การสร้างอุปกรณ์ที่สวมใส่ได้เพื่อช่วยในการทำเวชศาสตร์ฟื้นฟูนิ้วมือ

WEARABLE DEVICE FOR FINGERS REHABILITATION

วศิน สุขุมพันธุ์พงศ์
Wasin Sukumpanpong
ทรงพร ตรีศิลสัตย์
Songpon Treesinsat

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2560

การสร้างอุปกรณ์ที่สวมใส่ได้เพื่อช่วยในการทำเวชศาสตร์ฟื้นฟูนิ้วมือ

WEARABLE DEVICE FOR FINGERS REHABILITATION

โดย

วศิน สุขุมพันธุ์พงศ์

ทรงพร ตรีศิลสัตย์

อาจารย์ที่ปรึกษา

รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2560

ปริญญานิพนธ์	สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ ปีการศึกษา 2560
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะ	วิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
เรื่อง	การสร้างอุปกรณ์ที่สวมใส่ได้เพื่อช่วยในการทำเวชศาสตร์ฟื้นฟูนิ้วมือ Wearable Device for Hand Rehabilitation
ผู้จัดทำ	นายวศิน สุขุมพันธุ์พงศ์ รหัสประจำตัว 57011141 นางสาวทรงพร ตรีศิลสัตย์ รหัสประจำตัว 57010503

ปริญญานิพนธ์นี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

(รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์)

อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์

หัวข้อโครงงาน	การสร้างอุปกรณ์ที่สวมใส่ได้เพื่อช่วยในการทำเวชศาสตร์ฟื้นฟูนิ้วมือ	
นักศึกษา	นายวศิน สุขุมพันธุ์พงศ์	รหัสประจำตัว 57011141
	นางสาวทรงพร ตรีศิลสัตย์	รหัสประจำตัว 57010503
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต	
ภาควิชา	อิเล็กทรอนิกส์	
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์	
ปีการศึกษา	2560	
อาจารย์ที่ปรึกษา	รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์	

บทคัดย่อ

ในปริญญานิพนธ์ฉบับนี้อุปกรณ์ที่สวมใส่สำหรับการทำเวชศาสตร์ฟื้นฟูได้ถูกสร้างขึ้นเพื่อใช้ในการช่วยในการออกกำลังกายนิ้วมือของผู้ป่วย (นิ้วโป้ง นิ้วชี้ และนิ้วกลาง) ให้เกิดการเคลื่อนที่ตามที่กำหนดไว้ ทำให้เกิดการยืดและหดของกล้ามเนื้อ ป้องกันการเกิดอาการกล้ามเนื้อฝ่อลีบ ข้อเสื่อม ข้ออักเสบ และ ระบบไหลเวียนเลือดไม่ดีจากการที่กล้ามเนื้อไม่ค่อยได้หดตัว

อุปกรณ์สวมใส่นิ้วมือที่ถูกสร้างขึ้นถูกออกแบบในโปรแกรมออกแบบสามมิติ (Autodesk Inventor Professional 2018) และนำมาขึ้นรูปโดยใช้เครื่องปริ้นท์สามมิติ (Flashforge Dreamer) โดยใช้ฟิลาเมนต์ประเภทโพลิแลคติค เอซิด (Polylactic Acid, PLA) ตัวอุปกรณ์จะถูกควบคุมโดยใช้เส้นเอ็นและเส้นเอ็นจะเคลื่อนที่เพราะเกิดแรงตึงจากการหมุนของเซอร์โวมอเตอร์ มีเฟลคเซนเซอร์ (flex sensor) วัดมุมในการงอของนิ้วมืออยู่ด้วย

การสั่งงานไปยังเซอร์โวมอเตอร์จะผ่านโปรแกรมแมทแลบ (MATLAB) ในรูปแบบการทำงานของจียูไอ (Graphical user interface : GUI) ไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ อาดูโน่ ซึ่งควบคุมเซอร์โวมอเตอร์และวัดค่ามุมที่ได้จากการเปลี่ยนแปลงแรงดันตกคร่อมของเฟล็คเซนเซอร์ ทำให้เมื่อป้อนคำสั่งในคอมพิวเตอร์ และตั้งค่ามุมในการงอนิ้ว เซอร์โวมอเตอร์ก็จะหมุนและทำให้ตัวอุปกรณ์สวมใส่มือถูกบังคับให้งอเข้าหรือยืดออกในช่วงมุมที่ไม่เกินค่าที่กำหนด

Project Titled	Wearable Device for Hand Rehabilitation	
Student	Mr. Wasin Sukumpanpong	Student ID 57011141
	Miss. Songpon Treesinsat	Student ID 57010503
Degree	Bachelor of Engineering	
Major	Electronics Engineering	
Program	Biomedical Engineering	
Year	2017	
Thesis Advisor	Assoc. Prof. Dr. Chuchart Pintavirooj	

ABSTRACT

In this thesis, a wearable device for fingers rehabilitation is presented for controlling patient's fingers (thumb, index and middle finger) to exercise as a gesture in pattern that we had set. That will make muscle contraction to prevent muscular atrophy, osteoarthritis, arthritis, bad circular system from long term uncontracting of muscle.

