



รายงานการวิจัย
เรื่อง

การออกแบบและพัฒนาชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับ
ผู้ทุพพลภาพครึ่งท่อนล่าง

DESIGN AND DEVELOPMENT OF AN EXOSKELETON ROBOT
FOR LOWER LIMB ASSISTANCE

วนายุทธ์ แสนเงิน

งานวิจัยนี้ ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากมหาวิทยาลัยศรีปทุม
ปีการศึกษา 2557

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร. มนุกิจ พานิชกุล ที่ปรึกษางานวิจัย ที่ให้คำแนะนำและดูแลเอาใจใส่ตลอดระยะเวลาการดำเนินงาน ตลอดจนให้ความช่วยเหลือในการแก้ไขปัญหาต่างๆที่เกิดขึ้น ทำให้งานวิจัยสำเร็จตามวัตถุประสงค์

ขอบคุณคณาจารย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ ที่คอยให้ข้อเสนอแนะและคำแนะนำ ในการสร้างชิ้นงานและการประกอบชิ้นงาน ให้สามารถทำงานได้อย่างสมบูรณ์ และนักศึกษาวิศวกรรมเมคคาทรอนิกส์ ที่ช่วยในการทดสอบการทำงานตลอดระยะเวลาการดำเนินงานวิจัย

ขอขอบคุณ ศูนย์ส่งเสริมและพัฒนางานวิจัย มหาวิทยาลัยศรีปทุม ที่คอยให้คำปรึกษา คำแนะนำ ตลอดจนสนับสนุนในการดำเนินงานต่างๆ ตลอดระยะเวลาดำเนินการ

งานวิจัยนี้ประสบความสำเร็จล่วงหน้าได้ ด้วยการสนับสนุนจากมหาวิทยาลัยศรีปทุม ตลอดระยะเวลาดำเนินงาน ทั้งสถานที่ เครื่องมืออุปกรณ์ และการสนับสนุนงบประมาณงานวิจัยแบบเต็มจำนวน

วนายุทธ์ แสนเงิน

ผู้วิจัย

มีนาคม 2560

หัวข้อวิจัย : การออกแบบและพัฒนาชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับผู้ทุพพลภาพครึ่งท่อนล่าง
ผู้วิจัย : นายวนายุทธ์ แสนเงิน
หน่วยงาน : คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีปทุม
ปีที่พิมพ์ : พ.ศ. 2560

บทคัดย่อ

ชุดต้นแบบโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับผู้ทุพพลภาพครึ่งท่อนล่าง วัตถุประสงค์หลักได้ออกแบบสำหรับผู้ที่มีความรู้สึกครึ่งท่อนล่าง ให้สามารถเคลื่อนที่ได้ตามรูปแบบการเคลื่อนไหวที่ได้บันทึกไว้จากคนปกติ ประกอบไปด้วยระบบควบคุมสามฟังก์ชันการทำงานคือ การลู่ก้นในลักษณะท่าทางนั่งบนเก้าอี้ 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 สำหรับควบคุมส่วนสะโพกและข้อเข่าทั้งสองข้าง โดยระบบควบคุมตำแหน่งองศาของการเคลื่อนที่ ด้วยตัวควบคุมพีไอดี โดยระบบสื่อสารข้อมูลระหว่างตัวประมวลผลทั้งหมดผ่านการสื่อสารแบบ RS485 ในการทดลองทำการอ่านข้อมูลตำแหน่งการเคลื่อนไหวจากคนปกติ (เพศชาย สูง 173 เซนติเมตร น้ำหนัก 73 กิโลกรัม) มีระยะการก้าวเดินเฉลี่ย 25 เซนติเมตรต่อการก้าวเดิน ความเร็วเฉลี่ย 0.15 เมตรต่อวินาที โดยระบบควบคุมหลักประมวลผลตำแหน่งการเคลื่อนไหวและส่งข้อมูลตำแหน่งไปยังตัวควบคุมย่อย ให้ควบคุมตำแหน่งองศาการเคลื่อนที่ของส่วนสะโพกและข้อเข่า โดยสามารถควบคุมการตำแหน่งได้ตรงตามต้องการ ซึ่งมีค่าองศาผิดพลาดของตำแหน่งส่วนของสะโพกเฉลี่ยเท่ากับ 8 องศา และค่าองศาผิดพลาดของตำแหน่งส่วนของสะโพกเฉลี่ยเท่ากับ 12 องศา

คำสำคัญ : ชุดโครงหุ่นยนต์แบบยึดติด รูปแบบการเคลื่อนไหวท่อนล่าง หุ่นยนต์ช่วยเดิน ระบบช่วยผู้ทุพพลภาพครึ่งท่อนล่าง ระบบควบคุมสมองกลฝังตัวแบบแยกส่วน

Research Title : Design and Development of An Exoskeleton Robot for Lower Limb Assistance

Name of Researcher : Mr.Wanayuth Sanngoen

Name of Institution : School of Engineering, Sripatum University

Year of Publication : B. E. 2560

ABSTRACT

The prototype of an exoskeleton robot for lower limb assistance is developed for serving who is paralysis lower limb or muscle weak that assist to step walk and sit up/down. The author is called WAR (Walking Assist Robot). In this research, the gait pattern data is archived from the gait normal by human. Three function of step walk are proposed in this research. First, sit up/down function with sit on chair, second, step walk with single phase walking, third, walk pattern with continue walking that function can operate to control by the switch button on the cane. The WAR specification is weight about 25 kg. and the life time of robot operation at least 180 min. It can support the user which is maximum weight 90 kg. and height in range of 150 cm. to 180 cm. The maximum velocity is 0.25 m/sec. The embedded system is applied in order to control with a master controller and four slave controllers, the angle position of gait pattern is computed by a master controller and the slave controller is computed to control the position of hip joint and knee joint of both legs. The data communication between them is performed by using RS485 serial communication. In the experiment, the motion recording from a gait normal person (Male, height 173 cm. weight 73 kg.) is obtained the average distance of step walking is 0.25 meter per a single phase the average velocity is 0.15 m/sec. The distributed control, the PID control is performed to control the position of angle for each joint. As the results, it can achieved to control the position of angle for hip joint and knee joint. The average of position error is 8 degree at hip joint and 12 degree at knee joint.

Keywords: Exoskeleton robot, Gait pattern, Walking assist robot, Lower limb assistance, Robotics, Embedded system.

สารบัญ

บทที่	หน้า
1 บทนำ.....	1
ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
วัตถุประสงค์ของการวิจัย	3
ขอบเขตการวิจัย	3
นิยามศัพท์	3
ประโยชน์และผลที่คาดว่าจะได้รับ.....	4
2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	5
สาเหตุของการเกิดอัมพาตและอัมพาตครึ่งท่อนล่าง.....	5
ทฤษฎีเกี่ยวกับการเดิน	7
ชุดหุ่นยนต์ช่วยเดิน.....	13
จลนศาสตร์หุ่นยนต์	15
ทฤษฎีการควบคุมมอเตอร์ด้วย พีไอดีคอนโทรล.....	23
3 การออกแบบหุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับผู้ป่วยอัมพาตครึ่งล่าง.....	25
การออกแบบระบบ	25
รูปแบบจลศาสตร์ของขาหุ่นยนต์	27
การออกแบบโครงสร้าง	29
การออกแบบระบบควบคุม	31
อุปกรณ์ขับเคลื่อนต้นกำลัง	33
วงจรไมโครคอนโทรลเลอร์	34
วงจรขับเคลื่อนมอเตอร์	36
การออกแบบผังการทำงานของโปรแกรม.....	37
4 ผลการวิเคราะห์ข้อมูล	40
การติดตั้งและการใช้งาน.....	40
ผลการทดสอบ.....	42
ระบบควบคุมพีไอดี.....	42
การเก็บข้อมูลสำหรับการลูกและนั่ง.....	46

สารบัญ(ต่อ)

บทที่	หน้า
ระบบควบคุมการลุกและนั่ง.....	47
การเก็บข้อมูลการก้าวเดินครั้งละก้าว.....	51
ระบบควบคุมการก้าวเดินครั้งละก้าว.....	47
การเก็บข้อมูลรูปแบบการเดิน.....	56
ระบบควบคุมรูปแบบการก้าวเดิน.....	57
สรุปผลการทดลอง.....	61
 5 สรุป อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ	 62
สรุปผลการวิจัย	62
ปัญหาและอุปสรรค.....	62
ข้อเสนอแนะ	63
แนวทางการพัฒนา.....	63
ผลงานการวิจัย.....	65
 บรรณานุกรม	 66
 ภาคผนวก	 67
ภาคผนวก ก โปรแกรมคอมพิวเตอร์.....	67
ภาคผนวก ข ใบประกาศนียบัตร รางวัลผลงานการวิจัย	79
 ประวัติย่อผู้วิจัย	 84

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 การทำงานของข้อต่างๆและกล้ามเนื้อในขณะเดิน	10
2.2 การกำหนดพารามิเตอร์ของ Denavit-Hartenberg	20
4.1 ค่าความผิดพลาดสูงสุดของตำแหน่งมุมมองขา	61

สารบัญภาพประกอบ

ภาพประกอบ	หน้า
2.1 ส่วนข้อต่อกระดูกสันหลัง	7
2.2 ขั้นตอนการเดินปกติของมนุษย์ (Gait Pattern)	7
2.3 การวัดความยาวของขา	12
2.4 ข้อมูลการเปรียบเทียบน้ำหนักขา	13
2.5 ชุดต้นกำลังช่วยหุ่นแรง BLEEX (a), และ HAL-5 (b)	14
2.6 องค์ประกอบเคลื่อนที่ของจลนศาสตร์หุ่นยนต์	15
2.7 จลนศาสตร์หุ่นยนต์สองแกน	16
2.8 มุมภายในจลนศาสตร์หุ่นยนต์ตามของกฎโคไซน์	17
2.9 การกำหนดพารามิเตอร์ของจุดหมุนและก้านโยง	19
2.10 จลนศาสตร์ทางกลของหุ่นยนต์แบบสองแกน	20
2.11 บล็อกไดอะแกรมของการควบคุมพีไอดี	23
3.1 การทำงานของระบบหุ่นยนต์ช่วยเดินครึ่งท่อนล่าง	25
3.2 การทำงานของระบบควบคุมสมองกลแบบแยกส่วน	26
3.3 จุดหมุนสำหรับครึ่งท่อนล่าง สะโพก, ข้อเข่าและข้อเท้า (ก) จลนศาสตร์ทางกล (ข)	27
3.4 การออกแบบชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินครึ่งท่อนล่าง	30
3.5 โพรซาร์ทการทำงานของระบบควบคุมรูปแบบการก้าวเดิน	31
3.6 หลักการทำงานของหน่วยประมวลผลย่อย	32
3.7 โพรซาร์ทการทำงานของหน่วยประมวลผลย่อย	33
3.8 ชุดส่งกำลังมอเตอร์กระแสตรง	34
3.9 วงจรไมโครคอนโทรลเลอร์ระบบควบคุมสมองกล	35
3.10 วงจรขับเคลื่อนมอเตอร์กระแสตรง	36
3.11 แผนผังการทำงานของโปรแกรมหลัก	38
3.12 แผนผังการทำงานของโปรแกรมน้อยสถานะหุ่นยนต์	39
4.1 ชุดต้นแบบโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ พร้อมอุปกรณ์ไม้เท้าค้ำยัน	40
4.2 วิธีใช้งานชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ สำหรับสถานะการนั่ง การยืนและการเดิน	41
4.3 ระบบควบคุมแบบพีไอดี	42
4.4 แสดงผลลัพธ์การควบคุมตำแหน่งด้วยระบบควบคุมพีไอดี $K_p = 1, K_i = 1, K_d = 1$	43
4.5 แสดงค่าตำแหน่งของความผิดพลาดระบบควบคุมพีไอดี $K_p = 1, K_i = 1, K_d = 1$	43
4.6 แสดงผลลัพธ์การควบคุมตำแหน่งด้วยระบบควบคุมพีไอดี $K_p = 30, K_i = 10, K_d = 2$	44

สารบัญภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
4.7 แสดงค่าตำแหน่งของความผิดพลาดระบบควบคุมพีไอดี $K_p = 30$, $K_i = 10$, $K_d = 2$	44
4.8 แสดงผลลัพธ์การควบคุมตำแหน่งด้วยระบบควบคุมพีไอดี $K_p = 50$, $K_i = 30$, $K_d = 1$	45
4.9 แสดงค่าตำแหน่งของความผิดพลาดระบบควบคุมพีไอดี $K_p = 50$, $K_i = 30$, $K_d = 1$	45
4.10 ข้อมูลการเคลื่อนไหวยจากสถานะนิ่งถึงสถานะย่นและสถานะย่นถึงสถานะนิ่ง	46
4.11 ข้อมูลตำแหน่งมุมองศาของการเคลื่อนไหวยสถานะการลู่กันรวม 5 รอบ	46
4.12 การควบคุมตำแหน่งการลู่กันของสะพานด้านซ้าย	47
4.13 ค่าความผิดพลาดของระบบควบคุมสำหรับมุมองศาของการลู่กัน สะพานด้านซ้าย	47
4.14 การควบคุมตำแหน่งการลู่กันของข้อเหวี่ยงด้านซ้าย	48
4.15 ค่าความผิดพลาดของระบบควบคุมสำหรับมุมองศาของการลู่กัน ข้อเหวี่ยงด้านซ้าย	48
4.16 การควบคุมตำแหน่งการลู่กันของสะพานด้านขวา	49
4.17 ค่าความผิดพลาดของระบบควบคุมสำหรับมุมองศาของการลู่กัน สะพานด้านขวา	49
4.18 การควบคุมตำแหน่งการลู่กันของข้อเหวี่ยงด้านขวา	50
4.19 ค่าความผิดพลาดของระบบควบคุมสำหรับมุมองศาของการลู่กัน ข้อเหวี่ยงด้านขวา	50
4.20 การบันทึกข้อมูลการเคลื่อนไหวยสำหรับการก้าวเดินครึ่งละหนึ่งก้าว	51
4.21 ข้อมูลตำแหน่งมุมองศาของการก้าวเดินครึ่งละหนึ่งก้าวติดต่อกันรวม 5 รอบ	51
4.22 การควบคุมตำแหน่งการก้าวเดินของสะพานด้านซ้าย	52
4.23 ค่าความผิดพลาดของระบบควบคุมสำหรับมุมองศาของการก้าวเดิน สะพานด้านซ้าย	52
4.24 การควบคุมตำแหน่งการก้าวเดินของข้อเหวี่ยงด้านซ้าย	53
4.25 ค่าความผิดพลาดของระบบควบคุมสำหรับมุมองศาของการก้าวเดิน ข้อเหวี่ยงด้านซ้าย	53
4.26 การควบคุมตำแหน่งการก้าวเดินของสะพานด้านขวา	54
4.27 ค่าความผิดพลาดของระบบควบคุมสำหรับมุมองศาของการก้าวเดิน สะพานด้านซ้าย	54
4.28 การควบคุมตำแหน่งการก้าวเดินของสะพานด้านขวา	55
4.29 ค่าความผิดพลาดของระบบควบคุมสำหรับมุมองศาของการก้าวเดิน สะพานด้านขวา	55
4.30 การบันทึกข้อมูลการเดินของผู้สวมใส่	56
4.31 ข้อมูลตำแหน่งมุมองศาการเดินของท่อนล่างจำนวน 5 รอบ	56
4.32 การควบคุมตำแหน่งตามรูปแบบการเดินของสะพานด้านซ้าย	57
4.33 ค่าความผิดพลาดสำหรับมุมองศาการเดินส่วนสะพานด้านซ้าย	57
4.34 การควบคุมตำแหน่งตามรูปแบบการเดินของข้อเหวี่ยงด้านซ้าย	58
4.35 ค่าความผิดพลาดของมุมองศาการเดินส่วนข้อเหวี่ยงด้านซ้าย	58

สารบัญภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
4.36 การควบคุมตำแหน่งตามรูปแบบการเดินของสะพานด้านขวา	59
4.37 ค่าความผิดพลาดของมุมมองการเดินส่วนสะพานด้านขวา	59
4.38 การควบคุมตำแหน่งตามรูปแบบการเดินของข้อเข่าด้านขวา	60
4.39 ค่าความผิดพลาดของมุมมองการเดินส่วนข้อเข่าด้านขวา	60

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ข้อมูลการสำรวจประชากรคนพิการในประเทศไทย จากสถิติข้อมูลคนพิการที่มีบัตรประจำตัวคนพิการจำแนก เป็นระดับภูมิภาค จำนวน 1,650,379 คน กรุงเทพมหานคร จำนวน 68,976 คน รวมทั้งสิ้น 1,719,355 คน โดยจำแนกเป็นหลายประเภทแบ่งเป็น ทาง การเคลื่อนไหวนหรือทางร่างกาย จำนวน 825,799 คน ทาง การมองเห็น จำนวน 186,389 คน ทาง การได้ยิน จำนวน 287,211 คน ทาง จิตใจหรือพฤติกรรม จำนวน 116,006 คน ทางสติปัญญา จำนวน 124,322 คน ทาง การเรียนรู้ จำนวน 6,296 คน ทาง ออติสติก จำนวน 7,285 คน พิการมากกว่า 1 ประเภท จำนวน 122,465 คน และไม่ระบุ จำนวน 43,582 คน ซึ่งผู้พิการทาง การเคลื่อนไหวนหรือทางร่างกาย ถือว่าเป็นจำนวนผู้พิการที่มีจำนวนสูงสุดของประเทศ (ที่มา: ข้อมูลประมวลผลจากฐานข้อมูลทะเบียนกลางคนพิการ กรมส่งเสริมและพัฒนาคุณภาพชีวิตคนพิการ ข้อมูล ณ. วันที่ 3 เดือนสิงหาคม พ.ศ. 2558) ทั้งนี้ผู้วิจัยมีความตระหนักในผู้พิการทุกๆด้าน โดยงานวิจัยนี้ มุ่งเน้นผู้พิการทาง การเคลื่อนไหวนหรือทางร่างกายเป็นหลัก โดยหากสามารถทำให้ผู้พิการทาง การเคลื่อนไหวนสามารถกลับมาดำรงชีวิตขั้นพื้นฐานได้ ก็จะเป็นคุณประโยชน์และมีคุณค่ายิ่ง โดยการนำเทคโนโลยีหุ่นยนต์ผนวกกับการแพทย์ เพื่อเป็นการสร้างและพัฒนาอุปกรณ์ทางการแพทย์ ให้มีขีดความสามารถทันเทียมกับนานาประเทศ และสามารถเข้ามาช่วยในการส่งเสริมและพัฒนาคุณภาพชีวิตของผู้พิการไม่มากนักน้อย

เทคโนโลยีหุ่นยนต์ มีการพัฒนาอย่างรวดเร็ว และมีแนวโน้มในการพัฒนาให้มีประสิทธิภาพสูง เพิ่มความแม่นยำ ถูกต้องและความสามารถในการทำงานรวดเร็วมากยิ่งขึ้น ในปัจจุบันเทคโนโลยีหุ่นยนต์ทางการแพทย์ ไปประยุกต์ใช้งานในด้านทางการแพทย์อย่างแพร่หลาย เช่น หุ่นยนต์ช่วยผ่าตัด หุ่นยนต์ดูแลผู้ป่วย หุ่นยนต์ช่วยกายภาพบำบัด หุ่นยนต์ขนย้ายขยะสารพิษ เป็นต้น ซึ่งการทำงานของหุ่นยนต์จะมีความแม่นยำสูง ทั้งยังสามารถทำงานได้อย่างต่อเนื่องและประสิทธิภาพมากกว่ามนุษย์ ซึ่งวัตถุประสงค์หลักคือการช่วยเหลือและทำงานทดแทนมนุษย์ในงานที่เสี่ยงอันตรายต่อชีวิต

เทคโนโลยีหุ่นยนต์ทางการแพทย์นั้น เป็นการนำองค์ความรู้ทางด้านวิศวกรรมศาสตร์ มาผนวกกับความรู้ทางการแพทย์ศาสตร์รวมเข้าด้วยกัน ทำให้เกิดความรู้วิทยาการหุ่นยนต์ทางการแพทย์ ทั้งยังสิ่งประดิษฐ์สำหรับเครื่องมือและอุปกรณ์ทางการแพทย์อีกด้วย การพัฒนาเทคโนโลยีหุ่นยนต์ทางการแพทย์ สำหรับทางด้านกายภาพบำบัด ทางด้านฟื้นฟูทางกายภาพและจิตใจ ทางด้านผู้ทุพพลภาพร่างกาย มีการนำเทคโนโลยีหุ่นยนต์ไปประยุกต์ใช้งานอย่างมาก เพื่อให้กลุ่มคนเหล่านั้นมีขีดความสามารถในการทำงานร่วมกับมนุษย์อีกครั้ง ทั้งยังสามารถช่วยเหลือตนเองในการดำรงชีวิตของสภาวะโลกที่เปลี่ยนแปลง

ในปัจจุบันเทคโนโลยีหุ่นยนต์ประสานกับความรู้ทางการแพทย์ ก่อให้เกิดการพัฒนาสิ่งประดิษฐ์ทางการแพทย์ อุปกรณ์ช่วยเดินทั้ง แบบบังคับมือ แบบกึ่งอัตโนมัติ และแบบอัตโนมัติ ซึ่งสามารถเปลี่ยนแปลงต่อกลุ่มคนที่มีปัญหาบกพร่องทางร่างกาย ให้มีการพัฒนาคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้น และสามารถดำรงชีวิตด้วยตนเองได้ต่อไปผู้ป่วยที่ไม่สามารถควบคุมการเคลื่อนไหวของอวัยวะครึ่งล่างได้ ทางทางการแพทย์เรียกอาการนี้ว่า “อัมพาตครึ่งล่าง” มีจำนวนเพิ่มขึ้นมากขึ้นทุกวัน ไม่ว่าจะสาเหตุจะเกิดจากความผิดปกติทางร่างกายก่อให้เกิดโรคต่างๆ เช่น เส้นเลือดในสมองตีบหรือแตก (Stroke) หรือจะเป็นจากการประสบอุบัติเหตุ ที่ส่งผลกระทบต่อระบบประสาทควบคุมการเคลื่อนไหว (Motor Neuron) การที่ผู้ป่วยไม่สามารถเคลื่อนไหวร่างกายครึ่งล่างได้เองนั้น ส่งผลให้ไม่สามารถช่วยเหลือตนเอง ในการใช้ชีวิตประจำวันได้ ซึ่งในปัจจุบันก็มีสิ่งประดิษฐ์ที่ช่วยเหลือให้ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งล่างให้เคลื่อนที่ได้ คือ รถเข็น (Wheelchair) แต่การเคลื่อนที่ด้วยรถเข็นก็ยังมีข้อจำกัดที่ไม่สามารถเคลื่อนที่ผ่านไปมาได้ เช่น พื้นต่างระดับ, บันได และพื้นที่ขรุขระ เป็นต้น ผู้วิจัยจึงเกิดความคิดว่า ถ้าหากมีเทคโนโลยีใหม่ๆ ที่ทำให้ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งล่างสามารถกลับเคลื่อนไหวได้ เช่น ยืนและก้าวเดิน นอกจากจะทำให้ผู้ป่วยสามารถเคลื่อนไหวผ่านอุปสรรคต่างๆ ได้ และยังส่งผลต่อสภาวะจิตใจของผู้ป่วย ให้มีสุขภาพจิตที่ดียิ่งขึ้น ส่งผลให้มีกำลังใจในการดำรงชีวิตต่อไป โดยผู้วิจัยมีแนวคิดที่จะนำเอาความรู้ทางวิศวกรรมเมคาทรอนิกส์ (Mechatronics), กายวิภาคศาสตร์ (Anatomy) และรูปแบบการเดิน (Gait Pattern) นำองค์ความรู้มาบูรณาการ เพื่อออกแบบชุดหุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับผู้ป่วยอัมพาตครึ่งล่างที่สามารถทำงานด้วยท่าทางการเดินที่ถูกต้องตามหลักการของรูปแบบการเดิน (Gait Pattern) ทำให้ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งล่างกลับมาดำรงชีวิตประจำวันได้

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อศึกษาท่าทางการก้าวเดิน การเปลี่ยนสถานะนั่งเป็นสถานะยืน และจากสถานะยืนเป็นสถานะนั่ง (บนเก้าอี้ขนาดมาตรฐาน) สำหรับกายภาพคนปกติ
2. เพื่อออกแบบระบบกลไกที่สามารถช่วยเหลือให้ผู้ที่มีปัญหาการเคลื่อนไหวที่รับรู้รู้สึก เช่น โรคอัมพาตครึ่งท่อนล่าง กล้ามเนื้อท่อนล่างอ่อนแรง เป็นต้น ให้สามารถเคลื่อนไหวและก้าวเดินได้ เทียบเคียงกับคนปกติ
3. เพื่อตรวจสอบการเคลื่อนไหว ของข้อต่อ สะโพก หัวเข่า ข้อเท้า สำหรับการวัดมุมองศา สำหรับการเคลื่อนไหวในข้อต่างๆ
4. เพื่อสร้างกลไกของชุดโครงหุ่นยนต์แบบยึดติดขาด้านนอก ให้สามารถปรับระดับช่วงท่อนล่างได้อย่าง อิสระ ให้เหมาะสมกับกายภาพของผู้สวมใส่

1.3 ขอบเขตการวิจัย

สร้างหุ่นยนต์ต้นแบบสามารถรับน้ำหนักของผู้ใช้งานได้ไม่เกิน 80 กิโลกรัม สามารถรองรับส่วนสูงของผู้ใช้งาน 150–180 เซนติเมตร โดยมีฟังก์ชันการเดิน การลุกนั่ง ด้วยความเร็วไม่เกิน 0.5 เมตรต่อวินาที

1.4 นิยามศัพท์

Exoskeleton Robot คือ ชุดโครงสร้างภายนอกเหมือนเปลือกแบบแข็งของหอยทาก ที่สามารถยึดติดและถอดออก โดยสามารถยึดติดกับอวัยวะของร่างกาย ทำหน้าที่ช่วยปกป้อง หรือเสริมสร้างกำลัง หรือช่วยทุนแรง ให้กับผู้สวมใส่ โดยอาศัยชุดต้นกำลังในการเคลื่อนไหว

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

Embedded System คือ ระบบสมองกลฝังตัว ใช้ในการควบคุมอุปกรณ์ต่างๆ สามารถนำไปใช้ในการควบคุมแบบเฉพาะทาง การควบคุมแบบแยกส่วน โดยอาศัยตัวประมวลผล ที่ทำหน้าที่วิเคราะห์และประมวลผลข้อมูลตามโปรแกรมที่ได้ออกแบบไว้ ซึ่งนำไปใช้ในระบบควบคุมฝังตัวแบบแยกส่วน โดยแยกตัวประมวลผลเป็นส่วนๆ ใช้ในระบบควบคุมที่ต้องการทำงานเฉพาะด้านที่แตกต่างกัน โดยอาศัยการสื่อสารข้อมูลแบบเครือข่าย

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

1.5 ประโยชน์และผลที่คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถเป็นอุปกรณ์ทางเลือกทางการแพทย์ สำหรับผู้ทุพพลภาพครึ่งท่อนล่าง
2. เป็นอุปกรณ์ที่ช่วยในการเคลื่อนไหวครึ่งท่อนล่าง เพื่อให้ผู้สวมใส่สามารถก้าวเดินไปข้างหน้าและถอยหลังด้วยตนเอง
3. เพื่อเป็นการพัฒนาอุปกรณ์ทางการแพทย์ในประเทศไทย ประเภทการเคลื่อนไหว และสามารถผลิตในประเทศ สามารถลดการนำเข้าอุปกรณ์จากต่างประเทศ
4. เข้าร่วมการประกวดนวัตกรรมและสิ่งประดิษฐ์ทางการแพทย์ ทั้งภายในประเทศและต่างประเทศ
5. ผู้ประกอบการหรือผู้สนใจ นำไปพัฒนาต่อยอดในเชิงพาณิชย์

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 สาเหตุของการเกิดอัมพาตและอัมพาตครึ่งท่อน

2.1.1 อัมพาต

อัมพาต คือ ภาวะที่เกิดจากการที่เลือดไม่สามารถไปเลี้ยงสมอง ทำให้การทำงานของสมองหยุดชะงัก ถ้าสมองจะได้รับออกซิเจนและอาหาร ที่มีอยู่ในเลือดมาบำรุงเลี้ยง การทำงานของร่างกาย ก็จะเป็นปกติ หากมีเส้นเลือดบางส่วนที่ไปเลี้ยงสมองเกิดตีบลง อุดตัน เป็นโรคหรือบาดเจ็บ ผลที่ตามมาก็คืออาการอัมพาต แสดงอาการอ่อนแรงซีกใดซีกหนึ่งหรือทั้งสองซีกของร่างกาย อาจมีอาการร่วมกับตามองไม่เห็น หูไม่ได้ยินหรืออาจจะพูดไม่ได้ บ่อยครั้งที่การหมุนเวียนของเลือดชะงักไปเป็นเวลานานๆ ฉะนั้นภายในเวลาไม่กี่ชั่วโมงหรือไม่กี่สัปดาห์ อาการก็จะบรรเทาลง ซึ่งเรียกว่า อัมพฤกษ์ แต่บางครั้งความเสียหายร้ายแรงกว่านั้นและผู้ป่วยต้องได้รับการรักษาบำบัดอย่างดี จึงจะกลับช่วยเหลือตนเองได้ใกล้เคียงเดิม สาเหตุสำคัญที่ก่อให้เกิดโรคอัมพาต คือ

