



รายงานการวิจัย
เรื่อง

พาราโรบอท: ต้นแบบหุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับคนพิการอัมพาตครึ่งท่อนล่าง

PARAROBOT: DEVELOPMENT OF POWERED EXOSKELETON ROBOT FOR
LOWER LIMB LOCOMOTION ASSISTANCE

วนายุทธ์ แสนเงิน

งานวิจัยนี้ ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากมหาวิทยาลัยศรีปทุม
ปีการศึกษา 2560

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ สถาบันสิรินธรเพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์แห่งชาติ ที่สนับสนุนโครงการวิจัยนี้ จัดทีมให้คำปรึกษางานตลอดระยะเวลาของงานวิจัย ทีมคุณหมอ ผู้เชี่ยวชาญ ภายอุปกรณ์ นักกายภาพบำบัด ผู้ชำนาญการ ที่ให้คำแนะนำและสนับสนุนการทำงาน ดูแลเอาใจใส่ตลอดระยะเวลาการดำเนินงาน ตลอดจนสนับสนุนอุปกรณ์และเครื่องมือต่างๆ ทั้งยังความช่วยเหลือในการแก้ไขปัญหาต่างๆ ที่เกิดขึ้น ทำให้งานวิจัยสิ่งประดิษฐ์สำเร็จตามวัตถุประสงค์

ขอขอบพระคุณ บริษัทไออาร์พีซี จำกัด (มหาชน) ที่สนับสนุนวัสดุที่ใช้ในการขึ้นรูปชิ้นงาน วัสดุพลาสติกต่างๆ ที่ใช้ในงานวิจัย และสนับสนุนผู้เชี่ยวชาญที่มีประสบการณ์ ในเรื่องคุณสมบัติวัสดุที่ใช้ในส่วนต่างๆ ของงานวิจัยนี้และงานวิจัยที่จะเกิดขึ้นในอนาคต

ขอบคุณคณาจารย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ ที่คอยให้ข้อเสนอแนะและคำแนะนำ ในการสร้างชิ้นงานและการประกอบชิ้นงาน ให้สามารถทำงานได้อย่างสมบูรณ์ และนักศึกษาวิศวกรรมไฟฟ้า ที่ช่วยในการทดสอบการทำงานตลอดระยะเวลาการดำเนินงานวิจัย

ขอขอบคุณ ศูนย์ส่งเสริมและพัฒนางานวิจัย มหาวิทยาลัยศรีปทุม ที่คอยให้คำปรึกษา คำแนะนำ ตลอดจนสนับสนุนในการดำเนินงานต่างๆ ตลอดระยะเวลาดำเนินการ

งานวิจัยนี้ประสบความสำเร็จลุล่วงได้ ด้วยการสนับสนุนจากมหาวิทยาลัยศรีปทุม ตลอดระยะเวลาดำเนินงาน ทั้งสถานที่ เครื่องมืออุปกรณ์ และการสนับสนุนงบประมาณงานวิจัยแบบเต็มจำนวน

วนายุทธ์ แสนเงิน

ผู้วิจัย

เมษายน 2563

หัวข้อวิจัย : พาราโรบอท: ต้นแบบหุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับคนพิการอัมพาตครึ่งท่อนล่าง
ผู้วิจัย : นายวนายุทธ์ แสนเงิน
หน่วยงาน : คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีปทุม
ปีที่พิมพ์ : พ.ศ. 2563

บทคัดย่อ

พาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับคนพิการอัมพาตครึ่งท่อนล่าง ได้ออกแบบสำหรับการใช้งานเฉพาะด้านสำหรับครึ่งท่อนล่าง โดยผู้สวมใส่ท่อนบนปกติ ให้สามารถเคลื่อนที่ได้ตามรูปแบบการเคลื่อนไหว ฟังก์ชันการลุกนั่ง การก้าวเดิน สามารถสั่งการด้วยปุ่มกดจากไม้เท้าค้ำยัน โดยชุดหุ่นยนต์มีน้ำหนักประมาณ 18 กิโลกรัม ปฏิบัติงานได้ไม่ต่ำกว่า 120 นาที สามารถรองรับผู้สวมใส่น้ำหนักไม่เกิน 90 กิโลกรัม ส่วนสูง 150-180 เซนติเมตร ความเร็วสูงสุดเฉลี่ยไม่เกิน 0.5 เมตรต่อวินาที ภายใต้ระบบควบคุมสมองกลฝังตัวแบบแยกส่วน แบ่งเป็นตัวประมวลผลหลัก 1 ชุด และตัวประมวลผลรองจำนวน 4 ชุด โดยตัวประมวลผลหลักใช้สำหรับประมวลผลรูปแบบการเดิน และระบบตรวจวัดการโน้มเอียงของหุ่นยนต์ ตัวประมวลผลรองจำนวน 4 ชุด ใช้สำหรับควบคุมส่วนสะโพกและข้อเข่าทั้งสองข้าง ควบคุมด้วยมอเตอร์กระแสตรง พร้อมชุดทดกำลังขับเคลื่อนกลไกแบบฮาร์มอนิก โดยควบคุมตำแหน่งองศาด้วยตัวควบคุมแบบพีไอดี ซึ่งระบบสื่อสารข้อมูลระหว่างตัวประมวลผลทั้งหมดผ่านการสื่อสารแบบเครือข่าย RS485 ในการทดลองตำแหน่งการเคลื่อนไหวจากคนปกติ (เพศชาย สูง 173 เซนติเมตร น้ำหนัก 73 กิโลกรัม) มีระยะการก้าวเดินเฉลี่ย 0.25 เมตรต่อการก้าวเดิน ที่ความเร็วเฉลี่ย 0.15 เมตรต่อวินาที ทำให้ตำแหน่งองศาการเคลื่อนที่ของส่วนสะโพก และข้อเข่า สามารถควบคุมตำแหน่งตามรูปแบบการก้าวเดิน โดยมีค่าตำแหน่งองศาผิดพลาดสูงสุด ของจุดหมุนส่วนสะโพก 6.2 องศา และส่วนข้อเข่า 7.3 องศา ผลการทดสอบการตรวจวัดโน้มเอียงด้านข้าง สถานะเกินการควบคุมที่ความสูงมากกว่า 33 เซนติเมตร จากความสูงจากพื้นผิว และระบบการตรวจวัดสถานะโน้มเอียงด้านหน้า มีค่าโมเมนต์มากกว่า 145 นิวตันต่อเมตร ระบบจะหยุดการทำงานเพื่อป้องกันการก้าวเดิน เนื่องจากโน้มเอียงมากจะทำให้การก้าวเดินผิดพลาดได้และเพื่อป้องกันการล้มไปข้างหน้า ในขณะที่หุ่นยนต์ทำงาน

คำสำคัญ : พาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน โครงหุ่นยนต์แบบยึดติด รูปแบบการเคลื่อนไหวท่อนล่าง การตรวจวัดการโน้มเอียง ระบบควบคุมสมองกลฝังตัวแบบแยกส่วน

Research Title : Pararobot: Development of Powered Exoskeleton Robot for Lower Limb Locomotion Assistance
Name of Researcher : Mr.Wanayuth Sanngoan
Name of Institution : School of Engineering, Sripatum University
Year of Publication : B. E. 2563

ABSTRACT

Pararobot is a lower limb exoskeleton for walking assist robot. A prototype of an exoskeleton robot for lower limb assistance is developed for serving who is disability of lower limb or muscle weak that assist to sit up/down and step walk. To control the pararobot, the switch button is used to turn on/off the function sit up/down and step walk operation which is installed on the cane. The Pararobot specification is about 18 kg. of weight, its performed continue working at least 120 min. of battery usage. The Pararobot can supporting the user who is maximum weight 90 kg. and height in range of 150 cm. to 180 cm. The pararobot is maximum velocity at 0.5 m/sec. To operate the control, the embedded system is applied in order to control with a master controller and four slave controllers, the trajectory of position of gait pattern and the falling detection are computed by a master controller. The slave controller is computed to PID motion control the position of hip joint and knee joint of both legs by the dc motor included the harmonic gear head. The data communication between master and slave is performed via RS485 serial protocol. In the experiments, the gait motion in normal person (Male, height 173 cm. weight 73 kg.) is to the average distance of step walking is 0.25 meter per a single phase, the average velocity at 0.15 m/sec. At average velocity, the motion of hip joint and knee joint is achieved to position control with the maximum position error at 6.2 degree of hip joint and 7.3 degree of knee joint. The falling detection function is performed to detect the state of Pararobot as falling sideward over the range at 33 cm. the distance between foot plate from ground surface and state as falling forward over the rang at 145 N.m. the total moment of leg. Therefore, the pararobot is stop working when the state is an unstable.

Keywords: Pararobot for lower limb assistant, Exoskeleton robot, Trajectory data pattern, Walking assist robot, Embedded system

สารบัญ

บทที่	หน้า
1	บทนำ..... 1
1.1	ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา 1
1.2	วัตถุประสงค์ของการวิจัย 3
1.3	ขอบเขตการวิจัย 3
1.4	นิยามศัพท์ 3
1.5	ประโยชน์และผลที่คาดว่าจะได้รับ 4
2	ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง 5
2.1	กายอุปกรณ์ 5
2.2	ชุดหุ่นยนต์ช่วยเดิน 9
2.3	จลนศาสตร์หุ่นยนต์ 13
2.4	ทฤษฎีการควบคุมมอเตอร์ด้วย พีไอดีคอนโทรล 21
3	พาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับคนพิการอัมพาตครึ่งท่อนล่าง..... 23
3.1	การออกแบบระบบ 23
3.2	จลนศาสตร์ทางการเคลื่อนที่พาราโรบอท 27
3.3	จลนศาสตร์ทางการโน้มเอียงด้านข้าง 28
3.4	การออกแบบโครงสร้าง 30
3.5	การออกแบบระบบควบคุม 32
3.6	อุปกรณ์ขับเคลื่อนต้นกำลัง 34
3.7	วงจรมอเตอร์คอนโทรลเลอร์ 36
3.8	วงจรถับเคลื่อนมอเตอร์ 37
3.9	การออกแบบผังการทำงานของโปรแกรม..... 38
4	โครงสร้างทางกล วิเคราะห์ผลและผลการทดสอบ 41
4.1	ชุดโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน 41
4.2	การออกแบบโครงสร้างและชิ้นส่วนทางกล 43
4.3	โปรแกรมจำลองการเคลื่อนที่หุ่นยนต์ 48
4.4	ระบบควบคุมพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน 50
4.5	การเคลื่อนไหวของพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน 53
4.6	ระบบตรวจวัดการโน้มเอียง 54
4.7	สรุปผลการทดลอง 56

สารบัญ

บทที่	หน้า
5 สรุป อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ	59
5.1 สรุปผลการวิจัย	59
5.2 ปัญหาและอุปสรรค.....	60
5.3 ข้อเสนอแนะ	60
5.4 แนวทางการพัฒนา	61
5.5 ผลงานการวิจัย	62
บรรณานุกรม	63
ภาคผนวก	67
ภาคผนวก ก โปรแกรมคอมพิวเตอร์	68
ภาคผนวก ข ผลงานการวิจัย	81
ประวัติย่อผู้วิจัย	110

สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
2.1	การกำหนดพารามิเตอร์ของ Denavit-Hartenberg	18
4.1	ค่าความผิดพลาดสูงสุดของตำแหน่งมุมมองศกการเคลื่อนที่	56
4.2	ค่าความผิดพลาดของตำแหน่งมุมมองศกการเคลื่อนที่ด้วยระบบควบคุมพีไอดี	57
4.3	ค่าต่ำสุดและค่าสูงสุดของโมเมนต์การก้าวเดินและค่าตำแหน่งจุดศูนย์กลาง	57

สารบัญภาพประกอบ

ภาพประกอบ	หน้า
2.1 โครงสร้างกายอุปกรณ์ แบบ Conventional Knee-Ankle-Foot orthosis (ก) และ Scott-Craig Knee-Ankle-Foot orthosis (ข)	5
2.2 กายอุปกรณ์ Hip Guidance orthosis (HGO)	6
2.3 การอุปกรณ์ Louisiana State University reciprocating gait orthosis	7
2.4 การอุปกรณ์ Steeper advanced reciprocating gait orthosis (ARGO)	7
2.5 การอุปกรณ์ Isocentric reciprocating gait orthosis (IRGO)	8
2.6 ชุดต้นกำลังช่วยท่อนแรง BLEEX (ก) และ HAL-5 (ข)	11
2.7 ต้นแบบหุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับผู้ทุพพลภาพครึ่งท่อนล่าง คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีปทุม	12
2.8 องค์ประกอบการเคลื่อนที่ของจลนศาสตร์หุ่นยนต์	13
2.9 จลนศาสตร์หุ่นยนต์สองแกน	14
2.10 มุมภายในจลนศาสตร์หุ่นยนต์ตามของกฎโคไซน์	14
2.11 การกำหนดพารามิเตอร์ของจุดหมุนและก้านโยง	17
2.12 จลนศาสตร์ทางกลของหุ่นยนต์แบบสองแกน	18
2.13 บล็อกไดอะแกรมของการควบคุมพีไอดี	21
3.1 การทำงานของระบบพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินครึ่งท่อนล่าง	23
3.2 จุดหมุนสำหรับครึ่งท่อนล่าง สะโพก, ข้อเข่าและข้อเท้า	25
3.3 จลนศาสตร์ทางกลการโน้มเอียงของโครงสร้างหุ่นยนต์	28
3.4 การออกแบบชุดโครงพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินครึ่งท่อนล่าง	30
3.5 จำแนกวัสดุชุดพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินครึ่งท่อนล่าง	31
3.6 ระบบควบคุมหลักการเคลื่อนที่ชุดพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินครึ่งท่อนล่าง	32
3.7 ผังงานการทำงานของระบบควบคุมหุ่นยนต์	33
3.8 หลักการทำงานของหน่วยประมวลผลย่อย	34
3.9 ผังงานการทำงานของหน่วยประมวลผลย่อย	34
3.10 ชุดส่งกำลังมอเตอร์กระแสตรง	35
3.11 วงจรไมโครคอนโทรลเลอร์ระบบควบคุมสมองกล	36
3.12 วงจรขับเคลื่อนมอเตอร์กระแสตรง	37
3.13 แผนผังการทำงานของโปรแกรมหลัก	39
3.14 แผนผังการทำงานของโปรแกรมย่อยพาราโรบอทหุ่นยนต์	40

สารบัญภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
4.1 ขั้นตอนการใช้งานหุ่นยนต์สำหรับผู้สวมใส่	41
4.2 ชุดต้นแบบโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ พร้อมอุปกรณ์ไม้เท้าค้ำยัน	42
4.3 ชิ้นส่วนระบบส่งกำลังของพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน	42
4.4 แบบจำลองทดสอบแรงกระทำชิ้นส่วนข้อเท้า วัสดุโพลีคาร์บอนเนท	43
4.5 แบบจำลองทดสอบแรงกระทำชิ้นส่วนข้อเท้า วัสดุโพลีคาร์บอนเนท	43
4.6 แบบจำลองทดสอบแรงกระทำชิ้นส่วนข้อเท้า วัสดุโพลีคาร์บอนเนท	44
4.7 แบบจำลองทดสอบแรงกระทำชิ้นส่วนยึดชุดเกียร์ทดกำลัง วัสดุไนลอน	44
4.8 แบบจำลองทดสอบแรงกระทำชิ้นส่วนแผ่นรองฝ่าเท้า วัสดุวัสดุโพลีคาร์บอนเนท	44
4.9 ชิ้นงานวัสดุไนลอนสำหรับชิ้นงานยึดติดชุดขับเคลื่อนและโครงยึดหลัก	45
4.10 ชิ้นงานตามแบบด้วยเครื่อง 3D printer วัสดุโพลีคาร์บอนเนท	45
4.11 ชิ้นงานตามแบบด้วยเครื่องสามมิติ วัสดุเป็น Thermoplastic Elastomer เป็นวัสดุยึดหยุ่นเหมือนยางธรรมชาติ	46
4.12 ชิ้นส่วนทางกลไกของระบบส่งกำลังของหุ่นยนต์ช่วยเดิน	46
4.13 ชุดเกียร์ทดกำลังติดตั้งร่วมกับมอเตอร์ระบบขับเคลื่อนหุ่นยนต์ช่วยเดิน	47
4.14 ประกอบชิ้นส่วนตามแบบและโครงสร้างหุ่นยนต์พร้อมระบบขับเคลื่อน	47
4.15 ประกอบชิ้นส่วนข้อเท้ารองรับการยึดติดกับร่างกายมนุษย์ ณ สถาบันสิรินธรเพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์แห่งชาติ	47
4.16 ทดสอบวงจรอิเล็กทรอนิกส์สำหรับควบคุมการทำงานของชุดขับเคลื่อน	48
4.17 ห้องทดสอบการใช้งานฟังก์ชันการเคลื่อนไหวหุ่นยนต์	49
4.18 ผู้เชี่ยวชาญทดสอบการใช้งานฟังก์ชันการเคลื่อนไหวหุ่นยนต์	49
4.19 แบบจำลองโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน	49
4.20 ระบบควบคุมแบบพีไอดี	50
4.21 แสดงผลลัพธ์การควบคุมตำแหน่งด้วยระบบควบคุมพีไอดี $K_p=1, K_i=1, K_d=1$	51
4.22 แสดงผลลัพธ์ค่าผิดพลาดของตำแหน่งด้วยระบบควบคุมพีไอดี $K_p=1, K_i=1, K_d=1$	51
4.23 แสดงผลลัพธ์การควบคุมตำแหน่งด้วยระบบควบคุมพีไอดี $K_p=30, K_i=10, K_d=2$	52
4.24 แสดงผลลัพธ์ค่าผิดพลาดตำแหน่งด้วยระบบควบคุมพีไอดี $K_p=30, K_i=10, K_d=2$	52
4.25 ข้อมูลตำแหน่งมุมมองการเดินของท่อนล่างจำนวน 5 รอบการก้าวเดิน	53
4.26 รูปแบบตำแหน่งการเคลื่อนที่การก้าวเดินด้วยระบบควบคุม	53
4.27 ตำแหน่งเส้นทางการเคลื่อนที่ของการก้าวเดินในส่วนข้อเท้า	54

สารบัญภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
4.28 ผลลัพธ์ค่าโมเมนต์ของการเคลื่อนที่การก้าวเดิน	55
4.29 ผลลัพธ์ค่าตำแหน่งศูนย์กลางของการเคลื่อนที่การก้าวเดิน	55

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ข้อมูล จากการสำรวจความพิการ พ.ศ. 2560 กรมส่งเสริมและพัฒนาคุณภาพชีวิตคนพิการ กระทรวงการพัฒนาสังคมและความมั่นคงของมนุษย์ มีประชากรที่พิการ 1,756,849 คน เป็นประชากรที่มีลักษณะความบกพร่องทางการเคลื่อนไหวหรือทางร่างกาย 851,582 คน และในจำนวนนี้ 167,240 คน เป็นอัมพาต (Paralysis) และอัมพฤกษ์ (Paresis) โดยสาเหตุหนึ่งของอาการอัมพาตและอัมพฤกษ์ เกิดจากภาวะบาดเจ็บที่ไขสันหลัง โดยผู้ป่วยในกลุ่มนี้ส่วนใหญ่จะมีอาการขาอ่อนแรงทั้งสองข้าง หรือ เรียกว่า อัมพาตครึ่งล่าง ทำให้มีความบกพร่องในการเคลื่อนไหว และการเคลื่อนที่ (Mobility) กล่าวคือ ไม่สามารถลุก ยืน และ เดินไปที่ต่างๆ ได้เอง จำเป็นต้องมีอุปกรณ์ช่วยในการเคลื่อนที่ ซึ่งส่วนใหญ่จำเป็นต้องพึ่งพาการใช้รถเข็นในการเคลื่อนที่เป็นหลัก ความบกพร่องในการเคลื่อนที่ทำให้ไม่สามารถเคลื่อนที่ได้ จึงอาจทำให้เกิดภาวะแทรกซ้อนต่างๆ เช่น แผลกดทับ, กระดูกเปราะซึ่งมีความเสี่ยงนำไปสู่ภาวะกระดูกหัก, อวัยวะภายในทำงานบกพร่อง เป็นต้น และมีรายงานจากงานวิจัย (Parent, et al., 2011) ว่าการเคลื่อนที่ที่น้อยลง มีความสัมพันธ์กับ ภาวะความดันโลหิตสูง และเพิ่มอัตราการเกิดภาวะซึมเศร้าได้ และ มีงานวิจัย (Hesse, 2001; Hubli and Dietz, 2013) ที่สนับสนุนว่าการฝึกฟื้นฟูการเดิน หรือ Locomotor training โดยใช้กายอุปกรณ์ช่วยพยุงพร้อมเครื่องช่วยเดิน การฝึกเดินโดยการพุงน้ำหนักตัวเดินบนสายพานเลื่อน หรือ ใช้หุ่นยนต์ช่วยฝึกเดินมีประโยชน์ต่อระบบหัวใจและหลอดเลือด รวมทั้งระบบกระดูกและกล้ามเนื้อ ดังนั้นการฝึกฟื้นฟูการเดินมีความสำคัญและจำเป็นในกลุ่มคนพิการทางการเคลื่อนไหวเหล่านี้ตามสมรรถนะของร่างกายแต่ละคน

กายอุปกรณ์และกายภาพบำบัดเป็นส่วนสำคัญของโปรแกรมการฟื้นฟูการยืนหรือเดิน กายอุปกรณ์ที่ผลิตให้แก่คนพิการอัมพาตครึ่งล่างในประเทศไทยปัจจุบันคือ Knee-Ankle-Foot orthosis (KAFO) สองข้าง หรือ Hip-Knee-Ankle-Foot orthosis (HKAF0) เพื่อใช้ใส่เป็นกายอุปกรณ์ตามที่ขาทั้งสองข้าง ร่วมกับการใช้อุปกรณ์ช่วยเดิน เช่น ไม้เท้า, ไม้ค้ำยัน หรือ walker อย่างไรก็ตามการใช้ อุปกรณ์ข้างต้นจำเป็นต้องใช้พลังงานเป็นอย่างมากในการลุกยืนและเดิน ทำให้ผู้ใช้มีอาการเหนื่อยล้า

เร็ว ไม่สามารถเดินได้ในระยะไกล หรือ การเดินในชีวิตประจำวันได้ แม้จะมีการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินร่วมด้วย นอกจากนี้ยังพบว่ามีการลงน้ำหนักค้ำยันที่แขนสองข้างในการใช้อุปกรณ์ช่วยเดินทำให้มีโอกาสเกิดอาการบาดเจ็บที่แขนได้ ทำให้คนพิการกลุ่มนี้ส่วนใหญ่ต้องเลือกใช้รถเข็นเป็นหลักในการเคลื่อนที่แทน ในการฝึกเดินในระยะไกล หรือ ในชีวิตประจำวัน

ในต่างประเทศมีการพัฒนา อุปกรณ์พุงขาชนิดขับเคลื่อนจากพลังงานภายนอกโดยระบบไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์มาช่วยในคนพิการที่มีอาการอ่อนแรงของขาทั้งสองข้าง เรียกว่า อุปกรณ์พุงขาชนิดขับเคลื่อนด้วยพลังงานภายนอก (Powered lower extremity exoskeleton) เพื่อใช้ในการฟื้นฟูให้คนพิการกลุ่มนี้สามารถเดินได้พร้อมอุปกรณ์เครื่องช่วยเดินโดยทำให้ใช้พลังงานในการเดินลดลง เพิ่มประสิทธิภาพในการเดิน ทำให้คนพิการสามารถลุกยืน เดินโดยกายอุปกรณ์ชนิดนี้เองสามารถเดินได้ไกลขึ้นด้วยตัวเอง เพื่อให้บุคคลนั้นสามารถช่วยเหลือตนเองและดำรงชีวิตขั้นพื้นฐานได้ มีสิทธิในการเลือกทำกิจกรรมต่างๆ และสามารถทำกิจกรรมนั้นได้อย่างปลอดภัย ทั้งยังสามารถนำมาใช้ในการช่วยฝึกฟื้นฟูการเดินในสถานพยาบาล ที่ให้บริการฟื้นฟูสมรรถภาพได้โดยอยู่ภายใต้การดูแลของบุคลากรที่เชี่ยวชาญ และผ่านการอบรมในด้านนี้ อย่างไรก็ตามกายอุปกรณ์เสริมดังกล่าวมีราคาสูง เพราะเป็นนวัตกรรมเทคโนโลยีใหม่ ออกแบบและผลิตจากต่างประเทศและจำเป็นต้องนำเข้าจากต่างประเทศ ทำให้สถานพยาบาลฟื้นฟูของรัฐ ไม่สามารถจัดหาได้

ดังนั้น ผู้วิจัยเล็งเห็นความสำคัญของการพัฒนาอุปกรณ์พุงขาชนิดขับเคลื่อนด้วยพลังงานภายนอก เพื่อใช้ฟื้นฟูสมรรถภาพของคนพิการที่มีปัญหาด้านการเคลื่อนไหวในประเทศ โดยการพัฒนาคู่มือต้นแบบช่วยเดินสำหรับผู้พิการอัมพาตครึ่งล่าง มีเป้าหมายในการสร้างและพัฒนาหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ เพื่อพัฒนาคุณภาพชีวิตของคนพิการ ทำให้คนพิการรู้สึกมีคุณค่า อีกทั้งยังเป็นการช่วยสร้างทัศนคติที่ดีเกี่ยวกับความพิการ โดยไม่มองว่าคนพิการเป็นผู้ด้อยความสามารถตลอดเวลา และมีศักดิ์ศรีของความเป็นมนุษย์ทัดเทียมคนทั่วไป

ทั้งนี้งานวิจัยนี้ มุ่งเน้นการใช้อุปกรณ์ที่ผลิตและพัฒนาในระบบสมองกล เพื่อต้นทุนและลดการนำเข้าจากต่างประเทศ ส่งผลให้สถานฟื้นฟูฯ ภายในประเทศไทยซึ่งมีจำนวนกว่า 100 แห่ง สามารถเข้าถึงได้ และกระจายการให้บริการการฟื้นฟูได้กว้างขวางยิ่งขึ้น และหวังเป็นอย่างยิ่งว่าโครงการวิจัยนี้ จะเป็นหนึ่งในการพัฒนานวัตกรรมทางการแพทย์สำหรับคนพิการ โดยมีการขยายเครือข่ายความร่วมมือไปสู่การผลิตในภาคอุตสาหกรรม เพื่อคนพิการในประเทศ รวมถึงในภูมิภาคอาเซียนอีกด้วย

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อส่งเสริมคุณภาพชีวิตของผู้พิการทางการเคลื่อนไหวท่อนล่างให้สามารถกลับมาเคลื่อนไหวเทียบเคียงคนปกติ และสามารถดำรงชีวิตขั้นพื้นฐานได้
2. เพื่อออกแบบและพัฒนาหุ่นยนต์ช่วยเดินครึ่งล่างชนิดขับเคลื่อนด้วยพลังงานภายนอกสำหรับผู้พิการอัมพาตครึ่งล่าง
3. เพื่อพัฒนาศักยภาพบุคลากรทางการแพทย์เฉพาะทางที่เกี่ยวข้องให้มีความรู้ เกี่ยวกับหุ่นยนต์ช่วยเดินในคนพิการ
4. เพื่อพัฒนานวัตกรรมสิ่งประดิษฐ์หุ่นยนต์ทางการแพทย์ ให้สามารถนำมาใช้ประโยชน์และลดการนำเข้าจากต่างประเทศ

1.3 ขอบเขตการวิจัย

หุ่นยนต์ต้นแบบสำหรับผู้สวมใส่ครึ่งท่อนล่าง ด้วยกลไกขับเคลื่อนจุดหมุน สะโพก ข้อเข่า ทั้งสองข้าง หุ่นยนต์ต้นแบบสามารถรับน้ำหนักของผู้ใช้งานได้ไม่เกิน 80 กิโลกรัม สามารถรองรับส่วนสูงของผู้ใช้งาน 150–180 เซนติเมตร โดยมีฟังก์ชันการเดิน การลุกนั่ง ด้วยความเร็วไม่เกิน 0.5 เมตรต่อวินาที

1.4 นิยามศัพท์

Powered Exoskeleton Robot คือ ชุดโครงสร้างภายนอกเสมือนเปลือกแบบแข็งของหอยทาก ที่สามารถยึดติดและถอดออก โดยสามารถยึดติดกับอวัยวะของร่างกาย ทำหน้าที่ช่วยปกป้องหรือเสริมสร้างกำลัง หรือช่วยทุ่นแรง ให้กับผู้สวมใส่ โดยอาศัยชุดต้นกำลังในการเคลื่อนไหว

Gait Pattern คือ รูปแบบการเดินของขาทั้งสองข้างให้เป็นรูปแบบการก้าวเดินเดียวกัน การก้าวเดินในระยะทางเฉลี่ยที่เท่ากันและต่อเนื่อง โดยใช้ส่วนสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า ให้เคลื่อนไหว จึงทำให้มุมมองขาของส่วนสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า เกิดการเปลี่ยนแปลงและตำแหน่งองศาเฉลี่ยใกล้เคียงกัน ระหว่างขาทั้งสองข้าง

Embedded System คือ ระบบสมองกลฝังตัว ใช้ในการควบคุมอุปกรณ์ต่างๆ สามารถนำไปใช้ในการควบคุมแบบเฉพาะทาง การควบคุมแบบแยกส่วน โดยอาศัยตัวประมวลผล ที่ทำหน้าที่วิเคราะห์และประมวลผลข้อมูลตามโปรแกรมที่ได้ออกแบบไว้ ซึ่งนำไปใช้ในระบบควบคุมฝังตัวแบบ

แยกส่วน โดยแยกตัวประมวลเป็นส่วนๆ ใช้ในระบบควบคุมที่ต้องการทำงานเฉพาะด้านที่แตกต่างกัน โดยอาศัยการสื่อสารข้อมูลแบบเครือข่าย

Lower Limb Assistant Robot คือ หุ่นยนต์ช่วยเหลือนิ้วครึ่งท่อนล่าง ให้สามารถเคลื่อนไหวได้ โดยอาศัยอุปกรณ์และเครื่องมือกลไกต่างๆ ช่วยในการเคลื่อนไหวครึ่งท่อนล่าง โดยอาศัยต้นกำลังจากอุปกรณ์ขับเคลื่อน เพื่อให้ท่อนล่าง ส่วนสะโพก ข้อเข่า ข้อเท้า ให้สามารถเคลื่อนไหวได้ โดยมีระบบควบคุมแบบปิด เพื่อควบคุมตำแหน่งการเคลื่อนที่ โดยอาศัยอุปกรณ์เซ็นเซอร์เป็นตัวตรวจสอบการทำงาน

1.5 ประโยชน์และผลที่คาดว่าจะได้รับ

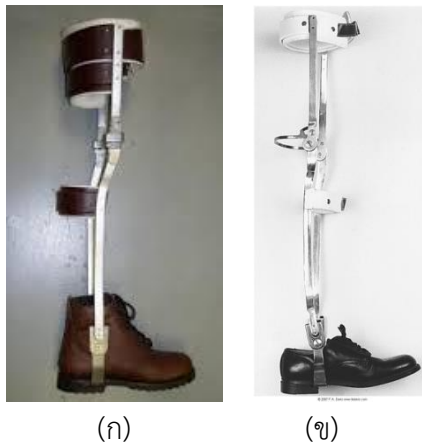
1. คนพิการอัมพาตครึ่งล่างที่มีความเหมาะสมสามารถใช้ชุดพาราโรบอทหุ่นยนต์ ช่วยเดินได้ปลอดภัยและมีประสิทธิภาพ สามารถเดินระยะทางที่ไกลขึ้น ลดความยากลำบากในการเคลื่อนที่
2. พาราโรบอทหุ่นยนต์ซึ่งเป็นต้นแบบหุ่นยนต์ช่วยเดิน ออกแบบและผลิตภายในประเทศทำให้มีต้นทุนหรือราคาต่ำกว่าหุ่นยนต์ช่วยเดินหรือฝึกเดินที่มีในตลาดต่างประเทศ ลดการนำเข้าจากต่างประเทศ
3. ต้นแบบพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน สามารถนำมาใช้ในคลินิกสำหรับคนพิการอัมพาตครึ่งล่าง โดยนำมาใช้ฝึกในสถานฟื้นฟูสมรรถภาพโดยบุคลากรที่เชี่ยวชาญในการฝึก
4. พัฒนาองค์ความรู้ด้านนวัตกรรมทางการวิศวกรรมการแพทย์ สร้างเครือข่ายองค์ความรู้ และนำไปสู่ความร่วมมือกับภาคอุตสาหกรรมเพื่อพัฒนาและผลิตหุ่นยนต์เพื่อคนพิการในประเทศและต่างประเทศ เช่นประเทศกลุ่มอาเซียน

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 กายอุปกรณ์

คนพิการอัมพาตครึ่งล่างจากการบาดเจ็บที่กระดูกสันหลังประสบปัญหาไม่สามารถยืนหรือเดินด้วยตนเองได้ส่งผลต่อคุณภาพชีวิตอย่างเป็นนัยสำคัญ กายอุปกรณ์เสริมที่ถูกนำมาใช้กับผู้ช่วยอัมพาตครึ่งล่างส่วนนั้น ส่วนใหญ่จะเป็นกายอุปกรณ์ในรูปแบบดั้งเดิมที่ทำจากโลหะทั้งหมด หรือรูปแบบผสมผสานระหว่างโลหะและพลาสติก โดยวัตถุประสงค์ในการใช้งานอุปกรณ์เหล่านี้ ก็เพื่อให้คนพิการอัมพาตครึ่งล่างซึ่งมีกำลังของกล้ามเนื้อเหยียดสะโพกและกล้ามเนื้อไม่แข็งแรงพอที่จะเหยียดสะโพกและเข้าได้ รวมทั้งไม่สามารถกระดกข้อเท้าขึ้นได้ มีการทรงตัวที่ดีขึ้นโดยใช้หลักการจัดแนวของอุปกรณ์ การฝึกเดินโดยใช้กายอุปกรณ์จึงเป็นส่วนสำคัญของโปรแกรมการฟื้นฟูสมรรถภาพ ชนิดของกายอุปกรณ์ที่ไม่มีส่วนประกอบของระบบควบคุมและไฟฟ้าในการช่วยเดินสำหรับคนพิการกลุ่มนี้ คือ กายอุปกรณ์ประคองข้อเท้าและข้อเท้า (Knee-Ankle-Foot orthosis: KAFO)



ภาพประกอบ 2.1 โครงสร้างกายอุปกรณ์ แบบ Conventional Knee-Ankle-Foot orthosis (ก)
และ Scott-Craig Knee-Ankle-Foot orthosis (ข)

[ที่มา: <http://yakimaoandp.com/orthotics/knee-ankle-foot-orthosis-kafo/>]

[ที่มา: https://media.lanecce.edu/users/howardc/PTA103L/103OrthoticsLab/103OrthoticsLab_print.html]

Conventional KAFO, ภาพประกอบ 2.1(ก), ประกอบด้วยแกนโลหะ 2 ชิ้น ประคบด้านในและด้านนอกขาแต่ละข้าง ยึดติดกันด้วยแผ่นหนังรองรับต้นขาด้านหลัง 2 แผ่น (Thigh band) และบริเวณน่อง 1 แผ่น (Calf band) ด้านหน้ากระดูกสะบ้าถูกรอบด้วย Knee cap ข้อสะโพกอยู่ในตำแหน่งที่มั่นคงโดยไม่ต้องประคองเพราะเส้นของจุดศูนย์ถ่วงอยู่หลังจุดหมุนของข้อสะโพกขณะที่มี

การลงน้ำหนัก หากใช้พลาสติกขึ้นรูปเพื่อประคองและกระจายแรงบนต้นขา, น่องและเท้าแทนแผ่นหนังเรียกว่า Hybrid/plastic KAFO ซึ่งโดยปกติมีน้ำหนักเบากว่าแบบ Conventional KAFO

Scott-Craig KAFO, ภาพประกอบ 2.1 (ข) , ซึ่งออกแบบมาให้มีน้ำหนักน้อยกว่าประกอบด้วยแกนโลหะ 2 ชิ้น ประคบด้านในและด้านนอกของขาแต่ละข้างและยึดติดกันด้วย แผ่นรองต้นขาด้านหลัง (Posterior thigh band) หนึ่งชิ้น และด้านหน้าของกระดูกแข้ง (tibia) อีก หนึ่งชิ้น ข้อเข่าเป็นแบบล็อกด้วยก้านโยก กลไกการทำงานจะคล้ายกับ Conventional KAFO โดยมีส่วนที่แตกต่างคือการรองเท้าที่มีการออกแบบให้มั่นคงเป็นพิเศษ โดยเสริมแผ่นเหล็กไว้ที่รองเท้า และข้อเท้าอยู่ในท่ากระดูกเท้าขึ้น 10 องศา ผู้ใช้งานใช้ Swing-through gait หรือการเหวี่ยงรยางค์ล่างพร้อมกันสองข้าง โดยลงน้ำหนักที่ไม้เท้าทั้งสองข้าง การเคลื่อนที่ลักษณะนี้ผู้ใช้งานจำเป็นต้องใช้พลังงานมากและอาจทำให้เกิดกระดูกสันหลังแอ่น (Lordosis) เพื่อให้ข้อสะโพกเหยียด ลำตัวตั้งตรงจากการศึกษาพบว่าการเดินของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งล่าง โดยใช้ Conventional KAFO มีอัตราการใช้พลังงานสูงมาก ถ้าเดินด้วยความเร็วเฉลี่ยของคนทั่วไปที่น้ำหนักตัวเท่ากันจะใช้พลังงาน 3-9 เท่าของคนปกติ (Hawran S, beiring-Sorensen, 1992) โดยผู้ที่มีรอยโรคสูงๆจะยิ่งใช้พลังงานในการเดินมากขึ้น ทำให้มีข้อจำกัดในด้านใช้งานจริงในชีวิตประจำวัน



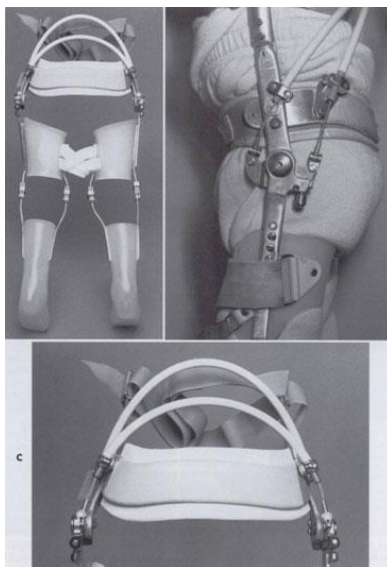
ภาพประกอบ 2.2 กายอุปกรณ์ Hip Guidance orthosis (HGO)

[ที่มา: <http://www.oandp.org/olc/lessons/html>]

Hip guidance orthosis (HGO) หรือ Parawalker, ภาพประกอบ 2.2, ส่วนประกอบโครงแข็งเพื่อประคองสะโพกให้อยู่ในตำแหน่ง Abduction position ในช่วงการแกว่งของวงจรการเดิน ข้อสะโพกแบบ Friction free hip ที่มีการจำกัดพิสัยการงอและการเหยียด ศูนย์กลางข้อสะโพกต้องอยู่หน้าศูนย์กลางข้อเท้า เพื่อให้เข่าเหยียด และเท้าด้านหนึ่งต้องยกสูงจากพื้นโดยการกดไม้เท้าด้านเดียวกัน, ร่างกายเหวี่ยงไปด้านตรงข้ามที่มีลิ้มที่รองเท้า เพื่อให้ขาสามารถเหวี่ยงไปข้างหน้าและสัมผัส

