

ออกแบบและสร้างเครื่องดึงคออัตโนมัติด้วยลมสำหรับใช้ที่บ้าน

The Design and Construction of Automatic Air Cervical Traction for Home Use

ธนกร อยู่โต

Thanakorn Yootho

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ในคณะวิศวกรรมชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยรังสิต

Assist. Prof. in Faculty of Biomedical Engineering Rangsit University

E mail:thanakorn2f@hotmail.com

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มุ่งออกแบบและสร้างเครื่องดึงคออัตโนมัติด้วยลมสำหรับใช้ที่บ้านในการบำบัดรักษาอาการปวดคอเรื้อรังของผู้ป่วยโดยไม่ต้องไปรักษาที่คลินิกหรือโรงพยาบาล การออกแบบและสร้างเครื่องนี้ประกอบด้วย 3 ส่วนหลักคือ 1) ส่วนของท่อลมยางสวมคอผู้ป่วยทำหน้าที่ยึดคอผู้ป่วย 2) ส่วนของฮาร์ดแวร์ประกอบไปด้วย ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Mega 2560R3 จอแสดงผล (LCD 4x20) วงจรอิเล็กทรอนิกส์และ 3) ส่วนของซอฟต์แวร์ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของเครื่องเขียนด้วยโปรแกรมภาษาซี ผลการทดสอบฟังก์ชันการทำงานของเครื่องมีดังนี้ 1) ผลการทดสอบแรงดึงคอผู้ป่วยในโหมดดึงแบบต่อเนื่องและโหมดดึงเป็นช่วงเวลาของเครื่อง เทียบกับเครื่องชั่งน้ำหนักรุ่น DR400 พบว่ามีค่าผิดพลาดไม่เกินร้อยละ 10 2) ผลการทดสอบระบบตั้งเวลาการทำงานของเครื่อง เทียบกับนาฬิกาจับเวลา Casio รุ่น HS-5 พบว่ามีความถูกต้องเฉลี่ยร้อยละ 100 และ 3) ผลการทดสอบวัดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่ตัวเครื่องด้วยเครื่อง Fluke ESA612 Electrical Safety Analyzer พบว่าอยู่ในช่วงค่ามาตรฐานของ IEC60601-1 ($<500\mu A$) และ 4) ผลการทดสอบทางด้านคลินิกสามารถยอมรับได้จากคณาจารย์ คณะกายภาพบำบัด มหาวิทยาลัยรังสิต

คำสำคัญ: กระดูกสันหลังส่วนคอ โหมดการดึงแบบต่อเนื่อง โหมดการดึงเป็นช่วงเวลา

Abstract

This research was intended to design and construct an automatic air cervical traction for home use, in the treatment of patients with chronic neck pain without going to a clinic or hospital. The designed and constructed machine composed 3 main parts which are 1) the air chamber part for stretching a patient's neck, 2) the hardware part comprising of a microcontroller Arduino Mega 2560 R3, a display screen (LCD 4x20) and electronic circuits and 3) the software for controlling the operation of the machine with C-language program. The results of function testing of the machine were as the follows; 1) the results of cervical traction of patients in the continuous mode and

intermittent mode compared with a weight scale model DR400 found that the error does not exceed 10 percent, 2) the results of the timer function compared with a stop watch, Casio, Model HS-5, showed that the accuracy was 100%, 3) the result of leakage current of machine tested with the Fluke ESA612 Electrical Safety Analyzer showed that it has a leakage current in the standard range of IEC60601-1 ($<500\mu\text{A}$), and 4) the results of clinical testing were accepted by the lecturers from the Faculty of Physical Therapy, Rangsit University.

Keywords: Cervical spine, Continuous traction, Intermittent traction

1. บทนำ

คอเป็นส่วนร่วมของเส้นประสาทที่รับคำสั่งมาจากสมองส่งไปควบคุมส่วนต่างๆของร่างกาย การเคลื่อนไหวของกระดูกข้อต่อส่วนคอต้องอาศัยการหดตัวของกล้ามเนื้อมัดต่างๆมีผลทำให้กระดูกข้อต่อส่วนคามีการเคลื่อนไหว การดำเนินชีวิตของมนุษย์บางคนหรือบางกลุ่มในยุคปัจจุบันต้องใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ในการทำงานหรือใช้โทรศัพท์มือถือสำหรับการติดต่อข่าวสารในสังคมออนไลน์ ต้องนั่งก้มหน้าเป็นเวลานานในแต่ละวันทำให้เกิดอาการปวดคอ สาเหตุของอาการปวดคอส่วนใหญที่พบคือ 1) การมีอิริยาบถหรือท่าทางที่ผิดสุขลักษณะทำให้กล้ามเนื้อส่วนคอบางมัดถูกใช้งานมากเกินไปจนเกิดการเมื่อยล้า 2) มีความเครียดทางจิตใจซึ่งเกิดจากหลายสาเหตุคือเกิดความเครียดจากการทำงาน มีความเครียดจากปัญหาครอบครัวและมีความเครียดจากการพักผ่อนที่ไม่พอเพียงทำให้กล้ามเนื้อส่วนคอหดเกร็งเกิดความเจ็บปวดขึ้นได้ 3) คอเคล็ดหรือขอกเกิดจากกล้ามเนื้อส่วนคอทำงานหนักมากเกินไป ในกรณีที่คอเคลื่อนไหวเร็วหรือรุนแรงชั่วขณะทำให้เอ็นและกล้ามเนื้อส่วนคอถูกยืดออกมากเกินไปจนเกิดการฉีกขาดของกล้ามเนื้อบางส่วนจะเกิดความเจ็บปวดขึ้นได้และ 4) ภาวะข้อเสื่อมเนื่องจากกระดูกส่วนคอต้องแบกรับน้ำหนักส่วนศีรษะอยู่ตลอดเวลาตั้งแต่เด็กจนถึงผู้สูงอายุหรือมีปุ่มกระดูกงอกขึ้นที่ข้อข้อต่อกระดูกส่วนคอไปกดทับปลายเส้นประสาททำให้เกิดความเจ็บปวดขึ้นได้ (John H. Shim, 2001; วิทย์ สมบัติวิวัฒน์, 2557) จากที่กล่าวข้างต้นถ้าผู้ป่วยปล่อยให้มีอาการปวดคอไว้เป็นเวลานานไม่ทำการรักษาจะเกิดภาวะปวดคอเรื้อรัง การรักษาจะใช้เวลานาน เสียค่าใช้จ่ายสูง ผู้วิจัยจึงมีแนวคิดประดิษฐ์เครื่องดึงคออัตโนมัติด้วยลมสำหรับใช้ที่บ้าน ใช้รักษาอาการปวดคอโดยไม่ต้องเสียเวลาเดินทางไปรักษาตัวที่คลินิกหรือโรงพยาบาลเป็นเวลานานและมีค่าใช้จ่ายที่สูง เครื่องดึงคอที่ใช้ในคลินิกหรือในโรงพยาบาลโดยทั่วไปใช้ระบบไฟฟ้าร่วมกับระบบแมคคานิคซึ่งมีขนาดใหญ่ ราคาสูงและการทำงานมีความยุ่งยากต้องอยู่ในความดูแลของนักกายภาพบำบัด (Parhate, 2015) ดังนั้นเครื่องดึงคออัตโนมัติด้วยลมที่คิดประดิษฐ์ขึ้นนี้สามารถเข้ามาช่วยแก้ปัญหาสำหรับรักษาอาการปวดคอเรื้อรังได้ ตัวเครื่องมีขนาดเล็กใช้งานง่ายและสะดวกต่อการเคลื่อนย้าย

2. วัตถุประสงค์

ออกแบบและสร้างเครื่องดึงคออัตโนมัติด้วยลมสำหรับใช้ที่บ้านในการบำบัดรักษาอาการปวดคอเรื้อรังของผู้ป่วยด้วยตนเองโดยไม่ต้องไปรักษาที่คลินิกหรือโรงพยาบาล

