การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทยครั้งที่ 22
15-17 ตุลาคม 2551 มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ศูนย์รังสิต

Design and development of a mechanical device for treatment of venous congestion

ธีรนุช จันทโสภีพันธ์
ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี กรุงเทพฯ 10140
โทร 0-662-470-9116 โทรสาร 0-662-470-9111 อีเมล์ teeranoot.cha@kmutt.ac.th

บทคัดย่อ

บริเวณแผลหลังการผ่าตัดบ่อยครั้งจะเกิดการคั่งของเส้นเลือดโดย เส้นเลือดที่ถูกตัดไม่สามารถเชื่อมต่อกันได้ดังเดิมหรือมีเลือดมาคั่งเป็นสีดำ หลายครั้งการเกิดอาการเหล่านี้ก่อให้เกิดการเน่าเสียของเนื้อเยื่อบริเวณบาดแผล โดยวิธีรักษาทางหนึ่งซึ่งใช้ในทางการแพทย์ก็คือการใช้หนอนแมลงวันหรือทากดูดเลือดในการรักษา โดยการให้หนอนหรือทากดูดเลือดที่คั่งบริเวณบาดแผล การรักษาวิธีนี้มีทั้งข้อดีและข้อเสียในขณะเดียวกันในรายงาน งานวิจัยฉบับนี้เราจึงเน้นไปที่การออกแบบและประดิษฐ์อุปกรณ์เพื่อแทนการใช้หนอนดูดเลือดแบบที่ใช้กันในปัจจุบัน ในเบื้องต้นได้ทำการออกแบบการทำงานของเครื่องทางกล โดยงานวิจัยฉบับนี้นำเสนอการออกแบบอุปกรณ์ซึ่งใช้ระบบ Syringe Pump รวมถึงการสร้างอุปกรณ์จริงที่ควบคุมโดยระบบอัตโนมัติควบคุมโดย Microcontroller โดยยึดหลักการวิเคราะห์รวมถึงแรงดันและการไหลของเลือดในตัวกระเปาะที่ไว้สำหรับดูดเลือดและสุดท้ายงานวิจัยนี้ยังรวมถึงการทดสอบการทำงานของอุปกรณ์เบื้องต้นก่อนการพัฒนาอุปกรณ์เพื่อประโยชน์ในด้านการแพทย์ต่อไป

Abstract

Venous congestion is a complication that occurs after reconstructive surgery and free-tissue transfer. Traditional way of treating this problem is through medicinal leech therapy (Hirudo Medicinalis). When leeches are applied on the congested area, they perform two main processes 1) release the anticoagulation to the area and 2) consumption of blood. There are disadvantages using this kind of treatment. In this paper, we propose to use a mechanical device which is capable for the treatment of venous congestion. The device will function similar to how the medicinal leech performs the task. The preliminary design is done through the use of syringe pump system to perform the sucking mechanism of blood and air. This is an automatic device which is controlled through microcontroller.