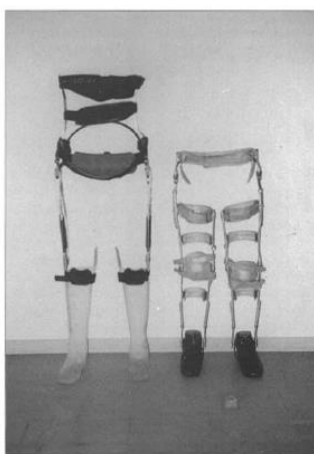
พื้น โดยผู้ใช้ต้องกำหนดการยกเท้าพื้นพื้นต้านแรงโน้มถ่วงเองโดยใช้น้ำหนักของลำตัวและขา เป็น การแกว่งไปข้างหน้าแบบลูกตุ้มนาฬิกา (Pendulum movement)

Louisiana state university reciprocating gait orthosis, ภาพประกอบ 2.3, ภายอุปกรณ์ ลักษณะนี้มี Cable-coupling system (Bowden cables) ซึ่งสามารถส่งแรงที่เหมาะสมให้ข้อสะโพก งอและเหยียดสลับกันสองด้าน

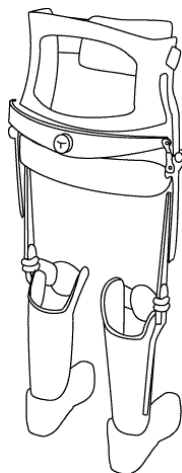


ภาพประกอบ 2.3 การอุปกรณ์ Louisiana state university reciprocating gait orthosis

Steeper advanced reciprocating gait orthoses (ARGO), ภาพประกอบ 2.4, ภาย อุปกรณ์นี้มีสายเชื่อมระหว่างข้อสะโพกสองด้านและท่อนยึดทำงานด้วยระบบ Pneumatic เพื่อช่วย การลุก-นั่งโดยจำเป็นต้องเหยียดเข่าเองก่อนการยืน



ภาพประกอบ 2.4 การอุปกรณ์ Steeper advanced reciprocating gait orthosis (ARGO)



ภาพประกอบ 2.5 การอุปกรณ์ Isocentric reciprocating gait orthosis (IRGO)

[ที่มา: http://www.centerfororthoticsdesign.com/isocentric_rgo/]

Isocentric reciprocating gait orthosis (IRGO) หรือ Reciprocating gait orthosis with isocentric bearing มีระบบ Pivoting bar และ Tie rod arrangement ภายอุปกรณ์ข้างต้น ถึงแม้จะเป็นแบบ Hybrid เพื่อลดน้ำหนักหรือเสริมด้วยการใช้ Functional electrical stimulation (FES) หรือมีการออกแบบข้อสะโพกลักษณะต่างๆ กันเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหว ภายอุปกรณ์เหล่านี้ยังมีข้อด้อยในเรื่องผู้ใช้งานต้องใช้เวลาใช้งานค่อนข้างมากในการเดินหรือควบคุม จึงไม่สามารถสนองตอบความต้องการด้านการใช้งานได้อย่างมีประสิทธิภาพ (Arazpour, et al., 2016) ดังนั้นการวิจัยนี้จึงเลือกใช้ Carbon fiber ชนิด Pre-impregnated carbon fiber หรือที่เรียกกันว่า Pre-preg ซึ่งเป็นวัสดุที่มีความโดดเด่นในด้านความแข็งแรง ทนทาน แต่น้ำหนักเบา โดยมีการนำไปใช้ในอุตสาหกรรมการผลิตรถแข่ง ชิ้นส่วนของเครื่องบิน ภายอุปกรณ์เทียม-เสริม อย่างแพร่หลาย โดยเฉพาะในต่างประเทศ และเหตุผลสำคัญในการเลือกวัสดุชนิดนี้มาผลิตภายอุปกรณ์เสริมนั้นได้ครอบคลุมคุณสมบัติทั้งทางด้านกายภาพและฟังก์ชันที่ช่วยในการเคลื่อนไหว ในระหว่างการผลิตการวางแนวไฟเบอร์สามารถทำให้วัสดุมีความยืดหยุ่น (Flexibility) ในทิศทางที่ต้องการ ทำให้เกิดการโค้งเล็กน้อยระหว่างรับน้ำหนัก และคืนตัวเมื่อน้ำหนักนั้นหายไป เกิดแรงส่งในจังหวะการเริ่มก้าวเท้า ทำให้ผู้ใช้งานภายอุปกรณ์เสริม ลดพลังงานในการเดินและมีท่าทางการเดินผิดปกติน้อยลง นอกจากนี้คนพิการกลุ่มนี้ซึ่งมีปัญหา Sensory feedback รวมถึง Proprioception จำเป็นต้องพึ่งพาการมองเห็นและความแข็งแรงของกล้ามเนื้ออย่างค้ำบและลำตัวในการเคลื่อนที่ การออกแบบผลิตภัณฑ์และข้อบ่งชี้การใช้งานจำเป็นต้องพิจารณาถึงจุดนี้ด้วย

2.2 ชุดหุ่นยนต์ช่วยเดิน

อุปกรณ์พยุงขาชนิดขับเคลื่อนด้วยพลังงานภายนอก หรือ Powered lower extremity exoskeleton ตามคำจำกัดความของ US Food and Drug Administration คือ “A prescription device that is composed of an external, powered, motorized orthosis used for medical purposes that is placed over a person paralysed or weakened limbs for the purpose of providing ambulation” (Food and Drug Administration, HHS, 2015) ประกอบไปด้วย ภายนอกที่มีระบบต้นกำลังในการขับเคลื่อน เพื่อช่วยคนพิการอัมพาตหรืออัมพฤกษ์ให้ยืน เดิน ขึ้นบันได และกิจกรรมในชีวิตประจำวันอย่างปลอดภัย ภายนอกชนิดนี้ จัดเป็น อุปกรณ์แพทย์ Class II ตาม US Food and Drug Administration. ปัจจุบันมีการทบทวนวรรณกรรม (review) ทั้งแบบ Systematic และแบบ Narrative เกี่ยวกับภายนอก ซึ่งมีการประลองเพื่อศึกษาประสิทธิภาพทางคลินิกและความปลอดภัยในการใช้งาน (Miller, 2016; Vidal, 2016).

ปัจจุบัน Powered lower extremity exoskeleton ที่มีขายตามท้องตลาดมี 8 แบบ ประกอบด้วย Bionic leg (AlterG Inc Fremont, CA, USA), Ekso exoskeleton (Eksobionics Ltd, Richmond, CA, USA), Hybrid assisted limb (HAL; Cyberdyne Inc., Tsukuba, Japan), Indego (Parker Hannifin Corp., Macedonia, OH, USA), Kinesis (Technaid, Madrid, Spain), ReWalk (Argo Medical Technologies Ltd., Yokneam Ilit, Israel), WalkTrainer (SWORTEC, Switzerland) และ Wearable power-assist locomotor exoskeleton (WPAL; Fujita Health University, Japan). Powered lower extremity exoskeleton ทั้ง 8 แบบนี้ มีความแตกต่างกันในส่วนองฟิสส์ของมุมที่เข่า, สะโพก หรือข้อเท้า, น้ำหนัก, ระบบควบคุมและเซนเซอร์, รูปแบบโหมดการทำงาน และบางแบบมีการใช้ Functional electrical stimulation (FES) ควบคุมด้วย-Kinesis และ Walkrainer อย่างไรก็ตาม Powered lower extremity exoskeleton ทั้ง 8 แบบ มีลักษณะบางอย่างที่เหมือนกันคือการให้ข้อสะโพก ข้อเข่าและข้อเท้าสามารถเคลื่อนไหวได้อย่างเสรีในทกแกนอิสระ เพื่อให้เคลื่อนที่ได้ตามความต้องการ นอกจากนี้การเคลื่อนไหว กระดกขึ้นลงของข้อเท้ายังสามารถทั้งแบบ Active และ Passive โดยทั่วไปแล้ว ผู้ใช้ยังต้องลงน้ำหนักผ่านไม้เท้า หรือ Walker เพื่อรักษาสมดุล ภายนอกเหล่านี้มีน้ำหนักน้อยกว่า 25 กิโลกรัม, มีระบบสั่งงานจากอุปกรณ์เสริม เช่น ไม้เท้า และออกแบบสำหรับผู้ใช้ที่มีส่วนสูงระหว่าง 145-191 เซนติเมตรและมีน้ำหนักน้อยกว่า 136 กิโลกรัม

ทั้งนี้ข้อกำหนดพื้นฐานการใช้งาน Powered lower extremity exoskeleton เพื่อช่วยเดินในกลุ่มคนพิการบาดเจ็บกระดูกไขสันหลังเพื่อให้เคลื่อนไหวได้อย่างปลอดภัยและป้องกันอาการแทรกซ้อนต่างๆ อย่างมีประสิทธิภาพนั้นยังไม่ชัดเจน ถึงแม้ผู้เข้าร่วมวิจัยส่วนใหญ่ในการศึกษาปัจจุบันเป็นกลุ่มที่มีอาการบาดเจ็บระดับ T10 ลงไป (45% of reviewed studies in Contreas-Vidal, 2016)

แต่ยังไม่มีข้อบ่งชี้ชัดเจนของกลุ่มคนพิการที่จะได้ประโยชน์ชัดเจนจากการใช้กายอุปกรณ์ชนิดนี้ นอกจากนี้ระบบควบคุมการขับเคลื่อน และระบบมิติการประเมินความปลอดภัย ประโยชน์ และการใช้งานนั้นจำเป็นต้องมีการพัฒนาต่อไป

ในปัจจุบันการพัฒนางานวิจัยทางด้านอุปกรณ์ทางการแพทย์อย่างแพร่หลาย และมีวัตถุประสงค์ที่จะช่วยเหลือผู้ที่มีปัญหาทางการเดิน ให้สามารถเคลื่อนไหวและเสริมสร้างกล้ามเนื้อท่อนล่าง โดยการเคลื่อนไหวให้เทียบเคียงกับคนปกติ โดย Aaron M, et al., 2007 ได้อธิบายพฤติกรรมรูปแบบของการเดินของคนปกติ (82 กิโลกรัม, ความยาวขา 0.99 เมตร, ชาย อายุ 28 ปี, เดินด้วยความเร็ว 1.27 เมตรต่อวินาที) ในส่วนของครึ่งล่างตั้งแต่ สะโพก (Hip), หัวเข่า (Knee), ข้อเท้า (Ankle) โดยการสร้างโครงสร้างต้นแบบเพื่อเก็บข้อมูลที่ได้จากการเดินของคนปกติ ซึ่งทำให้เห็นถึงวัฏจักรของการเดินในส่วนของครึ่งล่าง โดยผลลัพธ์แสดงให้เห็นถึงมุมของการเคลื่อนที่ของหัวเข่า ข้อเท้า และสะโพก รวมถึงกำลังที่ใช้ในการเคลื่อนไหวในแต่ละส่วน

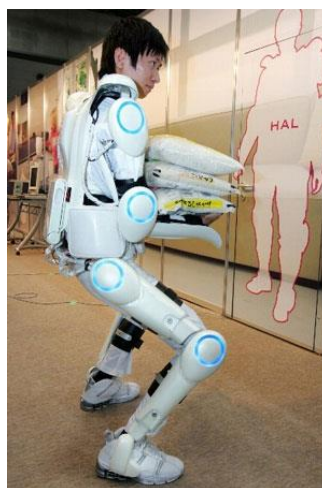
ระบบต้นกำลังในการเคลื่อนไหว การเดินพื้นผิวแนวระนาบ (Viet Anh Dung Cai, et al., 2011) โดยมีการออกแบบอุปกรณ์เฉพาะในส่วนของข้อเข่า แบบหกแกนอิสระในส่วนของข้อเข่า (6 DOFs Knee Exoskeleton) ที่สามารถปรับเปลี่ยนแรงด้วยตัวเองจากการเคลื่อนไหวข้อเข่า เพื่อให้เกิดความยืดหยุ่นและป้องกันการเคลื่อนไหวที่เกินขอบเขต โดยอาศัยกำลังขับเคลื่อนมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง (DC Motor) ทำการควบคุมแรงบิด (Torque) ของการเดินในส่วนของข้อเข่า เพื่อดำเนินงานแรงบิดที่เกิดจากการเดิน ทั้งนี้ยังมีอุปกรณ์ช่วยในการเคลื่อนไหวเรียกว่า Roboknee (Pratt, et al., 2004) อุปกรณ์ขับเคลื่อนแนวระนาบเรียกว่า Linear series elastic actuator (SEA) เพื่อเพิ่มกำลังในส่วนของข้อเข่า ในการขึ้นลงบันได และช่วยรองรับน้ำหนักของชุดในการทำงานโดยควบคุมแรงบิดข้อเข่า ซึ่งมีเซนเซอร์วัดแรงกดจากพื้นราบ (ในแนวตั้ง) จำนวน 2 ชุด ด้านซ้ายและขวา เพื่อควบคุมแรงบิดในส่วนของข้อเข่า เป็นอุปกรณ์ต้นกำลังช่วยในการเคลื่อนไหวทั้งนี้ยังมีการพัฒนาชุดโครงสร้างหุ่นยนต์ต้นแบบในการช่วยเดิน โดยเน้นกำลังที่ส่วนขา และที่บรรจุกองสำหรับแบบภาวะของหนัก โดยใช้ระบบ Linear hydraulic actuator เป็นตัวส่งกำลังหลักของระบบ สามารถรับภาระการแบกสิ่งของได้มากไม่ต่ำกว่า 100 กิโลกรัม เพื่อช่วยเหลือในการแบกสัมภาระต่างๆ แต่ข้อจำกัดของน้ำหนักชุดรวม 75 กิโลกรัม เป็นอุปสรรคอีกประการหนึ่ง

การออกแบบและพัฒนาชุดโครงหุ่นยนต์เสริมกำลังแบบเต็มตัว เรียกว่า HAL (Hybrid Assistive Leg) จาก University of Tsukuba ประเทศญี่ปุ่น (Kawamoto, et al., 2003) ออกแบบสำหรับเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานของผู้สวมใส่ มีมอเตอร์ขับเคลื่อนพร้อมระบบทดกำลังแบบฮาร์โมนิก ในส่วนของสะโพก และข้อเข่า โดยนำไปใช้ช่วยเหลือในการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยในสถานพยาบาล และช่วยเหลือสำหรับผู้ที่มีปัญหาทางการเดิน โดยอาศัยการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ (EMG) เพื่อแปลงเป็นสัญญาณทางไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์ และส่งสัญญาณไปยังสมองกลหุ่นยนต์เพื่อประมวลผล ให้

สามารถทำงานได้อย่างถูกต้องตามรูปแบบของการเคลื่อนไหวทางกายภาพ ทั้งยังออกแบบพื้นรองเท้าให้มีระบบตรวจจับแรงกด ที่เกิดขึ้นในขณะปฏิบัติงาน เพื่อให้ระบบสมองกลควบคุมการทำงานของมอเตอร์ ให้ส่งกำลังตอบสนองการทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยระบบของ HAL-5 ติดตั้งเซ็นเซอร์ตรวจวัดกล้ามเนื้อเนื้อระหว่างสะโพกและข้อเข่า โดยติดตั้งทั้งสองฝั่งของขา เซ็นเซอร์แบบ Potentiometers สำหรับการวัดตำแหน่งมุมองศา เซ็นเซอร์วัดแรงกด เซ็นเซอร์วัดระดับความสมดุล และเซ็นเซอร์วัดความเร่ง โดยอุปกรณ์ดังกล่าวถูกนำมาใช้ใน ระบบควบคุมรูปแบบการเดินและระบบ EMG โดย HAL-5 มีน้ำหนัก 21 กิโลกรัม พลังงานหลักจากแบตเตอรี่สามารถรองรับการทำงานได้อย่างต่อเนื่องประมาณ 160 นาที โดยการทดลองสามารถรองรับน้ำหนักมากถึง 40 กิโลกรัม ทั้งนี้ HAL-5 ได้พัฒนาให้เข้าสู่เชิงพาณิชย์ สำหรับสถานพยาบาลในประเทศไทยนี้



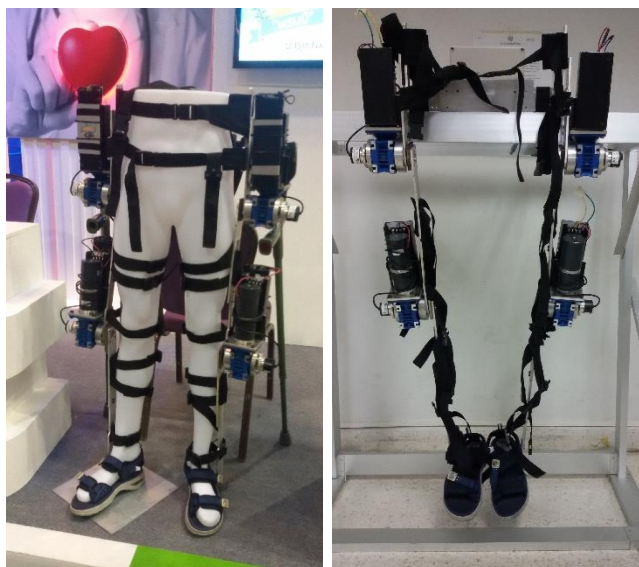
(ก)



(ข)

ภาพประกอบ 2.6 ชุดต้นกำลังช่วยหุ่นแรง BLEEX (ก) และ HAL-5 (ข)

โดยงานวิจัยดังกล่าว ได้ติดตั้งอุปกรณ์ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) สัญญาณจากกล้ามเนื้อเพื่ออ่านสถานะการเคลื่อนไหว ให้อุปกรณ์สามารถขับเคลื่อนตามรูปแบบการเคลื่อนที่เหมือนชุดต้นกำลังช่วยหุ่นแรง ซึ่งหากผู้ที่สูญเสียความรู้สึกท่อนล่าง หรือเป็นอัมพาต ก็จะยากที่จะตรวจจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อท่อนล่าง จึงทำให้มีข้อจำกัด ต่อการนำไปใช้งานในคนพิการครึ่งล่าง

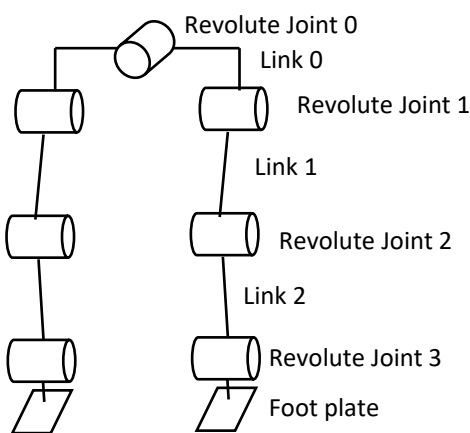


ภาพประกอบ 2.7 ต้นแบบหุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับผู้ทุพพลภาพครึ่งท่อนล่าง คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีปทุม (Wanayuth, et al., 2017)

ด้วยผลงานวิจัยการพัฒนาชุดต้นแบบโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับผู้ทุพพลภาพครึ่งท่อนล่าง (Wanayuth, et al., 2017) แสดงดังภาพประกอบ 2.7 ด้วยวัตถุประสงค์หลักได้ออกแบบสำหรับผู้ที่มีความรู้สึกครึ่งล่าง ให้สามารถเคลื่อนที่ได้ตามรูปแบบการเคลื่อนไหวที่ได้บันทึกไว้จากคนปกติ ประกอบไปด้วยระบบควบคุมสามฟังก์ชันการทำงานคือ การลुकนึ่งในลักษณะท่าทางนั่งบนเก้าอี้ การก้าวเดินในลักษณะท่าทางการยืน และการเดินในลักษณะการเดินต่อเนื่อง สามารถสั่งการด้วยสวิตช์จากไม้เท้าค้ำยัน โดยชุดหุ่นยนต์มีน้ำหนักประมาณ 25 กิโลกรัม ปฏิบัติงานได้ไม่ต่ำกว่า 180 นาที สามารถรองรับผู้สวมใส่น้ำหนักไม่เกิน 90 กิโลกรัม ส่วนสูง 150-180 เซนติเมตร ความเร็วสูงสุดเฉลี่ยไม่เกิน 0.25 เมตรต่อวินาที ภายใต้ระบบควบคุมสมองกลฝังตัวแบบแยกส่วน แบ่งเป็นตัวประมวลผลหลัก สำหรับประมวลผลรูปแบบการเดิน (Gait pattern) และตัวประมวลผลรองจำนวน 4 ชุด สำหรับควบคุมส่วนสะโพกและข้อเท้าทั้งสองข้าง โดยระบบควบคุมตำแหน่งองศาของการเคลื่อนที่ ด้วยตัวควบคุมพีไอดี โดยระบบสื่อสารข้อมูลระหว่างตัวประมวลผลทั้งหมดผ่านการสื่อสารแบบ RS485 ในการทดลองทำการอ่านข้อมูลตำแหน่งการเคลื่อนไหวจากคนปกติ (เพศชาย สูง 173 เซนติเมตร น้ำหนัก 73 กิโลกรัม) มีระยะการก้าวเดินเฉลี่ย 25 เซนติเมตรต่อการก้าวเดิน ความเร็วเฉลี่ย 0.15 เมตรต่อวินาที โดยระบบควบคุมหลักประมวลผลตำแหน่งการเคลื่อนที่และส่งข้อมูลตำแหน่งไปยังตัวควบคุมย่อย ให้ควบคุมตำแหน่งองศาการเคลื่อนที่ของส่วนสะโพกและข้อเท้า โดยสามารถควบคุมการตำแหน่งได้ตรงตามต้องการ ซึ่งมีค่าองศาผิดพลาดของตำแหน่งส่วนของสะโพกเฉลี่ยเท่ากับ 8 องศา และค่าองศาผิดพลาดของตำแหน่งส่วนของสะโพกเฉลี่ยเท่ากับ 12 องศา

2.3 จลนศาสตร์หุ่นยนต์

การเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์หรือจลนศาสตร์ของหุ่นยนต์ ประกอบด้วยจุดหมุน (Joint) และก้านโยง (Link) โดยให้การเคลื่อนที่ของจุดปลาย (End-effector) เปลี่ยนแปลง ทั้งนี้สามารถทำงานในพื้นที่ที่กำหนดไว้ตามข้อจำกัดของจุดหมุนและก้านโยง ดังภาพประกอบ 2.8 สำหรับการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของหุ่นยนต์นั้นสามารถคำนวณ ตำแหน่ง ความเร็ว และความเร่งของทุกก้านโยง โดยไม่พิจารณาแรงที่เกิดจากการเคลื่อนที่ ซึ่งจะวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างการเคลื่อนที่ (Motion) แรง (Force) และแรงบิด (Torque) จะเป็นการวิเคราะห์ในส่วนของการศึกษาพลศาสตร์ (Dynamics) ทั้งนี้จลนศาสตร์หุ่นยนต์ เป็นคณิตศาสตร์ที่ใช้แสดงความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งและการหมุนของแต่ละก้านโยงของหุ่นยนต์



ภาพประกอบ 2.8 องค์ประกอบการเคลื่อนที่ของจลนศาสตร์หุ่นยนต์

จลนศาสตร์หุ่นยนต์ (Robot Kinematics) แบ่งเป็น 2 ประเภทคือ

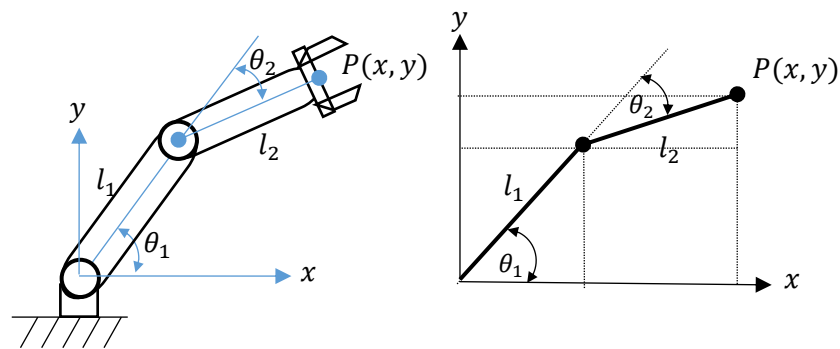
- Forward Kinematics หรือ Direct Kinematics คือ เป็นการกำหนดความยาวของก้านโยง และมุมแต่ละจุดหมุน โดยสามารถคำนวณหาตำแหน่งของจุดปลาย
- Invert Kinematics คือ เป็นการกำหนดความยาวของก้านโยง และตำแหน่งของเป้าหมายหรือจุดปลาย ภายในพื้นที่การทำงานของหุ่นยนต์ โดยสามารถคำนวณหามุมของจุดหมุน

ในการวิเคราะห์จลนศาสตร์หุ่นยนต์ ลักษณะทางกายภาพของหุ่นยนต์ สามารถอธิบายในรูปแบบของ Kinematics diagram เพื่อให้สามารถเข้าใจได้ง่าย ส่วนวิธีการคำนวณ มีหลายวิธีการคำนวณ เช่น Denavit-Hartenberg; DH matrix, การแปลงเลขาคณิต และวิธีการพีชคณิต เป็นต้น

2.3.1 จลนศาสตร์หุ่นยนต์ด้วยวิธีการพีชคณิต

จลนศาสตร์หุ่นยนต์ด้วยวิธีการพีชคณิต เป็นการคำนวณสมการทางคณิตศาสตร์ ที่ประกอบด้วยวิธีการ เช่น กฎของโคไซน์ พีทาโกรัส เป็นต้น โดยอาศัยรูปทรงเลขาคณิตพื้นฐาน เข้ามาช่วยในการ

คำนวณ โดยการคำนวณไม่ได้เกี่ยวข้องกับ แรง พลังงานจลน พลศาสตร์ เนื่องจากเป็นการหาสมการของจลนศาสตร์หุ่นยนต์ โดยทำการคำนวณจากฐานล่าง (Base) จนถึงจุดปลาย (End-effector) เพื่อหาตำแหน่งปลายทางของระบบ โดยกำหนดค่าพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องในการคำนวณคือ ความยาวของก้านโยง และมุมของการหมุน ดังแสดงให้เห็นในภาพประกอบ 2.9 จลนศาสตร์หุ่นยนต์สองแกน 2-DOF (DOF: degree of freedom)



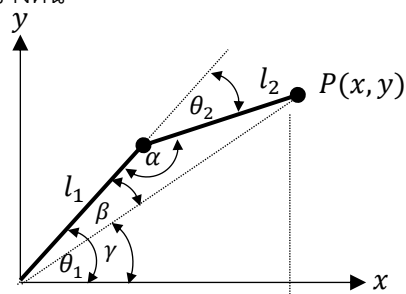
ภาพประกอบ 2.9 จลนศาสตร์หุ่นยนต์สองแกน

เมื่อ l คือความยาวของก้านโยง, θ คือมุมของจุดหมุน ดังนั้น คำนวณหาตำแหน่งของจุด $P(x,y)$ ด้วยวิธี Forward kinematics

$$x = l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad 2.1$$

$$y = l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad 2.2$$

การหามุมของการหมุน โดยกำหนดระยะของก้านโยง l และจุดปลาย $P(x,y)$ สามารถคำนวณได้จากวิธีการ Invert Kinematics จากรูปข้างต้น



ภาพประกอบ 2.10 มุมภายในจลนศาสตร์หุ่นยนต์ตามของกฎโคไซน์

จากกฎของโคไซน์

$$c^2 = a^2 + b^2 - 2ab\cos\alpha \quad 2.3$$

ดังนั้น

$$r^2 = l_1^2 + l_2^2 + 2l_1l_2\cos\alpha \quad 2.4$$

เมื่อ $r^2 = x^2 + y^2$

$$\cos\alpha = \frac{x^2 + y^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1l_2} \quad 2.5$$

จาก $\sin^2\theta + \cos^2\theta = 1$ ก ดังนั้น

$$\sin\alpha = \sqrt{1 - \cos^2\alpha} \quad 2.6$$

จากสมการ (2.5) และ (2.6) จะได้

$$\tan\alpha = \frac{\sin\alpha}{\cos\alpha} \quad 2.7$$

$$\alpha = \text{atan2}(\sin\alpha, \cos\alpha) \quad 2.8$$

กำหนดให้ $\theta_2 = \alpha - 180$

ดังนั้น

$$\theta_2 = \text{atan2}(\sqrt{1 - \cos^2\alpha}, \cos\alpha) - 180 \quad 2.9$$

โดยหามุม θ_1 โดย

$$\theta_1 = \beta + \gamma \quad 2.10$$

หามุม γ โดยใช้กฎของสามเหลี่ยมมุมฉาก

$$\tan\gamma = \frac{y}{x} \quad 2.11$$

ดังนั้นเพื่อให้สามารถหามุม γ ออกมาได้ทั้งทางบวกและลบ ได้ดังนี้

$$\gamma = \text{atan2}(y, x) \quad 2.12$$

หามุม β โดยใช้กฎของโคไซน์

$$l_2^2 = l_1^2 + r^2 - 2l_1r\cos\beta \quad 2.13$$

$$l_2^2 = l_1^2 + x^2 + y^2 - 2l_1\sqrt{x^2 + y^2}\cos\beta \quad 2.14$$

ดังนั้น

$$\cos\beta = \frac{l_1^2 + x^2 + y^2 - l_2^2}{2l_1\sqrt{x^2 + y^2}} \quad 2.15$$

จาก $\sin^2\theta + \cos^2\theta = 1$ ดังนั้น

$$\sin\beta = \sqrt{1 - \cos^2\beta} \quad 2.16$$

จากสมการ (2.15) และ (2.16) จะได้

$$\tan\beta = \frac{\sin\beta}{\cos\beta} \quad 2.17$$

ดังนั้น

$$\beta = \text{atan2}(\sin\beta, \cos\beta) \quad 2.18$$

$$\beta = \text{atan2}(\sqrt{1 - \cos^2\beta}, \cos\beta) \quad 2.19$$

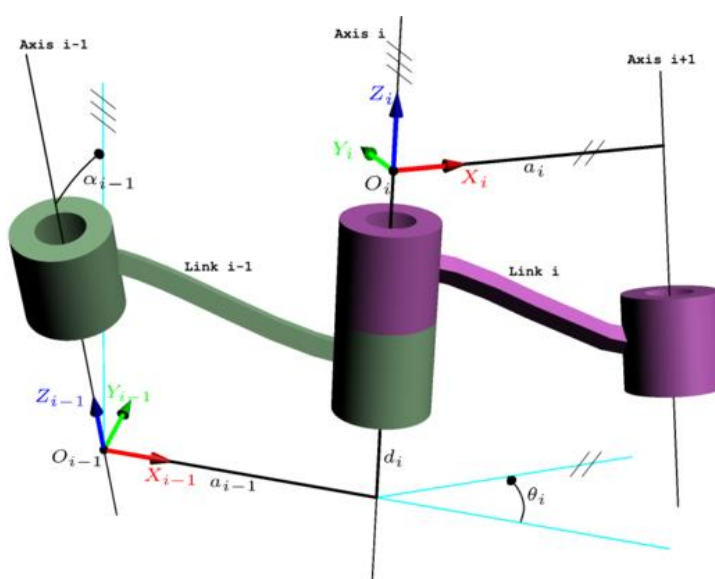
ดังนั้นสามารถคำนวณหาค่า $\theta_1 = \beta + \gamma$ และ $\theta_2 = \alpha - 180$ โดยสมการที่ใช้ในการคำนวณหาค่ามุมของจุดหมุนของก้านโยงหุ่นยนต์ทั้งสองคือ

$$\theta_1 = \text{atan2}(\sqrt{1 - \cos^2\beta}, \cos\beta) - \text{atan2}(y, x) \quad 2.20$$

$$\theta_2 = \text{atan2}(\sqrt{1 - \cos^2\alpha}, \cos\alpha) - 180 \quad 2.21$$

2.3.2 จลนศาสตร์หุ่นยนต์ด้วย Homogenous Transformation

การคำนวณจลนศาสตร์หุ่นยนต์ประกอบด้วย ก้านโยงเชื่อมต่อกันแบบอนุกรม และมุมของจุดหมุนในแต่ละก้านโยง เพื่อคำนวณหาตำแหน่งและมุมหมุนของจุดปลายทาง โดยวิธีนี้เรียกว่า Forward Kinematic สามารถคำนวณได้จากวิธี Denavit-Hartenberg โดยอาศัยพารามิเตอร์ในการคำนวณ a_{i-1} คือความยาวของก้านโยง α_{i-1} คือมุมเอียงของก้านโยงที่เกิดจากการบิดแนวแกนใหม่ d_i คือระยะเหลือของก้านโยงที่เปลี่ยนไปของแนวแกน และ θ_i คือมุมที่มีการเปลี่ยนแปลงของจุดหมุน โดยค่าพารามิเตอร์ต่างๆ



ภาพประกอบ 2.11 การกำหนดพารามิเตอร์ของจุดหมุนและก้านโยง

[ที่มา: https://pt.wikipedia.org/wiki/Par%C3%A2metros_de_Denavit-Hartenberg]

จากภาพประกอบ 2.11 การกำหนดระยะ a_{i-1} โดยวัดระยะห่างจากแกน Z_{i-1} ถึง Z_i ตามแนวแกน X_{i-1} , การกำหนดมุม α_{i-1} โดยมุมที่เปลี่ยนแปลงระหว่างแนวแกน Z_{i-1} และ Z_i ตามแนวแกน X_{i-1} , การกำหนดระยะ d_i โดยวัดระยะห่างจากแนวแกน X_{i-1} ถึง X_i ตามแนวแกน Z_i , การกำหนดมุม θ_i โดยมุมที่เปลี่ยนแปลงระหว่างแนวแกน X_{i-1} ถึง X_i ตามแนวแกน Z_i

เมตริกซ์ตามรูปแบบ Denavit-Hartenberg จากเฟรม $\{i\}$ อ้างอิงจากเฟรม $\{i-1\}$ ทำโดยเริ่มจากการคำนวณการหมุน (Rotation) และการเลื่อน (Translation) โดยการคูณด้านขวา (Post multiplication) ดังนี้

$${}^{i-1}T_i = R_x(\alpha_{i-1})D_x(a_{i-1})R_z(\theta_i)D_z(d_i) \quad 2.22$$

$$\begin{aligned}
&= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha_{i-1} & -\sin\alpha_{i-1} & 0 \\ 0 & \sin\alpha_{i-1} & \cos\alpha_{i-1} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_{i-1} \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i & 0 & 0 \\ \sin\theta_i & \cos\theta_i & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i & 0 & a_{i-1} \\ \sin\theta_i \cos\alpha_{i-1} & \cos\theta_i \cos\alpha_{i-1} & -\sin\alpha_{i-1} & -\sin\alpha_{i-1} d_i \\ \sin\theta_i \sin\alpha_{i-1} & \cos\theta_i \sin\alpha_{i-1} & \cos\alpha_{i-1} & \cos\alpha_{i-1} d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad 2.23
\end{aligned}$$

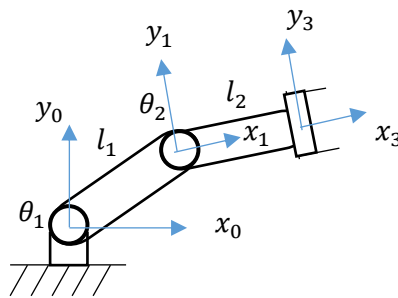
เมื่อ R_x และ R_z คือ Rotation matrix, D_x และ D_z คือ Translation matrix โดยการคำนวณหา Forward kinematics จะคำนวณจากฐานล่างจนถึงจุดปลาย สามารถคำนวณด้วยการคูณของเมตริกจากฐานตามลำดับดังนี้

$$\text{end_effector}^{\text{base}}\mathbf{T} = {}^0\mathbf{T}_1 \mathbf{T}_2 \dots {}^{n-1}\mathbf{T}_n \quad 2.24$$

ดังนั้นสมการจะได้

$$\text{end_effector}^{\text{base}}\mathbf{T} = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & p_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & p_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad 2.25$$

ตัวอย่างการคำนวณด้วยวิธีการ Denavit-Hartenberg



ภาพประกอบ 2.12 จลนศาสตร์ทางกลของหุ่นยนต์แบบสองแกน

ตารางที่ 2.1 การกำหนดพารามิเตอร์ของ Denavit-Hartenberg

i	θ_i	α_{i-1}	a_{i-1}	d_i
1	θ_1	0	0	0
2	θ_1	0	l_1	0
3	0	0	l_2	0

$$\begin{aligned}
& \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & \sin\theta_1 & 0 & 0 \\ -\sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & p_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & p_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
& = \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 & 0 & l_1 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & l_2 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{2.31}$$

นำตำแหน่ง (1,4) และ (2,4) ของเมตริก จากสมการที่ (2.31)

$$\cos^2\theta_1 P_x^2 + \sin^2\theta_1 P_y^2 + 2P_x P_y \cos\theta_1 \sin\theta_1 = l_2^2 \cos^2\theta_2 + 2l_1 l_2 \cos\theta_2 + l_1^2 \tag{2.32}$$

$$\sin^2\theta_1 P_x^2 + \cos^2\theta_1 P_y^2 - 2P_x P_y \cos\theta_1 \sin\theta_1 = l_2^2 \sin^2\theta_2 \tag{2.33}$$

นำสมการ (2.32) บวกสมการ (2.33)

$$\begin{aligned}
& P_x^2 (\cos^2\theta_1 + \sin^2\theta_1) + P_y^2 (\sin^2\theta_1 + \cos^2\theta_1) \\
& = l_2^2 (\cos^2\theta_2 + \sin^2\theta_2) + 2l_1 l_2 \cos\theta_2 + l_1^2
\end{aligned} \tag{2.34}$$

$$P_x^2 + P_y^2 = l_2^2 + 2l_1 l_2 \cos\theta_2 + l_1^2 \tag{2.35}$$

$$\cos\theta_2 = \frac{P_x^2 + P_y^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1 l_2} \tag{2.36}$$

เมื่อ $\cos\theta = a$ จะมีค่าเท่ากับ $\theta = \text{Atan2}(\pm\sqrt{1-a^2}, a)$ ดังนั้น

$$\theta_2 = \text{Atan2}\left(\pm\sqrt{1 - \left[\frac{P_x^2 + P_y^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1 l_2}\right]^2}, \frac{P_x^2 + P_y^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1 l_2}\right) \tag{2.37}$$

หามุม θ_1 โดยนำตำแหน่ง (1,4) ของเมตริก จากสมการที่ (2.31)

$$\cos\theta_1 P_x + \sin\theta_1 P_y = l_2 \cos\theta_2 + l_1 \tag{2.38}$$

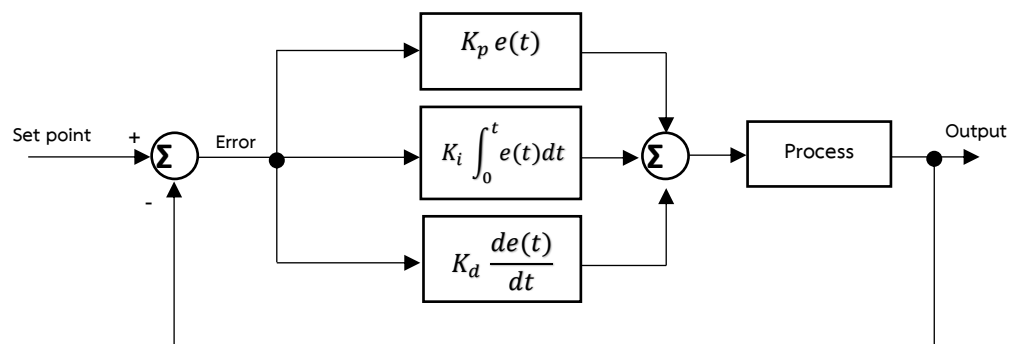
เมื่อ $a \sin\theta + b \cos\theta = c$ จะมีค่าเท่ากับ $\theta = \text{Atan2}(a, b) \pm \text{Atan2}(\sqrt{a^2 + b^2 - c^2}, c)$
 ดังนั้น

$$\theta_1 = \text{Atan2}(P_x, P_y) \pm \text{Atan2}\left(\sqrt{P_y^2 + P_x^2 - (l_2 \cos\theta_2 + l_1)^2}, l_2 \cos\theta_2 + l_1\right) \quad 2.39$$