3. อุปกรณ์และวิธีการ

3.1 ใช้วัสดุและอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์หลักดังนี้

3.1.1 ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Mega 2560 R3 จอแสดงผล (LCD 20x4) และเซ็นเซอร์วัดความดัน

อากาศ

3.1.2 ตัวบัสเซอร์ (buzzer) สวิตช์ปุ่มกด (bottom switch) และตัวโซลินอยด์วาล์ว (solenoid valves)

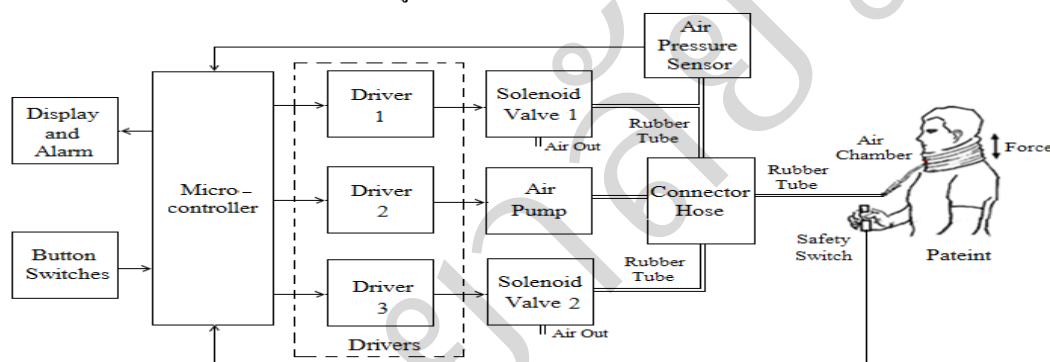
3.1.3 ท่อลมยางสวมคอผู้ป่วย (air chamber) อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ และเครื่องปั๊มอัดอากาศ (air pump)

ขนาด 12 โวลต์

3.2 วิธีดำเนินงานวิจัย

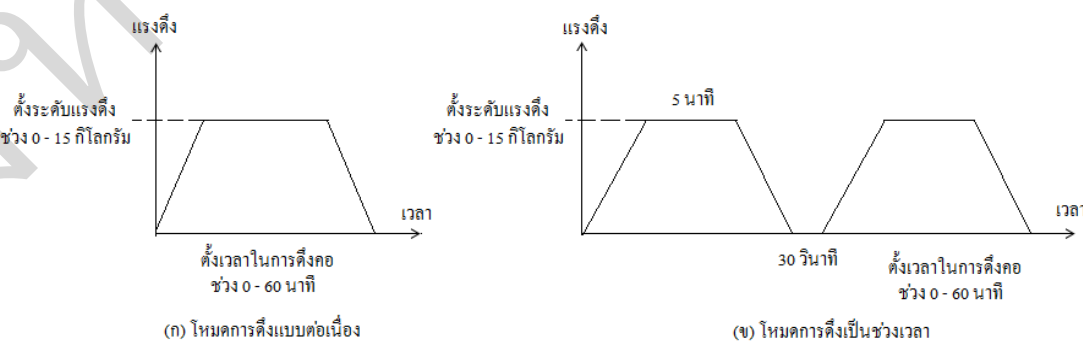
3.2.1 ออกแบบหลักการทำงานของเครื่องดัดคออัตโนมัติด้วยลมสำหรับใช้ที่บ้าน โดยเขียนโค้ดโปรแกรมแสดง

หลักการทำงานและส่วนประกอบดังแสดงในรูปที่ 1



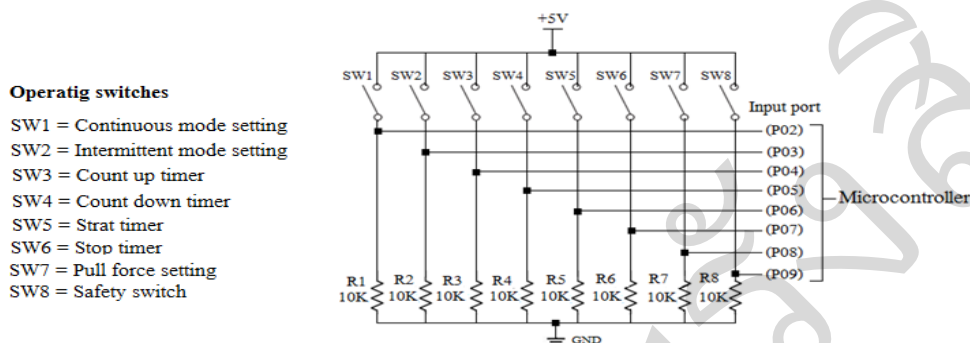
รูปที่ 1 ส่วนประกอบและหลักการทำงานของเครื่องดัดคออัตโนมัติด้วยลมสำหรับใช้ที่บ้านที่ออกแบบ

เครื่องดัดคออัตโนมัติด้วยลมที่ออกแบบและสร้างนี้มีโหมดการทำงานคือ 1) โหมดการดัดแบบต่อเนื่อง (continuous mode) สามารถตั้งระดับแรงดึงได้ช่วง 0 – 15 กิโลกรัมและตั้งเวลาในการดึงได้ช่วง 0-60 นาทีและ 2) โหมดการดัดเป็นช่วงเวลา (intermittent mode) สามารถตั้งระดับแรงดึงได้ช่วง 0 – 15 กิโลกรัม เครื่องจะดึงค้างไว้ นาน 5 นาทีและจะปล่อยแรงดึง 30 วินาทีเครื่องจะทำงานสลับกันไปจนเวลาที่ตั้งในการดึงหมดลง สามารถตั้งเวลาในการดึงได้ช่วง 0 - 60 นาที



รูปที่ 2 กราฟแสดงลักษณะการดึงในโหมดการดึงแบบต่อเนื่อง (ก) และโหมดการดึงเป็นช่วงเวลา (ข)

3.2.2 ออกแบบวงจรสวิตช์ปุ่มกดควบคุมการทำงาน วงจรส่วนนี้ใช้สวิตช์ปุ่มกด SW1 – SW8 ต่ออนุกรมเข้ากับตัวความต้านทาน 10 K Ω จำนวน 8 ตัวต่อวงจรแบบ pull down resistor และเชื่อมต่อเข้ากับพอร์ตอนพุท P02 – P09 ของตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ดังแสดงในรูปที่3



รูปที่3 วงจรสวิตช์ปุ่มกด SW1 – SW8 ถูกเชื่อมต่อเข้ากับพอร์ตอนพุท P02 – P09 ของตัวไมโครคอนโทรลเลอร์