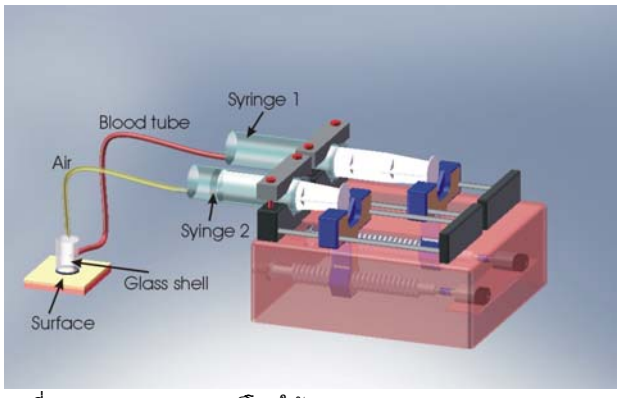
1. คำนำ

การใช้หนอนดูดเลือดถือเป็นการรักษาที่มีมาตั้งแต่สมัยอดีตกาล 200-300BC มีความนิยมสูงในศตวรรษที่18-19ในทวีปยุโรป โดยบริเวณ ที่ใช้คือบริเวณที่มีการอุดตันของเส้นเลือดหรือ venous congestion [1] โดยมักพบในบริเวณแผลหลังผ่าตัด เช่น การทำศัลยกรรมต่อนิ้ว โดยบริเวณแผลหลังศัลยกรรมจะเป็นบริเวณที่มีการอุดตันของเส้นเลือดทำให้ไม่มีการไหลเวียนหรือมีผลกระทบต่อการไหลของเลือดเข้าสู่บริเวณบาดแผล จึงมีการนำหนอนดูดเลือดมาใช้เพื่อลดการอุดตันของ เส้นเลือด หนอนที่ใช้ในการรักษาทางแพทย์ได้มีการนำมาใช้ในหลาย ชนิดพันธุ์ ที่นำมาใช้กันมากที่สุดคือ Herudo Medicinalist ซึ่ง เป็นสายพันธุ์ที่พบมากในแม่น้ำลำธารในประเทศทางยุโรป หนอน บาง พันธุ์เท่านั้นที่จะสามารถดูดเลือดได้ผ่านทาง mammalian skin ตัว หนอนที่ใช้มักเป็นหนอนที่ถูกแพร่พันธุ์และมีกรรมวิธีการเลี้ยงอย่างสะอาด โดยผ่านบริษัทที่ได้รับอนุญาตให้เลี้ยงหนอนเพื่อใช้ในด้านการแพทย์ การใช้หนอนดูดเลือดจะสามาระดูดเลือดได้ประมาณ 5-10 ml ซึ่งเป็น 10 เท่าของน้ำหนักตัวของตัวหนอนเอง และในแต่ละครั้งตัว หนอนจะใช้เวลาถึง 20-40 นาที การทำงานของหนอนในขณะดูดเลือด ประกอบด้วยสองขั้นตอนใหญ่คือ การปล่อยสารที่ทำหน้าที่เปรียบ เสมือนยาชาและ Hirodin ซึ่งเป็นสารที่ทำให้เลือดไหลไม่หยุดหรือสาร ละลายเลือดตามด้วยการดูดหรือ suction การใช้หนอนดูดเลือดนั้นไม่ เพียงแต่จะยากในการควบคุมหนอนให้อยู่ในบริเวณแผลหรือบริเวณที่ต้องการเท่านั้น[2] การใช้หนอนยังอาจทำให้เกิดอาการแผลติดเชื้อที่มา กับตัวหนอนเองได้อีกทั้งปริมาณเลือดที่ดูดได้ยังจำกัด โดยขึ้นอยู่กับ ขนาดและปริมาณของหนอน ในการรักษาแผลหลังการผ่าตัดศัลยกรรม บางรายจำเป็นต้องใช้หนอนช่วยดูดเลือดบริเวณแผลเป็นเวลาทุกวัน วัน ละสองครั้ง ในเวลาติดต่อกันถึง 4-5 วัน หลังการใช้แต่ละครั้ง ตัวหนอน จะถูกกำจัดทันทีเพื่อป้องการแพร่กระจายของเชื้อผู้ป่วยซึ่งอาจปะปนมาในเลือดได้ ดังนั้นการผลิตอุปกรณ์ใช้แทนหนอนในการดูดเลือดจึงจะ เป็นประโยชน์อย่างยิ่งในทางการแพทย์[3] ประโยชน์ของการสร้าง อุปกรณ์แทนการใช้หนอนคืออุปกรณ์ที่สร้างขึ้น จะสามารถใช้แทนตัวหนอนที่ต้องสั่งซื้อจากโรงเลี้ยงรวมถึงช่วยลดการดูแลหนอนก่อนการใช้และการกำจัดหลังการใช้ การใช้อุปกรณ์แทนจะทำให้เกิดความสะดวก สบายในขณะที่ผู้ป่วยไม่มีอาการขยะแขยงเมื่อใช้อุปกรณ์แทนการใช้ หนอน สามารถควบคุมปริมาณเลือดที่ดูดออกมาได้และควบคุมบริเวณ ที่ต้องการระบายหลอดเลือด อุปกรณ์นี้ยังสามารถฆ่าเชื้อก่อนและหลังการใช้ รวมทั้งนำกลับมาใช้ใหม่ได้อุปกรณ์นี้ยังจะรวมถึงระบบควบคุมแบบอัตโนมัติ และสามารถควบคุมแบบกึ่งอัตโนมัติได้โดยแพทย์และพยาบาลไม่จำเป็นต้องเสียเวลาควบคุมเทียบกับการใช้หนอนในรายงาน

ฉบับนี้จึงมุ่งเน้นถึงการออกแบบและประดิษฐ์อุปกรณ์อัตโนมัติเพื่อช่วยในการไหลเวียนของเลือดของบริเวณแผลหลังผ่าตัดแทนตัวหนอนได้

2. ออกแบบการทำงานของเครื่อง

การออกแบบอุปกรณ์เบื้องต้นได้ออกแบบใน solid works program โดยอุปกรณ์และระบบควบคุมอัตโนมัติถูกออกแบบขึ้น (รูปที่ 1) ประกอบด้วยตัวหลอดฉีดยาเพื่อทำ หน้าที่ในการดูดเลือด โดยที่สายลำเลียงเลือดติดอยู่กับกระเปาะแก้ว ทางด้างข้าง และส่วนดูดอากาศเพื่อทำให้ตัวกระเปาะแก้วติดอยู่กับ ผิวหนัง ดังที่แสดงในภาพ (รูปที่ 1) อุปกรณ์นี้จะถูกขับเคลื่อนด้วยสเตปมอเตอร์สองตัวและควบคุมด้วยระบบไมโครคอนโทรเลอร์



รูปที่ 1: แบบจำลองอุปกรณ์โดยใช้การทำงานของ Syringe Pump

2.1 ทฤษฎีและการคำนวณ

จากการทดสอบพบว่า shell จะเริ่มดูดติดกับผิวหนังเมื่อดูดอากาศออกไป 3 mL และจะดูดติดกับผิวหนังได้ดีขึ้นเมื่อดูดอากาศออกไปเป็น 10 mL โดยที่ในการทดสอบนี้ สมมติให้อากาศมีคุณสมบัติเป็น Ideal Gas