Wearable device was designed on Autodesk Inventor Professional 2018 and formed by 3D printer (Flashforge Dreamer), using Polylactic Acid filament (PLA). Wearable device was controlled by string tensed that vary on servo motors rotating. And there are flex sensors measuring the fingers' angle in real time.

Servo motor rotation is commanded by MATLAB program, using Graphical user interface to microcontroller, Arduino controlling servo motors and measuring the angle from electrical potential of flex sensors. These system, we put command in GUI for setting the angle of each finger. After that, the wearable device can be controlled, so the fingers' movement will be flexed or extended in the setting range angle.

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี เนื่องจากผู้จัดทำโครงงานได้รับความอนุเคราะห์ช่วยเหลือจากบุคคลหลาย ๆท่าน โดยเฉพาะอาจารย์ที่ปรึกษา คือ รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ ซึ่งได้กรุณาให้คำแนะนำตรวจแก้ไขข้อบกพร่องต่าง ๆ ด้วยความเอาใจใส่ ตลอดจนให้ความรู้ประสบการณ์และติดตามผลการดำเนินงานวิจัย ขอบคุณพี่อนิวัฒน์ จูห้อง ที่ให้ความสนับสนุนเครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้วิจัย และคอยชี้แนะวิธีการใช้งาน ขอขอบคุณพี่ ๆ และน้อง ๆ ผู้เป็นกำลังใจ ให้คำแนะนำในการทำงานวิจัย และให้การสนับสนุนช่วยเหลือในทุก ๆด้าน ท้ายที่สุดเหนือสิ่งอื่นใด ขอขอบคุณบิดา มารดา ซึ่งเปิดโอกาสให้ได้รับการศึกษาเล่าเรียนและให้การอบรมสั่งสอนมาโดยตลอด รวมไปถึงเป็นแรงผลักดันให้ผู้จัดทำประสบความสำเร็จ

วศิน สุขุมพันธุ์พงศ์

ทรงพร ตรีศิลสัตย์

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย I

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ II

กิตติกรรมประกาศ III

สารบัญ IV

สารบัญรูปภาพ VIII

สารบัญตาราง X

บทที่ 1 บทนำ 1

1.1 ที่มาและความสำคัญ 1

1.2 วัตถุประสงค์ 1

1.3 ขอบเขตการศึกษา 1

1.4 ผลที่คาดว่าจะได้รับ 2

1.5 แผนการดำเนินงาน 2

บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง 3

2.1 โรคหลอดเลือดสมอง 4

2.1.1 ความผิดปกติของหลอดเลือดสมอง 4

2.1.2 ปัจจัยเสี่ยงของโรคหลอดเลือดสมอง 5

2.1.3 อาการของโรคหลอดเลือดสมอง 6

2.1.4 การตรวจวินิจฉัยโรคหลอดเลือดสมอง 6

2.1.5 การรักษาโรคหลอดเลือดสมอง 7

2.1.6 การป้องกันการกลับเป็นซ้ำ 7

2.2 การออกกำลังกายเพื่อการบำบัดรักษา (Therapeutic Exercise) 8
2.2.1 ความหมายของการออกกำลังกาย 8
2.2.2 การออกกำลังกายเพื่อป้องกันข้อติด หรือเพิ่มพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อ (Range of motion exercise: ROM) 9
2.3 การทำกายภาพบำบัดเกี่ยวกับมือในผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง 11
2.3.1 การเริ่มทำการบำบัดฟื้นฟู 12
2.3.2 การบำบัดฟื้นฟูในเบื้องต้น 12
2.3.3 วัตถุประสงค์ของเวชศาสตร์ฟื้นฟู 13
2.3.4 ตัวอย่างการกายภาพบำบัดที่เกี่ยวกับมือและนิ้ว 14
2.4 เซอร์โว 16
2.4.1 ส่วนประกอบภายนอกอาร์ซี เซอร์โว มอเตอร์ (RC Servo Motor) 16
2.4.2 ส่วนประกอบภายในอาร์ซี เซอร์โว มอเตอร์ (RC Servo Motor) 17
2.4.3 บล็อกไดอะแกรมของเซอร์โวมอเตอร์ 18
2.4.4 หลักการทำงานของอาร์ซี เซอร์โว มอเตอร์ (RC Servo Motor) 18
2.5 พิมพ์แบบสามมิติ (3D Printing) 18
2.5.1 ขั้นตอนในการพิมพ์สามมิติ 19
2.6 ฟิลาเมนต์ (Filament) 22
2.6.1 พีแอลเอ (PLA) 23
2.6.2 เอบีเอส (ABS) 23
2.6.3 พีอีทีจี (PETG) 24
2.6.4 เฟลคซิเบิ้ล (Flexible) 25
2.6.5 เส้นวัสดุพิเศษ (Special Effects) 25
2.6.6 วัสดุส่วนเสริม (Support Material สำหรับเครื่องพิมพ์ที่มีสองหัวฉีด) 25

