การศึกษาการออกแบบอุปกรณ์เสริมแรงช่วยการเดิน
Study of Lower Limb Power Assist Device Design

ไท นวลนิรันดร์, ทวีเดช ศิริธนาพิพัฒน์

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์,มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์

50 ถนนงามวงศ์วาน แขวงลาดยาว เขตจตุจักร กรุงเทพมหานคร 10900

tai.n@ku.ac.th

บทคัดย่อ

บทความฉบับนี้ได้ศึกษาการทำอุปกรณ์ช่วยในการขยับร่างกายจาก การศึกษาแบ่งเป็น 2 ระยะ ระยะแรกคืออุปกรณ์ออกแบบจากท่ายืนไปนั่ง นั่งไปยืน ระยะที่สองคือการออกแบบสำหรับท่าการเดิน (walking phase) การออกแบบทั้งสองระยะมีการออกแบบที่แตกต่างกันเพื่อปรับแก้ปัญหาที่พบระหว่างการสร้างต้นแบบ ต้นแบบทั้งสองระยะที่จะสร้างขึ้นใช้ motor ขับเคลื่อนแตกต่างกัน และมีการควบคุมที่แตกต่างกันด้วย ผลจากการศึกษาครั้งนี้สามารถนำไปใช้ออกแบบสร้างอุปกรณ์กายภาพบำบัดสำหรับช่วงขา

คำสำคัญ: ท่อนขาส่วนล่าง อุปกรณ์เสริมแรงช่วยเดิน

Abstract

This paper is the paper about the study of the device that assist the body movement. The study is divided into 2 parts. The first part is the design of stand to sit and sit to stand motion. For the second part will be the study of walking phase design. The both of them require difference solution to solve the problem of each project. Both of them will use difference kind of motor as well as the motor control principle. The result of this study can be able to design the limb physical therapy

Keyword: Lower limb, power assist device

1. บทนำ

เนื่องด้วยอัตราการเกิดในประเทศไทยมีการลดลงถึง 4.6 เปอร์เซ็น ข้อมูลจาก Worldbank มีการทำนายว่าในปี 2040 ประชากรในประเทศไทยจะมีคนที่อายุเกิน 65 ปี อยู่เกิน 17 ล้านคน นั้นเป็นจำนวนที่มากกว่า 1 ใน 4 ของประชากรทั้งหมด และแนวโนมประชากรทั้งโลกก้เฉกเช่นเดียวกัน เมื่อแนวโน้มประชากรที่อายุมากเริ่มมากขึ้นมีสาเหตุมาจาก หลายปัจจัย เช่น คุณภาพการรักษาของประชากรสูงขึ้น อัตราการเกิดต่ำเพราะประชากรมีความรู้สูงขึ้น และยังมีค่าครองชีพที่สูงขึ้นอีกด้วย ประชากรทำงานจนไม่มีเวลาชีวิตเป็นส่วนตัวมากนักและพวกเขามักจะไม่แต่งงานเมื่อไม่พร้อม

เมื่อมีประชากรอายุมากมากขึ้น เราก้ต้องมีเทคโนโลยีใหม่ ๆ มารองรับความเป็นอยู่ของประชากร เช่นอุปกรณ์ช่วยเดิน ที่

 DOI:10.14416/c.fte.2017.11.013

ทำให้คนอายุมากที่ไม่สามารถเดินทางไปไหนเองได้สามารถเดินไปไหนเองได้โดยไม่ต้องพึ่งพาลูกหลาน

สำหรับในท้องตลาดอุปกรณ์เสริมแรงช่วยเดินได้มีประมาณ 4 แบบที่เป็นที่นิยมแพร่หลาย เช่น Rewalk exoskeleton, Cyberdyne ,Suit X and Ekso GT ดังภาพด้านล่าง