1. เกิดภาวะหลอดเลือดสมองตีบ มักเกิดขึ้นเนื่องจากหลอดเลือดมีการแข็งตัว จึงมีผลให้เลือดไปยังสมองได้น้อยและมีการตันในหลอดเลือดนั่นเอง
2. เกิดการอุดตันในหลอดเลือด สาเหตุเพราะมีก้อนเลือดหลุดมาจากที่ต่าง ๆ ของร่างกาย เช่น จากหัวใจแล้วมาอุดหลอดเลือดในสมอง จึงทำให้สมองขาดเลือด
3. เกิดหลอดเลือดในสมองบางเส้นแตก เกิดจากการที่หลอดเลือดในสมองแข็ง แล้วมีการแตกของหลอดเลือด
4. การอักเสบของหลอดเลือด เกิดจากภาวะที่มีการอักเสบในสมอง เช่น เยื่อหุ้มสมองอักเสบ วัณโรคของสมองและมีผลทำให้หลอดเลือดของสมองอักเสบตามมา ทำให้เลือดไปเลี้ยงสมองไม่พอ
5. อุบัติเหตุของสมอง ภาวะที่มีอุบัติเหตุต่อสมองหรือภัยอันตรายต่อสมองจะทำให้มีการฉีกขาดของหลอดเลือดและมีเลือดออกในสมองอาจจะกดหรือเบียด ทำให้เกิดอัมพาตขึ้นได้เช่นกัน

นอกจากสาเหตุดังกล่าวข้างต้นยังมีปัจจัยเสี่ยงต่าง ๆ ที่สำคัญที่ทำให้ผู้ป่วยเป็นอัมพาต ได้แก่ **โรคความดันโลหิตสูง** ภาวะนี้เป็นสาเหตุใหญ่ที่ทำให้หลอดเลือดแข็งตัวและทำให้เกิดโรคอัมพาตได้มากทั้งชนิดหลอดเลือดแตกและหลอดเลือดตีบ ภาวะโรคความดันโลหิตสูงนี้จะทำให้ผู้ป่วยมีโอกาสเป็นอัมพาตมากกว่าคนปกติสูงถึง 3 – 17 เท่า แล้วแต่อายุความรุนแรงของความดันโลหิตสูง

โรคเบาหวาน ผู้ป่วยที่เป็นโรคเบาหวานเป็นเวลานาน ๆ โดยมิได้นับการรักษาหรือควบคุมระดับน้ำตาลในเลือดให้อยู่ในเกณฑ์ปกติ จะมีอัตราเสี่ยงในการเกิดอัมพาตชนิดหลอดเลือดตีบได้สูง เพราะโรคเบาหวานทำให้เกิดภาวะหลอดเลือดแข็งได้ง่าย โดยจะมีหลอดเลือดแข็งทั่วร่างกายและถ้า

เป็นที่หลอดเลือดของสมองจะเกิดอัมพาตขึ้น อัตราเสี่ยงของผู้ป่วยที่เป็นโรคเบาหวานทำให้เกิดอัมพาตได้สูงกว่าผู้ป่วยปกติถึง 2 – 4 เท่า

ภาวะที่มีไขมันสูงในหลอดเลือด ทั้งชนิด cholesterol , triglyceride ซึ่งเป็นไขมันที่ไปเกาะผนังหลอดเลือดและจะทำให้ผนังหลอดเลือดแข็ง อันจะมีผลตามมาทำให้เกิดอัมพาตได้ง่าย

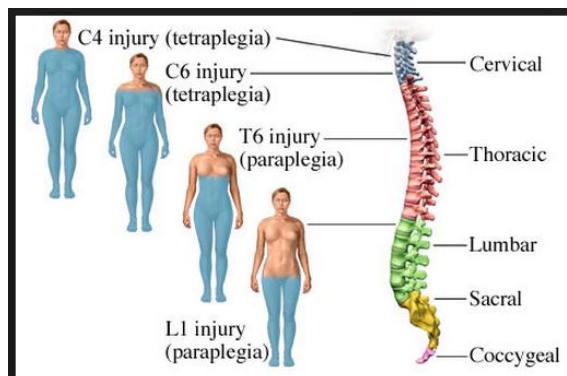
การสูบบุหรี่ การสูบบุหรี่นั้นจะเป็นปัจจัยเสริมทำให้ผู้ป่วยเกิดอัมพาตได้ง่าย โดยผู้ที่สูบบุหรี่จัดจะมีโอกาสเป็นอัมพาตได้มากกว่าผู้ที่ไม่สูบบุหรี่ถึง 3 เท่า

2.1.2 อัมพาตครึ่งท่อน

รู้จักกันดีในภาษาไทยว่าอัมพาตครึ่งท่อน เรียกแบบภาษาอังกฤษว่า spinal cord injury หรือการบาดเจ็บของไขสันหลัง ซึ่งจะแตกต่างจากอัมพาตครึ่งซีก ตรงต้นกำเนิดการเกิดโรคเนื่องจากอัมพาตครึ่งซีกมักเกิดที่สมอง ส่วนอัมพาตครึ่งท่อนมีสาเหตุได้หลากหลายสาเหตุ แต่ส่วนมากอัมพาตครึ่งท่อนต้นเหตุมักเกิดที่ไขสันหลัง เกิดการบาดเจ็บ จากอุบัติเหตุบนท้องถนน อุบัติเหตุการกีฬา มีการกดทับของไขสันหลังจากเนื้องอก ภัยยิง ฟันแทงด้วยอาวุธ ตกจากที่สูง หกล้ม และหลังกระดูกหัก การบาดเจ็บที่ไขสันหลังทำให้ขาดการติดต่อระหว่างสมองกับประสาทส่วนปลายที่อยู่ต่ำกว่าระดับที่ได้บาดเจ็บ ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งท่อน จะสูญเสียการควบคุม การเคลื่อนไหว การรับรู้ความรู้สึก การควบคุมการขับถ่าย และมีการเปลี่ยนแปลงการทำงานของระบบต่างๆในร่างกาย เช่น ระบบหัวใจและหลอดเลือด เป็นต้น

การแบ่งชนิดของอัมพาตครึ่งท่อน ตามการบาดเจ็บของไขสันหลังระดับการเคลื่อนไหว จะเรียก ระดับสุดท้ายของไขสันหลังที่ทำหน้าที่ควบคุมกล้ามเนื้อให้เริ่มก่อกำเนิดตั้งแต่ ระดับ 3 แต่ถ้าหากพยาธิสภาพอัมพาตครึ่งท่อน เกิดขึ้นที่ระดับ อก มีการสูญเสียการรับรู้ความรู้สึกตั้งแต่ช่วงลำตัวลงไป ใช้วิธีการแบ่งตามระดับที่ของอัมพาตครึ่งท่อน มีการสูญเสียความรู้สึก คือจะเรียกตามระดับแรกที่มีผู้ป่วยอัมพาตครึ่งท่อน มีการสูญเสียการรับรู้ความรู้สึกหรือเริ่มรับรู้ความรู้สึกลดลง

การแบ่งพยาธิสภาพของอัมพาตครึ่งท่อนตามความรุนแรงของการสูญเสียการทำงานของระบบประสาท โดยแยกว่าอัมพาตครึ่งท่อนเป็นการบาดเจ็บของไขสันหลังแบบสมบูรณ์หรือการบาดเจ็บของไขสันหลังแบบไม่สมบูรณ์ โดยใช้วิธีที่เรียกว่า sacral sparing definition คือการกลับมาของไขสันหลังระดับก้นกบ บางส่วนของอัมพาตครึ่งท่อนหลังจากไขสันหลังเกิดการบาดเจ็บ โดยจะมีการตรวจอยู่อย่างน้อย 1 ใน 3 ถือเป็นอัมพาตครึ่งท่อนของการบาดเจ็บของไขสันหลังแบบสมบูรณ์ 1) ความสามารถในการงอนิ้วหัวแม่เท้า 2) การรับรู้ความรู้สึกของผิวหนังรอบๆทวาร 3) ตรวจโดยการกระตุ้นประสาทปัสสาวะที่วางไว้



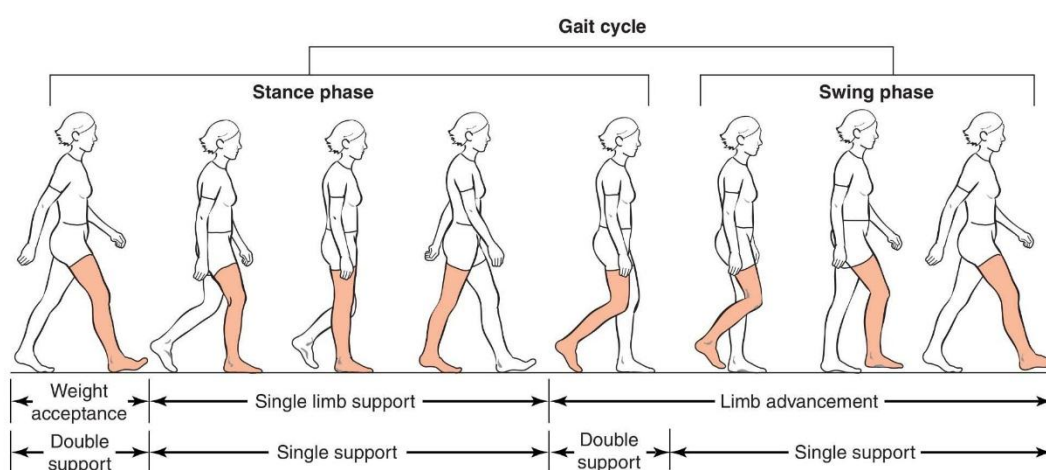
ภาพประกอบ 2.1 ส่วนข้อต่อกระดูกสันหลัง

[ที่มา: <http://www.thailovehealth.com/disease/health-1485.html>]

2.2 ทฤษฎีเกี่ยวกับการเดิน

การเดินคือ การเคลื่อนไหวของขา 2 ข้างสลับกัน (Alternating) อย่างเป็นจังหวะ (Rhythmic) และมีการเคลื่อนไหวของลำตัวเพื่อให้จุดศูนย์ถ่วง (Center of gravity) ของร่างกายเคลื่อนไปข้างหน้า การเดินจะต้องเป็นวงจร (Cycle) หรือเรียกว่า “Gait cycle” ซึ่งครอบคลุมระยะต่างๆคือ

- 1) Stance phase คือระยะที่ขาข้างนั้นยังคงวางอยู่บนพื้น
- 2) Swing phase คือ ระยะที่ขานั้นยกลอยขึ้นจากพื้น



ภาพประกอบ 2.2 ขั้นตอนการเดินปกติของมนุษย์ (Gait Pattern)

[ที่มา: <https://s3.amazonaws.com>]

จากภาพประกอบ 2.2 เมื่อก้าวออกเดินด้วยเท้าขวา ในช่วงแรก เท้าขวายะยันพื้นรับน้ำหนักตัว (Stance phase) ลำตัวจะเคลื่อนไปข้างหน้า โดยเท้าซ้ายจะดันตัวไป เมื่อลำตัวเคลื่อนไปข้างหน้า เท้าซ้ายซึ่งลอยก็จะมาแตะพื้นเพื่อจะรับน้ำหนัก เท้าขวาก็จะกลายเป็นตัวดันลำตัวให้เคลื่อนที่ไปข้างหน้า และตัวเท้าเองก็จะลอยจากพื้น (Swing phase) เพื่อจะไปคอยรับน้ำหนักตัวต่อไป ช่วงการเดินที่กล่าวถึงนี้ คือการศึกษาขาข้างใดข้างหนึ่ง ซึ่งจะเห็นว่าขาขวามี Stance phase และ Swing phase ตามกันไป เมื่อขาขวาเป็น Swing phase ขาซ้ายต้องเป็น Stance phase สลับกันไป จึงทำให้การเดินเป็นไปตามธรรมชาติ การทำงานอย่างละเอียดของแต่ละช่วงยังแบ่งออกได้เป็นขั้นตอนดังต่อไปนี้

2.1.1 Stance phase ประกอบไปด้วยขั้นตอนต่างๆ 5 ขั้นตอนดังนี้

- 1) Heel strike คือขั้นตอนที่ส้นเท้ากระทบพื้น กล้ามเนื้อที่ทำงานระยะนี้ คือ
 - กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ให้เขาเหยียด
 - กล้ามเนื้อ Gluteu maximus ทำหน้าที่เหยียดสะโพกให้ส้นเท้ากดกับพื้น
 - กล้ามเนื้อ Hamstrings ทำหน้าที่ช่วยเหยียดสะโพกเพื่อให้ส้นเท้ากดกับพื้น
 - กล้ามเนื้อกลุ่มกระดกข้อเท้าขึ้น ทำให้เท้ากระดกพ้นพื้น
- 2) Foot flat เป็นระยะของการเดินที่เท้าแตะพื้น ใช้กล้ามเนื้อเหมือนกับระยะ Heel strike เว้นแต่ข้อเท้าอยู่ในท่ากระดกลง 15 องศา
- 3) Mid-stance เป็นระยะของการเดินที่มีการเคลื่อนไหวของลำตัวมาด้านหน้ามากขึ้น น้ำหนักตัวตกลงในแนวศูนย์กลางมวลของร่างกาย ผ่านหลังข้อสะโพกข้อเข่าและข้อเท้า กล้ามเนื้อที่ทำงานระยะนี้คือ
 - กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่ให้ข้อสะโพกงอ กันไม่ให้ Hyperextension
 - กล้ามเนื้อ Gluteus medius , Gluteus minimus และ Tensor fascia lata ทำหน้าที่ให้กระดูกเชิงกรานอยู่ในระดับ ไม่ให้เอียงไปด้านใดด้านหนึ่ง และไม่ให้เสียหลักง่าย
 - กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ไม่ให้เข่างอพับลงมา
 - กล้ามเนื้อกระดกเท้า ทำหน้าที่ให้ฝ่าเท้าแนบกับพื้น
- 4) Heel off เป็นระยะที่ส้นเท้ายกสูงจากพื้น ลำตัวจะเอนไปข้างหน้ามากขึ้น กล้ามเนื้อที่ทำงานในระยะนี้ คือ
 - กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่ป้องกันไม่ให้ข้อสะโพก Hyperextension
 - กล้ามเนื้อ Hamstring ทำหน้าที่งอเข่า
 - กล้ามเนื้อกระดกเท้าลง ทำหน้าที่กระดกข้อเท้าลง

5) Toe Off เป็นระยะที่นิ้วเท้าดันให้ขาไปข้างหน้า เพื่อเข้าสู่ระยะ Swing phase กล้ามเนื้อที่ทำงานในระยะนี้ คือ

- กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่งอสะโพกเพื่อเหวี่ยงขาไปข้างหน้า
- กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ป้องกันการงอเข่าเร็วเกินไป
- กล้ามเนื้อกระดูกเท้าลงทำหน้าที่ดันให้ขาเหวี่ยงไปข้างหน้า

2.2.1 Swing phase กินเวลาประมาณ 1/3 ของวงจรการเดิน แบ่งเป็น 3 ระยะดังนี้

1) Acceleration คือระยะที่ขาเหวี่ยงไปข้างหน้าด้วยความเร็วจากแรงเฉื่อยมาแรง กล้ามเนื้อที่ทำงานระยะนี้คือ

- กล้ามเนื้อ Iliopsoas หน้าที่เหวี่ยงและงอข้อสะโพกไปข้างหน้า
- กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ป้องกันการงอเข่ามากเกินไป
- กล้ามเนื้อกระดูกเท้าขึ้นทำให้ข้อเท้ากระดูกขึ้นเพื่อไม่ให้ปลายเท้าแตะพื้นกันล้ม

2) Mid swing เป็นระยะที่ขาข้างนั้นถูกตักให้ลอยมาอยู่ใต้ลำตัว กล้ามเนื้อที่ใช้เหมือนระยะ acceleration

3) Deceleration คือ ระยะการเดินที่ขาที่ถูกเหวี่ยงไปข้างหน้าจากแรง กล้ามเนื้อที่กล่าวมา ถูกชะลอให้ช้าลงเพื่อเข้าสู่ Stance phase อีกครั้งเป็นวงจรการเดินใหม่ต่อไป

ตารางที่ 2.1 การทำงานของข้อต่างๆและกล้ามเนื้อในขณะที่เดิน

Phases	HIP(degree)	Knee(degree)	Ankle(degree)	Muscles
Heel strike	Flex 25	Fully extend	Neutral	Gluteus maximus, hamstrings, foot and toe dorsiflexors
Foot flat	Flex 23	Flex 20	Plantarflex 15	Same Heel strike
Mid stance	Flex 10	Flex 10	Dorsiflex 3	Iliopsoas, gluteus minimus, tensor fascialata, quadriceps, plantar flexors
Heel off	Hyperextend 10	Flex 2	Dorsiflex 15	Iliopsoas, hamstrings, plantar flexors
Toe off	Flex 10	Flex 40	Plantarflex 20	Iliopsoas, quadriceps, plantar flexors
Acceleration	Flex 5	Flex 65	Neueral	Iliopsoas, quadriceps, foot and toe dorsiflexors
Mid swing	Flex 25	Flex 65	Neueral	Iliopsoas
Deceleration	Flex 25	Fully extend	Neueral	Gluteus maximus, hamstrings, foot and toe dorsiflexors

ขั้นตอนต่างๆ ของการเดินสามารถสรุปการทำงานของข้อต่างๆและกล้ามเนื้อได้ดังนี้ จากตารางที่ 2.1 แสดงให้ค่ามุมของสะโพก (Hip) ข้อเข่า (Knee) และข้อเท้า (Ankle) ซึ่งในแต่ละขั้นตอนจะมีมุมของข้อต่อต่างๆ จากข้อมูลมุมที่ข้อสะโพกที่แสดงในตารางเป็นค่ามุมเทียบกับแนวแกนตั้ง ส่วนข้อเข่า แสดงมุมระหว่างขาท่อนบนและท่อนล่าง และข้อเท้าแสดงมุมที่เปลี่ยนแปลงไปจากมุมปกติ

(มุมปกติ (Neutral) คือ มุมตั้งฉากระหว่างขาตอนล่างและฝ่าเท้า) ค่ามุมข้อสะโพก (Hip angle) มีมุมงอ (Flex) ตั้งแต่ 25 องศา ถึง -25 องศา เทียบกับแนวตั้ง โดยแบ่งเป็น 2 ช่วง คือ ช่วงที่ขาตอนบนอยู่หน้าลำตัว (ขั้นตอน Heel Strike, Foot flat, Mid stance และ Mid swing, Deceleration) ช่วงนี้ค่ามุมจะเป็นบวก และช่วงที่ขาตอนบนอยู่ข้างหลังลำตัว (ขั้นตอน Heel off งอไปข้างหลังเกิน (Hyperextend) 10 องศา, Toe off และ Acceleration) ค่ามุมที่ข้อเข่า (Knee angle) มีมุมงอตั้งแต่ 0 องศา (Fully extend) จนถึง 65 องศา และค่ามุมที่ข้อเท้า (Ankle angle) มีค่ามุมปกติ ทางออก (Plantar flex) และงอเขา (Dorsiflex)

2.2.2 การพิจารณาวงจรการเดิน

Stride width หรือความกว้างของฐานการเดิน (Width of walk bases หรือ Base of gait) คือระยะทางระหว่างจุดกึ่งกลางของส้นเท้าทั้งสองข้างขณะ Heel strike ค่าปกติประมาณ 2 – 4 นิ้ว หรือ 5 – 10 ซม. การพิจารณาควรดูว่า ฐาน (Base) กว้างหรือแคบ

Stride length คือ ระยะทางระหว่าง Heel strike ของเท้าข้างหนึ่งถึง Heel strike ของเท้าข้างเดียวกัน ในวงจรการเดินถัดไป การพิจารณาควรดูระยะทางของการเดิน 1 รอบในเท้าแต่ละข้างว่า เท่ากันหรือไม่ (Symmetrical หรือ Asymmetrical)

Step length คือระยะทางระหว่าง Heel strike ของเท้าข้างหนึ่งถึง Heel strike ของเท้าอีกข้างหนึ่ง ซึ่งจะเท่ากับครึ่งหนึ่งของ Step length

Cadence คือ จำนวนก้าวต่อ 1 นาที ค่าปกติประมาณ 70-130 ก้าว/นาที การพิจารณาควรดู ความถี่ (Rate) ความเท่ากัน (Symmetry) ความคล่องตัว (Flexibility) และความหนักแน่นของการลงเท้า (พิจารณาขณะที่เราเดินจุดศูนย์ถ่วง(C.G.)) จะเคลื่อนไหวขึ้นและลง จุดศูนย์ถ่วงจะเคลื่อนไหวถึงจุดสูงสุดในช่วง Mid stance และต่ำสุดช่วง Double support ซึ่งในผู้ใหญ่และเพศชาย จะมีระยะในแนวตั้ง (Vertical displacement) ประมาณ 2 นิ้ว และระยะด้านข้าง (Lateral displacement) 2 นิ้ว ส่วนกระดูกเชิงกราน (pelvis) จะลดระดับลงตามขาข้างที่ลงน้ำหนักและสลับกับอีกข้างหนึ่ง โดยการเปลี่ยนแปลงนี้เรียกว่า horizontal dip of pelvis ประมาณ 5 องศา การเคลื่อนที่ของ center of gravity จะน้อยและนุ่มนวลได้ ต้องอาศัยข้อมูลต่างๆ ดังต่อไปนี้

Pelvic rotation โดยจะมีการหมุนข้างละ 4 องศา รวมเป็น 8 องศาโดยจะมากที่สุดเมื่อมี double support การมีการหมุนช่วยลงระดับแอมพลิจูด (amplitude) ของจุดศูนย์ถ่วงประมาณ 3/8

Pelvic tilt จะทำให้ pelvis ต่ำลง 5 องศา ช่วยลด จุดศูนย์ถ่วงลงมา 3/16

Knee flexion ในระหว่าง mid stance 15 องศา ลด จุดศูนย์ถ่วงประมาณ 7/16

Knee motion ช่วยให้การขยับระดับของ จุดศูนย์ถ่วงนุ่มนวล

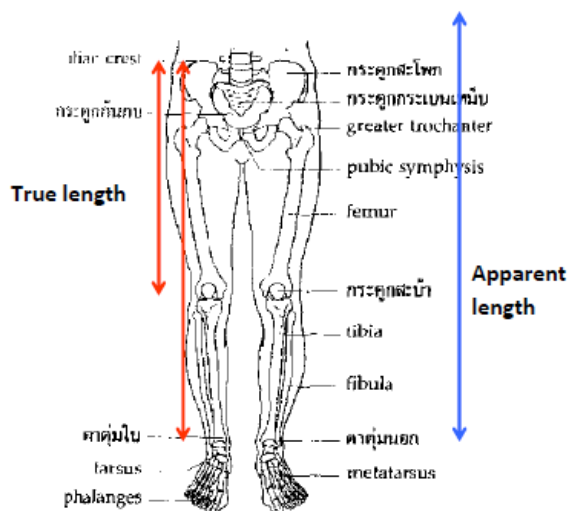
Ankle motion ช่วยให้การขยับระดับของ จุดศูนย์ถ่วงนุ่มนวล

Motion of the center of gravity in the horizontal plane โดยจะมีการขยับทางซ้ายและขวาขณะก้าว โดยมีความแตกต่างประมาณ 6 นิ้ว

2.2.3 การวัดความยาวของขา

ความยาวของขาทั้งสองข้างหากแตกต่างกันเกินกว่าประมาณ 1 นิ้วขึ้นไปจะทำให้ทำยืนและเดินผิดปกติเราอาจวัดความยาวของขาทั้งสองข้างเปรียบเทียบกันได้โดย การวัดความยาวของขาแบบ True length วัดจาก anterior superior iliac spine (ASIS) (กระดูกปีกสะโพกด้านหน้า) ไปถึงปลายของตาตุ่มใน หรือ plantar surface (ผิวฝ่าเท้า) ของส้นเท้า โดยจัดให้ขาทั้งสองข้างอยู่ในท่าเหมือนกัน หากต้องการวัดเพียงความยาวของส่วนต้นขา ใช้วัดจากกระดูกปีกสะโพกด้านหน้า (ASIS) ถึง medial joint-line (แนวกลางข้อหมุน) ของข้อเข่า

การวัดความยาวของขาแบบ Apparent length วัดจากสะดือ (Umbilicus) ไปยังปลายของตาตุ่มใน ความยาวนี้ไม่ใช่ความยาวที่แท้จริงของขา แต่เป็นความยาวเท่าที่ปรากฏให้เห็น ซึ่งอาจแตกต่างจากความยาวที่แท้จริงได้



ภาพประกอบ 2.3 การวัดความยาวของขา [แหล่งที่มา <http://firstphysioclinic.com/>]

2.2.4 น้ำหนักของขา

น้ำหนักของขาจะคิดจากน้ำหนักตัวทั้งหมดคิดเป็นเปอร์เซ็นต์คือ น้ำหนักของต้นขาจะเท่ากับ 9.6% ของน้ำหนักตัว, น้ำหนักของหน้าแข้งจะเท่ากับ 4.5% ของน้ำหนักตัว, น้ำหนักของเท้าจะเท่ากับ 1.4% ของน้ำหนักตัว

So how does this compare with a natural limb?		
We use the following percentages of total body weight to calculate the natural leg. Your thigh is 9.6% of your total body weight, shin 4.5% and foot 1.4%		
Your total body weight	Below knee (knee to foot)	Above knee (thigh to foot)
8 stone / 50.8kg	7lb / 3kg	18lb / 8kg
10 stone / 63.5kg	9lb / 4kg	22lb / 10kg
14 stone / 88.9kg	12lb / 6kg	31lb / 14kg
18 stone / 114.3kg	16lb / 7kg	40lb / 18kg

ภาพประกอบ 2.4 ข้อมูลการเปรียบเทียบน้ำหนักขา [ที่มา: <http://firstphysioclinic.com/>]

2.3 ชุดหุ่นยนต์ช่วยเดิน

ในปัจจุบันการพัฒนางานวิจัยทางด้านอุปกรณ์ทางการแพทย์อย่างแพร่หลาย และมีวัตถุประสงค์ที่จะช่วยเหลือผู้ที่มีปัญหาทางการเดิน ให้สามารถเคลื่อนไหว และเสริมสร้างกล้ามเนื้อท่อนล่าง โดยการเคลื่อนไหวให้เทียบเคียงกับคนปกติ โดยได้อธิบายพฤติกรรมรูปแบบของการเดินของคนปกติ (82 kg, 0.99 m leg-length, 28 year-old male, walking at 1.27 m/s (Aaron M, et al.)) ในส่วนของครึ่งล่างตั้งแต่ สะโพก (Hip), หัวเข่า (Knee), ข้อเท้า (Ankle) โดยการสร้างโครงสร้างต้นแบบเพื่อเก็บข้อมูลที่ได้จากการเดินของคนปกติ ซึ่งทำให้เห็นถึงวัฏจักรของการเดินในส่วนของครึ่งล่าง โดยผลลัพธ์แสดงให้เห็นถึงมุมของการเคลื่อนไหวของหัวเข่า ข้อเท้า และสะโพก รวมถึงกำลังที่ใช้ในการเคลื่อนไหวในแต่ละส่วน

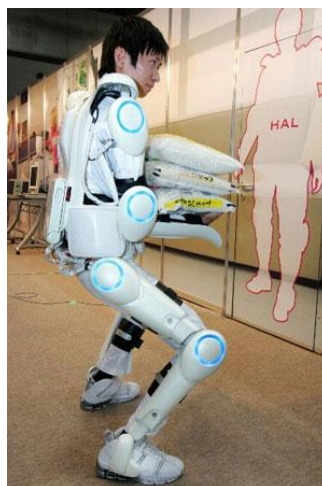
ระบบต้นกำลังในการเคลื่อนไหว การเดินพื้นผิวแนวระนาบ (Viet Anh Dung Cai, et al.) โดยมีการออกแบบอุปกรณ์เฉพาะในส่วนข้อหัวเข่า แบบหกแกนอิสระในส่วนข้อหัวเข่า (6DOFs Knee Exoskeleton) ที่สามารถปรับเปลี่ยนแรงด้วยตัวเองจากการเคลื่อนไหวหัวเข่า เพื่อให้เกิดความยืดหยุ่นและป้องกันการเคลื่อนไหวที่เกินขอบเขต โดยอาศัยกำลังขับเคลื่อนมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง (DC Motor) ทำการควบคุมแรงบิด (Torque) ของการเดินในส่วนหัวเข่า เพื่อต้านทานแรงบิดที่เกิดจากการเดิน ทั้งนี้ยังมีอุปกรณ์ช่วยในการเคลื่อนไหวเรียกว่า Roboknee (J.E. Pratt, et al.) อุปกรณ์ขับเคลื่อนแนวระนาบเรียกว่า linear series elastic actuator (SEA) เพื่อเพิ่มกำลังในส่วนข้อหัวเข่า ในการขึ้นลงบันได และช่วยรองรับน้ำหนักของชุดในการทำงานโดยควบคุมแรงบิดข้อเข่า ซึ่งมีเซ็นเซอร์วัดแรงกดจากพื้นราบ (ในแนวดิ่ง) จำนวน 2 ชุด ด้านซ้ายและขวา เพื่อควบคุมแรงบิดในส่วนข้อเข่า เป็นอุปกรณ์ต้นกำลังช่วยในการเคลื่อนไหวทั้งนี้ยังมีการพัฒนาชุดโครงสร้างหุ่นยนต์