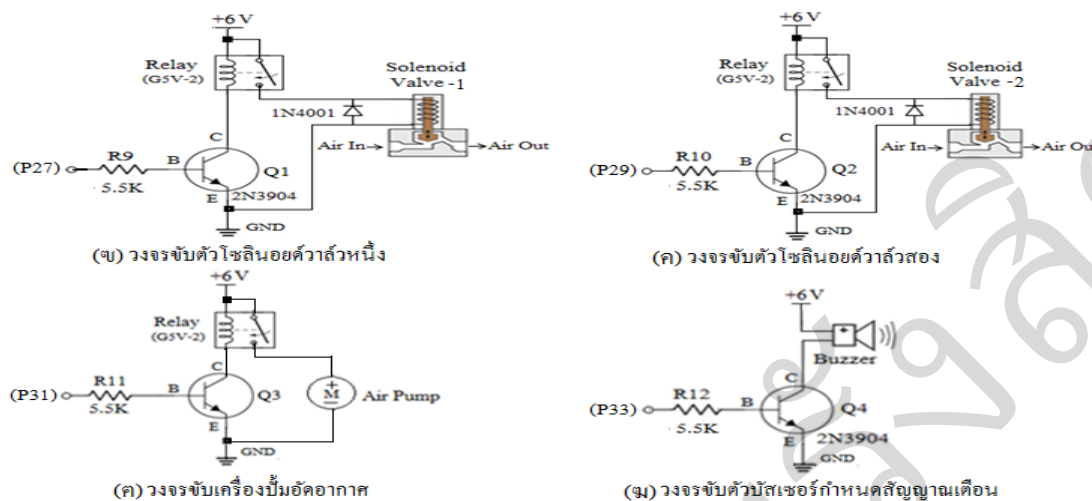
3.2.3 ออกแบบวงจรขับ (drivers) ซึ่งประกอบไปด้วย วงจรขับตัวโซลินอยด์วาล์วหนึ่ง (solenoid valve-1) วงจรขับตัวโซลินอยด์วาล์วสอง (solenoid valve-2) วงจรขับเครื่องปั๊มอัดอากาศและวงจรขับตัวสเซอร์กำหนดสัญญาณเตือน วงจรขับเหล่านี้ถูกออกแบบเหมือนกันโดยใช้ตัวรีเลย์ (relay) เบอร์ G5V-2 ตัดและต่อกระแสไฟฟ้าตรงจากแหล่งจ่าย 6 Vจ่ายให้กับตัวอุปกรณ์เหล่านั้นและใช้ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมการทำงานของตัวรีเลย์ที่พอร์ตเอาต์พุท P27, P29, P31 และ P33 ผ่านตัวทรานซิสเตอร์เบอร์ 2N3904 การออกแบบเพื่อคำนวณหาค่าตัวความต้านทานเป็นตัวกำหนดจุดตัดออฟ (cut off) ในการทำงานของตัวทรานซิสเตอร์ซึ่งเป็นไปตามกฎของโอห์ม (Ohm's law) จากสมการ

$$I_B = I_C / h_{FE} \quad \text{และ} \quad R_B = (V_{port} - V_{BE}) / I_B \quad (1)$$

จากข้อมูล Data sheet ของรีเลย์เบอร์ G5V-2 ใช้ไฟฟ้ากระแสตรง 5 Vและกระแส 100 mA ในการทำงาน ส่วนของ contactor สามารถทนกระแสโหลดได้สูงสุด 2A ที่แรงดันไฟฟ้า 30Vและข้อมูลจาก data sheet ของทรานซิสเตอร์เบอร์ 2N3904 ยอมให้กระแสไฟฟ้าไหลผ่านขาคอลเลคเตอร์ (IC) ได้สูงสุด 200 mA ใช้แรงดันไฟฟ้าตกคร่อมที่ขาเบสและอิมิตเตอร์ (VBE) สูงสุด 0.6 โวลต์และใช้แรงไฟฟ้าตกคร่อมที่ขาคอลเลคเตอร์และอิมิตเตอร์ (VCE) สูงสุดที่ 0.2 V และมีค่าอัตราขยาย (hFE) 100 – 300 การออกแบบเลือกใช้ hFE = 100 แทนค่าลงในสมการที่ (1)

$$I_B = 100 \text{ mA} / 100 \quad \text{ดังนั้น} \quad I_B = 1 \text{ mA}$$

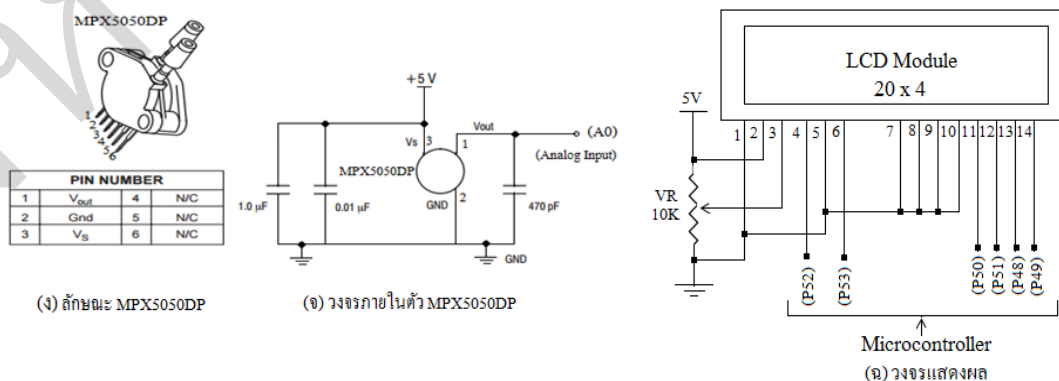
เมื่อต้องการหาค่า R_B แทนค่าในสมการ(1) R_B = (6 – 0.6) / 1 mA ดังนั้น R_B = 5.4 K Ω ในการออกแบบเลือกใช้ค่าความต้านทาน R_B = 5.5 K Ω ดังนั้นค่าความต้านทาน R_B ที่คำนวณได้กำหนดเป็นค่าความต้านทาน R₉, R₁₀, R₁₁ และ R₁₂ และต่อวงจรไฟฟ้าออกมาดังแสดงในรูปที่4



รูปที่ 4. แสดงวงจรขับตัวโซลินอยด์ตัวหนึ่ง (ข) วงจรขับตัวโซลินอยด์ตัวสอง (ค) วงจรขับเครื่องปั๊มอัดอากาศ (ค) และวงจรขับตัวบัสเซอร์กำหนดสัญญาณเตือน (ง)

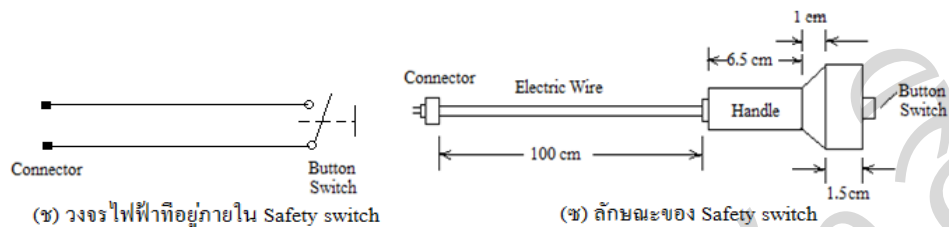
3.2.4 ออกแบบวงจรเซ็นเซอร์วัดความดันอากาศ (air pressure sensor) ภายในท่อลมยางสวมคอผู้ป่วย การออกแบบวงจรในส่วนนี้ใช้ตัวเซ็นเซอร์ เบอร์ MPX5050DP (ดังแสดงในรูปที่ 5 (ง) และ (จ)) ใช้ไฟฟ้ากระแสตรง 5V เลี้ยงวงจรซึ่งจ่ายเข้าที่ขา 3 และจ่ายแรงดันไฟฟ้าออกมาทางด้านเอาต์พุต (V_{out}) ช่วง 0.2 – 4.7 V ที่ขา 1 ถูกเชื่อมต่อกับพอร์ตทางอินพุต (A0) ของตัวไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อนำโวลต์ที่ได้นำไปประมวลผล (วิศรุต ศรีรัตนะ, 2550)

3.2.5 ออกแบบวงจรการแสดงผล เลือกใช้จอ LCD (Liquid-Crystal Display) ขนาด 20 ตัวอักษร 4 บรรทัด ใช้ไฟฟ้ากระแสตรง 5V ในการทำงานติดต่อสื่อสารกับตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ ใช้บัสข้อมูล 4 ถึง 8 บิตแบบขนาน ควบคุมด้วยสัญญาณ Enable และ Read/Write เชื่อมต่อกันแบบขนานวงจรจอแสดงผลนี้จะรับสัญญาณจากพอร์ตเอาต์พุต (P48 – P53) ของตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ นำมาแปรผลออกมาเป็นตัวหนังสือและตัวเลขแสดงบนหน้าปัดของเครื่องคือค่าที่ออกแบบและสร้างซึ่งประกอบไปด้วยโหมดการทำงาน ค่าเวลาที่ตั้งใช้งานและค่าแรงดึงที่ตั้งใช้งาน ดังแสดงวงจรแสดงผลในรูปที่ 5 (ฉ)



รูปที่ 5. แสดงลักษณะและวงจรของ MPX5050DP (ง) และ (จ) และวงจรแสดงผล (ฉ)