ทั้งนี้การคำนวณหา Forward kinematics โดยมีข้อกำหนดให้ กำหนดค่ามุมของการหมุนและกำหนดระยะของก้านโยง จะสามารถหาพิกัดจุดปลายได้ และในทางกลับกัน เมื่อกำหนดพิกัดจุดปลายและระยะของก้านโยง จะสามารถคำนวณหามุมของแต่ละแกนหมุนได้ ซึ่งเรียกว่า Invert kinematics

2.4 ทฤษฎีการควบคุมมอเตอร์ด้วย พีไอดีคอนโทรล

พีไอดีคอนโทรล หรือ Proportional integral derivative controller (PID) เป็นระบบควบคุมที่ใช้ในภาคอุตสาหกรรมอย่างแพร่หลาย เพื่อที่จะพยายามลดข้อผิดพลาดในขณะระบบทำงาน เช่น ระบบควบคุมตำแหน่ง ระบบควบคุมความเร็ว ระบบควบคุมแรงบิด เป็นต้น ในการควบคุมต้องอาศัยค่าอ้างอิงในการเริ่มต้นการทำงาน หรือการควบคุมโดยกำหนดตัวแปรตามที่ต้องการ (Set point) โดยการคำนวณตัวแปร Set point จะนำมาประมวลผลและส่งค่าผลลัพธ์จากการคำนวณไปดำเนินการแก้ไขตามกระบวนการได้อย่างทันที เพื่อให้ระบบสามารถตอบสนองได้อย่างรวดเร็ว และลดข้อผิดพลาดให้น้อยที่สุด โดยการคำนวณ PID ประกอบด้วย 3 ส่วนสำคัญ คือ Proportional, Integral และ Derivative สามารถแยกเป็นสามพารามิเตอร์ โดยสามารถปรับเปลี่ยนค่าคงที่ของแต่ละส่วนได้อย่างเหมาะสมกับระบบนั้นๆ ด้วยวิธีควบคุมพีไอดี สามารถดำเนินการควบคุมเพื่อความต้องการเฉพาะกระบวนการ โดยการตอบสนองของการควบคุมจะสามารถอธิบายในแง่ของการตอบสนองของการควบคุมข้อผิดพลาด โดยสามารถแยกออกได้เป็น 3 ส่วน ดังนี้



ภาพประกอบ 2.13 บล็อกไดอะแกรมของการควบคุมพีไอดี

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(t) dt + K_d \frac{d}{dt} e(t) \quad 2.40$$

เทอม Proportional เปลี่ยนแปลงตามอัตราส่วนของค่า error ปัจจุบัน ซึ่งสามารถเขียนได้ตามสมการที่ 2.41 ซึ่งค่า P_{out} สามารถคำนวณได้โดยการนำค่า error มาคูณกับค่าคงที่ K_p ดังนั้นเมื่อผลลัพธ์ มีค่าสูงมากๆ มักจะหมายถึงการตอบสนองได้เร็วขึ้น แต่เนื่องจากค่าที่สูงมาก อาจทำให้เกิดข้อผิดพลาดได้มากเหมือนกัน สูงมากเกินไปจะนำไปสู่การไม่มีเสถียร ซึ่งทำให้เกิดการสั่น (Oscillate) กำหนดให้ P_{out} คือค่าเอาต์พุตของระบบที่ส่งออกมา, K_p คือค่าอินพุตพารามิเตอร์ที่กำหนดเข้าไป, e คือค่าความผิดพลาด (ค่าที่ตั้งต้น - ค่าที่วัดได้), t คือคาบเวลาใดๆ

$$P_{out} = K_p e(t) \quad 2.41$$

สมการ Integral สามารถเขียนได้ตามสมการที่ 2.42 โดย I_{out} คือค่าที่ส่งออกมา, K_i คือค่าพารามิเตอร์ที่เราใส่เข้าไป, e คือค่าความผิดพลาด (ค่าที่ตั้งต้น - ค่าที่วัดได้), t คือคาบเวลา ณ เวลาใดๆ, τ คือตัวแปรผันของคาบเวลา

$$I_{out} = K_i \int_0^t e(t) dt \quad 2.42$$

สมการ Derivative สามารถเขียนได้ตามสมการที่ 2.43 โดย D_{out} คือค่าที่ส่งออกมา, K_d คือค่าพารามิเตอร์ที่เราใส่เข้าไป, e คือค่าความผิดพลาด (ค่าที่ตั้งต้น - ค่าที่วัดได้), t คือคาบเวลา ณ เวลาใด ๆ

$$D_{out} = K_d \frac{d}{dt} e(t) \quad 2.43$$

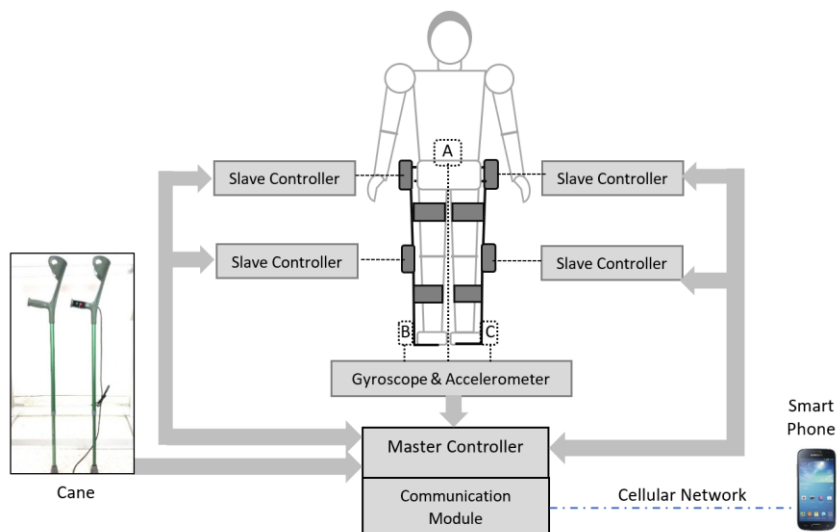
โดยสรุปตัวควบคุมแบบพีไอดี จะมีพารามิเตอร์ที่ต้องทำการปรับอยู่สามตัว คือเกณฑ์การขยาย, การตั้งค่าเวลา และอัตราเวลา ซึ่งการควบคุมแบบพีไอดีเหมาะที่จะนำมาใช้กับการควบคุมกระบวนการ หรือรูปการควบคุมที่มีค่าคงตัวเวลายาวนานและปราศจากสัญญาณรบกวนใดๆ โดยข้อดีของการควบคุมแบบพีไอดี คือให้ความสามารถในการดูแลขณะที่กระบวนการกำลังดำเนิน หรือเปลี่ยนแปลงอยู่ กำจัดออฟเซตที่เกิดจากการควบคุมแบบสัดส่วน

บทที่ 3

พาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับคนพิการอัมพาตครึ่งท่อนล่าง

3.1 การออกแบบระบบ (System Overview)

พาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินได้ออกแบบสำหรับคนพิการอัมพาตครึ่งท่อนล่าง โดยผู้ใช้งานต้องสวมใส่แบบยึดติดด้านข้างของส่วนขาทั้งสองข้าง โดยสามารถสวมใส่และติดตั้งด้วยตนเอง มีจุดรองรับ ช่วงลำตัว ลำแข้ง และช่วงขาท่อนล่าง ทำมาจากวัสดุพลาสติกทางการแพทย์ จากสถาบันสิรินธรเพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์แห่งชาติ โดยยึดติดตั้งในส่วนลำตัวและขาท่อนล่าง เพื่อให้กระชับท่อนล่างและความปลอดภัยในการใช้งาน โดยผู้สวมใส่จะต้องสวมใส่ชุดโครงพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินและสามารถสั่งการให้เครื่องทำงานได้จากไม้เท้าช่วยพยุง โดยสามารถกดปุ่มเลือกฟังก์ชันการใช้งานคือ การยืน การนั่ง การก้าวเดินและปุ่มขอความช่วยเหลือ โดยระบบจะรับคำสั่งจากปุ่มกดตลอดเวลาหากมีการปล่อยปุ่มกด ระบบจะสั่งการให้หยุดทำงาน เมื่อผู้สวมใส่เลือกปุ่มสั่งการทำงานสำหรับเคลื่อนไหวท่อนล่าง ระบบสมองกลของเครื่องจะรับสัญญาณที่ส่งมาและประมวลผลรูปแบบการเดินที่ได้เก็บข้อมูลการเดินของคนปกติ และสั่งการไปยังอุปกรณ์ขับเคลื่อนตามจุดหมุนต่างๆ ของท่อนล่าง ในส่วนสำคัญ เช่น สะโพก ข้อเข่า เป็นต้น โดยสมองกลจะทำการควบคุมการทำงานให้ตรงตามรูปแบบการก้าวเดินให้สมบูรณ์ที่สุด ทั้งนี้ชุดพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินนี้จะทำการเชื่อมต่อกับไม้เท้าค้ำยัน เพื่อควบคุมการทำงานของชุดพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ ทั้งยังช่วยประคองขณะก้าวเดินของผู้สวมใส่อีกด้วย โดยมีปุ่มกดสำหรับการทำงาน และปุ่มกดสำหรับขอความช่วยเหลือ ถ้าผู้สวมใส่เกิดเหตุขัดข้องอย่างใดอย่างหนึ่ง ซึ่งสามารถกดปุ่มในกรณีขอความช่วยเหลือหรือเหตุฉุกเฉิน ระบบจะส่งสัญญาณไปให้ผู้ดูแลทันที ผ่านเครือข่ายโทรศัพท์สัญญาณไร้สาย

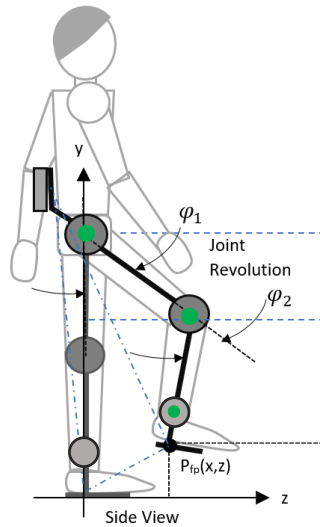


ภาพประกอบ 3.1 การทำงานของระบบพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินครึ่งท่อนล่าง

หลักการทำงานของระบบพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับคนพิการผู้ป่วยอัมพาตครึ่งท่อนล่าง ด้วยระบบสมองกลฝังตัว (Embedded system) แบ่งเป็น ตัวประมวลผลหลัก (Master controller) จำนวน 1 ตัว และตัวประมวลผลย่อย (Slave controller) จำนวน 4 ตัว โดยตัวประมวลผลย่อยถูกออกแบบให้ทำงานเฉพาะส่วน สำหรับการควบคุมมุมมองและการหมุนของสะโพก และข้อเข่าทั้งสองข้าง ตัวประมวลผลย่อยจะทำหน้าที่ควบคุมการเคลื่อนที่ของจุดหมุนของท่อนขาทั้งสองขา โดยควบคุมการทำงานของมอเตอร์ให้หมุนไปยังองศาที่กำหนดแต่ละตัว โดยระบบประมวลผลย่อยจะรับสัญญาณจากตัวประมวลผลหลักในการควบคุมการขับเคลื่อนมอเตอร์กระแสตรง (DC motor) โดยมีเซ็นเซอร์แบบแอฟโซลูทเอ็นโค้ดเดอร์ (Absolute encoder) เป็นตัวตรวจวัดค่ามุมมองของจุดหมุนที่มีการเปลี่ยนแปลง เพื่อทำการตรวจสอบความถูกต้องของการหมุนของมุมมองขา ซึ่งตัวประมวลผลหลักจะทำหน้าที่ประมวลผลรูปแบบการเดิน และส่งข้อมูลไปยังตัวประมวลผลย่อยผ่านระบบเครือข่ายสื่อสารแบบไร้สาย (Wireless communication) โดยใช้สัญญาณจากโมดูลมาตรฐาน IEEE 802.11n ความถี่ 2.4 GHz เป็นระบบสื่อสารภายในระบบสมองกลฝังตัวแบบแยกส่วน และยังเชื่อมต่ออุปกรณ์เซ็นเซอร์ Gyroscope และ Accelerometer เพื่อตรวจสอบสถานะ การทรงตัว และความเร็ว ในขณะที่มีการเคลื่อนไหว และรับคำสั่งการควบคุมการทำงานจากผู้สวมใส่ ผ่านปุ่มกดที่ถูกติดตั้งที่มือจับของไม้เท้าค้ำยัน

3.2 จลนศาสตร์ทางกลการเคลื่อนที่พาราโรบอท (Pararobot Kinematic Model)

รูปแบบการก้าวเดินต้องอาศัยการเคลื่อนที่ของส่วนต่างๆ ของท่อนล่าง โดยมี 3 จุดหมุน คือ จุดหมุนในส่วนสะโพก (Hip) ข้อเข่า (Knee) และข้อเท้า (Ankle) แสดงดังภาพประกอบ 3.2 จึงทำให้ร่างกายส่วนท่อนล่างสามารถเคลื่อนไหวได้ ทั้งนี้ ผู้ทบทวนภาพทางการเคลื่อนไหวที่ไร้ความรู้สึกท่อนล่าง จึงต้องอาศัยการเคลื่อนที่ของส่วนที่สำคัญทั้ง 3 ส่วนคือ สะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า (ข้อเท้าเป็นจุดหมุนแบบอิสระ) จึงออกแบบจลนศาสตร์ทางกลของพาราโรบอทหุ่นยนต์ ให้สามารถเคลื่อนที่ของมุมสะโพกข้อเข่าและข้อเท้า เพื่อให้รูปแบบการเคลื่อนไหวของขาในแต่ละข้างเทียบเคียงรูปแบบของการเดิน



ภาพประกอบ 3.2 จุดหมุนสำหรับครึ่งท่อนล่าง สะโพก, ข้อเข่าและข้อเท้า

โดยกำหนดให้มุมที่เกิดขึ้น จุดหมุนส่วนสะโพก (θ_{hip}) จุดหมุนส่วนข้อเข่า (θ_{knee}) และจุดหมุนส่วนข้อเท้า (θ_{ankle}) เพื่อหาสมการ การเคลื่อนที่ของการเดินของแต่ละข้าง ซึ่งในการหาจลนศาสตร์ทางกลด้วย Invert kinematics จะแสดงสมการของจุดหมุนดังต่อไปนี้

$$T = \text{Rot}(\theta_{hip})\text{Trans}(L_1)\text{Rot}(\theta_{knee})\text{Trans}(L_2) \text{Rot}(\theta_{ankle}) \quad (\text{เมื่อ } \theta_{hip} = \theta_1, \theta_{knee} = \theta_2, \text{ และ } \theta_{ankle} = \theta_3)$$

$${}^0_1T = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & -\sin\theta_1 & 0 & 0 \\ \sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, {}^1_2T = \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 & 0 & l_1 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

$${}^2_3T = \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & -\sin\theta_3 & 0 & l_2 \\ \sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad 3.1$$

$${}^0_3T = \begin{bmatrix} \cos\theta_{123} & -\sin\theta_{123} & 0 & l_1\cos\theta_1 + l_2\cos\theta_{12} \\ \sin\theta_{123} & \cos\theta_{123} & 0 & l_1\sin\theta_1 + l_2\sin\theta_{12} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad 3.2$$

เมื่อ $\theta_{12} = \theta_1 + \theta_2$, $\theta_{123} = \theta_1 + \theta_2 + \theta_3$
กำหนดให้

$${}^0_3T = \begin{bmatrix} \cos\phi & -\sin\phi & 0 & x \\ \sin\phi & \cos\phi & 0 & y \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad 3.3$$

เมื่อ $\cos\phi = \cos\theta_{123}$, $\sin\phi = \sin\theta_{123}$

จากสมการ 3.3 กำหนดให้

$$x = l_1 \cos\theta_1 + l_2 \cos\theta_{12} \quad 3.4$$

$$y = l_1 \sin\theta_1 + l_2 \sin\theta_{12} \quad 3.5$$

แก้สมการ 3.4 และสมการ 3.5 โดยยกกำลังสองทั้งสองข้างตลอดสมการ

$$x^2 + y^2 = l_1^2 + l_2^2 + 2l_1 l_2 \cos\theta_2 \quad 3.6$$

จากกฎของโคไซน์ $\cos\theta_{12} = \cos\theta_1 \cos\theta_2 - \sin\theta_1 \sin\theta_2$ และ

$$\sin\theta_{12} = \cos\theta_1 \sin\theta_2 + \sin\theta_1 \cos\theta_2$$

ดังนั้นสามารถแก้สมการที่ 3.6

$$\cos\theta_2 = \frac{x^2 + y^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1 l_2} \quad 3.7$$

จากกฎของไซน์ $\sqrt{\cos^2\theta + \sin^2\theta} = 1$ ดังนั้น แก้สมการที่ 3.7 จะได้

$$\sin\theta_2 = \pm \sqrt{1 - \cos^2\theta_2} \quad 3.8$$

จากสมการ 3.7 และสมการ 3.8 ดังนั้น

$$\theta_2 = \text{Atan2}(\sin\theta_2, \cos\theta_2) \quad 3.9$$

สามารถคำนวณหามุม θ_1 จากสมการ 3.4 และสมการ 3.5

ดังนั้น

$$x = k_1 \cos\theta_1 - k_2 \sin\theta_1 \quad 3.10$$

$$y = k_1 \sin\theta_1 + k_2 \cos\theta_1 \quad 3.11$$

เมื่อ $k_1 = l_1 + l_2 \cos\theta_2$, $k_2 = l_2 \sin\theta_2$

จากกฎของพีทาโกรัส กำหนดให้

$$r = \sqrt{k_1^2 + k_2^2} \quad 3.12$$

และ

$$\gamma = \text{Atan2}(k_2, k_1) \quad 3.13$$

เมื่อ

$$k_1 = r \cos \gamma, k_2 = r \sin \gamma \quad 3.14$$

แทนค่าในสมการ 3.10 และสมการ 3.11

$$\frac{x}{r} = \cos \gamma \cos \theta_1 - \sin \gamma \sin \theta_1 = \cos(\gamma + \theta_1) \quad 3.15$$

$$\frac{y}{r} = \cos \gamma \sin \theta_1 + \sin \gamma \cos \theta_1 = \sin(\gamma + \theta_1) \quad 3.16$$

นำสมการที่ 3.15 และ 3.16 หาค่ามุม

$$\gamma + \theta_1 = \text{Atan2}\left(\frac{y}{r}, \frac{x}{r}\right) = \text{Atan2}(y, x) \quad 3.17$$

จะได้

$$\theta_1 = \text{Atan2}(y, x) - \text{Atan2}(k_2, k_1) \quad 3.18$$

$$\theta_1 + \theta_2 + \theta_3 = \text{Atan2}(\sin \phi, \cos \phi) = \phi \quad 3.19$$

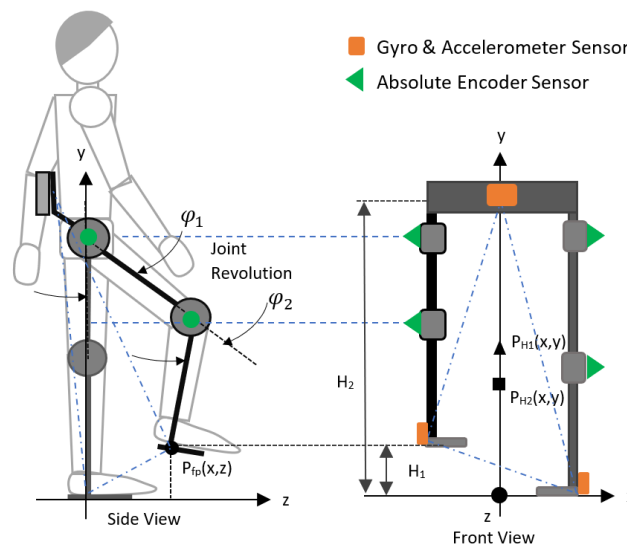
ดังนั้น

$$\theta_{hip} = \theta_1 = \text{Atan} \left(\pm \sqrt{1 - \left(\frac{x(l_1 + l_2 \cos \theta_2) + y l_2 \sin \theta_2}{x^2 + y^2} \right)^2}, \frac{x(l_1 + l_2 \cos \theta_2) + y l_2 \sin \theta_2}{x^2 + y^2} \right) \quad 3.20$$

$$\theta_{knee} = \theta_2 = \text{Atan} \left(\pm \sqrt{1 - \left(\frac{x^2 + y^2 - l_1^2 - l_2^2}{2 l_1 l_2} \right)^2}, \frac{x^2 + y^2 - l_1^2 - l_2^2}{2 l_1 l_2} \right) \quad 3.21$$

3.3 จลนศาสตร์ทางกลการโน้มเอียงด้านข้าง (Fall Detection)

รูปแบบการโน้มเอียงด้านข้างมีผลต่อการเคลื่อนไปข้างหน้า จะทำให้เกิดการล้มในขณะการก้าวเดิน ซึ่งสามารถกำหนดเป็นสมการการโน้มเอียงสำหรับโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ จุดหมุนในส่วนสะโพก (Hip) ข้อเข่า (Knee) แสดงดังภาพประกอบที่ 3.3 ซึ่งในส่วนของ การตรวจวัดการโน้มเอียงจะช่วยป้องกันการล้มไปด้านข้าง ในขณะที่เคลื่อนที่ไปข้างหน้า เนื่องจากผู้สวมใส่ไม่สามารถรักษาสถิตของชุดโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ ดังนั้นการออกแบบโครงสร้างหุ่นยนต์ต้องป้องกันและปลอดภัยต่อผู้ใช้งาน เพื่อให้การเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์เทียบเคียงกับการเคลื่อนที่ปกติให้มากที่สุด



ภาพประกอบ 3.3 จลนศาสตร์ทางกลการโน้มเอียงของโครงสร้างหุ่นยนต์

จากรูปที่กำหนด คำนวณหาสถานะของการโน้มเอียงของหุ่นยนต์ กำหนดให้ L_1 คือระยะของท่อนขา ระหว่างจุดหมุนสะโพก L_2 คือระยะของท่อนล่าง ระหว่างจุดหมุนข้อเข่า ถึง จุดหมุนของข้อเท้า และมุม φ_1 และ φ_2 คือมุมองศาได้จากอุปกรณ์แอฟโซลูทเอ็นโค้ดเดอร์ ของสะโพกและข้อเข่า โดยทำการคำนวณหาค่าระยะห่างของ K_1 และ K_2 ตามแนวแกน z จะได้

$$K_1 = L_1 \sin \varphi_1 \quad 3.22$$

$$K_2 = L_2 \cos \varphi_2 \quad 3.23$$

จากกฎของโคไซน์ มุมภายใน สามารถคำนวณได้จากมุม $180 - \varphi_2 - (90 - \varphi_1)$ ดังนั้นกำหนดให้ φ_3 จะได้

$$\varphi_3 = 90 - \varphi_2 + \varphi_1 \quad 3.24$$

ดังนั้น แทนค่าสมการ 3.24 จะได้

$$K_2 = L_2 \cos(90 - \varphi_2 + \varphi_1) \quad 3.25$$

หาระยะการเคลื่อนที่ในแนวแกน z สามารถคำนวณได้จาก $z = K_1 - K_2$ จะได้

$$z = L_1 \sin \varphi_1 - L_2 \cos(90 - \varphi_2 + \varphi_1) \quad 3.26$$

การคำนวณหาสถานการณ์โน้มเอียงของโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ สามารถคำนวณได้จาก โมเมนต์ (Q) จากจุดศูนย์กลางหุ่นยนต์มีการเปลี่ยนแปลงเกินค่าที่กำหนด สมการดังนี้

$$Q_1 = \frac{M_1}{2} L_1 \cos(\varphi_3) \quad 3.27$$

$$Q_2 = \frac{M_2}{2} L_2 \cos(90 - \varphi_2 + \varphi_1) \quad 3.28$$

เมื่อ M_1 คือ น้ำหนักรวมของท่อนล่างส่วนบน และ M_2 คือ น้ำหนักรวมของท่อนล่างส่วนล่าง ดังนั้นหาโมเมนต์รวม Q_t จะได้ ดังนี้

$$Q_t = \frac{M_1}{2} L_1 \cos(\varphi_3) + \frac{M_2}{2} L_2 \cos(90 - \varphi_2 + \varphi_1) \quad 3.28$$

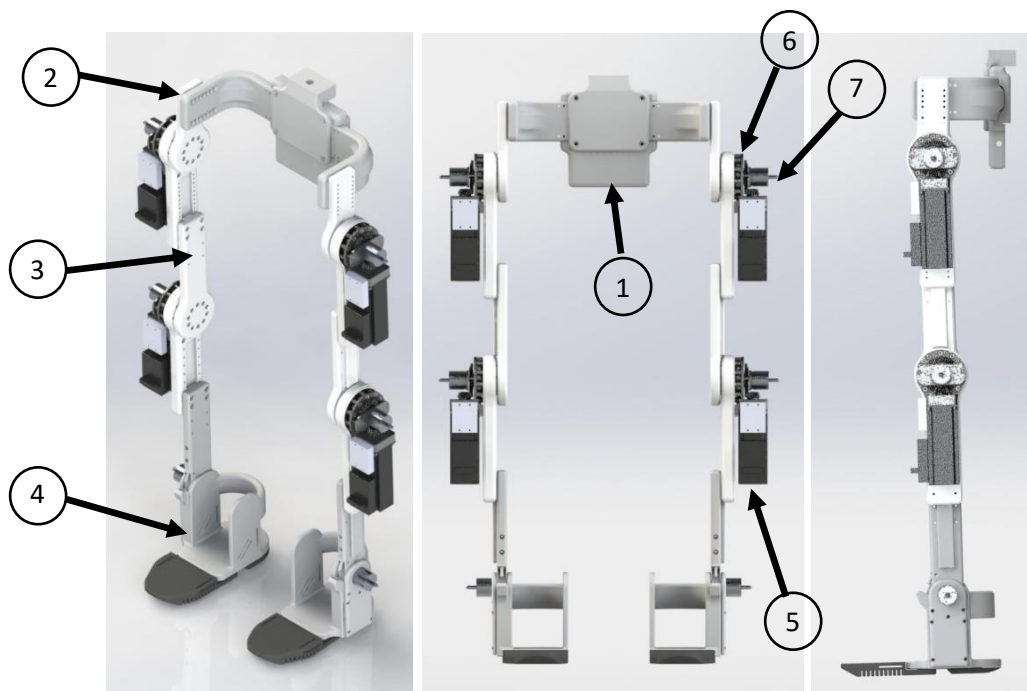
ถ้า Q_t มากกว่าค่าเซตพอยต์ที่กำหนด ซึ่งสภาวะหุ่นยนต์มีการโน้มเอียงไปด้านหน้าเกินกว่าที่กำหนด ทำให้การเคลื่อนที่ไม่สมดุลมีโอกาสที่จะล้มไปด้านหน้า

เมื่อค่าของ Q_t ขณะที่มีการเปลี่ยนแปลงตามการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ ซึ่งสามารถคำนวณหาสถานะการโน้มเอียงด้านข้างตามแนวแกน y (ภาพประกอบ 3.3) โดยคำนวณค่าจุดศูนย์กลางหุ่นยนต์ด้วยจุดอ้างอิง 3 จุด (แบบรูปสามเหลี่ยม) คือลำตัว และฝ่าเท้าทั้งสองข้าง หากฝ่าเท้าทั้งสองข้างไม่มีการเคลื่อนไหว ในสถานะยืน หรือฝ่าเท้าติดกับพื้น โดยจุดศูนย์กลางหุ่นยนต์ (PH_c) อยู่ระหว่างกลาง ไม่มีการเปลี่ยนแปลง ในกรณีก้าวเดินเคลื่อนไหวจะทำให้เกิดระยะความสูงของฝ่าเท้า (H_1) และจุดศูนย์กลางหุ่นยนต์เปลี่ยนแปลง ดังนั้น ความสูงจากพื้นของฝ่าเท้า H_1 ได้จาก

$$H_1 = L_1 \cos(\varphi_1) + L_2 \sin(90 + \varphi_1 - \varphi_2) \quad 3.29$$

3.4 การออกแบบโครงสร้าง

โครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์สำหรับผู้สวมใส่ถูกออกแบบสำหรับยึดติดด้านข้างของส่วนขาทั้งสองข้าง เพื่อให้ง่ายต่อการสวมใส่และกระชับยึดติดกับขา โดยออกแบบให้สามารถปรับระดับความยาวของท่อนขาได้ทั้งสองส่วนคือ ต้นขาระหว่างสะโพกถึงข้อเข่า และขาส่วนล่าง ระหว่างข้อเข่าถึงข้อเท้า โดยสามารถปรับระยะได้เพื่อรองรับความสูงของผู้สวมใส่ ที่มีส่วนสูงระหว่าง 160 ถึง 180 เซนติเมตร เพื่อให้เหมาะสมกับความสูงของผู้สวมใส่ ซึ่งผู้สวมใส่ต้องมีน้ำหนักไม่เกิน 80 กิโลกรัม ถ้าปรับเปลี่ยนระบบต้นก่าล่างให้มีขนาดใหญ่ก็จะสามารถให้รองรับน้ำหนักให้มากขึ้นได้ ซึ่งทำให้น้ำหนักของชุดจะมีน้ำหนักเพิ่มขึ้นเช่นกัน การออกแบบโครงสร้าง จะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือ ส่วนของโครงหุ่นยนต์และส่วนเคลื่อนไหว โดย โครงหุ่นยนต์จะถูกออกแบบเพื่อติดตั้งระบบควบคุมสมองกลและชุดจ่ายพลังงานแบตเตอรี่ และส่วนที่เคลื่อนไหวจะยึดติดอยู่กับจุดหมุน ทั้งหมด 4 จุด (สะโพกและข้อเข่าทั้งสองข้าง) โดยมีตัวส่งกำลังมอเตอร์กระแสตรงและมีเซ็นเซอร์เอ็นโค้ดเดอร์ (Absolute Encoder) เป็นตัวอ่านองศาการหมุนของจุดหมุน โดยวัสดุที่นำมาใช้งานทำมาจากพลาสติกชนิด ABS ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ (3D printer) ร่วมกับวัสดุแบบอลูมิเนียม (Aluminum) ซึ่งมีคุณสมบัติแข็งแรงและน้ำหนักเบา โดยมีน้ำหนักรวมประมาณ 25 กิโลกรัม (โครงสร้างทางกล ชุดต้นก่าล่าง ชุดควบคุมสมองกล) รวมถึงได้ออกแบบให้มีแผ่นรองเท้า เพื่อรองรับน้ำหนักของผู้สวมใส่และเพื่อความปลอดภัยของข้อเท้า ดังนั้นจุดหมุนข้อเท้าจึงออกแบบมีมุมตก ไม่เกิน 15 องศา ให้ยึดติดไม่มีการหมุนรอบ โดยรูปแบบโครงสร้างชุดพาราโรบอทหุ่นยนต์ แสดงดังภาพประกอบ 3.4

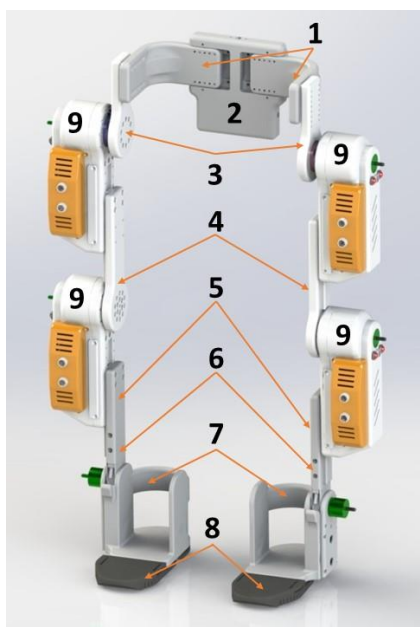


ภาพประกอบ 3.4 การออกแบบชุดโครงพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินครึ่งท่อนล่าง

โดยส่วนประกอบของชุดโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ สามารถอธิบายรายละเอียดได้ดังนี้ ตามหมายเลขที่กำหนดดังรูปข้างต้น

1. ส่วนซัพพอร์ตแผ่นหลัง สำหรับรองรับแผ่นหลังในการส่วนใส่ และรองรับการติดตั้งชุดอุปกรณ์ควบคุมสมองกล
2. ส่วนซัพพอร์ตสะโพก สำหรับรองรับจุดหมุนของสะโพกและการปรับระยะของความยาวท่อนล่าง
3. ส่วนซัพพอร์ตต้นขา สำหรับรองรับจุดหมุนของข้อเข่าและการปรับระยะของความยาวของขาส่วนล่าง
4. ส่วนซัพพอร์ตขาส่วนล่างและเท้า สำหรับการรองรับฝ่าเท้าของผู้สวมใส่
5. ชุดต้นก่าลิงขับเคลื่อน สำหรับต้นก่าลิงของจุดหมุนให้สามารถเคลื่อนไหว
6. ชุดทดก่าลิง สำหรับอัตราทดก่าลิงในการขับเคลื่อนเพื่อให้แรงบิดที่สูงขึ้น
7. อุปกรณ์ตรวจจับสำหรับตรวจจับการเปลี่ยนแปลงของการหมุนเพื่อให้ทราบถึงมุมมองค่าที่มีการเปลี่ยนแปลง

ชุดโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน ออกแบบให้ผู้พิการครึ่งท่อนล่าง สามารถสวมใส่ด้วยตนเองและช่วยในการก้าวเดิน หากผู้ที่สูญเสียอวัยวะส่วนใดส่วนหนึ่งของท่อนล่างสามารถนำไปใช้งานได้เช่นกัน โดยต้องอาศัยอุปกรณ์เสริม เช่น ขาเทียม เป็นต้น เพื่อให้ชุดโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินสามารถยึดติดได้



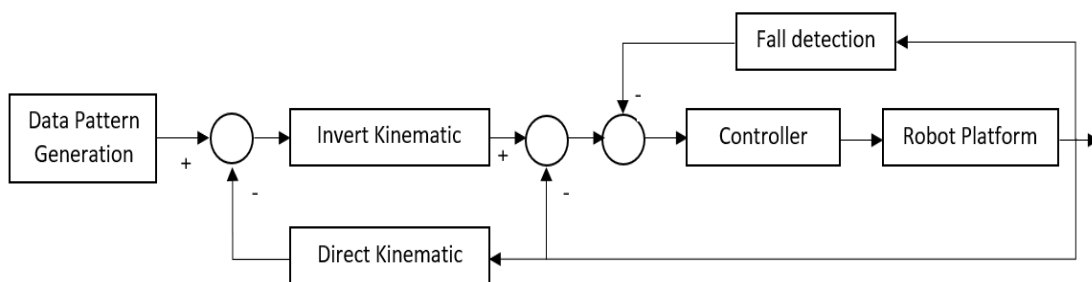
No.	Descriptions	Material	Methods of Production
1	Waist Support	PC	3D Printing
2	Back Support	PC	3D Printing
3	Hip Link	Nylon	CNC Milling
4	Thigh Link	Nylon	CNC Milling
5	Shin Link Upper	Nylon	CNC Milling
6	Shin Link Lower	PC	3D Printing
7	Ankle Support	PC	3D Printing
8	Foot Bed	TPU	3D Printing
9	Actuator Module		
Weight			18 kg

ภาพประกอบ 3.5 จำแนกวัสดุชุดพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินครึ่งท่อนล่าง

3.5 การออกแบบระบบควบคุม

ระบบควบคุมสำหรับชุดโครงพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน สามารถแยกหน่วยประมวลผลเป็น 2 ส่วน ดังนี้คือ หน่วยประมวลผลหลัก (Master controller) และหน่วยประมวลผลย่อย (Slave controller) ซึ่งสามารถแบ่งออกเป็นหน่วยประมวลผลหลักจำนวน 1 หน่วย ทำหน้าที่ประมวลผลมุมมองศาของรูปแบบการเดินและการสื่อสารภายนอก และหน่วยประมวลผลย่อยจำนวน 4 หน่วย ทำหน้าที่ควบคุมมุมมองศาในแต่ละส่วน คือ สะโพก 2 หน่วย ข้อเข่า 2 หน่วย โดยตรวจวัดการเปลี่ยนแปลงมุมมองศาที่เกิดขึ้น

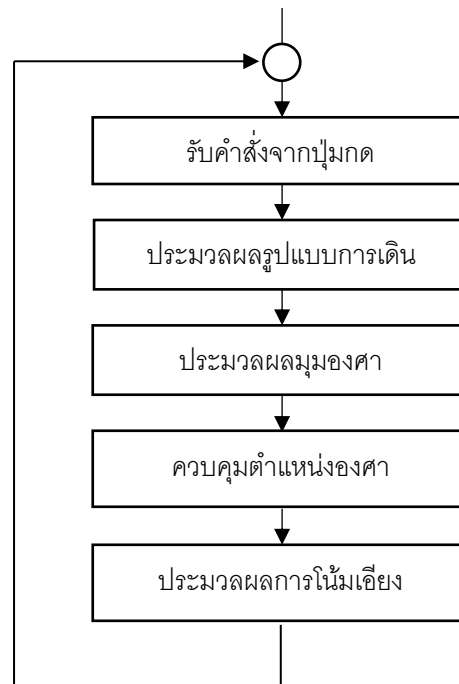
การทำงานของระบบควบคุม ตัวประมวลผลหลัก ทำหน้าที่คำนวณตำแหน่งการเคลื่อนที่ของท่อนล่างตามรูปแบบการเดิน (Data pattern generation) ด้วยสมการ Invert kinematic หาตำแหน่งการเคลื่อนที่ของสะโพก ข้อเข่า และส่งค่าตำแหน่งของแต่ละส่วนไปยังตัวควบคุมย่อยในแต่ละส่วน ซึ่งตัวประมวลผลย่อย จะควบคุมแบบแยกส่วนด้วยการควบคุมตำแหน่งแบบปิด (Feedback control) ซึ่งจะการทำงานพร้อมกัน และประมวลผล Direct kinematic เพื่อประมวลผลการทำงานผลต่างของตำแหน่ง ($\text{Actual position} = \text{reference position} - \text{current position}$) โดยการทำงานระหว่างตัวประมวลผลหลักและตัวประมวลผลย่อย ผ่านการสื่อสารข้อมูลแบบ RS485 ช่องสื่อสารแบบ Haft-duplex ทั้งยัง ตัวประมวลผลหลักจะคำนวณการโน้มเอียง (Fall detection) ของตรวจสอบสถานะของชุดพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ แสดงดังภาพประกอบ 3.6



ภาพประกอบ 3.6 ระบบควบคุมหลักการเคลื่อนที่ชุดพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินครึ่งท่อนล่าง

หลักการควบคุมของชุดพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินจะรับคำสั่งจากผู้ใช้งาน ผ่านปุ่มกดของไม้เท้าค้ำยัน โดยจะรับคำสั่งโดยตรงจากผู้ใช้งานในสถานะที่ทำงานและจะหยุดทำงานเมื่อปล่อยปุ่มกด โดยหน่วยประมวลผลหลัก จะตรวจสอบสถานะของปุ่มกด เมื่อปุ่มกดเริ่มการทำงาน ระบบประมวลผลหลักจะทำหน้าที่ประมวลผลรูปแบบการเดิน และประมวลผลมุมมองศาของการก้าวเดินในแต่ละส่วนของสะโพก ข้อเข่าและข้อเท้า ทั้งสองขา โดยจะส่งข้อมูลมุมมองศาต่างๆ ไปยังหน่วยประมวลผลย่อยต่อไป

โดยตัวประมวลผลย่อยแต่ละส่วนจะรับข้อมูลของมุมมองศาเพื่อไปควบคุมมุมมองศาของแต่ละส่วน จึงทำให้อุปกรณ์ส่งกำลังทำงาน ดังนั้นชุดโครงพาราโรบอทหุ่นยนต์สามารถเคลื่อนไหวได้ตามรูปแบบการเดินทางที่กำหนดไว้

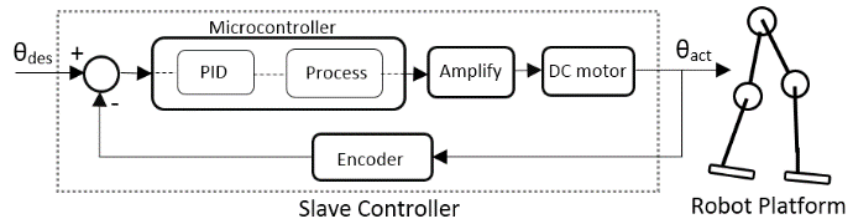


ภาพประกอบ 3.7 ผังงานการทำงานของระบบควบคุมหุ่นยนต์

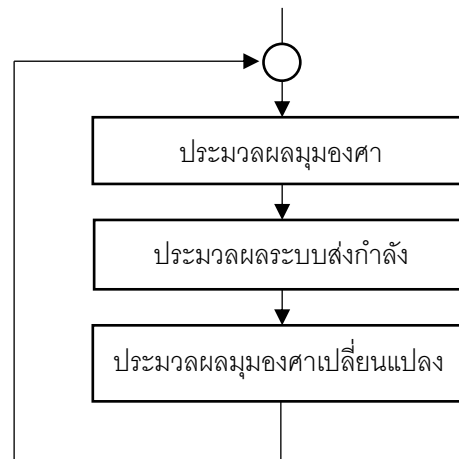
ส่วนของหน่วยประมวลผลหลัก จะทำหน้าที่ประมวลผลการทำงานของรูปแบบการเดินทาง ตามข้อมูลที่ได้บันทึก โดยรูปแบบการเดินทางจะถูกเก็บข้อมูล โดยนำชุดโครงพาราโรบอทหุ่นยนต์ติดตั้งกับผู้ใช้งานที่ร่างกายปกติทั่วไป เพื่ออ่านข้อมูลการเดินทางในรูปแบบการก้าวเดินปกติ ซึ่งระบบสมองกลพาราโรบอทหุ่นยนต์จะอ่านข้อมูลมุมมองศาต่างๆ ของท่อนล่างและสามารถบันทึกข้อมูลได้ เช่น รูปแบบการก้าวเดิน การลุกนั่ง การยืน การขึ้นลงบันได เป็นต้น โดยข้อมูลที่ได้จะนำไปประมวลผลในรูปแบบฟังก์ชัน ทั้งนี้หน่วยประมวลผลหลักยังได้ออกแบบสำหรับฟังก์ชันป้องกันการโน้มเอียงด้านข้าง เพื่อป้องกันการล้มที่อาจเกิดขึ้นในขณะเคลื่อนไหว ในช่วงเวลาที่สวมใส่ชุดโครงพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน

ส่วนของหน่วยประมวลผลย่อยจะทำหน้าที่ควบคุมการมุมมองศาที่มีการเปลี่ยนแปลง เพื่อให้เป็นไปตามรูปแบบการเดินทาง โดยตัวประมวลผลย่อยแต่ละส่วนจะประมวลผลการทำงานของและควบคุมมุมมองศาที่ได้รับจากตัวประมวลผลหลัก ซึ่งจะควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ส่งกำลังให้ทำงาน พร้อมกับตรวจสอบการหมุนหรือมุมมองศา ตามที่กำหนด โดยหน่วยประมวลผลย่อย ถูกออกแบบเป็นระบบควบคุมแบบปิดทำหน้าที่ควบคุมมุมมองศา โดยค่ามุมมองศาอ้างอิงจะนำมาเปรียบเทียบกับมุมมองศาที่วัด

ได้ นำมาลบกันเพื่อหาค่าผิดพลาด (Error) หากค่าที่ผิดพลาดมากกว่าศูนย์ ระบบจะทำการประมวลผลต่อไปเพื่อให้ค่าผิดพลาดเข้าใกล้ศูนย์ โดยจะให้เกิดความผิดพลาดน้อยที่สุด กำหนดให้ ค่าผิดพลาด = ค่าเริ่มต้น - ค่าที่วัดได้ แสดงดังภาพประกอบ 3.8 และ 3.9 ตามลำดับ



ภาพประกอบ 3.8 หลักการทำงานของหน่วยประมวลผลย่อย



ภาพประกอบ 3.9 ผังงานการทำงานของหน่วยประมวลผลย่อย

3.6 อุปกรณ์ขับเคลื่อนต้นกำลัง

ชุดอุปกรณ์ต้นกำลังถือว่าเป็นส่วนสำคัญในการขับเคลื่อนกลไกต่างๆ ให้สามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพและใช้งานให้เหมาะสมกับรูปแบบการทำงานทางกลที่ใช้งาน โดยในงานวิจัยนี้ได้ออกแบบให้สามารถขับเคลื่อนด้วยพลังงานไฟฟ้ากระแสตรง ดังนั้นจึงนำระบบส่งกำลังชนิดมอเตอร์กระแสตรง (DC motor) มาใช้งาน แต่เนื่องจากมีหลากหลายรูปแบบการใช้งาน ซึ่งคำนึงถึงน้ำหนักของผู้สวมใส่เพื่อให้ชุดต้นกำลังสามารถส่งกำลังได้เหมาะสมกับน้ำหนักของผู้ใช้งาน ซึ่งการคำนวณน้ำหนักของขามนุษย์ โดยทั่วไปแล้วน้ำหนักของส่วนต่างๆของร่างกายจะคิดเป็นเปอร์เซ็นต์ของน้ำหนักโดยรวมของร่างกาย โดยตัวอย่างการคำนวณน้ำหนักขาของมนุษย์ ที่หนัก 75 กิโลกรัม

$$\text{คำนวณน้ำหนักของขาทั้งหมด} = \frac{75 \text{ kg} \times 9.6}{100} = 7.2 \text{ กิโลกรัม}$$

$$\text{ค่านวณหาน้ำหนักของหน้าแข็ง} = \frac{75 \text{ kg} \times 4.5}{100} = 3.3 \text{ กิโลกรัม}$$

$$\text{ค่านวณหาน้ำหนักของเท้า} = \frac{75 \text{ kg} \times 1.4}{100} = 1.05 \text{ กิโลกรัม}$$

$$\text{ค่านวณหาน้ำหนักของต้นขา} = 7.2 - 3.3 - 1.05 = 2.85 \text{ กิโลกรัม}$$

ดังนั้นเมื่อทราบถึงน้ำหนักของท่อนล่างในแต่ละส่วนก็สามารถออกแบบระบบส่งกำลังให้มีแรงบิด (Torque) สามารถขับเคลื่อนกลไกในแต่ละส่วนเพื่อยกน้ำหนักของขาในแต่ละส่วนได้

โดยชุดอุปกรณ์ควบคุมการเคลื่อนที่ชนิดส่งกำลังชนิดมอเตอร์กระแสตรง เป็นอุปกรณ์หลักในการขับเคลื่อนและส่งกำลัง ซึ่งเปลี่ยนพลังงานไฟฟ้ากระแสตรงให้เป็นพลังงานกลแบบหมุนรอบแกน โดยชุดส่งกำลังประกอบด้วยตัวมอเตอร์และชุดเกียร์ทดส่งกำลัง นำไปติดตั้งในระบบส่งกำลังของชุดโครงฟาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ แสดงดังภาพประกอบ 3.10



ภาพประกอบ 3.10 ชุดส่งกำลังมอเตอร์กระแสตรง

การคำนวณหาประสิทธิภาพของมอเตอร์เกียร์ ความเร็ว 50 รอบ/นาที แรงดัน 24 VDC ความเร็วรอบ 50 รอบ/นาที หรือเท่ากับ 0.833 รอบ/วินาที

จาก สมการแรงบิด = กำลัง / ความเร็วเชิงมุม

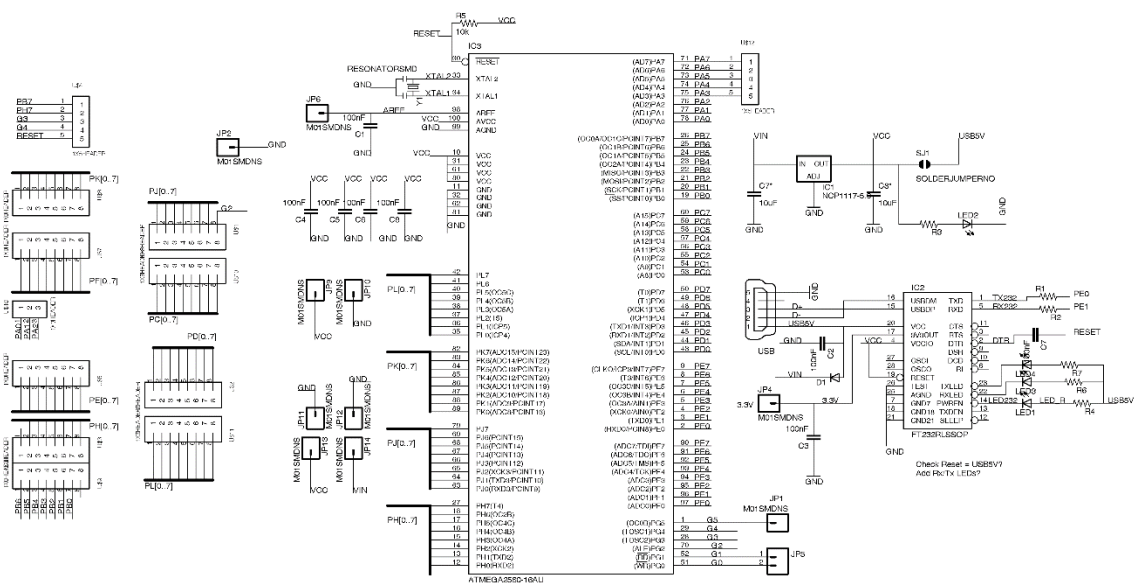
$$\text{ความเร็วเชิงมุม, } \omega = 2\pi \times \text{ความเร็วรอบต่อวินาที} = \frac{5\pi}{3} \text{ rad/sec}$$

$$\text{แรงบิด} = \text{กำลัง} / \text{ความเร็วเชิงมุม} = \frac{480}{\frac{5\pi}{3}} = 91.67 \text{ N.m} \text{ หรือ } 9.167 \text{ kg.m}$$

ดังนั้น การคำนวณแรงบิดของมอเตอร์กระแสตรง สามารถนำไปใช้ในระบบขับเคลื่อนกลไกได้ เพื่อเป็นชุดต้นกำลังในการเคลื่อนไหวของท่อนล่าง โดยได้ถูกออกแบบให้ติดตั้งในส่วนของสะโพกและข้อเข่า

3.7 วงจรไมโครคอนโทรลเลอร์

การออกแบบวงจรของระบบควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ สำหรับการควบคุมการทำงานของระบบ โดยนำไปใช้ในส่วนของหน่วยประมวลผลหลัก และหน่วยประมวลผลย่อย ให้สามารถประมวลผล การทำงานภายใต้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ให้ทำงานเฉพาะทาง ซึ่งสามารถเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ภายนอกในระดับสัญญาณดิจิทัลและสัญญาณอนาล็อก โดยไมโครคอนโทรลเลอร์มีช่องทางการสื่อสารข้อมูลอนุกรม เพื่อเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ภายนอกแบบเครือข่าย รวมถึงการสื่อสารข้อมูลระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์ด้วยกัน

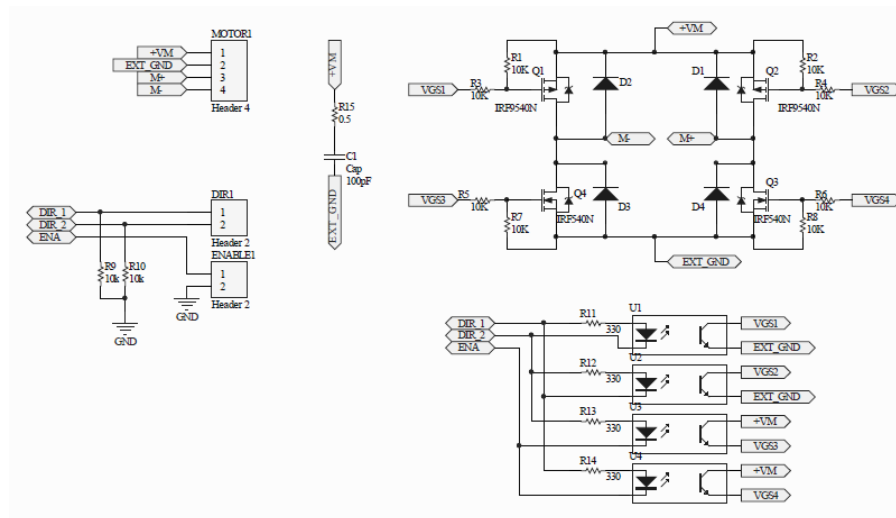


ภาพประกอบ 3.11 วงจรไมโครคอนโทรลเลอร์ระบบควบคุมสองกล

ภาพประกอบ 3.11 เป็นวงจรของส่วนตัวประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ATMEGA2560-16AU แบบ 8-bit Microcontroller มีหน่วยความจำ 256 กิโลไบต์ (Kbyte) มีหน่วยความจำแบบ EEPROM จำนวน 4 Kbyte และหน่วยความจำภายในแบบ SRAM จำนวน 8 Kbyte โดยรองรับอินพุตและเอาต์พุต 86 บิต, สัญญาณความถี่ (PWM) รองรับ 12 บิต ทั้งยังการสื่อสารแบบอนุกรม (Serial communication) จำนวน 4 ชุด และช่องรับสัญญาณอนาล็อก (ADC) จำนวน 16 ช่องสัญญาณ โดยแรงดันไฟฟ้าที่ใช้งาน 5 VDC โดยไมโครคอนโทรลเลอร์จะมีการส่งสัญญาณต่างๆ ดังนี้ รับอินพุตจากปุ่มไม้เท้าค้ำยัน จำนวน 2 บิต คือ PD7, PG2 สำหรับเปิดปิดการทำงานของระบบ อินพุตจากอุปกรณ์เซ็นเซอร์ตรวจวัดมุม จำนวน 2 บิต คือ PA0, PA1 สำหรับการอ่านข้อมูลความโน้มเอียงและความเร่ง และส่งสัญญาณเอาต์พุตให้กับโมดูลของระบบสื่อสารเครือข่าย GSM จำนวน 2 บิต คือ PB4-PB5 สำหรับการสื่อสารข้อมูลผ่านเครือข่ายโทรศัพท์ และส่งสัญญาณอินพุตและเอาต์พุต ให้กับโมดูลสื่อสาร RS485 จำนวน 2 บิต คือ TXD0, RXD1 สำหรับการสื่อสารข้อมูล

3.8 วงจรขับเคลื่อนมอเตอร์

การออกแบบวงจรระบบขับเคลื่อนมอเตอร์กระแสตรง ได้ออกแบบให้สามารถควบคุมทิศทางในการหมุนของมอเตอร์ แบบการหมุนตามเข็มนาฬิกา (Counter wise: CW) การหมุนทวนเข็มนาฬิกา (Counter clock wise: CCW) และความเร็วของมอเตอร์ สำหรับขับเคลื่อนมอเตอร์กระแสตรง โดยออกแบบให้รองรับการทำงานของมอเตอร์เฉพาะตัว เพื่อให้ระบบขับเคลื่อนทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพและสามารถควบคุมทิศทางของมอเตอร์ด้วย ระบบไมโครคอนโทรลเลอร์



ภาพประกอบ 3.12 วงจรขับเคลื่อนมอเตอร์กระแสตรง

จากภาพประกอบ 3.12 วงจรขับเคลื่อนมอเตอร์กระแสตรง สามารถรองรับแรงดันอินพุต 12 VDC ถึง 24 VDC เชื่อมต่อแหล่งจ่ายไฟจากแบตเตอรี่ เข้ามาที่ขา +VM เข้าที่ขา EXT GND เพื่อนำไปใช้งานในส่วนของมอเตอร์กระแสตรง โดยเชื่อมต่อกับวงจรในที่ขา M+ และ M- เป็นจุดเชื่อมต่อเข้ากับมอเตอร์ โดยการทำงานของมอเตอร์ จะรับสัญญาณจากไมโครคอนโทรลเลอร์ จำนวน 3 ช่องสัญญาณ ดังต่อไปนี้

- ช่องสัญญาณที่ 1 ขาสัญญาณ ENA เป็นขาสัญญาณที่ใช้ควบคุมการเปิดปิดการทำงานของมอเตอร์ ด้วยสัญญาณระดับลอจิก '0' คือหยุดการทำงาน และ '1' คือเปิดการทำงาน และสามารถควบคุมความเร็วของมอเตอร์ได้โดยใช้สัญญาณ PWM จากไมโครคอนโทรลเลอร์

- ช่องสัญญาณที่ 2 ขาสัญญาณ DIR_1 เป็นขาสัญญาณที่ให้ควบคุมทิศทางการหมุนของมอเตอร์ ให้มีทิศทางการหมุนไปตามเข็มนาฬิกา ด้วยสัญญาณระดับลอจิก '0' คือหยุดการทำงาน และ '1' คือเปิดการทำงาน

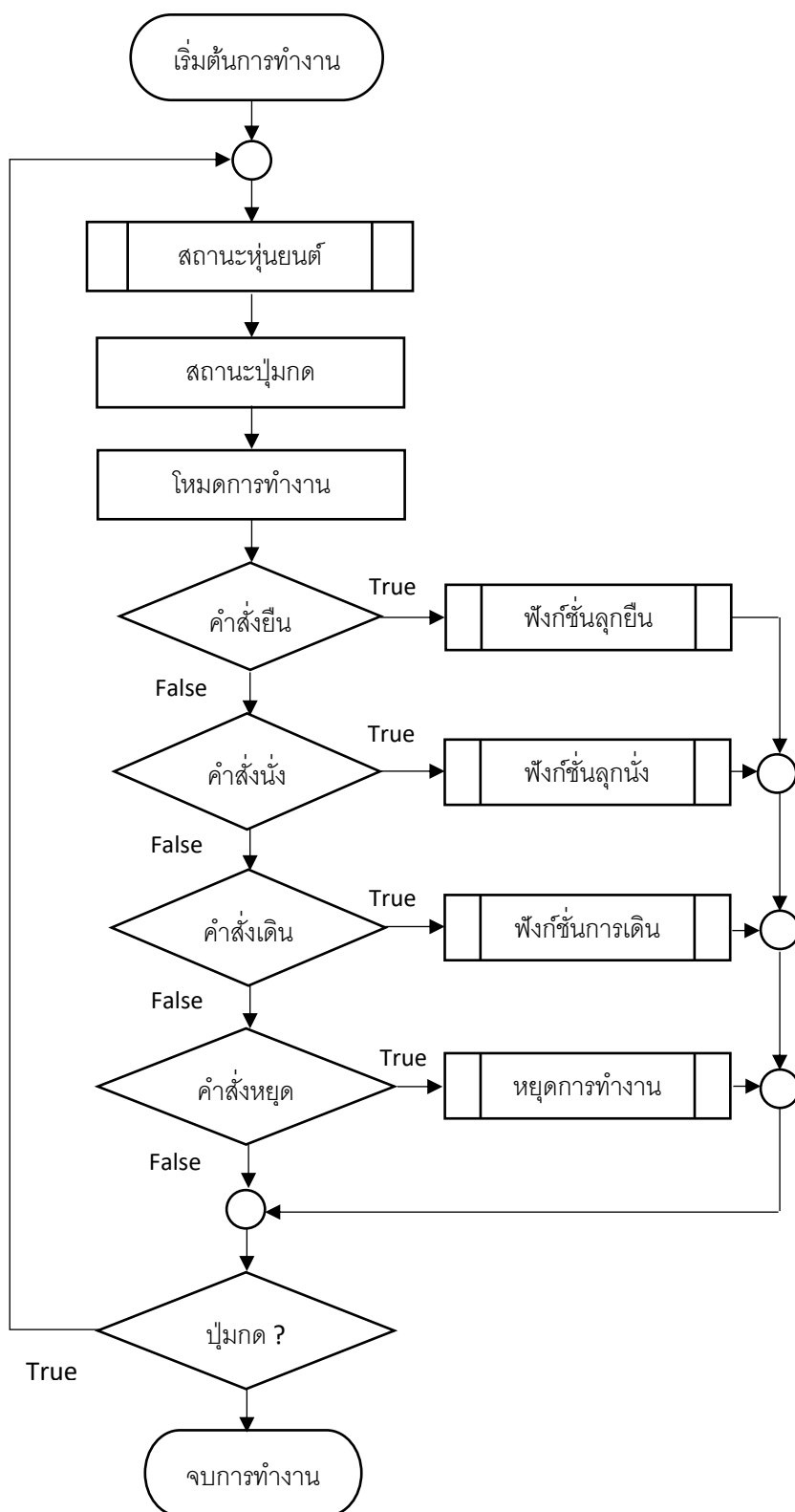
- ช่องสัญญาณที่ 3 ขาสัญญาณ DIR_2 เป็นขาสัญญาณที่ให้ควบคุมทิศทางการหมุนของมอเตอร์ ให้มีทิศทางการหมุนไปทวนเข็มนาฬิกา ด้วยสัญญาณระดับลอจิก '0' คือหยุดการทำงาน และ '1' คือเปิดการทำงาน

โดยทั้ง 3 สัญญาณนี้จะส่งสัญญาณผ่าน IC PC817 (Opto isolator) เป็นสวิตช์อิเล็กทรอนิกส์ เปิดปิดการทำงานด้วยแสง เพื่อใช้ในการทำงานของระดับแรงดันที่แตกต่างกัน ระหว่างระดับแรงดันต่ำกับแรงดันสูง และป้องกันการไหลย้อนกลับของกระแส เข้าสู่ขาสัญญาณของไมโครคอนโทรลเลอร์ โดย PC817 จะเป็นตัวส่งสัญญาณให้กับ Power MOFET IRF9540 และ IRF9540N ซึ่งออกแบบเป็น วงจร H-BRIDGE แบบ P&N channel ทำหน้าที่ขับเคลื่อนมอเตอร์ให้ทำงานภายใต้การควบคุมด้วย ไมโครคอนโทรลเลอร์

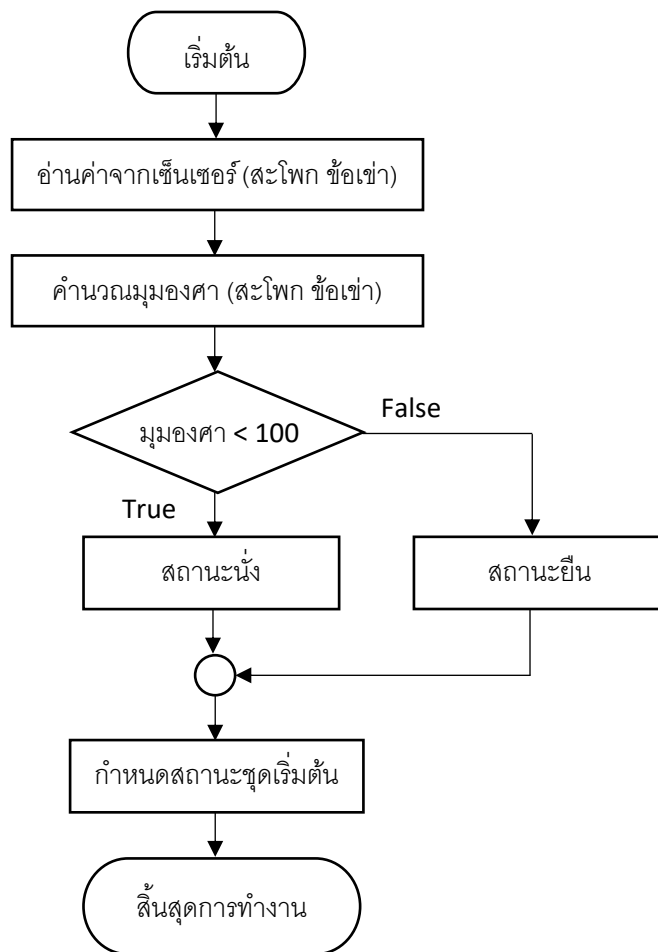
3.9 การออกแบบผังการทำงานของโปรแกรม

การออกแบบผังการทำงานของชุดโครงพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ มีความสำคัญในการทำงานของระบบสมองกล เพื่อระบบสมองกลสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ มีแบบแผนการทำงานตามผังการทำงาน ให้สอดคล้องกับอุปกรณ์ต่างๆ และกลไกการทำงานของโครงสร้างที่ได้ ออกแบบไว้

หลักการทำงานของผังการทำงาน โดยเริ่มต้นการทำงานจะอ่านค่าสถานะของชุดโครงพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ เพื่อตรวจสอบจุดหมุนของส่วนสะโพกและข้อเข้าทั้งสองข้าง ให้ทราบถึงการเริ่มต้นการใช้งานของผู้สวมใส่ว่าอยู่ในสถานะใด สามารถสวมใส่ได้ทั้งแบบนั่งและแบบยืน โดยทำการตรวจสอบจากอุปกรณ์เซ็นเซอร์วัดมุมที่ติดตั้งในจุดหมุนของท่อนล่าง เมื่อทราบถึงสถานะของชุดโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ จะทำการตรวจเช็คสถานะของสวิตช์แบบปุ่มกด ที่ถูกติดตั้งในส่วนของไม้เท้าค้ำยัน ให้ผู้สวมใส่ได้สั่งการให้ทำงานเพื่อเลือกฟังก์ชันการทำงาน โดยจะทำการตรวจสอบการสั่งการอยู่ในเงื่อนไขใดเช่น การยืน การเดิน การนั่ง หากไม่มีการกดปุ่ม โปรแกรมจะสั่งการให้หยุดการสั่งการเสมือนหยุดทำงาน และโปรแกรมจะสั่งงานให้กลับมาทำงานอีกครั้งเมื่อมีการกดปุ่ม หลังจากที่ได้เลือกฟังก์ชันการทำงานแล้วโปรแกรมจะสั่งให้ระบบควบคุมสั่งงานมอเตอร์ในแต่ละส่วน ทำการหมุนไปตามรูปแบบที่ได้โปรแกรมไว้ ดังแผนผังการทำงานของโปรแกรม ดังภาพประกอบ 3.13 และภาพประกอบ 3.14



ภาพประกอบ 3.13 แผนผังการทำงานของโปรแกรมหลัก



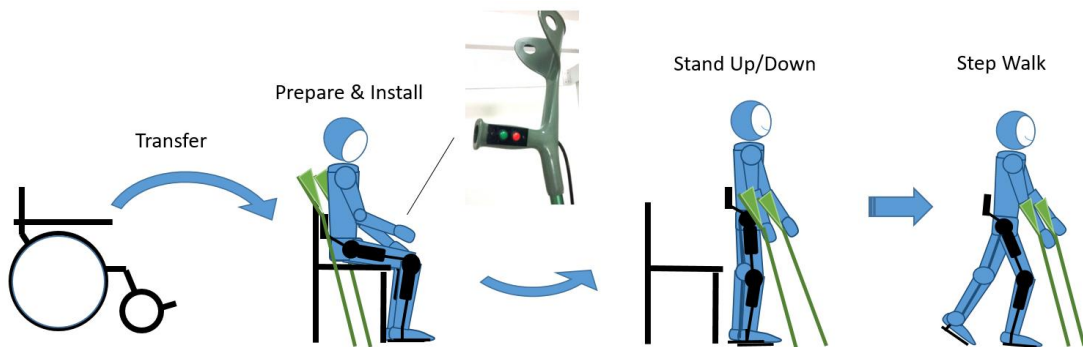
ภาพประกอบ 3.14 แผนผังการทำงานของโปรแกรมย่อยพาราโรบอทหุ่นยนต์

บทที่ 4

โครงสร้างทางกล วิเคราะห์ผลและผลการทดสอบ

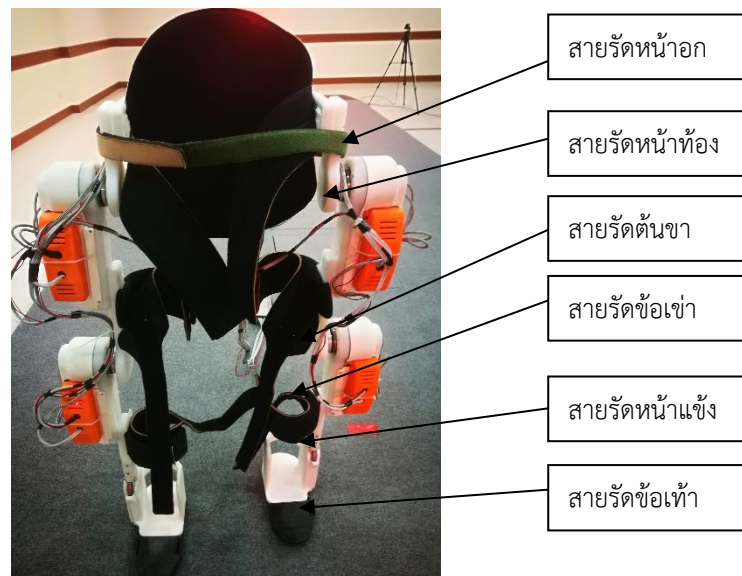
4.1 ชุดโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน

การออกแบบชุดโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน ผู้สวมใส่จะต้องอยู่ในลักษณะท่านั่ง เพื่อสามารถยึดติดด้วยตนเอง โดยวิธีการติดตั้งคือชุดโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ จะต้องจัดวางให้อยู่ในลักษณะท่าทางการนั่ง จากนั้นให้ผู้สวมใส่เคลื่อนย้ายตัวเองขึ้นมา นั่งบริเวณช่องว่างของเครื่องเพื่อสวมใส่ จากนั้นทำการรัดสายรัดต่างๆ โดยเริ่มจากรัดสายรัดที่ข้อเท้าทั้งสองข้าง จากนั้นรัดสายรัดหน้าแข้ง รัดสายรัดข้อเข่า รัดสายรัดต้นขา รัดสายรัดหน้าท้อง และรัดสายรัดหน้าอก ให้แน่น และกระชับตามลำดับ เพื่อให้ร่างกายส่วนท่อนล่างเคลื่อนไหวพร้อมกับชุดโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ ในขณะทำงาน จากนั้นกดปุ่มจากไม้เท้าค้ำยันเครื่องจะทำการยกครึ่งท่อนล่างให้ยืนขึ้น และใช้ไม้เท้าค้ำยันในการประคองตัว เพื่อไม่ให้เกิดการล้มหรือเอียงเอนไปในทางใดทางหนึ่ง แสดงดังภาพประกอบ 4.1 โดยผู้สวมใส่ควรสวมกางเกงให้มิดชิด เนื่องจากผิวร่างกายจะสัมผัสกับชิ้นส่วนของชุดโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์โดยตรง เพื่อลดการเสียดสีที่อาจจะทำให้บาดเจ็บได้ และต้องสวมใส่กางเกงให้กระชับและรัดกุม โดยควรที่จะใช้ไม้เท้าค้ำยันเนื่องจากผู้ป่วยไม่เคยสัมผัสการทรงตัวเป็นระยะเวลานาน จึงต้องเริ่มต้นการใช้ไม้เท้าค้ำยันช่วยในการเคลื่อนไหว ทั้งนี้การสวมใส่ด้วยตนเองจะเป็นการสร้างความคุ้นเคยในการใช้งานและสามารถช่วยเหลือตนเองได้ ทั้งนี้ในส่วนของจุดหมุนข้อเท้าไม่ได้นำมาใช้งานในระบบ โดยยึดติดไม่มีการเคลื่อนไหวในส่วนข้อเท้า

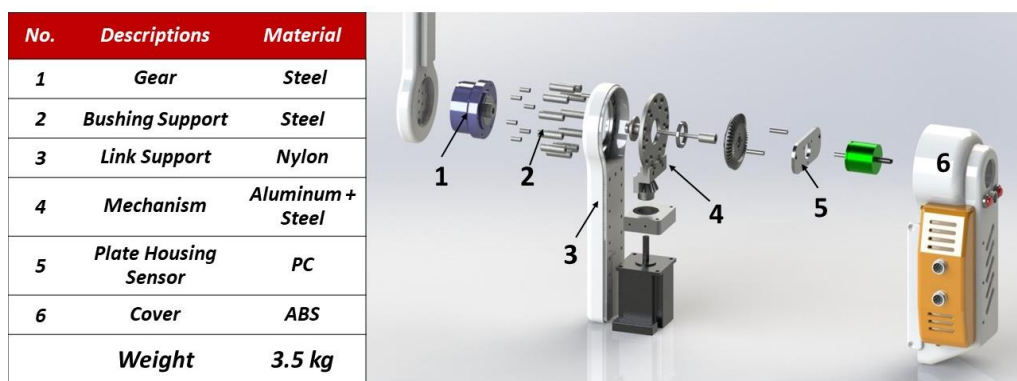


แสดงดังภาพประกอบ 4.1 ขั้นตอนการใช้งานหุ่นยนต์สำหรับผู้สวมใส่

ด้วยพาราโรบอทออกแบบให้ใช้งานกับคนพิการอัมพาตครึ่งท่อนล่าง ที่ไม่สามารถเคลื่อนไหวครึ่งท่อนล่างสัดส่วนความสูงไม่เกิน 180 เซนติเมตร น้ำหนักไม่เกิน 90 กิโลกรัม และมีท่อนบนที่เคลื่อนไหวได้ปกติ เนื่องจากต้องใช้ไม้เท้าช่วยในการประคองตนเอง ในขณะที่ชุดโครงสร้างพาราโรบอททำงานแบบอัตโนมัติและกึ่งอัตโนมัติ โดยโครงสร้างหลักประกอบด้วยพลาสติกวัสดุชนิด ABS วัสดุชนิด Nylon วัสดุชนิด Polycarbonate และอลูมิเนียม ซึ่งในส่วนของชุดกลไกขับเคลื่อนหลักจะทำมาจากวัสดุ Steel เนื่องจากต้องการความแข็งแรงรับแรงบิดที่สูง ทนทานต่อการใช้งาน โดยทุกชิ้นงานจะถูกออกแบบขึ้นงาน ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ สามมิติ และการสร้างชิ้นงานจากโรงงานอุตสาหกรรม รวมถึงชิ้นงานที่ซับซ้อนจะขึ้นรูปจากเครื่องพิมพ์สามมิติ แสดงดังภาพประกอบ 4.2 และภาพประกอบ 4.3 ภาพจำลองการแยกชิ้นส่วนระบบขับเคลื่อนทางกล



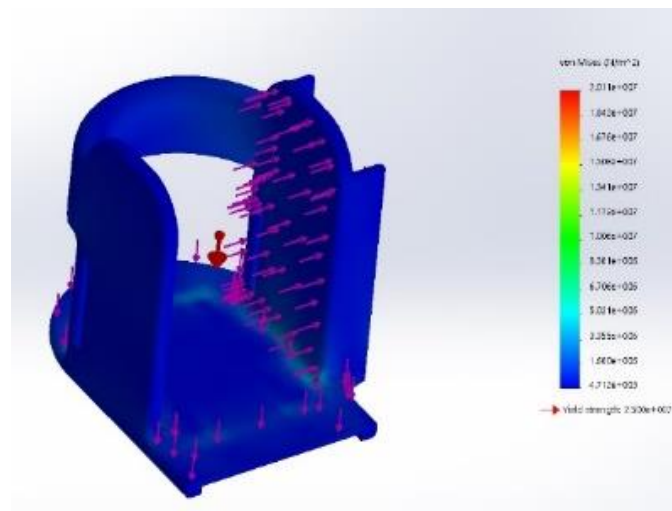
ภาพประกอบ 4.2 ชุดต้นแบบโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ พร้อมอุปกรณ์ไม้เท้าค้ำยัน



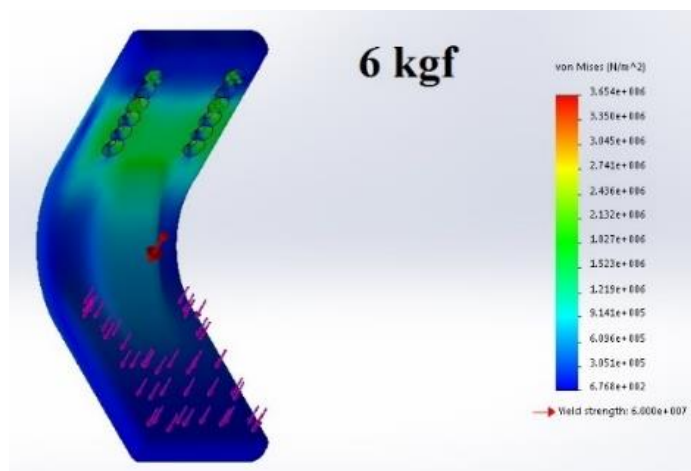
ภาพประกอบ 4.3 ชิ้นส่วนระบบส่งกำลังของพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน

4.2 การออกแบบโครงสร้างและชิ้นส่วนทางกล

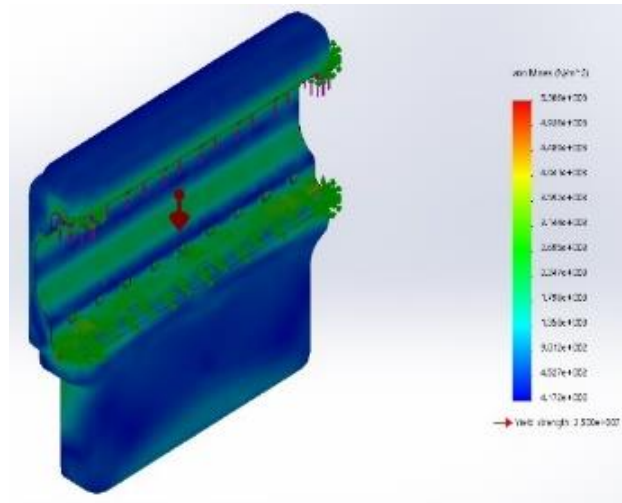
โดยการออกแบบชิ้นส่วนทางกลและชิ้นส่วนต่างๆ ของพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ทางด้านวิศวกรรมเฉพาะทาง ด้วยโปรแกรม Solidworks และแบบจำลองกลศาสตร์ แรงกด แรงดึง ของวัสดุที่ใช้งานด้วยฟังก์ชันทดสอบ Finite-element ของชิ้นส่วนที่ได้ ออกแบบ เพื่อวิเคราะห์การบิดตัวหรือการแตกหัก ของชิ้นงานเมื่อมีแรงมากระทำ จึงทำให้ทราบถึงข้อจำกัดการใช้งานของชิ้นงานในแต่ละชิ้น ลดข้อผิดพลาดที่อาจจะก่อให้เกิดความเสียหายได้ โดยวัสดุที่ใช้มีคุณสมบัติเดียวกันกับวัสดุที่จะนำมาสร้างชิ้นงาน ดังแสดงภาพประกอบ 4.4 ถึง ภาพประกอบ 4.8