กำหนดให้

z_1 คือ ความสูงของระดับเลือดจากผิวหนังถึงระดับเลือดด้านบน (m)

z_2 คือ ความสูงของระดับเลือดจากผิวหนังถึงกึ่งกลางท่อดูดเลือด (m)

ρ คือ ความหนาแน่นของของเหลว (kg/m^3)

γ คือ น้ำหนักจำเพาะ

P_1 คือ ความดันภายในshell ในขณะที่ยังไม่มีเลือดอยู่ภายใน(kPa)

P_2 คือ ความดันภายในshell ในขณะที่มีเลือดอยู่ภายใน(kPa)

Q คือ อัตราการไหลภายในท่อ (m^3/s)

จาก $P_1V_2 = P_2V_2$ [1]

โดยที่ shell มีปริมาตร $V_1 = 9.42 \times 10^{-6}\ m^3$

$V_2 = V_1 + 3 \times 10^{-6}\ m^3$

$P_1 = 101.325$ kPa

ได้ $P_2 = -24.475$ kPa

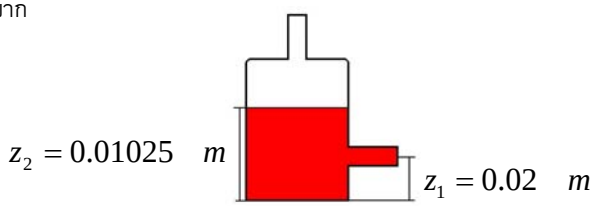
จะได้ว่า ความดันสูงสุดที่shell ดูดติดได้ $P_{max} = 76.85$ kPa

และ ความดันต่ำสุดที่shell ดูดติดได้ $P_{min} = 49.15$ kPa

จากสมการ Bernoulli's equation

$$\frac{P_1}{\gamma} + \frac{V_1^2}{2g} + z_1 = \frac{P_2}{\gamma} + \frac{V_2^2}{2g} + z_2 \qquad [2]$$

สมมติให้ loss ที่เกิดขึ้นภายในท่อมีค่าน้อยมากเนื่องจาก ความเร็วของเลือดที่ไหลในท่อมีค่าน้อยมากและท่อที่ใช้ในการทดสอบมีความยาวไม่มาก



โดยที่ $P_1 = 76.85$ kPa

$V_1 = 0$ m/s

$V_2 = Q/A = 0.096$ m/s

จากสมการ [2] จะได้ $P_2 = 7.2$ kPa

หาแรงกระทำที่ syringe แต่ละตัว

ที่syringeตัวที่1 (ดูดเลือด)

โดยที่ syringe มีพื้นที่หน้าตัดเท่ากับ = $8.04 \times 10^{-4}\ m^2$

จาก $F_1 = P_1A = 62.07$N

ที่ syringe ตัวที่2 (ดูดอากาศ)

โดยที่ความดันคือ

$F_2 = P_2A = -64.89$ N

หาความเร็วรอบของมอเตอร์ที่จะนำมาใช้

โดยอัตราในการดูดเลือดที่ต้องการคือ 30 m/ hr ซึ่งปริมาตร 30 mL ของsyringe มีการกระจัดเท่ากับ 45 mm

$V = 1.25 \times 10^{-5}$ m/s

โดย Lead screw ที่ใช้มี pitchเท่ากับ 1 mm

ความเร็วเชิงมุม ω = 0.75 RPM

โดยได้นำค่าความเร็วเชิงมุมนี้ไปใช้ในการหาขนาดของมอเตอร์ที่เหมาะสม

2.2 ระบบต่าง ๆของอุปกรณ์

1 ระบบดูดอากาศ ระบบนี้จะทำงานโดยอาศัยกำลังของ Stepping Motor ไปขับ Leadscrew เพื่อใช้ในการดึง syringe โดยระบบนี้จะถูกควบคุมโดย microcontroller ซึ่งระบบนี้จะทำงานเป็นระบบแรกเพื่อเป็นการทำให้ตัวกระเปาะแก้วติดกับผิวบริเวณที่จะทำการดูดเลือดภายหลังจากที่ได้กดปุ่ม ENTER เพื่อให้อุปกรณ์เริ่มทำงาน

2 ระบบดูดเลือด ระบบนี้จะเริ่มทำงานภายหลังจากระบบดูดอากาศได้ทำงานเสร็จสิ้นแล้ว โดยหลักการทำงานของระบบนี้จะเหมือนกับระบบดูดอากาศคือจะใช้ Microcontroller ในการควบคุมการทำงานของ Stepping Motor

2.3 ระบบควบคุมการทำงานแบบอัตโนมัติ

พื้นฐานของระบบควบคุมจะมีองค์ประกอบสำคัญ 3 ส่วนดังนี้

1 วัตถุประสงค์ของการควบคุม (Input)

2 กระบวนการ, ขั้นตอน, หลักที่ใช้ในการควบคุม (Process)

3 ค่าที่ได้รับจริง (Output)

ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51

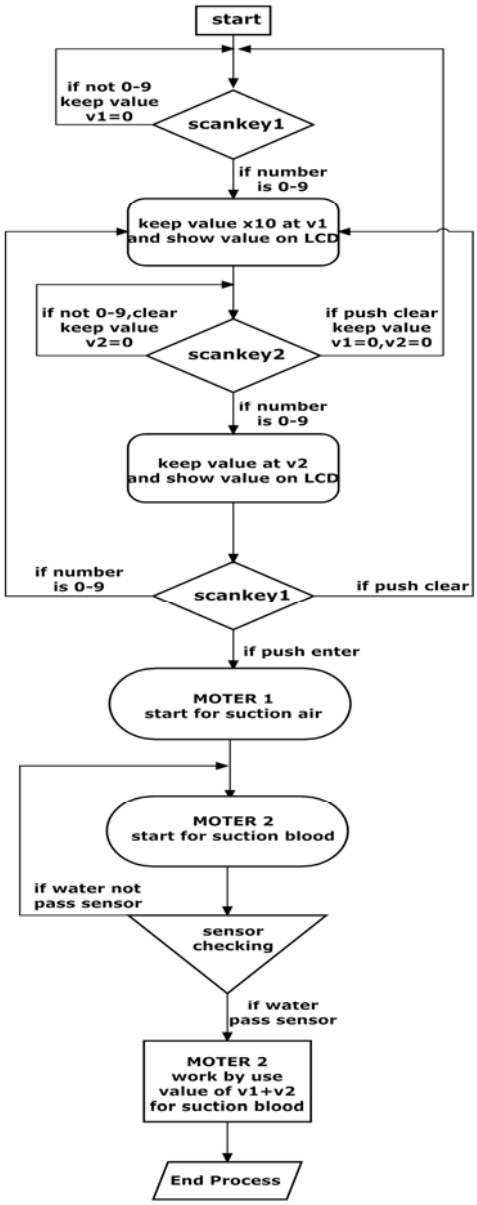
ไมโครคอนโทรลเลอร์ คือ คอมพิวเตอร์ที่นำส่วนโพรเซสเซอร์และส่วนติดต่อภายนอกมาสร้างอยู่ภายในชิปเดียว ในการนำไปใช้งานสามารถนำไปใช้ควบคุมงานต่าง ๆโดยการป้อนสัญญาณไฟเลี้ยงและตัวกำเนิดความถี่ ซึ่งจะแตกต่างกับไมโครโพรเซสเซอร์ที่ต้องมีการติดต่ออินพุต-เอาท์พุทเพิ่มเติมทำให้มีความยุ่งยากซับซ้อนมากขึ้นโดยแก่นของซีพียูมีลักษณะดังนี้

- ซีพียู 8 บิต
- สามารถประมวลผลแบบบิตได้
- อ้างหน่วยความจำภายนอกสำหรับเก็บโปรแกรมได้สูงสุด 64 กิโลไบต์
- อ้างหน่วยความจำภายนอกสำหรับเก็บข้อมูลได้สูงสุด 64 กิโลไบต์
- หน่วยความจำ Flash ภายในสำหรับเก็บโปรแกรมขนาด 4 กิโลไบต์
- หน่วยความจำภายในสำหรับเก็บข้อมูล 128 ไบต์
- อุปกรณ์ควบคุมการอินเตอร์รัพต์
- ตัวตั้งเวลาและตัวนับเวลาขนาด 16 บิต 2 ชุด
- พอร์ตสื่อสารอนุกรมแบบ Full Duplex ซึ่งสามรถรับ-ส่งข้อมูลได้พร้อมกัน
- พอร์ตขนานสำหรับติดต่อกับอุปกรณ์ภายนอก 4 พอร์ต พอร์ตละ 8 บิต

อุปกรณ์ที่ได้ทำการพัฒนาขึ้นมานี้จะใช้ Step Motor เป็นตัวขับเคลื่อน Syringe โดยที่ภายในอุปกรณ์จะใช้ Step Motor ซึ่งสามารถควบคุมอัตราการหมุนได้แม่นยำ ภายในอุปกรณ์จะใช้ Step Motor ทั้งหมด 2 ตัวคือ ใช้สำหรับดูดอากาศ 1 ตัวและใช้สำหรับดูดเลือดอีก 1 ตัว ซึ่งในการบังคับและควบคุม Step Motor ทั้ง 2 ตัวจะใช้ Microcontroller ตระกูล MCS-51เป็นตัวควบคุม

รูปที่ 2: ตรวจวัดการไหลของของเหลวโดยใช้ sensor ติดอยู่กับท่อพลาสติดเพื่อเริ่มการทำงานของเครื่อง

