla, Thailand.
- 1996** Lecturer of Mechanical Engineering Department, Prince of Songkla University, Songkla, Thailand.

Award:

- 2012** Best Robot-Human Interface & First runner up: Thailand Robot@Home Competition 2011-2012, Thai Robotics Society and Siam Cement Group, (Advisor of Dong Yang Team).
- 2011** Lecturer Award of Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University.
- 2010** Consolation prize: Innovation for Disability Persons, Wireless Head Mouse, Technology Street 2010, Modernine Television (Chanel 9 TV), MCOT Public Company Limited.
- 2010** Best Invention: Wireless Head Mouse, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University.
- 2009** Good Thesis: Ternary Composites from Natural Rubber and Conductive Nanofillers for Electronic Sensor (Co-advisor),
- 2009** Outstanding Innovation Project: Wireless Head Mouse for Paralytic and Disability People, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University.
- 2009** Young Lecturer Award of Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University.
- 2008** Visiting Research Fellow of the University of New South Wales, Australia.
- 2006** Young Lecturer Award of Faculty of Engineering, Prince of Songkla University.
- 1998-2004** Ministry of Science and Technology Scholar.

Teaching:

- Robotics (217-451)
- Automatic Control Systems (215-352)
- Vibration of Continuous Systems (215-627)
- System Modeling and Simulation (215-625)
- Design of Electromechanical Systems (215-673)
- Mechatronic System Design (217-461)
- Finite Element Method (215-612)

Research:

- 2011-2013** Design and Testing of the Electronic Foot System, funded by Prince of Songkla University (PSU)
- 2010-2012** Characteristics of the Ultrasonic Motor with the Partially Laminated Piezoelectric Actuation, funded by the Thailand Research Fund (TRF)
- 2010-2011** Design and Analysis of the Piezoelectric Embedded Slider, funded by the Western Digital (Thailand), Co., Ltd. (WDC)
- 2009-2011** Response of the Dual-stage Piezoelectric Head Gimbal Assembly (HGA) to the Electrical Excitation, funded by NECTEC (Thailand) and I/UCRC in Hard Disk Drive Component, Khon Kaen University.
- 2008-2010** Validation of the Finite Element Model of Piezoelectric Head Gimbal Assembly System for Vibration Analysis, funded by NECTEC (Thailand) and I/UCRC in Hard Disk Drive Component, Khon Kaen University.

- 2007-2009** Minimization of Piezoelectric Actuators and Wave Propagation Behavior in Ultrasonic Piezoelectric Motors, funded by the Thailand Research Fund (TRF)
- 2005-2007** Piezoelectric Actuator Patterns and Wave Propagation in Ultrasonic Piezoelectric Curvilinear Motors, funded by the Thailand Research Fund (TRF)
- 2004-2007** Piezoelectric Actuators in a Braille Display Unit for Visually Impaired People, funded by the Braille Computer System Research Group, Faculty of Engineering and Multi-physics Research Group, Prince of Songkla University.

Experience:

- 2012** **World RoboCup@Home 2012 in Mexico**, includes:
 - Leader and advisor of Dong Yang Team, (the 11th rank in the @Home league)
 - Referee in the RoboCup@Home competition
- 2008-2012** **“Vibration Analysis and Response of the Dual-Stage Hard Disk Drive Head”**, includes:
 - Finite Element Analysis (MSC.Marc / COMSOL)
 - Testing of Frequency Response
- 2008-2011** **“Assistive technology: Wireless Head Mouse for Paralytic and Disability People”**
- 2007-2010** **“Biomedical sensor: Bite Force Measuring Device”**:
(Thailand Petty Patent No. 6147)
- 2004-2009** **“Assistive technology: Piezoelectric Braille Display”**, includes:
 - Force Response of Piezoelectric Actuator
 - Rapid Prototype
- 2000-2009** **“Electromechanical Analysis of Structronic System and Ultrasonic Spherical and Linear Motor”**, includes:
 - Theoretically study of structronic (piezoelectric) shell systems
 - Ultrasonic Spherical Motors
 - Curvilinear Piezoelectric Motors
 - Simulation and analysis of the system dynamic responses
 - Finite element analysis of structronic (piezoelectric) systems (ANSYS, MSC.MARC)
 - Experiment of Piezoelectric Curvilinear Motors
- 2002-2003** **Vice President of Thai Association of Kentucky**
- 1999-2000** **“Adaptive Fuzzy Control in Gas Tungsten Arc Welding Machine”**, includes:
 - Fuzzy Control
 - Adaptive Control / Model Reference Adaptive Control
 - Simulation (MATLAB) and analysis of dynamic systems
 - Signal Processing
 - Software Development (VC++)
- 1996** **“Simulation and Analysis of Heat Pump Dryer System”**, includes:
 - Systems modeling of heat pump dryer for agricultural products
 - Software Development (C++)