ต้นแบบในการช่วยเดิน (Andrew Chu, et al.) โดยเน้นกำลังที่ส่วนขา และที่บรรจุของสำหรับแบบภาระของหนัก โดยใช้ระบบ Linear Hydraulic Actuator เป็นตัวส่งกำลังหลักของระบบ สามารถรับภาระการแบกสิ่งของได้มากไม่ต่ำกว่า 100 กิโลกรัม เพื่อช่วยเหลือในการแบกสัมภาระต่างๆ แต่ข้อจำกัดของน้ำหนักชุดรวม 75 kg จึงเป็นอุปสรรคอีกประการหนึ่ง

โดยการออกแบบและพัฒนาชุดโครงหุ่นยนต์เสริมกำลังแบบเต็มตัว เรียกว่า Hal (Hybrid Assistive Leg) จากมหาวิทยาลัยทศุบะ ประเทศญี่ปุ่น (H. Kawamoto, et al.) ออกแบบสำหรับเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานของผู้สวมใส่ มีมอเตอร์ขับเคลื่อนพร้อมระบบทดกำลังแบบฮาร์โมนิก ในส่วนของสะโพก และข้อเข่า โดยนำไปใช้ช่วยเหลือในการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยในสถานพยาบาล และช่วยเหลือสำหรับผู้ที่มีปัญหาทางการเดิน โดยอาศัยการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ เพื่อแปลงเป็นสัญญาณทางไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์ (EMG: Electromyography) และส่งสัญญาณไปยังสมองกลหุ่นยนต์เพื่อประมวลผล ให้สามารถทำงานได้อย่างถูกต้องตามรูปแบบของการเคลื่อนไหวทางกายภาพ ทั้งยังออกแบบพื้นรองเท้าให้มีระบบตรวจจับแรงกด ที่เกิดขึ้นในขณะปฏิบัติงาน เพื่อให้ระบบสมองกลควบคุมการทำงานของมอเตอร์ให้ส่งกำลังตอบสนองการทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยระบบของ HAL-5 ติดตั้งเซ็นเซอร์ตรวจจับกล้ามเนื้อระหว่างสะโพกและข้อเข่า โดยติดตั้งทั้งสองฝั่งของขา เซ็นเซอร์แบบ Potentiometers สำหรับการวัดตำแหน่งมุมองศา เซ็นเซอร์วัดแรงกด เซ็นเซอร์วัดระดับความสมดุลย์และเซ็นเซอร์วัดความเร็ว โดยอุปกรณ์ดังกล่าวถูกนำมาใช้ใน ระบบควบคุมรูปแบบการเดินและระบบ EMG โดย HAL-5 มีน้ำหนัก 21 กิโลกรัม พลังงานหลักจากแบตเตอรี่สามารถรองรับการทำงานได้อย่างต่อเนื่องประมาณ 160 นาที โดยการทดลองสามารถรองรับน้ำหนักมากถึง 40 กิโลกรัม ทั้งนี้ HAL-5 ได้พัฒนาให้เข้าสู่เชิงพาณิชย์



(a)



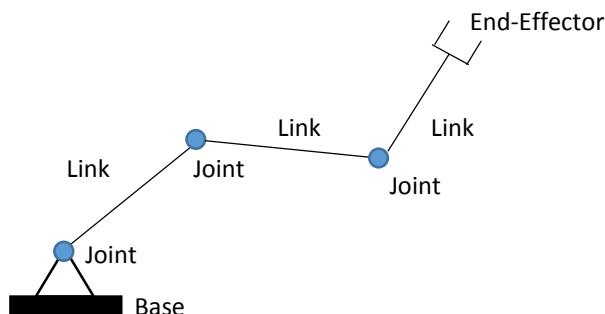
(b)

ภาพประกอบ 2.5 ชุดต้นกำลังช่วยหุ่นแรง BLEEX (a), และ HAL-5 (b)

โดยงานวิจัยดังกล่าว ได้ติดตั้งอุปกรณ์ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้ออีเอ็มจี (EMG: Electromyography) สัญญาณจากกล้ามเนื้อเพื่ออ่านสถานะการเคลื่อนไหว ให้อุปกรณ์สามารถขับเคลื่อนตามรูปแบบการเคลื่อนที่ เสมือนชุดต้นกำลังช่วยหุ่นแรง ซึ่งหากผู้ที่สูญเสียความรู้สึกท่อนล่าง หรือเป็นอัมพาต ก็จะยากที่จะตรวจจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อท่อนล่าง จึงทำให้มีข้อจำกัด ต่อการนำไปใช้งานในผู้ทุพพลภาพครึ่งท่อนล่าง

2.4 จลนศาสตร์หุ่นยนต์

การเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์หรือจลนศาสตร์ของหุ่นยนต์ ประกอบด้วยจุดหมุน (Joint) และก้านโยง (Link) โดยให้การเคลื่อนที่ของจุดปลาย (End-effector) เปลี่ยนแปลง ทั้งนี้สามารถทำงานในพื้นที่ที่กำหนดไว้ตามข้อจำกัดของจุดหมุนและก้านโยง ดังภาพประกอบ 2.6 สำหรับการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของหุ่นยนต์นั้นสามารถคำนวณ ตำแหน่ง ความเร็ว และความเร่งของทุกก้านโยง โดยไม่พิจารณาแรงที่เกิดจากการเคลื่อนที่ ซึ่งจะวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างการเคลื่อนที่ (Motion) แรง (Force) และแรงบิด (Torque) จะเป็นการวิเคราะห์ในส่วนของการศึกษาพลศาสตร์ (Dynamics) ทั้งนี้จลนศาสตร์หุ่นยนต์ เป็นคณิตศาสตร์ที่ใช้แสดงความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งและการหมุนของแต่ละก้านโยงของหุ่นยนต์



ภาพประกอบ 2.6 องค์ประกอบการเคลื่อนที่ของจลนศาสตร์หุ่นยนต์

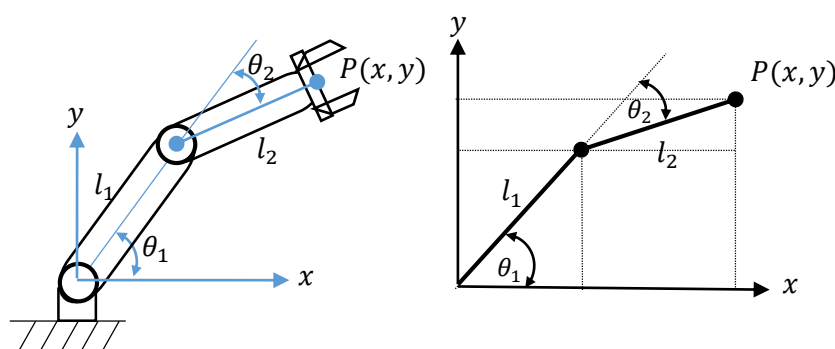
จลนศาสตร์หุ่นยนต์ (Robot Kinematics) แบ่งเป็น 2 ประเภทคือ

- 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, การแปลงเลขาคณิต และวิธีการพีชคณิต เป็นต้น

2.4.1 จลนศาสตร์หุ่นยนต์ด้วยวิธีการพีชคณิต

จลนศาสตร์หุ่นยนต์ด้วยวิธีการพีชคณิต เป็นการคำนวณสมการทางคณิตศาสตร์ ที่ประกอบด้วย วิธีการ เช่น กฎของโคไซน์ พีทาโกรัส เป็นต้น โดยอาศัยรูปทรงเลขาคณิตพื้นฐาน เข้ามาช่วยในการคำนวณ โดยการคำนวณไม่ได้เกี่ยวข้องกับ แรง พลังงานจลน พลศาสตร์ เนื่องจากการหาสมการของจลนศาสตร์หุ่นยนต์ โดยทำการคำนวณจากฐานล่าง(Base) จนถึงจุดปลาย (End-effector) เพื่อหาตำแหน่งปลายทางของระบบ โดยกำหนดค่าพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องในการคำนวณคือ ความยาวของก้านโยง และมุมของการหมุน ดังแสดงให้เห็นในภาพประกอบ 2.7 จลนศาสตร์หุ่นยนต์สองแกน 2-DOF (DOF: degree of freedom)



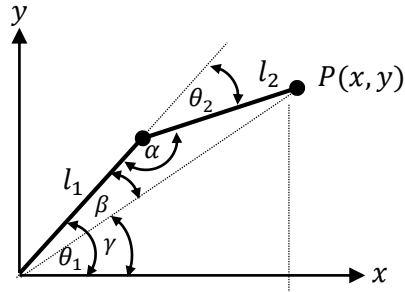
ภาพประกอบ 2.7 จลนศาสตร์หุ่นยนต์สองแกน

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 2.8 มุมภายในจลนศาสตร์หุ่นยนต์ตามของกฎโคไซน์

จากกฎของโคไซน์

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

ดังนั้น

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

เมื่อ $r^2 = x^2 + y^2$

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

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

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

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

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

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

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

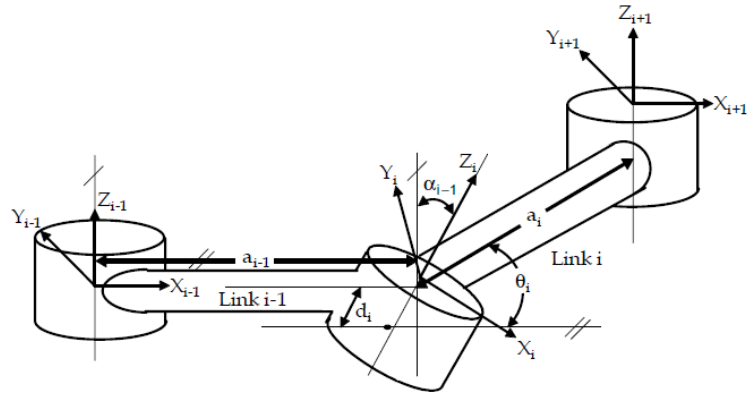
ดังนั้นสามารถคำนวณหาค่า $\theta_1 = \beta + \gamma$ และ $\theta_2 = \alpha - 180$ โดยสมการที่ใช้ในการคำนวณหาค่ามุมของจุดหมุนของก้านโยงหุ่นยนต์ทั้งสองคือ

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

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

2.4.2 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 2.9 การกำหนดพารามิเตอร์ของจุดหมุนและก้านโยง

จากภาพประกอบ 2.9 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

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

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

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

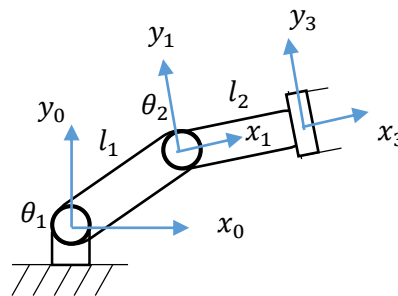
เมื่อ R_x และ R_z คือ Rotation matrix, D_x และ D_z คือ Translation matrix โดยการคำนวณหา Forward kinematics จะคำนวณจากฐานล่างจนถึงจุดปลาย สามารถคำนวณด้วยการคูณของเมตริกซ์จากฐานตามลำดับดังนี้

$${}^{\text{base}}T_{\text{end_effector}} = {}^0T_1 {}^1T_2 \dots {}^{n-1}T_n \quad 2.24$$

ดังนั้นสมการจะได้

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

ตัวอย่างการคำนวณด้วยวิธีการ Denavit-Hartenberg



ภาพประกอบ 2.10 จลนศาสตร์ทางกลของหุ่นยนต์แบบสองแกน

ตารางที่ 2.2 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

$$\begin{aligned}
{}^0_1T &= \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & -\sin\theta_1 & 0 & 0 \\ \sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & {}^1_2T &= \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 & 0 & l_1 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
{}^2_3T &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & l_2 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & & 2.26
\end{aligned}$$

ดังนั้นสมการจะได้ ${}^0_3T = {}^0_1T {}^1_2T {}^2_3T$

$${}^0_3T = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2) & -\sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & l_1\cos\theta_1 + l_2\cos(\theta_1 + \theta_2) \\ \sin(\theta_1 + \theta_2) & \cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & l_1\sin\theta_1 + l_2\sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad 2.27$$

จากวิธีการคำนวณพิกัดปลายทางโดยการกำหนดมุมและระยะก้านโยง จะสามารถทราบถึงตำแหน่งจุดปลายจาก Translation Matrix ของ P_x , P_y , P_z และ Rotation Matrix, R_{ij} ($i=j=1,2,3$) ทั้งนี้ยังสามารถกำหนดพิกัดปลายทางและระยะก้านโยง เพื่อคำนวณหามุมของแต่ละจุดหมุน สามารถคำนวณในรูปแบบของ Invert Kinematics โดยกำหนดให้

$${}^0_3T = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & p_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & p_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = {}^0_1T {}^1_2T {}^2_3T \quad 2.28$$

นำ ${}^0_1T^{-1}$ คูณทั้งสองข้างของสมการที่ (2.28)

$${}^0_1T^{-1} {}^0_3T = {}^0_1T^{-1} {}^0_1T {}^1_2T {}^2_3T \quad 2.29$$

จาก ${}^0_1T^{-1} {}^0_1T = I$

$${}^0_1T^{-1} {}^0_3T = {}^1_2T {}^2_3T \quad 2.30$$

ดังนั้น

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

นำตำแหน่ง (1,4) และ (2,4) ของเมตริกซ์ 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) ของเมตริกซ์ 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

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

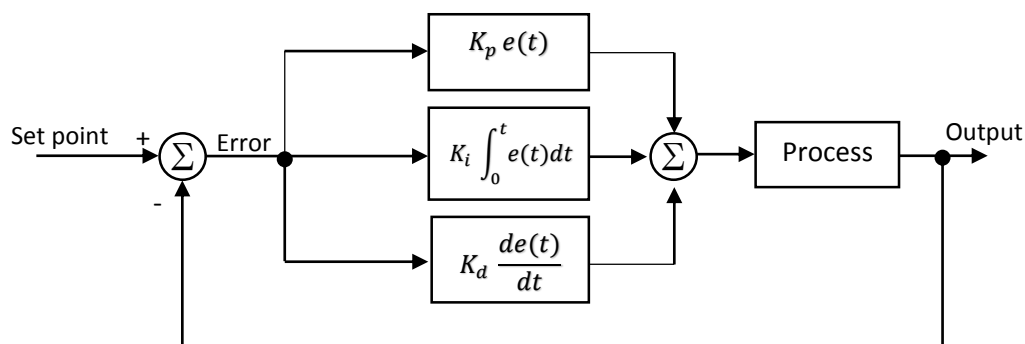
$$\theta_1 = \text{Atan2}(P_x, P_y) \pm \text{Atan2}\left(\sqrt{P_y^2 + P_x^2 - (l_2 \cos\theta_2 + l_1)^2}, l_2 \cos\theta_2 + l_1\right)$$

2.39

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

2.5 ทฤษฎีการควบคุมมอเตอร์ด้วย พีไอดีคอนโทรล (PID controller)

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 2.11 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 เมื่อผลลัพธ์มีค่าสูงมาก ๆ มักจะหมายถึงการตอบสนองได้เร็วขึ้น แต่เนื่องจากค่าที่สูงมาก อาจทำให้เกิดข้อผิดพลาดได้มากเหมือนกัน สูงมากเกินไปจะนำไปสู่การไม่มีเสถียร ซึ่งทำให้เกิดการสั่น (Oscillate) กำหนดให้ P_{out} คือค่าเอาต์พุตของระบบที่ส่งออกมา, K_p คือค่าอินพุตพารามิเตอร์ที่กำหนดเข้าไป, e คือค่าความผิดพลาด (ค่าตั้งต้น - 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 (ค่าตั้งต้น - 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 (ค่าตั้งต้น - ค่าที่วัดได้), t คือคาบเวลา ณ เวลาใดๆ

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

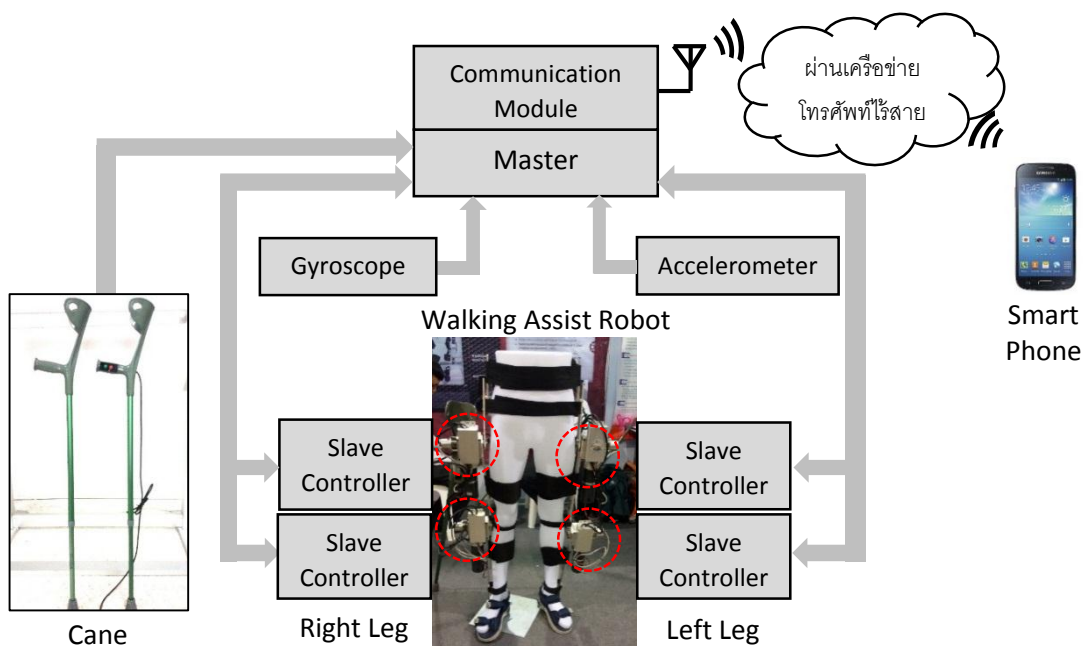
โดยสรุปตัวควบคุมแบบพีไอดี จะมีพารามิเตอร์ที่ต้องทำการปรับอยู่สามตัว คือเกณฑ์การขยาย, การตั้งค่าเวลา และอัตราเวลา ซึ่งการควบคุมแบบพีไอดีเหมาะที่จะนำมาใช้กับการควบคุมกระบวนการ หรืออุปกรณ์ควบคุมที่มีค่าคงตัวเวลายาวนานและปราศจากสัญญาณรบกวนใดๆ โดยข้อดีของการควบคุมแบบพีไอดี คือให้ความสามารถในการดูแลขณะที่กระบวนการกำลังดำเนิน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

บทที่ 3

การออกแบบหุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับผู้ป่วยอัมพาตครึ่งล่าง

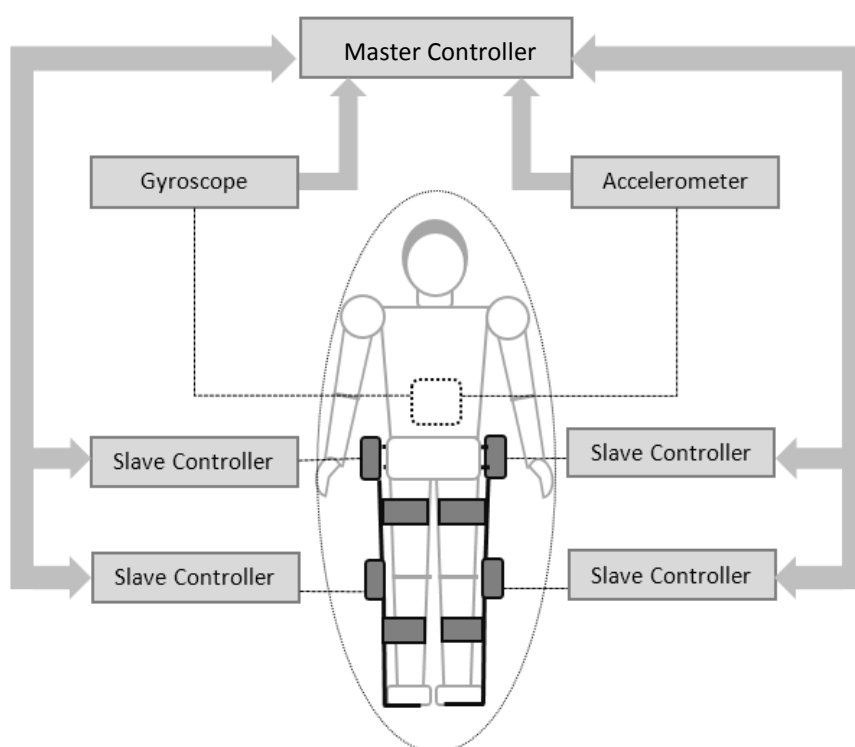
3.1 การออกแบบระบบ (System Overview)

ชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินได้ออกแบบสำหรับผู้ทุพพลภาพครึ่งท่อนล่าง โดยผู้ใช้งานต้องสวมใส่แบบยึดติดด้านข้างของส่วนขาทั้งสองข้าง โดยสามารถสวมใส่และติดตั้งด้วยตนเอง มีจุดยึดติดตั้งในส่วนของ เอว ต้นขา ข้อเข่า ข้อเท้า รวม 10 จุด เพื่อให้กระชับท่อนล่างและความปลอดภัยในการใช้งาน โดยผู้สวมใส่จะต้องสวมใส่ชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินและสามารถสั่งการให้เครื่องทำงานได้จากไม้เท้าช่วยพยุง โดยสามารถกดปุ่มเลือกฟังก์ชันการใช้งานคือ การยืน การนั่ง การก้าวเดินและปุ่มขอความช่วยเหลือ โดยระบบจะรับคำสั่งจากปุ่มกดตลอดเวลาหากมีการปล่อยปุ่มกด ระบบจะสั่งการให้หยุดทำงาน เมื่อผู้สวมใส่เลือกปุ่มสั่งการทำงานสำหรับเคลื่อนไหวก่อนล่าง ระบบสมองกลของเครื่องจะรับสัญญาณที่ส่งมาและประมวลผลรูปแบบการเดินที่ได้เก็บข้อมูลการเดินของคนปกติ และสั่งการไปยังอุปกรณ์ขับเคลื่อนตามจุดหมุนต่างๆ ของท่อนล่าง ในส่วนสำคัญ เช่น สะโพก ข้อเข่า เป็นต้น โดยสมองกลจะทำการควบคุมการทำงานให้ตรงตามรูปแบบการก้าวเดินให้สมบูรณ์ที่สุด ทั้งนี้ชุดหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ จะทำการเชื่อมต่อกับไม้เท้าค้ำยัน เพื่อควบคุมการทำงานของชุดหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ ทั้งยังช่วยประคองขณะก้าวเดินของผู้สวมใส่อีกด้วย โดยมีปุ่มกดสำหรับการทำงาน และปุ่มกดสำหรับขอความช่วยเหลือ ถ้าผู้สวมใส่เกิดเหตุขัดข้องอย่างใดอย่างหนึ่ง ซึ่งสามารถกดปุ่มในกรณีขอความช่วยเหลือหรือเหตุฉุกเฉิน ระบบจะส่งสัญญาณไปให้ผู้ดูแลทันที ผ่านเครือข่ายโทรศัพท์สัญญาณไร้สาย



ภาพประกอบ 3.1 การทำงานของระบบหุ่นยนต์ช่วยเดินครึ่งท่อนล่าง

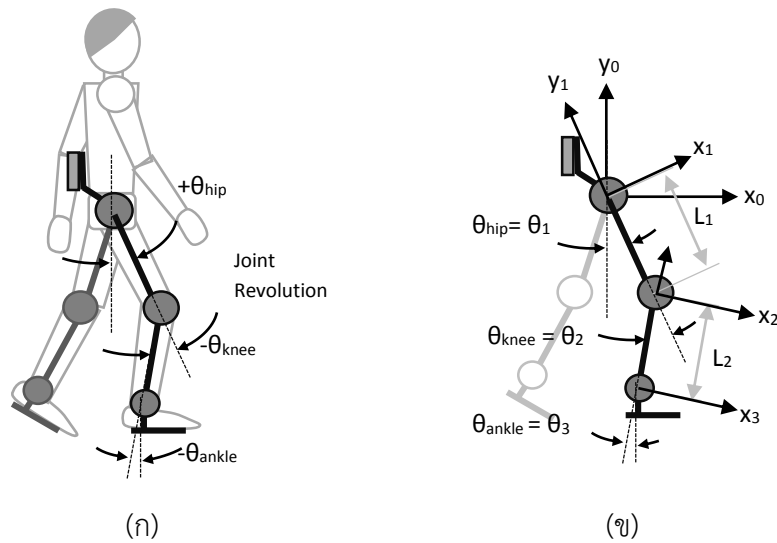
หลักการทำงานของระบบหุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับผู้ป่วยอัมพาตครึ่งล่าง ด้วยระบบสมองกลฝังตัว (Embedded System) แบ่งเป็น ตัวประมวลผลหลัก (Master Controller) จำนวน 1 ตัว และตัวประมวลผลย่อย (Slave Controller) จำนวน 4 ตัว โดยตัวประมวลผลย่อยถูกออกแบบให้ทำงานเฉพาะส่วน สำหรับการควบคุมมุมมองการหมุนของสะโพก และข้อเข่าทั้งสองข้าง ตัวประมวลผลย่อยจะทำหน้าที่ควบคุมการเคลื่อนที่ของจุดหมุนของท่อนขาทั้งสองขา โดยควบคุมการทำงานของมอเตอร์ให้หมุนไปยังองศาที่กำหนดแต่ละตัว โดยระบบประมวลผลย่อยจะรับสัญญาณจากตัวประมวลผลหลักในการควบคุมการขับเคลื่อนมอเตอร์กระแสตรง (DC Motor) โดยมีเซ็นเซอร์แบบแอพโซลูทเอ็นโค้ดเดอร์ (Absolute Encoder) เป็นตัวตรวจวัดค่ามุมมองศาของจุดหมุนที่มีการเปลี่ยนแปลง เพื่อทำการตรวจสอบความถูกต้องของการหมุนของมุมมองศา ซึ่งตัวประมวลผลหลักจะทำหน้าที่ประมวลผลรูปแบบการเดิน และส่งข้อมูลไปยังตัวประมวลผลย่อย ผ่านระบบเครือข่ายสื่อสารแบบไร้สาย (Wireless Communication) โดยอาศัยสัญญาณจาก Communication module มาตรฐาน IEEE 802.11n ความถี่ 2.4 GHz เป็นระบบสื่อสารภายในระบบสมองกลฝังตัวแบบแยกส่วน และยังเชื่อมต่ออุปกรณ์เซ็นเซอร์ Gyroscope และ Accelerometer เพื่อตรวจสอบสถานะ การทรงตัว และความเร็ว ในขณะที่มีการเคลื่อนไหว และรับคำสั่งการควบคุมการทำงานจากผู้สวมใส่ ผ่านปุ่มกดที่ถูกติดตั้งที่มือจับของไม้เท้าค้ำยัน



ภาพประกอบ 3.2 การทำงานของระบบควบคุมสมองกลแบบแยกส่วน

3.2 รูปแบบจลศาสตร์ของขาหุ่นยนต์

รูปแบบการก้าวเดินต้องอาศัยการเคลื่อนที่ของส่วนต่างๆ ของท่อนล่างโดยมี 3 จุดหมุน คือจุดหมุนในส่วนสะโพก (Hip) ข้อเข่า (Knee) และข้อเท้า (Ankle) แสดงดังภาพประกอบ 3.3 จึงทำให้ร่างกายส่วนท่อนล่างสามารถเคลื่อนไหวได้ ทั้งนี้ ผู้ที่พหุผลภาพทางการเคลื่อนไหวที่ไร้ความรู้สึกท่อนล่าง จึงต้องอาศัยการเคลื่อนที่ของส่วนที่สำคัญทั้ง 3 ส่วนคือ สะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า จึงออกแบบจลศาสตร์ของขาหุ่นยนต์ ให้สามารถเคลื่อนที่ของมุมสะโพกข้อเข่าและข้อเท้า เพื่อให้รูปแบบการเคลื่อนไหวของขาในแต่ละข้างเทียบเคียงรูปแบบของการเดิน



ภาพประกอบ 3.3 จุดหมุนสำหรับครึ่งท่อนล่าง สะโพก, ข้อเข่าและข้อเท้า (ก) จลศาสตร์ทางกล (ข)

โดยกำหนดให้มุมที่เกิดขึ้น จุดหมุนส่วนสะโพก (θ_{hip}) จุดหมุนส่วนข้อเข่า (θ_{knee}) และจุดหมุนส่วนข้อเท้า (θ_{ankle}) เพื่อหาสมการ การเคลื่อนที่ของการเดินของแต่ละข้าง ซึ่งในการหาจลศาสตร์ทางกลด้วย 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

$$x^2 + y^2 = l_1^2 + l_2^2 + 2l_1l_2\cos\theta_2 \quad 3.6$$

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

$$\cos\theta_2 = \frac{x^2 + y^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1l_2} \quad 3.7$$