3.2.6 สวิตช์ปุ่มกดความปลอดภัย (safety switch) การออกแบบส่วนนี้ใช้พลาสติกกลึงขึ้นรูปและมีสวิตช์ปุ่มกด ภายในต่อวงจรไฟฟ้าไว้ดังแสดงในรูปที่ 6 (ข) และ (ข)



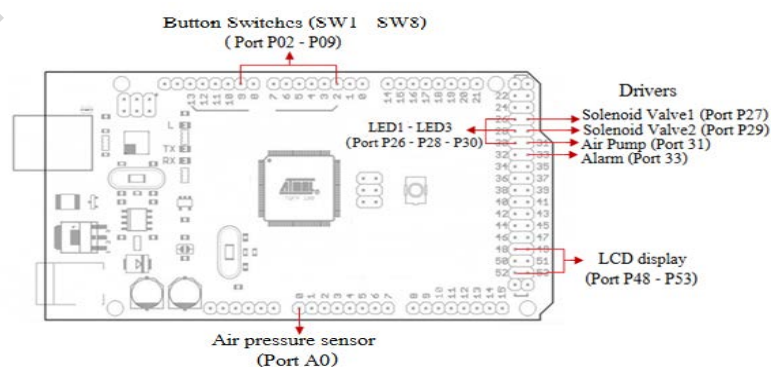
รูปที่ 6 ลักษณะและวงจรไฟฟ้าของสวิตช์ปุ่มกดความปลอดภัย

3.2.7 ท่อลมยางสวมคอผู้ป่วยเป็นอุปกรณ์ใช้สำหรับยึดคอของผู้ป่วยมีคุณสมบัติเฉพาะคือ 1) Traction Range 0.4 – 9.2 นิ้ว 2) Traction Force 0 - 180 lbs 3) Air Chambers 3 per side และ 4) Velcro Straps 6 ดังแสดงในรูปที่ 7 หุ้มด้วยผ้าอ่อนแต่ละชั้นสามารถพองตัวออกได้เมื่ออัดความดันอากาศจากภายนอกเข้าไปและหดตัวลงเมื่อปล่อยความดันอากาศภายในออกมา



รูปที่ 7 ลักษณะและหลักการทำงานของท่อลมยางสวมคอผู้ป่วย

3.2.8 ออกแบบเลือกใช้ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมการทำงานในงานวิจัยนี้เลือกใช้ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Mega 2560 R3 ใช้พอร์ตอินพุต P02 – P09 เชื่อมต่อเข้ากับสวิตช์ปุ่มกด SW1-SW8 ใช้สำหรับตั้งค่าพารามิเตอร์ต่างๆและที่พอร์ตอินพุต A0 ถูกเชื่อมต่อเข้ากับตัวเซ็นเซอร์ตรวจวัดความดันอากาศภายในท่อลมยางสวมคอผู้ป่วย สำหรับพอร์ตเอาต์พุต P27, P29, P31, P33 เชื่อมต่อเข้ากับวงจรถับตัวโซลินอยด์วาล์วหนึ่ง ตัวโซลินอยด์วาล์วสอง เครื่องปั๊มอัดอากาศ ตัวบัสเซอร์กำหนดสัญญาณเตือนและพอร์ตเอาต์พุตที่ P48 – P53 ถูกเชื่อมต่อเข้ากับจอแสดงผล (เอกชัย มะการ, 2552)



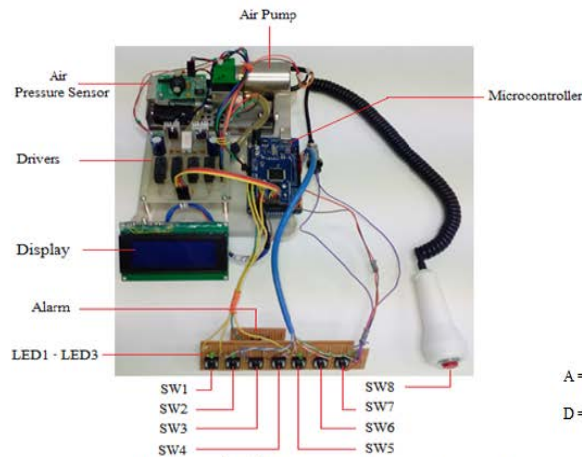
รูปที่ 8 ลักษณะไดอะแกรมบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Mega 2560 R3 ถูกเชื่อมต่อเข้ากับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ภายนอก

```

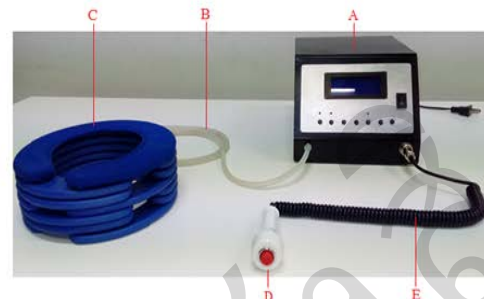
graph TD
    Start([Start]) --> Init[Initialization steps]
    Init --> SetModes[Set Modes  
- Continuous mode (SW1)  
- Intermittent mode (SW2)]
    
    SetModes --> SW1High[SW1 = High  
(Continuous mode)]
    SetModes --> SW2High[SW2 = High  
(Intermittent mode)]
    
    SW1High --> SetTime0_60[Set time 0 - 60 minute  
(SW3, SW4)]
    SetTime0_60 --> SetWeight7[Set weight  
(SW7)]
    SetWeight7 --> StartTimeSW5{Start time  
(SW5)}
    
    StartTimeSW5 -- Y --> WeightGTMeas[Set weight > Measurement weight]
    WeightGTMeas --> AirPumpON[Air pump ON]
    AirPumpON --> SolenoidValve2ON[Solenoid valve 2 ON  
(Open valve)]
    SolenoidValve2ON --> SolenoidValve1OFF[Solenoid valve 1 OFF  
(Close valve)]
    SolenoidValve1OFF --> A((A))
    
    StartTimeSW5 -- N --> C((C))
    
    SW2High --> D((D))
    D --> B((B))
    B --> F((F))
    F --> End([End])
    
    A --> SetWeightLTMeas[Set weight < Measurement weight]
    SetWeightLTMeas --> AirPumpOFF[Air pump OFF]
    AirPumpOFF --> SolenoidValve2OFF[Solenoid valve 2 OFF  
(Close valve)]
    SolenoidValve2OFF --> SolenoidValve1ON[Solenoid valve 1 ON  
(Open valve)]
    SolenoidValve1ON --> SetWeightEqMeas[Set weight = Measurement weight]
    SetWeightEqMeas --> AirPumpOFF2[Air pump OFF]
    AirPumpOFF2 --> SolenoidValve2OFF2[Solenoid valve 2 OFF  
(Close valve)]
    SolenoidValve2OFF2 --> SolenoidValve1OFF2[Solenoid valve 1 OFF  
(Close valve)]
    SolenoidValve1OFF2 --> StopTimeSW6{Stop time  
(SW6)}
    
    StopTimeSW6 -- Y --> B
    StopTimeSW6 -- N --> EndTimeY{End time}
    EndTimeY -- Y --> B
    EndTimeY -- N --> C
    
    B --> AirPumpOFF3[Air pump OFF]
    AirPumpOFF3 --> SolenoidValve2ON2[Solenoid valve 2 ON  
(Open valve = 15 sec)]
    SolenoidValve2ON2 --> SolenoidValve2OFF3[Solenoid valve 2 OFF  
(Close valve)]
    SolenoidValve2OFF3 --> SolenoidValve1OFF3[Solenoid valve 1 OFF  
(Close valve)]
    SolenoidValve1OFF3 --> BuzzerON[Buzzer ON = 10 Sec]
    BuzzerON --> C
    
    C --> D
    D --> SetTime0_60_2[Set time(1) 0 - 60 minute  
(SW3, SW4)]
    SetTime0_60_2 --> SetWeight7_2[Set weight  
(SW7)]
    SetWeight7_2 --> StartTimeSW5_2{Start time (1)  
(SW5)}
    
    StartTimeSW5_2 -- Y --> WeightGTMeas_2[Set weight > Measurement weight]
    WeightGTMeas_2 --> AirPumpON_2[Air pump ON]
    AirPumpON_2 --> SolenoidValve2ON_2[Solenoid valve 2 ON  
(Open valve)]
    SolenoidValve2ON_2 --> SolenoidValve1OFF_2[Solenoid valve 1 OFF  
(Close valve)]
    SolenoidValve1OFF_2 --> SetWeightLTMeas_2[Set weight < Measurement weight]
    SetWeightLTMeas_2 --> AirPumpOFF4[Air pump OFF]
    AirPumpOFF4 --> SolenoidValve2OFF4[Solenoid valve 2 OFF  
(Close valve)]
    SolenoidValve2OFF4 --> SolenoidValve1ON_2[Solenoid valve 1 ON  
(Open valve)]
    SolenoidValve1ON_2 --> E((E))
    
    StartTimeSW5_2 -- N --> H((H))
    H --> G((G))
    G --> SetWeightEqMeas_2[Set weight = Measurement weight]
    SetWeightEqMeas_2 --> Time2ON3min[Time(2) ON = 3 minute]
    Time2ON3min --> AirPumpOFF5[Air pump OFF]
    AirPumpOFF5 --> SolenoidValve2OFF5[Solenoid valve 2 OFF  
(Close valve)]
    SolenoidValve2OFF5 --> SolenoidValve1OFF5[Solenoid valve 1 OFF  
(Close valve)]
    SolenoidValve1OFF5 --> Time2Zero{Time(2)=0 minute}
    
    Time2Zero -- Y --> Timer3ON30sec[Timer(3) ON= 30 second]
    Timer3ON30sec --> AirPumpOFF6[Air pump OFF]
    AirPumpOFF6 --> SolenoidValve2ON3[Arenoid valve 2 ON  
(Open valve)]
    SolenoidValve2ON3 --> SolenoidValve1OFF6[Solenoid valve 1 OFF  
(Close valve)]
    SolenoidValve1OFF6 --> Timer3Zero{Timer(3)= 0 second}
    
    Timer3Zero -- Y --> F
    Timer3Zero -- N --> H
    
    Time2Zero -- N --> H
    
    H --> AirPumpON3[Air pump ON]
    AirPumpON3 --> SolenoidValve2ON3_2[Solenoid valve 2 ON  
(Open valve)]
    SolenoidValve2ON3_2 --> SolenoidValve1OFF3_2[Solenoid valve 1 OFF  
(Close valve)]
    SolenoidValve1OFF3_2 --> BuzzerON3[Buzzer ON = 10 Sec]
    BuzzerON3 --> End
  