ภาพที่ 1: อุปกรณ์เสริมแรงช่วยเดินที่มีขายอยู่ตามท้องตลาด

โดยอุปกรณ์แต่ละชิ้นนั้นส่วนใหญ่แล้วจะผลิตมาเพื่อช่วยเหลือผู้ที่ไม่สามารถเดินเองได้และผู้สูงอายุ

โดยในการจัดทำอุปกรณ์เสริมแรงช่วยเดินนั้นเราจำเป็นที่จะต้องมีข้อมูลการขยับร่างกายของผู้ใช้ เช่น ท่านั่งไปยืน ยืนไปนั่ง และท่าเดิน โดยอ้างอิงจากงานวิจัยของ Hiroaki Kawamoto & Yoshiyuki Sankai (2005) [7] ซึ่งได้ระบุถึงท่าเดินในสภาวะต่าง ๆ รวมถึงการลุกนั่งอีกด้วย 2.อุปกรณ์และวิธีการ

2. อุปกรณ์

*<u>หมายเหตุ</u> อลูมิเนียม7075 จะเบากว่า 5075

**เซนเซอร์ตัวนี้จะไม่ถูกนำมาใช้เนื่องจากไม่มีความเสถียร

	ระยะที่ 1	ระยะที่ 2
โครงสร้าง	Aluminium 5075	Aluminium 7075*
มอเตอร์	4* DC motor	24V brush & brushless
คอนโทรลเลอร์	Arduino mega 2560	Arduino UNO
มอเตอร์ ไดร-เวอร์	4* H-bridge	small motor driver and pwm generator
เซนเซอร์	EMG sensor**	Potentiometer
	Potentiometer	

ภาพที่ 1 : อุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยทางด้านการเดิน ระยะที่ 1

ภาพที่ 2 : อุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยทางด้านการเดิน ระยะที่ 2

3.ผลการทดลองและวิจารณ์

ปีแรก

ปัญหาที่พบ

1.เฟืองที่เอาไว้ใช้ถ่ายกำลังจากมอเตอร์ไม่แข็งแรงพอ

 DOI:10.14416/c.fte.2017.11.013

ภาพที่ 3 : จุดที่เฟืองขบกันของเครื่องมือ

2.motor มีแรงtorqueไม่พอที่จะขับ

ภาพที่ 4 : มอเตอร์ Maxon DC Motor 15Watt 24Volts 25RPM

3.ตอนใส่ครั้งแรกเกิดความไม่สะดวกสบายเลยปรับปรุงโครงสร้าง

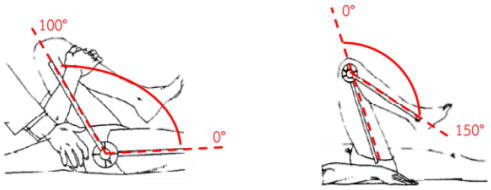
ภาพที่ 5 : จุดที่แก้ไข

ภาพที่ 6 : จุดที่แก้ไขเทียบกับโครงสร้างโดยรวม

ปีที่สอง

3.1ข้อมูลที่เก็บได้จากการใช้ prototype

จะมีมุมสองจุดที่เราต้องการเก็บค่าคือตรงจุดเอวและหัวเข่า

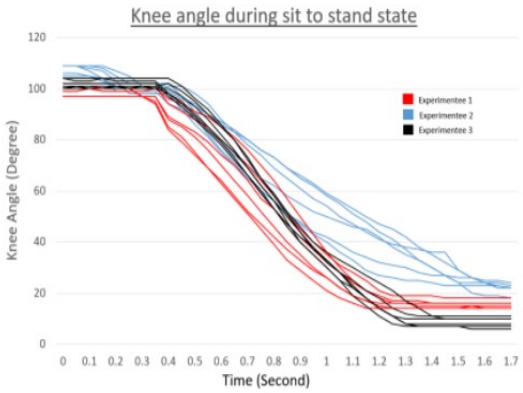


ภาพที่ 8 : รูปจุดที่เก็บองศาและมุมอ้างอิง

โดยการเก็บค่านั้นเราจะใช้เซ็นเซอร์กับไมโครคอนโทรล-เลอในการเก็บค่า โดยที่เราจะค่ามุมองศาต่าง ๆ ตอนทั้งเดินและลุกนั่งบนเก้าอี้ ผลที่ได้มีดั้งนี้