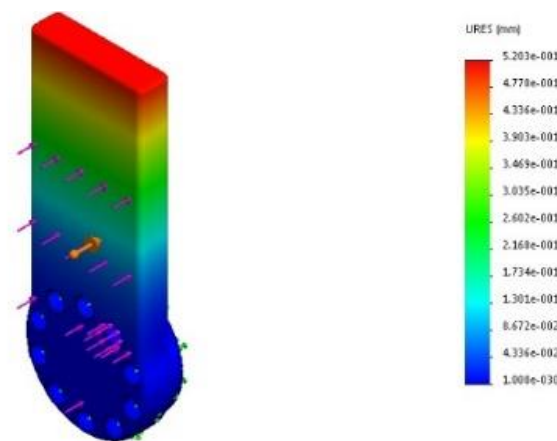
ภาพประกอบ 4.4 แบบจำลองทดสอบแรงกระทำชิ้นส่วนข้อเท้า วัสดุโพลีคาร์บอนเนท



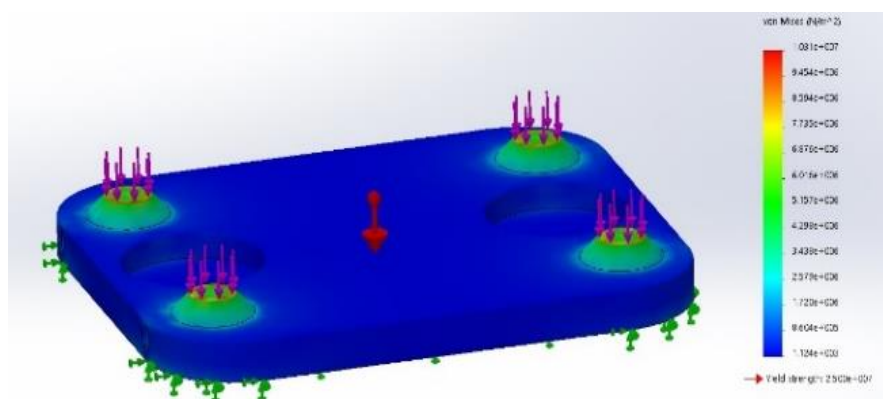
ภาพประกอบ 4.5 แบบจำลองทดสอบแรงกระทำชิ้นส่วนซัพพอร์ต วัสดุโพลีคาร์บอนเนท



ภาพประกอบ 4.6 แบบจำลองทดสอบแรงกระทำขึ้นส่วนซีฟเฟอร์ต วัสดุโพลีคาร์บอนเนท



ภาพประกอบ 4.7 แบบจำลองทดสอบแรงกระทำขึ้นส่วนยึดชุดเกียร์ทดกำลัง วัสดุไนลอน



ภาพประกอบ 4.8 แบบจำลองทดสอบแรงกระทำขึ้นส่วนแผ่นรองฝาเท้า วัสดุวัสดุโพลีคาร์บอนเนท

การสร้างชิ้นงานจากวัสดุไนลอนจากเครื่องจักรอุตสาหกรรมซีเอ็นซี และชิ้นส่วนวัสดุโพลีคาร์บอนเนท แสดงดังภาพประกอบ 4.9 และวัสดุเอบีเอส ด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ แสดงดังภาพประกอบ 4.10



ภาพประกอบ 4.9 ชิ้นงานวัสดุไนลอนสำหรับชิ้นงานยึดติดชุดขับเคลื่อนและโครงยึดหลัก



ภาพประกอบ 4.10 ชิ้นงานตามแบบด้วยเครื่อง 3D printer วัสดุโพลีคาร์บอนเนท

สำหรับชิ้นส่วนข้อเท้าและฝ่าเท้า สร้างขึ้นส่วนจากวัสดุโพลีคาร์บอนเนทใช้สำหรับให้ผู้สวมใส่วางเท้า ด้านใน ให้ยึดติดกับชิ้นส่วนด้วยสายรัดแบบตีนตุ๊กแกสำหรับข้อเท้า และฝ่าเท้าจะเป็นวัสดุยืดหยุ่นเหมือนยางธรรมชาติ เรียกว่า Thermoplastic Elastomer เป็นวัสดุขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ แสดงดังภาพประกอบ 4.11



ภาพประกอบ 4.11 ชิ้นงานตามแบบด้วยเครื่องสามมิติ วัสดุเป็น Thermoplastic Elastomer เป็น วัสดุยืดหยุ่นเหมือนยางธรรมชาติ

โดยการออกแบบชิ้นส่วนกลไกที่สำคัญ คือระบบกลไกขับเคลื่อนที่ต้องการแรงบิดและการทดกำลัง จากความเร็วรอบของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง ผ่านกลไกหรือชุดเกียร์แบบฮาร์โมนิก (Harmonic Drive) โดยชุดเกียร์ออกแบบอัตราทดรอบ 100:1 เท่า จากมอเตอร์ผ่านเกียร์ Bevel Gear อัตราทดรอบ 60:1 วัสดุชุดเกียร์ทำมาจากเหล็กชุดแข็ง ทดทานต่อการใช้งานกำลังสูงและอุณหภูมิสูง จากการทำแมชชีนนิ่งจากเครื่องจักรอุตสาหกรรมซีเอ็นซี วัสดุอลูมิเนียมและเหล็ก สำหรับระบบส่งกำลังของระบบขับเคลื่อนหลัก แสดงดังภาพประกอบ 4.12 และชุดเกียร์ทดกำลังติดตั้งกับชุดมอเตอร์ขับเคลื่อนหลัก ดังภาพประกอบที่ 4.13



ภาพประกอบ 4.12 ชิ้นส่วนทางกลไกของระบบส่งกำลังของหุ่นยนต์ช่วยเดิน



ภาพประกอบ 4.13 ชุดเกียร์ทดกำลังติดตั้งร่วมกับมอเตอร์ระบบขับเคลื่อนหุ่นยนต์ช่วยเดิน

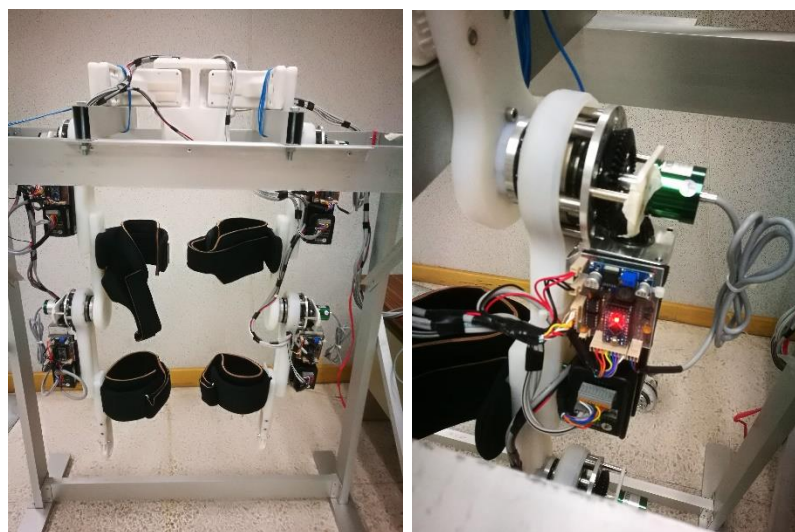


ภาพประกอบ 4.14 ประกอบชิ้นส่วนตามแบบและโครงสร้างหุ่นยนต์พร้อมระบบขับเคลื่อน



ภาพประกอบ 4.15 ประกอบชิ้นส่วนซอฟต์แวร์รองรับการยึดติดกับร่างกายมนุษย์ ณ สถาบันสิรินธร
เพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์แห่งชาติ

หลักจากการประกอบชิ้นส่วนต่างๆ ของหุ่นยนต์เสร็จสิ้น ได้ทำการติดตั้งวงจรอิเล็กทรอนิกส์สำหรับ
 สมองกลฝั่งตัว วงจรขับเคลื่อนมอเตอร์พร้อมติดตั้งระบบอิเล็กทรอนิกส์กำลังและแหล่งจ่ายพลังงาน
 สำหรับระบบควบคุมการทำงานของมอเตอร์ ตำแหน่งจุดหมุนของสะโพก ข้อเข่า ทั้งสองข้าง โดย
 ทดสอบการเคลื่อนที่ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ และการเคลื่อนไหวแบบแยกส่วน ดังภาพประกอบ
 4.16



ภาพประกอบ 4.16 ทดสอบวงจรอิเล็กทรอนิกส์สำหรับควบคุมการทำงานของชุดขับเคลื่อน

4.3 โปรแกรมจำลองการเคลื่อนที่หุ่นยนต์

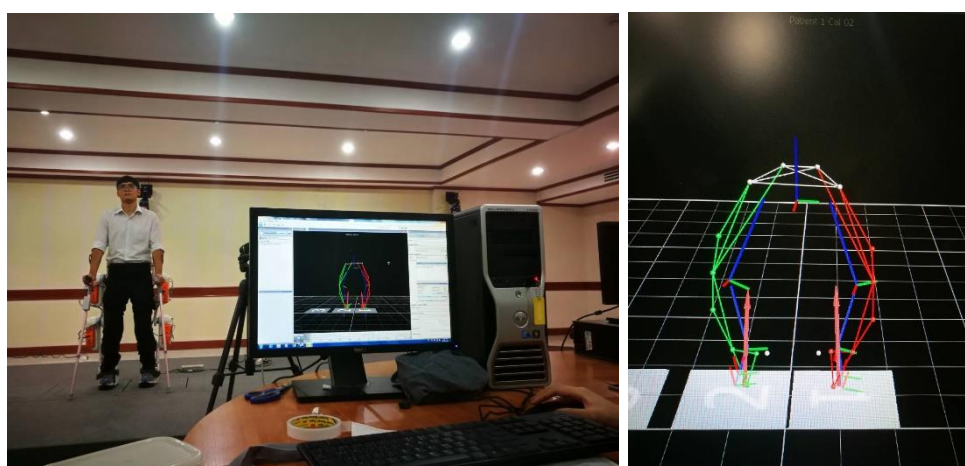
งานวิจัยนี้ได้รับความร่วมมือกับสถาบันสิรินธรเพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์
 แห่งชาติ ในงานวิจัยตลอดระยะเวลาการทำงาน โดยได้ให้คำปรึกษาจากทีมแพทย์ ผู้เชี่ยวชาญกาย
 อุปกรณ์ ทีมงานของสถาบันฯ ที่ให้ความสำคัญกับการออกแบบเพื่อความปลอดภัยกับผู้ใช้ และให้
 เกิดประโยชน์ต่อผู้ใช้งาน โดยหลังจากการประกอบและทดสอบระบบควบคุมการทำงานของหุ่นยนต์
 เพื่อให้เป็นไปตามกระบวนการและหลักการ เคลื่อนไหวครึ่งท่อนล่างที่ถูกต้อง และเทียบกับคน
 ปกติมากที่สุด จึงได้นำพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินครึ่งท่อนล่าง ทำการทดสอบการเคลื่อนที่ ภายใน
 ห้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบสามมิติ (3D Motion analysis laboratory) ณ สถาบันสิรินธรเพื่อ
 การฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์แห่งชาติ โดยมีผู้เชี่ยวชาญให้การสนับสนุนและทีมแพทย์ ให้
 คำแนะนำและข้อสังเกต ภาพประกอบ 4.17 และ การทดสอบการใช้งานในคนปกติจากผู้เชี่ยวชาญ
 กายอุปกรณ์ ภาพประกอบ 4.18 และภาพประกอบ 4.19 ทั้งนี้เพื่อนำไปปรับปรุงแก้ไข ให้ถูกต้องและ
 เหมาะสมกับผู้ใช้งานต่อไป



ภาพประกอบ 4.17 ห้องสอบการใช้งานฟังก์ชันการเคลื่อนไหวหุ่นยนต์



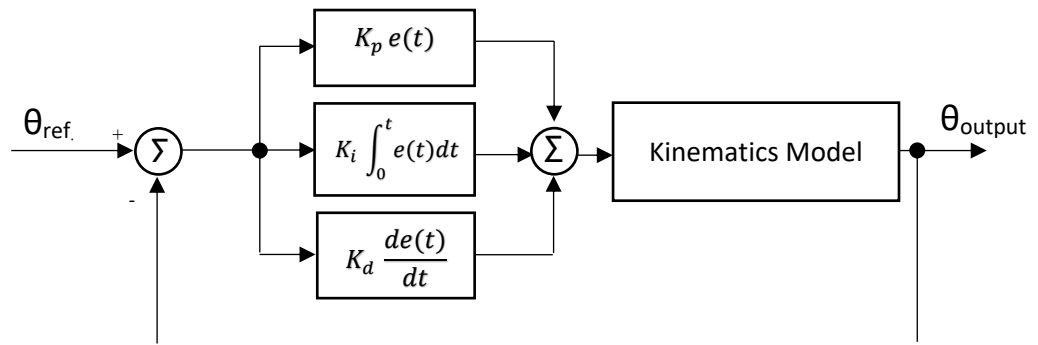
ภาพประกอบ 4.18 ผู้เชี่ยวชาญทดสอบการใช้งานฟังก์ชันการเคลื่อนไหวหุ่นยนต์



ภาพประกอบ 4.19 แบบจำลองโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน

4.4 ระบบควบคุมพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน

ระบบควบคุมพีไอดีสำหรับการควบคุมตำแหน่งสำหรับมุมมองขาของสะโพกและข้อเข่า ของชุดโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน โดยอินพุต คือมุมมองขาการเคลื่อนไหวสำหรับมุมมองขาของส่วนสะโพกและส่วนข้อเข่า ส่วนเอาต์พุตคือผลตำแหน่งมุมมองขาที่ผ่านกระบวนการประมวลผลด้วยระบบควบคุมแบบพีไอดี และสมการจลนศาสตร์ทางกล (Kinematics model) โดยระบบควบคุมพีไอดีทำการปรับแต่งค่า K_p , K_i และ K_d เพื่อให้การควบคุมมีเสถียรภาพ และตอบสนองให้รวดเร็ว ทั้งนี้ระบบสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ ขึ้นอยู่กับการปรับแต่งค่า K_p , K_i และ K_d (หน่วยค่าคงที่: unit)



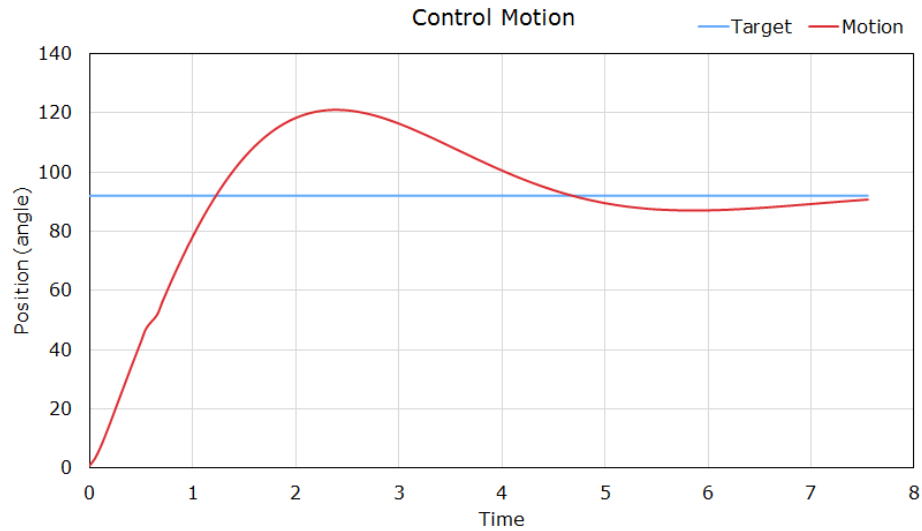
ภาพประกอบ 4.20 ระบบควบคุมแบบพีไอดี

จากภาพประกอบ 4.20 กำหนดให้ θ_{ref} คืออินพุตของตำแหน่งมุมมองขาของท่อนล่าง ซึ่งอินพุตในส่วนของสะโพก $\theta_{hip_pattern}$ และข้อเข่า $\theta_{knee_pattern}$ สำหรับรูปแบบท่าทางการเคลื่อนไหวของการลุกนั่ง และการเดิน โดยนำผลลัพธ์จากการคำนวณค่าผิดพลาดระหว่างอินพุตและเอาต์พุตมาประมวลผลนำไปประมวลผลด้วยตัวควบคุมพีไอดี เพื่อนำมาคำนวณในสมการของ K_p , K_i และ K_d และนำผลลัพธ์ที่ได้ นำไปใช้คำนวณในสมการ kinematics model สมการ 4.1 และสมการ 4.2 โดยผลลัพธ์นำไปคำนวณอีกครั้ง จนกว่าผลลัพธ์ของค่าผิดพลาดระหว่างอินพุตและเอาต์พุต จะเข้าใกล้ศูนย์หรือค่าต่ำสุด

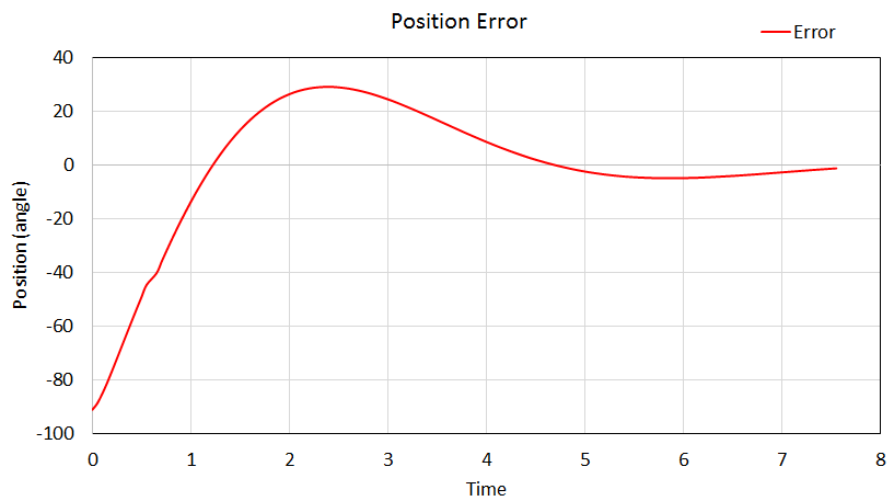
$$\theta_{hip} = A \tan 2 \left(\pm \sqrt{1 - \left(\frac{x(l_1 + l_2 C\theta_{knee}) + y l_2 S\theta_{knee}}{x^2 + y^2} \right)^2}, \frac{x(l_1 + l_2 C\theta_{knee}) + y l_2 S\theta_{knee}}{x^2 + y^2} \right) \quad 4.1$$

$$\theta_{knee} = A \tan 2 \left(\pm \sqrt{1 - \left(\frac{x^2 + y^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1 l_2} \right)}, \frac{x^2 + y^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1 l_2} \right) \quad 4.2$$

ผลการทดสอบการปรับค่า K_p , K_i และ K_d โดยกำหนดค่าอินพุตตำแหน่งอ้างอิง 92 องศา กำหนดค่าควบคุมพีไอดี ให้ $K_p = 1$, $K_i = 1$, $K_d = 1$

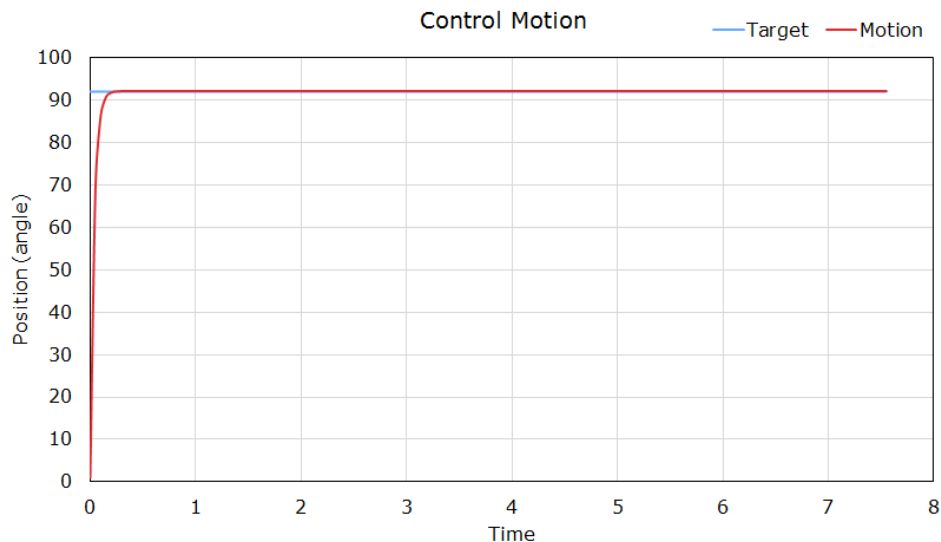


ภาพประกอบ 4.21 แสดงผลลัพธ์การควบคุมตำแหน่งด้วยระบบควบคุมพีไอดี $K_p=1$, $K_i=1$, $K_d=1$



ภาพประกอบ 4.22 แสดงผลลัพธ์ค่าผิดพลาดของตำแหน่งด้วยระบบควบคุมพีไอดี $K_p=1$, $K_i=1$, $K_d=1$

ผลการทดสอบการปรับค่า K_p , K_i และ K_d โดยกำหนดค่าอินพุตตำแหน่งอ้างอิง 92 องศา กำหนดค่าควบคุมพีไอดี กำหนดให้ $K_p = 30$, $K_i = 10$, $K_d = 2$



ภาพประกอบ 4.23 แสดงผลลัพธ์การควบคุมตำแหน่งด้วยระบบควบคุมพีไอดี $K_p=30$, $K_i=10$, $K_d=2$

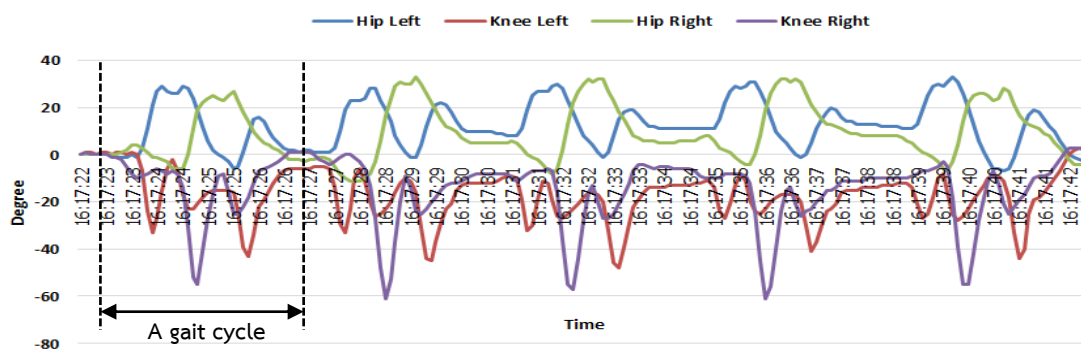


ภาพประกอบ 4.24 แสดงผลลัพธ์ค่าผิดพลาดตำแหน่งด้วยระบบควบคุมพีไอดี $K_p=30$, $K_i=10$, $K_d=2$

จากผลลัพธ์การทดสอบปรับค่า K_p , K_i และ K_d จะสังเกตเห็นได้ถึงค่าความผิดพลาดของการควบคุมตำแหน่งมุมองศา โดยระบบควบคุมจะทำการประมวลผลตามค่าของ K_p , K_i และ K_d หากมีค่าเข้าใกล้ศูนย์ จะทำให้ระบบตอบสนองช้าและอัตราค่าความผิดพลาดสูง หากมีการปรับค่าของ K_p , K_i และ K_d เพิ่มขึ้นจะทำให้ระบบตอบสนองได้รวดเร็ว อย่างมีประสิทธิภาพหากมีการปรับค่าเพิ่มขึ้น ระบบจะขาดเสถียรภาพและไม่ตอบสนองในช่วงเวลาหนึ่ง ดังนั้นผลลัพธ์จากการทดสอบทำให้ทราบถึงการปรับค่าของระบบควบคุมพีไอดี โดย $K_p = 30$, $K_i = 10$, $K_d = 2$ นำไปใช้ในระบบควบคุมตำแหน่ง

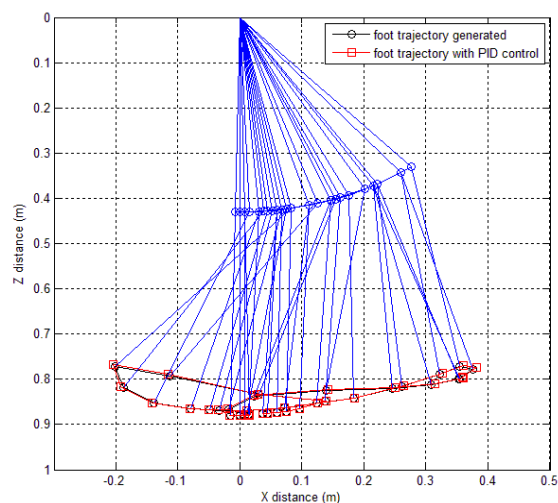
4.5 การเคลื่อนไหวของพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน

จากการทดลองทำการเก็บข้อมูลการเดินโดยการก้าวไปด้านหน้า เพื่ออ่านตำแหน่งมุมองศาของการเดินของคนปกติ โดยการเริ่มก้าวเดินจากท่ายืน เริ่มก้าวเท้าขวา ก้าวเท้าซ้าย และหยุดท่ายืน โดยการเก็บข้อมูลจะเก็บจากการอ่านอุปกรณ์เซ็นเซอร์เอ็นโค้ดเดอร์ ทำการอ่านข้อมูลทุกอย่างต่อเนื่องทุกๆ 100 มิลลิวินาที (msec) โดยเริ่มจากการยืนตรงโน้มไปข้างหน้า, ก้าวเท้าขวาไปข้างหน้า, วางเท้าขวาเตรียมยกเท้าซ้าย, ก้าวเท้าซ้ายไปข้างหน้า วางเท้าซ้ายและก้าวเท้าขวา สุดท้ายหยุดท่ายืน ข้อมูลตำแหน่งองศาของรูปแบบการเดิน จำนวน 5 รอบการก้าวเดินอย่างต่อเนื่อง แสดงดังภาพประกอบ 4.25



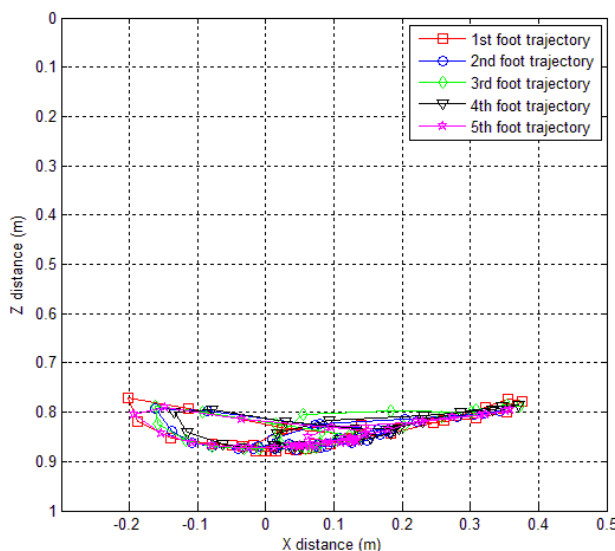
ภาพประกอบ 4.25 ข้อมูลตำแหน่งมุมองศาการเดินของท่อนล่างจำนวน 5 รอบการก้าวเดิน

โดยผลการเคลื่อนไหวของมุมต่างๆ ของสะโพก ข้อเข่า ที่ได้จากอุปกรณ์เซ็นเซอร์สำหรับการตรวจวัดการเคลื่อนที่ของจุดหมุนสะโพก จุดหมุนข้อเข่าและข้อเท้ารวมถึงฝ่าเท้า เพื่อให้ได้มาของเส้นทางการเคลื่อนที่ของข้อเท้า (Foot trajectory) แสดงดังภาพประกอบ 4.26 โดยการเคลื่อนไหวของมุมต่างๆ มีผลต่อการก้าวเดิน เมื่อเทียบกันเส้นทางการเคลื่อนที่ของระบบควบคุม



ภาพประกอบ 4.26 รูปแบบตำแหน่งการเคลื่อนที่การก้าวเดินด้วยระบบควบคุม

โดยผลลัพธ์จากการทดสอบการเคลื่อนที่จำนวน 5 รอบการทำงานของจุดหมุนสะโพกและจุดหมุนข้อเข่า จะสามารถนำข้อมูลของตำแหน่งการเคลื่อนที่ในการก้าวเดิน แสดงดังภาพประกอบ 4.27 ผลลัพธ์ของการเคลื่อนที่ของเท้าด้วยระบบควบคุมพีไอดี โดยมีรูปแบบในการเคลื่อนที่ใกล้เคียงกัน โดยตำแหน่งการเคลื่อนที่ที่เปลี่ยนแปลงตามรูปแบบการก้าวเดิน (Gait pattern) ด้วยการเคลื่อนไหว Swing forward/backward ตามลำดับ



ภาพประกอบ 4.27 ตำแหน่งเส้นทางการเคลื่อนที่ของการก้าวเดินในส่วนของเท้า

ด้วยผลลัพธ์การทดลองนี้ ได้นำไปเผยแพร่ในการประชุมวิชาการระดับนานาชาติ หัวข้อบทความ “Design and Development of Low-Cost Assistive Device for Lower Limb Exoskeleton Robot,” The 10th International Conference on Human System Interactions, July 17-29, 2017, Ulsan, Korea, 16-21.

4.6 ระบบตรวจวัดการโน้มเอียง

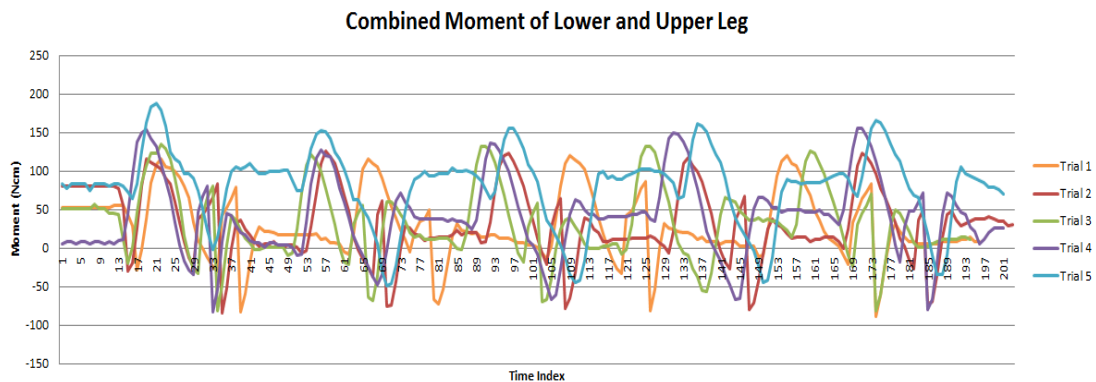
สำหรับการตรวจวัดการโน้มเอียง ในขณะที่ผู้ส่วนใส่ก้าวเดินด้วยพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน โดยระบบควบคุมจะทำหน้าที่คำนวณตำแหน่งจากสถานะการก้าวเดิน โดยใช้การคำนวณโมเมนต์การเคลื่อนที่ของขาแต่ละส่วนและคำนวณจุดศูนย์กลางหุ่นยนต์ที่เปลี่ยนแปลง สำหรับการเคลื่อนไหวรูปแบบการเดินตามรูปแบบ Gait cycle เพื่อให้ชุดโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ สามารถเคลื่อนไหวตามรูปแบบที่ได้กำหนดไว้และมีระบบตรวจวัดการโน้มเอียง เพื่อป้องกันการล้มไปด้านหน้าและด้านขวาขณะหุ่นยนต์ทำงาน โดยระบบควบคุมจะนำข้อมูลจากเซ็นเซอร์มาประมวลผล เมื่อมีการเคลื่อนที่ตามมุมมองในแต่ละส่วนของจุดหมุนที่เกิดขึ้น

ด้วยการคำนวณโมเมนต์ของขาและจุดศูนย์กลาง จากสมการ 4.3 และสมการ 4.4 กำหนดให้น้ำหนัก M_1 มีค่าเท่ากับ 12.20 กิโลกรัม และ M_2 มีค่าเท่ากับ 9.43 กิโลกรัม กำหนดให้ความยาวของขาที่อ่อนบน L_1 มีค่าเท่ากับ 30 เซนติเมตร และความยาวของขาที่อ่อนล่าง L_2 มีค่าเท่ากับ 33 เซนติเมตร โมเมนต์ของขาที่เกิดขึ้น

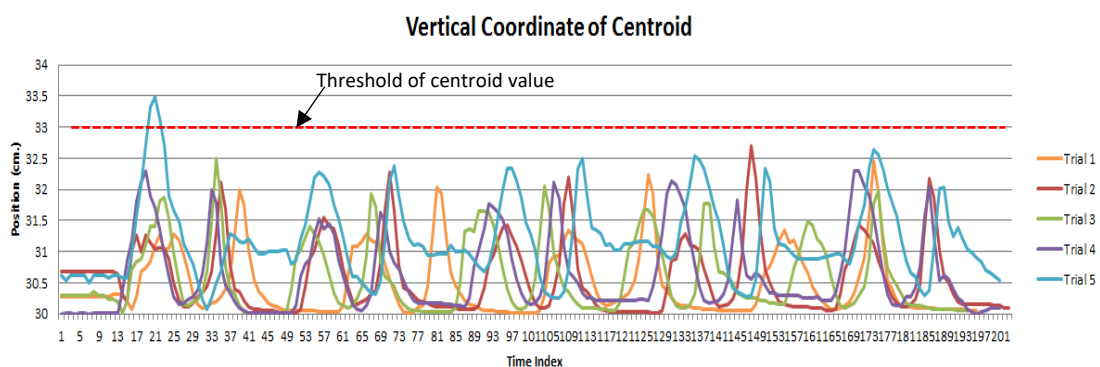
$$Q_t = \frac{M_1}{2} L_1 \cos(\varphi_3) + \frac{M_2}{2} L_2 \cos(90 - \varphi_2 + \varphi_1) \quad 4.3$$

$$H_1 = L_1 \cos(\varphi_1) + L_2 \sin(90 + \varphi_1 - \varphi_2) \quad 4.4$$

ผลลัพธ์การทำงานของระบบตรวจวัดการโน้มเอียง สำหรับโมเมนต์ของการเคลื่อนที่ แสดงดังภาพประกอบ 4.28 และภาพประกอบ 4.29



ภาพประกอบ 4.28 ผลลัพธ์ค่าโมเมนต์ของการเคลื่อนที่การก้าวเดิน



ภาพประกอบ 4.29 ผลลัพธ์ค่าตำแหน่งศูนย์กลางของการเคลื่อนที่การก้าวเดิน

ด้วยผลการทดลองนี้ ได้นำไปเผยแพร่ในบทความวิชาการระดับนานาชาติ หัวข้อบทความ “Implementation of Fall Detection for WAR-Exoskeleton Robot,” International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research, Vol.9, No.2, February 2020, 287-292.