การออกแบบโปรแกรม



รูปที่ 3: แสดงระบบการทำงานของโปรแกรมที่ใช้ควบคุมโดยไมโครคอนโทรเลอร์

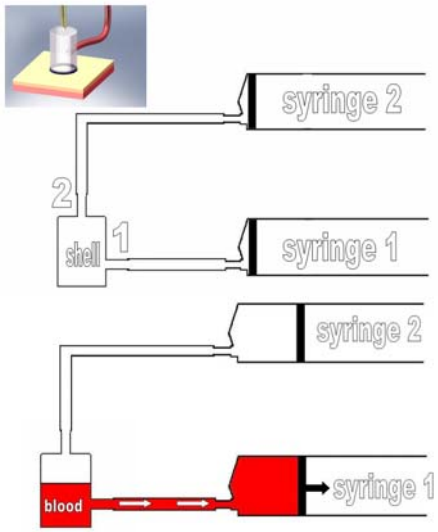
2.4 Sensor ตรวจสอบการไหลของเลือด ซึ่งระบบนี้จะเป็นระบบที่สำคัญมากโดยที่ระบบนี้จะช่วยตรวจสอบว่าเลือดที่ถูกดูดขึ้นมาจะเริ่มไหลเข้าสู่ syringe เมื่อใด เพื่อที่จะทำให้ปริมาตรของเลือดที่ต้องการดูดถูกต้องตรงกับค่าที่ต้องการโดยวงจรที่นำมาใช้จะเป็นวงจรที่ใช้สำหรับบอกระดับน้ำโดยอาศัยหลักการนำไฟฟ้าของน้ำซึ่งจะประกอบด้วยจุดโพรบ 2 จุด (รูปที่2) โดยที่จุดหนึ่งคือจุดคอมมอนโพรบและอีกจุดเป็นจุดโพรบที่ใช้บอกระดับน้ำ ซึ่งวงจรที่นำมาใช้จะสามารถบอกระดับน้ำได้ 4 ระดับและสามารถกำหนดระดับของโพรบที่จะใช้เป็นตัวควบคุมได้ โดยอุปกรณ์ที่ได้ออกแบบนี้จะนำเอาวงจรบอกระดับน้ำมาประยุกต์ใช้เป็น sensor ซึ่งจะติดตั้งจุดโพรบทั้ง 2 จุดที่บริเวณท่อก่อนเข้า syringe โดยเมื่อมีน้ำไหลผ่านจุดโพรบทั้ง 2 จุดจะทำให้วงจรนี้

ซึ่งทำหน้าที่เหมือนสวิตซ์ทำงานโดยการจ่ายไฟ 5 V เข้าที่ controller (รูปที่ 3) โดยผู้ใช้งานสามารถ ป้อนข้อมูลผ่าน ระบบป้อนข้อมูลและแสดงผล โดยค่าที่ถูกกดผ่าน keypad 4x4 และค่านั้นจะถูกแสดงผลที่ LCD เพื่อทำให้ทราบว่าตัวเลขหรือปุ่มใดกำลังถูกกดอยู่ (รูปที่ 4)

รูปที่ 4: อุปกรณ์ที่ได้เสร็จพร้อมใช้งาน

2.5 ขั้นตอนการทำงานของอุปกรณ์

เริ่มต้นจะทำการสร้างรอยแผลที่ชั้นผิวหนังโดยจะใช้เข็มขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 มิลลิเมตร ซึ่งจะใช้เข็มเจาะเข้าไปในผิวหนังลึกประมาณ 3 มิลลิเมตร เพื่อให้เลือดไหลได้อย่างอิสระโดยไม่ต้องบีบเค้น เพราะการบีบเค้นผิวหนังบริเวณที่เจาะเลือดจะทำให้น้ำจากเนื้อเยื่อ (tissue fluid) ผสมออกมากับเลือด ทำให้เลือดจางกว่าความเป็นจริง



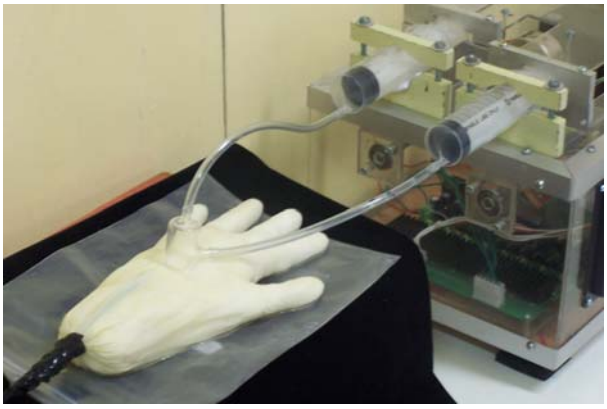
รูปที่ 5: ลักษณะของรอยแผลที่ทำโดยใช้เข็มเจาะ ครอบโดยกระเปาะแก้ว

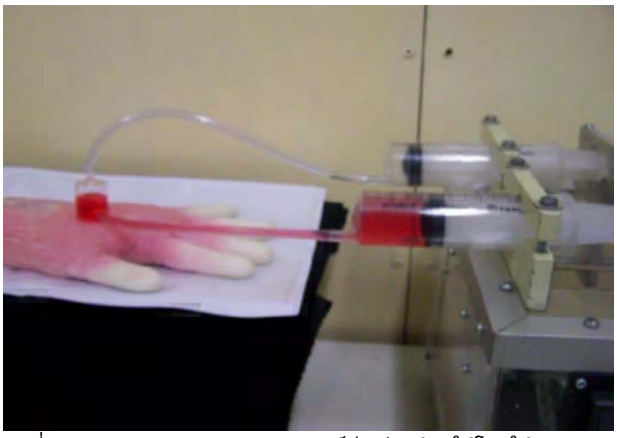
ติดตั้งอุปกรณ์ โดยนำ shell ครอบไว้บริเวณปากแผล (รูปที่ 5) ซึ่งที่ตัว shell จะมีท่อที่ต่อกับ syringe อีก2ท่อ ใช้สำหรับดูดเลือด(สาย1) และใช้สำหรับดูดอากาศ (สาย2) โดยหลักการทำงานของอุปกรณ์จะอาศัยความแตกต่างของแรงดันระหว่างภายในและภายนอกร่างกาย ทำให้เลือดไหลออกมาตามรอยแผลที่ได้ทำไว้