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

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

ดังนั้น

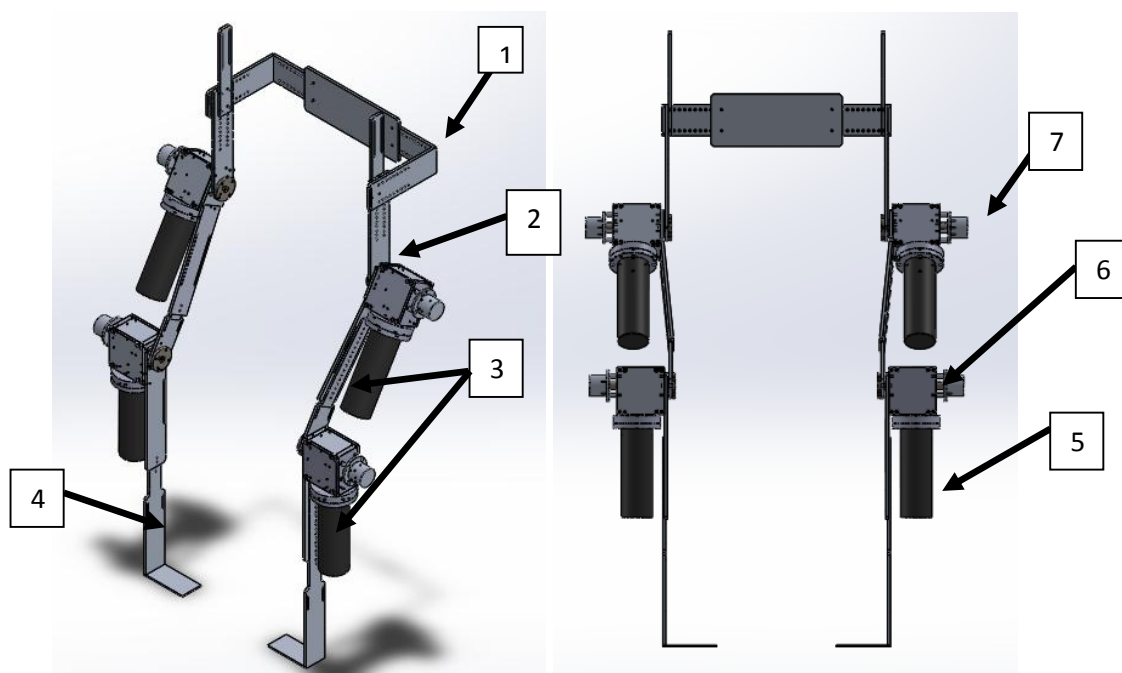
$$\theta_1 + \theta_2 + \theta_3 = \text{Atan2}(\sin \phi, \cos \phi) = \phi \quad 3.19$$

3.3 การออกแบบโครงสร้าง

โครงสร้างหุ่นยนต์สำหรับผู้สวมใส่ถูกออกแบบสำหรับยึดติดด้านข้างของส่วนขาทั้งสองข้าง เพื่อให้ง่ายต่อการสวมใส่และกระชับยึดติดกับขา โดยออกแบบให้สามารถปรับระดับความยาวของท่อนขาได้ทั้งสองส่วนคือ ด้านขาระหว่างสะโพกถึงข้อเข่า และขาส่วนล่าง ระหว่างข้อเข่าถึงข้อเท้า โดยสามารถปรับระยะได้เพื่อรองรับความสูงของผู้สวมใส่ ที่มีส่วนสูงระหว่าง 160 ถึง 190 เซนติเมตร เพื่อให้เหมาะสมกับความสูงของผู้สวมใส่ ซึ่งผู้สวมใส่ต้องมีน้ำหนักไม่เกิน 90 กิโลกรัม ถ้าปรับเปลี่ยนระบบต้นกำลังให้มีขนาดใหญ่ก็จะสามารถให้รองรับน้ำหนักให้มากขึ้นได้ ซึ่งทำให้น้ำหนักของชุดจะมีน้ำหนักเพิ่มขึ้นเช่นกัน

การออกแบบโครงสร้าง จะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือ ส่วนของโครงเครื่องและส่วนเคลื่อนไหว โดยโครงเครื่องจะถูกออกแบบเพื่อติดตั้งระบบสมองกลและแบตเตอรี่ และในส่วนที่เคลื่อนไหวจะยึดติดอยู่กับจุดหมุน ทั้งหมด 4 จุด โดยมีตัวส่งกำลังเป็นมอเตอร์กระแสตรงและมีเซ็นเซอร์เอ็นโค้ดเดอร์ (Absolute Encoder) เป็นตัวอ่านองศาการหมุนของจุดหมุน โดยวัสดุที่นำมาใช้งานทำมาจากอลูมิเนียมอัลลอยซึ่งมีคุณสมบัติแข็งแรงและน้ำหนักเบา โดยมีน้ำหนักรวมประมาณ 25 กิโลกรัม

เนื่องจากได้ออกแบบให้มีแผ่นรองเท้า เพื่อรองรับน้ำหนักของผู้สวมใส่และเพื่อความปลอดภัยของข้อเท้า ดังนั้นจุดหมุนข้อเท้าจึงออกแบบให้ยึดติดไม่มีการหมุน โดยรูปแบบโครงสร้างชุดหุ่นยนต์แสดงดังภาพประกอบ 3.4



ภาพประกอบ 3.4 การออกแบบชุดโครงสร้างหุ่นยนต์ช่วยเดินครึ่งท่อนล่าง

โดยส่วนประกอบของชุดโครงสร้างหุ่นยนต์ สามารถอธิบายรายละเอียดได้ดังนี้ ตามหมายเลขที่กำหนดดังรูปข้างต้น

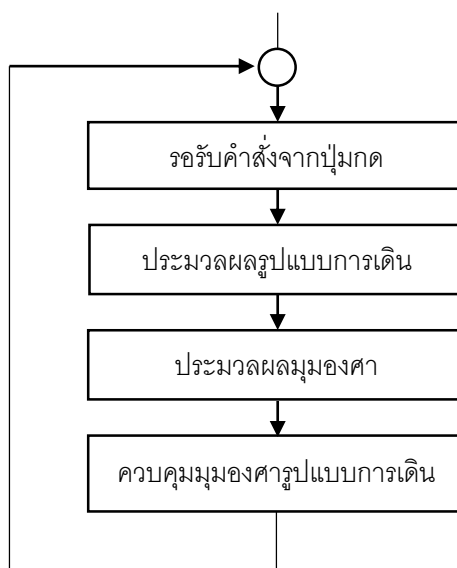
1. ส่วนขับเคลื่อนด้านหลัง สำหรับรองรับแผ่นหลังในการส่วนใส่ และรองรับการติดตั้งชุดอุปกรณ์ควบคุมสมองกล
2. ส่วนขับเคลื่อนสะโพก สำหรับรองรับจุดหมุนของสะโพกและการปรับระยะของความยาวท่อนล่าง
3. ส่วนขับเคลื่อนต้นขา สำหรับรองรับจุดหมุนของข้อเข่าและการปรับระยะของความยาวของขาส่วนล่าง
4. ส่วนขับเคลื่อนขาส่วนล่างและเท้า สำหรับการรองรับฝ่าเท้าของผู้สวมใส่
5. ชุดต้นก้านขับเคลื่อน สำหรับต้นก้านของจุดหมุนให้สามารถเคลื่อนไหว
6. ชุดทดกำลัง สำหรับอัตราทดกำลังในการขับเคลื่อนเพื่อให้แรงบิดที่สูงขึ้น
7. อุปกรณ์ตรวจจับสำหรับตรวจจับการเปลี่ยนแปลงของการหมุนเพื่อให้ทราบถึงมุมมองค่าที่มีการเปลี่ยนแปลง

ชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินออกแบบให้ผู้ทุพพลภาพครึ่งท่อนล่างสามารถสวมใส่ด้วยตนเองและช่วยในการก้าวเดิน หากผู้ที่สูญเสียอวัยวะส่วนใดส่วนหนึ่งของท่อนล่างสามารถนำไปใช้งานได้เช่นกัน โดยต้องอาศัยอุปกรณ์เสริม เช่น ขาเทียม เป็นต้น เพื่อให้ชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินสามารถยึดติดได้

3.4 การออกแบบระบบควบคุม

ระบบควบคุมสำหรับชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดิน สามารถแยกหน่วยประมวลผลเป็น 2 ส่วน ดังนี้คือ หน่วยประมวลผลหลัก (Master Controller) และหน่วยประมวลผลย่อย (Slave Controller) ซึ่งสามารถแบ่งออกเป็นหน่วยประมวลผลหลักจำนวน 1 หน่วย ทำหน้าที่ประมวลผลมุมมองขาของรูปแบบการเดินและการสื่อสารภายนอก และหน่วยประมวลผลย่อยจำนวน 4 หน่วย ทำหน้าที่ควบคุมมุมมองขาในแต่ละส่วน คือ สะโพก 2 หน่วย ข้อเท้า 2 หน่วย โดยตรวจวัดการเปลี่ยนแปลงมุมมองขาที่เกิดขึ้น

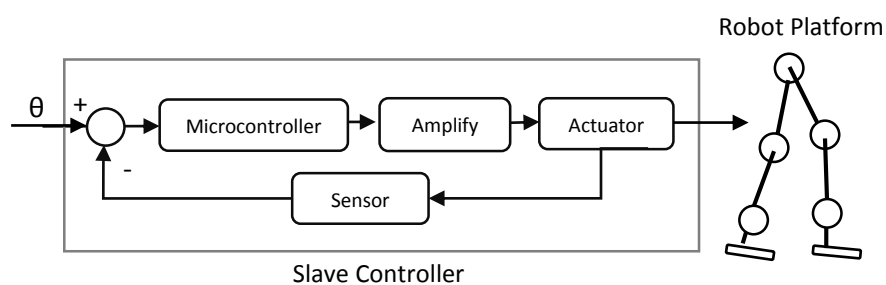
หลักการควบคุมของชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินจะรับคำสั่งจากผู้ใช้งาน ผ่านปุ่มกดของไม้เท้าค้ำยัน โดยจะรับคำสั่งโดยตรงจากผู้ใช้งานในสถานะที่ทำงานและจะหยุดทำงานเมื่อปล่อยปุ่มกด โดยหน่วยประมวลผลหลัก จะตรวจสอบสถานะของปุ่มกด เมื่อปุ่มกดเริ่มการทำงาน ระบบประมวลผลหลักจะทำหน้าที่ประมวลผลรูปแบบการเดิน และประมวลผลมุมมองขาของการก้าวเดินในแต่ละส่วนของ สะโพก ข้อเท้าและข้อเท้า ทั้งสองขา โดยจะส่งข้อมูลมุมมองขาต่างๆไปยังหน่วยประมวลผลย่อยต่อไป โดยตัวประมวลผลย่อยแต่ละส่วนจะรับข้อมูลของมุมมองขาเพื่อไปควบคุมมุมมองขาของแต่ละส่วน จึงทำให้อุปกรณ์ส่งกำลังทำงาน ทำให้ชุดโครงหุ่นยนต์สามารถเคลื่อนไหวได้ตามรูปแบบการเดินที่กำหนดไว้



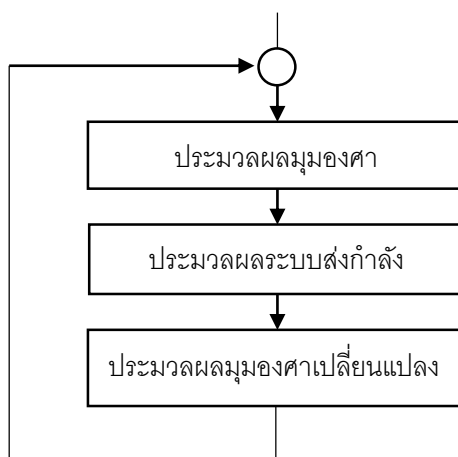
ภาพประกอบ 3.5 โฟลชาร์ทการทำงานของระบบควบคุมรูปแบบการก้าวเดิน

ส่วนของหน่วยประมวลผลหลัก จะทำหน้าที่ประมวลผลการทำงานของรูปแบบการเดิน ตามข้อมูลที่ได้บันทึก โดยรูปแบบการเดินจะถูกเก็บข้อมูล โดยนำชุดโครงหุ่นยนต์ติดตั้งกับผู้ใช้งานที่ร่างกายปกติทั่วไป เพื่ออ่านข้อมูลการเดินในรูปแบบการก้าวเดินปกติ ซึ่งระบบสมองกลหุ่นยนต์จะอ่านข้อมูลมุมมองต่างๆ ของท่อนล่างและสามารถบันทึกข้อมูลได้ เช่น รูปแบบการก้าวเดิน การลุกนั่ง การยืน การขึ้นลงบันได และอื่นๆ โดยข้อมูลที่ได้จะนำไปประมวลผลในรูปแบบฟังก์ชัน ทั้งนี้หน่วยประมวลผลหลักยังได้ออกแบบสำหรับฟังก์ชันขอความช่วยเหลือ ให้ผู้สวมใส่สามารถร้องขอความช่วยเหลือได้ โดยการกดปุ่มที่ไม่เท่าค่ายัน ตัวประมวลผลหลักจะส่งข้อมูลไปยังโมดูลสื่อสาร โดยใช้สัญญาณสื่อสารเครือข่ายโทรศัพท์ภายในประเทศ ส่งสัญญาณไปยังเลขหมายปลายทางที่กำหนด เพื่อให้ผู้ดูแลหรือคนใกล้ชิดได้ทำการติดต่อและช่วยเหลือในเบื้องต้น โดยระบบนี้ได้คำนึงถึงความปลอดภัยและห่วงใยผู้สวมใส่ ซึ่งอาจจะเกิดอุบัติเหตุในช่วงเวลาที่สวมใส่ชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดิน

ส่วนของหน่วยประมวลผลย่อยจะทำหน้าที่ควบคุมการมุมมองศาที่มีการเปลี่ยนแปลง เพื่อให้เป็นไปตามรูปแบบการเดิน โดยตัวประมวลผลย่อยแต่ละส่วนจะประมวลผลการทำงานของควบคุมมุมมองศาที่ได้รับจากตัวประมวลผลหลัก ซึ่งจะควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ส่งกำลังให้ทำงาน พร้อมกับตรวจสอบการหมุนหรือมุมมองศา ตามที่กำหนด โดยหน่วยประมวลผลย่อย ถูกออกแบบเป็นระบบควบคุมแบบปิดทำหน้าที่ควบคุมมุมมองศา โดยค่ามุมมองศาอ้างอิงจะนำมาเปรียบเทียบกับมุมมองศาที่วัดได้ นำมาลบกันเพื่อหาค่าผิดพลาด(error) หากค่าที่ผิดพลาดมากกว่าศูนย์ ระบบจะทำการประมวลผลต่อไปเพื่อให้ค่าผิดพลาดเข้าใกล้ศูนย์ โดยจะให้เกิดความผิดพลาดน้อยที่สุด กำหนดให้ ค่าผิดพลาด = ค่าเริ่มต้น - ค่าที่วัดได้



ภาพประกอบ 3.6 หลักการทำงานของหน่วยประมวลผลย่อย



ภาพประกอบ 3.7 โฟลว์ชาร์ทการทำงานของหน่วยประมวลผลย่อย

3.4.1 อุปกรณ์ขับเคลื่อนต้นกำลัง

ชุดอุปกรณ์ต้นกำลังถือว่าเป็นส่วนสำคัญในการขับเคลื่อนกลไกต่างๆ ให้สามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพและใช้งานให้เหมาะสมกับรูปแบบการทำงานทางกลที่ใช้งาน โดยในงานวิจัยนี้ได้ออกแบบให้สามารถขับเคลื่อนด้วยพลังงานไฟฟ้ากระแสตรง ดังนั้นจึงนำระบบส่งกำลังชนิดมอเตอร์กระแสตรง (DC motor) มาใช้งาน แต่เนื่องจากมีหลากหลายรูปแบบการใช้งาน ซึ่งคำนึงถึงน้ำหนักของผู้สวมใส่เพื่อให้ชุดต้นกำลังสามารถส่งกำลังได้เหมาะสมกับน้ำหนักของผู้ใช้งาน ซึ่งการคำนวณน้ำหนักของขามนุษย์ โดยทั่วไปแล้วน้ำหนักของส่วนต่างๆ ของร่างกายจะคิดเป็นเปอร์เซ็นต์ของน้ำหนักโดยรวมของร่างกาย (ในบทที่ 2 แสดงในภาพประกอบ 2.4) โดยตัวอย่างการคำนวณน้ำหนักขาของมนุษย์ ที่หนัก 75 กิโลกรัม

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

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

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

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

ดังนั้นเมื่อทราบถึงน้ำหนักของท่อนล่างในแต่ละส่วนก็สามารถออกแบบระบบส่งกำลังให้มีแรงบิด (Torque) สามารถขับเคลื่อนกลไกในแต่ละส่วนเพื่อยกน้ำหนักของขาในแต่ละส่วนได้

โดยชุดอุปกรณ์ควบคุมการเคลื่อนที่ชนิดส่งกำลังชนิดมอเตอร์กระแสตรง เป็นอุปกรณ์หลักในการขับเคลื่อนและส่งกำลัง ซึ่งเปลี่ยนพลังงานไฟฟ้ากระแสตรงให้เป็นพลังงานกลแบบหมุนรอบแกน โดยชุดส่งกำลังประกอบด้วยตัวมอเตอร์และชุดเกียร์ทดส่งกำลัง นำไปติดตั้งในระบบส่งกำลังของชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ แสดงดังภาพประกอบ 3.8



ภาพประกอบ 3.8 ชุดส่งกำลังมอเตอร์กระแสตรง

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

จาก สมการแรงบิด = กำลัง / ความเร็วเชิงมุม

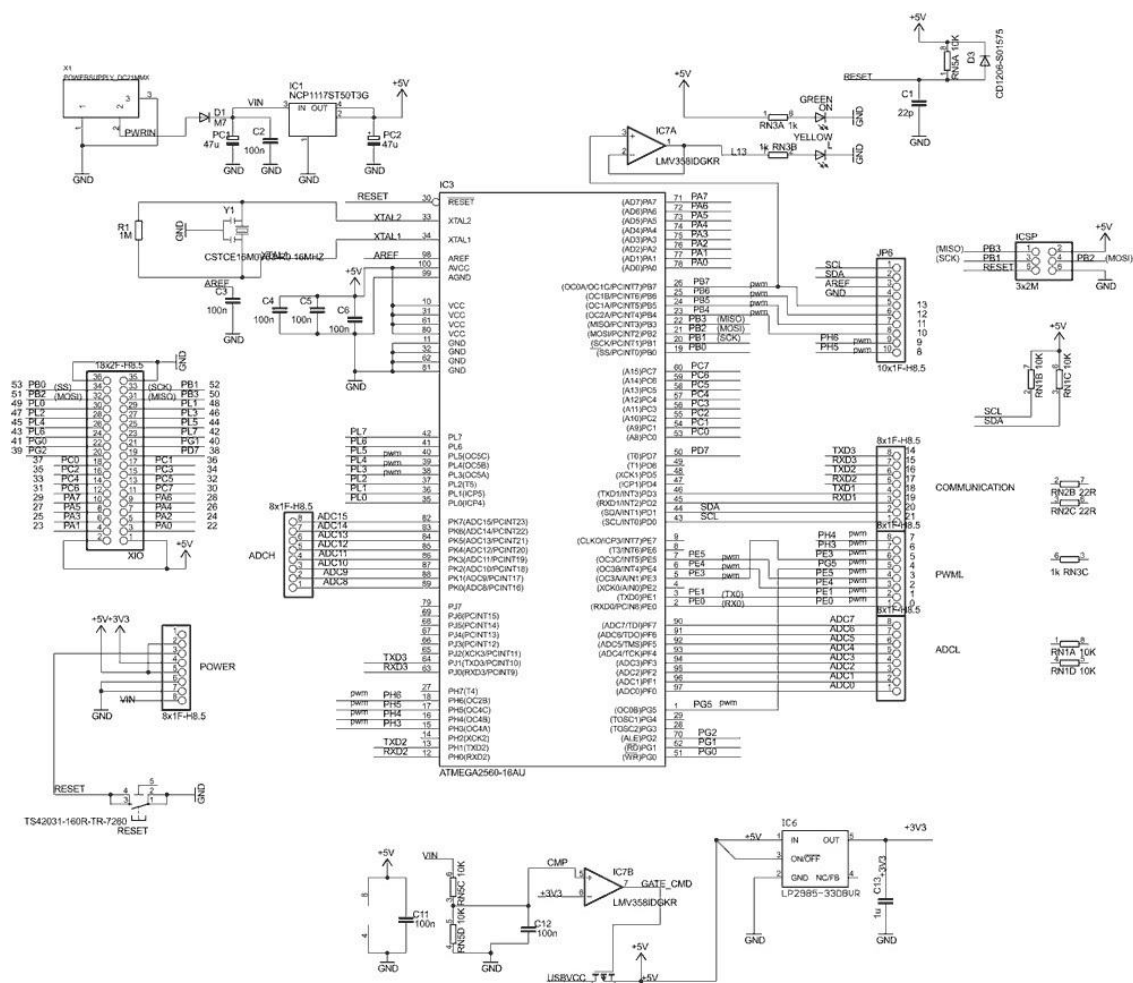
$$\text{ความเร็วเชิงมุม, } \omega = 2\pi \times \text{ความเร็วรอบต่อวินาที} = \frac{5\pi}{3} \text{ rad/sec}$$

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

ดังนั้น การคำนวณแรงบิดของมอเตอร์กระแสตรง สามารถนำไปใช้ในระบบขับเคลื่อนกลไกได้ เพื่อเป็นชุดต้นกำลังในการเคลื่อนไหวของท่อนล่าง โดยได้ถูกออกแบบให้ติดตั้งในส่วนของสะโพกและข้อเข่า

3.4.2 วงจรไมโครคอนโทรลเลอร์

การออกแบบวงจรของระบบควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ สำหรับการควบคุมการทำงานของระบบ โดยนำไปใช้ในส่วนของหน่วยประมวลผลหลัก และหน่วยประมวลผลย่อย ให้สามารถประมวลผล การทำงานภายใต้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ให้ทำงานเฉพาะทาง ซึ่งสามารถเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ภายนอกในระดับสัญญาณดิจิทัลและสัญญาณอนาล็อก โดยไมโครคอนโทรลเลอร์มีช่องทางการสื่อสารข้อมูลอนุกรม เพื่อเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ภายนอกแบบเครือข่าย รวมถึงการสื่อสารข้อมูลระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์ด้วยกัน

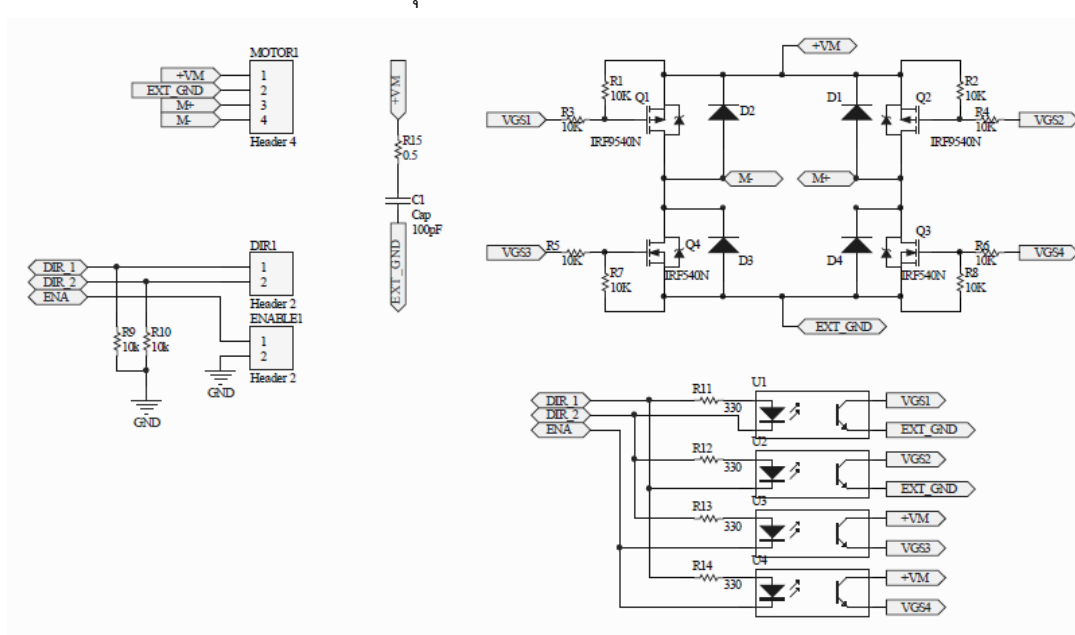


ภาพประกอบ 3.9 วงจรไมโครคอนโทรลเลอร์ระบบควบคุมสมองกล

ภาพประกอบ 3.9 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 โดยไมโครคอนโทรลเลอร์มีการส่งสัญญาณต่างๆ ดังนี้ รับอินพุตจากปุ่มไม้เท้าค้ายัน จำนวน 2 บิต คือ PD7, PG2 สำหรับเปิดปิดการทำงานของระบบ อินพุตจากอุปกรณ์เซ็นเซอร์ตรวจวัดมุม จำนวน 2 บิต คือ PA0, PA1 สำหรับการอ่านข้อมูลความโน้มเอียงและความเร่งและส่งสัญญาณเอาต์พุตให้กับโมดูลของระบบสื่อสารเครือข่าย GSM จำนวน 2 บิต คือ PB4-PB5 สำหรับการสื่อสารข้อมูลผ่านเครือข่ายโทรศัพท์ และส่งสัญญาณอินพุตและเอาต์พุต ให้กับโมดูลสื่อสาร RS485 จำนวน 2 บิต คือ TXD0, RXD1 สำหรับการสื่อสารข้อมูล

3.4.3 วงจรขับเคลื่อนมอเตอร์

การออกแบบวงจรระบบขับเคลื่อนมอเตอร์กระแสตรง ได้ออกแบบให้สามารถควบคุมทิศทางการหมุนของมอเตอร์ แบบการหมุนตามเข็มนาฬิกา (Counter Wise: CW) การหมุนทวนเข็มนาฬิกา (Counter Clock Wise: CCW) และความเร็วของมอเตอร์ สำหรับขับเคลื่อนมอเตอร์กระแสตรง โดยออกแบบให้รองรับการทำงานของมอเตอร์เฉพาะตัว เพื่อให้ระบบขับเคลื่อนทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพและสามารถควบคุมทิศทางของมอเตอร์ด้วย ระบบไมโครคอนโทรลเลอร์



ภาพประกอบ 3.10 วงจรขับเคลื่อนมอเตอร์กระแสตรง

จากภาพประกอบ 3.10 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

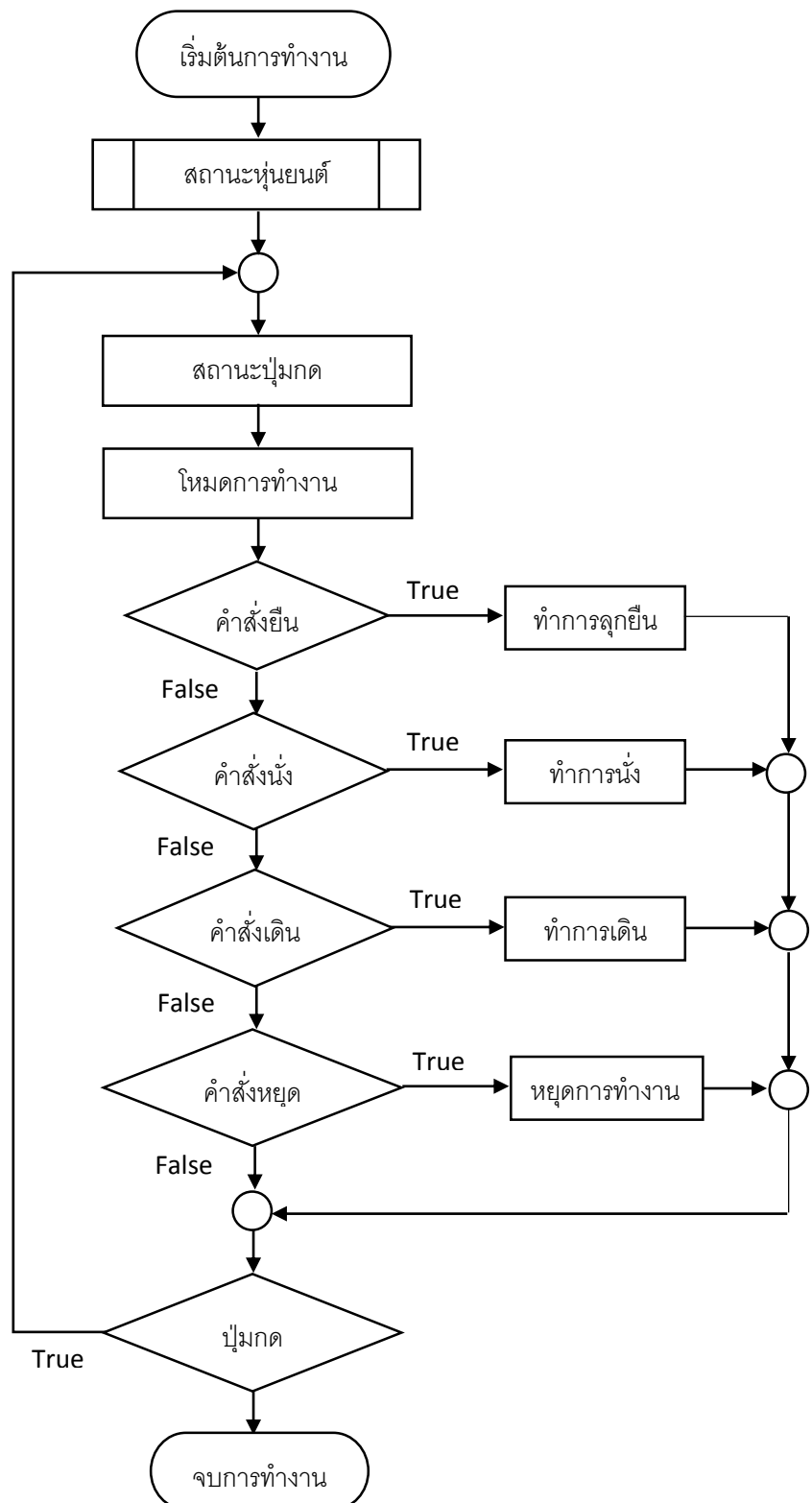
- ช่องสัญญาณที่ 3 ขาสัญญาณ DIR_2 เป็นขาสัญญาณที่ให้ควบคุมทิศทางการหมุนของมอเตอร์ให้มีทิศทางการหมุนไปทวนเข็มนาฬิกา ด้วยสัญญาณระดับลอจิก '0' คือหยุดการทำงาน และ '1' คือเปิดการทำงาน

