

ระบบแขนกลเพื่อการบำบัดฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก ROBOT ARM SYSTEM FOR REHABILITATION IN HEMIPLEGIC PATIENT

วัชร มะณีเตม และ วสุ พันไพศาล*

Watchara Maneetoem, and Wasu Phanphaisarn*

Faculty of Science and Technology, Pibulsongkram Rajabhat University

*corresponding author email: wasu_phy@hotmail.com

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้นำเสนอการออกแบบและสร้างระบบแขนกลเพื่อการบำบัดฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกที่สามารถควบคุมการทำงานผ่านแอปพลิเคชันบนโทรศัพท์มือถือ โดยไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Uno R3 รับคำสั่งต่าง ๆ ที่โปรแกรมไว้ในแอปพลิเคชันบนโทรศัพท์มือถือ ผ่านทางการเชื่อมต่อไร้สายด้วยบอร์ด USB-WiFi-232-T ทำการควบคุมการทำงานของ มุมในการยก แขน ความเร็ว และจำนวนรอบ ซึ่งในการควบคุมมุมของชุดกลไกระบบแขนกลอาศัยหลักการอ่านค่าความต้านทานของโพเทนชิโอมิเตอร์ที่เปลี่ยนแปลงไป สามารถควบคุมมุมให้อยู่ในระหว่าง 0 ถึง 90 และ 0 ถึง -90 องศาจากแนวระดับ การควบคุมความเร็วของชุดกลไกระบบแขนกลโดยการสร้างสัญญาณพัลส์ (PWM) จากบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ สามารถควบคุมความเร็วอยู่ในช่วง 0.10-0.50 รอบ/นาที และการควบคุมจำนวนรอบโดยการเขียนโปรแกรมการนับจำนวนรอบในไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งจากผลการทดลองพบว่าสามารถควบคุมองศา ความเร็ว และจำนวนรอบได้ โดยที่เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนที่ได้มีค่า ± 2 เปอร์เซ็นต์ ทำให้ผู้ป่วยหรือญาติผู้ป่วยสามารถนำเครื่องกายภาพบำบัดดังกล่าวไปฟื้นฟูสมรรถภาพของผู้ป่วยได้ด้วยตนเอง

คำสำคัญ: แขนกล กายภาพบำบัด แอปพลิเคชันบนโทรศัพท์มือถือ

Abstract

This research presents the design and fabrication of a mechanical arm for rehabilitation of hemiplegic patients where it can be controlled through an application on Android-based mobile devices. ATMEGA32p Reduced Instruction Set Computing (RISC) microcontroller is used as a transceiver to process stored-procedures that's commanded by a mobile application via a wireless connection. USB-WiFi-232-T module is used as a middle interface between wireless socket and asynchronous communication. The purposed application takes control of arm lifting angles, speed and number of replications. The angle of the mechanical arm system is manipulated with potentiometer where variable resistance is transduced into degree. With this configuration, the arm can move and control its angle from -90 to 90 degree horizontal. Speed of movement is controlled

by generating pulse width modulation signals (PWM) from microcontroller. PWM is then mapped to the range of 0.10-0.50 rpm. Number of replication is controlled by counting cycle of routines in a stored-procedure. The results showed that speed and number of cycles can be precisely controlled. The accuracy of degree had a discrepancy of ± 2 percent. The purposed system was satisfactory applied to rehabilitate patients resulting in self-operated by patients, therapists and all involved persons.

Keywords: robot arm, physical therapy, application

บทนำ

ประเทศไทยตั้งแต่ปี พ.ศ. 2541-2547 พบว่าโรคหลอดเลือดสมอง เป็นสาเหตุของการเสียชีวิต เพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง หลังจากนั้นในปี พ.ศ. 2548-2551 มีแนวโน้มการเสียชีวิตจากโรคนี้ชะลอตัวลดลง สำหรับในปี 2552 พบคนไทยเสียชีวิตด้วยโรคหลอดเลือดสมองจำนวน 13,353 คน เฉลี่ยวันละ 36 คน หรือประมาณ 3 คน ในทุก ๆ 2 ชั่วโมง และปัจจุบันผู้ที่มีอายุ 15 ปีขึ้นไป เป็นโรคหลอดเลือดสมอง ประมาณ 751,350 คน และในรอบ 10 ปีที่ผ่านมา (พ.ศ. 2542-2552) พบผู้ป่วยนอนรักษาตัวที่ โรงพยาบาลสังกัดกระทรวงสาธารณสุขทั่วประเทศไทย ด้วยโรคหลอดเลือดสมอง เพิ่มขึ้น 2.45 เท่า และมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง นับได้ว่าโรคหลอดเลือดสมองเป็นปัญหาสาธารณสุขที่สำคัญสำหรับผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกที่รอดชีวิตส่วนใหญ่มีความพิการหลงเหลืออยู่ การให้การรักษาทดลองฟื้นฟูสมรรถภาพเป็นการช่วยให้ผู้ป่วยที่รอดชีวิต มีความสามารถช่วยเหลือตนเองได้ การรักษาด้วยวิธี Constraint-induced movement therapy (CIMT) เป็นวิธีการรักษาที่นิยมนำมาใช้ในการลดความบกพร่องของการเคลื่อนไหวและฟื้นฟูการทำงานของแขนข้างที่เป็นอัมพาตในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกมานานกว่า 1 ปี (Mulder et al., 1986; Duncan et al., 1992; Miltner et al., 1999) เน้นการจำกัดการเคลื่อนไหวของแขนข้างปกติแต่จะเน้นการใช้แขนข้างอัมพาต เพื่อกระตุ้นการทำงานของสมองที่ควบคุมการเคลื่อนไหวที่อ่อนแรง แต่มักนิยมใช้ในการฟื้นฟูผู้ป่วยที่เป็นระยะเรื้อรัง ยังไม่มีนำ CIMT มาใช้ในการรักษาผู้ป่วยระยะเฉียบพลันและการรักษานี้อาจไม่เหมาะกับผู้ป่วยที่มีปัญหา มีระดับความบกพร่องในการเคลื่อนไหวที่มาก