3 การทดสอบการทำงานของอุปกรณ์

3.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

1 ชุดอุปกรณ์ที่ใช้ในการดูดเลือด
2 syringe ขนาด 50 มิลลิลิตร
3 มือเทียมที่ใช้ในการทดลอง
4 เข็มเจาะเลือดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.1 มิลลิเมตร
5 Glass shell ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง
6 ท่อยางขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตร
7 Power recgulator
8 หลอดแก้วตวงขนาด 30 มิลลิลิตร





รูปที่ 6: ทดสอบการทำงานของอุปกรณ์ที่เสร็จพร้อมใช้โดยใช้การจำลองเหตุการณ์

3.2 ขั้นตอนการทดลอง

การทดสอบจะใช้อุปกรณ์ทดสอบกับผิวหนังจำลองที่ทำขึ้นมาจากถุงมือยา โดยภายในถุงมือจะบรรจุสำลีและน้ำไว้ด้านใน ซึ่งในการทดลองนี้จะสมมติให้น้ำเลือดในร่างกายและสมมติให้ไม่มีผลของแรงดันเลือดภายในหลอดเลือด (รูปที่ 6) โดยที่ขั้นตอนการทดลองมีดังนี้คือ

3.2.1 เตรียมอุปกรณ์ที่จะนำมาใช้ทดสอบ โดยถุงมือที่นำมาใช้จะถูกบรรจุด้วยสำลีไว้ภายในและเติมน้ำเข้าไป จากนั้นก็ปิด

ถุงมือให้มิดชิดไม่ให้มีอากาศเข้าไปได้ ต่อมาใช้เข็มเจาะรูเพื่อเป็นช่องที่จะใช้ดูดเลือดขึ้นมา

3.2.2 ติดตั้งอุปกรณ์ โดยนำ Glass Shell ครอบที่บริเวณรูที่ได้ทำการเจาะไว้ จากนั้นต่อสายยางเข้าที่ท่อเล็กของ Glass Shell ซึ่งปลายอีกข้างต่อเข้ากับ Syringe ทั้ง 2 ตัว

3.2.3 ต่อไฟเลี้ยงอุปกรณ์โดยใช้ Power Regulator ปรับแรงดันไปที่ 12 Volt จากนั้นเปิด Switch เครื่องเพื่อเริ่มทำงาน

3.2.4 ใส่ค่าปริมาณเลือดที่ต้องการดูดออกมาโดยใช้ Keypad ซึ่งในที่นี้จะใส่ค่าที่ต้องการ โดยที่อุปกรณ์นี้สามารถดูดเลือดอกมาได้ด้วยอัตราเร็ว 10 ml/min จากนั้นก็ให้กดปุ่ม Enter เพื่อเริ่มทำงาน

3.2.5 อุปกรณ์เริ่มทำงาน โดย Motor ตัวที่1 จะเริ่มทำงานก่อนโดยการดูดอากาศออกมาเพื่อให้ภายใน Glass Shell เป็น Vacuum ซึ่งจะทำให้ Glass Shell ดูดติดกับผิวหนัง จากนั้นเมื่อ Motor ตัวที่1 ทำงานเสร็จ Motor ตัวที่2 ก็จะเริ่มทำงานต่อโดยดูดเลือดออกมาด้วยอัตราคงที่เท่ากับ 10 ml/min

3.2.6 เมื่ออุปกรณ์ทำงานเสร็จแล้วให้ถอดสายยางที่ Glass Shell ที่ใช้ในการดูดเลือดออกมา จากนั้นนำเลือดที่ดูดออกมาวัดปริมาตรโดยนำค่าไปเปรียบเทียบกับที่ป้อนเข้าไปซึ่งในที่นี้คือ 20 ml, 15 ml, 10 ml

4 ผลการทดลอง

ผลการการทดลองที่ได้เป็นการทดลองโดยกำหนดให้ปริมาตรเลือดที่ต้องการดูดออกมาคือ 20 ml, 15 ml, 10 mlโดยที่ปริมาตรเลือดที่นำมาวัดจะคิดเฉพาะเลือดที่อยู่ภายในSyringe เท่านั้นซึ่งอุปกรณ์นี้สามารถดูดเลือดได้ในอัตราคงที่คือ 10 ml/min

ครั้งที่	20 ml	15 ml	10 ml
1	20	15	10
2	20	15	10
3	20	15	10
4	20	15	10
5	20	15	10
average	20	15	10