โดยทั้ง 3 สัญญาณนี้จะส่งสัญญาณผ่าน IC PC817 (OPTO ISOLATOR) เป็นสวิตช์อิเล็กทรอนิกส์เปิดปิดการทำงานด้วยแสง เพื่อใช้ในการทำงานของระดับแรงดันที่แตกต่างกัน ระหว่างระดับแรงดันต่ำกับแรงดันสูง และป้องกันการไหลย้อนกลับของกระแส เข้าสู่ขาสัญญาณของไมโครคอนโทรลเลอร์ โดย PC817 จะเป็นตัวส่งสัญญาณให้กับ Power MOSFET IRF9540 และ IRF9540N ซึ่งออกแบบเป็นวงจร H-BRIDGE แบบ P&N channel ทำหน้าที่ขับเคลื่อนมอเตอร์ให้ทำงานภายใต้การควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์

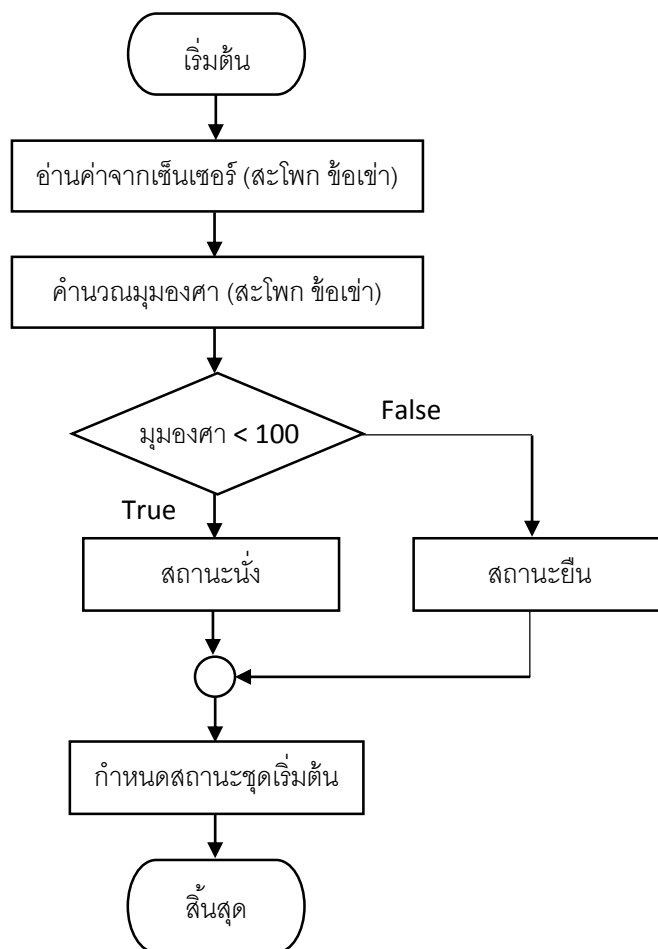
3.4.4 การออกแบบผังการทำงานของโปรแกรม

การออกแบบผังการทำงานของชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ มีความสำคัญในการทำงานของระบบสมองกล เพื่อระบบสมองกลสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ มีแบบแผนการทำงานตามผังการทำงาน ให้สอดคล้องกับอุปกรณ์ต่างๆและกลไกการทำงานของโครงสร้างที่ได้ออกแบบไว้

หลักการทำงานของผังการทำงาน โดยเริ่มต้นการทำงานจะอ่านค่าสถานะของชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ เพื่อตรวจสอบจุดหมุนของส่วนสะโพกและข้อเข่าทั้งสองข้าง ให้ทราบถึงการเริ่มต้นการใช้งานของผู้สวมใส่ว่าอยู่ในสถานะใด สามารถสวมใส่ได้ทั้งแบบนั่งและแบบยืน โดยทำการตรวจสอบจากอุปกรณ์เซ็นเซอร์วัดมุมที่ติดตั้งในจุดหมุนของท่อนล่าง เมื่อทราบถึงสถานะของชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ จะทำการตรวจเช็คสถานะของสวิตช์แบบปุ่มกด ที่ถูกติดตั้งในส่วนของไม้เท้าค้ำยัน ให้ผู้สวมใส่ได้สั่งการให้ทำงานเพื่อเลือกฟังก์ชันการทำงาน โดยจะทำการตรวจสอบการสั่งการอยู่ในเงื่อนไขใดเช่น การยืน การเดิน การนั่ง หากไม่มีการกดปุ่ม โปรแกรมจะสั่งการให้หยุดการสั่งการเสมือนหยุดทำงาน และโปรแกรมจะสั่งงานให้กลับมาทำงานอีกครั้งเมื่อมีการกดปุ่ม หลังจากที่ได้เลือกฟังก์ชันการทำงานแล้วโปรแกรมจะสั่งให้ระบบควบคุมสั่งงานมอเตอร์ในแต่ละส่วน ทำการหมุนไปตามรูปแบบที่ได้โปรแกรมไว้ ดังแผนผังการทำงานของโปรแกรม ดังภาพประกอบ 3.11 และภาพประกอบ 3.12



ภาพประกอบ3.11 แผนผังการทำงานของโปรแกรมหลัก



ภาพประกอบ3.12 แผนผังการทำงานของโปรแกรมย่อยสถานะหุ่นยนต์

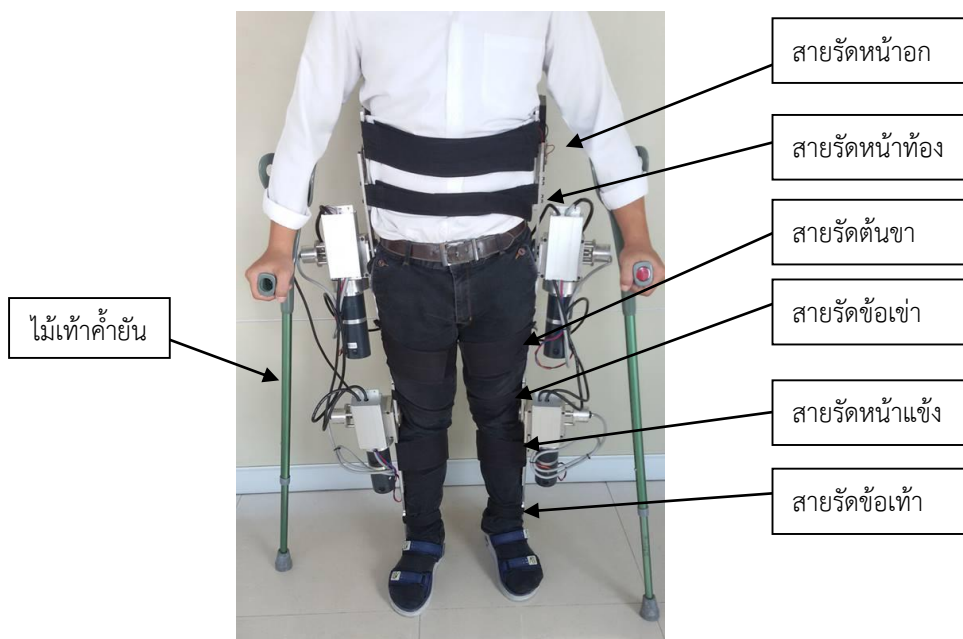
บทที่ 4

ผลการทดสอบการทำงาน

4.1 การติดตั้งและการใช้งาน

4.1.1 การติดตั้งชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับผู้ทุพพลภาพครึ่งล่าง

ผู้สวมใส่จะต้องอยู่ในลักษณะท่านั่งเพื่อสามารถยึดติดด้วยตนเอง โดยวิธีการติดตั้งคือชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ จะต้องจัดวางให้อยู่ในลักษณะท่าทางการนั่ง จากนั้นให้ผู้สวมใส่เคลื่อนย้ายตัวเอง ขึ้นมานั่งบริเวณช่องว่างของเครื่องเพื่อสวมใส่ จากนั้นทำการรัดสายรัดต่างๆ โดยเริ่มจากรัดสายรัดที่ข้อเท้าทั้งสองข้าง จากนั้นรัดสายรัดหน้าแข้ง รัดสายรัดข้อเข่า รัดสายรัดต้นขา รัดสายรัดหน้าท้อง และรัดสายรัดหน้าอก ให้แน่นและกระชับตามลำดับ เพื่อให้ร่างกายส่วนท่อนล่างเคลื่อนไหวพร้อมกับชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ ในขณะทำงาน จากนั้นกดปุ่มจากไม้เท้าค้ำยันเครื่องจะทำการยกร่างกายให้ยืนขึ้น และใช้ไม้เท้าค้ำยันในการประคองตัว เพื่อไม่ให้เกิดการล้มหรือเอียงเอนไปในทางใดทางหนึ่ง แสดงดังภาพประกอบ 4.1



ภาพประกอบ 4.1 ชุดต้นแบบโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ พร้อมอุปกรณ์ไม้เท้าค้ำยัน

โดยผู้สวมใส่ควรสวมกางเกงให้มิดชิด เนื่องจากผิวหนังจะสัมผัสกับชิ้นส่วนของชุดโครงหุ่นยนต์โดยตรง เพื่อลดการเสียดสีที่อาจจะทำให้บาดเจ็บได้และต้องสวมใส่กางเกงให้กระชับและรัดกุม โดยควรที่จะใช้ไม้เท้าค้ำยันเนื่องจากผู้ป่วยไม่เคยสัมผัสการทรงตัวเป็นระยะเวลานาน จึงต้องเริ่มต้นการใช้ไม้เท้าค้ำยันช่วยในการเคลื่อนไหว ทั้งนี้การสวมใส่ด้วยตนเองจะเป็นการสร้างความคุ้นเคยในการใช้

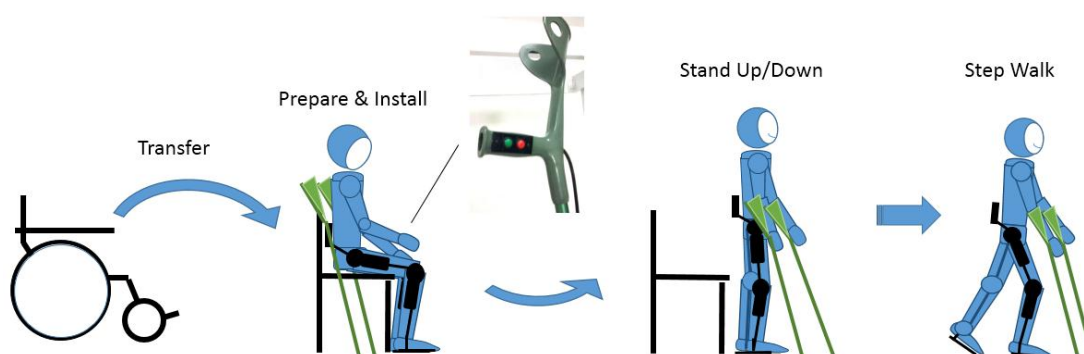
งานและสามารถช่วยเหลือตนเองได้ ทั้งนี้ในส่วนของจุดหมุนข้อเท้าไม่ได้นำมาใช้งานในระบบ โดยยึดติดไม่มีการเคลื่อนไหวในส่วนข้อเท้า

4.1.2 ขั้นตอนการใช้งานชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับผู้ป่วยอัมพาตครึ่งล่าง

การใช้งานชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ ขั้นตอนการเปลี่ยนสถานะจากการนั่งให้ยืน และสถานะยืนให้ก้าวเดิน เมื่อต้องการถอดชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ ขั้นตอนการเปลี่ยนสถานะจากการยืนให้นั่ง เพื่อทำการถอดชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ ทั้งนี้การเปลี่ยนสถานะต่างๆ ผู้สวมใส่ต้องทำการกดปุ่มที่ไม่เท่าค่ายัน โดยมี 2 ปุ่มกด คือสีเขียวและสีแดง สถานะการทำงานคือกดปุ่มค้างไว้ หากมีการปล่อยปุ่มกดระบบสมองกลจะตัดการทำงานของระบบขับเคลื่อนทันที โดยมีฟังก์ชันการใช้งานดังนี้

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

ระบบสมองกลจะอ่านสถานะของชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ เพื่อป้องกันการใช้งานที่ผิดพลาด เช่น หากมีการกดปุ่มสีเขียวในขณะที่สถานะการนั่ง ระบบสมองกลจะปฏิเสธการทำงาน เนื่องจากอยู่ในสถานะนั่งไม่พร้อมที่จะก้าวเดิน ดังนั้นจึงต้องกดปุ่มสีแดงเพื่อเปลี่ยนสถานะการนั่งให้เป็นสถานะการยืนให้เสร็จสิ้น จึงสามารถที่จะก้าวเดินได้โดยกดปุ่มสีเขียว ในขณะที่ระบบทำงานหากมีการปล่อยปุ่มกด ระบบสมองกลจะหยุดการทำงานของระบบขับเคลื่อนเช่นกัน

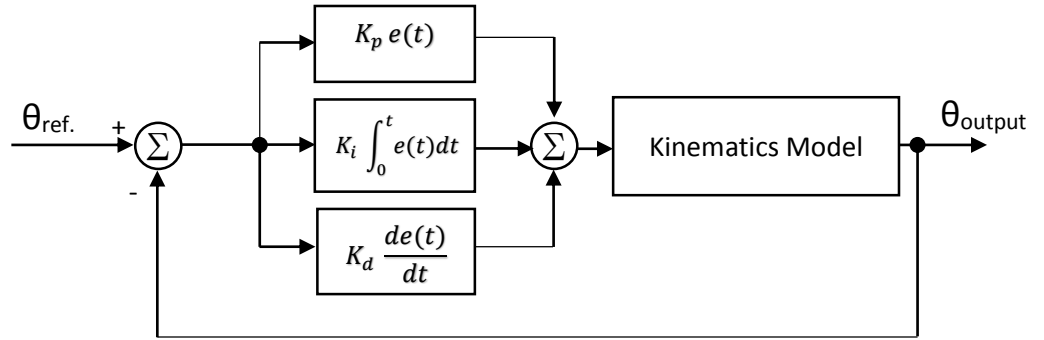


ภาพประกอบ 4.2 วิธีการใช้งานชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ สำหรับสถานะการนั่ง การยืนและการเดิน

4.2 ผลการทดสอบ

4.2.1 ระบบควบคุมพีไอดี (PID Control)

ระบบควบคุมพีไอดีสำหรับการควบคุมตำแหน่งสำหรับมุมองศาของสะโพกและข้อเข่า ของชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ โดยอินพุตคือมุมองศาการเคลื่อนไหวสำหรับมุมองศาของส่วนสะโพกและส่วนข้อเข่า ส่วนเอาต์พุตคือผลตำแหน่งมุมองศาที่ผ่านกระบวนการประมวลผลด้วยระบบควบคุมแบบพีไอดี และสมการจลนศาสตร์ทางกล (Kinematics Model) โดยระบบควบคุมพีไอดี ทำการปรับแต่งค่า K_p , K_i และ K_d เพื่อให้การควบคุมมีเสถียรภาพ และตอบสนองให้รวดเร็ว ทั้งนี้ระบบสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ ขึ้นอยู่กับการปรับแต่งค่า K_p , K_i และ K_d (หน่วยค่าคงที่:unit)



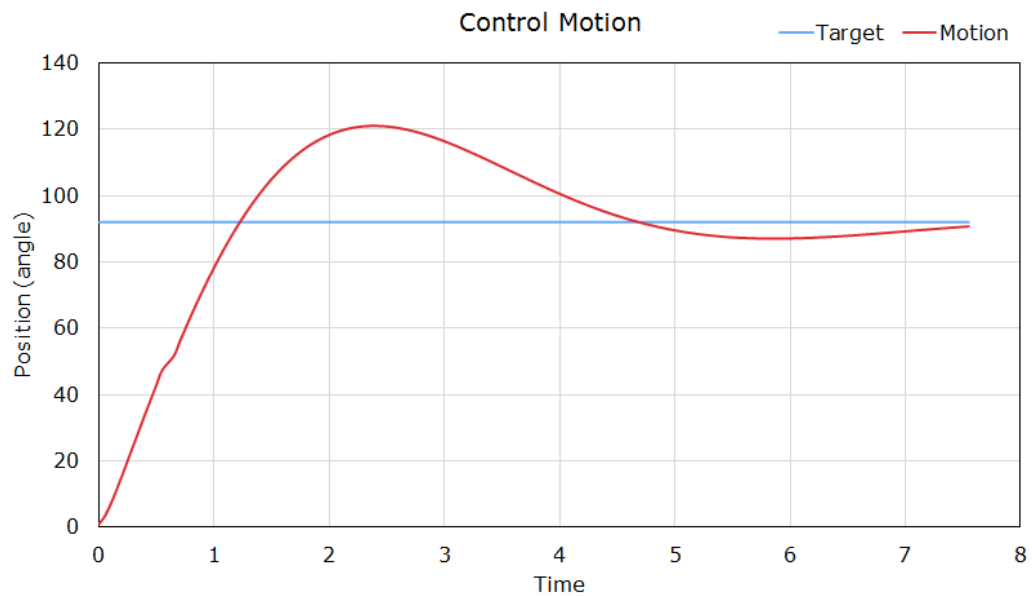
ภาพประกอบ 4.3 ระบบควบคุมแบบพีไอดี

จากภาพประกอบ 4.3 กำหนดให้ θ_{ref} คืออินพุตของตำแหน่งมุมองศาของท่อนล่าง ซึ่งอินพุตในส่วนของสะโพก $\theta_{hip_pattern}$ และข้อเข่า $\theta_{knee_pattern}$ สำหรับรูปแบบท่าทางการเคลื่อนไหวของการลุกนั่ง และการเดิน โดยนำผลลัพธ์จากการคำนวณค่าผิดพลาดระหว่างอินพุตและเอาต์พุตมาประมวลผลนำไปประมวลผลด้วยตัวควบคุมพีไอดี เพื่อนำมาคำนวณในสมการของ K_p , K_i และ K_d และนำผลลัพธ์ที่ได้ นำไปใช้คำนวณในสมการ kinematics model สมการที่ 4.1 และสมการที่ 4.2 โดยผลลัพธ์นำไปคำนวณอีกครั้ง จนกว่าผลลัพธ์ของค่าผิดพลาดระหว่างอินพุตและเอาต์พุต จะเข้าใกล้ศูนย์หรือค่าต่ำสุด

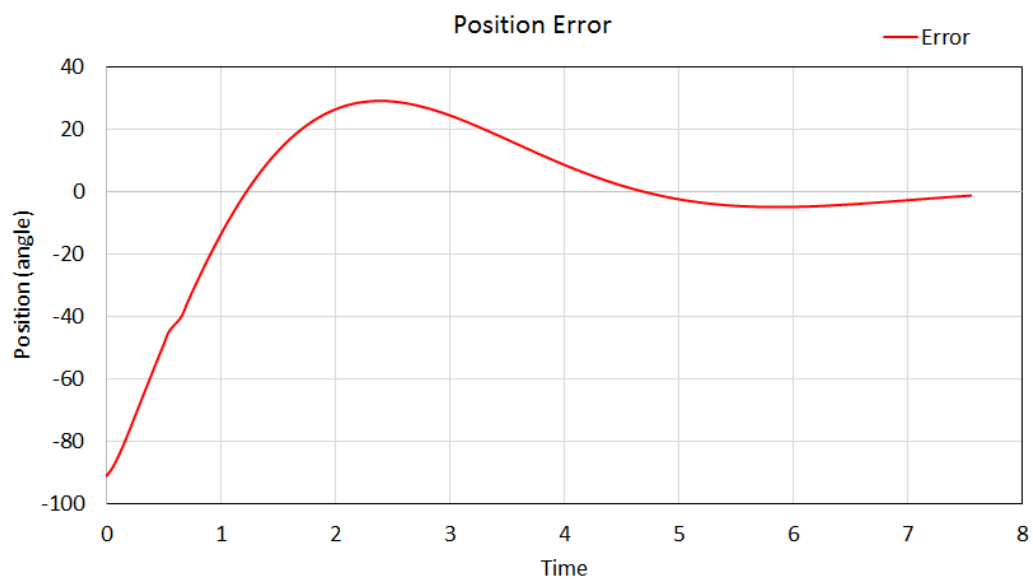
$$\theta_{hip} = \text{Atan2} \left(\pm \sqrt{1 - \left(\frac{x(l_1 + l_2 C\theta_{knee}) + y l_2 S\theta_{knee}}{x^2 + y^2} \right)^2}, \frac{x(l_1 + l_2 C\theta_{knee}) + y l_2 S\theta_{knee}}{x^2 + y^2} \right) \quad 4.1$$

$$\theta_{knee} = \text{Atan2} \left(\pm \sqrt{1 - \left(\frac{x^2 + y^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1 l_2} \right)}, \frac{x^2 + y^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1 l_2} \right) \quad 4.2$$

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

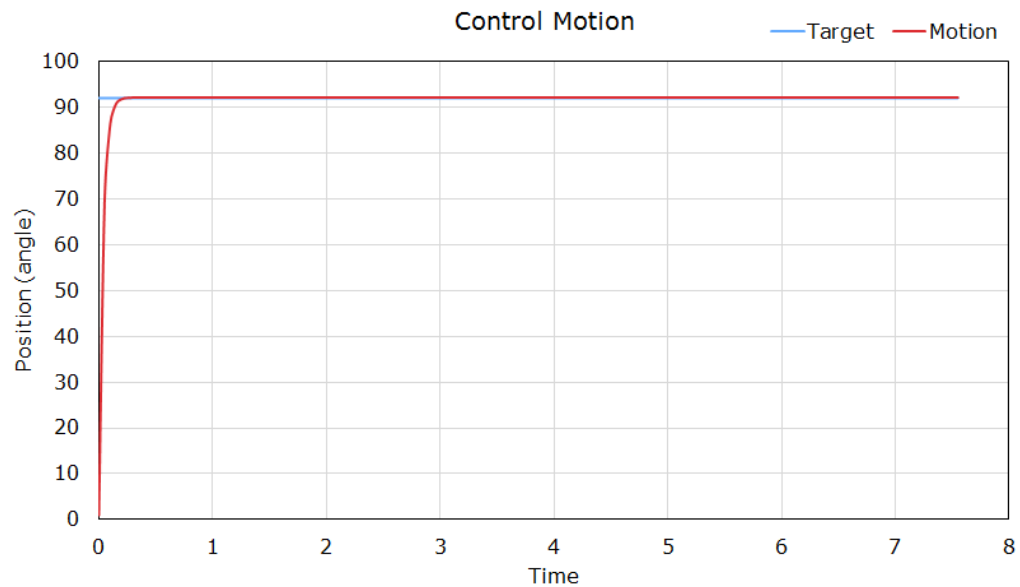


ภาพประกอบ 4.4 แสดงผลลัพธ์การควบคุมตำแหน่งด้วยระบบควบคุมพีไอดี $K_p = 1$, $K_i = 1$, $K_d = 1$

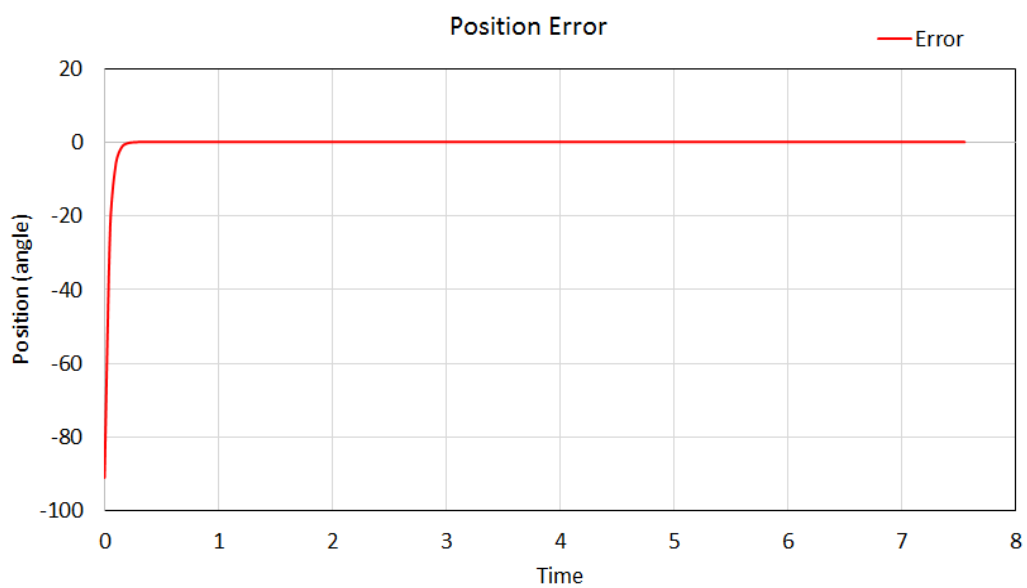


ภาพประกอบ 4.5 แสดงค่าตำแหน่งของความผิดพลาดระบบควบคุมพีไอดี $K_p = 1$, $K_i = 1$, $K_d = 1$

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

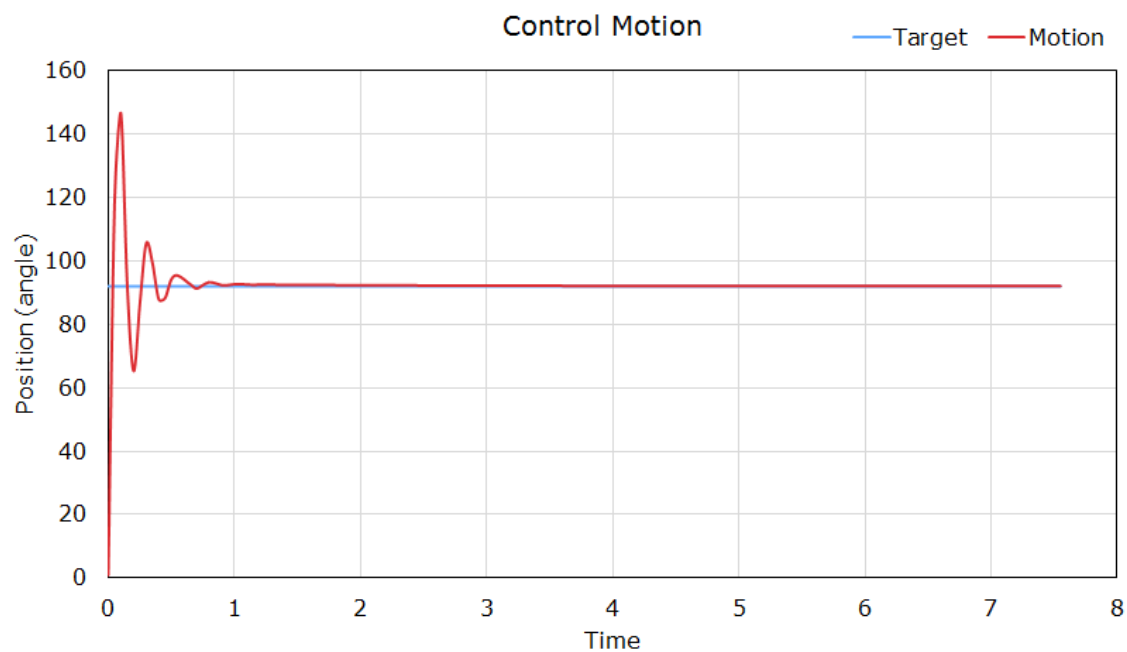


ภาพประกอบ 4.6 แสดงผลลัพธ์การควบคุมตำแหน่งด้วยระบบควบคุมพีไอดี $K_p=30$, $K_i=10$, $K_d=2$