วิธีที่กล่าวมาข้างต้นเป็นการบำบัดที่ต้องอาศัยความชำนาญและความรู้เฉพาะทางกายภาพบำบัดในการรักษาและฟื้นฟูผู้ป่วย ซึ่งระยะเวลาในการรักษาของนักกายภาพบำบัดต่อผู้ป่วยนั้นมีน้อยมาก การรักษาจะเน้นเรื่องของการเคลื่อนไหวส่วนล่างเป็นหลัก ระยะเวลาของการรักษาที่เน้นส่วนร่างกายบนจึงน้อยลงตามไปด้วย จึงเกิดแนวความคิดในการสร้างเครื่องมือโดยอาศัยเทคโนโลยีที่ก้าวหน้าในปัจจุบัน คิดค้นอุปกรณ์เสริมในการใช้รักษาผู้ป่วยเพื่อส่งเสริมการฟื้นฟูและป้องกันภาวะแทรกซ้อนสำหรับร่างกายบน นั่นคือ การบำบัดหรือการรักษาด้วยแขนกลช่วยการเคลื่อนไหวของแขน (Duncan et al., 1992; Aisen et al., 1997; Miltner et al., 1999; Volpe et al., 2000; Volpe et al., 2001; Fasoli et al., 2003; Zhang et al., 2007; Metan et al., 2014; Xiang et al., 2015) การฟื้นฟูสมรรถภาพโดยใช้เครื่องช่วยการเคลื่อนไหวของแขน Continuous Passive Motion (CPM) (Rashid et al., 2012; Chai et al., 2016) ซึ่งเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวของแขนในปัจจุบันมีข้อจำกัดเรื่องการจัดตั้งเครื่องมือที่ยุ่งยาก การใช้งานที่ซับซ้อน ตลอดจนต้องมีผู้เชี่ยวชาญคือนักกายภาพบำบัดดูแลในการใช้เครื่องกายภาพบำบัด ทำให้ผู้ป่วยหรือญาติผู้ป่วยไม่สามารถนำเครื่อง

กายภาพบำบัดดังกล่าวไปฟื้นฟูสมรรถภาพของผู้ป่วยได้ด้วยตนเอง ประกอบกับเครื่องมือดังกล่าวยังไม่มีผู้ประกอบการในประเทศผลิต ต้องนำเข้าจากต่างประเทศ และมีราคาสูง ทำให้ประเทศไทยต้องเสียงบประมาณจำนวนมาก ถือเป็นการเสียดุลทางการค้าของประเทศไทย

ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงทำการออกแบบและสร้างนวัตกรรมเพื่อช่วยในการทำกายภาพฟื้นฟูผู้ป่วย และกลุ่มผู้มีแนวโน้มป่วยเป็นโรคหลอดเลือดสมองให้มีสุขภาพที่ดีขึ้น โดยการบูรณาการองค์ความรู้ ด้านฟิสิกส์ และอิเล็กทรอนิกส์ เพื่อสร้างอุปกรณ์ที่สามารถช่วยการทำกายภาพฟื้นฟูผู้ป่วย ด้วยการใช้เทคโนโลยีสมองกลฝังตัวในการวัด และควบคุมการทำงานของแขนกลกายภาพ นอกจากนี้ระบบการส่งงานการทำงานของแขนกลกายภาพจะถูกส่งผ่านระบบไร้สายบนแอปพลิเคชันโทรศัพท์มือถือ ทั้งนี้เพื่อให้่ายและสะดวกในการใช้งาน เพื่อเป็นการลดต้นทุนในการสร้างและออกแบบ ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงเลือกใช้อุปกรณ์ที่สามารถหาได้ง่ายราคาถูก และมีภายในประเทศ ส่งผลทำให้สามารถผลิตหุ่นยนต์กายภาพให้กับสถานพยาบาลได้ใช้มากขึ้นเนื่องจากมีราคาถูก ซึ่งจะทำให้คุณภาพชีวิตของผู้ป่วยดีขึ้นตามไปด้วย

วิธีดำเนินการวิจัย

1. การออกแบบและการได้มาซึ่งชุดกลไกการยกแขนของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

สำหรับการออกแบบชุดกลไกการยกแขนของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก จะประกอบไปด้วยชุดเฟืองที่ใช้สำหรับการทดแรงของมอเตอร์วอร์มเกียร์ มอเตอร์วอร์มเกียร์แบบไฟฟ้ากระแสตรง กายอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับสวมใส่บริเวณแขน และข้อศอกของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก และชุดขาตั้งแขนกลแบบเคลื่อนที่ได้

โดยมีวัตถุประสงค์การออกแบบดังนี้ คือ

- เพื่อทำการออกแบบให้ชุดกลไกสามารถเคลื่อนย้ายได้สะดวก
- อัตราทดมีค่า 0.10-0.50 รอบ/นาที ซึ่งเหมาะสมกับผู้ป่วย
- ชุดกลไกการยกแขนสามารถยกท่ามุมได้ตั้งแต่ -90 ถึง 90 องศา
- ลักษณะของกายอุปกรณ์ใช้สำหรับสวมใส่บริเวณแขนและข้อศอกมีความเหมาะสมกับผู้ป่วย
- ระบบควบคุมการทำงานสามารถใช้งานได้ง่าย และสะดวกต่อผู้ใช้งาน