Professional Activities:

[I] Reviewer

- ASME Journal of Vibration and Acoustics (2002-2004)
- Journal of Sound and Vibration (2002-2004)
- Journal of Intelligent Material Systems and Structures (2010,2011)
- Mechanical Systems and Signal Processing (Journal of) (2002-2004,2008-2009)
- International Journal of Smart Engineering System Design (2000)
- Smart Materials Research (2012)
- Associate Editor and Reviewer of Songklanakarin Journal of Science and Technology (2008-2009, 2012)
- ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition (IMECE 2003)
- The Conference of Mechanical Engineering Network of Thailand (ME-NETT) (2005-2007, 2011)
- The 5th Asian Meeting on Electroceramics (AMEC-5) (2007)
- Industry/University Cooperative Research Centers in Data Storage Technology and Applications, KMITL (Research Funding Agency) (2007,2009)
- Industry/University Cooperative Research Center in Advanced Manufacturing, King Mongkut's University of Technology Thonburi (Research Funding Agency) (2008-2009)
- Industry/University Cooperative Research Center in Hard Disk Drive Component, Khon Kean University (Research Funding Agency) (2009)
- The International Data Storage Technology Conference (DST-CON) (2008-2009, 2011)

[II] Professional Membership

- American Society of Mechanical Engineers (ASME): Member since 2002
- **ASME Dynamics and Control of Structures and Systems Technical Committee:** (2004-2006)
- **ASME Dynamics and Control of Structures and Systems Group Member:** (2003-2008)
- Thai Society of Mechanical Engineers (TSME): Member since 2005

[III] Organizing International Workshop/Conference

- Vice-Chairman of the 1st International Workshop on Artificial Life and Robotics 2005, May 14-15, 2005, Kangar, Malaysia and Hatyai, Thailand.
- Committee of the Thailand Rescue Robot Championship 2005, Oct 2005.
- Committee of the 19th Conference of Mechanical Engineering Network of Thailand (ME-NETT 2005), October, 19-21, 2005, Phuket, Thailand.
- Program Chairman of the 2nd Regional Conference on Artificial Life and Robotics 2006, July 14-15, 2006, Songkhla, Thailand.
- Session Chair of the International Data Storage Technology Conference (DST-CON 2009), May 13-15, 2009, NSTDA, Bangkok, Thailand.

[IV] Visiting

- Musashi Institute Technology, Tokyo, Japan, April 2004
- Port and Airport Research Institute (PARI), Yokosuka, Japan, April 2004
- Visiting Research Fellow of the University of New South Wales, Sydney, Australia, for a three-year period commencing March 2008

Publications:

Journal Papers

Tzou, H.S., **Smithmaitrie, P.** and Ding, J.H., (2002), "Micro-Sensor Electromechanics and Distributed Signal Analysis of Piezo(Electric)-Elastic Spherical Shells," *Mechanical Systems and Signal Processing (Journal of)*, Vol.16 (2-3), pp.185-199. (JIF2008: 1.984)

Tzou, H.S., Ding, J.H and **Smithmaitrie, P.**, (2002), "Electric Circuit Design and Testing of Integrated Distributed Structronic Systems," *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 257(5), pp. 931-943. (JIF2008: 1.364)

Smithmaitrie, P. and Tzou, H.S., (2004), "Micro-Control Actions of Actuator Patches Laminated on Hemispherical Shells," *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 277(4-5), pp. 691-710. (JIF2008: 1.364)