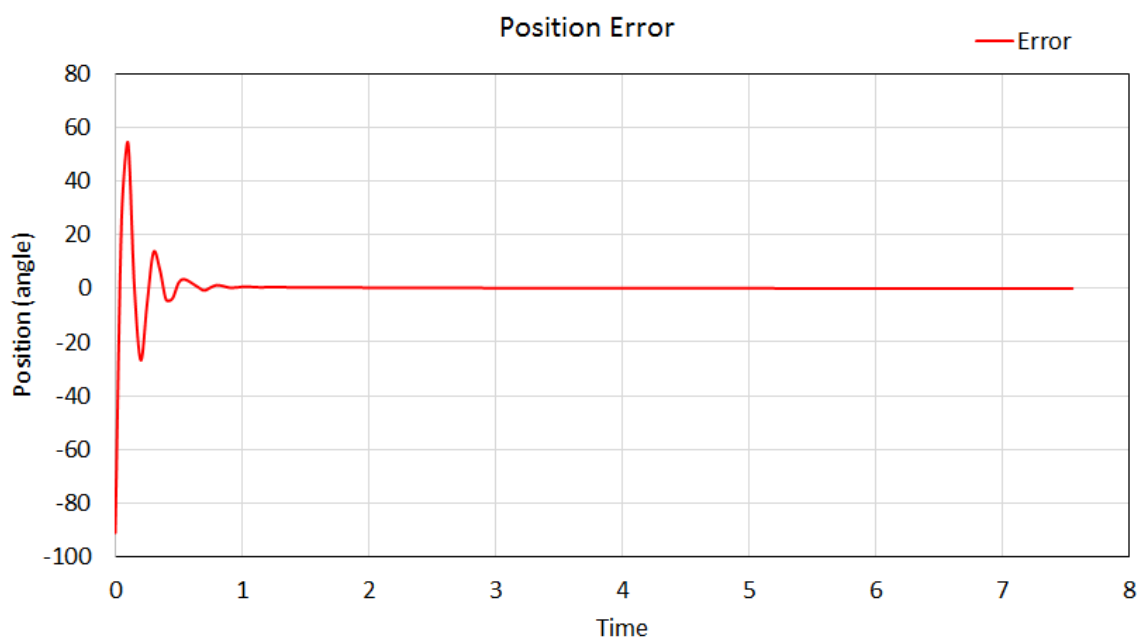


ภาพประกอบ 4.7 แสดงค่าตำแหน่งของความผิดพลาดระบบควบคุมพีไอดี $K_p=30$, $K_i=10$, $K_d=2$

ผลการทดสอบการปรับค่า K_p , K_i และ K_d โดยกำหนดค่าอินพุตตำแหน่งอ้างอิง 92 องศา กำหนดค่าควบคุมพีไอดี กำหนดให้ $K_p = 50$, $K_i = 30$, $K_d = 1$



ภาพประกอบ 4.8 แสดงผลลัพธ์การควบคุมตำแหน่งด้วยระบบควบคุมพีไอดี $K_p=50$, $K_i=30$, $K_d=1$



ภาพประกอบ 4.9 แสดงค่าตำแหน่งของความผิดพลาดระบบควบคุมพีไอดี $K_p=50$, $K_i=30$, $K_d=1$

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

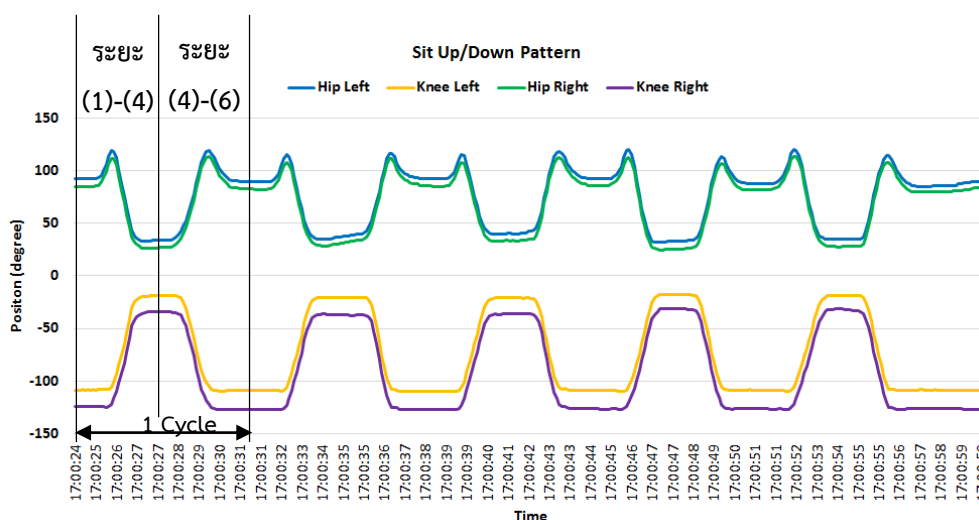
4.2.2 การเก็บข้อมูลสำหรับการลุกและนั่ง

การเก็บข้อมูลในลักษณะท่าทางการลุกและการนั่งสำหรับคนปกติ โดยสวมใส่ชุดเก็บข้อมูล และทำการลุกและนั่ง จำนวน 5 ครั้ง โดยการเก็บข้อมูลจากการอ่านเซ็นเซอร์เอ็นโค้ดเดอร์ ที่ติดตั้งอยู่ที่สะโพกและหัวเข่าทั้งสองข้าง และทำการอ่านข้อมูลและบันทึกข้อมูลทุกๆ 100 msec โดยการทดสอบเปลี่ยนสถานะจากสถานะท่านั่งเป็นท่าทางการยืน (1)-(4) และสถานะท่าทางการยืนเป็นท่าทางการนั่ง (4)-(6) รวมเป็น 1 ไซเคิล หรือ 1 รอบ ดังที่แสดงภาพประกอบ 4.10 และภาพประกอบ 4.11 การเก็บข้อมูลสถานะการนั่งไปสถานะยืนและสถานะยืนไปสถานะนั่ง ติดต่อกันจำนวน 5 ครั้ง



(1) (2) (3) (4) (5) (6)

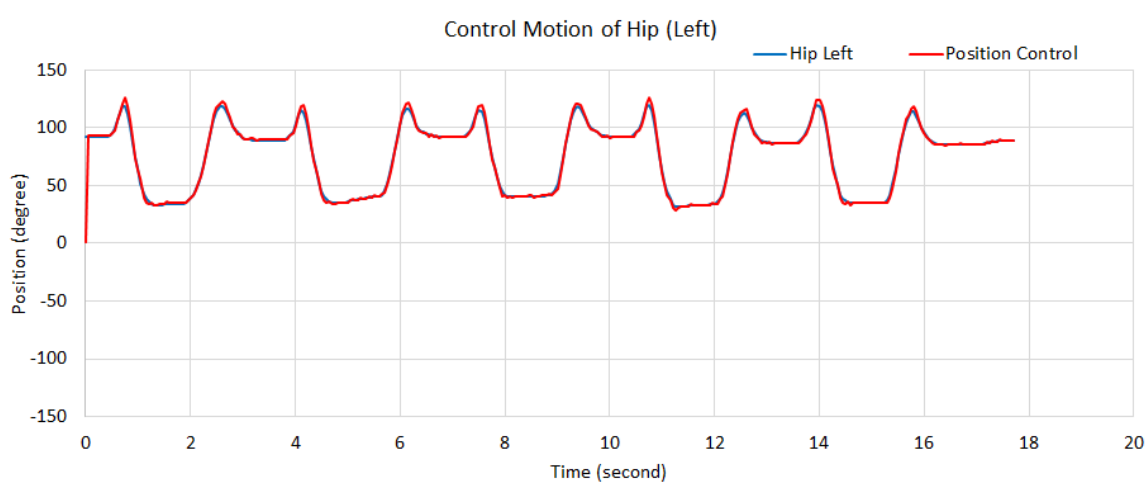
ภาพประกอบ 4.10 ข้อมูลการเคลื่อนไหวจากสถานะนั่งถึงสถานะยืนและสถานะยืนถึงสถานะนั่ง



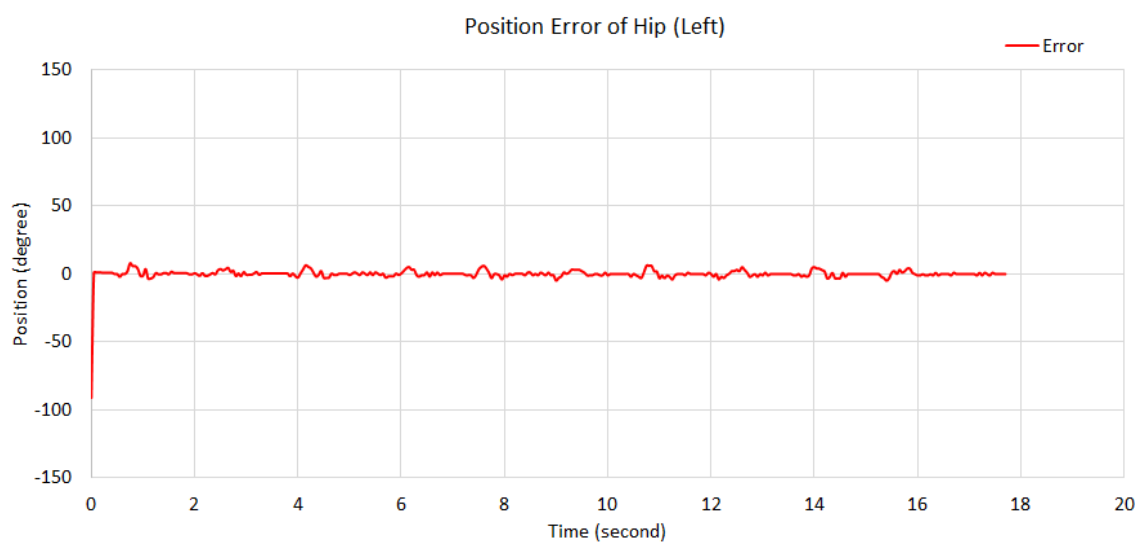
ภาพประกอบ 4.11 ข้อมูลตำแหน่งมุมองศาของการเคลื่อนไหวสถานะการลุกนั่งรวม 5 รอบ

4.2.3 ระบบควบคุมการลุกและนั่ง

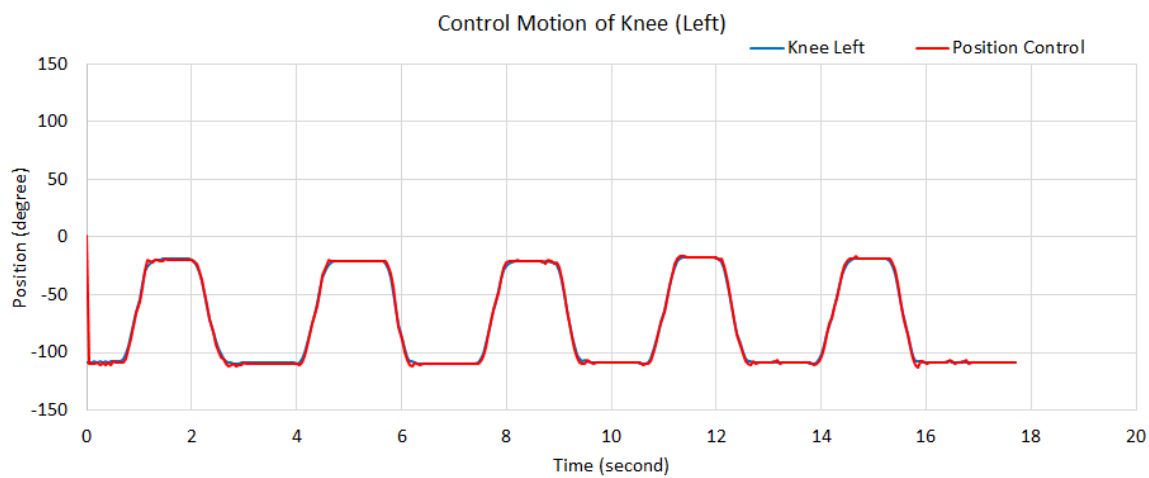
สำหรับการควบคุมสถานะการนั่งและการยืน โดยนำข้อมูลรูปแบบการนั่งตามรูปแบบไซเคิล (1) ถึง (4) และการยืนตามรูปแบบไซเคิล (4) ถึง (6) เพื่อให้ชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ สามารถเคลื่อนไหวตามรูปแบบที่ได้กำหนดไว้ โดยระบบควบคุมจะอ่านข้อมูลจากไฟล์ด้วยโปรแกรม และประมวลผลให้เคลื่อนที่ตามรูปแบบมุมมองที่กำหนดไว้ในแต่ละส่วนของจุดหมุน โดยผลการทดลองระบบควบคุมตำแหน่งองศา แสดงดังภาพประกอบ 4.12 ถึงภาพประกอบ 4.19 สำหรับการควบคุมตำแหน่งองศาการเคลื่อนที่ตามรูปแบบและค่าผิดพลาดของระบบควบคุมตำแหน่ง



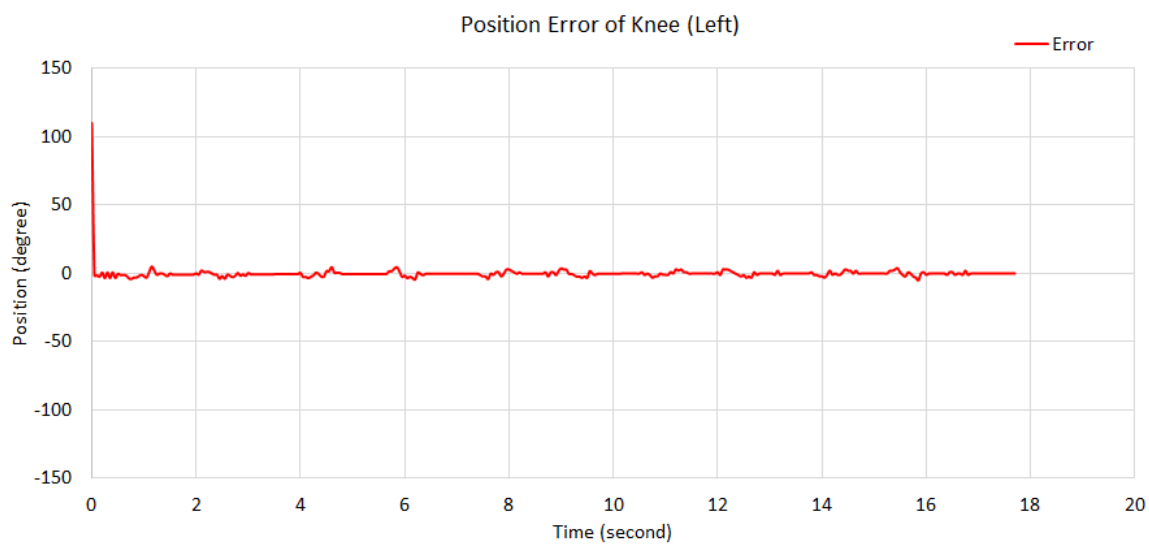
ภาพประกอบ 4.12 การควบคุมตำแหน่งการลุกนั่งของสะโพกด้านซ้าย



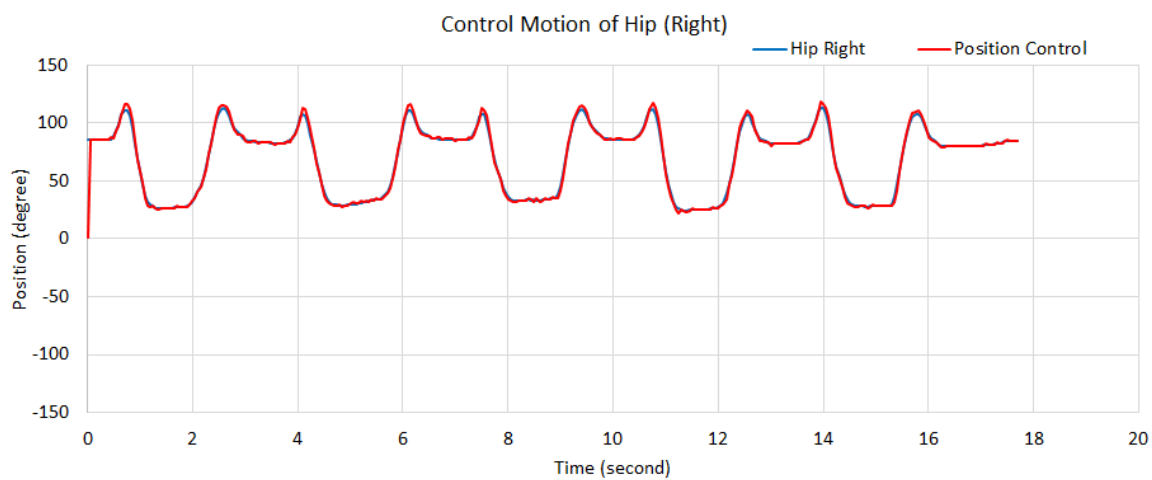
ภาพประกอบ 4.13 ค่าความผิดพลาดของระบบควบคุมสำหรับมุมมองขาของการลุกนั่ง สะโพกด้านซ้าย



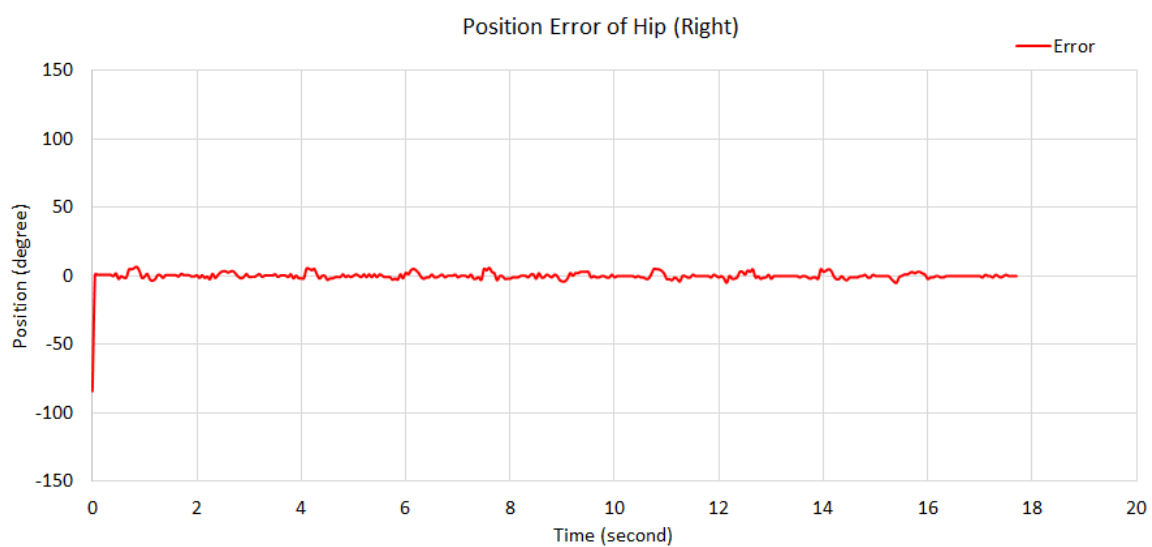
ภาพประกอบ 4.14 การควบคุมตำแหน่งการลู่ของข้อเข่าด้านซ้าย



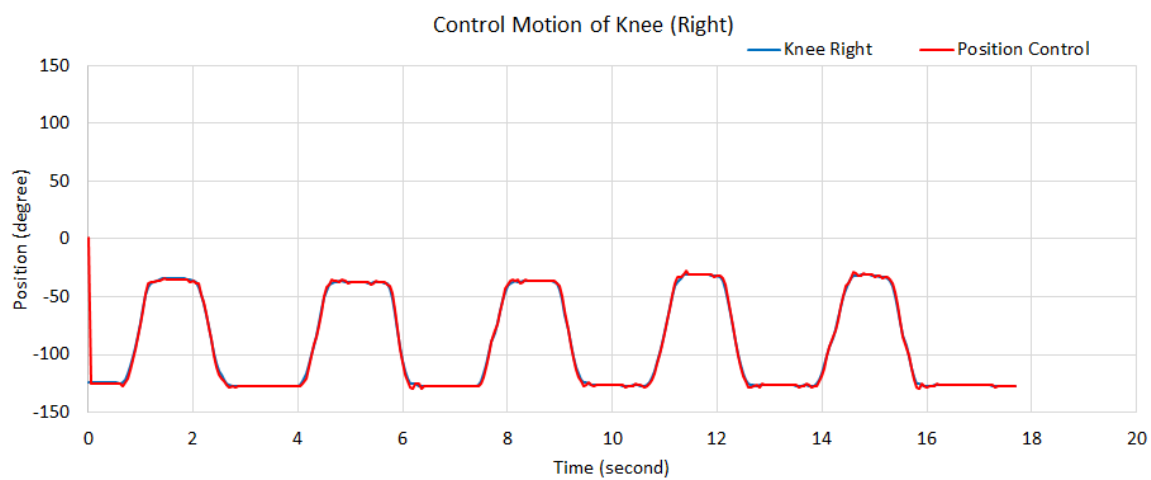
ภาพประกอบ 4.15 ค่าความผิดพลาดของระบบควบคุมสำหรับมุมมองของการลู่ ข้อเข่าด้านซ้าย



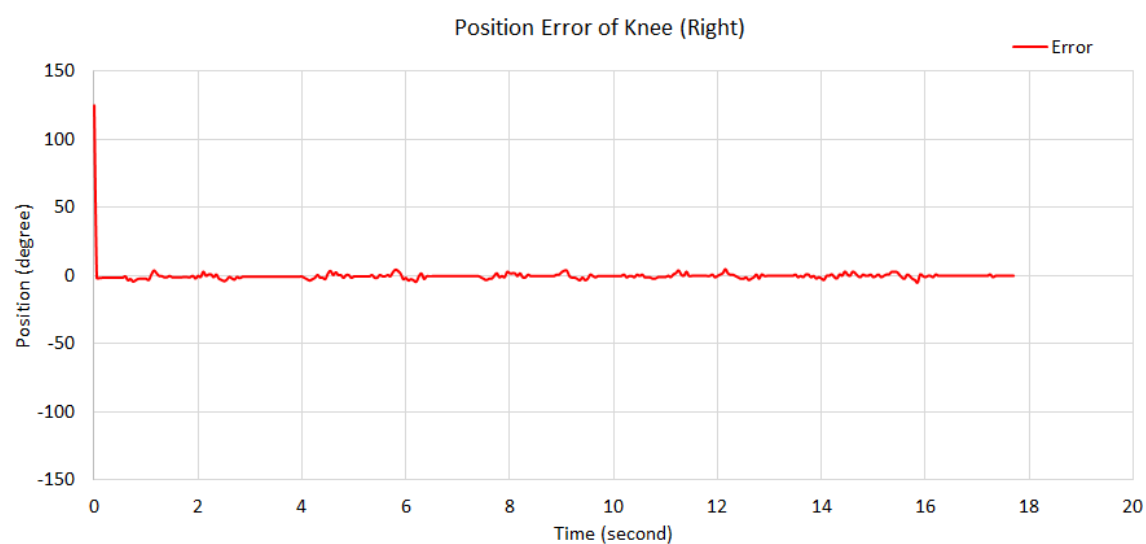
ภาพประกอบ 4.16 การควบคุมตำแหน่งการลู่ของสะโพกด้านขวา



ภาพประกอบ 4.17 ค่าความผิดพลาดของระบบควบคุมสำหรับมุมมองขาของการลู่ สะโพกด้านขวา



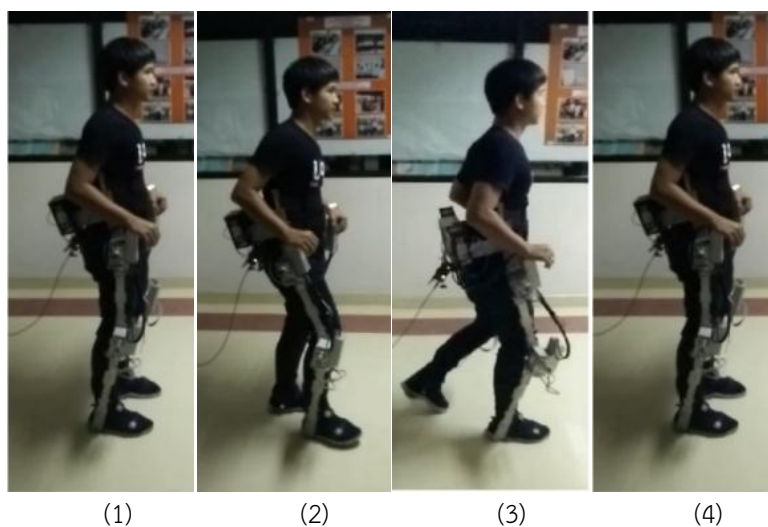
ภาพประกอบ 4.18 การควบคุมตำแหน่งการลงนั่งของข้อเข่าด้านขวา



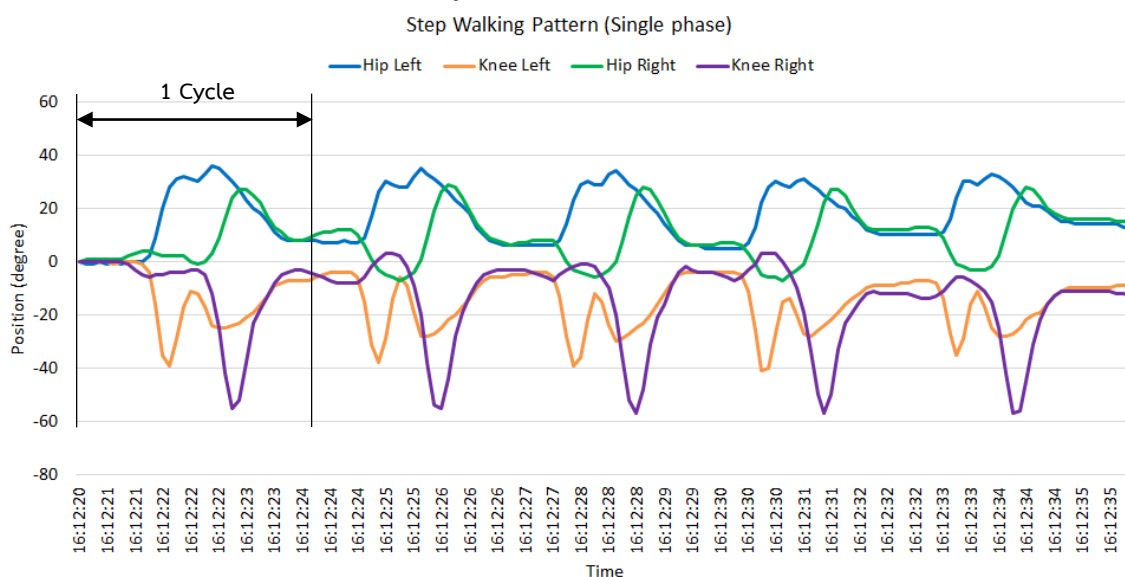
ภาพประกอบ 4.19 ค่าความผิดพลาดของระบบควบคุมสำหรับมุมมองขาของการลงนั่ง ข้อเข่าด้านขวา

4.2.4 การเก็บข้อมูลการก้าวเดินครั้งละก้าว

จากการทดลองให้คนปกติใส่ชุดเก็บข้อมูลและทำการเดินไปข้างหน้าทีละก้าว โดยเริ่มการเก็บข้อมูลสำหรับรูปแบบการก้าวเดินข้างขวา และตามด้วยซ้ายและหยุดยืนท่าตรง โดยการเก็บข้อมูลจะเก็บจากการอ่านจากอุปกรณ์เซ็นเซอร์เอ็นโค้ดเดอร์ ทำการอ่านข้อมูลทุกๆ 100 msec โดยเริ่มจาก (1) การยืนตรง (2) ก้าวเท้าขวา (3) ก้าวเท้าซ้าย (4) หยุดท่ายืนตรง เป็นรูปแบบการก้าวเดินรวม 1 ไซเคิล ดังที่แสดงภาพประกอบ 4.20 และภาพประกอบ 4.21 การเก็บข้อมูลสถานะการก้าวเดินหนึ่งก้าว ติดต่อกันจำนวน 5 ก้าว



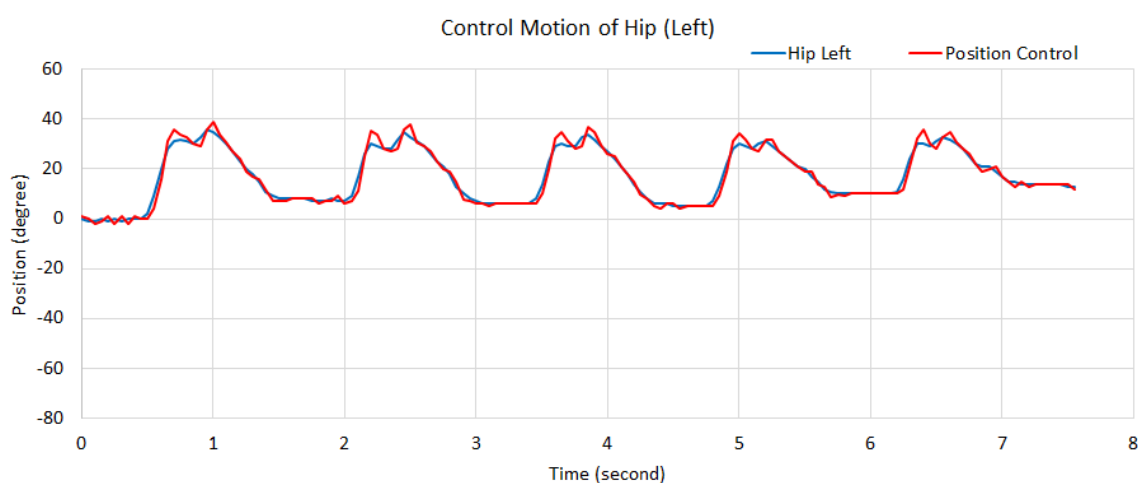
ภาพประกอบ 4.20 การบันทึกข้อมูลการเคลื่อนไหวสำหรับการก้าวเดินครั้งละหนึ่งก้าว