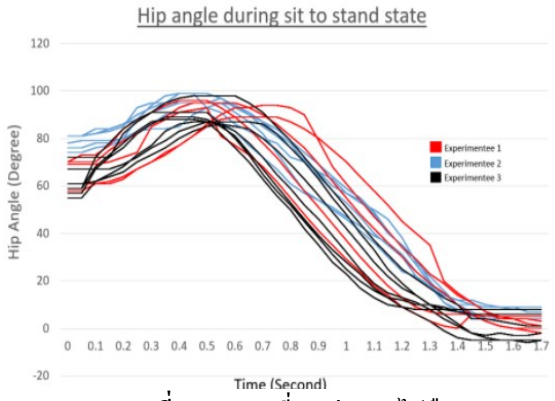
ระยะที่ 1

เราจะเก็บค่าหลายๆครั้งเฉลี่ยดูค่าประมาณที่สมควรที่จะใช้ (ดังนั้นเส้นจึงมีหลายเส้น)

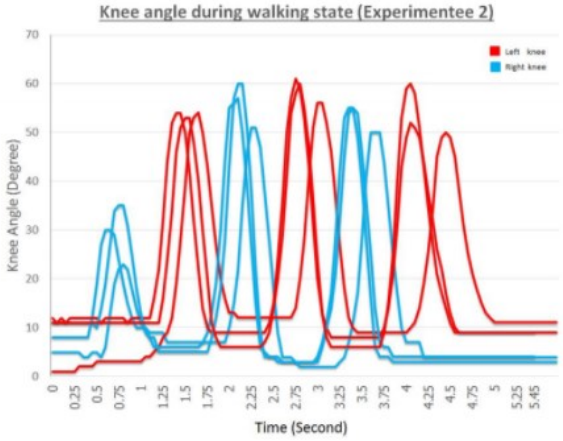


ภาพที่ 9 : องศาที่เข่าช่วงลุกไปยืน

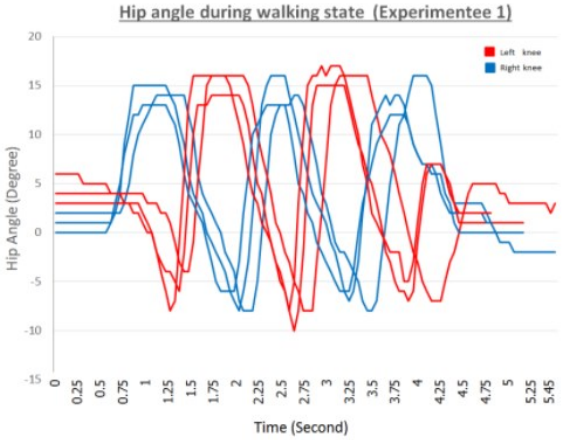
 DOI:10.14416/c.fte.2017.11.013



ภาพที่ 10 : องศาที่เอวช่วงลุกไปยืน



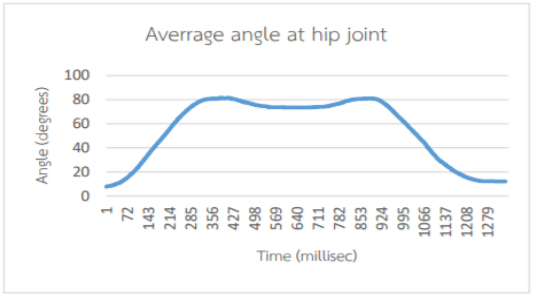
ภาพที่ 11 : องศาที่หัวเข่าช่วงเดิน



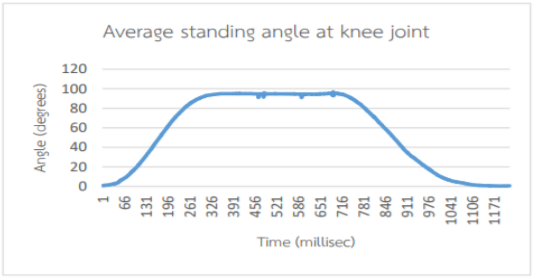
ภาพที่ 12 : องศาที่เอวช่วงเดิน