ซึ่งรายละเอียดของการออกแบบสามารถอธิบายได้ดังต่อไปนี้

1.1 ชุดเฟืองที่ใช้สำหรับการทดแรงของมอเตอร์วอร์มเกียร์

ชุดเฟืองที่ได้ทำการออกแบบดังแสดงได้ดังภาพที่ 1 (Figure 1) ถูกผลิตมาจากวัสดุชนิดเหล็ก ขนาดความหนา 10 mm โดยชุดฟันเฟืองจะประกอบไปด้วย 5 ฟันเฟืองคือ Z_1 คือฟันเฟืองที่ติดอยู่กับมอเตอร์วอร์มเกียร์ มีจำนวนฟันเฟือง 18 ฟันเฟือง เมื่อมีการหมุนของเฟือง Z_1 จะทำให้ Z_2 ที่มีจำนวนฟันเฟือง 90 ฟันเฟืองหมุนตามไปด้วยในทิศตรงข้าม และในเฟือง Z_2 จะมีเฟือง Z_3 ซึ่งอยู่ติดแน่นกับเฟือง Z_2 ที่มีจำนวนฟันเฟือง 30 ฟันเฟือง จะหมุนไปในทิศทางเดียวกันแล้วจะมาหมุน Z_4 มีจำนวนฟันเฟือง 60 ฟันเฟือง ในทิศตรงข้าม ซึ่งติดอยู่กับเพลายึดติดแน่นกับขาตั้ง ทำให้ชุดกลไกระบบแขนกลเคลื่อนที่ขึ้นลงได้ และ Z_5 คือชุดเฟืองของโพเทนชิโอมิเตอร์ขนาด 12 ฟันเฟือง

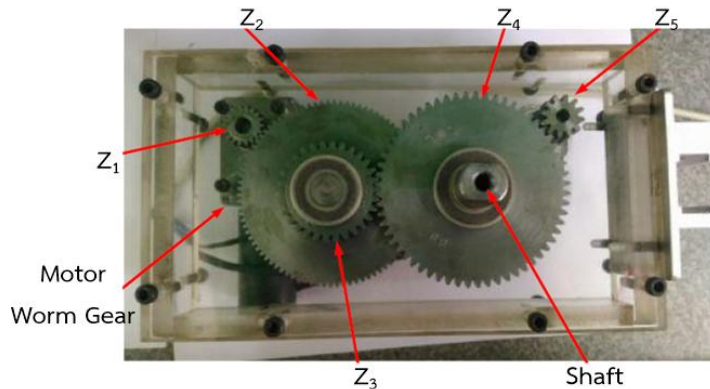


Figure 1 Gear set used for Motor Worm Gear.

โดยการคำนวณ อัตราทดของเฟืองทั้งระบบ ได้จากสมการ (1)

$$m_{\omega} = \left(\frac{Z_2}{Z_1} \right) \left(\frac{Z_4}{Z_3} \right) \dots\dots\dots(1)$$

$$= \left(\frac{90}{18} \right) \left(\frac{60}{30} \right)$$

$$= 10:1$$

จากสมการที่ 1 อัตราทดของเฟืองอยู่ที่ 10: 1 แสดงว่า มอเตอร์วอร์มเกียร์ หมุน 10 รอบ/นาที่ จะได้อัตราทดออกมาอยู่ที่ 1 รอบ/นาที่ ถ้ามอเตอร์วอร์มเกียร์ หมุน 5 รอบ/นาที่ จะได้อัตราทดออกมาอยู่ที่ 0.5 รอบ/นาที่ (Metan et al., 2014) ตามที่ต้องการ

1.2 มอเตอร์ขับพร้อมชุดทดรอบ

มอเตอร์ขับที่ใช้เป็นมอเตอร์พร้อมชุดทดรอบที่สามารถหาซื้อได้ตามท้องตลาดทั่วไป แบบไฟฟ้ากระแสตรง 12V มีความเร็วรอบ 5 rpm (รอบต่อนาที) ขนาดแกน 8 mm. ขนาดหัวเกียร์ 3x4x6 cm. ขนาดมอเตอร์ 3x5.5 cm. รับน้ำหนักได้ไม่เกิน 46 kg ดังภาพที่ 2 (Figure 2)



Figure 2 Motor Worm Gear

1.3 กายอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับสวมใส่บริเวณแขน และข้อศอกของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

ลักษณะของกายอุปกรณ์ใช้สำหรับสวมใส่บริเวณแขนและข้อศอกของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก (Chai et al., 2016; Metan et al., 2014) ถูกผลิตมาจากวัสดุชนิดพลาสติกแบบ ABS โดยมี การออกแบบและสั่งผลิตจากต่างประเทศ โดยจะประกอบไปด้วยส่วนที่ใช้สำหรับวางท่อนแขน

และส่วนที่ใช้สำหรับวางข้อศอก ซึ่งขนาดและรายละเอียดของกายอุปกรณ์สามารถแสดงได้ดังภาพที่ 3 (Figure 3) เมื่อผู้ป่วยนั่งลงที่เก้าอี้แล้วนำแขนของผู้ป่วยสวมใส่กายอุปกรณ์สามารถใช้ได้ทั้งแขนข้างซ้ายและแขนข้างขวา ลักษณะการสวมใส่คือยกข้อศอกของผู้ป่วยให้เสมอไหล่ บริเวณแขนท่อนล่างตั้งฉากกับแขนท่อนบน มือและข้อมือจับแน่นไว้กับจุดยึด