Chai, W. K., **Smithmaitrie, P.** and Tzou, H. S., (2004), "Neural Potentials and Micro-Signals of Nonlinear Deep and Shallow Conical Shells," *Mechanical Systems and Signal Processing (Journal of)*, Vol. 18, pp. 959-975. (JIF2008: 1.984)

Smithmaitrie, P. and Tzou, H.S., (2005), "Electro-Dynamics, Micro-Actuation and Design of Ultrasonic Curvilinear Arc Stators," *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 284(3-5), pp. 635-650. (JIF2008: 1.364)

Smithmaitrie, P., (2006), "Analysis and Dynamic Responses of a Piezoelectric Micro-Grip for Laparoscopic Surgery Application," *Papers of Technical Meeting on Medical and Biological Engineering, IEE Japan*, Vol. MBE-06, No. 95-115, pp. 71-75.

Smithmaitrie, P., DeHaven, J.G., Higuchi, K. and Tzou, H.S., (2007), "Vibration Response and Harmonic Wave Propagation of Ultrasonic Arc Drivers," *Mechanical Systems and Signal Processing (Journal of)*, Vol. 21(2), pp. 1174-1187. (JIF2008: 1.984)

Thongruang, W., Ritthichaiwong, C., Bunnaul, P., **Smithmaitrie, P.** and Chetpattananondh, K., (2008), "Electrical and Mechanical Properties of Ternary Composites from Natural Rubber and Conductive Fillers," *Songklanakar Journal of Science and Technology*, Vol. 30(3), pp.361-366.

Smithmaitrie, P., Suybangdum, P., Muensit, S. and Tzou, H.S., (2008), "Wave Propagations of Curvilinear Motors Driven by Partially Laminated Piezoelectric Actuators," *Smart Materials and Structures*, Vol. 17(6), 065015 (10pp). (JIF2008: 1.743)

Smithmaitrie, P., Kanjantoe, J. and Tandayya, P., (2008), "Touching Force Response of the Piezoelectric Braille Cell," *Disability and Rehabilitation (Journal of): Assistive Technology*, Vol. 3(6), pp. 360-365. (JIF2008: 1.395)

Smithmaitrie, P., Muensit, S. and Tzou, H.S., (2009), "Design and Testing of Piezoelectric Circular Arc Driver," *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, Vol. 20(12), pp. 1493-1502. (JIF2008: 1.293)

Thongudomporn, U., **Smithmaitrie, P.**, Chongsuvivatwong, V. and Geater, A.F., (2010), "Design and Evaluation of a Force Sensing Resistor Based Bite Force Measuring Device," *International Journal of Biomedical Engineering and Technology*. Vol. 4(1), pp. 78-87.

Smithmaitrie, P., Suybangdum, P., Laoratanakul, P. and Muensit, N., (2012), "Design and Performance Testing of an Ultrasonic Linear Motor with Dual Piezoelectric Actuators," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 59(5), pp. 1033-1042. DOI 10.1109/TUFFC.2012.2289 (JIF2011: 1.462)

Books/Chapters

Ngamsritragul P. and **Smithmaitrie, P.** (Ed.), Proceedings of the 2nd Regional Conference on Artificial Life and Robotics, July 14-15, 2006, Songkhla, Thailand, 2006.

Smithmaitrie, P., 2008, Robotics and Technology, Prince of Songkla University, Thailand. [in Thai]

Smithmaitrie, P., 2009, "Analysis and Design of Piezoelectric Braille Display," Rehabilitation Engineering, Y.K. Tan (Ed.), INTECH Education and Publishing, ISBN 978-953-307-023-0, December 2009, pp. 49-62. Available from: <http://sciyo.com/articles/show/title/analysis-and-design-of-piezoelectric-braille-display?PHPSESSID=n3tp39ie4s4op55o4chno7t426>

Smithmaitrie, P., 2011, "Vibration Theory and Design of Piezoelectric Energy Harvesting Structures," Energy Harvesting with Piezoelectric and Pyroelectric Materials, N. Muensit (Ed.), Trans Tech Publications Ltd, Switzerland, ISBN-13: 978-0-87849-159-9, Vol. 72, Materials Science Foundations, ISSN 1422-3597, pp. 58-81.