```

รูปที่ 9 Flowchart program ควบคุมการทำงานของเครื่องดึงคออัตโนมัติด้วยลมสำหรับใช้ที่บ้าน

71



(ฉ) ลักษณะของวงจรไฟฟ้าของเครื่องที่ได้ออกแบบและประกอบเสร็จสมบูรณ์

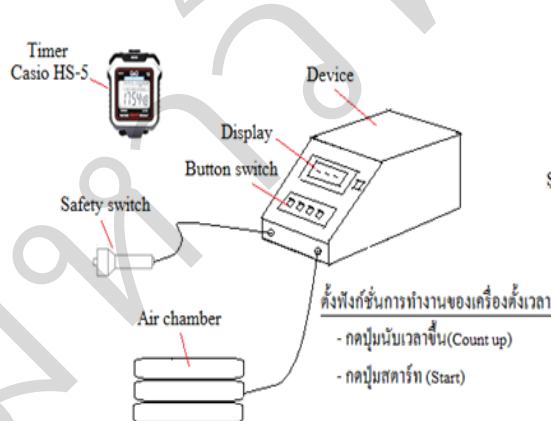


(ญ) ลักษณะของเครื่องดัดด้วยลมสำหรับใช้ที่บ้านที่ออกแบบและสร้างเสร็จสมบูรณ์

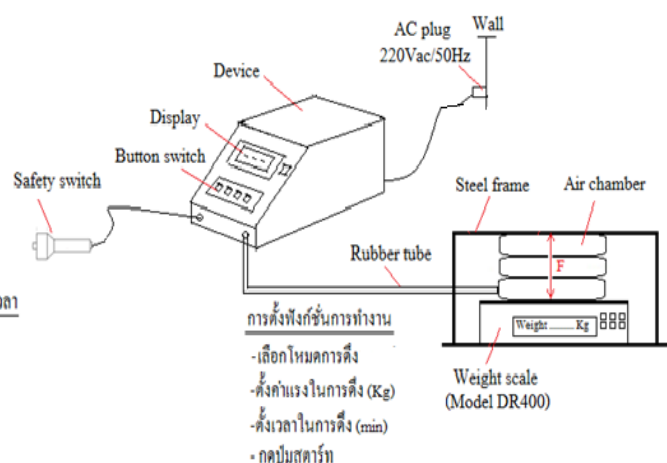
รูปที่ 10 แสดงวงจรไฟฟ้าควบคุม (ฉ) และลักษณะของเครื่องดัดด้วยลมที่ออกแบบและสร้างเสร็จสมบูรณ์ (ญ)

3.2.11 วิธีการทดสอบสมรรถภาพการทำงานของเครื่องดัดด้วยลมประกอบด้วย 3 ส่วนคือ

3.2.11.1 การทดสอบฟังก์ชันการทำงานประกอบด้วย 1) การทดสอบความแม่นยำของเครื่องตั้งเวลาในโหมดการตั้งแบบต่อเนื่องและโหมดการตั้งเป็นช่วงเวลา วิธีการทดสอบใช้นาฬิกาจับเวลาหือ Casio รุ่น HS-5 (เครื่องมีมาตรฐานรองรับ) จับเวลาเทียบกับค่าเวลาบนหน้าปัดของเครื่อง ผลที่ได้ถูกบันทึกลงในตารางที่ 1 และ 2) การทดสอบความแม่นยำของแรงดึงในโหมดการตั้งแบบต่อเนื่องและโหมดการตั้งเป็นช่วงเวลา วิธีการทดสอบใช้เครื่องชั่งน้ำหนักรุ่น Detecto รุ่น DR400 อยู่ในโครงเหล็กวัดแรงดันยึดตัวออกของท่อลมยางสวมคอผู้ป่วยในหน่วยของกิโลกรัม (Kg) ผลที่ได้ถูกบันทึกลงในตารางที่ 2 และ 3 วิธีการทดสอบดังแสดงในรูปที่ 11



(ฎ) วิธีการทดสอบตรวจวัดความแม่นยำของเครื่องตั้งเวลาในการตั้ง (โหมดการตั้งแบบต่อเนื่องและโหมดการตั้งเป็นช่วงเวลา)

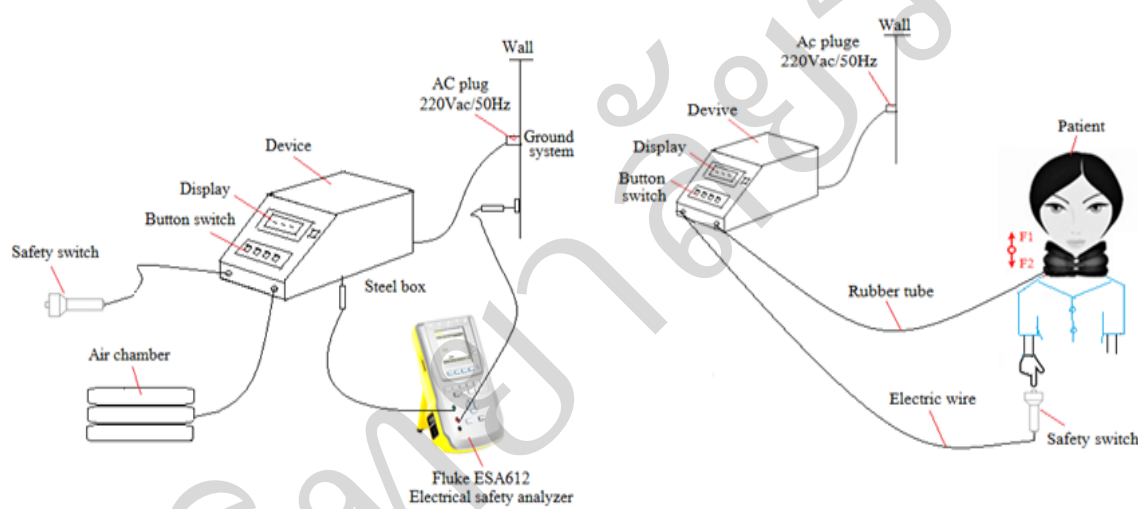


(ฏ) วิธีการทดสอบตรวจวัดความแม่นยำของแรงดึง (โหมดการตั้งแบบต่อเนื่องและโหมดการตั้งเป็นช่วงเวลา)