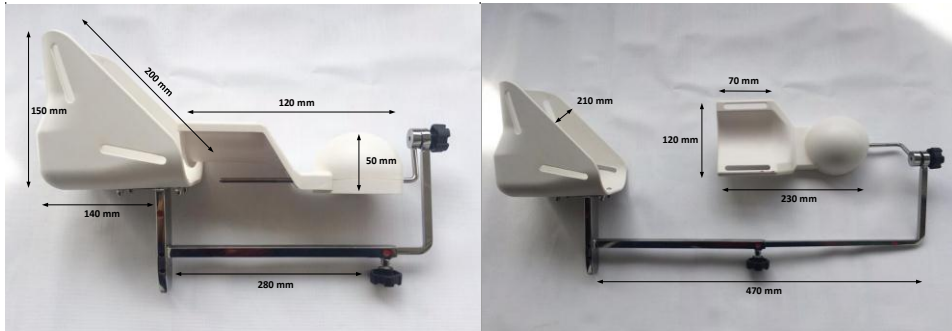


Figure 3 Prosthesis and Orthosis for rehabilitation of hemiplegic patients

1.4 ชุดขาตั้งแขนกลแบบเคลื่อนที่

ชุดขาตั้งแขนกลแบบเคลื่อนที่ ประกอบไปด้วย แกนเสาสำหรับใช้ในการติดตั้งชุดกลไกแขนกลเพื่อการบำบัดฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก โดยทำการผลิตจากวัสดุท่ออลูมิเนียม ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 50 mm ความยาว 600 mm สามารถทำการปรับยืดแบบอัตโนมัติได้ถึง 1200 mm จากพื้นระดับ ชุดขาตั้งผลิตจากวัสดุท่ออลูมิเนียม มีล้อเลื่อน 5 ล้อ ขนาดความกว้าง 400 mm และมีจุดล็อกล้อไม่ให้เคลื่อนที่ขณะกำลังใช้งานอุปกรณ์ ดังภาพที่ 4 (Figure 4)



Figure 4 Set Wheel Stand

2. การออกแบบระบบควบคุมแขนกลเพื่อการบำบัดฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

การออกแบบระบบแขนกลเพื่อการบำบัดฟื้นฟู สมรรถภาพผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก เป็นการออกแบบระบบการทำงาน การติดต่อสื่อสาร การควบคุมต่าง ๆ โดยการออกแบบระบบแขนกลเพื่อการบำบัดฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก สามารถแสดงได้ดังภาพที่ 5 (Figure 5)

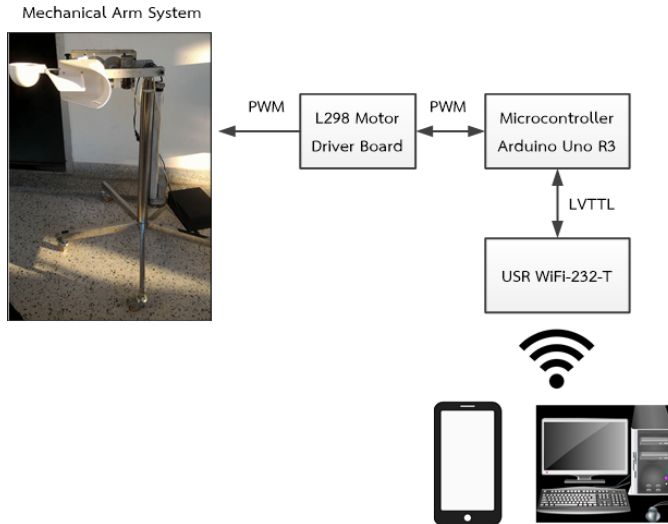


Figure 5 Hemiplegic rehabilitation mechanical arm system

บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Uno R3 รับคำสั่งการบำบัดค่าต่าง ๆ ที่โปรแกรมไว้ในแอปพลิเคชันบนโทรศัพท์มือถือ ผ่านการเชื่อมต่อระบบไร้สาย ด้วย USB-WiFi-232-T แล้วส่งสัญญาณ PWM ไปยังบอร์ดขับเคลื่อนมอเตอร์ L298N Motor Driver Board เพื่อควบคุมชุดกลไกระบบแขนกลที่ติดอยู่กับกายอุปกรณ์สำหรับฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก ที่นักเวชศาสตร์ฟื้นฟูได้ออกแบบไว้ ทั้งนี้ การสื่อสารสามารถทำได้โดยการเชื่อมต่อ Access Point หมายเลข IP 10.10.100.254 ผ่าน Port 8899 สำหรับคำสั่งควบคุมและชุดข้อมูลการบำบัด สามารถแสดงได้ดังภาพที่ 6 (Figure 6)

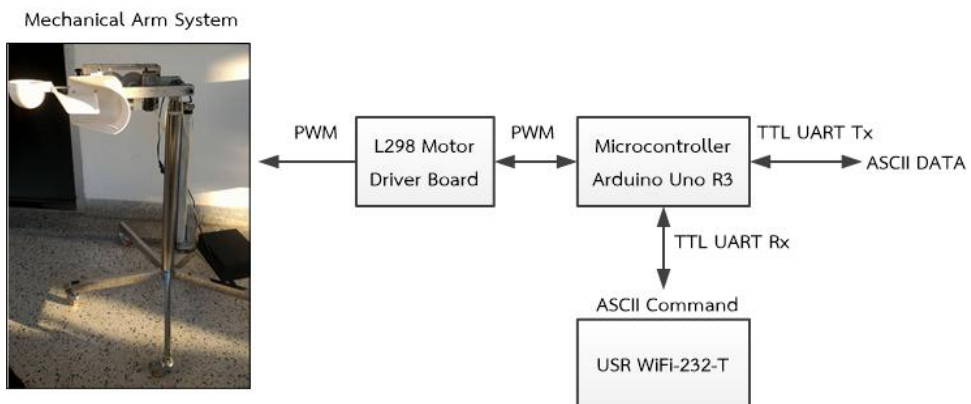


Figure 6 Command sets and stored-procedures

คำสั่งและชุดข้อมูลที่ใช้ติดต่อสื่อสารกับแขนกลอัตโนมัติ ใช้ชุดคำสั่ง ASCII โดยแบ่งเป็นการควบคุม มุมเริ่มต้น มุมสุดท้าย จำนวนรอบ ความเร็ว โวลท์พารามิเตอร์ ไปยังมุมที่ต้องการ เริ่มปฏิบัติการ และโวลท์คำสั่งต่าง ๆ ในการเคลื่อนที่ขึ้น-ลง ชุดกลไกระบบแขนกลจะคำนวณองศาของการขึ้น-ลงอัตโนมัติ และส่งค่าข้อมูลกลับมายังแอปพลิเคชันบนโทรศัพท์มือถือหรือคอมพิวเตอร์ผ่านช่องทางการสื่อสาร TCP สามารถแสดงได้ดังภาพที่ 7 (Figure 7)