Patents/Petty Patents

Smithmaitrie, P. and Tzou, H.S., 2007, Piezoelectric Curvilinear Motor, Patent Pending. Thailand Patent Application No. 0501003041. Publication bulletin. 2007/82395.

Smithmaitrie, P. and Udom, T., Bite Force Measuring Device, **Thailand Petty Patent No. 6147.**

Bunnaul, P., Thongruang, W., Chetpattananondh, K., **Smithmaitrie, P.** and Nooklay, B., Material of Conductive Composite Rubber for Force and Pressure Sensors, Thailand Patent Application No. 0801005070.

Smithmaitrie, P., Auysakul, J. and Kiang-ia, A., Apparatus and Method of Mouse Control with Head, Thailand Patent Application No. 0901003288.

Smithmaitrie, P., Chamri, U., Apparatus and Method of Angle Adjustment and Lock Mechanism by Movement, Thailand Patent Application No. 1101001318.

Conference Papers

Smithmaitrie, P., Koseeyaporn, P., Cook, G.E., and Strauss, A.M., (2000), "Adaptive Fuzzy Voltage Control in GTAW", *Proceedings of the Mechatronics 2000 Conference*, The 7th Mechatronics Forum International Conference, Sep 6-8, 2000, Atlanta, Georgia, USA. CD-ROM, (M2000-262).

Smithmaitrie, P., Koseeyaporn, P., Cook, G.E., and Strauss, A.M., (2001), "Model Reference Adaptive Fuzzy Voltage Control in GTAW", *Smart Engineering System Design: Neural Networks, Fuzzy logic, Evolutionary Programming, Data Mining and Complex Systems--Proceedings of the Artificial Neural Networks in Engineering Conference (ANNIE 2001)*, Vol. 11, pp.235-240.

Tzou, H.S. and **Smithmaitrie, P.**, (2001), "Sensor Electromechanics and Distributed Signal Analysis of Piezo(electric)-Elastic Spherical Shells Based on the bending approximation", *Proceeding of ASME Design Engineering Technical Conferences and 18th Biennial Conference on Mechanical Vibration and Noise*, CD-ROM (DETC2001/VIB21494).

Koseeyaporn, P., **Smithmaitrie, P.**, Cook, G.E. and Strauss A. M., (2002) "Intelligent Arc Voltage Control", *The 6th International Conference on Trends in Welding Research*, April 15-19, 2002, Pine Mountain, Georgia.

Smithmaitrie, P. and Tzou, H.S., (2002), "Micro-Control Actions of Actuator Patches Laminated on Hemispherical Shells ", *Active Control of Vibration and Noise--2002 ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, Nov 17-22, 2002, New Orleans, Louisiana. CD-ROM (IMECE2002/33570)

Chai, W. K., **Smithmaitrie, P.** and Tzou, H. S., (2002) "Micro-Signals and Modal Potentials of Nonlinear Deep and Shallow Conical Shells" *2002 ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, Nov 17-22, 2002, New Orleans, Louisiana. CD-ROM (IMECE2002/33940)

Smithmaitrie, P. and Tzou, H.S., (2003) "Electro-Dynamics and Micro-Actuation of Ultrasonic Curvilinear Arc Stators" *2003 ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, Nov 16-21, 2003, Washington, D.C. (IMECE2003-42409)

Smithmaitrie, P., DeHaven, J.G., Higuchi, K. and Tzou, H.S., (2003) "Harmonic Wave Propagation of Ultrasonic Arc Stators" *2003 ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, Nov 16-21, 2003, Washington, D.C. (IMECE2003-42417)

Smithmaitrie, P., (2005) "Fuzzy Logic Control of Integrated Distributed Structronic System," *Proceeding of the 2nd International Conference on Mechatronics (ICOM'05)*, May 10-12, 2005, Kuala Lumpur, Malaysia. Vol.1, pp. 373-380.