ตารางที่ 1 ผลการทดลอง

จากผลการทดลองที่ได้โดยการป้อนค่าเพื่อทดลองในปริมาตรต่าง ๆกัน คือ 20 ml, 15 ml และ 10 ml ตามลำดับ โดยที่ในการทดลองเก็บผลแต่ละปริมาตรจะทำการเก็บผลปริมาตรละ 5 ครั้ง ซึ่งเมื่อนำผลที่ได้มาวัดปริมาตรโดยใช้หลอดตวงขนาด 30 มิลลิลิตรซึ่งมีความละเอียดเท่ากับ 0.5 มิลลิลิตร พบว่าปริมาตรที่ดูดออกได้จริงมีปริมาตรเท่ากับค่าที่ป้อนเข้าไป ดังนั้นจึงสรุปได้ว่าอุปกรณ์ที่ได้ออกแบบและสร้างขึ้นมานี้มีสามารถในการดูดเลือดได้ตรงตามความต้องการและอุปกรณ์นี้มีความแม่นยำในการทำงานเท่ากับ ±0.5 ml

5 สรุปผลและวิจารณ์ผลการทดลอง

5.1 ก่อนที่จะทำการติดตั้ง sensor จากผลการทดสอบจะเห็นว่าปริมาตรเลือดที่สามารถดูดออกมาได้จริงมีค่าน้อยกว่าที่ต้องการ ซึ่งมีสาเหตุมาจากอากาศที่อยู่ภายในท่อที่ใช้ในการดูดเลือด โดยในขณะที่ Syringe ตัวที่ 1 เริ่มทำงานเพื่อดูดอากาศออก เลือดที่อยู่ในชั้นผิวหนังก็จะค่อย ๆถูกดูดออกมาตามปากแผลที่ได้ทำไว้ในตอนแรกซึ่งเป็นผลมาจากความแตกต่างของความดันที่ผิวหนังด้านนอกและภายใต้ผิวหนัง แต่เลือดที่ถูกดูดออกมานี้จะยังคงไม่ได้ไหลไปในท่อที่ใช้ดูดเลือดจนกว่า Syringe ตัวที่ 2 จะเริ่มทำงาน ซึ่งจากผลของอากาศที่อยู่ในท่อดูดเลือดทำให้เลือดที่ดูดออกมาได้จริงน้อยกว่าที่ต้องการ เพราะ Syringe ถูกควบคุมให้เคลื่อนที่เท่ากับข้อมูลที่ป้อนเข้าไป โดยท่อที่ใช้ในการดูดเลือดมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตรและมีความยาว 180 มิลลิเมตร ซึ่งคิดเป็นปริมาตรเท่ากับ 2.26 มิลลิลิตร แต่จากผลที่ได้โดยที่ปริมาตรเลือดที่หายไปซึ่งเป็นผลมาจากอากาศที่อยู่ภายในท่อดูดเลือดมีค่าโดยเฉลี่ยเท่ากับ 4.2 มิลลิลิตร แสดงว่าอาจจะมีอากาศส่วนอื่นปนเข้าไปด้วยซึ่งคาดว่าน่าจะเป็นอากาศที่อยู่ภายในมือเทียมที่ใช้ในการทดสอบ เพราะฉะนั้นจึงได้มีการเพิ่ม sensor สำหรับตรวจสอบการไหลของเลือดเพื่อทำให้อุปกรณ์นี้มีความสามารถในการทำงานที่ถูกต้องและแม่นยำมากขึ้น

5.2 ในการทดสอบนี้จะใช้น้ำผสมสีแดงแทนการใช้เลือดจริง โดยที่ทำการทดลองภายใต้สมมติฐานว่า เลือดและของเหลวที่นำมาใช้แทนมีค่าสมบัติต่าง ๆใกล้เคียงกัน ซึ่งในความเป็นจริงเลือดมีความหนาแน่นเท่ากับ 1,050 kg/m^3 และ มีความหนืดเท่ากับ 0.0027 N·s/m^2 (ที่อุณหภูมิ 37ºC) โดยที่น้ำที่นำมาใช้ทดลองมีความหนาแน่นเท่ากับ 997 kg/m^3 และ มีความหนืดเท่ากับ 0.001 N·s/m^2 (ที่อุณหภูมิ 25ºC) ดังนั้นจะเห็นว่าความหนาแน่นของเลือดและน้ำที่นำมาใช้ทดลองมีความใกล้เคียงกันแต่ค่าความหนืดของของเหลวทั้ง 2 ชนิดมีความแตกต่างกันมาก ซึ่งค่าความหนืดนี้จะมีผลต่ออัตราการไหลของเลือดในท่อมาก เพราะว่าอุปกรณ์ทำงานโดยกำหนดให้อัตราที่ใช้ในการดูดเลือดคงที่ซึ่งเท่ากับ 10 ml/min ดังนั้นถ้าเปลี่ยนของเหลวที่ใช้ทดสอบเป็นเลือดซึ่งมีค่าความหนืดมากกว่าน้ำประมาณ 3 เท่าโดยที่อัตราที่ใช้ในการดูดเลือดไม่เปลี่ยนแปลง ซึ่งจะทำให้มอเตอร์ที่ใช้ในการขับต้องทำงานหนักขึ้น จึงอาจจะจำเป็นต้องเพิ่มกำลังขับของมอเตอร์ที่ใช้ให้มีขนาดมากขึ้นกว่าเดิมเพื่อให้อุปกรณ์นี้สามารถใช้งานได้ตามความต้องการ