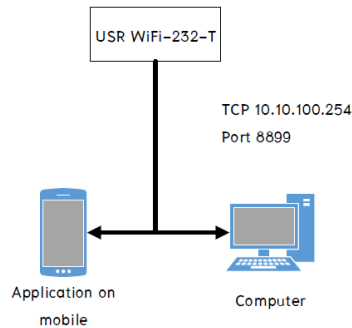


Figure 7 TCP/IP socket connection

3. การออกแบบวงจรคำนวณองศาอัตโนมัติของชุดกลไกระบบแขนกล

หลักการทำงานเริ่มจากการป้อนแรงดันไฟฟ้าขนาด 5 V ให้กับโพเทนซิโอมิเตอร์แบบเชิงมุมที่ยึดติดกับเฟืองซึ่งเฟืองจะเคลื่อนที่แบบหมุนไปกลับตามชุดกลไกระบบแขนกล โดยหลักการของโพเทนซิโอมิเตอร์จะคล้ายกับวงจรแบ่งแรงดัน ซึ่งมุมของแขนกลที่เปลี่ยนไปทำให้แรงดันจากวงจรแบ่งแรงดันของโพเทนซิโอมิเตอร์เปลี่ยนตามไปด้วย ซึ่งแรงดันที่ได้ในแต่ละมุมจะถูกส่งไปยังบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Uno R3 ในช่องสัญญาณ Analog 0 (A0) เพื่ออ่านค่าแรงดันที่ได้เทียบกับแรงดันทั้งหมดที่ส่งไปยังโพเทนซิโอมิเตอร์ แล้วแปลงเป็นค่าระดับที่ความละเอียด 10 บิต ที่มีจำนวนระหว่าง 0-1023 ค่า (มีค่าทั้งหมด 1024 ค่า) และส่งค่าของข้อมูลที่ได้มานำมาควบคุมองศาต่าง ๆ ของแขนกล ซึ่งหลักการและรายละเอียดผู้วิจัยได้แสดงได้ดังภาพที่ 8 (Figure 8)

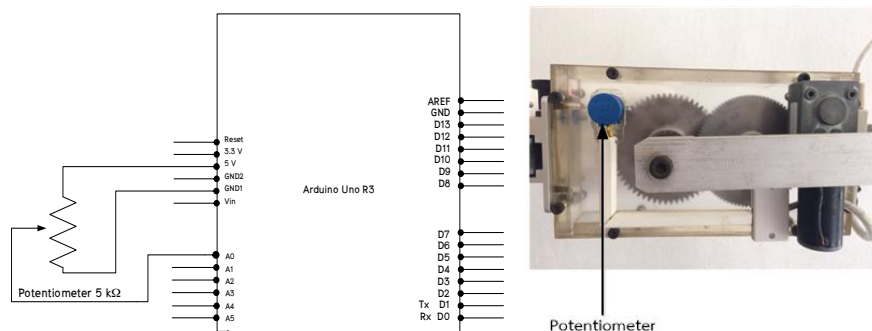


Figure 8 Variable resistance to degree of move transducer

4. การออกแบบวงจรควบคุมความเร็วของชุดกลไกระบบแขนกล

การออกแบบวงจรควบคุมความเร็วของชุดกลไกระบบแขนกลใช้หลักการลดแรงดันขนาด 12V ที่ป้อนให้กับมอเตอร์วอร์มเกียร์ เพื่อปรับความเร็วของมอเตอร์ โดยการเขียนโปรแกรมใน

ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Uno R3 เพื่อส่งสัญญาณ Pulse Width Modulation (PWM) ออกมา โดยการกำหนดความถี่ให้คงที่ ที่ 1 kHz แต่สามารถปรับคาบของสัญญาณหรือ Duty Cycle ได้อย่างอิสระ แต่ไมโครคอนโทรลเลอร์ไม่สามารถที่จะควบคุมมอเตอร์ได้โดยตรง เพราะไมโครคอนโทรลเลอร์ใช้กระแสที่ต่ำประมาณ 36-40 mA แต่มอเตอร์วอร์มเกียร์ที่ใช้ ใช้กระแสประมาณ 1.5 A จึงต่อเข้ากับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ที่สามารถขับมอเตอร์ ทำได้โดยใช้บอร์ดขับมอเตอร์ L298N Motor Driver Board ต่อกับมอเตอร์วอร์มเกียร์ที่ ขั้วลบ ขั้วบวก แล้วส่งสัญญาณ PWM ไปเพียงหนึ่งขั้ว ส่วนอีกขั้วจะเป็น GND เพื่อให้มอเตอร์หมุนไปในทิศทางหนึ่ง ในทางกลับกันถ้าส่งสัญญาณ PWM ไปขั้วตรงกันข้ามอีกขั้วจะเป็น GND แทนทำให้มอเตอร์หมุนกลับทิศ วงจรควบคุมความเร็วของชุดกลไกระบบแขนกลสามารถแสดงได้ดังภาพที่ 9 (Figure 9)