รูปที่ 11 วิธีการทดสอบความแม่นยำของเครื่องตั้งเวลาและแรงดึงในโหมดการตั้งแบบต่อเนื่องและโหมดการตั้งเป็นช่วงเวลา

3.2.11.2 การทดสอบความปลอดภัยทางไฟฟ้า เครื่องมือแพทย์ที่ผลิตขึ้นใช้จะต้องผ่าน มาตรฐานทางด้านไฟฟ้าของ IEC 60601-1 ก่อนนำไปใช้กับผู้ป่วยจริง ค่าในมาตรฐานของกระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่ตัวเครื่องได้กำหนดไว้ต้องน้อยกว่า $100\mu\text{A}$ แต่ยอมให้ได้มากที่สุดถึง $500\mu\text{A}$ (บัญชี ลีลานิภาวรรณ, 2550) วิธีการทดสอบวัดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่ตัวเครื่องดังต่อไปนี้ใช้เครื่อง Fluke ESA612 Electrical Safety Analyzer (มีมาตรฐานรองรับ) วิธีการตรวจวัดดังแสดงในรูปที่ 12 (ฐ) ผลที่ได้ดังแสดงในตารางที่ 4

3.2.11.3 การทดสอบผลทางด้านคลินิกถูกนำมาทดสอบกับอาสาสมัครจำนวนจริง 15 รายซึ่งอยู่ภายใต้การควบคุมดูแลและการประเมินผลของคณะกรรมการกฤษฎีกาพยาบาล บัณฑิต มหาวิทยาลัยรังสิต (งานวิจัยนี้ได้ผ่านการพิจารณาเห็นชอบด้านจริยธรรมการวิจัยในคนเป็นที่เรียบร้อยแล้วตามหมายเลข RSEC 14/2556) วิธีการทดสอบดังแสดงในรูปที่ 12 (ฑ) ผลที่ได้ดังแสดงในตารางที่ 5 และ 6



(ฐ) วิธีการทดสอบวัดค่ากระแสไฟฟ้ารั่วไหล

(ฑ) วิธีการทดสอบทางคลินิก

รูปที่ 12 วิธีการทดสอบวัดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่ตัวเครื่อง (ฐ) และวิธีการทดสอบทางคลินิก (ฑ)

4. ผลการวิจัย

ผลการทดสอบสมรรถภาพการทำงานของเครื่องดังต่อไปนี้ที่ออกแบบและสร้าง ประกอบด้วย 3 ส่วนคือ

4.1 ผลการทดสอบความแม่นยำของเครื่องตั้งเวลาในโหมดการตั้งแบบต่อเนื่องและโหมดการตั้งเป็นช่วงเวลา เทียบกับนาฬิกาจับเวลา Casio รุ่น HS-5 (ดังแสดงวิธีการทดสอบในหัวข้อ 3.2.11.1) ผลที่ได้ดังแสดงในตารางที่ 1

ตารางที่ 1 ผลการทดสอบความแม่นยำในเชิงปริมาณของเครื่องตั้งเวลาในโหมดการตั้งแบบต่อเนื่องและโหมดการตั้งเป็นช่วงเวลา

ลำดับที่	เวลาของเครื่องตั้งคอก (นาท)	เวลาของ Casio รุ่น HS-5 (นาท)	Error (%)	Accuracy (%)
1	5	5	0	100
2	10	10	0	100
3	15	15	0	100
4	20	20	0	100

ลำดับที่	เวลาของเครื่องดังคอก (นาทีก)	เวลาของ Casio รุ่น HS-5 (นาทีก)	Error (%)	Accuracy (%)
5	25	25	0	100
6	30	30	0	100
7	35	35	0	100
8	40	40	0	100
9	45	45	0	100
10	50	50	0	100
11	55	55	0	100
12	60	60	0	100

% Error = เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของค่าเวลา

% Accuracy = เปอร์เซ็นต์ความแม่นยำของค่าเวลา

4.2 ผลการทดสอบความเข้าของแรงดึงของเครื่องดังคอกที่ออกแบบและสร้างในโหมคการดึงแบบต่อเนื่องและโหมคการดึงเป็นช่วงเวลาด้วยเครื่องชั่งน้ำหนักรุ่น Detecto รุ่น DR400 (ดังแสดงวิธีการทดสอบในหัวข้อ 3.2.11.1) ผลที่ได้ดังแสดงในตารางที่ 2 และตารางที่ 3 ตามลำดับ

ตารางที่ 2 ผลการทดสอบความแม่นยำในเชิงปริมาณของเครื่องดังคอกที่ออกแบบและสร้างในโหมคการดึงแบบต่อเนื่อง

แรงดึงจาก เครื่องดังคอก (Kg)	เครื่องชั่งน้ำหนักที่วัดค่าได้ (Kg)					Average (Kg)	Error (%)
	ทดสอบครั้งที่ 1	ทดสอบครั้งที่ 2	ทดสอบครั้งที่ 3	ทดสอบครั้งที่ 4	ทดสอบครั้งที่ 5		
1	0.99	1.09	1.10	1.09	1.10	1.07	7.0
2	2.06	2.10	1.99	2.04	1.98	2.03	1.50
3	3.02	3.19	2.99	3.09	2.99	3.05	1.66
4	4.12	4.08	3.99	4.20	4.12	4.10	2.50
5	5.22	5.47	5.11	5.13	4.99	5.18	3.6
6	5.98	5.99	6.09	6.12	6.08	6.06	1.0
7	6.98	7.06	7.13	6.98	7.06	7.04	0.57
8	8.02	8.09	8.06	8.02	8.03	8.04	0.5
9	9.09	9.06	9.13	8.99	9.12	9.11	1.20
10	10.19	10.13	10.17	10.12	9.99	10.13	1.30
11	10.98	11.10	11.99	11.14	11.13	11.30	2.72
12	12.09	12.06	12.12	11.99	12.14	12.08	0.66
13	13.10	13.09	13.09	13.10	13.08	13.09	0.69
14	14.10	13.98	14.10	14.09	14.12	14.07	0.50
15	14.99	15.14	15.23	15.11	15.12	15.11	0.73

Average = ค่าเฉลี่ยของแรงดึง

% Error = เปอร์เซ็นต์ค่าความคลาดเคลื่อนของแรงดึง

ตารางที่ 3 ผลการทดสอบความแม่นยำในเชิงปริมาณของเครื่องดึงคอตีออกแบบและสร้างในโหมดการดึงแบบโหมดการดึงเป็นช่วงเวลา