หลังจากที่เราเก็บค่าองศาเอวและองศาหัวเข่าได้เราจึงนำข้อมูลเหล่านี้เข้ามาประยุกต์ใช้กับเครื่องมือเพื่อใช้ในการเดินและลุกนั่งโดยใช้ค่ามุมต่าง ๆที่สภาวะต่าง ๆเป็นตัวกำหนดว่ามอเตอร์ควรจะหมุนไปทางไหน

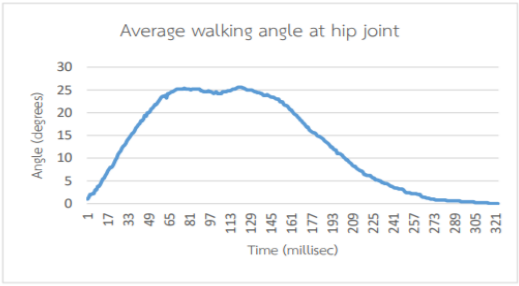
ระยะที่ 2



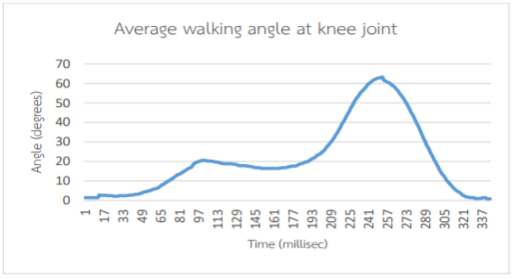
ภาพที่ 13: องศาที่เอวในสถานะลุกนั่งบนเก้าอี้



ภาพที่ 14 : องศาที่ช่วงหัวเข่าในสถานะลุกนั่งบนเก้าอี้



ภาพที่ 15: องศาที่เอวในสถานะช่วงการเดิน

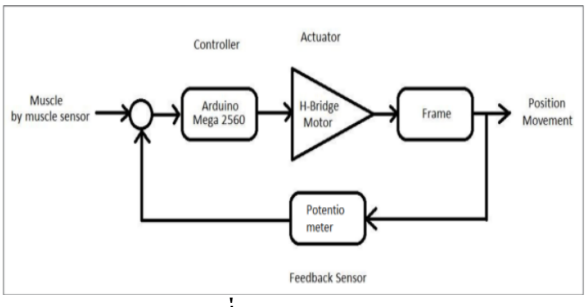


ภาพที่ 16 : องศาที่ช่วงหัวเข่าสถานะช่วงการเดิน

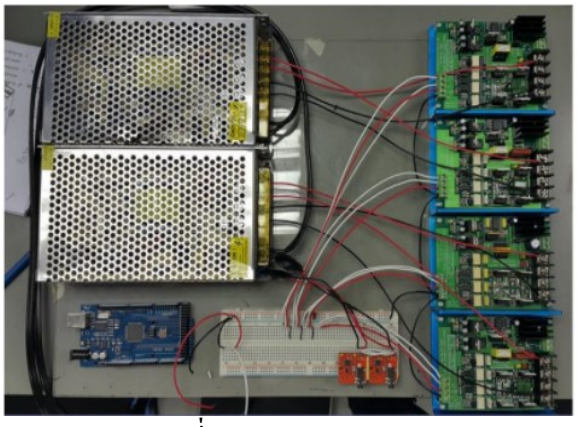
หลังจากที่ได้ค่ามาเราก้นำไปทำกับอุปกรณ์เช่นเดียวกันกับปีแรก