2.7 อาดูโน่ (Arduino).....26
2.8 แมทแลบ (MATLAB).....30
2.8.1 การทำงาน.....30
2.8.2 จียูไอ (GUI: Graphical user Interface).....31
2.8.3 การสร้างต้นแบบของแอพพลิชัน เอ็มไฟล์ (Application M-file).....32
2.9 เฟลคเซนเซอร์ (Flex sensor).....33
2.9.1 การทำงาน ของ เฟลคเซนเซอร์.....33
บทที่ 3 การดำเนินงาน.....35
3.1 ส่วนของซอฟต์แวร์ (Software Specification).....36
3.1.1 แมทแลบ จียูไอ (MATLAB GUI).....36
3.1.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller).....40
3.2 ส่วนของฮาร์ดแวร์ (Hardware Specification).....41
3.2.1 อุปกรณ์ที่ใช้สวมนิ้วมือ (Fingers devices).....41
3.2.2 ฐานรองแขน (Hand base).....43
3.2.3 เซอร์โว มอเตอร์ (Servo Motor).....43
3.2.4 เฟลคเซนเซอร์ (Flex sensor).....44
3.2.5 กล่องควบคุม (Control box).....48
3.3 โครงสร้างการทำงาน.....48
บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง.....50
4.1 ผลจากการออกแบบซอฟต์แวร์.....50
4.1.1 ผลจากแมทแลบ จียูไอ (MATLAB GUI).....50
4.2 ผลจากการออกแบบฮาร์ดแวร์.....51
4.2.1 อุปกรณ์ที่ใช้สวมนิ้วมือ (Fingers devices).....51

4.2.2 ฐานรองแขน (Hand base) 52
4.2.3 เซอร์โว มอเตอร์ (Servo Motor) 53
4.2.4 เฟลคเซนเซอร์ (Flex sensor) 54
4.2.5 การติดตั้งมอเตอร์และระบบเอ็นในกล่องควบคุม 54
4.2.6 ระบบป้อนกลับโดยใช้เฟลคเซนเซอร์ ในการควบคุมเซอร์โวมอเตอร์ 55
บทที่ 5 สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง 57
5.1 สรุปผลการดำเนินงาน 57
5.2 ปัญหาที่พบ 58
5.2.1 ระบบสายเอ็นหย่อย 58
5.2.2 เซอร์โวมอเตอร์มีเสียงดัง 58
5.2.3 นิ้วมือบางข้อหลุดออกจากอุปกรณ์สวมใส่ขณะใช้งาน 58
5.3 ข้อเสนอแนะ 58
เอกสารอ้างอิง 59
ภาคผนวก 61