แรงดึงจาก เครื่องดึงคอตี (Kg)	เครื่องชั่งน้ำหนักที่วัดค่าได้ (Kg)					Average (Kg)	Error (%)
	ทดสอบครั้งที่ 1	ทดสอบครั้งที่ 2	ทดสอบครั้งที่ 3	ทดสอบครั้งที่ 4	ทดสอบครั้งที่ 5		
1	1.12	0.99	1.12	1.05	0.98	1.05	5.0
2	2.08	1.99	2.12	2.15	2.10	2.08	4.0
3	2.98	3.19	3.15	3.09	2.99	3.08	2.6
4	3.98	4.08	3.99	4.06	4.12	4.08	2.0
5	4.99	4.98	5.22	5.13	4.99	5.09	1.8
6	5.99	5.98	6.15	6.09	6.08	6.05	0.83
7	6.98	7.09	7.15	6.99	7.09	7.06	0.85
8	8.04	8.01	8.01	7.99	8.01	8.01	0.12
9	9.13	9.06	9.12	8.99	8.98	9.05	0.55
10	10.19	10.20	9.98	10.12	9.99	10.09	0.9
11	11.05	11.14	11.09	11.13	11.14	11.14	1.27
12	11.98	12.09	11.99	12.12	12.13	12.06	0.5
13	13.10	12.98	13.09	13.11	13.06	13.06	0.46
14	14.09	13.98	13.98	14.09	13.99	14.02	0.14
15	14.99	15.23	15.14	15.13	15.11	15.12	0.80

Average = ค่าเฉลี่ยของแรงดึง

% Error = เปอร์เซ็นค่าความคลาดเคลื่อนของแรงดึง

4.3 ผลการทดสอบความปลอดภัยทางด้านไฟฟ้าของเครื่องดึงคอตีออกแบบและสร้างด้วย เครื่อง Fluke ESA612 Electrical Safety Analyzer (ดังแสดงวิธีการทดสอบในหัวข้อ 3.2.11.2) ผลที่ได้ดังแสดงในตารางที่ 4

ตารางที่ 4 ผลการทดสอบกระแสไฟฟ้ารั่วไหลในเชิงปริมาณที่ตัวเครื่องดึงคอตีออกแบบและสร้าง

ลำดับที่	กระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่เครื่องดึงคอตีอัตโนมัติ		ค่าในมาตรฐานของ IEC 60601-1
	ขณะปิดเครื่องใช้งาน	ขณะเปิดเครื่องใช้งาน	
1	19.7 μ F	14.9 μ F	< 500 μ F
2	19.7 μ F	14.9 μ F	< 500 μ F
3	19.6 μ F	15.0 μ F	< 500 μ F
4	19.7 μ F	14.9 μ F	< 500 μ F
5	19.7 μ F	14.9 μ F	< 500 μ F
6	19.6 μ F	15.0 μ F	< 500 μ F
7	19.6 μ F	15.0 μ F	< 500 μ F
8	19.7 μ F	14.9 μ F	< 500 μ F
9	19.8 μ F	14.9 μ F	< 500 μ F

ลำดับที่	กระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่เครื่องดึงคออัตโนมัติ		ค่าในมาตรฐานของ IEC 60601-1
	ขณะปิดเครื่องใช้งาน	ขณะเปิดเครื่องใช้งาน	
10	19.8 μ F	14.9 μ F	< 500 μ F
ค่าเฉลี่ย	19.69 μ F	14.93 μ F	< 500 μ F

IEC = International Electrotechnical Commission

4.4 ผลการทดสอบผลทางด้านคลินิก เครื่องดึงคอที่ออกแบบและสร้างถูกทดสอบใช้งานจริงกับอาสาสมัครจำนวน 15 ราย ในโหมดการดึงแบบต่อเนื่องและโหมดการดึงเป็นช่วงเวลาซึ่งอยู่ภายใต้การควบคุมดูแลและประเมินผลของคณะกรรมการกฤษฎีกาพยาบาล มหาวิทยาลัยรังสิต ดังแสดงในตารางที่ 5 และตารางที่ 6

ตารางที่ 5 ผลการทดสอบเชิงคุณภาพทางคลินิกแสดงถึงความเจ็บปวดและความพึงพอใจในโหมดการดึงแบบต่อเนื่อง

ลำดับที่	อาสาสมัคร (เพศ)	ค่าน้ำหนัก + เวลาดึง			ความเจ็บปวด			ความพอใจ		
		5 Kg 15 นาที	10 Kg 10 นาที	15 Kg 5 นาที	ไม่ เจ็บปวด	เจ็บปวด	เจ็บปวด มาก	ไม่พอใจ	พอใจ	พอใจมาก
1	เพศชาย		✓		✓				✓	
2	เพศหญิง	✓			✓				✓	
3	เพศชาย			✓	✓				✓	
4	เพศหญิง	✓			✓					✓
5	เพศชาย			✓	✓				✓	
6	เพศหญิง		✓		✓				✓	
7	เพศชาย			✓	✓				✓	
8	เพศหญิง	✓			✓					✓
9	เพศชาย		✓		✓				✓	
10	เพศหญิง			✓		✓			✓	
11	เพศชาย		✓		✓				✓	
12	เพศหญิง		✓		✓				✓	
13	เพศชาย	✓			✓					✓
14	เพศหญิง			✓		✓			✓	
15	เพศชาย	✓			✓				✓	

ตารางที่ 6 ผลการทดสอบเชิงคุณภาพทางคลินิกแสดงถึงความเจ็บปวดและความพึงพอใจในโหมดการดึงเป็นช่วงเวลา

ลำดับที่	อาสาสมัคร (เพศ)	ค่าน้ำหนัก + เวลาดึง			ความเจ็บปวด			ความพอใจ		
		5 Kg 15 นาที	10 Kg 10 นาที	15 Kg 5 นาที	ไม่ เจ็บปวด	เจ็บปวด	เจ็บปวด มาก	ไม่พอใจ	พอใจ	พอใจมาก
1	เพศชาย		✓		✓				✓	
2	เพศหญิง	✓			✓					✓
3	เพศชาย			✓	✓					✓

ลำดับ ที่	อาสาสมัคร (เพศ)	ค่าน้ำหนัก + เวลาตั้ง			ความเจ็บปวด			ความพอใจ		
		5 Kg 15 นาที	10 Kg 10 นาที	15 Kg 5 นาที	ไม่ เจ็บปวด	เจ็บปวด	เจ็บปวด มาก	ไม่พอใจ	พอใจ	พอใจมาก
4	เพศหญิง	✓			✓					✓
5	เพศชาย			✓	✓				✓	
6	เพศหญิง		✓		✓					✓
7	เพศชาย			✓	✓					✓
8	เพศหญิง	✓			✓					✓
9	เพศชาย		✓		✓					✓
10	เพศหญิง			✓	✓				✓	
11	เพศชาย		✓		✓					✓
12	เพศหญิง		✓		✓					✓
13	เพศชาย	✓			✓					✓
14	เพศหญิง			✓	✓				✓	
15	เพศชาย	✓			✓					✓

5. การอภิปรายผล

ผลการทดสอบเครื่องดึงคออัตโนมัติด้วยลมสำหรับใช้ที่บ้านที่ออกแบบและสร้างประกอบด้วย

5.1 ผลการทดสอบความแม่นยำในเชิงปริมาณเครื่องดึงเวลาของเครื่องดึงคอที่พบว่ามีความถูกต้องร้อยละ 100 เนื่องจากโปรแกรมที่เขียนเป็นระบบดิจิทัลมีความเที่ยงตรงและแม่นยำสูง

5.2 ผลการทดสอบความแม่นยำในเชิงปริมาณของเครื่องดึงคอในโหมดการดึงแบบต่อเนื่องและโหมดการดึงเป็นช่วงเวลาด้วยเครื่องชั่งน้ำหนักรุ่น Detecto รุ่น DR400 พบว่ามีค่าแรงดึงผิดพลาดเฉลี่ยต่ำกว่าร้อยละ 10 สามารถยอมรับได้ในการรักษาทางกายภาพบำบัด

5.3 ผลการทดสอบกระแสไฟฟ้ารั่วไหลในเชิงปริมาณที่ตัวเครื่องดึงคอด้วยเครื่อง Fluke ESA612 Electrical Safety Analyzer พบว่ามีค่าเฉลี่ยสูงสุดขณะปิดเครื่อง 19.69 μA และขณะเปิดเครื่องใช้งาน 14.93 μA สามารถยอมรับได้เนื่องจากมีค่าอยู่ในมาตรฐานของ IEC 60601-1 คือกำหนดไว้สูงสุดไม่เกิน 500 μA