4.7 สรุปผลการทดลอง

ผลการทดลองจากผู้สวมใส่ สูง 173 เซนติเมตร น้ำหนัก 75 เซนติเมตร สำหรับการเก็บข้อมูลรูปแบบการลุกนั่ง การก้าวเดิน และการเดิน ระยะในการก้าวเดินเฉลี่ย 0.25 เมตรต่อก้าว ความเร็วเฉลี่ย 0.15 เมตรต่อวินาที โดยเก็บข้อมูลตำแหน่งองศาการเคลื่อนไหวครึ่งท่อนล่าง และสามารถเข้าใจรูปแบบการเคลื่อนไหวของผู้สวมใส่ได้อย่างชัดเจน ผลการทดลองระบบควบคุมด้วยพีไอดีสามารถควบคุมตำแหน่งของการเคลื่อนไหวของส่วนสะโพก และข้อเข่า โดยนำค่าตำแหน่งองศาจากการเก็บข้อมูลเป็นอินพุตของระบบควบคุม โดยผลการทดสอบการควบคุมตำแหน่งองศา ตามรูปแบบการเคลื่อนที่ โดยส่วนสะโพก การลุกนั่งเฉลี่ยเท่ากับ 5 องศา การก้าวเดินเฉลี่ยเท่ากับ 8 องศา และการเดินเฉลี่ยเท่ากับ 10 องศา ส่วนข้อเข่า การลุกนั่งเฉลี่ยเท่ากับ 9 องศา การก้าวเดินเฉลี่ยเท่ากับ 12 องศา และการเดินเฉลี่ยเท่ากับ 15 องศา โดยค่าความผิดพลาดสูงสุดของตำแหน่งมุมมองศาในส่วนของสะโพกและข้อเข่าแสดงดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ค่าความผิดพลาดสูงสุดของตำแหน่งมุมมองศาการเคลื่อนที่

องศาความผิดพลาด (Degree)	Maximum point of position error (Degree)					
	การลุกนั่ง		การก้าวเดิน		การเดิน	
	ทางด้านซ้าย	ทางด้านขวา	ทางด้านซ้าย	ทางด้านขวา	ทางด้านซ้าย	ทางด้านขวา
สะโพก (Hip)	5.0	7.1	8.2	9.0	9.2	10.4
ข้อเข่า (Knee)	9.2	6.2	12.1	14.2	15.3	17.1

ผลการทดสอบการเคลื่อนที่ของการก้าวเดินต่อเนื่องจำนวน 5 รอบ โดยค่าความผิดพลาดด้วยระบบควบคุมพีไอดี ส่วนสะโพก การลุกนั่งเฉลี่ยเท่ากับ 4 องศา การก้าวเดินเฉลี่ยเท่ากับ 5 องศา และการเดินเฉลี่ยเท่ากับ 5 องศา ส่วนข้อเข่า การลุกนั่งเฉลี่ยเท่ากับ 4 องศา การก้าวเดินเฉลี่ยเท่ากับ 6 องศา และการเดินเฉลี่ยเท่ากับ 7 องศา โดยค่าความผิดพลาดของตำแหน่งมุมมองศาในส่วนของสะโพกและข้อเข่าแสดงด้วยระบบควบคุมพีไอดี แสดงดังตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 ค่าความผิดพลาดของตำแหน่งมุมมองการเคลื่อนที่ด้วยระบบควบคุมพีไอดี

Experimental Result Joint angle motion	Average of joints motion error (Degree)					
	การลุกนั่ง		การก้าวเดิน		การเดิน	
	ทางด้านซ้าย	ทางด้านขวา	ทางด้านซ้าย	ทางด้านซ้าย	ทางด้านขวา	ทางด้านซ้าย
สะโพก (Hip)	3.8	4.3	4.5	5.3	4.4	6.1
ข้อเข่า (Knee)	4.2	3.5	5.8	6.1	6.3	7.2

ผลการทดลองการตรวจวัดการโน้มเอียงด้านหน้าและด้านข้าง โดยการก้าวเดินไปข้างหน้า เนื่องจากมีการโน้มตัวของผู้สวมใส่ ค่าโมเมนต์เฉลี่ยก้าวเดินสูงสุดเฉลี่ยเท่ากับ 144.72 นิวตันต่อเซนติเมตร และค่าโมเมนต์ก้าวเดินต่ำสุดเฉลี่ยเท่ากับ 77.46 นิวตันต่อเซนติเมตร โดยการตรวจวัดการโน้มเอียงด้านข้าง จากค่าตำแหน่งจุดศูนย์กลางที่เปลี่ยนแปลงขณะเคลื่อนที่ไปข้างหน้า มีค่าระยะทางการเปลี่ยนแปลงจากจุดศูนย์กลางเทียบกับพื้นผิว โดยระยะการเปลี่ยนแปลงเฉลี่ยสูงสุดเท่ากับ 32.69 เซนติเมตร และการเปลี่ยนแปลงเฉลี่ยต่ำสุดเท่ากับ 30.02 เซนติเมตร โดยผลการทดลองการทำงานของการตรวจวัดการโน้มเอียงแสดงดังตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.3 ค่าต่ำสุดและค่าสูงสุดของโมเมนต์การก้าวเดินและค่าตำแหน่งจุดศูนย์กลาง

Experiments No. trials	Total Moment value (N.cm)		Y Coordinate of Centroid (cm)	
	Swing Forward (Max.)	Swing Forward (Min.)	Maximum value	Minimum value
1	119.92	88.34	32.47	30.01
2	126.18	85.07	32.70	30.01
3	134.52	81.97	32.49	30.01
4	155.05	82.86	32.30	30.00
5	187.93	49.07	33.49	30.08
Average	144.72	77.46	32.69	30.02

โดยค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้น เกิดจากระบบทางกล เช่น ระบบเฟืองทดกำลัง กลไกการทำงาน การยึดประกอบชิ้นงาน ซึ่งทำให้การอ่านข้อมูลตำแหน่งองศาของส่วนต่างๆ เกิดความคลาดเคลื่อนได้ในขณะปฏิบัติงาน

สรุปขั้นตอนการใช้งานชุดโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับผู้ป่วยอัมพาตครึ่งล่าง การใช้งานชุดโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ ขั้นตอนการเปลี่ยนสถานะจากการนั่งให้ยืน และสถานะยืนให้ก้าวเดิน เมื่อต้องการถอดชุดโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ ขั้นตอนการเปลี่ยนสถานะจากการยืนให้นั่ง เพื่อทำการถอดชุดโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน ทั้งนี้การเปลี่ยนสถานะต่างๆ ผู้สวมใส่ต้องทำการกดปุ่มที่ไม่เท่าค้ำยัน โดยมี 2 ปุ่มกด คือ สีเขียวและสีแดง สถานะการทำงานคือกดปุ่มค้างไว้ หากมีการปล่อยปุ่มกดระบบสมองกลจะตัดการทำงานของระบบขับเคลื่อนทันที โดยมีฟังก์ชันการใช้งานดังนี้

- 1) กดปุ่มสีเขียว จะทำหน้าที่เริ่มการทำงานของฟังก์ชันการก้าวเดิน
- 2) กดปุ่มสีแดง จะทำหน้าที่เริ่มการทำงานของฟังก์ชันการลุกและการนั่ง
- 3) กดปุ่มสีแดงและกดปุ่มสีเขียวพร้อมกัน จะทำหน้าที่แจ้งสถานะฉุกเฉินเพื่อขอความช่วยเหลือ

ระบบสมองกลจะอ่านสถานะของชุดโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ เพื่อป้องกันการใช้งานที่ผิดพลาด เช่น หากมีการกดปุ่มสีเขียวในขณะที่สถานะการนั่ง ระบบสมองกลจะปฏิเสธการทำงาน เนื่องจากอยู่ในสถานะนั่งไม่พร้อมที่จะก้าวเดิน ดังนั้นจึงต้องกดปุ่มสีแดงเพื่อเปลี่ยนสถานะการนั่งให้เป็นสถานะการยืนให้เสร็จสิ้น จึงสามารถที่จะก้าวเดินได้โดยกดปุ่มสีเขียว ในขณะที่ระบบทำงาน หากมีการปล่อยปุ่มกด ระบบสมองกลจะสั่งการหยุดการทำงานของระบบขับเคลื่อนทั้งหมดพร้อมกัน

บทที่ 5

สรุป อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยสิ่งประดิษฐ์นี้มีวัตถุประสงค์เพื่อออกแบบและสร้างต้นแบบ เครื่องช่วยเดินสำหรับผู้พิการครึ่งท่อนล่าง โดยมุ่งเน้นผู้ที่มีความบกพร่องทางร่างกายครึ่งท่อนล่าง ไร้ความรู้สึก และไม่สามารถเคลื่อนไหวได้ด้วยตนเอง ทั้งยังเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์อีกทางเลือกหนึ่ง ให้ผู้สวมใส่ได้เคลื่อนไหวร่างกายท่อนล่างช่วยกระตุ้นกล้ามเนื้อท่อนล่าง ยังเป็นการช่วยส่งเสริมคุณภาพชีวิตให้ดีขึ้น

ต้นแบบโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน สามารถปรับระยะความสูงของผู้สวมใส่ ในช่วงความสูง 150 เซนติเมตร ถึง 180 เซนติเมตร สามารถรองรับน้ำหนักผู้สวมใส่ไม่เกิน 90 กิโลกรัม ปรับความเร็วสูงสุดในการเดินได้ 0.5 เมตรต่อวินาที และรองรับการทำงานได้ไม่เกิน 2 ชั่วโมง โดยออกแบบให้มีตัวซัพพอร์ต สะโพก ต้นขาท่อนบนและต้นขาท่อนล่าง ทำให้กระชับ และสามารถสวมใส่ด้วยตนเองได้ ในสถานะท่าทางการนั่ง โดยมีฟังก์ชันในการลุกนั่ง การก้าวเดิน การเดิน ผลการทดลองการเก็บข้อมูลตำแหน่งองศาจากชุดโครงสร้างพาราโรบอทหุ่นยนต์ช่วยเดิน ในบทที่ 4 ดังกราฟแสดงตำแหน่งองศาการเคลื่อนไหวของครึ่งท่อนล่าง จะเห็นว่ามุมมองศาในการลุกนั่งและการเดิน มีรูปแบบใกล้เคียงกัน แตกต่างช่วงมุมมองการก้าวเดิน โดยข้อมูลตำแหน่งองศาการเคลื่อนไหวของคนปกติ ได้นำมาเป็นข้อมูลอินพุตสำหรับต้นแบบการเคลื่อนที่การก้าวเดิน โดยทำการควบคุมตำแหน่งองศาให้เคลื่อนไหวด้วยระบบควบคุมแบบพีไอดี มาใช้ควบคุมตำแหน่งองศาการเคลื่อนไหวของครึ่งท่อนล่าง โดยทำการควบคุมส่วนของสะโพกและข้อเข่า โดยสามารถเคลื่อนไหวตำแหน่งองศาได้ตามข้อมูลต้นแบบ

ผลการทดสอบการเดินด้วยระบบควบคุมพีไอดี โดยมีค่าตำแหน่งองศาผิดพลาดสูงสุด ของจุดหมุนส่วนสะโพก 6.2 องศา และส่วนข้อเข่า 7.3 องศา ผลการทดสอบการตรวจวัดโน้มเอียง ด้านข้าง จะมีสถานะเกินการควบคุมได้ ที่ความสูงมากกว่า 33 เซนติเมตร จากความสูงจากพื้นผิว และระบบการตรวจวัดสถานะโน้มเอียงด้านหน้า มีค่าโมเมนต์มากกว่า 145 นิวตันต่อเมตร ระบบจะหยุดการทำงานเพื่อป้องกันการก้าวเดิน เนื่องจากโน้มเอียงมากจะทำให้การก้าวเดินผิดพลาดได้และเพื่อป้องกันการล้มไปข้างหน้า ในขณะที่หุ่นยนต์ทำงาน

5.2 ปัญหาและอุปสรรค

- วัสดุมีอายุการใช้งาน ต้องมีการเปลี่ยนชิ้นส่วน
- ขนาดของแบตเตอรี่ที่ใช้งานมีขนาดใหญ่ และน้ำหนักมาก
- อุปกรณ์มอเตอร์ขับเคลื่อนมีจำนวนความเร็วรอบไม่เท่ากัน
- อุปกรณ์และชิ้นส่วนของกล่องชุดควบคุม มีน้ำหนักใหญ่ต้องใช้พื้นที่ในการติดตั้ง จึงทำให้ชุดโครงหุ่นยนต์มีขนาดใหญ่
- การชาร์จแบตเตอรี่ ใช้เวลานาน ไม่ต่ำกว่า 1.5 ชั่วโมงต่อครั้ง
- เสียงรบกวน เกิดจากระบบเกียร์ทดกำลังของมอเตอร์

5.3 ข้อเสนอแนะ

- การทำสอบการทำงานควรมีผู้เชี่ยวชาญหรือผู้ชำนาญการอยู่ภายใต้การควบคุมและสนับสนุน การช่วยเหลือได้ทันที
- ควรมีความเข้าใจในศาสตร์ของวัสดุวิศวกรรมเพื่อเลือกใช้วัสดุและอุปกรณ์ที่มีความเหมาะสม น้ำหนักเบาและต้องมีความทนทานสูง
- พื้นฐานความเข้าใจในเรื่องกายภาพของมนุษย์ โดยขอคำแนะนำและปรึกษา หรือทำความเข้าใจ ร่วมมือกับผู้เชี่ยวชาญทางการแพทย์ เกี่ยวกับกายภาพบำบัด หรือสถานประกอบการเกี่ยวกับ สุขภาพและกายภาพบำบัด
- ระบบวิเคราะห์และประมวลผลควรมีประสิทธิภาพสูง ความเร็วในการประมวลผล และ ทนทานต่อทุกสภาพอากาศ
- มาตรฐานเครื่องมือทางการแพทย์ เพื่อผลิตชิ้นงานในเชิงพาณิชย์
- มาตรฐานอุปกรณ์กันน้ำ สำหรับมาตรฐานการป้องกันระบบไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์ เพื่อความปลอดภัยในการใช้งาน

5.4 แนวทางการพัฒนา

การพัฒนาระบบทางกลและอุปกรณ์

- เปลี่ยนวัสดุที่ใช้ทำโครงสร้างให้แข็งแรงและน้ำหนักเบา เช่น Carbon fiber, Polymer, PE เป็นต้น
- ระบบกลไกป้องกันการหมุนเกินตำแหน่งของจุดหมุนในส่วนสะโพก ข้อเข่าและข้อเท้า
- ปรับเปลี่ยนมอเตอร์ขับเคลื่อนแบบ Brushless motor
- ปรับเปลี่ยนระบบทดกำลังชุดขับเคลื่อนประสิทธิภาพสูง
- เปลี่ยนแหล่งจ่ายพลังงานให้มีขนาดเล็ก เบา และกำลังไฟฟ้าสูง เช่น lithium-polymer เป็นต้น

การพัฒนาซอฟต์แวร์

- พัฒนาโปรแกรมสำหรับการลुकนึ่ง ยืน การเดิน และรูปแบบก้าวขึ้นบันไดหรือทางต่างระดับ
- พัฒนาโปรแกรมสำหรับระบบป้องกันการล้ม
- พัฒนาโปรแกรมสำหรับระบบแจ้งเตือนการใช้พลังงานต่ำ
- พัฒนาโปรแกรมสำหรับระบบระบุพิกัด GPS เพื่อตรวจสอบตำแหน่งและติดตามผู้สวมใส่
- พัฒนาโปรแกรมสำหรับระบบ การทำกายภาพบำบัดส่วนขาแบบ manual, semi-autonomous, Fully-autonomous

5.5 ผลงานการวิจัย

บทความประชุมวิชาการระดับนานาชาติ (International Conference Proceedings)

Wanayuth Sanngoen, Setawichock Nillnawarad, and Sema Patchim, 2017.
“Design and Development of Low-Cost Assistive Device for Lower Limb Exoskeleton Robot,” **The 10th International Conference on Human System Interactions**, July 17-29, 2017, Ulsan, Korea, 16-21.

บทความวิจัยระดับนานาชาติ (International Journal of Research Publication)

Pathid Liamtrakoolpanich and Wanayuth Sanngoen, 2020, “Implementation of Fall Detection for WAR-Exoskeleton Robot,” **International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research**, Vol. 9, No. 2, February 2020, 287-292.

บรรณานุกรม

บรรณานุกรม

- ศูนย์สิรินธรเพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์แห่งชาติ. 2556. แนวทางการฟื้นฟูสมรรถภาพคนพิการบาดเจ็บไขสันหลัง. กรมการแพทย์.
- อภิชนา โฉมวิมล. 2559. ตำราบาดเจ็บไขสันหลัง: การฟื้นฟูสภาพอย่างครอบคลุม เล่ม 3 สู่วิถีชีวิตอิสระ. พิมพ์ครั้งที่ 1. อำเภอเมือง จังหวัดเชียงใหม่.
- อภิชนา โฉมวิมล. 2559. ภาควิชาเวชศาสตร์ฟื้นฟู คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่. ตำราบาดเจ็บไขสันหลัง การฟื้นฟูสภาพอย่างครอบคลุม เล่ม 3 สู่วิถีชีวิตอิสระ. ธนกฤตพรินส์ อำเภอเมือง จังหวัดเชียงใหม่, 42-47.
- Arazpour M., Samadian M., Ebrahimzadeh K., Ahmadi Bani M., Hutchins S. W., 2016. The influence of orthosis options on walking parameters in spinal cord-injured patients: a literature review. **Spinal Cord**. 54, 6: 412-422.
- Arron M. Dollar and Hugh Herr., 2007. “Active Orthoses for Lower-Limbs: Challenges and State of the Art.” **IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics**. June 12-15, 2007. 968-977.
- Bromley I., 2006. **Tetraplegia and Paraplegia a guide for physiotherapists**. 6th ed. Philadelphia: Elsevier.
- Craig, J. J., 1989. **Introduction to Robotics Mechanics and Control**. Addison Wesley. USA: Addison-Wesley Publishing Company.
- Hawran S, Biering-Sorensen F., 1996. **The use of long leg calipers for paraplegic patients: a follow-up study of patients discharged**. **Spinal Cord**. 34, 1: 666–668.
- Hesse, S., 2001. “Locomotor therapy in neurorehabilitation.” **International Journal of Neuro Rehabilitation**. 16, 3: 133-139.
- Hubli, M., & Dietz, V., 2013. “The physiological basis of neurorehabilitation-locomotor training after spinal cord injury.” **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**. 10, 1: 1-5.
- Kawamoto H., Lee S., Kanbe S., and Sankai Y., 2003. “Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller.” **IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics**. November 5-8, 2003. 1648–1653.

- Kawamoto H. and Sankai Y., 2002. "Power assist system hal-3 for gait disorder person." **International Conference on Computers for Handicapped Persons**. July 15-20, 2002. 196–203.
- Kazerooni H. and Steger R., 2006. "The Berkeley Lower Extremity Exoskeleton." **Transaction ASME Journal of Dynamic System, Measurement and Control**. 128, 1: 14–25.
- Muszkat R., Yazbek Jr., Paulo A., Claudia T., Moreira MC., Trombetta C., Ivani C., Battistella L.R., 1994. "Assessment of functional capacity during gait using a reciprocal propulsion orthosis (ARGO): a comparative study with a conventional mechanical orthosis." **Sao Paulo Medical Journal**. 112, 1: 495-499.
- Parent, S., Mac-Thiong, J. M., Roy-Beaudry, M., Sosa, J. F., & Labelle, H., 2011. Spinal cord injury in the pediatric population: a systematic review of the literature. **Journal of Neurotrauma**, 28, 8: 1515-1524.
- Pathid Liamtrakoolpanich and Wanayuth Sanngoen, 2020, "Implementation of Fall Detection for WAR-Exoskeleton Robot." **International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research**, 9, 2: 287-292.
- Pratt J.E., Krupp B.T., Morse C.J., and Collins S.H., 2004. "The RoboKnee: An exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking." **IEEE International Conference on Robotics and Automation**. 2004, 3: 2430–2435.
- Rose J. and Gamble J.G., 1994. "Human Walking," **2nd ed. Baltimor: Williams & Wilkins**.
- Saeed B., 2001. "Introduction to Robotics Analysis, Systems, Applications." **Prentice Hall**. 29-94.
- Sarasit Sirawattanakul and Wanayuth Sanngoen, "Review of Upper Limb Exoskeleton for Rehabilitation and Assistive Application." **2nd International Conference on Robotics and Intelligent Technology**, May 25-27, 2019. 1-7.
- Sisto S., Druin E., Sliwinski M., 2009. **Spinal Cord Injuries Management and Rehabilitation**. Mosby Elsevier.
- Viet Anh Dung C., Philippe B., and Vincent H., 2011. "Self-adjusting, Isostatic Exoskeleton for the Human Knee Joint." **International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**. 30, 3: 612-618.

Wanayuth Sanngoen, Setawichock Nillnawarad, and Sema Patchim, 2017. "Design and Development of Low-Cost Assistive Device for Lower Limb Exoskeleton Robot." **The 10th International Conference on Human System Interactions**, July 17-29, 2017. 16-21.

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก

โปรแกรมคอมพิวเตอร์

```

#include <arduino.h>
#include "SIM900.h"
#include <SoftwareSerial.h>
#include "sms.h"
SMSGSM sms;
#define SELECT_PIN 30
#define CLOCK_PIN 31
// Hip Left
#define HL_DATA_PIN 32
// Hip Right
#define HR_DATA_PIN 33
// Knee Left
#define KL_DATA_PIN 34
// Knee Right
#define KR_DATA_PIN 35
const byte SW1 = 36;
const byte SW2 = 37;
//Define Variables Motor // Hip Left
const byte HLD1 = 30 ; //22
const byte HLD2 = 33; //23
const byte HLEN1 = 5; // 2
//Define Variables Motor // Hip Right
const byte HRD1 = 22; //24
const byte HRD2 = 27; //25
const byte HREN1 = 6; //3
//Define Variables Motor // Knee Left
const byte KLD1 = 33; //26
const byte KLD2 = 30; //27
const byte KLEN1 = 6; //4
//Define Variables Motor // Knee Right
const byte KRD1 = 25; //28
const byte KRD2 = 26; //29
const byte KREN1 = 3; //5

//variables to keep track of position
volatile unsigned int
Data[2][2][2][2][2][2][2][2][2][2];
volatile int Angle[1024];
volatile int HL_Degree[360];
volatile int HR_Degree[360];
volatile int KL_Degree[360];
volatile int KR_Degree[360];
volatile int HL_Reading = 0;
volatile int HR_Reading = 0;
volatile int KL_Reading = 0;
volatile int KR_Reading = 0;
volatile unsigned char HL_PWM = 255;
volatile unsigned char HR_PWM = 255;
volatile unsigned char KL_PWM = 255;
volatile unsigned char KR_PWM = 255;
volatile int HL_WalkL[10] = {20,20,0};
volatile int HL_WalkR[10] = {-20,-20,0};
volatile int HL_Stand = 0;
volatile int HL_Sit = 90;
volatile int HR_WalkL[10] = {-20,-20,0};
volatile int HR_WalkR[10] = {20,20,0};
volatile int HR_Stand = 0;
volatile int HR_Sit = 90;
volatile int KL_WalkL[10] = {-30,0,0};
volatile int KL_WalkR[10] = {0,0,0};
volatile int KL_Stand = 0;
volatile int KL_Sit = -90;
volatile int KR_WalkL[10] = {0,0,0};
volatile int KR_WalkR[10] = {-30,0,0};
volatile int KR_Stand = 0;
volatile int KR_Sit = -90;
volatile char Start = 0;

```

```

volatile byte Pace = 0;
volatile byte go = 0;
volatile int speed1 = 0;
volatile int speed2 = 0;
volatile byte st = 1;
volatile byte hl = 0;
volatile byte hr = 0;
volatile byte kl = 0;
volatile byte kr = 0;
void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  pinMode(SW1, INPUT);
  pinMode(SW2, INPUT);
  pinMode(HLD1, OUTPUT);
  pinMode(HLD2, OUTPUT);
  pinMode(HLEN1, OUTPUT);
  pinMode(HRD1, OUTPUT);
  pinMode(HRD2, OUTPUT);
  pinMode(HREN1, OUTPUT);
  pinMode(KLD1, OUTPUT);
  pinMode(KLD2, OUTPUT);
  pinMode(KLEN1, OUTPUT);
  pinMode(KRD1, OUTPUT);
  pinMode(KRD2, OUTPUT);
  pinMode(KREN1, OUTPUT);
  //setup our pins
  pinMode(CLOCK_PIN, OUTPUT);
  pinMode(SELECT_PIN, OUTPUT);
  pinMode(HL_DATA_PIN, INPUT);
  pinMode(HR_DATA_PIN, INPUT);
  pinMode(KL_DATA_PIN, INPUT);
  pinMode(KR_DATA_PIN, INPUT);

  cli(); // stop interrupts
  TCCR1A = 0; // set entire TCCR1A register
  to 0
  TCCR1B = 0; // same for TCCR1B
  TCNT1 = 0; //initialize counter value to 0
  // set compare match register for 1hz
  increments
  OCR1A = 1562; // = ((16*10^6)*(100*10^-
  3)/1024)-1 (must be <65536)
  // turn on CTC mode
  TCCR1B |= (1 << WGM12);
  // Set CS12 and CS10 bits for 1024
  prescaler
  TCCR1B |= (1 << CS12) | (1 << CS10);
  // enable timer compare interrupt
  TIMSK1 |= (1 << OCIE1A);
  sei();
  //give some default values
  digitalWrite(CLOCK_PIN, HIGH);
  digitalWrite(SELECT_PIN, HIGH);
  digitalWrite(SW1, HIGH);
  digitalWrite(SW2, HIGH);
  int k = 0;
  for(int a = 0; a < 2; a++)
  for(int b = 0; b < 2; b++)
  for(int c = 0; c < 2; c++)
  for(int d = 0; d < 2; d++)
  for(int e = 0; e < 2; e++)
  for(int f = 0; f < 2; f++)
  for(int g = 0; g < 2; g++)
  for(int h = 0; h < 2; h++)
  for(int i = 0; i < 2; i++)
  for(int j = 0; j < 2; j++)

```



```

{
Data[a][b][c][d][e][f][g][h][i][j] = k;
k++;
}
for(int i = 0; i < 1024; i++)
Angle[i] = (i / 1024.0) * 360.0;
for(int i = 0; i < 360; i++)
{
// if((i <= 86)&&(i >= 0))
if((i <= 80)&&(i >= 0))
HL_Degree[i] = i - 80; //86
//else if((i <= 266)&&(i >= 87))
else if((i <= 255)&&(i >= 82))
HL_Degree[i] = i - 80; //86
//else if((i <= 359)&&(i >= 267))
else if((i <= 340)&&(i >= 255))
HL_Degree[i] = i - 435; //446
}
for(int i = 0; i < 360; i++)
{
//if((i <= 121)&&(i >= 0))
if((i <= 110)&&(i >= 0))
HR_Degree[i] = 110 - i; //121
//else if((i <= 300)&&(i >= 122))
else if((i <= 280)&&(i >= 113))
HR_Degree[i] = 117 - i; //121
//else if((i <= 359)&&(i >= 301))
else if((i <= 340)&&(i >= 295))
HR_Degree[i] = 475 - i; //481
}
for(int i = 0; i < 360; i++)
{
//if((i <= 79)&&(i >= 0))
if((i <= 70)&&(i >= 0))
KL_Degree[i] = i - 70; //79
//else if((i <= 259)&&(i >= 80))
else if((i <= 255)&&(i >= 75))
KL_Degree[i] = i - 75; //79
//else if((i <= 359)&&(i >= 260))
else if((i <= 350)&&(i >= 255))
KL_Degree[i] = i - 428; //439
}
for(int i = 0; i < 360; i++)
{
//if((i <= 79)&&(i >= 0))
if((i <= 82)&&(i >= 0))
KR_Degree[i] = 82 - i; // 79
//else if((i <= 258)&&(i >= 80))
else if((i <= 246)&&(i >= 75))
KR_Degree[i] = 82 - i; // 79
//else if((i <= 359)&&(i >= 259))
else if((i <= 355)&&(i >= 247))
KR_Degree[i] = 425 - i; //439
}
Serial.println("CLEARDATA");
Serial.println("LABEL,Time,Hip Left,Knee
Left,Hip Right,Knee Right");
delay(1000);
}
ISR(TIMER1_COMPA_vect)//timer1 interrupt
1Hz toggles pin 13 (LED)
{
//generates pulse wave of frequency
1Hz/2 = 0.5kHz (takes two cycles for full
wave- toggle high then toggle low)
readPosition();
}

```

```

PrintDegree();
}
void loop()
{
if((digitalRead(SW1) ==
LOW)&&(digitalRead(SW2) == LOW))
{
sms.SendSMS("0859232650", "Emergency");
while((digitalRead(SW1) ==
LOW)||((digitalRead(SW2) == LOW));
}
else if((digitalRead(SW1) ==
LOW)&&(digitalRead(SW2) == HIGH))
{
if(st == 1)
{
if(Pace == 0)
{
for(int i = 0; i < 3; i++)
{
if((HL_Degree[Angle[HL_Reading]] <
HL_WalkL[i])&&
(HL_Degree[Angle[HL_Reading]] > -20))
{
HL_CW(HL_PWM);
}
else if((HL_Degree[Angle[HL_Reading]] <
120)&&
(HL_Degree[Angle[HL_Reading]] >
HL_WalkL[i]))
{
HL_CCW(HL_PWM);
}
else
{
HL_STOP();
hl = 1;
}
}
if((HR_Degree[Angle[HR_Reading]] <
HR_WalkL[i])&&
(HR_Degree[Angle[HR_Reading]] > -20))
{
HR_CCW(HR_PWM);
}
else if((HR_Degree[Angle[HR_Reading]] <
120)&&
(HR_Degree[Angle[HR_Reading]] >
HR_WalkL[i]))
{
HR_CW(HR_PWM);
}
else
{
HR_STOP();
hr = 1;
}
}
if((KL_Degree[Angle[KL_Reading]] <
KL_WalkL[i])&&
(KL_Degree[Angle[KL_Reading]] > -90))
{
KL_CW(KL_PWM);
}
else if((KL_Degree[Angle[KL_Reading]] <
0)&&
(KL_Degree[Angle[KL_Reading]] >
KL_WalkL[i]))

```

```

{
KL_CCW(KL_PWM);
}
else
{
KL_STOP();
kl = 1;
}
if((KR_Degree[Angle[KR_Reading]] <
KR_WalkL[i]&&
(KR_Degree[Angle[KR_Reading]] > -90))
{
KR_CCW(KR_PWM);
}
else if((KR_Degree[Angle[KR_Reading]] <
0)&&
(KR_Degree[Angle[KR_Reading]] >
KR_WalkL[i]))
{
KR_CW(KR_PWM);
}
else
{
KR_STOP();
kr = 1;
}
while(1)
{
if(HL_WalkL[i] ==
HL_Degree[Angle[HL_Reading]])
{
HL_STOP();
hl = 1;
}
if(HR_WalkL[i] ==
HR_Degree[Angle[HR_Reading]])
{
HR_STOP();
hr = 1;
}
if(KL_WalkL[i] ==
KL_Degree[Angle[KL_Reading]])
{
KL_STOP();
kl = 1;
}
if(KR_WalkL[i] ==
KR_Degree[Angle[KR_Reading]])
{
KR_STOP();
kr = 1;
}
if((hl == 1)&&(hr == 1)&&(kl == 1)&&(kr ==
1))
{
hl = 0;
hr = 0;
kl = 0;
kr = 0;
break;
}
}
Pace = 1;
}
else

```

```

{
for(int i = 0; i < 3; i++)
{
if((HL_Degree[Angle[HL_Reading]] <
HL_WalkL[i])&&
(HL_Degree[Angle[HL_Reading]] > -20))
{
HL_CW(HL_PWM);
}
else if((HL_Degree[Angle[HL_Reading]] <
120)&&
(HL_Degree[Angle[HL_Reading]] >
HL_WalkL[i]))
{
HL_CCW(HL_PWM);
}
else
{
HL_STOP();
hl = 1;
}
if((HR_Degree[Angle[HR_Reading]] <
HR_WalkL[i])&&
(HR_Degree[Angle[HR_Reading]] > -20))
{
HR_CCW(HR_PWM);
}
else if((HR_Degree[Angle[HR_Reading]] <
120)&&
(HR_Degree[Angle[HR_Reading]] >
HR_WalkL[i]))
{
HR_CW(HR_PWM);
}
else
{
HR_STOP();
hr = 1;
}
if((KL_Degree[Angle[KL_Reading]] <
KL_WalkL[i])&&
(KL_Degree[Angle[KL_Reading]] > -90))
{
KL_CW(KL_PWM);
}
else if((KL_Degree[Angle[KL_Reading]] <
0)&&
(KL_Degree[Angle[KL_Reading]] >
KL_WalkL[i]))
{
KL_CCW(KL_PWM);
}
else
{
KL_STOP();
kl = 1;
}
if((KR_Degree[Angle[KR_Reading]] <
KR_WalkL[i])&&
(KR_Degree[Angle[KR_Reading]] > -90))
{
KR_CCW(KR_PWM);
}
else if((KR_Degree[Angle[KR_Reading]] <
0)&&

```

```

(KR_Degree[Angle[KR_Reading]] >
KR_WalkL[i]))
{
KR_CW(KR_PWM);
}
else
{
KR_STOP();
kr = 1;
}
while(1)
{
if(HL_WalkR[i] ==
HL_Degree[Angle[HL_Reading]])
{
HL_STOP();
hl = 1;
}
if(HR_WalkR[i] ==
HR_Degree[Angle[HR_Reading]])
{
HR_STOP();
hr = 1;
}
if(KL_WalkR[i] ==
KL_Degree[Angle[KL_Reading]])
{
KL_STOP();
kl = 1;
}
if(KR_WalkR[i] ==
KR_Degree[Angle[KR_Reading]])
{
KR_STOP();
kr = 1;
}
if((hl == 1)&&(hr == 1)&&(kl == 1)&&(kr ==
1))
{
hl = 0;
hr = 0;
kl = 0;
kr = 0;
break;
}
}
Pace = 0;
}
}
else if((digitalRead(SW1) ==
HIGH)&&(digitalRead(SW2) == LOW))
{
if(st == 2)
{
if((HL_Degree[Angle[HL_Reading]] <
HL_Sit)&&
(HL_Degree[Angle[HL_Reading]] > -20))
{
HL_CW(HL_PWM);
}
else if((HL_Degree[Angle[HL_Reading]] <
120)&&
(HL_Degree[Angle[HL_Reading]] > HL_Sit))
{

```

```

HL_CCW(HL_PWM);
}
else
{
HL_STOP();
hl = 1;
}
if((HR_Degree[Angle[HR_Reading]] <
HR_Sit)&&
(HR_Degree[Angle[HR_Reading]] > -20))
{
HR_CCW(HR_PWM);
}
else if((HR_Degree[Angle[HR_Reading]] <
120)&&
(HR_Degree[Angle[HR_Reading]] > HR_Sit))
{
HR_CW(HR_PWM);
}
else
{
HL_STOP();
hr = 1;
}
if((KL_Degree[Angle[KL_Reading]] <
KL_Sit)&&
(KL_Degree[Angle[KL_Reading]] > -90))
{
KL_CW(KL_PWM);
}
else if((KL_Degree[Angle[KL_Reading]] <
0)&&
(KL_Degree[Angle[KL_Reading]] > KL_Sit))
{
KL_CCW(KL_PWM);
}
else
{
KL_STOP();
kl = 1;
}
if((KR_Degree[Angle[KR_Reading]] <
KR_Sit)&&
(KR_Degree[Angle[KR_Reading]] > -90))
{
KR_CCW(KR_PWM);
}
else if((KR_Degree[Angle[KR_Reading]] <
0)&&
(KR_Degree[Angle[KR_Reading]] > KR_Sit))
{
KR_CW(KR_PWM);
}
else
{
KR_STOP();
kr = 1;
}
st = 1;
}
else
{
if((HL_Degree[Angle[HL_Reading]] <
HL_Stand)&&
(HL_Degree[Angle[HL_Reading]] > -20))
{

```

```

HL_CW(HL_PWM);
}
else if((HL_Degree[Angle[HL_Reading]] <
120)&&
(HL_Degree[Angle[HL_Reading]] >
HL_Stand))
{
HL_CCW(HL_PWM);
}
else
{
HL_STOP();
hl = 1;
}
if((HR_Degree[Angle[HR_Reading]] <
HR_Stand)&&
(HR_Degree[Angle[HR_Reading]] > -20))
{
HR_CCW(HR_PWM);
}
else if((HR_Degree[Angle[HR_Reading]] <
120)&&
(HR_Degree[Angle[HR_Reading]] >
HR_Stand))
{
HR_CW(HR_PWM);
}
else
{
HR_STOP();
hr = 1;
}
if((KL_Degree[Angle[KL_Reading]] <
KL_Stand)&&
(KL_Degree[Angle[KL_Reading]] > -90))
{
KL_CW(KL_PWM);
}
else if((KL_Degree[Angle[KL_Reading]] <
0)&&
(KL_Degree[Angle[KL_Reading]] >
KL_Stand))
{
KL_CCW(KL_PWM);
}
else
{
KL_STOP();
kl = 1;
}
if((KR_Degree[Angle[KR_Reading]] <
KR_Stand)&&
(KR_Degree[Angle[KR_Reading]] > -90))
{
KR_CCW(KR_PWM);
}
else if((KR_Degree[Angle[KR_Reading]] <
0)&&
(KR_Degree[Angle[KR_Reading]] >
KR_Stand))
{
KR_CW(KR_PWM);
}
}

```

```

else
{
KR_STOP();
kr = 1;
}
st = 2;
}
}
HL_STOP();
HR_STOP();
KL_STOP();
KR_STOP();
}
void HL_CW(unsigned char PWM)
{
digitalWrite(HLD1, HIGH);
digitalWrite(HLD2, LOW);
analogWrite(HLEN1, PWM);
}
void HL_CCW(unsigned char PWM)
{
digitalWrite(HLD1, LOW);
digitalWrite(HLD2, HIGH);
analogWrite(HLEN1, PWM);
}
void HR_CW(unsigned char PWM)
{
digitalWrite(HRD1, HIGH);
digitalWrite(HRD2, LOW);
analogWrite(HREN1, PWM);
}
void HR_CCW(unsigned char PWM)
{
digitalWrite(HRD1, LOW);
digitalWrite(HRD2, HIGH);
analogWrite(HREN1, PWM);
}
void KL_CW(unsigned char PWM)
{
digitalWrite(KLD1, HIGH);
digitalWrite(KLD2, LOW);
analogWrite(KLEN1, PWM);
}
void KL_CCW(unsigned char PWM)
{
digitalWrite(KLD1, LOW);
digitalWrite(KLD2, HIGH);
analogWrite(KLEN1, PWM);
}
void KR_CW(unsigned char PWM)
{
digitalWrite(KRD1, HIGH);
digitalWrite(KRD2, LOW);
analogWrite(KREN1, PWM);
}
void KR_CCW(unsigned char PWM)
{
digitalWrite(KRD1, LOW);
digitalWrite(KRD2, HIGH);
analogWrite(KREN1, PWM);
}
void HL_STOP()
{
digitalWrite(HLD1, HIGH);
digitalWrite(HLD2, HIGH);
digitalWrite(HLEN1, HIGH);
}

```



```

}
void HR_STOP()
{
digitalWrite(HRD1, HIGH);
digitalWrite(HRD2, HIGH);
digitalWrite(HREN1, HIGH);
}
void KL_STOP()
{
digitalWrite(KLD1, HIGH);
digitalWrite(KLD2, HIGH);
digitalWrite(KLEN1, HIGH);
}
void KR_STOP()
{
digitalWrite(KRD1, HIGH);
digitalWrite(KRD2, HIGH);
digitalWrite(KREN1, HIGH);
}
int readPosition()
{
byte HL[10];
byte HR[10];
byte KL[10];
byte KR[10];
//shift in our data
for(int j = 0; j < 4; j++)
{
digitalWrite(SELECT_PIN, LOW);
delayMicroseconds(1);
for (int i=9; i>=0; i--)
{
delayMicroseconds(1);
digitalWrite(CLOCK_PIN, HIGH);
delayMicroseconds(1);
switch(j)
{
case 0 : HL[i] = digitalRead(HL_DATA_PIN);
break;
case 1 : HR[i] = digitalRead(HR_DATA_PIN);
break;
case 2 : KL[i] = digitalRead(KL_DATA_PIN);
break;
case 3 : KR[i] = digitalRead(KR_DATA_PIN);
break;
}
}
digitalWrite(SELECT_PIN, HIGH);
}
HL_Reading =
Data[HL[9]][HL[8]][HL[7]][HL[6]]
[HL[5]][HL[4]][HL[3]][HL[2]][HL[1]][HL[0]];
HR_Reading =
Data[HR[9]][HR[8]][HR[7]][HR[6]]
[HR[5]][HR[4]][HR[3]][HR[2]][HR[1]][HR[0]];
KL_Reading =
Data[KL[9]][KL[8]][KL[7]][KL[6]]
[KL[5]][KL[4]][KL[3]][KL[2]][KL[1]][KL[0]];
KR_Reading =
Data[KR[9]][KR[8]][KR[7]][KR[6]]
[KR[5]][KR[4]][KR[3]][KR[2]][KR[1]][KR[0]];
}
}

```

```
void PrintDegree()
{
Serial.print("DATA,TIME,");
Serial.print(HL_Degree[Angle[HL_Reading]],
DEC);
Serial.print(",");
Serial.print(KL_Degree[Angle[KL_Reading]],
DEC);
Serial.print(",");
Serial.print(HR_Degree[Angle[HR_Reading]],
DEC);
Serial.print(",");
Serial.println(KR_Degree[Angle[KR_Reading]
], DEC);
}
```



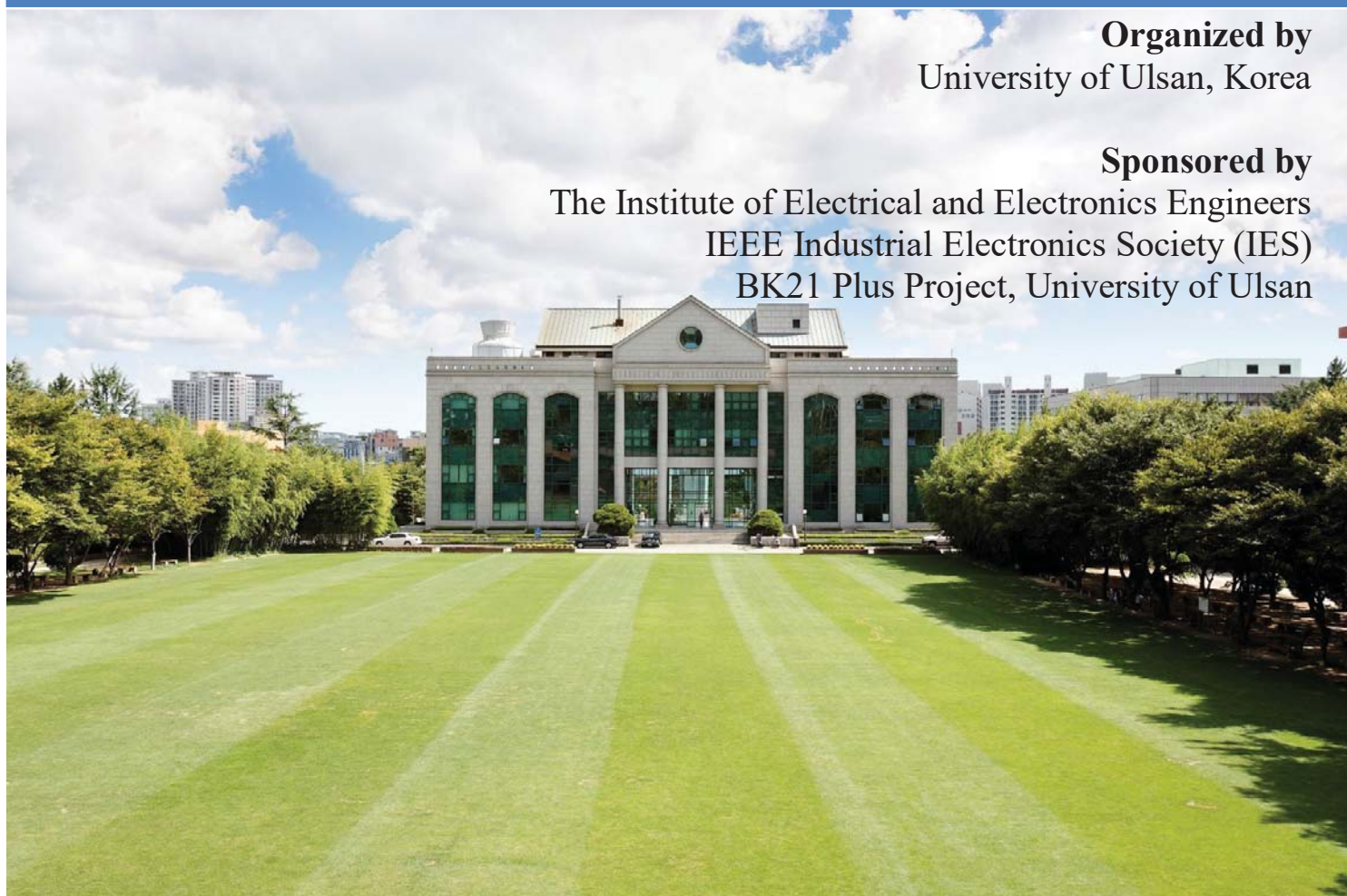
Conference Proceedings

The 10th International Conference on Human System Interactions (HSI 2017)

July 17 – 19, 2017 Ulsan, Korea
<http://hsi2017.islab-ulsan.net>

Organized by
University of Ulsan, Korea

Sponsored by
The Institute of Electrical and Electronics Engineers
IEEE Industrial Electronics Society (IES)
BK21 Plus Project, University of Ulsan



Welcome Message

Welcome to HSI2017, the 10th International Conference on Human System Interactions in 2017 will be held at the University of Ulsan in Ulsan, Korea. The University of Ulsan have organized the conference and technically co-sponsored by IEEE Industrial Electronic Society.