สารบัญรูปภาพ

หน้า

รูปที่ 2.1 แสดงท่าการบริหารมือ 6 ท่าพื้นฐาน หรือที่เรียกว่า การเคลื่อนไหวนิ้วมือแบบซิคแพค (Six-Pack Exercises) [5] 15
รูปที่ 2.2 แสดงส่วนประกอบภายนอกของเซอร์โว มอเตอร์ 16
รูปที่ 2.3 แสดงส่วนประกอบภายในของอาร์ซี เซอร์โว มอเตอร์ 17
รูปที่ 2.4 บล็อคไดอะแกรมแสดงการทำงานของเซอร์โว มอเตอร์ 18
รูปที่ 2.5 แสดงตัวอย่าง file .stl 19
รูปที่ 2.6 แสดงรูปการปริ้นสามมิติด้วยเครื่องปริ้นสามมิติ 20
รูปที่ 2.7 แสดงการปริ้นสามมิติโดยใช้ฟิลาเมนต์แบบพีแอลเอ 23
รูปที่ 2.8 แสดงชิ้นงานที่ปริ้นสามมิติ โดยใช้ฟิลาเมนต์แบบเอบีเอส 24
รูปที่ 2.9 แสดงชิ้นงานที่ปริ้นสามมิติ โดยใช้ ฟิลาเมนต์แบบ พีอีทีจี 24
รูปที่ 2.10 แสดงชิ้นงานที่ปริ้นสามมิติ โดยใช้ ฟิลาเมนต์แบบเฟลคซิเบิ้ล 25
รูปที่ 2.11 แสดง อาดูโน่ ยูโน่ อาร์สาม 27
รูปที่ 2.12 แสดง อาดูโน่ เมก้า 2560 อาร์สาม 28
รูปที่ 2.13 แสดงอาดูโน่ ลีโอนาโด 28
รูปที่ 2.14 แสดง อาดูโน่ นาโน 3.0 29
รูปที่ 2.15 แสดง อาดูโน่ มินิ 05 29
รูปที่ 2.16 แสดงตัวอย่างการใช้งาน แมทแลบ จียูไอ (MATLAB GUI) 32
รูปที่ 2.17 แสดงหน้าต่าง .m file ในโปรแกรม แมทแลบ 32
รูปที่ 3.1 แสดงแผนผังการทำงาน (Block diagram) ของโครงงาน 35
รูปที่ 3.2 แสดงหน้าต่างในแมทแลบ จียูไอ เพื่อใช้สั่งการเซอร์โว ผ่านอาดูโน่ 36
รูปที่ 3.3 แสดงบอร์ดอาดูโน่ ยูโน่ (Arduino Uno) ที่ใช้ในการสั่งการ 40
รูปที่ 3.4 แสดงกระดูกส่วนของมือ และข้อแขน 41
รูปที่ 3.5 แสดงภาพในการออกแบบชิ้นส่วนแต่ละข้อของนิ้วโป้ง (รูปซ้าย) และ นิ้วชี้และนิ้วกลาง (รูปขวา) 41

รูปที่ 3.6 แสดงผลที่ได้จากการวาดสามมิติในโปรแกรมออโต้เดส อินเวนเตอร์ โปรเฟชชั่นนอล 2018 อุปกรณ์สวมนิ้วสำหรับนิ้วโป้ง (รูปซ้าย) และ นิ้วชี้และนิ้วกลาง (รูปขวา).....42
รูปที่ 3.7 แสดงรูปจำลองการทำงานของอุปกรณ์ในโปรแกรมออโต้เดส อินเวนเตอร์ โปรเฟชชั่นนอล 2018 42
รูปที่ 3.8 แสดงฐานรองแขน (รูปซ้าย) และมือ (รูปขวา).....43
รูปที่ 3.9 แสดงการต่อเซอร์โว มอเตอร์เข้ากับอาดูโน่ ยูโน่.....43
รูปที่ 3.10 วัดความต้านทานของเฟลคเซนเซอร์ที่ 0 องศา โดยใช้มิเตอร์ได้ 16.8 kΩ.....44
รูปที่ 3.11 วัดความต้านทานของเฟลคเซนเซอร์เมื่องอ 90 องศา โดยใช้มิเตอร์ได้ 24 kΩ.....45
รูปที่ 3.12 แสดงการต่อวงจรของเฟลคเซนเซอร์เข้ากับอาดูโน่.....45
รูปที่ 3.13 แสดงการต่อวงจรของเฟลคเซนเซอร์เข้ากับอาดูโน่อย่างละเอียด 46
รูปที่ 3.14 แสดงกล่องควบคุมที่ประกอบไปด้วยเซอร์โวมอเตอร์ และ อาดูโน่อยู่ภายใน.....48
รูปที่ 3.15 แสดงโครงสร้างการทำงาน เริ่มจากภายในกล่องควบคุมจนถึงเฟลคเซนเซอร์บนอุปกรณ์สวมนิ้วมือ.....49
รูปที่ 4.1 แสดงหน้าต่างแมทแลบ จียูไอ ที่ใช้ในการบังคับมอเตอร์ ให้บริหารนิ้วมือ 50
รูปที่ 4.2 แสดงการสวมใส่อุปกรณ์เข้ากับนิ้วมือ หลังจากบุฟองน้ำ 51
รูปที่ 4.3 แสดงอุปกรณ์สวมใส่นิ้วมือทั้งสามนิ้ว และหลังมือหลังจากที่ได้ออกแบบ ปรับขนาดใหม่อีกครั้ง โดยได้ลองทำการงอนิ้ว (รูปซ้าย) เหยียดนิ้ว (รูปกลาง) และรูปด้านข้าง (รูปขวา).....52
รูปที่ 4.4 แสดงชิ้นที่ใช้สวมแขนเมื่อทำรูลวดนำทางเส้นเอ็น (รูปซ้าย) และการต่อฐานรองมือทั้งสองชิ้นเข้าด้วยกันโดยใช้บานพับ (รูปขวา).....53
รูปที่ 4.5 แสดงฐานรองอุปกรณ์สวมมือ เมื่อใช้น็อตยึดติดกับกระดานไม้ (รูปซ้าย) และยึดกับอุปกรณ์สวมมือ (รูปขวา).....53
รูปที่ 4.6 แสดงผลที่ได้จากการตั้งค่าเฟลคเซนเซอร์ เพื่อนำมาใช้ในการคำนวณบอกมุม ในโปรแกรมอาดูโน่ 54
รูปที่ 4.7 แสดงกลไกการงอนิ้วมือ (รูปซ้าย) และ การเหยียดออก (รูปขวา).....55
รูปที่ 4.8 แสดงการติดตั้งเฟลคเซนเซอร์เข้ากับอุปกรณ์สวมนิ้ว เพื่อวัดค่าขณะที่นิ้วมือเปลี่ยนท่าทาง 56