3.2 การออกแบบระบบ control

ระยะที่ 1

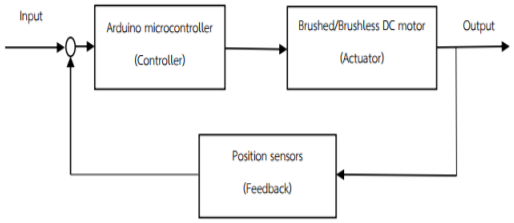


ภาพที่ 17 : แผนผังวงจร

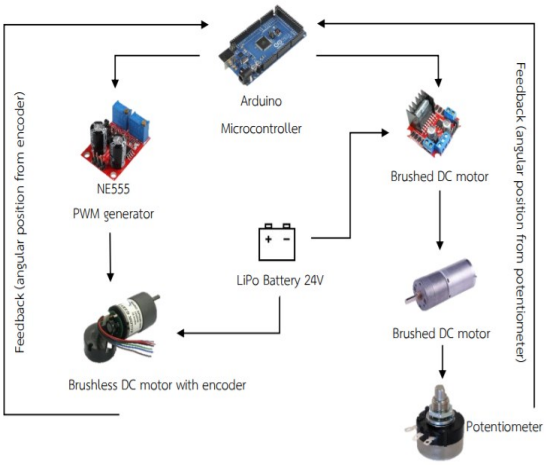


ภาพที่ 18 : ระบบ control unit

ระยะที่สอง



ภาพที่ 19: แผนผังคอนโทรล



ภาพที่ 20: การควบคุมของมอเตอร์และเซนเซอร์วัดมุม

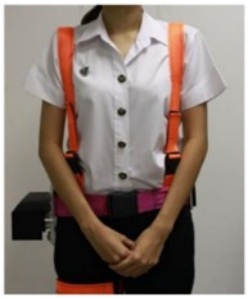
3.3การทดสอบการทำงานของเครื่องมือท้ายสุด

ระยะที่ 1

การทำงานของเครื่องมือเป็นไปได้ด้วยดีมีข้อเสียตรงที่ว่าเฟืองไม่สามารถถ่ายแรงจากมอเตอร์มาสู่โครงสร้างได้นานเท่าที่ควร

ระยะที่ 2

หลังจากที่เราทดลองทดสอบระบบขั้นสุดท้ายเราได้พบปัญหาว่าจุดศูนย์ถ่วงของเครื่องมือนั้นเอียงไปทางข้างหลังมากไป ฉะนั้นเราจะแก้ปัญหามันด้วยเราจะติดสายรับน้ำหนักคล้องกับไหล่ทั้งสองข้างของผู้ใช้ดังรูปด้านล่าง



ภาพที่ 21: รูปที่จุดที่แก้ไข

ข้อแตกต่างกันระหว่างปีแรกและปีสอง

เนื่องจากระยะแรกเรายังไม่เคยทำอุปกรณ์ช่วยเดินมาก่อน เราจึงพยายามหาอุปกรณ์ที่เราคิดว่ามันน่าจะทำให้งานสำเร็จลุล่วงไปได้ประเด็นที่ควรได้รับการปรับแก้ในปีแรกคือ

1.muscle sensor V3 มันไม่มีความเสียรพอที่จะนำมาใช้ตรวจวัดได้ เนื่องจากว่าผู้ใช้ต้องได้รับการฝึกฝนถึงจะใช้เซนเซอร์ประเภทนี้ได้อย่างมีประสิทธิภาพ

2. เกลียวถ่ายกำลังเกิดรอยบิ่นและไม่สามารถถ่ายกำลังไปที่ชิ้นงานได้

3.ตัวมอเตอร์หลักมีกำลังtorqueไม่พอแก่การใช้ ข้อที่สี่ อุปกรณ์ค่อนข้างเสียเวลานานถึงจะสวมใส่ได้

ส่วนในระยะที่ 2 นั้นเราได้เรียนรู้ข้อเสียจากปีแรกหลายด้านและพยายามปรับแก้ในส่วนของเครื่องมือที่เราปรับแก้คือ