Smithmaitrie, P. and Tzou, H.S., (2005) "Harmonic Wave Propagation and Testing of Ultrasonic Arc Driver," *2005 ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, Nov 5-11, 2005, Orlando, FL. (IMECE2005-79103)

Suybangdum, P. and **Smithmaitrie, P.**, (2006), "Analysis of Piezoelectric Actuator Locations for Generating Traveling Wave on an Ultrasonic Curvilinear Motor", *Proceedings of the 2nd Regional Conference on Artificial Life and Robotics*, July 14-15, 2006, Songkhla, Thailand, pp. 53-57.

Kotchapluyuk T. and **Smithmaitrie, P.**, (2006), "Natural Frequencies and Vibration Mode Shapes of Piezoelectric Elements in Piezoelectric Transformers", *Proceedings of the 2nd Regional Conference on Artificial Life and Robotics*, July 14-15, 2006, Songkhla, Thailand, pp. 49-52.

Suybangdum, P. and **Smithmaitrie, P.**, Dechwayukul, C. and Muensit, S., (2006), "A Study of Vibration Characteristic of Curvilinear Ultrasonic Motors By Using Finite Element Method", *Proceedings of the 20th Mechanical Engineering Network of Thailand*, October 18-20, 2006, Nakornrachasima, Thailand (DRC005)

Smithmaitrie, P. and Tzou, H.S., (2006) "Electodynamic Characteristics of Ultrasonic Spherical Motors", *Proceeding of the 17th International Conference on Adaptive Structures and Technologies (ICAST-2006)*, October 16-19, 2006, Taipei, Taiwan, pp. 388-395.

Smithmaitrie, P., (2006), "Analysis and Dynamic Responses of a Piezoelectric Micro-Grip for Laparoscopic Surgery Application", *Proceedings of the 2nd International Symposium on Biomedical Engineering*, November 8-10, 2006, Bangkok, Thailand, pp. 218-222.

Smithmaitrie, P., Kanjantoe, J. and Tandayya, P., (2007), "Touching Force Response of the Piezoelectric Braille Cell", *Proceeding of the International Convention for Rehabilitation Engineering & Assistive Technology (ICREATE-2007)*, April 23-26, 2007, Singapore, pp. 174-178.

Suybangdum, P., **Smithmaitrie, P.** and Laoratanakul, P., (2008), "Effect of Stator Stiffness for Generating Traveling Wave on an Ultrasonic Curvilinear Motor," Proceedings of the 22nd Mechanical Engineering Network of Thailand, October 15-17, 2008, Thammasat University, Pathumthani, Thailand (DRC034)

Suybangdum, P., **Smithmaitrie, P.** and Laoratanakul, P., (2009), "Dual Piezoelectric Actuators for the Traveling Wave Ultrasonic Linear Motor," Proceedings of the 4th International Conference on Experimental Mechanics (ICEM2009), November 18-20, 2009, Singapore (ICEMA00321-00511)

Suybangdum, P., **Smithmaitrie, P.** and Laoratanakul, P., (2010), "Dual Piezoelectric Actuators for the Traveling Wave Ultrasonic Linear Motor," Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering , Vol. 7522, Article number 75223I

Vittayaphadung, N. and **Smithmaitrie, P.**, (2010), "Validation of the Finite Element Model and Vibration Characteristic of the Piezoelectric Head Gimbal Assembly," Proceeding of the 12th International Conference on Computer Modelling and Simulation (UKSim2010), March 24-26, 2010, Cambridge, England, pp.375-379. (ID-1569273205)

Wae-Sayee, M., Jring-jit, B., **Smithmaitrie, P.** and Nuntadusit, C., (2010), "A Study of Heat Transfer Characteristic on a Surface of a Piezoelectric Fan," Proceeding of the 8th PSU-Engineering Conference (PEC8), April 22-23, 2010, Hatyai, Thailand, pp.726-731. (PEC8OR070) [in Thai]

Kanjanaporn, W., Maliwan, K. and **Smithmaitrie, P.**, (2010), "The Effect of Mechanical Vibration on Minimum Fluidization Velocity," Proceeding of the 8th PSU-Engineering Conference (PEC8), April 22-23, 2010, Hatyai, Thailand, pp.769-733. (PEC8OR166) [in Thai]

Chammari, U., Vittayaphadung, N. and **Smithmaitrie, P.**, (2010), "Prediction of Human Gait Using the Linear Acceleration and Angular Velocity of the Foot," Proceeding of the 8th PSU-Engineering Conference (PEC8), April 22-23, 2010, Hatyai, Thailand, pp.786-790. (PEC8OR191) [in Thai]

Presentations:

Oral Presentations

"Adaptive Fuzzy Voltage Control in GTAW", *The 7th Mechatronics Forum International Conference*, Sep 6-8, 2000, Atlanta, Georgia.