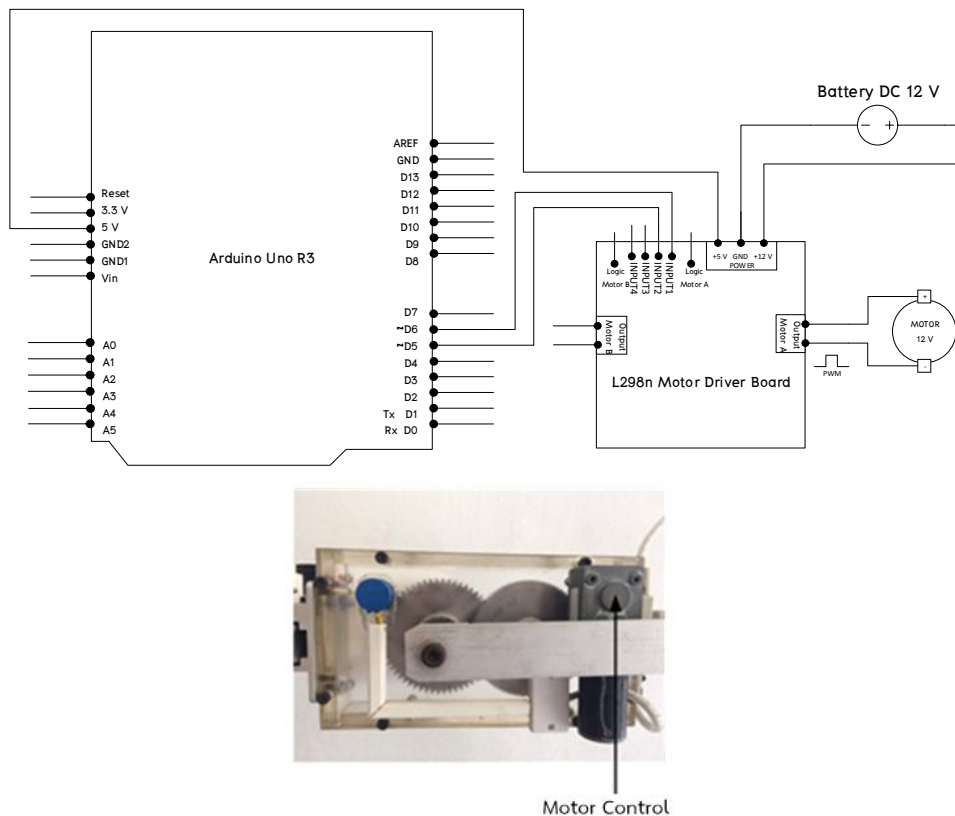


Figure 9 Motor control circuit

5. การออกแบบวงจรการเชื่อมต่อระบบไร้สายด้วย USB-WiFi-232-T

การรับส่งข้อมูลระหว่างโทรศัพท์กับ Wi-Fi ไปยังบอร์ด Arduino Uno R3 ผ่านบอร์ด USB-WiFi-232-T โดยเริ่มจากการกำหนดค่าข้อมูลของผู้ใช้ ส่งข้อมูลโดยการเชื่อมต่อ Wi-Fi ของแขนกล และใส่หมายเลข IP ของเครื่องให้ตรงกัน คือ 10.10.100.254 แล้วทำการรับส่งข้อมูลระหว่างกัน เมื่อสามารถเชื่อมต่อได้แล้ว ทำการกำหนดค่าเริ่มต้น ส่งข้อมูลผ่านไปยัง Wi-Fi แล้วตัวบอร์ด Wi-Fi ก็รับส่ง

ข้อมูลกันกับ Arduino Uno R3 เพื่อให้บอร์ด Arduino Uno R3 สั่งการ ไปยังบอร์ดขับเคลื่อนมอเตอร์ L298N Motor Driver Board ที่ต่อกับมอเตอร์วอร์มเกียร์ สามารถแสดงได้ดังภาพที่ 10 (Figure 10)

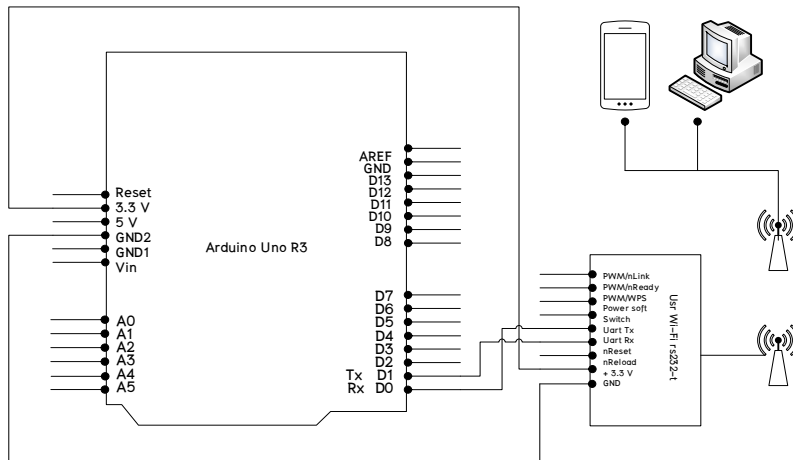


Figure 10 Wireless control scheme

ผลการวิจัย และการอภิปรายผล

1. ผลของโพเทนชิโอมิเตอร์เทียบกับมุมของชุดกลไกระบบแขนกล

การทดสอบทำได้โดยการสั่งการให้ชุดกลไกระบบแขนกลเคลื่อนไปยังตำแหน่งมุมที่ต้องการทีละ 5 องศา โดยวัดจากแนวระดับ ในทางขึ้น 90 องศา และในทางลงจากแนวระดับ 90 องศา ซึ่งในการทดลองเป็นการใช้หลักการเปลี่ยนแปลงความต้านทานของโพเทนชิโอมิเตอร์ แล้วเปลี่ยนเป็นค่าแรงดันไฟฟ้าส่งมายังบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Uno R3 เพื่อที่จะอ่านค่าแรงดันแปลงเป็นค่าระดับที่ความละเอียด 10 บิต ซึ่งมีค่า 0-1023 หรือมีค่าระดับทั้งหมด 1024 ค่า โดยการทดลองพบว่าค่าระดับหรือแรงดันที่อ่านได้จาก Arduino Uno R3 จะเปลี่ยนไปตามมุมที่เปลี่ยนไปของชุดกลไกระบบแขนกล และสามารถหากราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าของระดับกับมุมของชุดกลไกระบบแขนกลแสดงได้ดังภาพที่ 11 (Figure 11)