1.เราใช้อุปกรณ์ที่มีน้ำหนักเบากว่าปีที่แล้ว (Aluminium alloy 5083 -> Aluminium alloy 7075) แต่มีราคาที่แพงกว่า

2.เราเปลี่ยนรูปแบบของอุปกรณ์ให้สามารถใส่ได้ไวขึ้นไม่ต้องมารัดหลายจุดให้วุ่นวาย

3.เราเปลี่ยนมอเตอร์จากมอเตอร์ DC ธรรมดาไปเป็น brushless motor ซึ่งมอเตอร์ชนิดนี้ต้องจ่ายไฟแบบ pwm (Pulse width modulation)และยังให้ torque ที่มากกว่ามอเตอร์ DC เหมาะกับ

การใช้ในโปรเจคของเราและมอเตอร์ของงานระยะที่ 1 ยังเป็นมอเตอร์มือสองแตกต่างจากงานในระยะที่ 2 ที่มอเตอร์ทั้งหมดเป็นของใหม่

4.เราได้เปลี่ยนตัวH-bridge เป็นตัวmotor driver มันจะเล็กลงกว่าเดิม ตัว motor driver ตัวใหม่นี้สามารถติดเข้ากับอุปกรณ์ได้เลยไม่ต้องวางไว้ด้านนอกเหมือนกับ H-bridgeที่มีขนาดใหญ่กว่าดังภาพที่18 และภาพที่20 ทำให้โปรเจคนี้เข้าใกล้ความเป็นจริงมากกว่าเดิม

3.4 บทสรุป สิ่งที่ควรศึกษาต่อและข้อเสนอแนะ

ภาพรวมของอุปกรณ์เริ่มเป็นรูปเป็นร่างมากขึ้นถือว่ามีการพัฒนาจากปีแรกสู่ปีที่สองทางด้านmotorที่มีกำลังtorque มากกว่าเดิม แต่สุดท้ายmotorก้ยังมีกำลังไม่พออยู่ดี มีโครงสร้างที่เบาขึ้นเข้าหลักการทำอุปกรณ์ช่วยเดิน และสามารถย้ายมอเตอร์ไดรเวอร์ไปติดบนอุปกรณ์ได้อีกด้วย

สิ่งที่ได้รับและคาดว่าสามารถนำไปใช้ต่อได้คือ สามารถใช้การศึกษาการออกแบบครั้งนี้เพื่อไปช่วยในการออกแบบอุปกรณ์กายภาพบำบัดได้

4.เอกสารอ้างอิง

[1]Kralj, A., Jaeger, R. J. and Munih, M. Analysis of standing up and sitting down in humans:definitions and normative data presentation.Journal of Biomechanics,(11)1990,23, .1138-1123

[2]Kerr, K. M., White, J. A., Barr, D. A. and Mollan, R. A. B. Standardisation and definitions of the sit-stand-sit movement cycle. Guit and Posture, 1994, (3)2, -182 .190

[3]Yoshida, K., Iwakura, H. and Inoue, F. Motion analysis in the movements of standing up from and sitting down on a chair. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 1983, 15, .140-133

[4]Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects, by K M Kerr PhD, J A White PhD, D A Barr PhD, R A B Mollan MD FRCS.

[5]Bosco, C. and Komi, P. V. Influence of aging on mechanical behaviour of the leg extensor muscles. European Journal of Applied Physiology, 1980,45, .219-209

[6]Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normaland obese subjects F. Sibella, M. Galli, M. Romei, A. Montesano, M. Crivellini, Department ofBioengineering, Politecnico di Milano, p.zza Leonardo da Vinci 32, 20133 Milano,Italy Ospedale S. Giuseppe, Piancavallo, Verbania, Italy

[7] Hiroaki Kawamoto & Yoshiyuki Sankai (2005) Power assist method based on Phase Sequence and muscle force condition for HAL, Advanced Robotics, 19:7, 717-734,