"Model Reference Adaptive Fuzzy Voltage Control in GTAW", *Artificial Neural Networks in Engineering Conference (ANNIE 2001)*, Nov 4-7, 2001, St. Louis, Missouri

"Sensor Electromechanics And Distributed Signal Analysis of Piezo(electric)-Elastic Spherical Shell Based on the bending approximation", *ASME Design Engineering Technical Conferences and 18th Biennial Conference on Mechanical Vibration and Noise*, Sept.9-12, 2001, Pittsburgh, PA.

"Micro-Signals And Modal Potentials of Nonlinear Deep and Shallow Conical Shells" *2002 ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, Nov17-22, 2002, New Orleans, Louisiana.

"Micro-Control Actions of Actuator Patches Laminated on Hemispherical Shells ", *Active Control of Vibration and Noise--2002 ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, Nov17-22, 2002, New Orleans, Louisiana.

"Electro-Dynamics and Micro-Actuation of Ultrasonic Curvilinear Arc Stators" *2003 ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, Nov 16-21, 2003, Washington, D.C.

“Harmonic Wave Propagation of Ultrasonic Arc Stators” *2003 ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, Nov 16-21, 2003, Washington, D.C.

“Control of Static Shape, Dynamic Oscillation, and Thermally Induced Vibration of Nozzles” *2003 ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, Nov 16-21, 2003, Washington, D.C.

“Fuzzy Logic Control of Integrated Distributed Structronic System” The 2nd International Conference on Mechatronics (ICOM’05), May 10-12, 2005, Kuala Lumpur, Malaysia

“Harmonic Wave Propagation and Testing of Ultrasonic Arc Driver,” *2005 ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, Nov 5-11, 2005, Orlando, FL USA.

“Analysis and Dynamic Responses of a Piezoelectric Micro-Grip for Laparoscopic Surgery Application”, Proceedings of the 2nd International Symposium on Biomedical Engineering, November 8-10, 2006, Bangkok, Thailand.

“Piezoelectric Actuator Patterns and Wave Propagation in Ultrasonic Piezoelectric Curvilinear Motors,” The Meeting of TRF New Researchers Meet Senior Researchers, Oct 11-13, 2007, Chonburi, Thailand, pp. 146. (O-ENG-E01)

Poster Presentations

Lilapantisit, P. and **Smithmaitrie, P.**, (2004) “Finite Element Analysis of Stress and Strain Distributions of Solid Tires,” The 3rd PSU-Engineering Conference (PEC-3), Dec 8-9, 2004, Hatyai, Songkla, Thailand, pp.121. (PME01)

Smithmaitrie, P., (2006) “Piezoelectric Actuator Patterns and Wave Propagation in Ultrasonic Piezoelectric Curvilinear Motors,” The Meeting of TRF New Researchers Meet Senior Researchers, Oct 12-14, 2006, Cha-am, Petchburi, Thailand, pp. 288. (P-S3A-12)

Smithmaitrie, P. and Muensit, S., (2008) “Minimization of Piezoelectric Actuators and Wave Propagation Behavior in Ultrasonic Piezoelectric Motors,” The Meeting of TRF New Researchers Meet Senior Researchers, Oct 16-18, 2008, Cha-am, Petchburi, Thailand, pp. 562. (PJ-ENG-10)

Smithmaitrie, P., (2009) “Analysis and Design of the Traveling Wave Ultrasonic Motor with Partially Laminated Piezoelectric Actuators,” The Meeting of TRF New Researchers Meet Senior Researchers, Oct 15-17, 2009, Cha-am, Petchburi, Thailand, pp. 603. (PJ-ENG-B04)