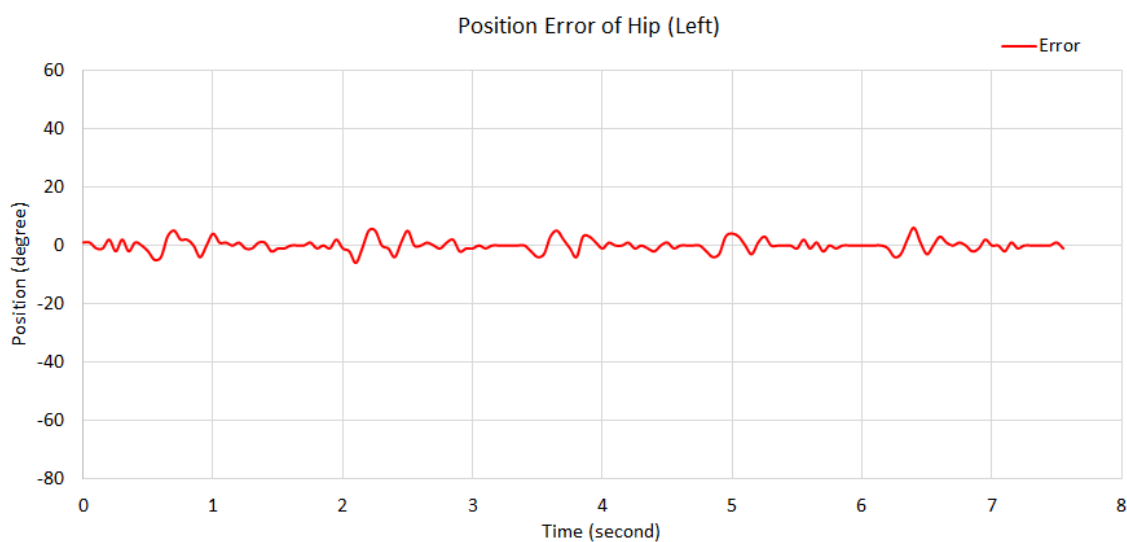
ภาพประกอบ 4.21 ข้อมูลตำแหน่งมุมองศาของการก้าวเดินครั้งละหนึ่งก้าวติดต่อกันรวม 5 รอบ

4.2.5 ระบบควบคุมการก้าวเดินครึ่งละก้าว (Single phase)

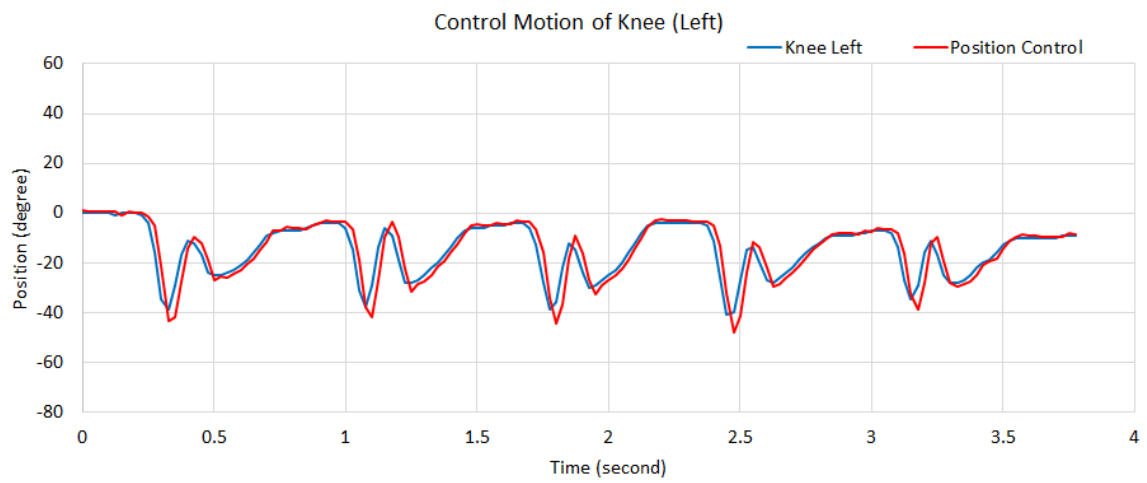
สำหรับการควบคุมสถานะการก้าวเดินครึ่งละก้าว โดยนำข้อมูลรูปแบบการนั่งตามรูปแบบไซเคิล (1) ถึง (4) เพื่อให้ชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ สามารถเคลื่อนไหวตามรูปแบบที่ได้กำหนดไว้ โดยระบบควบคุมจะอ่านข้อมูลจากไฟล์ด้วยโปรแกรม และประมวลผลให้เคลื่อนที่ตามมุมมองศาในแต่ละส่วนของจุดหมุนที่กำหนดไว้ แสดงดังภาพประกอบ 4.22 ถึงภาพประกอบ 4.29 สำหรับการควบคุมตำแหน่งองศาการเคลื่อนที่ตามรูปแบบและค่าผิดพลาดของระบบควบคุมตำแหน่ง



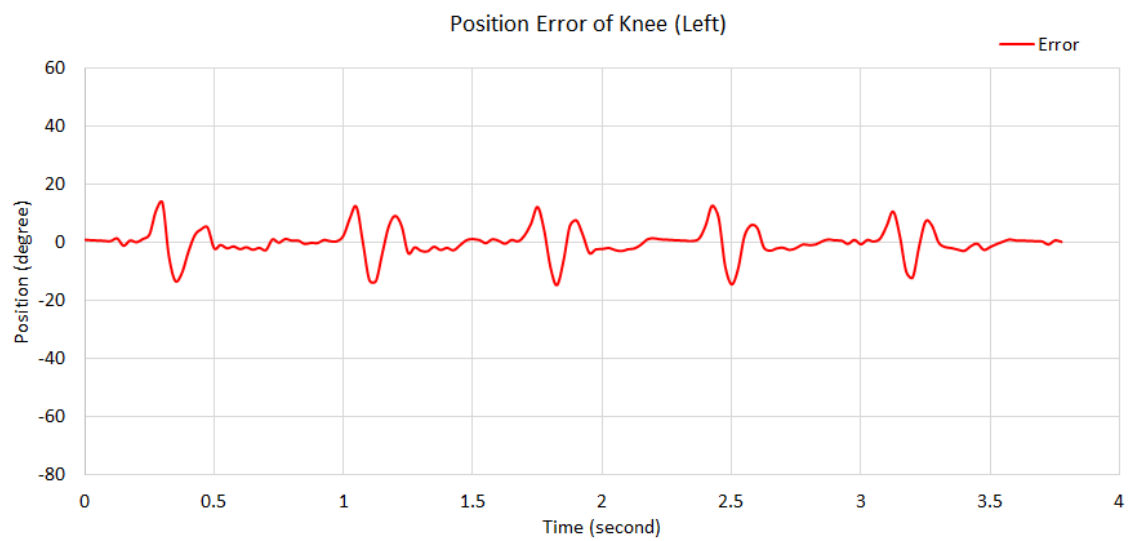
ภาพประกอบ 4.22 การควบคุมตำแหน่งการก้าวเดินของสะโพกด้านซ้าย



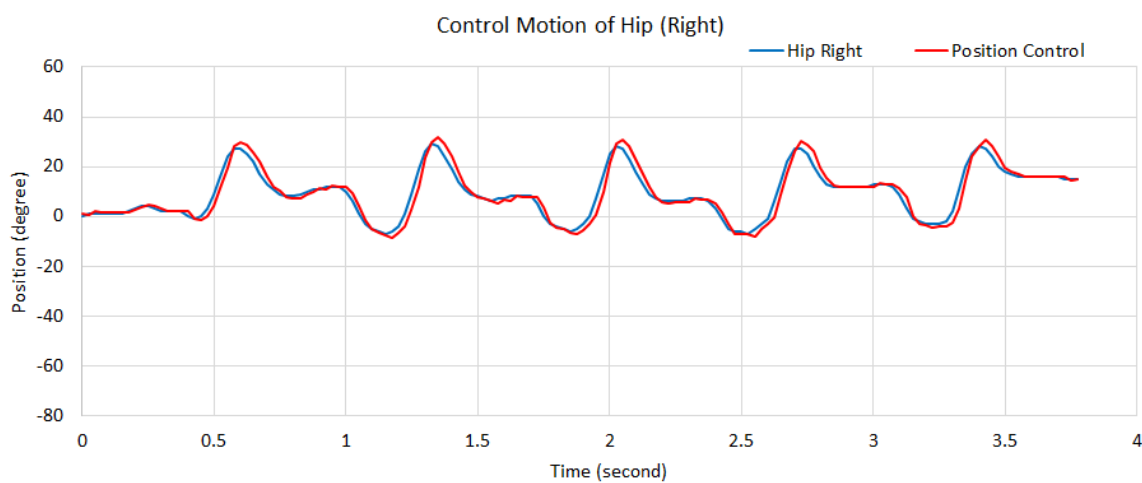
ภาพประกอบ 4.23 ค่าความผิดพลาดของระบบควบคุมสำหรับมุมมองศาของการก้าวเดิน สะโพกด้านซ้าย



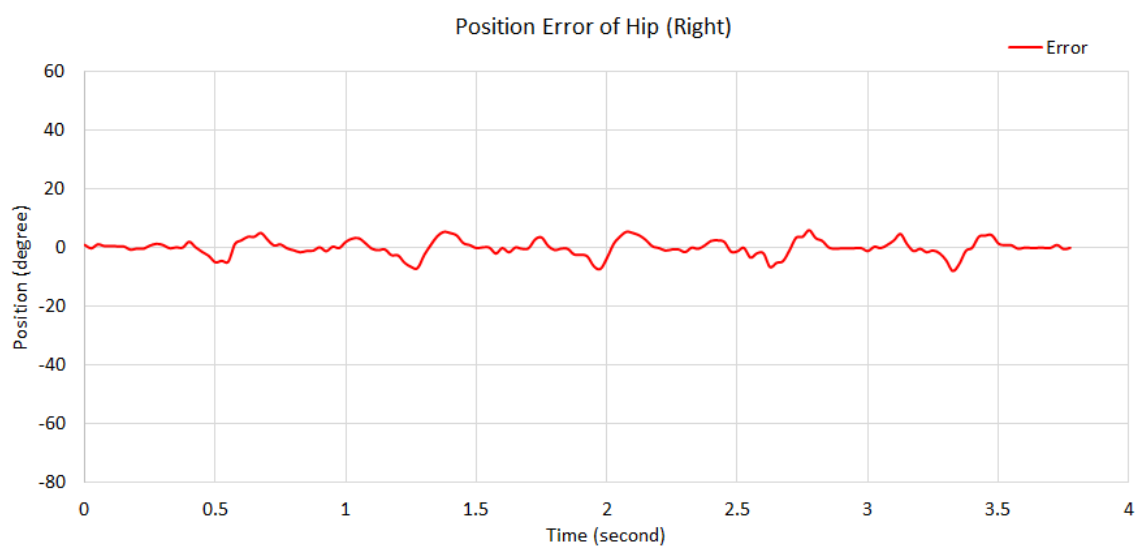
ภาพประกอบ 4.24 การควบคุมตำแหน่งการก้าวเดินของข้อเข่าด้านซ้าย



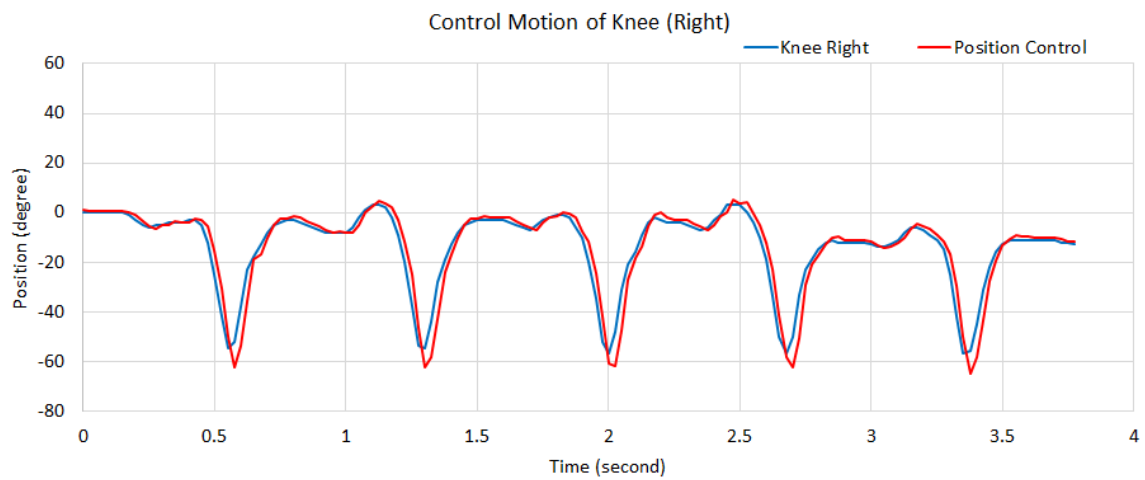
ภาพประกอบ 4.25 ค่าความผิดพลาดของระบบควบคุมสำหรับมุมมองขาของการก้าวเดิน ข้อเข่าด้านซ้าย



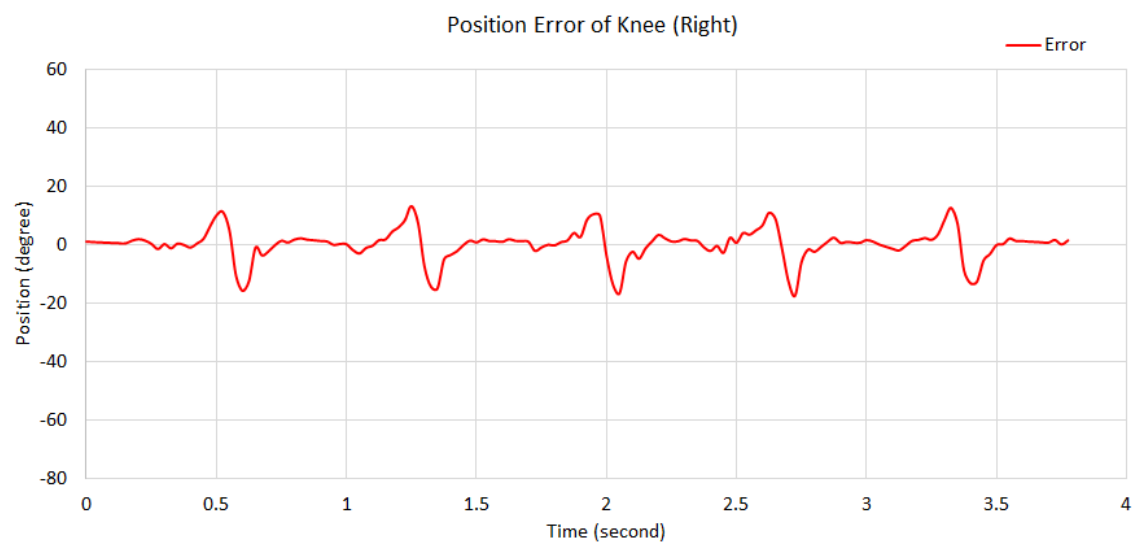
ภาพประกอบ 4.26 การควบคุมตำแหน่งการก้าวเดินของสะโพกด้านขวา



ภาพประกอบ 4.27 ค่าความผิดพลาดของระบบควบคุมสำหรับมุมมองขาของการก้าวเดิน สะโพก
ด้านซ้าย



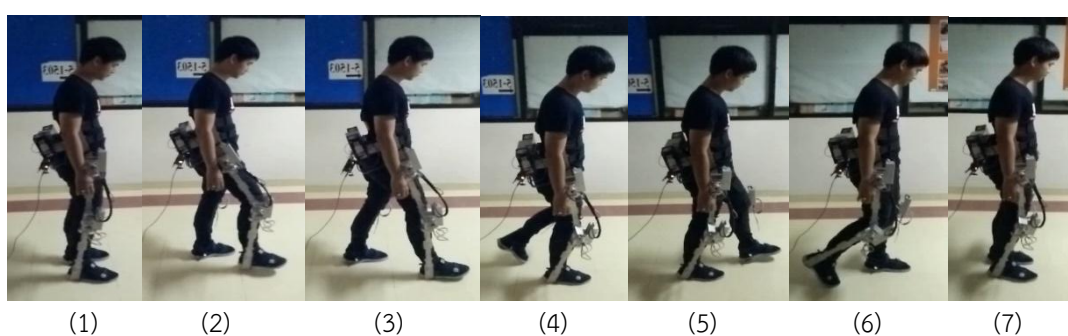
ภาพประกอบ 4.28 การควบคุมตำแหน่งการก้าวเดินของสะโพกด้านขวา



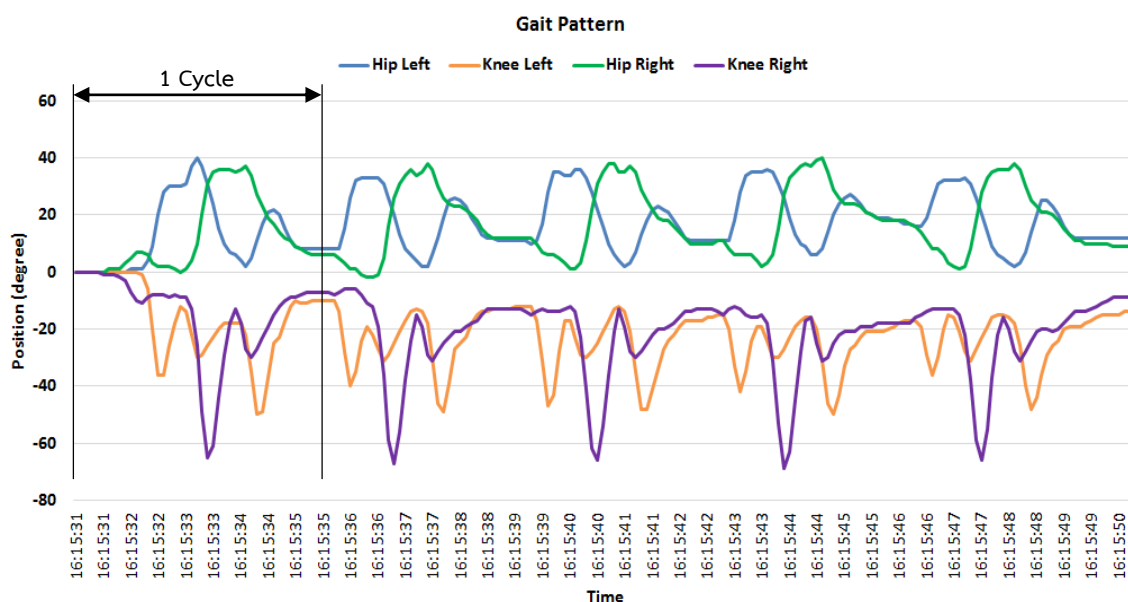
ภาพประกอบ 4.29 ค่าความผิดพลาดของระบบควบคุมสำหรับมุมมองขาของการก้าวเดิน สะโพก
ด้านขวา

4.2.6 การเก็บข้อมูลรูปแบบการเดิน

จากการทดลองให้คนปกติสวมใส่ ทำการเก็บข้อมูลการเดินโดยการก้าวไปด้านหน้า เพื่ออ่านตำแหน่งมุมองศาของการเดินของคนปกติ โดยการเริ่มก้าวเดินจากท่ายืน เริ่มก้าวเท้าขวา ก้าวเท้าซ้าย และหยุดท่ายืน โดยการเก็บข้อมูลจะเก็บจากการอ่านอุปกรณ์เซ็นเซอร์เอ็นโค้ดเดอร์ ทำการอ่านข้อมูลทุกๆ 100 msec โดยเริ่มจาก (1) การยืน (2) ก้าวเท้าขวาไปข้างหน้า (3) วางเท้าขวาเตรียมยกเท้าซ้าย (4) ก้าวเท้าซ้ายไปข้างหน้า (5) วางเท้าซ้าย (6) ก้าวเท้าขวา (7) หยุดท่ายืน แสดงดังภาพประกอบ 4.30 และภาพประกอบ 4.31 ข้อมูลตำแหน่งองศาของรูปแบบการเดิน



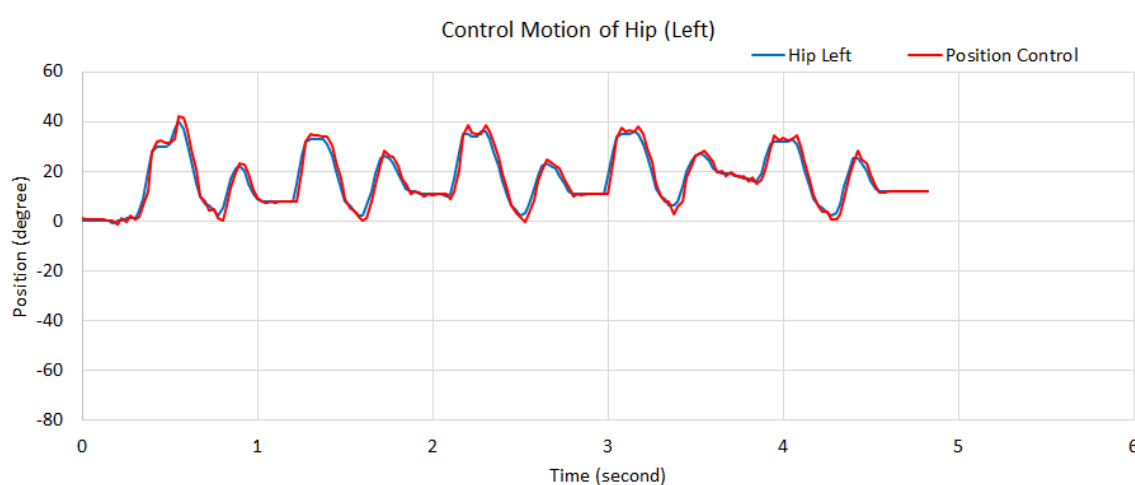
ภาพประกอบ 4.30 การบันทึกข้อมูลการเดินของผู้สวมใส่



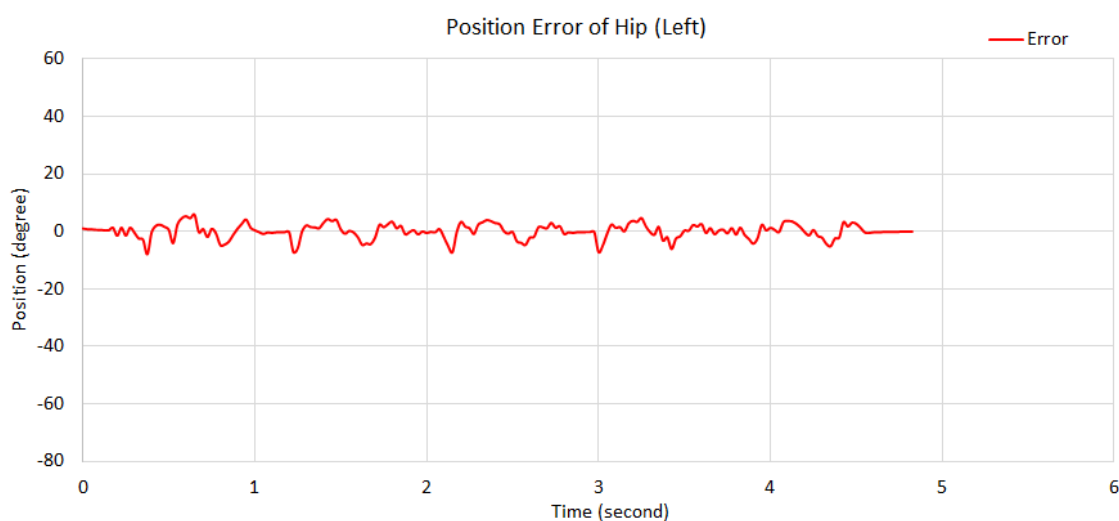
ภาพประกอบ 4.31 ข้อมูลตำแหน่งมุมองศาการเดินของท่อนล่างจำนวน 5 รอบ

4.2.7 ระบบควบคุมรูปแบบการก้าวเดิน

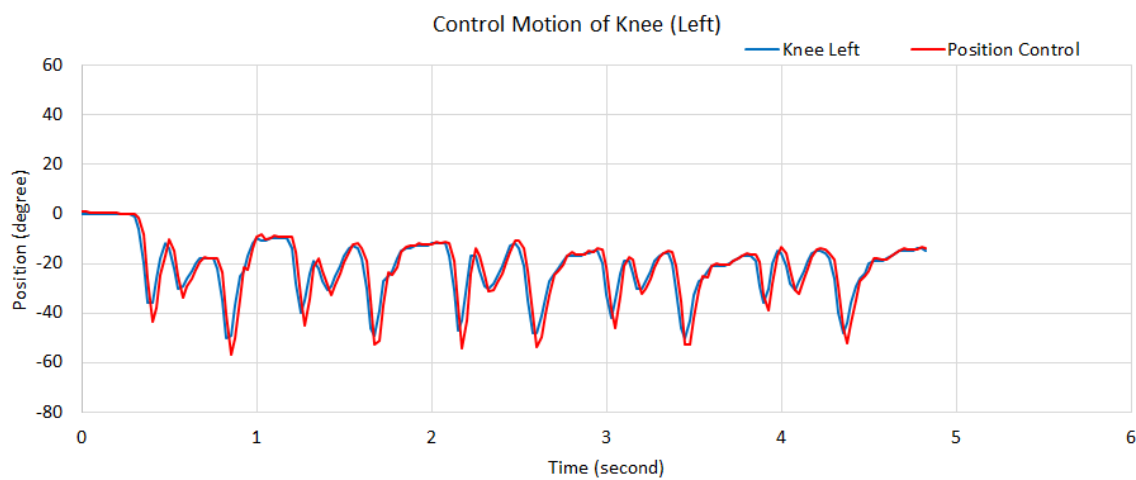
สำหรับการควบคุมสถานะการก้าวเดินครึ่งละก้าว โดยนำข้อมูลรูปแบบการนั่งตามรูปแบบไซเคิล (1) ถึง (4) เพื่อให้ชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ สามารถเคลื่อนไหวตามรูปแบบที่ได้กำหนดไว้ โดยระบบควบคุมจะอ่านข้อมูลจากไฟล์ด้วยโปรแกรม และประมวลผลให้เคลื่อนที่ตามมุมมองศาในแต่ละส่วนของจุดหมุนที่กำหนดไว้ แสดงดังภาพประกอบ 4.32 ถึงภาพประกอบ 4.39 สำหรับการควบคุมตำแหน่งองศาการเคลื่อนที่ตามรูปแบบและค่าผิดพลาดของระบบควบคุมตำแหน่ง



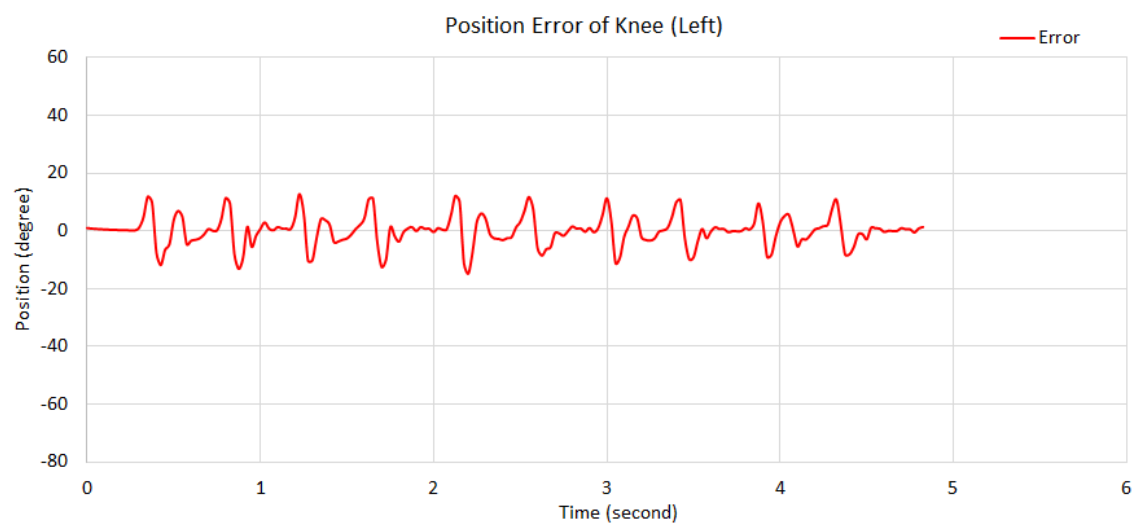
ภาพประกอบ 4.32 การควบคุมตำแหน่งตามรูปแบบการเดินของสะโพกด้านซ้าย