The HSI 2017 conference attracted a total of 74 submissions from 15 countries and regions in all, addressing the state-of-the-art development and research covering topics related to the field of human system interactions, human system science and engineering, human factors in large complex systems, human space computing and cyberphysical systems, human environment interactions, and social technical systems. Following the rigorous reviews of the submissions, a total of 59 papers (79% acceptance rate) were selected to be presented in the conference during July 17-19, 2017. We hope that the published papers of HSI 2017 will prove to be technically beneficial and constructive in the scientific community of human system interaction.

We would like to express our sincere appreciation and acknowledgement to the attending authors and the distinguished plenary speakers. 59 presentations and 2 plenary talks are arranged in the conference program of HSI 2017. The innovative and inspiring plenary lectures are given by Prof. Jay A. Farrell from University of California, Riverside (USA) and Prof. Kwang-Hyun Cho from Korea Advanced Institute of Science and Technology (Korea).

We hope you would enjoy the academic discussions and the cultural environment at the highly industrial city of Ulsan.

HSI2017 General Chairs



Professor Kang-Hyun Jo
University of Ulsan, Korea



Professor Luis Gomes
Universidade Nova de Lisboa, Portugal

HSI2017 Program Chairs



Professor Milos Manic
Virginia Commonwealth University, USA



Professor Jacek Ruminski
Gdańsk University of Technology, Poland



Professor Youngsoo Suh
University of Ulsan, Korea

Conference Organization

International Steering Committee

Gerard Capolino (University of Picardie, France)
 Kim Man (City University of Hong Kong, Hong Kong)
 Seiji Hata (Kagawa University, Japan)
 Kouhei Ohnishi (Keio University, Japan)
 Jerzy Wtorek (Gdańsk University of Technology, Poland)
 Bogdan M. Wilamowski (Auburn University, USA)

General Chairs

Kanghyun Jo (University of Ulsan, Korea)
 Luis Gomes (Universidade Nova de Lisboa, Portugal)

Program Chairs

Jacek Ruminski (Gdańsk University of Technology, Poland)
 Milos Manic (Virginia Commonwealth University, USA)
 Youngsoo Suh (University of Ulsan, Korea)

Publicity Chairs

Dingguo Zhang (Shanghai Jiao Tong University, China)
 Nobutaka Shimada (Ritsumeikan University, Japan)

International Program Committee Members

Gerard Capolino (University of Picardie, France)
 Kim Man (City University of Hong Kong, Hong Kong)
 Seiji Hata (Kagawa University, Japan)
 Kouhei Ohnishi (Keio University, Japan)
 Jerzy Wtorek (Gdańsk University of Technology, Poland)
 Bogdan M. Wilamowski (Auburn University, USA)
 Chunyi Su (Concordia University, Canada)
 Shengyong Chen (Tianjin University of Technology, China)
 Dingguo Zhang (Shanghai Jiao Tong University, China)
 Laurent Heutte (University of Rouen, France)
 Frank Golatowski (Universitat Rostock, Germany)
 Wolfgang Halang (FernUniversität in Hagen, Germany)
 Giancarlo Iannizzotto (University of Messina, Italy)
 Lucia Lo Bello (University of Catania, Italy)
 Naoyuki Kubota (Tokyo Metropolitan University, Japan)
 Hideyuki Sawada (Kagawa University, Japan)
 Sho Yokota (Toyo University, Japan)
 Shengquan Xie (University of Auckland, New Zealand)
 Burkhard Wuensche (University of Auckland, New Zealand)
 Pere Ponsa (Universitat Politècnica Catalunya, Spain)
 Luis Ribeiro (Linköping University, Sweden)
 Martin Biallas (Lucerne University of Applied Sciences and Arts, Switzerland)
 Huosheng Hu (University of Essex, UK)
 Hui Yu (University of Portsmouth, UK)
 Dalin Zhou (University of Portsmouth, UK)

Elizabeth Chang (University of New South Wales, Australia)
 Jan Haase (Vienna University of Technology, Austria)
 Antonio Luque (University of Seville, Spain)
 Dietmar Bruckner (Vienna University of Technology, Austria)
 Yousef Ibrahim (Federation University Australia, Australia)
 Gerhard P. Hancke (University of Pretoria, South Africa)
 Juan Jose Rodriguez-Andina (University of Vigo, Spain)
 Honghai Liu (University of Portsmouth, UK)
 Zhaojie Ju (University of Portsmouth, UK)
 Aleksander Malinowski (Bradley University, USA)
 Kim Fung Tsang (City University of Hong Kong, Hong Kong)
 Munho Jeong (Kwangwoon University, Korea)
 Danilo Caceres Hernandez (Universidad Tecnologica de Panama, Panama)
 Kaushik Deb (Chittagong University of Engineering & Technology, Bangladesh)

Local Arrangement and Registration Chairs

Hyun-Deok Kang (Ulsan National Institute of Science and Technology, Korea)
 Taeho Kim (FuturIST, Korea)
 Sungjin Choi (University of Ulsan, Korea)

Secretariat and Webmaster

Wahyono (University of Ulsan, Korea)

International Technical Committee (Reviewer)

Artem Lenskiy	Alexander Filonenko	Mariusz Kaczmarek
Alexander Prosvirin	Hafiziani Eka Putri	Joko Hariyono
Kang-Hyun Jo	Heru P. Yuda	Mihoko Niitsuma
Amir Ebrahimi	Jacek Ruminski	Yasuhiro Ohyama
Amir Tjolleng	Jan Kristanto	Budi Utama
Ana Isabel Pereira	Jerzy Wtorek	Diana Petkova
Artur Polinski	Joice Yulinda Luke	Philippe S. Archambault
Aufaclav Zatu	Ajmal Shahbaz	Sho Yokota
Kusuma	Jonas Queiroz	Salubsri Charoenwet
Anindya	Kandappan Balasub	Seo Dongwook
Adam Bujnowski	Hyun-Deok Kang	Sukma Pamungkas
Burkhard Claus W	Kihyo Jung	Sumalee Chaijaroen
Catur Atmaji	Kyoung Kwan Ahn	Sunu Wibirama
Yuen Kiat Cheong	Tomasz Kocejko	Hoang Van Thanh
Dalin Zhou	Krzysztof Goczny	Thomas Tawiah
Danilo Hernandez	Yoshinori Kuno	Toby Jia-Jun Li
Dody Darsono	Laksono Kurnianggoro	Udayanto Dwi Atmojo
Donggil Song	Hiroki Kurumatani	Wahyono
Saravanan Chandran	Anugrah Pamosoaji	Wiwin Windihastuty
Van Dung Hoang	Yang Yu	Wornchanok C
Esa Prakasa	Lidia Jackowska-Strumi	Yohanes Suyanto
Edi Winarko	Lawrence Jin	Youngsoo Suh
Faizah	Luis Gomes	Yunita Sari
Faizal Makhrus	Mardhani Riasetiawan	

Table of Contents

Oral Session MonA. Assistive Devices and Monitoring System for Health Care

Comparison of brain area for executed and imagined movements after motor training for BCI: An fNIRS study. <i>Muhammad Jawad Khan, Amad Zafar, Keum-Shik Hong</i>	1
A Wearable Armband “iFeel” for Electrotactile Stimulation <i>Shaona. Cheng, Dingguo Zhang</i>	7
Classification of Human Fall in Top Viewed Kinect Depth Images using Binary Support Vector Machine. <i>Sowmya Kasturi, Kang-hyun Jo</i>	12
Design and Development of Low-Cost Assistive Device for Lower Limb Exoskeleton Robot <i>Wanayuth Sanngoen, Setawichock Nillnawarad, Sema Patchim</i>	16
Reduction of Massive EEG Datasets for Epilepsy Analysis Using Artificial Neural Networks. <i>Howard J Carey III, Kasun Amarasinghe, Milos Manic</i>	22
Surface EMG based Hand Motion Recognition using Combined Growing Neural Gas and Linear Discriminant Analysis. <i>Dalin Zhou, Yinfeng Fang, Naoyuki Kubota, Honghai Liu</i>	29

Oral Session MonB. Human Machine Interaction and Robotics

Interaction Content Design for Information Support based on Robot Partner. <i>Jinseok Woo, Naoyuki Kubota</i>	35
An Output Feedback Tracking Control based on Neural Sliding Mode and High Order Sliding Mode Observer. <i>Anh-Tuan Vo, Hee-Jun Kang, Van-Cuong Nguyen</i>	41
Text-to-Speech of a Talking Robot for Interactive Speech Training of Hearing Impaired. <i>Thanh Vo Nhu, Hideyuki Sawada</i>	46
Stuttgart Exo-Jacket: An Exoskeleton for industrial upper body applications. <i>Amir Ebrahimi</i>	52
Reaction Force Estimation and Bilateral Control of Master Slave Manipulation Using a Robust Controller. <i>Karam Dad, Wang Jie, Saad Jamshed Abbasi, Min Cheol Lee</i>	58
Presentation of Contact Information Using Vibrotactile Sensation for Aiding Remote Operation of an Industrial Robot. <i>Yamazaki Daisuke, Niitsuma Mihoko</i>	62

Oral Session TueA. Artificial Intelligence and Surveillance System

Evaluation of Feature Based Image Stitching Algorithm using OpenCV. <i>You-Jin Ha, Hyun-Deok Kang</i>	68
Fruitylicious: Mobile Application for Fruit Ripeness Determination based on	74

Design and Development of Low-Cost Assistive Device for Lower Limb Exoskeleton Robot

Wanayuth Sanngoen

Department of Electrical Engineering,
School of Engineering, Sripatum
University, Bangkok, Thailand
wanayuth.sa@spu.ac.th

Setawichock Nilnawarad

Department of Electrical Engineering,
School of Engineering, Sripatum
University, Bangkok, Thailand
Setawichock.N@gmail.com

Sema Patchim

Department of Electrical Engineering,
School of Engineering, Sripatum
University, Bangkok, Thailand
sema.pa@spu.ac.th

Abstract— In this paper, we presented a low cost assistive device of an exoskeleton robot, to assist the lower limb muscle by following the gait pattern generation. The paper presents the technique how to duplicate the natural gait motion pattern based robotic platform from the neutral person motion as data pattern generation, to control the positioning of foot trajectory by following the data pattern generation which is performed by the embedded system. The distributed control is applied with four slave controllers and a master controller. Four slave controllers are performed to control the four dc motors for the joint revolute of hip and knee of both leg with the PID control technique of each joint. A master controller is to compute the data parameterized trajectories and the positioning of trajectory pattern. Our approach is successfully generated motion of the gait pattern and positioning control of the lower limb exoskeleton. The experimental results are demonstrated the gait pattern generation and robot locomotion.

Keywords—Assistive Device; Exoskeleton Robot; Gait Pattern; Lower Limb Motion.

I. INTRODUCTION

From survey data of disabled people in Thailand (Department of Empowerment of Persons with Disabilities, in year 2015), about 1.72M persons to classify disabled body motion is 48.8%, to lost hearing and communicate is 18.3%, lost the eyesight is 10.6% and others. The first level is the disabled body motion and tend to be increased. Therefore, we aim focus on how to serve who is disability of lower limb motion to re-walk seem the natural person motion. In this work, we presented to design and develop of low cost an assistive device for lower limb exoskeleton with the simple motion function, easy to operate and used.

The exoskeleton robot for lower limb assistance has been developed for assisting the user with the various technologies, including either fixed station or wearable mechanism. The walking assist device has desired to serve people who has disability of the lower limb muscle. Many researches were purposed the robotic rehabilitation technologies with the gait pattern adaptation for rehabilitation, the automate gait pattern adaptation on treadmill training and walking with the use of the robotic orthosis Lokomat [1], [2] which operated on fixed

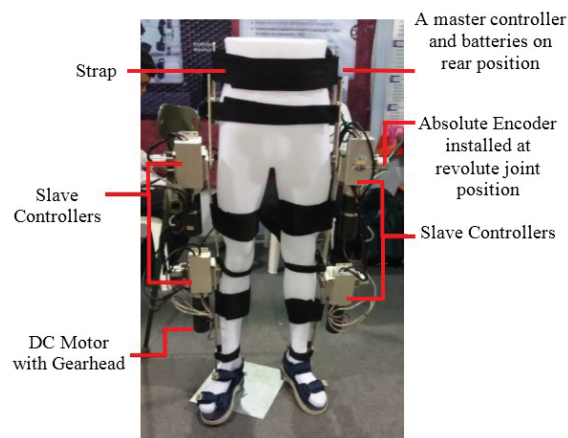


Fig. 1. Prototype of walking assist robot (WAR)

station. One of the most technique, the type of wearable mechanism were developed the lower limb exoskeleton robot. The wearable robot type with the modern technologies was developed in University of Tsukuba, called HAL [3] to involve the type of power suit assistive with the walking aid system including the electromyography signal based feedback controller [4]. One of extremely mechanism, RoboKnee [5], BLEEX [6] were developed for lower extremity exoskeleton for increasing human strength and endurance during locomotion which could performed to heavy payload, the mixed control [7] with the position control of the stance leg and positive feedback based sensitivity amplification controller of the swing leg. Many techniques were applied to control the torque control of knee [8] with EMG signal [9], estimating muscle torques from EMG activity [10], angular momentum while human walking [11] and also gait trajectory control of human walk, the gait trajectories algorithm with neural network [12] for lower limbs active orthoses [13] and the low cost of assistive device [14].

All of above researches, the key of robotic technologies aims to assist human body motion and rehabilitation. Products currently developed and presented in public, however, are integrated with highly advanced technology and at extremely high prices, causing them to be out of reach for most people. The objective of this study is to apply an intelligent system into

a simple mechanism design for a rehabilitation device at relatively low cost of production and maintenance to help larger number of persons to have a chance of better quality of life.

In this work, a prototype of robot platform is called WAR (Walking Assist Robot), to assist a person who is disability of walking with senseless around the lower limb, to rehabilitate in a process of lower limb muscle rehabilitation. WAR is a wearable robot type which is attached on the outer side of the person's legs using straps as illustrated in the Fig.1, so the user can step walk as closely as in normal posture without the electromyography (EMG) signal. The WAR's functional controls consist of; step walk function as gait pattern, seating up/down function, and emergency function. The step walk function controls the movement of the legs to follow the gait pattern generation, and providing the seating up/down function help the user to be able to seat and stand up from a chair. The emergency function is an important function for safety while robot operation to allow the user request send to the operator via mobile phone device and also the emergency switch is used to stop the mechanism motion by manual control. In this paper, we purposed a low cost assist robot platform for lower limb exoskeleton, the technique of data gait trajectory generation and the motion control approach to control the with data trajectory generated. In section II, we briefly described the system of walking assist robot platform. In section III, we introduced the technique for data pattern generation and the motion control technique in section IV. The experimental results are presented in section V. Finally, the conclusions and future works are described in section VI.

II. WALKING ASSIST ROBOT SYSTEM

A. System Overview

Our main research aims to develop the wearable robot for lower limb muscle assistance with the data pattern generation. The data patterns motion consists the step of standing up/down function when the user posture sit on chair and the step walking by following the gait pattern generated. The robot functional is performed by manual operation which is press on the switch button that installed at the cane. To control this system, the embedded system is utilized with the microcontrollers as a master controller and four slave controllers. These slave controllers command the operation of the revolute joints motion with close loop control via the data submitted to/from a master controller. A master controller is to compute the position of gait trajectory of the foot path. To operate this system, two button switches (green and red color) are installed on the cane the button switch of green color performs step walking and seat up/down by button switch of red color. The user can manually enable start-and-stop the robot operation by press and hold on a switch button. The emergency function as user request is to press and hold on both button switch in five seconds for sending command an emergency request to the smart phone device via the cellular phone network. On the other hand, an emergency switch is attached on control box which is used to cut off the electric power of the DC motor. This system is illustrated in Fig. 2.

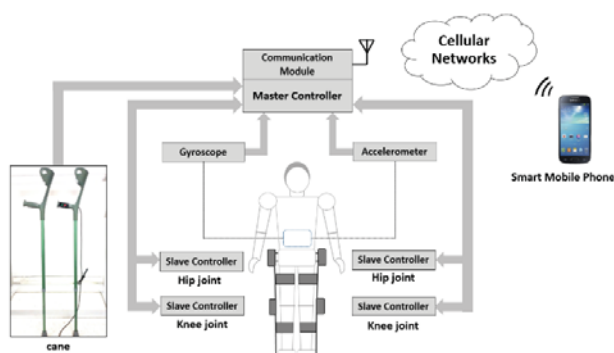


Fig. 2. The system overview of walking assist robot

B. Robot Platform

In Fig. 3, a prototype of walking assist robot is designed and implemented with four degree of freedom (DOF) lower limb exoskeleton for the revolute joint on hip and knee of leg. The range between hip joint to knee joint and knee joint to foot plate that can adjust the range between them by manual adjustment. The ankle joint is to fix and lock by using the L-shape mechanism. The L-shape mechanism is designed for supporting on foot area of each leg which is attached the specific shoes to fix the ankle joint. The robot specification, the robot hardware is designed to have a maximum pacing speed at 0.25 m/s when it is operated. The robot dimension height, width, and depth are 110 cm, 90 cm, and 50 cm respectively. The total weight is approximately 25 kg with the aluminum structure. At current design, the robot structure can be adjusted to allow a range of user heights from 170 cm to 180 cm and a maximum weight up to 80 kg. The source of power is 12 vdc 7.5 amp with series two batteries as lead-acid batteries which are attached at the rear part of robot and this system can perform about 60 minute of continuous robot operation. The maximum power of dc motor is use approximate 120 watt. The mechanical movement part is driven by four DC motors with spur gearhead which help to power the hip and knee position of each leg. The motors are controlled to work in-sync to rotate each hip joint and knee joint, so the robot can imitate the walking pattern of a person.

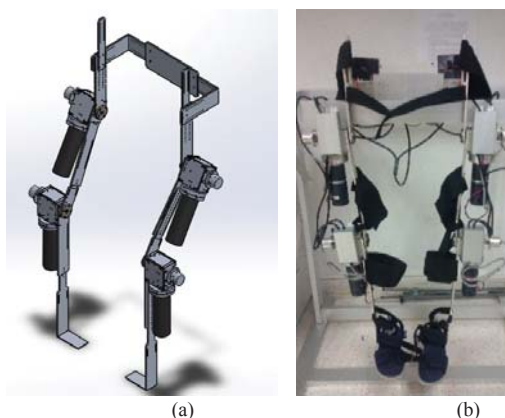


Fig. 3 The hardware of walking assist robot (WAR), the conceptual design in (a) and a prototype of robot platform in (b).

C. Robot Kinematics

With the robot platform, in Fig 4, the 2-DOF robot kinematic is determined with the geometric solution approach to determine the position at the foot trajectory, to determine the angle of joint motion of each joint. So that, the trajectory of the foot path can be generated with the angle of joint motion using the direct kinematic solution and also the position of foot path can calculate the angle of joint motion by using the invert kinematic solution.

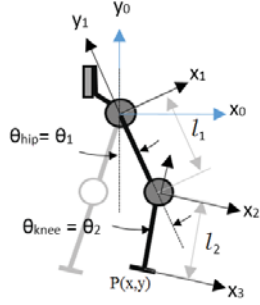


Fig. 4 The robot kinematic of walking assist robot

Therefore, the geometric solution approaches with the direct kinematic is described in Equation (1) to (2) and the invert kinematic is described in (3) to (6).

$$x=l_1c\theta_1+l_2c\theta_{12} \quad (1)$$

$$y=l_1s\theta_1+l_2s\theta_{12} \quad (2)$$

$$c\theta_2=\frac{x^2+y^2-l_1^2-l_2^2}{2l_1l_2} \quad (3)$$

$$s\theta_2=\pm\sqrt{1-\left(\frac{x^2+y^2-l_1^2-l_2^2}{2l_1l_2}\right)} \quad (4)$$

$$c\theta_1=\frac{x(l_1+l_2c\theta_2)+y l_2s\theta_2}{x^2+y^2} \quad (5)$$

$$s\theta_1=\pm\sqrt{1-\left(\frac{x(l_1+l_2c\theta_2)+y l_2s\theta_2}{x^2+y^2}\right)} \quad (6)$$

where $s\theta = \sin\theta$, $c\theta = \cos\theta$, l_1 and l_2 are length of link, θ_1 and θ_2 are angle of revolute joint of hip and knee respectively. So that, the hip angle and knee angle can be calculated by (7) and (8).

$$\theta_{hip} = \text{atan} \left(\pm \sqrt{1 - \left(\frac{x(l_1+l_2c\theta_2)+y l_2s\theta_2}{x^2+y^2} \right)}, \frac{x(l_1+l_2c\theta_2)+y l_2s\theta_2}{x^2+y^2} \right) \quad (7)$$

$$\theta_{knee} = \text{atan} \left(\pm \sqrt{1 - \left(\frac{x^2+y^2-l_1^2-l_2^2}{2l_1l_2} \right)}, \frac{x^2+y^2-l_1^2-l_2^2}{2l_1l_2} \right) \quad (8)$$

Therefore, the geometric solution from above equation is used to generate the trajectory pattern of foot path with the direct kinematics solution as described in section III and to

calculate the angle of joint motion using the data trajectory generated with the invert kinematic solution as described in section IV.

D. Distributed Control System

The distributed control system is one technique widely used to control the machine devices in the industrial works via data communication network. In this task, a master controller is a main processor to compute the robot kinematic with trajectory path and four slave microcontrollers are applied to control of each revolute joint of robot hardware.

In this system, a master controller is to compute the position of trajectory of foot path, to compute direct/invert kinematic function with the joint angle of robot motion from the data generated. The slave controller is performed to control the dc motor of each joint motion with close loop control via the data submitted to/from a master controller. The data protocol is applied via RS485 protocol as data communication between them. With slave controller, in Fig.5, the slave controller is performed the position control with PID control to perform the revolute joint of motion. The θ_{des} is angle desire input from a master controller, θ_{act} is angle of joint motion action with close loop control.

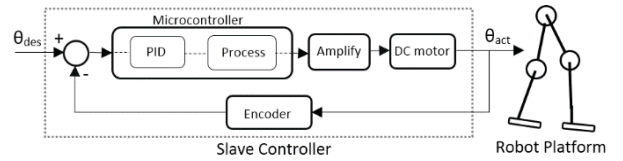


Fig. 5. The slave controller diagram of each joint.

On the other hand, we applied the UART to Wi-Fi communication module in our system but it has delay time to synchronize between them and noise generated by the motors while robot operation so the wire communication is selected in current work.

III. DATA PATTERN GENERATION

To obtain the data patterns of leg motion, we presented the approach to generate the natural pattern of lower limb motion based on our robot mechanism. The main idea is to duplicate the lower limb motion from normal human and apply it to a person who is disabled to walk, such as a person with paralysis, which is assisted so the lower limb motion seems normal.

The data pattern generation is obtained from the natural motion of data pattern by a person wearing the robot platform. With the robot mechanism, to unlock the coupling of gear head of all the actuators, to free joint revolution so that it can be action and motion by manual operation. To measure the angle of joint motion, four encoders with 12 bits absolute encoders are installed to direct the core of the joint revolution for measuring the angular motion of each joint with the hip and knee of leg in real motion action.

In this work, the angle of joint motion at hip joint and knee joint are considered to determine the position of the foot trajectory with direct kinematic solution in equation (1) and equation (2). So, the data pattern of gait trajectory can be generated as described in Fig. 6.



Fig. 6. The block diagram of data pattern generation

where P_{act} is the actual angle position of hip joint and knee joint of each leg, X_{act} is the positions obtained Cartesian position of the foot, X_{ref} is the vector of reference positions obtained parameterized trajectories as data pattern generation.

Other technique, the visual image can be performed to generate the leg motion by using the marker attached on the lower limb in case of safety measurement.

Therefore, the data pattern is generated as a master data pattern to duplicate the neutral gait motion so the data pattern generation is applied to control the position of foot trajectory as described in section IV.

IV. MOTION CONTROL SYSTEM

In this section, the data pattern generation is applied to set input of position trajectory for the motion control system. In this work, the distributed control system is applied to compute the data of position trajectory with the direct kinematic solution and the invert kinematic solution is to compute the angle of joint motion which is performed by a master controller. The data of angle motion from a master controller is applied to control the joint revolution with close-loop feedback which is performed by the slave controllers.

In Fig.7, the position of foot trajectory is used to reference input data X_{ref} as data pattern generation, to determine the error of position X_{des} from the input data and the actual position X , as following $X_{des} = X_{ref} - X$, with the result of X_{des} , this is used to calculate the angle of joint motion as hip joint and knee joint by using the invert kinematic solution so the angle of hip and knee joint can be determined. To control joint motion, Q is the angle of joint motion to calculate the difference angle between the data of angle from invert kinematic calculation and the actual angle motion from robot action. So, the angle of joint motion is to control the hip and knee joint revolution with the classical close loop of PID control. Therefore, the robot platform can be performed the motion control system by following the data pattern generation.

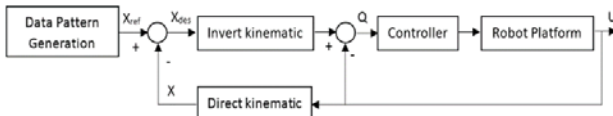


Fig. 7. The block diagram of the data pattern control

where X_{des} is the vector of position trajectory from the different position between the data pattern generation and actual position of foot trajectory, Q is the angle of joint motion from the different data between the angle calculation output and actual angle position.

In this section, our approach strategy is presented the motion control for following the position of trajectory pattern. The experimental result is shown in section V.

V. EXPERIMENTAL RESULTS

In the experiments, we focus on how to obtain the actual angle of joint motion from a natural human motion base the robotic platform as the data of gait pattern generation.

In order to obtain gait pattern data, a person who is 170 cm height and weight 71 kg was performed in our experiments. To generate the data pattern, the walking pattern data was generated from the angular motion of the revolute joints on hip and knee. The experiments were repeated on multiple time duration for creating the data pattern so the walking pattern can be formed and used as a master data source for the WAR's algorithm to duplicate natural human gait pattern.

In the experiment of gait pattern generation, the angle of joint motion is detected from the absolute encoder sensor of each joint revolution by following the step motion of (1) to (7) and the frame of gait pattern generation with the natural step walking pattern as shown in Fig. 8. As the result of angle motion measurement, the angle data of hip joint and knee joint of leg with the gait cycle pattern is illustrated in Fig.9.



Fig. 8. Frame of step walking motion for data gait pattern generation.

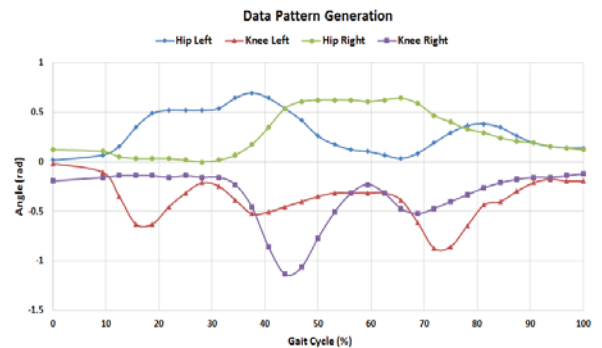


Fig. 9. Angle of joints motion for gait pattern with hip joint and knee joint.

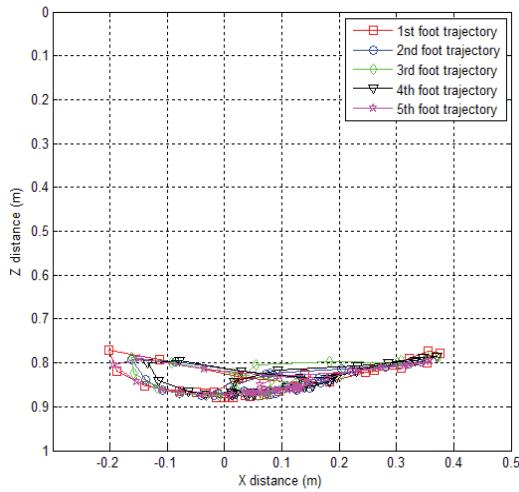


Fig. 10. The foot trajectory generated from multiple time duration experiments

In Fig.10, with the data pattern generation, the angle of joint motion is applied to calculate the position of foot trajectory by using the direct kinematic solution. The robot kinematic parameter, l_1 and l_2 are set 0.43 and 0.45 meter respectively that applied in all experiments. So, the position of foot trajectory is generated from a normal person.

With the motion control, the position of foot trajectory is applied to input reference data for the motion control method. The position of foot trajectory is used to calculate the angle of hip and knee by using the invert kinematic solution so the angle of hip and knee can be determined. The angle of joint motion is used to control the motion of robot platform by following the trajectory data. For motion control, the angle motion and angular velocity of hip joint and knee joint are illustrated in Fig. 11 and Fig.12 respectively. The trajectory motion control is illustrated in Fig.13.

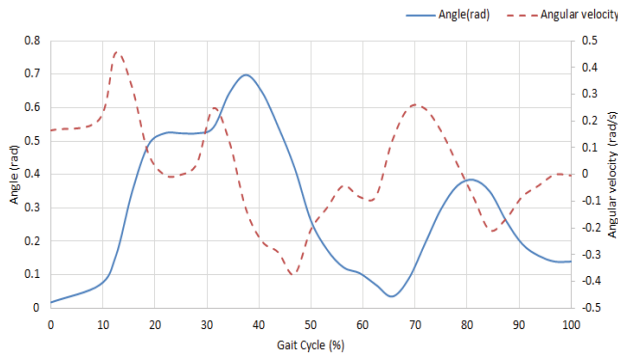


Fig. 11. Angle and angular velocity of hip joint with the motion control

In Fig.11, Fig.12, the actual position of hip angle and knee angle from the gait cycle step for following the process of motion control. With based experimental results, the gain parameter k_p , k_i , k_d are set constant value 200, 150, 100 respectively by calculated based on the result of data pattern generation step. The gain parameter of PID control method is applied for all experiments.

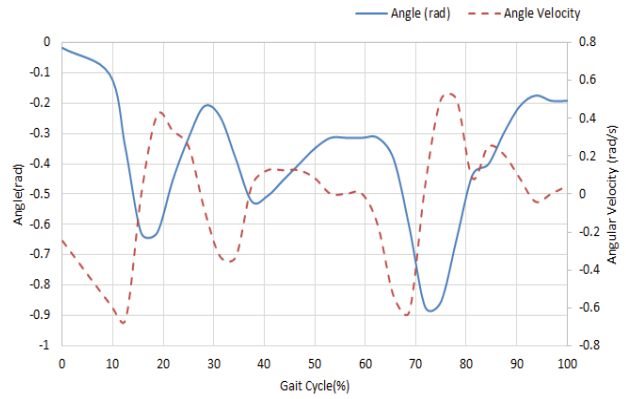


Fig. 12. Angle and angular velocity of knee joint with motion control

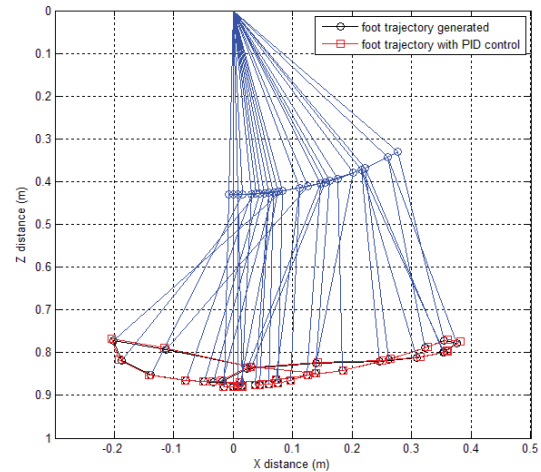


Fig. 13. The position of foot trajectory with the motion control

In Fig.13, the actual trajectory of leg motion is performed with the PID control by following the generated position of foot path. So, the generated position of foot path and actual of foot trajectory that can performed the same pattern movement.

With the experimental result, the motion control method can be achieved to control the position of trajectory pattern by following the data pattern. So that, the robot platform can performed to active the lower limb with the basic function of walk.

VI. CONCLUSION AND FUTURE WORK

In this work, we apply the robotic technology to serve people who have disability of walk as an option for medical rehabilitation device. We strongly hope that WAR can help persons who have trouble on lower limb to resume walking seem a normal. Our objective is to produce effective and low cost device that can be available for more people in the society to be able to effort. The cost of WAR prototype is about 8,000 USD. So, the cost of WAR is used about 18.2% from the suitX Phoenix, and 11.5% from the ReWalk.

In case of person changed, the new trajectory of foot path can be generated for supporting a person who is height between 150 cm to 180 cm by changed the constant value of l_1 and l_2 of

kinematic equation. The limitation of WAR platform could be performed the person weight at below 80 kg on this robot platform.

In the future works, we aiming to develop a new hardware platform with include the revolute joint of both ankle, material change with lighter in weight and more robust than this prototype one. The optimization of foot path trajectories will be determined to improve the gait pattern generation. A new feature of anti-gravity function will be applied for protecting the user from falling down while walking or standing. Additional function of climb up and down on stair will also be applied in next step as well.

ACKNOWLEDGMENT

The authors thank to the members of mechatronics engineering to assist through all experiments and the author's special thanks to Sripatum University for fully supported the cost of this research.

REFERENCES

- [1] S. Jezernik, G. Colombo, and M. Morari, "Automatic Gait-Pattern Adaptation Algorithms for Rehabilitation With a 4-DOF Robotic Orthosis," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 20, no. 3, pp. 574-582, June 2004.
- [2] G. Colombo, M. Joerg, R. Schreier, and V. Dietz, "Treadmill training of paraplegic patients with a robotic orthosis," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 37, pp. 693-700, 2000.
- [3] H. Kawamoto and Y. Sankai, "Power assist system hal-3 for gait disorder person," *International Conference on Computers for Handicapped Persons*, vol. 2398, pp. 196-203, 2002.
- [4] H. Kawamoto, S. Lee, S. Kanbe, and Y. Sankai, "Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller," *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, pp. 1648-1653, 2003.
- [5] J. E. Pratt, B. T. Krupp, C. J. Morse, and S. H. Collins, "The RoboKnee: An exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking," *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 2430-2435, 2004.
- [6] H. Kazerooni, "Exoskeletons for Human Power Augmentation," *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 3459-3464, Aug 2005.
- [7] H. Kazerooni and R. Steger, "The Berkeley Lower Extremity Exoskeleton," *Transaction ASME Journal of Dynamic System, Measurement and Control*, vol. 128, pp. 14-25, 2006.
- [8] Viet Anh Dung Cai, Philippe Bidaud, and Vincent Hayward, "Self-adjusting Isostatic Exoskeleton for the Human Knee Joint," *International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 30, no. 3, pp. 612-618, 2011.
- [9] C. Fleischer and G. Hommel, "Torque Control of an Exoskeletal Knee with EMG Signals," *Proceedings of The Joint Conference on Robotics*, pp. 79-82, 2006.
- [10] Gabriel Aguirre-Ollinger, J. Edward Colgate, Michael A. Peshkin and Ambarish Goswami, "Active-Impedance Control of a Lower-Limb Assistive Exoskeleton," *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp.188-195, June 2007.
- [11] H. Herr and M. Popovic, "Angular momentum in human walking," *The Journal of Experimental Biology*, pp.467-481, 2008.
- [12] Marciel A. Gomes, Guilherme L. M. Silveira and Adriano A. G. Siqueira, "Gait-Patten Adaption Algorithms based on Neural Network for Lower Limbs Active Orthoses," *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 4475-4480, Oct 2009.
- [13] Arron M. Dollar and Hugh Herr, "Active Orthoses for Lower-Limbs: Challenges and State of the Art," *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 968-977, June 2007.
- [14] Salah, Omar, et al. "A systematic approach for design a low-cost mobility assistive device for elderly people," *Proceedings of Bioinformatics, Computational Biology and Biomedical Engineering* pp. 571-576, 2011.



Journal Menu

Aims and Scope (<http://www.ijmerr.com/index.php?m=content&c=index&a=lists&catid=11>)

Editorial Board (<http://www.ijmerr.com/index.php?m=content&c=index&a=lists&catid=18>)

Indexing Service (<http://www.ijmerr.com/index.php?m=content&c=index&a=lists&catid=15>)

Article Processing Charge (<http://www.ijmerr.com/index.php?m=content&c=index&a=lists&catid=12>)

Open Access Policy (<http://www.ijmerr.com/index.php?m=content&c=index&a=lists&catid=99>)

Publication Ethics (<http://www.ijmerr.com/index.php?m=content&c=index&a=lists&catid=133>)

Subscription (<http://www.ijmerr.com/index.php?m=content&c=index&a=lists&catid=21>)

Contact Us (<http://www.ijmerr.com/index.php?m=content&c=index&a=lists&catid=20>)

General Information

ISSN: 2278-0149 (Online)

Abbreviated Title: Int. J. Mech. Eng. Robot. Res.

Editor-in-Chief: Prof Richard (Chunhui) Yang, Western Sydney University, Australia

Associate Editor: Prof. B.V. Appa Rao, Andhra University; Prof. Ian R. McAndrew, Capitol Technology University, USA

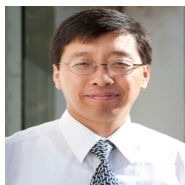
Managing Editor: Murali Krishna. B

DOI: 10.18178/ijmerr

Abstracting/Indexing: Scopus (since 2016), CNKI, Google Scholar, Crossref, *etc.*

E-mail questions to IJMERR Editorial Office (<mailto:ijmerr@vip.163.com>).