5.5 ผลการทดสอบเชิงคุณภาพทางคลินิกกับอาสาสมัครจำนวน 15 รายดูถึงความพึงพอใจในการการรักษา ในโหมดการดึงแบบต่อเนื่องและโหมดการดึงเป็นช่วงเวลาพบว่าอาสาสมัครมีความพอใจมากและเป็นที่ยอมรับได้จากคณาจารย์ คณะกายภาพบำบัด มหาวิทยาลัยรังสิต

6. บทสรุป

การออกแบบและสร้างเครื่องดึงคออัตโนมัติด้วยลมสำหรับใช้ที่บ้านมีวัตถุประสงค์เพื่อบำบัดรักษาอาการปวดคอเรื้อรังของผู้ป่วยด้วยตนเองโดยไม่ต้องไปรักษาที่คลินิกหรือโรงพยาบาล ระบบการทำงานของเครื่องประกอบด้วยวงจรสวิตช์ปุ่มกด วงจรขับ วงจรเซ็นเซอร์วัดความดันอากาศ ท่อลมยางสวมคอผู้ป่วย ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์และโปรแกรมควบคุมการทำงาน ผลการทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของเครื่อง

ประกอบด้วย 1) ผลการทดสอบความแม่นยำในเชิงปริมาณของเครื่องตั้งเวลาในโหมดการตั้งแบบต่อเนื่องและโหมดการตั้งเป็นช่วงเวลาพบว่ามีความถูกต้องร้อยละ 100 2) ผลการทดสอบความเข้าของแรงดึงของเครื่องในโหมดการตั้งแบบต่อเนื่องและโหมดการตั้งเป็นช่วงเวลาด้วยเครื่องชั่งน้ำหนักรุ่น Detecto รุ่น DR400 พบว่ามีค่าแรงดึงผิดพลาดเฉลี่ยต่ำกว่าร้อยละ 10 สามารถยอมรับได้ในการรักษาทางกายภาพบำบัด 3) ผลการทดสอบความปลอดภัยทางด้านไฟฟ้าของเครื่องด้วย Fluke ESA612 Electrical Safety Analyzer ขณะเปิดและปิดเครื่องใช้งานสามารถยอมรับได้เนื่องจากอยู่ในช่วงค่ามาตรฐานของ IEC 60601-1 และ 4) ผลการทดสอบผลทางด้านคลินิกถูกนำมาทดสอบกับอาสาสมัครจำนวนจริง 15 รายในโหมดการตั้งแบบต่อเนื่องและโหมดการตั้งเป็นช่วงเวลาสามารถยอมรับได้จากคณาจารย์ คณะกายภาพบำบัด มหาวิทยาลัยรังสิต ดังนั้นจึงสรุปได้ว่าการออกแบบและสร้างเครื่องตั้งคอยล์โนมิตด้วยลมสำหรับใช้ที่บ้านนั้นบรรลุผลเป็นไปตามวัตถุประสงค์ที่ตั้งไว้

ข้อเสนอแนะในการพัฒนาเครื่องตั้งคอยล์โนมิตด้วยลมนี้ในอนาคตคือทำให้ตัวเครื่องมีขนาดเล็กลง มีความสวยงามและเพิ่มขนาดของท่อลมยางสวมคอผู้ป่วยให้ใหญ่ขึ้น รวมทั้งทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องอย่างต่อเนื่อง จนกระทั่งใช้กับผู้ป่วยได้จริง (ในงานวิจัยนี้ยังไม่สามารถนำไปใช้กับผู้ป่วยจริงได้เนื่องจากเป็นเครื่องต้นแบบ) ในอนาคตควรพัฒนาเครื่องออกมาในเชิงพาณิชย์

หมายเหตุ เครื่องตั้งคอยล์โนมิตด้วยลมสำหรับใช้ที่บ้าน ที่ออกแบบและสร้างนี้ได้รับการจดอนุสิทธิบัตรในนามของมหาวิทยาลัยรังสิตเป็นที่เรียบร้อยแล้ว ตามเลขที่คำขอ 1403001669

7. กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคุณคณาจารย์ คณะกายภาพบำบัด มหาวิทยาลัยรังสิตที่ให้ความรู้เกี่ยวกับสรีรวิทยาเกี่ยวกับคออาการของโรคปวดคอและวิธีการรักษารวมทั้งการทดสอบเครื่องใช้กับอาสาสมัครจริง ขอขอบคุณเจ้าหน้าที่กองวิศวกรรมการแพทย์ กระทรวงสาธารณสุขที่ให้คำแนะนำและให้ความรู้เกี่ยวกับมาตรฐานด้านความปลอดภัยทางด้านไฟฟ้าที่เกี่ยวข้องกับเครื่องมือแพทย์และขอขอบคุณมหาวิทยาลัยรังสิตที่ให้ทุนสนับสนุนการทำวิจัย สถานที่และเครื่องมืออุปกรณ์ต่างๆ ในการออกแบบและสร้างเครื่องตั้งคอยล์โนมิตด้วยลมสำหรับใช้ที่บ้านจนสำเร็จลุล่วงลงได้

8. เอกสารอ้างอิง

บัญชา ลีลาภิการณ. (2550). มาตรฐานทางด้านไฟฟ้าเกี่ยวกับเครื่องมือแพทย์. กองวิศวกรรมการแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข. กรุงเทพฯ

วิทย์ สมบัติวรพัฒน์. (2557). หมอนรองกระดูกคอเสื่อม รักษาได้ไม่ต้องผ่าตัด. สืบค้น 28 เมษายน 2558, จาก <http://www.absolute-health.org/thai/article-th-065.htm>

วิสูตร ศรีรัตนะ. (2550). เซนเซอร์และทรานสดิวเซอร์ในงานอุตสาหกรรม. พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพฯ : บริษัทซีเอ็ดดูเคชั่น จำกัด (มหาชน).

เอกชัย มะการ. (2552). เรียนรู้ เข้าใจ ใช้งาน ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ด้วย Arduino, กรุงเทพฯ: บริษัททีที จำกัด.

- โอภาส เอี่ยมสิริวงศ์. (2552). การเขียนโปรแกรมด้วยภาษา C. พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพฯ: บริษัทซีเอ็ดดูเคชั่น จำกัด (มหาชน).
- Jordan Miller, Anita Gross and et al., (2010). Manual therapy and exercise for neck pain: A systematic review. Retrieved July 13, 2015, from: [http://www.manualtherapyjournal.com/article/S1356-689X\(10\)00034-2/pdf](http://www.manualtherapyjournal.com/article/S1356-689X(10)00034-2/pdf).
- John H. Shim. (2001). Neck Pain Symptoms. Retrieved July 13, 2015, from: <http://www.spine-health.com/conditions/neck-pain/neck-pain-symptoms>
- Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. Volume:44 Issue: 2 Pages:58–58. (2014). Neck and Arm Pain: Mechanical Traction and Exercises Prove an Effective Treatment. Retrieved September 4, 2015, from: <http://www.jospt.org/doi/full/10.2519/jospt.2014.0501>.
- Journal of Manipulative & Physiological Therapeutics: Treatment of Neck Pain Noninvasive Interventions (2009). Retrieved September 28, 2015, from: [http://www.jmptonline.org/article/S0161-4754\(08\)00344-8/pdf](http://www.jmptonline.org/article/S0161-4754(08)00344-8/pdf).
- MPX5050 Series Data sheet (1997). Retrieved July 19, 2015, from: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/5186/MOTOROLA/MPX5050DP.html>.
- MEGA 2560 R3 Datasheet (2014). Retrieved July 19, 2015, from: <http://www.inhaos.com/uploadfile/otherpic/2560.pdf>.
- V.G. Parhate & Dr S.S. Choudhari. (2015). Mechanical effect of physiotherapy traction. Retrieved April 28, 2015, from: <http://ijitr.com/index.php/ojs/article/view/690/0>