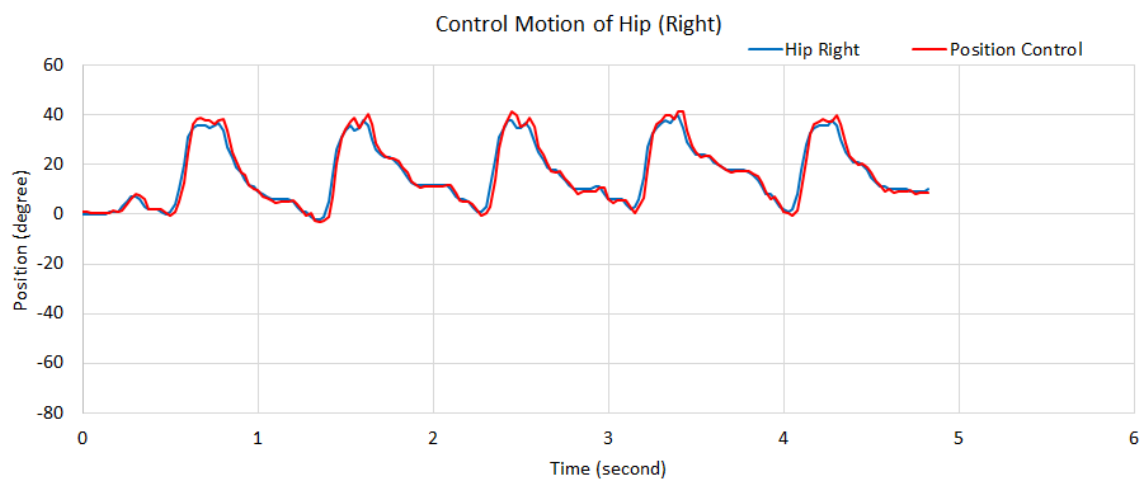
ภาพประกอบ 4.33 ค่าความผิดพลาดสำหรับมุมมองการเดินส่วนสะโพกด้านซ้าย



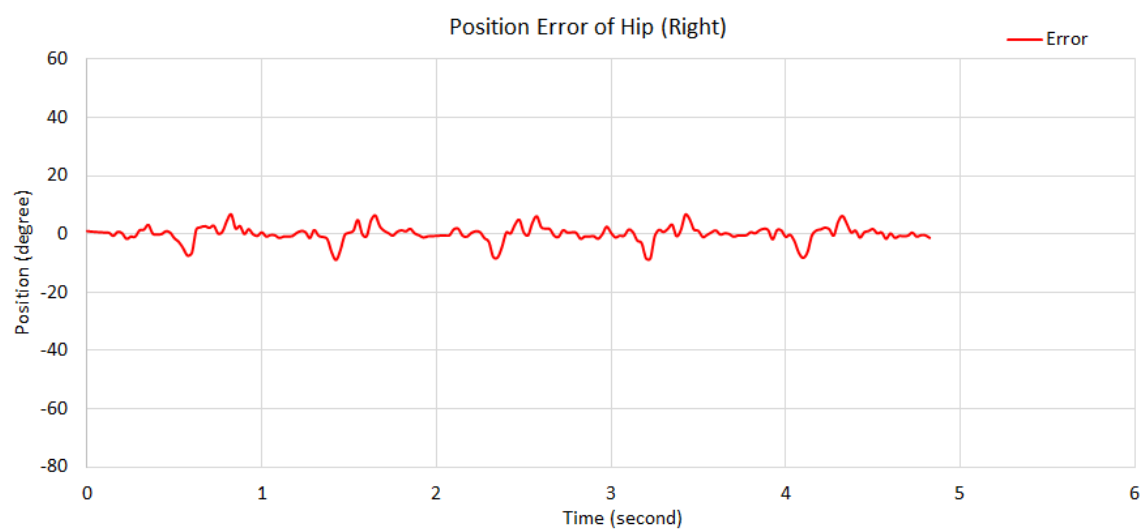
ภาพประกอบ 4.34 การควบคุมตำแหน่งตามรูปแบบการเดินของข้อเข่าด้านซ้าย



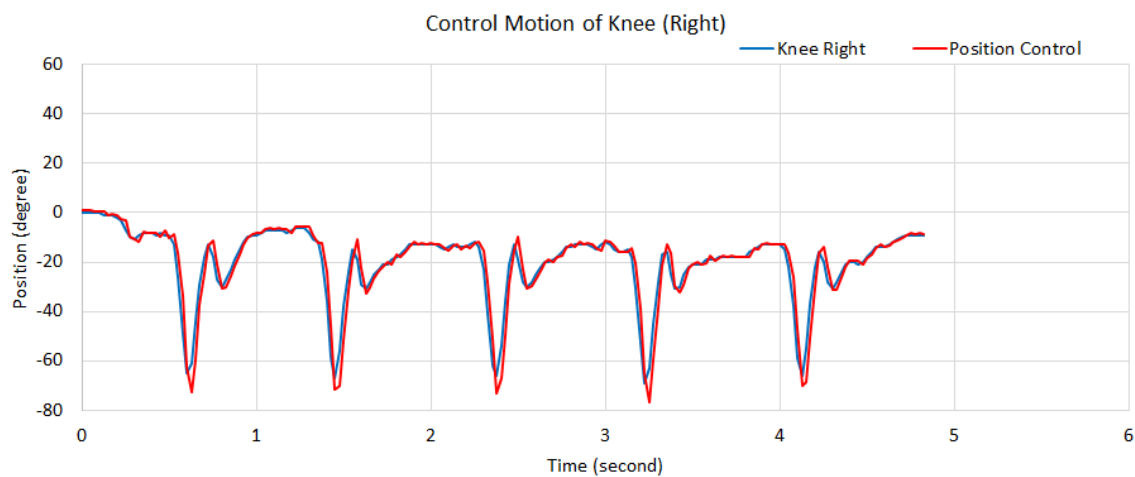
ภาพประกอบ 4.35 ค่าความผิดพลาดของมุมมองการเดินส่วนข้อเข่าด้านซ้าย



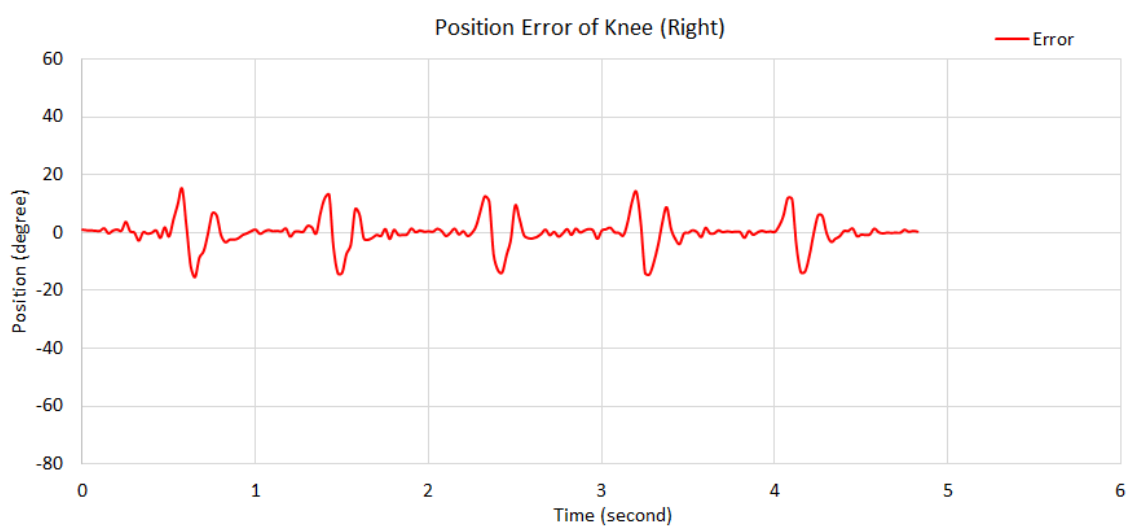
ภาพประกอบ 4.36 การควบคุมตำแหน่งตามรูปแบบการเดินของสะโพกด้านขวา



ภาพประกอบ 4.37 ค่าความผิดพลาดของมุมมองการเดินส่วนสะโพกด้านขวา



ภาพประกอบ 4.38 การควบคุมตำแหน่งตามรูปแบบการเดินของข้อเข่าด้านขวา



ภาพประกอบ 4.39 ค่าความผิดพลาดของมุมมองการเดินส่วนข้อเข่าด้านขวา

4.3 สรุปผลการทดลอง

ผลการทดลองการเก็บข้อมูล จากผู้สวมใส่ สูง 173 เซนติเมตร น้ำหนัก 70 เซนติเมตร สำหรับการเก็บข้อมูลรูปแบบการลุกนั่ง การก้าวเดิน และการเดิน โดยเก็บข้อมูลตำแหน่งองศาการเคลื่อนไหวครั้งท่อนล่าง โดยการตรวจวัดตำแหน่งมุมองศาสามารถตอบสนองต่อการเคลื่อนไหวได้อย่างมีประสิทธิภาพ และสามารถเข้าใจรูปแบบการเคลื่อนไหวของผู้สวมใส่ได้อย่างชัดเจน ระยะในการก้าวเดินเฉลี่ย 0.25 เมตรต่อก้าว ความเร็วเฉลี่ย 0.15 เมตรต่อวินาที

ผลการทดลองระบบควบคุมด้วยพีไอดี สามารถควบคุมตำแหน่งของการเคลื่อนไหวของส่วนสะโพก และข้อเข่า โดยนำค่าตำแหน่งองศาจากการเก็บข้อมูลเป็นอินพุตของระบบควบคุม โดยผลการทดสอบการควบคุมตำแหน่งองศา ตามรูปแบบการลุกนั่ง การก้าวเดิน การเดิน มีค่าองศาผิดพลาดของตำแหน่งส่วนของสะโพกเฉลี่ยเท่ากับ 8 องศา และค่าองศาผิดพลาดของตำแหน่งส่วนของสะโพกเฉลี่ยเท่ากับ 12 องศา โดยค่าความผิดพลาดสูงสุดของตำแหน่งมุมองศา ในส่วนของสะโพกและข้อเข่า แสดงดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ค่าความผิดพลาดสูงสุดของตำแหน่งมุมองศา

องศาความผิดพลาด (Degree)	Maximum point of position error					
	การลุกนั่ง		การก้าวเดิน		การเดิน	
	ทางด้านซ้าย	ทางด้านขวา	ทางด้านซ้าย	ทางด้านขวา	ทางด้านซ้าย	ทางด้านขวา
สะโพก (Hip)	5	7	8	9	9	10
ข้อเข่า (Knee)	9	6	12	14	15	17

ความผิดพลาดที่เกิดขึ้น อาจเกิดจากระบบทางกล เช่นระบบเฟืองทดกำลัง กลไกการทำงาน การยึดประกอบชิ้นงาน ซึ่งทำให้การอ่านข้อมูลตำแหน่งองศาของส่วนต่างๆ เกิดความคลาดเคลื่อนได้ในขณะปฏิบัติงาน

บทที่ 5

สรุป อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

โครงสร้างหุ่นยนต์ต้นแบบสามารถปรับระยะความสูงของผู้สวมใส่ ในช่วง 150 - 180 เซนติเมตร รองรับน้ำหนักผู้สวมใส่ไม่เกิน 90 กิโลกรัม สามารถปรับความเร็วสูงสุดในการเดินได้ 0.5 m/sec. และรองรับการทำงานได้ไม่เกิน 3 ชั่วโมง โดยออกแบบให้มีจุดยึดส่วนขา รวม 10 จุด ทำให้กระชับ และสามารถสวมใส่ด้วยตนเองได้ ในสถานะท่าทางการนั่ง โดยมีฟังก์ชันในการลุกนั่ง การก้าวเดิน การเดิน และมีฟังก์ชันฉุกเฉินสำหรับการร้องขอความช่วยเหลือ ผ่านระบบเครือข่ายสัญญาณโทรศัพท์ภายในประเทศ

ผลการทดลองการเก็บข้อมูลตำแหน่งองศาจากชุดโครงสร้างหุ่นยนต์ช่วยเดินฯ ในบทที่ 4 ดังกราฟแสดงตำแหน่งองศาการเคลื่อนไหวของครึ่งท่อนล่าง จะเห็นว่ามุมมองศาในการลุกนั่งและการเดิน มีรูปแบบใกล้เคียงกัน แตกต่างช่วงมุมมองศาการก้าวเดิน โดยข้อมูลตำแหน่งองศาการเคลื่อนไหวของคนปกติ ได้นำมาเป็นข้อมูลอินพุตสำหรับต้นแบบการเคลื่อนที่ครึ่งท่อนล่าง โดยทำการควบคุมตำแหน่งองศาให้เคลื่อนไหวตามต้นแบบ ได้ประยุกต์ระบบควบคุมแบบพีไอดี มาใช้ควบคุมตำแหน่งองศาการเคลื่อนไหวของครึ่งท่อนล่าง โดยทำการควบคุมส่วนของสะโพกและข้อเข่า โดยสามารถเคลื่อนไหวตำแหน่งองศาได้ตามข้อมูลต้นแบบดังผลการทดสอบการทำงาน โดยมีค่าตำแหน่งองศาผิดพลาดสูงสุด ส่วนข้อเข่า 17 องศา และส่วนสะโพก 15 องศา ค่าตำแหน่งองศาผิดพลาดต่ำสุด ส่วนข้อเข่า 0.05 องศา และส่วนสะโพก 0.02 องศา

งานวิจัยสิ่งประดิษฐ์นี้มีวัตถุประสงค์เพื่อออกแบบและสร้างต้นแบบ เครื่องช่วยเดินสำหรับผู้ป่วยทุพพลภาพครึ่งท่อนล่าง โดยมุ่งเน้นผู้ที่มีความบกพร่องทางร่างกายครึ่งท่อนล่าง ไร้ความรู้สึก และไม่สามารถเคลื่อนไหวได้ด้วยตนเอง ทั้งยังเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์อีกทางเลือกหนึ่ง ให้ผู้สวมใส่ได้เคลื่อนไหวร่างกายท่อนล่างและการเป็นแผลกดทับและช่วยกระตุ้นกล้ามเนื้อท่อนล่าง ยังเป็นการช่วยส่งเสริมคุณภาพชีวิตให้ดีขึ้น ให้สามารถดำรงชีวิตประจำวันขึ้นพื้นฐานได้ต่อไป

5.2 ปัญหาและอุปสรรค

- โครงสร้างมีน้ำหนัก 25 กิโลกรัม ทำให้เป็นอุปสรรคในการเคลื่อนย้าย
- ขนาดของแบตเตอรี่ที่ใช้มีขนาดใหญ่ และน้ำหนักมาก
- อุปกรณ์มอเตอร์ขับเคลื่อนมีจำนวนรอบการทำงานไม่เท่ากัน ความเร็วรอบต่างกัน
- อุปกรณ์สายรัดมีความบกพร่องรัดไม่กระชับจึงทำให้เวลาทดสอบมีการหลวมในบริเวณที่รัดเกิดขึ้น

- อุปกรณ์และชิ้นส่วนของกล่องชุดควบคุม มีน้ำหนักใหญ่ต้องใช้พื้นที่ในการติดตั้ง จึงทำให้ชุดโครงหุ่นยนต์มีน้ำหนักเกินความต้องการ
- การชาร์ตแบตเตอรี่ ใช้เวลานาน ไม่ต่ำกว่า 3 ชั่วโมงต่อครั้ง
- เสียงดัง เกิดจากระบบเกียร์ทดกำลังของมอเตอร์
- รูปลักษณ์ภายนอกไม่น่าใช้งาน

5.3 ข้อเสนอแนะ

- ควรมีความเข้าใจในศาสตร์ของวัสดุวิศวกรรมเพื่อเลือกใช้วัสดุและอุปกรณ์ที่มีความเหมาะสม น้ำหนักเบาและต้องมีความทนทานสูง
- พื้นฐานความเข้าใจในเรื่องกายภาพของมนุษย์ โดยขอคำแนะนำและปรึกษา หรือทำความเข้าใจร่วมกับผู้เชี่ยวชาญทางการแพทย์ เกี่ยวกับกายภาพบำบัด หรือสถานประกอบการเกี่ยวกับสุขภาพและกายภาพบำบัด
- ระบบวิเคราะห์และประมวลผลควรมีประสิทธิภาพสูง ความเร็วในการประมวลผล และทนทานต่อทุกสภาพอากาศ
- มาตรฐานเครื่องมือทางการแพทย์ เพื่อผลิตชิ้นงานในเชิงพาณิชย์
- มาตรฐานอุปกรณ์กันน้ำ สำหรับมาตรฐานการป้องกันระบบไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์ เพื่อความปลอดภัยในการใช้งาน

5.4 แนวทางการพัฒนา

การพัฒนาระบบทางกลและอุปกรณ์

- เปลี่ยนวัสดุที่ใช้ทำโครงสร้างให้แข็งแรงและน้ำหนักเบา เช่น Carbon fiber, Polymer, PE เป็นต้น
- ระบบกลไกป้องกันการหมุนเกินตำแหน่งของจุดหมุนในส่วนสะโพก ข้อเข่าและข้อเท้า
- ปรับโครงสร้างให้รองรับชุดกลไกระบบป้องกันการล้ม
- ปรับเปลี่ยนมอเตอร์ขับเคลื่อนแบบ Brushless motor
- ปรับเปลี่ยนระบบทดกำลัง Gear Box
- เปลี่ยนแหล่งจ่ายพลังงานให้มีขนาดเล็ก เบา และกำลังไฟฟ้าสูง เช่น lithium-polymer เป็นต้น

การพัฒนาซอฟต์แวร์

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

5.4 ผลงานการวิจัย

รางวัลระดับนานาชาติ 2 รางวัล

“Leading Innovation Award” by International Intellectual Property Network Forum (IIPNF) at Taipei International Invention Show & Technomart” (INST 2015)
ณ กรุงไทเป ประเทศไต้หวัน

“Honorable Mention” at Taipei International Invention Show & Technomart”
(INST 2015)
ณ กรุงไทเป ประเทศไต้หวัน

รางวัลระดับชาติ 2 รางวัล

รางวัลนักคิดสิ่งประดิษฐ์รุ่นใหม่ ประจำปี 2558 โดยสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ (วช.)

ผลงาน: **รางวัลชนะเลิศ**, กลุ่มสิ่งประดิษฐ์เพื่อประโยชน์ทางการแพทย์และสาธารณสุข
ประเภทอาชีวศึกษาและอุดมศึกษา หัวข้อ “หุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับผู้ทุพพลภาพครึ่งท่อนล่าง”

การประกวดผลงานด้านหุ่นยนต์เพื่อกระบวนการผลิต (RACMP2014) ประเภทเพื่อสังคม
ผลงาน: **รางวัลชนะเลิศ**, หัวข้อ “หุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับผู้ทุพพลภาพครึ่งท่อนล่าง”

บรรณานุกรม

บรรณานุกรม

- กรมควบคุมโรค กระทรวงสาธารณสุข. 2550. **คู่มือความรู้เรื่องอัมพาตสำหรับประชาชน.** กรุงเทพมหานคร: สำนักงานหลักประกันสุขภาพแห่งชาติ.
- กลุ่มงานการพยาบาล สถาบันประสาทวิทยา กรมการแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข. 2543. **คู่มือการพยาบาล ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง.** 2543:10-25.
- เฉลิมผล คงเขียว. 2553. “ระบบภาพเคลื่อนไหวสำหรับการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์.” วิทยานิพนธ์ปริญญาโท สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์.
- นิพนธ์ พวงวรินทร์. 2544. ระบาดวิทยาโรคหลอดเลือดสมอง. พิมพ์ครั้งที่ 2. กรุงเทพมหานคร : โรงพิมพ์เรือนแก้วการพิมพ์.
- สถาบันประสาทวิทยา กรมการแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข. 2550. **คู่มือโรคหลอดเลือดสมองสำหรับประชาชน.** พิมพ์ครั้งที่ 2. กรุงเทพมหานคร: สำนักงานกิจการโรงพิมพ์องค์การสงเคราะห์ทหารผ่านศึก
- สุธี สุทัศน์ ณ อยุธยา. 2533. “กายวิภาคศาสตร์ระบบการเคลื่อนไหว (Anatomy of the Locomotion System).” พิมพ์ครั้งที่ 2 : เมติคัล มีเดีย.
- Arron M. Dollar and Hugh Herr. 2007. “Active Orthoses for Lower-Limbs: Challenges and State of the Art.” **IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics**, July 13-15, 2007, Netherland, 968-977.
- Craig, J. J., 1989. “Introduction to Robotics Mechanics and Control.” **Addision Wesley USA: Addision-Wesley Publishing Company.**
- 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**, Oct. 5-8, 2003, Washington D.C., USA, 4: 1648–1653.
- Kawamoto, H., and Sankai, Y., 2002. “Power assist system hal-3 for gait disorder person.” **International Conference on Computers for Handicapped Persons**, 9: July 7–9, 2002, Paris, France, 2398: 196–203.
- Kazerooni, H. and Steger, R., 2006. “The Berkeley Lower Extremity Exoskeleton.” **Transection ASME Journal of Dynamic System, Measurement and Control** 128: 14–25.

- 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**, April 26 - May 1, 2004, New Orleans, LA, USA, 5: 2430–2435.
- Rose, J. and Gamble, J. G., 1994. "HumanWalking." **2nd ed. Baltimore**: Williams & Wilkins.
- Saeed, B., Niku, 2001. "Introduction to Robotics Analysis, Systems, Applications." **Prentice Hall**. ISBN 0-13-061309-6 : 29-94.
- Viet Anh Dung Cai, Philippe Bidaud, and Vincent Hayward. 2011. "Self-adjusting, Isostatic Exoskeleton for the Human Knee Joint." **International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society** 33: Aug. 30 – Sep. 03, 2011, Boston, USA, 30: 612-618.

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 = 22;
const byte HLD2 = 23;
const byte HLEN1 = 2;
//Define Variables Motor // Hip Right
const byte HRD1 = 24;
const byte HRD2 = 25;
const byte HREN1 = 3;
//Define Variables Motor // Knee Left
const byte KLD1 = 26;
const byte KLD2 = 27;
const byte KLEN1 = 4;
//Define Variables Motor // Knee Right
const byte KRD1 = 28;
const byte KRD2 = 29;
const byte KREN1 = 5;

//variables to keep track of position
volatile unsigned int
Data[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))
HL_Degree[i] = i - 86;
else if((i <= 266)&&(i >= 87))
HL_Degree[i] = i - 86;
else if((i <= 359)&&(i >= 267))
HL_Degree[i] = i - 446;
}
for(int i = 0; i < 360; i++)
{
if((i <= 121)&&(i >= 0))
HR_Degree[i] = 121 - i;
else if((i <= 300)&&(i >= 122))
HR_Degree[i] = 121 - i;
else if((i <= 359)&&(i >= 301))
HR_Degree[i] = 481 - i;
}
for(int i = 0; i < 360; i++)
{
if((i <= 79)&&(i >= 0))
KL_Degree[i] = i - 79;
else if((i <= 259)&&(i >= 80))
KL_Degree[i] = i - 79;
else if((i <= 359)&&(i >= 260))
KL_Degree[i] = i - 439;
}

```

```

for(int i = 0; i < 360; i++)
{
if((i <= 79)&&(i >= 0))
KR_Degree[i] = 79 - i;
else if((i <= 258)&&(i >= 80))
KR_Degree[i] = 79 - i;
else if((i <= 359)&&(i >= 259))
KR_Degree[i] = 439 - i;
}
Serial.println("CLEARDATA");
Serial.println("LABEL,Time,Hip Left,Knee
Left,Hip Right,Knee Right");
delay(2000);
}
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
{
HR_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--)
{
digitalWrite(CLOCK_PIN, LOW);
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);
}

```

ภาคผนวก ข

ใบประกาศนียบัตร รางวัลผลงานการวิจัย

การประกวดผลงานด้านหุ่นยนต์และระบบอัตโนมัติ เพื่อกระบวนการผลิต

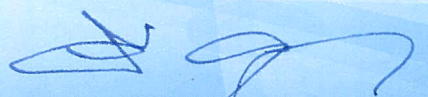
ประกาศนียบัตรฉบับนี้ให้ไว้เพื่อแสดงว่า

นายณัฐพงศ์ คงคาลัย
นายเศรษฐวิโชค นิลนวรรตน์
นายสมบุรณ์ กมลภูจิตรคุปต์
นายปรัชญา การุรงษ์
อาจารย์ที่ปรึกษา ดร. วนายุทธ์ แสนเงิน
มหาวิทยาลัยศรีปทุม

ในฐานะผู้พัฒนาผลงานเรื่อง หุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับผู้ป่วยอัมพาตครึ่งล่าง

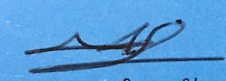
ได้รับรางวัลชนะเลิศ ประเภทหุ่นยนต์เพื่อสังคม

ให้ไว้ ณ วันที่ 3 พฤศจิกายน 2557


รองศาสตราจารย์ ดร. วีระศักดิ์ อุดมกิจเดชา

ผู้อำนวยการ

ศูนย์เทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติ


ดร. นเรศ ดำรงชัย

ผู้อำนวยการ

ศูนย์ความเป็นเลิศด้านชีววิทยาศาสตร์ (องค์การมหาชน)



สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ

มอบเกียรติบัตรฉบับนี้เพื่อแสดงว่า

นายเศรษฐวิโชค นิลนวรรณ์ นายณัฐพงศ์ คงศาลย์ นายสมบูรณ์ กมลภูจิตรคุปต์

ดร.วนายุทธ แสงเงิน (อาจารย์ที่ปรึกษา) แห่ง มหาวิทยาลัยศรีปทุม

ได้รับ “รางวัลชนะเลิศ” ผลงานเรื่อง “หุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับผู้ทุพพลภาพครึ่งท่อนล่าง”

ในโครงการ “รางวัลนักคิดสิ่งประดิษฐ์รุ่นใหม่” ประจำปี ๒๕๕๘

ให้ไว้ ณ วันที่ ๕ กุมภาพันธ์ พุทธศักราช ๒๕๕๘

(ศาสตราจารย์ นายแพทย์สุทธิพร จิตต์มิตรภาพ)

เลขาธิการคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ



สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ (วช.)

National Research Council of Thailand (NRCT)

ขอมอบเกียรติบัตรฉบับนี้ แก่

ดร.วนายุทธิ์ แส้นเงิน

เพื่อแสดงความขอบคุณที่ให้ความร่วมมือในการนำผลงานวิจัย เรื่อง

หุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับผู้ป่วยพลภาวะครึ่งท่อนล่าง

(Exoskeleton Robot for Lower Limb Assistance)

ร่วมนำเสนอในงาน “มหกรรมงานวิจัยแห่งชาติ ๒๕๕๘ (Thailand Research Expo 2015)”

ให้ไว้ ณ วันที่ ๒๐ สิงหาคม ๒๕๕๘

(ศาสตราจารย์ นายแพทย์สุทธินันท์ ยืนยงพัฒนกุล)

เลขาธิการคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ



2015年台北國際發明暨技術交易展

2015 TAIPEI INT'L INVENTION SHOW & TECHNOMART

【專利權人】W.A.R. Team, School of Engineering Sripatum University

之

【專利】Walking Assist Robot (W.A.R.)

榮獲「2015年台北國際發明暨技術交易展」-發明競賽

佳作

發明競賽評審委員會主任委員

2015年10月2日於臺北市

This

Honorable Mention

is presented to

Patent : Walking Assist Robot (W.A.R.)

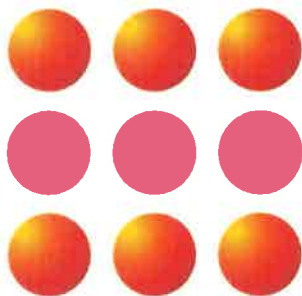
In recognition for the invention of

【Patentee】W.A.R. Team, School of Engineering Sripatum University

2015 Taipei International Invention Show & Technomart Invention Contest

Award Committee Chair

October 2, 2015, Taipei City



IIPNF

國際知識產權交流會

International Intellectual Property Network Forum

Leading Innovation Award

Presented to
Dr. Wanayuth Sanngoen
Setawichock Nilnawarad,
Somboon Kamonphuchitkhup
for excellent invention of
Walking Assist Robot (W.A.R.)

exhibited at



2015 TAIPEI INT'L
INVENTION SHOW & TECHNOMART

Lok Kam Lam (dr.) Patrick
IIPNF - Founder / President
AOTS/JPO/IPR 2010 (IPPE)
Japan Patent Office: IP FRIENDS 101P068

ประวัติย่อผู้วิจัย

ชื่อ	นายวนายฤทธิ์ แสนเงิน
วัน เดือน ปีเกิด	วันที่ 24 กันยายน 2522
สถานที่เกิด	อ.เมือง จ.ลำปาง
สถานที่อยู่ปัจจุบัน	127/21 แขวงตลาดบางเขน เขตหลักสี่ กรุงเทพมหานคร 10210
ตำแหน่งหน้าที่การงานปัจจุบัน	หัวหน้าหลักสูตรวิศวกรรมเมคคาทรอนิกส์
สถานที่ทำงานปัจจุบัน	คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีปทุม
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