6 ข้อเสนอแนะและการปรับปรุง

6.1 ปรับปรุงอุปกรณ์ให้สามารถปรับเปลี่ยนอัตราในการดูดเลือดได้โดยสามารถป้อนค่าที่ต้องการผ่านทาง keypad เพื่อให้อุปกรณ์นี้สามารถทำงานได้ครอบคลุมกับความต้องการที่หลากหลายของผู้ที่ใช้งาน

6.2 เพิ่มความจุของปริมาตรในการทำงานให้สามารถเก็บเลือดได้มากขึ้น ขณะนี้อุปกรณ์สามารถเก็บเลือดได้สูงสุดประมาณ 50 มิลลิลิตร ทั้งนี้ความจุในการเก็บเลือดถูกจำกัดด้วยขนาดของ syringe ที่ใช้ ดังนั้นเพื่อทำให้อุปกรณ์นี้สามารถใช้งานได้สะดวกและหลากหลายมากขึ้นจึงควรเพิ่มความจุในการเก็บเลือดให้มากขึ้น

6.3 เพิ่มความสามารถในส่วนของการแสดงผล โดยจะทำการแสดงผลปริมาตรเลือดในขณะที่อุปกรณ์กำลังทำงาน ว่าในขณะนี้อุปกรณ์ได้ดูดเลือดมาเป็นปริมาตรเท่าใด เพื่อให้ผู้ใช้งานทราบปริมาตรเลือดที่อุปกรณ์ดูดได้ในขณะนั้น

6.4 เพิ่มเสียงเตือนเมื่ออุปกรณ์ทำงานเสร็จหรือเกิดความผิดพลาดขึ้นกับอุปกรณ์ในขณะทำงาน ในกรณีที่เกิดความผิดพลาดขึ้นกันกับอุปกรณ์ในระหว่างที่อุปกรณ์กำลังทำงานอยู่ เสียงเตือนนี้จะช่วยให้ผู้ให้งานทราบถึงความผิดปกติของอุปกรณ์เพื่อที่จะได้หยุดการทำงานของอุปกรณ์ได้ทันที ทั้งนี้เพราะอุปกรณ์นี้เป็นอุปกรณ์ที่นำมาใช้กับมนุษย์ดังนั้นความปลอดภัยจึงต้องคำนึงถึงเป็นอันดับแรก

6.5 จะเห็นว่าปริมาตรเลือดที่ดูดออกมาบางครั้งได้จริงไม่ตรงตามที่ต้องการซึ่งเป็นผลมาจากอากาศที่อยู่ภายในท่อและมือเทียมที่ใช้ทดสอบ ดังนั้นจำเป็นต้องมีระบบ Feedback เพื่อรายงานปริมาตรเลือดที่ดูดออกมาเมื่ออุปกรณ์ทำงานเสร็จ โดยที่ระบบนี้จะส่งผลของปริมาตรที่ดูดออกมาได้จริงแล้วทำการคำนวณหาปริมาตรที่ยังขาดจากนั้นController จะนำข้อมูลที่ได้ไปควบคุมอุปกรณ์ให้ทำงานต่อจนกระทั่งสามารถดูดเลือดได้ในปริมาตรตามที่ต้องการและสุดท้ายระบบนี้ก็จะทำการตรวจสอบอีกครั้งเพื่อให้แน่ใจว่าสามารถดูดเลือดได้ตรงตามที่ต้องการจึงจะสิ้นสุดการทำงานของอุปกรณ์ ซึ่งระบบ Feedback ที่เพิ่มเข้ามานี้จะทำให้อุปกรณ์นี้สามารถทำงานได้แม่นยำและเป็นระบบ Automatic มากขึ้น

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับเงินสนับสนุนจากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี และผู้แต่งขอขอบคุณผู้ช่วยวิจัยและสร้างอุปกรณ์ นายรัฐกาญจน์ จันทุดม นายวรพงษ์ รัตนอาจ และ นายรัชวุฒิ ก้องวานิช

เอกสารอ้างอิง

[1] A. Eldor, M. Orevi, and M. Rigbi, "The role of the leech in medical therapeutics," Haemostasis Blood Reviews, vol. 10, pp. 201-209, 1996.

[2] P. N. Soucacos, A. E. Beris, K. N. Malizos, T. A. Xenakis, and A. Georgoulis, "Successful treatment of venous congestion in free skin flaps using medical leeches." vol. 15, 1994, pp. 496-501.

[3] M. L. Conforti, N. P. Connor, D. M. Heisey, R. Vanderby, D. Kunz, and G. K. Hartig, "Development of a mechanical device to replace medicinal leech (Hirudo medicinalis) for treatment of venous congestion," Journal of Rehabilitation Research and Development, vol. 39, 2002.