Editor-In-Chief



Prof Richard (Chunhui) Yang

Professor of Mechanical Engineering and Smart Structures, School of Computing Engineering and Mathematics, Western Sydney University, Australia. His research interests cover Industry 4.0, Additive Manufacturing, Advanced

Engineering Materials and Structures (Metals and Composites), Multi-scale Modelling of Materials and Structures, Metal Forming and Metal Surface Treatment.

What's New

📅 2019-03-25

March 25th, 2019 News! Volume 8, No. 1-Volume 8, No. 2 have both been indexed by Scopus. (<http://www.ijmerr.com/uploadfile/2019/0325/20190325055602699.jpg>)

📅 2020-03-12

March 12th, 2020 News! Volume 9, No. 4 has been published online (<http://www.ijmerr.com/list-176-1.html>)

📅 2020-02-13

February 13th, 2020 News! Volume 9, No. 3 has been published online (<http://www.ijmerr.com/list-175-1.html>)

About IJMERR



📄 Current Issue

 Online First

International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research. IJMERR is a scholarly peer-reviewed international scientific journal published monthly, focusing on theories, systems, methods, algorithms and applications in mechanical engineering and robotics. It provides a high profile, leading edge forum for academic researchers, industrial professionals, engineers, consultants, managers, educators and policy makers working in the field to contribute and disseminate innovative new work on Mechanical Engineering and Robotics Research. All papers will be blind reviewed and accepted papers will be published monthly, which is available online (open access) and in printed version.

 All Issues

(<http://www.ijmerr.com/list-9-1.html>)

Latest Articles

01 Development of a Modular Link for Colonoscopy Intubation

(<http://www.ijmerr.com/show-176-1378-1.html>)

Kaiqiang Liu and JungHun Choi

02 A Resource Management Problem under Different Assignment Rules in Cross Docks (<http://www.ijmerr.com/show-176-1373-1.html>)

Lijuan Zhang, Benoît Trouillet, and Frédéric Semet

03 An Overview of Machine Learning in Chatbots (<http://www.ijmerr.com/show-176-1358-1.html>)

Prissadang Suta, Xi Lan, Biting Wu, Pornchai Mongkolnam, and Jonathan H. Chan

04 Position-Force Telecontrol with Wave-filter Using Teleoperation Support Robot IBIS
(<http://www.ijmerr.com/show-176-1357-1.html>)

Takanori Miyoshi, Takahiro Kanno, and Kenji Kawashima

05 Synthesis of Four-Bar Linkage with Adjustable Crank Length for Multi-Path Generation (<http://www.ijmerr.com/show-176-1356-1.html>)

Sayat Ibrayev, Assylbek Jomartov, Amandyk Tuleshov, Nutpulla Jamalov, Aidos Ibrayev, Gaukhar Mukhambetkalieva, Gulnur Aidasheva, and Aziz Kamal

06 Control of Active Multi-Point-Contact Feet for Quadrupedal Locomotion
(<http://www.ijmerr.com/show-176-1355-1.html>)

Alexander Dettmann, Daniel Kühn, and Frank Kirchner

More Latest Articles

(<http://www.ijmerr.com//list->

Featured Articles

115-1.html)

01 Calculation of Optimum Exchanged Grinding Wheel Diameter When External Grinding Tool Steel 9CrSi (<http://www.ijmerr.com/show-165-1032-1.html>)

Hoang Xuan Tu, Gong Jun, Le Xuan Hung, Luu Anh Tung, Vu Ngoc Pi

02 Using the Technology of Inflatable Structures for the Removal of Spacecraft's from Low Orbits (<http://www.ijmerr.com/show-167-1095-1.html>)

Vsevolod V. Koryanov, Victor P. Kazakovtsev, Alexey G. Toporkov, Anton A. Nedogarok

03 Hysteresis Properties of the Soft Magnetic Nanocrystalline Alloy (<http://www.ijmerr.com/show-166-1052-1.html>)

Tsepelev V. S. and Starodubtsev Yu. N.

04 Process Parameters Optimization for Material Removal Rate & Surface Roughness in EDM of En31 Tool Steel (<http://www.ijmerr.com/show-166-1054-1.html>)

Jithin Ambarayil Joy and Dong-Won Jung

05 The Mechanistic Process Analysis and Temperature Effect in a Low Pressure Square Type Atomic Layer Deposition Reactor (<http://www.ijmerr.com/show-170-1207-1.html>)

Rigardt Alfred Maarten Coetzee, Tien-Chien Jen, Muaaz Bhamjee, and Junling Lu

06 Investigation of Taper Angle in Dry Micro Wire EDM (<http://www.ijmerr.com/show-170-1197-1.html>)

Mohammad Yeakub Ali, Asfana Banu, Muhammad Shaffiq, Mohamed Abd Rahman, Mohamed Konneh, and Muhammad Salehan

More Featured Articles

(<http://www.ijmerr.com//list->

115-1.html)



Call for Papers

- ▶ Special Issue on Mechatronics Systems and Control Engineering

(<http://www.ijmerr.com/index.php?m=content&c=index&a=show&catid=155&id=1215>)

- ▶ Special Issue on Automation and Mechatronics Engineering (<http://www.ijmerr.com/index.php?m=content&c=index&a=show&catid=155&id=1109>)

[Learn More \(http://www.ijmerr.com//index.php?m=content&c=index&a=lists&catid=155\)](http://www.ijmerr.com//index.php?m=content&c=index&a=lists&catid=155)



Submissions

Please send your full manuscript to:

ijmerr@vip.163.com (<mailto:ijmerr@vip.163.com>)

[Learn More \(http://www.ijmerr.com//index.php?m=content&c=index&a=lists&catid=12\)](http://www.ijmerr.com//index.php?m=content&c=index&a=lists&catid=12)



Useful Documents

Paper Template (<http://www.ijmerr.com/uploadfile/2015/0819/20150819064635301.doc>)

Copyright Transfer Agreement
(<http://www.ijmerr.com/uploadfile/2017/0921/20170921105122297.pdf>)

Application For Reviewers (<http://www.ijmerr.com/uploadfile/2017/0921/20170921105223922.doc>)

[Learn More](#)

Copyright © 2018-2020 International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research, All Rights Reserved

ijmerr@vip.163.com (<mailto:ijmerr@vip.163.com>)

Editorial Board

Editor-in-Chief

Prof Richard (Chunhui) Yang

Mechanical Engineering and Smart Structures School of Computing Engineering and Mathematics
Western Sydney University

Associate Editor

Prof. B.V. Appa Rao

Department of Mech- Marine Engineering, Andhra University

Prof. Ian R. McAndrew

Capitol Technology University, USA

Editorial Board Members

Prof. Tien-Chien Jen, University of Johannesburg, South Africa

Assoc. Prof. Denis Benasciutti, University of Ferrara, Italy

Assoc. Prof. Radek Martinek, VSB–Technical University of Ostrava, Czech

Assoc. Prof. Pierluigi Beomonte Zobel, Dept. of Industrial and Information Engineering at the University of L'Aquila, Italy

Prof. Thomas Hanne, Institute for Information Systems, University of Applied Sciences and Arts Northwestern Switzerland, Switzerland

Prof. Frank Otremba, Brandenburg University of Technology, Germany

Prof. Pradeep Kumar, Indian Institute of Technology Roorkee, India

Prof. John P. T. Mo , RMIT University, School of Aerospace, Mechanical and Manufacturing Engineering, Melbourne, Australia

Assoc. Prof. Tang S. H., Department of Mechanical and Manufacturing Engineering, UPM, Malaysia

Assoc. Prof. Jing Xingjian, The Hong Kong Polytechnic University, Hong Kong

Prof. Shujiro Dohta, Department of Intelligent Mechanical Engineering, Okayama University of Science, Japan

Prof. Bruno Monsuezno, ENSTA ParisTech, France

Professor, Hassan Soliman, Mechanical Engineering at the University of Manitoba, Canada

[Home](#) > [Published Issues](#) > [2020](#) > [Volume 9, No. 2, February 2020](#) >

Volume 9, No. 2, February 2020



Article#	Article Title & Authors (Volume 9, No. 2, February 2020)	Page
1	Skinning of Insulated Copper Wires within the Production Chain of Hairpin Windings for Electric Traction Drives <i>Tobias Glaessel, Johannes Seefried, Alexander Kuehl, and Joerg Franke</i>	163
2	Development of 3-DOF Force Feedback System Using Spherical Arm Mechanism and MR Brakes <i>Hung Q. Nguyen, Thang D. Le, Diep N. Nguyen, Tuan D. Le, Thang V. Lang, and Thang V. Ngo</i>	170
3	Design Improvement and Manufacturing of Nacelle Cover for Wind Turbine <i>Dong Won Jung</i>	177
4	Performance Investigation of the Savonius Horizontal Water Turbine Accounting for Stage Rotor Design <i>Dandun Mahesa Prabowoputra, Syamsul Hadi, Aditya Rio Prabowo, and Jung Min Sohn</i>	184
5	Development of Outer Diameter Sensor for Position Control of McKibben Artificial Actuator Using Hall-effect Sensor <i>Takuya Yano, Shinsaku Fujimoto, Tetsuya Akagi, and Wataru Kobayashi</i>	190
6	Unsteady Aligned MHD Boundary Layer Flow and Heat Transfer of a Magnetic Nanofluids Past an Inclined Plate <i>Mohd Rijal Ilias, Nur Sa'aidah Ismail, Nurul Hidayah Ab Raji, Noraihan Afiqah Rawi, and Sharidan Shafie</i>	197
7	To the Question of Determining the Limiting Particle Size of Corundum during Grinding <i>Eleonora M. Koltsova, Michael A. Babkin, Anna S. Shaneva, Nelly A. Popova, and Evgeny V. Zharikov</i>	207
8	Optimization Evaluation of Various Type Nanoparticles - Diesel Blended Fuels on Diesel Engine Combustion Characteristics, Performances and Exhaust Emissions <i>Ang Fuk Chen, M. Akmal Adzmi, and Abdullah Adam</i>	212
9	Combined Effects of Rarefaction and Fractal Roughness on the Performance of Ultra-Thin Gas Film Journal Bearings <i>Yao Wu, Lihua Yang, and Tengfei Xu</i>	218
10	Tracking Improvements for Nonlinear Systems Using Inversion-Based Feedforward Control and Feedback Control: A Robotic Arm Example <i>Jiradech Kongthon</i>	225
11	Transformation of CAM Data for 5-Axis CNC Machine Spinner U5-620 <i>Chu A. My, Nguyen V. Cong, Nguyen Minh Hong, and Erik LJ Bohez</i>	233
12	Research on Intelligent Collision Avoidance for Unmanned Surface Vehicle with Multi-ship Obstacles Based on COLREGS <i>Liu Xin and Wang Ao</i>	238
13	Flipping Mechanism Design for Overturned Drones <i>Tzuheng Liu, Fanglin Chao and Jhenyuan Liou</i>	243
14	Smart Bone Drilling Machine <i>Abdalla A. S. Abbas and Khaled A. Abou-El-Hossein</i>	248

15	Using Conditional Random Field in Named Entity Recognition for Crime Location Identification <i>Quintin Jackson Goraseb and Nathar Shah</i>	252
16	Digital Twinning for Productivity Improvement Opportunities with Robotic Process Automation: Case of Greenfield Hospital <i>Weibo Liu, Wei Zhang, Bapi Dutta, Zhenyong Wu, and Mark Goh</i>	258
17	Human Perception of Force in Cooperation between Remote Robot Systems with Force Feedback <i>Qin Qian, Daiki Osada, Yutaka Ishibashi, Pingguo Huang, and Yuichiro Tateiwa</i>	264
18	Development of an Autonomous Two-Wheeled Robotic Stacker Prototype <i>RJ Lawrence C. Tiu and Edward B.O. Ang</i>	270
19	Development of Control System for Robotic Surface Tracking <i>Darya L. Alontseva, Elaheh Ghassemieh, Alexander L. Krasavin, Gennady K. Shadrin, Assel T. Kussaiyn-Murat, and Albina T. Kadyroldina</i>	280
20	Implementation of Fall Detection for WAR-Exoskeleton Robot <i>Pathid Liamtrakoolpanich and Wanayuth Sanngoen</i>	287
21	A Multi-Level Architecture for Solving the Multi-Robot Task Allocation Problem Using a Market-Based Approach <i>Ali B. Bahgat, Omar M. Shehata, and El Sayed I. Morgan</i>	293
22	Design of Wireless Robotic System for Rescue Operation in Hazardous Environments <i>Shaik Asif Hussain, Raza Hasan, Salman Mahmood, and Shaik Javeed Hussain</i>	299
23	A Broadcast Control System of Humanoid Robot by Wireless Marionette Style <i>Toshiyuki Haramaki, Akihito Yatsuda, and Hiroaki Nishino</i>	305
24	A Study on Development of Seam Tracking Algorithm in Robotic GMA Welding Process <i>Gang Zhang, Tae-Jong Yun, Won-Bin Oh, Bo-Ram Lee, and Ill-Soo Kim</i>	310

Implementation of Fall Detection for WAR-Exoskeleton Robot

Pathid Liamtrakoolpanich

Co-research Intelligent Robotics Laboratory, School of Engineering, Sripatum University
Ruamrudee International School, Minburi, Bangkok, Thailand
Email: pathidl20@rism.ac.th

Wanayuth Sanngoen

Intelligent Robotics Laboratory, School of Engineering, Sripatum University, Bangkok, Thailand
Email: wanayuth.sa@spu.ac.th

Abstract—In this paper, we presented a method of detecting the state of the lower limb exoskeleton for a fall detection function based on the WAR exoskeleton robot platform. While in motion, the exoskeleton is to follow the gait pattern data. The exoskeleton functions on distributive control where the hip joints and knee joints are controlled by the PID controller. Several equations are derived which outlines the conditions needed to keep the exoskeleton balanced and unlikely to fall. Deviations from the expected patterns and angle changes in the exoskeleton robot may cause instability and imbalance. Experimental results on the moment during leg motion and positional changes of the centroid while robot is in motion are obtained and used as conditions for fall detection. The method proposed is effective for fall detection in war-exoskeleton robot.

Index Terms—fall detection, assistive device, exoskeleton robot, gait pattern, lower limb motion

I. INTRODUCTION

From survey data of around 1.88M disabled people, (Department of Empowerment of Persons with Disabilities, in year 2017), 48.97% have been found to have lost their hearing, 18.39% have been found to have lost their ability to speak, 10.26% have been found to have lost their sight and the rest have been found to have lost the ability to use other limbs or body functions. Though a lot of the disabilities are those related to the senses however, the numbers of body related disabilities are increasing as time goes by. Therefore, we aim focus on how to serve those whose disability is of the lower limb, and aim to create an exoskeleton which allows them to walk in step motion similar to normal people.

Lower limb exoskeleton robots are wearable devices designed mainly to enhance the physical performance of its users and aid in the locomotion of paraplegics [1]. The method of control for these exoskeleton robots are thus designed to accommodate its paraplegic users. Such methods include hand held controls and proportional myoelectric control which directly links the nervous system to the exoskeleton robot through

electromyographic (EMG) signals [2]. It must be noted that the former requires the user to undergo training to be effective. Such training is to ensure the user is able to press the button with accurate timing.

Additional methods of establishing exoskeleton- human interaction utilize sensors in contact with the user's limbs to detect movement. These sensors then instruct the exoskeleton to move along with the user's lower limbs [1]. Alternatively, exoskeletons could gather the information without sensors applied directly on the user but instead sensory sensors to gather information relating to quantities such as force, torque, angular velocity and angular acceleration in order to synchronize the movements of the exoskeleton to the user's legs [3]. However, such methods are unable to be applied efficiently to paraplegic users as these methods require the user to be able to move their lower limbs in the first place.

Regardless of the method of control, information is sent to the exoskeleton commanding it to move. In order to achieve this, the exoskeleton is powered by a power source such as battery packs of lithium and nickel metal hydride origin. With a power source, the exoskeleton can function [4]. To move the limbs of the user, the exoskeleton is typically connected to the limbs by connection cuffs and orthoses shells [3]. Due to its close interactions with its users, such robots are built to be compatible with the human body. As such, exoskeletons contain several degrees of freedom (DOF) or joints which allows for freedom of movement [5]. It is possible to use elastic joints to reduce the stiffness in movement of the exoskeleton, allowing for better human device interaction. [6] Human device interaction is also improved by accounting for the differences in height and weight and adjusting the exoskeleton accordingly [7].

Since most exoskeletons are built such that the device and limbs act in parallel, these DOFs are located where there are joints on the human body. In the lower limb exoskeleton, these locations are namely the hips, knees and ankles. For joint rotations in which the device cannot rotate in an axis of rotation parallel to the limb however, the device does not have to be placed in parallel. For instance, to enable the abduction rotation of the hip, the

BLEEX exoskeleton model positioned the center of rotation in the rear part of the hip joint mechanism instead [5]. While these components are important in the construction of the lower limb exoskeleton, in this paper, we aim to detect the state of the lower limb exoskeleton platform while stand and motion. We propose a method of detecting the state of the exoskeleton robot by determining the total moment of lower limb along with the vertical positional change of the centroid while robot is in operation. In acquiring such information, the movement of the exoskeleton can be calibrated to ensure that the user does not lose balance and is able to walk safely. To continue a WAR-Project [8] work, we present the method of fall detection to control the joint motion of robotic platform while its operation with the motion functions.

In this paper, we propose the technique of implementing a fall detection function to protect users wearing the robot. While the robot is in operation, the center of mass is to be determined using the simple trigonometry solution with robot kinematic. In section 2, we briefly describe the walking assist robot platform. In section 3, we propose the method of fall detection. The experimental results are presented in section 4 and finally, the conclusions and future works are described in section 5.

II. WALKING ASSIST ROBOT

The walking assist robot, WAR [8] was developed at Intelligent Robotic Laboratory, Sripatum University. A WAR robot is a wearable robot for lower limb muscle assistance with four degree of freedom (DOF), to assist lower limb motion with the walking pattern function without EMG signals. The robot motion function consists the step of standing up/down function when the user posture on sit a chair and the step walking by following the gait pattern data. The specification of WAR-Exoskeleton robot (Fig. 1), the robot hardware is designed to have a maximum speed at 0.25 m/s when it is operated. The robot dimension height, width, and depth are 110 cm, 90 cm, and 50 cm respectively. The total weight is approximately 25 kg with the aluminum structure. The robot structure can be adjusted to allow a range of user height from 170 cm to 180 cm and it is carried a maximum weight up to 80 kg. The source of power is 12 vdc 7.5 amp with series two batteries as lead-acid batteries which are attached at the rear part of robot, this system can be performed an approximate 60 minutes on continuous robot operation. The mechanical movement part is driven by four DC motors with spur gearhead which help to power the hip and knee position of each leg. The dc motors are controlled to work in-sync to rotate each hip joint and knee joint, so the robot can imitate the walking pattern of a person.

The robot functional is performed by manual operation which is press on the switch button that installed at the cane. To control this system, the distributed control system is utilized with a master controller and four slave controllers. These slave controllers command the operation of the revolute joints motion with close loop control via the data submitted to/from a master controller.

A master controller is to compute the position of gait trajectory of the foot path and to perform the digital gyro and accelerometer sensors module that attached on a lower back and both ankles. To operate this system, two button switches (green and red color) are installed on the cane the button switch of green color performs step walking and seat up/down by press a button switch of red color. The emergency function is to press both button switches and hold on five seconds, the alert command sends to the smart phone device via the cellular phone network. This system overview is illustrated in Fig. 2.

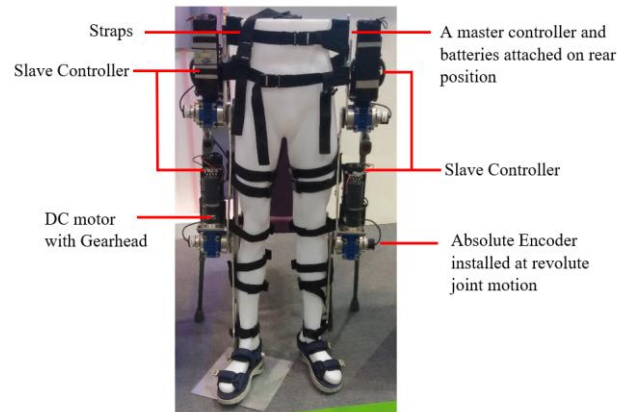


Figure 1. A prototype of the WAR-Exoskeleton robot.

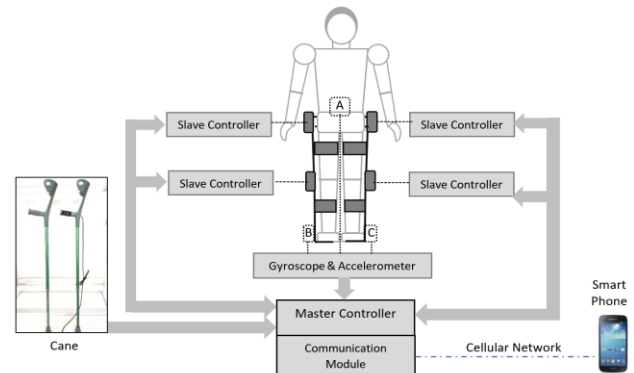


Figure 2. The system overview of walking assist robot.

III. FALLING AND BALANCING

There are many methods of ensuring the exoskeleton remains in balance such as through the use of EMG signals which allows the user a lot of control and depends on them to remain in balance [9]. However, the use of EMG signals is difficult to implement as there are many muscles at work and each person uses their muscles slightly differently resulting in varied signals [9], [10]. There is another method of control where the exoskeleton will stop when the user does not exert force on the robot platform. In research [11], the robot platform imitates the user's movement, aiding the user produce the force required. As such, when the user stops, so does the exoskeleton, preventing it from falling. This method requires the user to actively participate in walking.

In this paper, we aim add a fall detection function with PID controller of the control system based on the existing WAR-Exoskeleton [8] as shown in Fig. 3.

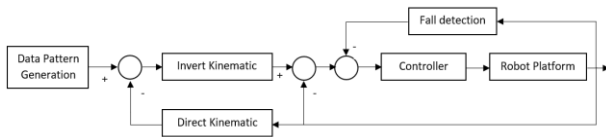


Figure 3. Diagram of Control algorithm robot platform.

In this work, the method proposes to detect the robot posture which would indicate whether the robot is unbalanced. The xy-plane projection is used to determine a centroid position of robot platform when its position changes along y axis and the yz-plane projection is used to determine the distance of path trajectory of the footplate along with the total moment of leg as shown in Fig. 4. The method of balance proposed mainly utilizes the four absolute encoders already attached on the both side of the hip joints and knee joints in order to determine the angle of joints motion of the robot platform while it is in operation.

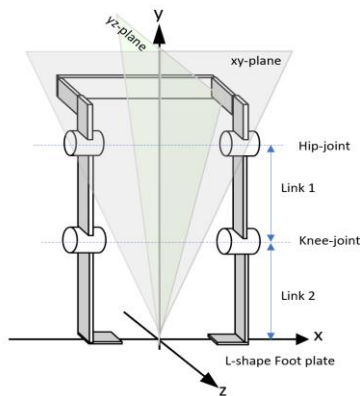


Figure 4. 2D Plans of robot posture projection.

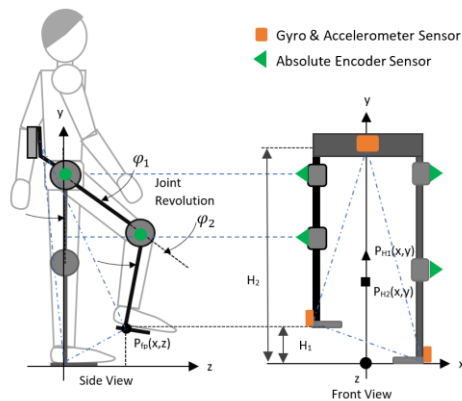


Figure 5. Robot locomotion of position changing.

To find the moment of leg, let the length of the upper leg segment be denoted as L_1 and lower leg segment be denoted as L_2 the angle of the hip joint and knee joint in degrees be denoted as φ_1 and φ_2 respectively. In order to determine state of the robot platform, the total moment of force must be calculated. Let the mass of the upper segment of the exoskeleton be M_1 and the mass of the lower segment M_2 .

The positioning of the legs may be separated into three states consisting of state 1 where $\varphi_1 > 0$ and $\varphi_2 > \varphi_1$, state 2 where $\varphi_1 > 0$ and $\varphi_1 > \varphi_2$, and state 3 where

$\varphi_1 < 0$. The moment of the leg (Q_t) is denoted in equation (1). (For all calculations, the positive magnitudes of the angle are used).

$$Q_t = \frac{M_1}{2} L_1 \sin(\varphi_1) + M_2 (L_1 \sin(\varphi_1) + L_2 \sin(X)) \quad (1)$$

where: variable X differs for each state with its value in state 1 being $\varphi_2 - \varphi_1$, in state 2 being $\varphi_1 - \varphi_2$ and in state 3 being $\varphi_1 + \varphi_2$.

Having calculated Q_t , we establish the parameter $Q_{threshold}$ to set the range for the acceptable moment outputs which ensures the exoskeleton robot will not fall forwards or backwards. If the value of Q_t exceeds the bounds of what is expected, the exoskeleton can be assumed to be unbalanced. The exoskeleton robot platform will cease to move when the exoskeleton's balance forward or backwards is unstable or in other words, when $Q_t > Q_{threshold}$. Now that the value of Q_t has been calculated and information on the state of balance forwards and backwards has been obtained, we can calculate the value of another variable through the side view. The height of the footplate from the ground (along the y axis) is denoted as H_1 . Equation (2) gives the value of H_1 , the height along the y axis. The value of variable X is the same as in equation (1).

$$H_1 = H_2 - (L_1 \cos(\varphi_1) + L_2 \cos(X)) \quad (2)$$

To determine whether the exoskeleton will fall sideways, a trigonometric approach is taken where the exoskeleton is viewed as a triangle. The vertices are marked by footplate on the floor, the foot being lifted up and the center of the user's lower back. We base our calculations of the centroid on the centroid formula. The position of the user's waist is assumed to be constant and, therefore x_3 and y_3 (otherwise denoted in the Fig. 5 as H_2) can be measured in standard position and will not change. We assume that the foot placed on the ground does not change and is positioned at the origin. In that case, x_1 and y_1 are zero. While the other foot is being lifted, it does not change in the x direction and therefore x_2 is constant and measurable at standard position. y_2 is equivalent to H_1 found before. As such, the centroid of the triangle follows the equation (3) for all states.

As all x values are constant, the x coordinate of the centroid does not change. The y coordinate of the centroid must change and this change can be used to determine if the exoskeleton platform will fall. If the difference in the y coordinate of the new centroid from the standard position exceeds the threshold, the system recognizes that the user has lost their balance.

$$P_H(x, y) = \left(\frac{x_1 + x_2 + x_3}{3}, \frac{y_2 + H_1 + H_2}{3} \right) \quad (3)$$

P_H can be used to determine whether the exoskeleton will fall sideways and similar to Q_t , it can be written as a variable condition for a balancing program in the form of $P_H(x, y) > P_{threshold}$ where $P_{threshold}$ defines the acceptable range of the centroid output. Therefore, the

equations from above are used in conjunction to create a program function that detects the extent of the exoskeletons lean and determines whether it will fall.

IV. EXPERIMENT RESULTS

In the experimental phase, a person weighing 75 kg with height 173 cm performs the functional testing in our experiment. The angle of joint motion is obtained from the 12 bits absolute encoder that attached both on hip joints and knee joints. In this system, a master controller (Atmega2560 controller board) is used to process the fall detection function and the motion planning with trajectory control, the slave controllers (atmega32b controller board) are used to perform the close loop control of each DC motor with an absolute encoder.



Figure 6. Experiment of gait pattern cycle.

In experiment, the following percentages of total body weight were used to calculate the natural leg: the thigh amounts to 9.6% of total body weight, while the shiit and foot are 4.5% and 1.4% respectively. From the calculation, M_1 , the combined mass of the user and exoskeleton for the upper leg and M_2 , the combined mass of the user and exoskeleton for the lower leg is to 12.20 kg and 9.43 kg respectively. The length L_1 and L_2 of the upper and lower

legs are 30 cm and 33 cm respectively. H_2 is found to be 90 cm. The experiment is shown in Fig. 6.

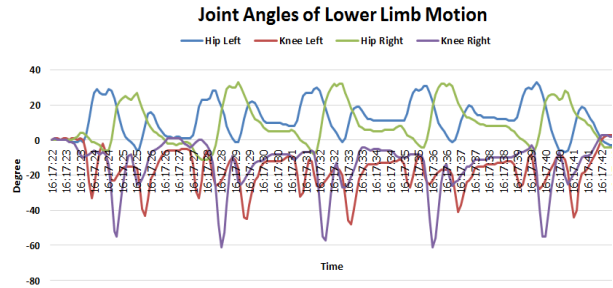


Figure 7. Joint motion of gait pattern

Fig. 7 describes the raw data collected in a single trial. The different lines indicate the change in angle of different joints. In the trial, five steps are taken and therefore there are five different instances of the same pattern shown in the experiment. In each iteration of the pattern, the motions of the right and left legs were similar indicating both sides should yield the same calculations when put through the equations derived.

For the experiment, five trials, each consisting of five iterations of walking motions, were conducted. The result of the moment of leg data is illustrated in Fig. 8 and the change centroid data is illustrated in Fig. 9. The data indicates that as long as the values for total moment and coordinate of the centroid of the exoskeleton robot platform are within such peaks, the exoskeleton is in a state of balance. From the data received, $Q_{threshold}$ is set to be 145 for forward swings and 77 for backward swings. $P_{threshold}$ is set to be 33.

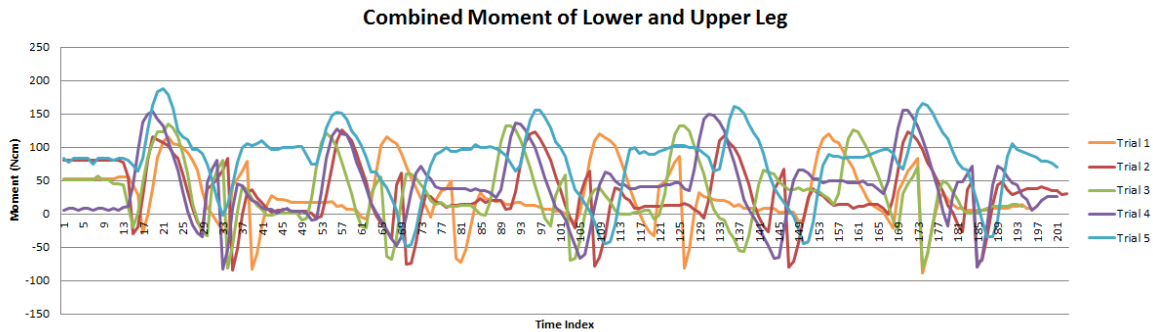


Figure 8. The experimental results of moment output of gait patterns.

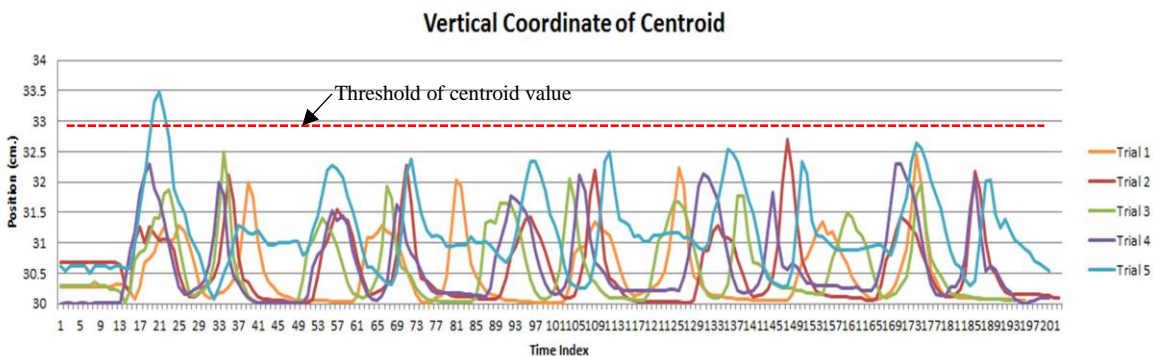


Figure 9. Centroid coordinate change for fault detection.

V. CONCLUSION AND FUTURE WORKS

In this work, an experiment was conducted and data was obtained. The two variables were calculated using the derived formula and the desired result achieved. The value of $Q_{threshold}$ and $P_{threshold}$ was set based upon the platform experimented upon as in Table I. Having successfully set the threshold, a program would be made which would prevent the robot platform from falling. When the threshold is exceeded, the program would command the robot to reverse its motions successfully keeping the exoskeleton from falling. As such, this particular platform would be kept in balance. It would be beneficial to further refine the method of balance and derive new equations to make the method of fall detection usable for situations other than walking. These situations may include running, jumping, or walking up the stairs – situation upon which the current model fails to detect imbalance. Future research on the lower limb exoskeleton may also include the possibility of additional degrees of freedom and joints in places such as the ankle which would serve to give additional comfort to the user and create more nature movements.

TABLE I. EXPERIMENTAL RANGE OF MOMENT AND CENTROID COORDINATES

Experiments	Total Moment value (N.cm)		Y Coordinate of Centroid (cm)	
	Swing Forward (Max.)	Swing Forward (Min.)	Max.	Min.
No. trials				
1	119.92	88.34	32.47	30.01
2	126.18	85.07	32.70	30.01
3	134.52	81.97	32.49	30.01
4	155.05	82.86	32.30	30.00
5	187.93	49.07	33.49	30.08
Avg.	144.72	77.46	32.69	30.02

CONFLICT OF INTEREST

The authors declare no conflict of interest.

AUTHOR CONTRIBUTIONS

Pathid Liamtrakoolpanich wrote the paper and derived the equations. Wanayuth Sanngoen obtained data of gait patterns and aided with the analysis of the data. All authors had approved the final version.

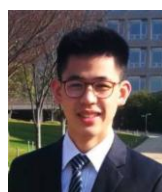
ACKNOWLEDGEMENT

Project of Walking Assistance Robot for lower limb exoskeleton robot is a project dedicated to helping paraplegics and furthering scientific knowledge. The authors thank IRPC Public Company Limited and Sripatum University for fully supporting the cost of this research and the author's special thanks to the Sirindhorn National Medical Rehabilitation Institute (SNMRI) for assisting and supporting the staff of physical rehabilitation specialists.

REFERENCES

- [1] S. Krut, M. Benoit, E. Dombre, and F. Pierrot, "Moonwalker, a lower limb exoskeleton able to sustain bodyweight using a passive force balancer," *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Anchorage, AK, 2010, pp. 2215-2220.
- [2] D. P. Ferris and C. L. Lewis, "Robotic lower limb exoskeletons using proportional myoelectric control," *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Minneapolis, MN, 2009, pp. 2119-2124.
- [3] S. M. M. De Rossi, N. Vitiello, T. Lenzi, R. Ronsse, B. Koopman, A. Persichetti, F. Vecchi, A. J. Ijspeert, H. Van der Kooij, and M. C. Carrozza, "Sensing pressure distribution on a lower-limb exoskeleton physical human-machine interface," *Sensors*, vol. 11, pp. 207-227, 2011.
- [4] Y. W. Hong, Y. King, W. Yeo, C. Ting, Y. M. Chuah, J. Lee, and T. Chok, "Lower extremity exoskeleton: review and challenges surrounding the technology and its role in rehabilitation of lower limbs," *Journal of Basic and Applied Sciences*, vol. 7, no. 7, pp. 520-524, 2013.
- [5] M. Cenciari and A. M. Dollar, "Biomechanical considerations in the design of lower limb exoskeletons," *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Zurich, 2006, pp. 1-6.
- [6] S. Wang et al., "Design and control of the MINDWALKER exoskeleton," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 23, no. 2, pp. 277-286, March 2015.
- [7] T. Rahamim, W. Sample, S. Jayakumar, M. M. King, J. Y. Wee, R. Seliktar, M. Alexander, M. Scavina, and A. Clark, "Passive exoskeleton for assisting limb movement," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 43, no. 5, pp. 583-590, Aug-Sep 2006.
- [8] S. Wanayuth, N. Setawichock, and P. Sema, "Design and development of low-cost assistive device for lower limb exoskeleton robot," in *Proc. 10th International Conference on Human System Interactions*, Ulsan, South Korea, 2017, pp. 16-21.
- [9] K. Kiguchi and Y. Hayashi 2012. "An EMG-based control for an upper-limb power-assist exoskeleton robot," in *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, vol 42, no. 4, pp. 1064-1071, Aug 2012.
- [10] K. Kyoungchul and J. Doyoung, "Design and control of an exoskeleton for the elderly and patients," in *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 11, no. 4, pp. 428-432, Aug 2006.
- [11] S. A. Murray, K. H. Ha, C. Hartigan and M. Goldfarb, "An assistive control approach for a lower-limb exoskeleton to facilitate recovery of walking following stroke," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 23, no. 3, pp. 441-449, May 2015.

Copyright © 2020 by the authors. This is an open access article distributed under the Creative Commons Attribution License ([CC BY-NC-ND 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)), which permits use, distribution and reproduction in any medium, provided that the article is properly cited, the use is non-commercial and no modifications or adaptations are made.



Pathid Liamtrakoolpanich, Student, at Ruamrudee International School and Co-Researcher, Intelligent Robotics Laboratory, Sripatum University. He currently studies at Ruamrudee International School, 6 Ramkhamhaeng 184, Minburi, Bangkok, Thailand 10510. His research paper's title is Implementation of Fall detection Mechanism for WAR-Exoskeleton Robot. The research areas for this paper are robotics, mechatronics, computer programming, rehabilitation devices and assistive devices.



Wanayuth Sanngoen, Lecturer, Supervisor, at intelligent robotic laboratory, school of engineering, sripatum university. He received B.Eng in electrical engineering, sripatum university, Thailand, in year 2001. M.Eng in mechatronics, asian institute of technology, Thailand, in year 2006. and Ph.D. in robotics at University of Tsukuba, Japan, in year 2014. He

currently worked the lecturer at department of electrical engineering and applied electronics, sripatum university, 2410/2 phaholyothin road, jatujak, bangkok, Thailand 10900. The research area is based on robotics, mechatronic, and assistive device. The previous research title is Design and Development of Low-Cost Assistive Device for Lower Limb Exoskeleton Robot.

ประวัติย่อผู้วิจัย

ชื่อ	นายวนายุทธ์ แสนเงิน
วัน เดือน ปีเกิด	วันที่ 24 กันยายน 2522
สถานที่เกิด	อ.เมือง จ.ลำปาง
สถานที่อยู่ปัจจุบัน	บ้านเลขที่ 127/21 แขวงตลาดบางเขน เขตหลักสี่ กรุงเทพมหานคร 10210
ตำแหน่งหน้าที่การงานปัจจุบัน	อาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและอิเล็กทรอนิกส์ ประยุกต์
สถานที่ทำงานปัจจุบัน	คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีปทุม วิทยาเขตบางเขน
ประวัติการศึกษา	
พ.ศ. 2543	วศ.บ. (วิศวกรรมไฟฟ้า) จาก มหาวิทยาลัยศรีปทุม
พ.ศ. 2549	M.Eng (Mechatronics) จาก Asian Institute of Technology
พ.ศ. 2557	Ph.D. in Engineering (Intelligent Interaction Technologies) จาก University of Tsukuba, Japan