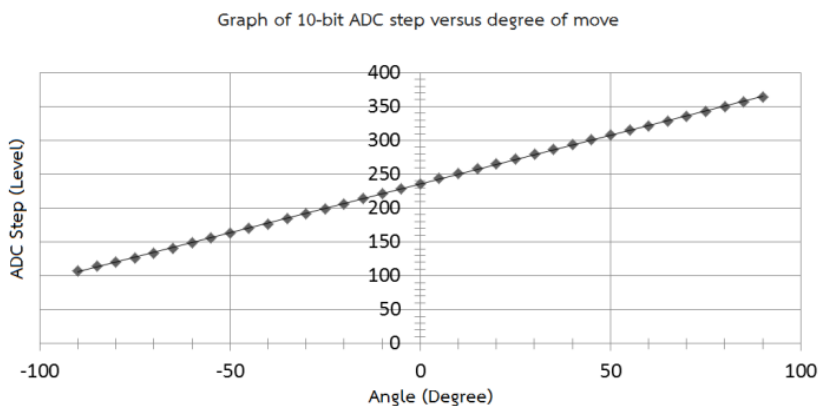


Figure 11 10-bit ADC step versus degree of move

จากกราฟในภาพที่ 11 (Figure 11) สามารถหาค่าสมการแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าของระดับกับมุมของชุดกลไกระบบแขนกลได้ดังสมการที่ 2 และสามารถคำนวณหาค่า R-Squared ได้เท่ากับ 0.999

$$y = 1.441x + 235.621 \quad \dots\dots\dots(2)$$

โดยที่ ค่า y คือ ค่าระดับของ ADC และ x คือ มุมองศาของแขนกล

2. ผลมุมที่อ่านได้จากโพเทนชิโอมิเตอร์เทียบกับมุมของชุดกลไกระบบแขนกลที่วัดจาก Goniometer

การทดสอบทำได้โดยการสั่งการให้ชุดกลไกระบบแขนกลเคลื่อนไปยังตำแหน่งมุมที่ต้องการทีละ 5 องศา แล้ววัดมุมด้วย Goniometer ที่ติดไว้ด้านข้างของเครื่องมือ เมื่อชุดกลไกระบบแขนกลเคลื่อนที่ขึ้น-ลง จะทำให้ไม้บรรทัดสำหรับวัดมุมเคลื่อนที่ตามไปด้วย เพื่อวัดมุมจากโปรแกรมที่อ่านได้จากโพเทนชิโอมิเตอร์แล้วแปลงเป็นมุมเทียบกับมุมที่วัดได้จริงจาก Goniometer แล้วบันทึกดังแสดงได้ดังภาพที่ 12 (Figure 12) เป็นการแสดงผลค่าของมุมที่อ่านได้จากโพเทนชิโอมิเตอร์เทียบกับมุมของชุดกลไกระบบแขนกลที่วัดได้จาก Goniometer ซึ่งเกิดจากการเก็บผลทีละ 5 องศา โดยเก็บผลแต่ละองศาทั้งหมด 5 ครั้ง แล้วนำมาคำนวณค่าเฉลี่ย และนำค่าเฉลี่ยมาคำนวณหาเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน ซึ่งเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนที่ได้มีค่าไม่เกิน ± 2 เปอร์เซ็นต์

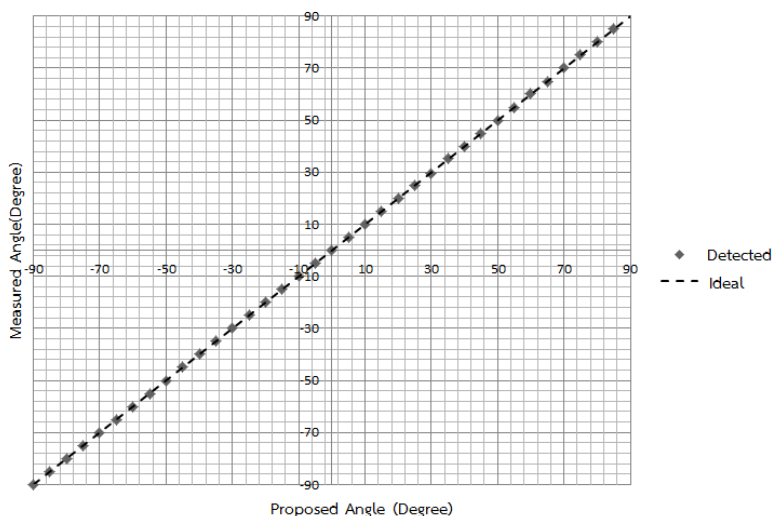


Figure 12 Precision of variable resistance

3. ผลของการเขียนโปรแกรมออกแบบแอปพลิเคชันโทรศัพท์มือถือ สำหรับควบคุมการทำงานของชุดแขนกลเพื่อการบำบัดฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

สำหรับโปรแกรมที่ใช้ในการออกแบบแอปพลิเคชันโทรศัพท์มือถือ (Teng et al., 2004; Mehairi et al., 2007) ถูกพัฒนาด้วยโปรแกรม Basic4Android (B4A) โดยทำการเข้าแอปพลิเคชันเพื่อทำการเชื่อมต่อด้วยการใช้ IP Address 10.10.100.254 เชื่อมต่อไปยังบอร์ด USB-WiFi-232-T เพื่อทำการส่งค่า มุมในการยกแขน ค่าของความเร็ว และจำนวนรอบในการบำบัด ไปยังบอร์ด

ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Uno R3 เพื่อทำการควบคุมชุดกลไกระบบแขนกล โดยหน้าจอที่ทำการควบคุมผ่านทางโทรศัพท์มือถือ สามารถแสดงได้ดังภาพที่ 13 (Figure 13)



Figure 13 Android based mechanical arm control application

ระบบควบคุมแขนกลเพื่อการบำบัดฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก สามารถควบคุมองศา ระหว่าง 0 ถึง 90 และ 0 ถึง -90 องศาจากแนวระดับ ซึ่งให้ค่าของมุมที่มีความเที่ยงตรงสูงดังจะเห็นได้จากผลการทดลองในภาพที่ 12 (Figure 12) และสามารถควบคุมความเร็วรอบได้โดยอาศัยการคิดและออกแบบจากกลไกการทำงานของชุดเฟือง ตั้งแต่ 0.10-0.50 รอบ/นาที ซึ่งเป็นไปตามค่ามาตรฐานของเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวของแขน (CPM) (Metan et al., 2014) นอกจากนี้ยังมีการควบคุมกลไกการทำงานผ่านโทรศัพท์มือถือแบบระบบไร้สาย เพื่อให้ง่ายต่อการใช้งาน และสามารถใช้งานได้สะดวกยิ่งขึ้น ทั้งนี้เนื่องจากในปัจจุบันเทคโนโลยีโทรศัพท์มือถือมีผู้ใช้งานกันอย่างแพร่หลาย ส่งผลทำให้ผู้ป่วยหรือบุคลากรทางการแพทย์สามารถใช้งานได้สะดวกขึ้น ซึ่งงานเครื่องช่วยการเคลื่อนไหวของแขนส่วนใหญ่ใช้การควบคุมผ่านระบบคอมพิวเตอร์ (Rashid et al., 2012; Metan et al., 2014; Chai et al., 2016) ซึ่งทำให้เกิดความยุ่งยากในการใช้งาน

สรุปผลการวิจัย

การสร้างและออกแบบระบบควบคุมแขนกลเพื่อการบำบัดฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก สามารถควบคุมองศา ความเร็ว และจำนวนรอบ โดยอาศัยหลักการควบคุมผ่านระบบไร้สาย Wi-Fi ซึ่งในการควบคุมมุมของชุดกลไกระบบแขนกลอาศัยหลักการเปลี่ยนค่าความถี่ของโพเทนชิโอมิเตอร์ สามารถควบคุมมุมอยู่ในระหว่าง 0 ถึง 90 และ 0 ถึง -90 องศาจากแนวระดับ การควบคุมความเร็วของชุดกลไกระบบแขนกลโดยการสร้างสัญญาณพัลส์ (PWM) จากบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ สามารถควบคุมความเร็วอยู่ในช่วง 0.10-0.50 รอบ/นาที และการควบคุมจำนวนรอบโดยการเขียนโปรแกรมการนับจำนวนรอบในไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งจากผลการทดลองพบว่าสามารถควบคุมองศา ความเร็ว และจำนวนรอบได้ โดยที่เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนที่ได้ มีค่า ± 2 เปอร์เซ็นต์ ทั้งนี้ในการสร้างและออกแบบการควบคุมระบบแขนกลเพื่อการบำบัดฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก ยังต้องคำนึงถึงความปลอดภัย ความสะดวกสบายต่อผู้ป่วย เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดอันตรายและการบาดเจ็บ

ซึ่งจะส่งผลให้ผู้ป่วยมีอาการที่รุนแรงมากกว่าเดิม อีกทั้งยังมีการควบคุมผ่านโทรศัพท์มือถือผ่านระบบไร้สาย เพื่อให้ง่ายต่อการเข้าใจ และสามารถใช้งานได้ง่ายยิ่งขึ้น ในการออกแบบการสร้างและควบคุมระบบแขนกลเพื่อการบำบัดฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกในครั้งนี้นี้ยังคำนึงถึงราคาที่ถูกในการสร้างและอุปกรณ์สามารถหาซื้อได้ง่ายภายในประเทศ

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้สำเร็จได้ด้วยดีเนื่องจากได้รับการสนับสนุนจาก สาขาวิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยราชภัฏพิบูลสงคราม จังหวัดพิษณุโลก

เอกสารอ้างอิง

- Aisen ML, Krebs HI, Hogan N. et al. The effect of robot-assisted therapy and rehabilitative training on motor recovery following stroke, *Archives of neurology*. 1997; 54(4): 443-446.
- Chai GX, Mohamad O. Elbow Joint Rehabilitation Device, *Internation Journal of Vocational Education and Training Research*. 2016; 2(4): 24-27.
- Duncan PW, Goldstein LB, Matchar D. et al. Measurement of motor recovery after stroke. Outcome assessment and sample size requirements, *Stroke*. 1992; 23(8): 1084-1089.
- Fasoli SE, Krebs HI, Stein J. et al. Effects of robotic therapy on motor impairment and recovery in chronic stroke, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2003; 84(4): 477-482.
- Mehairi SOA, Barada H, Qutayri MA. *Integration of Technologies for Smart Home Application*. Computer Systems and Applications, 2007. IEEE/ACS International Conferenceon, 13-16 May, 2007; 241-246.
- Metan SS, Mohankumar GC, Krishna P. Shoulder Put Into Effect by Means of Developed Low Cost CPM Machine, *European Scientific Journal*. 2014; (27): 242-254.
- Miltner WH, Bauder H, Sommer M. et al. Effects of constraint-induced movement therapy on patients with chronic motor deficits after stroke: a replication, *Stroke*; 1999; 30(3): 586-592.
- Mulder T, Hulstijn W, van der Meer J. EMG feedback and the restoration of motor control. A controlled group study of 12 hemiparetic patients. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1986; 65(4): 173-188.
- Rashid MR, Ahmad IN, Haron R. et al. Treatment effectiveness of continuous passive motion machine during post-operative treatment of anterior Cruciate Ligament Patients, *IEEE Symposium on Humannities*. 2012; 469-473.
- Teng JH, Tseng CY, Chen YH. *Integration of networked embedded systems into power equipment remote control and monitoring*. Tencon 2004, 2004 IEEE Region 10 Conference, 2004; 21-24(3): 566-569.
- Volpe BT, Krebs HI, Hogan N. et al. A novel approach to stroke rehabilitation: robot-aided sensorimotor stimulation, *Neurology*. 2000; 54(10): 1938-1944.
- Volpe BT, Krebs HI, Hogan N. Is robot-aided sensorimotor training in stroke rehabilitation a realistic ption?, *Current Opinion in Neurology*. 2001; 14(6): 745-752.
- Xiang KK, Hua PCJ, Rahman HA. et al. Development of reconfigurable rehabilitation robot for post-storke foreram and wrist training, *Jurnal Teknologi*. 2015; 2: 79-83.
- Zhang LQ, Park HS, Ren Y. Developing an Intelligent Robotic Arm for Stroke Rehabilitation. *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR'07*. 2007; 984-993.