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 1.1 ตารางแสดงแผนการดำเนินงาน.....2
ตารางที่ 2.1 คุณสมบัติของ filament แต่ละชนิด 22

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

ในผู้ป่วยที่ไม่สามารถใช้งานนิ้วมือได้อย่างปกติ การใช้ชีวิตประจำวันจะไม่ค่อยมีการบริหารส่วนที่อ่อนแรง การปล่อยทิ้งไว้เฉยๆเป็นเวลานานทำให้เกิดกล้ามเนื้อฝ่อลีบ ข้อเสื่อม ข้ออักเสบ และ ระบบไหลเวียนเลือดไม่ดีจากการที่กล้ามเนื้อไม่ค่อยได้หดตัว ตัวอย่างกลุ่มโรคที่ควรออกกำลังกายนิ้วมือ เช่น โรคหลอดเลือดสมอง ซึ่งเป็นภาวะที่สมองขาดเลือดไปเลี้ยงเนื่องจากหลอดเลือดตีบ ส่งผลให้เนื้อเยื่อในสมองถูกทำลาย การทำงานของสมองหยุดชะงัก ความผิดปกตินี้ทำให้เกิดอาการบกพร่องหรือพิการต่าง ๆ เกิดขึ้นกับร่างกาย และผู้ป่วยกว่า 60% จะเกิดความพิการอย่างใดอย่างหนึ่งติดตัวตลอดชีวิต อาการบกพร่องพิการเหล่านี้ บางอย่างอาจฟื้นฟูให้กลับมาสู่สภาพเดิมได้ยาก อีกทั้งในผู้ป่วยที่เป็นอัมพาตแค่บางส่วน อาจควบคุมกล้ามเนื้อในบริเวณที่เป็นอัมพาตให้ขยับเคลื่อนไหวได้บ้าง ซึ่งผู้ป่วยมีโอกาสหายและอาการดีขึ้นได้หากได้รับการดูแลรักษาและฟื้นฟูร่างกายอย่างถูกต้องเหมาะสม

การพัฒนาอุปกรณ์ที่สามารถช่วยให้ผู้ป่วยที่มีปัญหากล้ามเนื้ออ่อนแรงหรือมีอาการเมื่อยล้าสามารถเข้าถึงการฟื้นฟูและกระตุ้นปลายประสาทบริเวณมือให้ตื่นตัวของทำให้การควบคุมมือได้อย่างเหมาะสมด้วยตนเอง จึงเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่ช่วยให้ผู้ป่วยกลับมามีชีวิตเป็นปกติได้

1.2 วัตถุประสงค์

1.2.1 เพื่อพัฒนาอุปกรณ์การทำเวชศาสตร์ฟื้นฟูในส่วนนิ้วมือ

1.2.2 เพื่อนำแมทแลบ จียูไอ (MATLAB GUI) มาช่วยในการควบคุมอุปกรณ์ตามท่าทางในการบริหารของมือที่กำหนดไว้ในคำสั่ง

1.3 ขอบเขตการศึกษา

1.3.1 ศึกษาเกี่ยวกับโรคที่เกี่ยวข้องซึ่งทำให้ผู้ป่วยมีความจำเป็นในการออกกำลังกายนิ้วมือ

1.3.2 ศึกษาการควบคุมมือด้วยอุปกรณ์ที่สวมใส่ได้ด้วยเซอร์โวมอเตอร์ ร่วมกับเฟลคเซนเซอร์

1.3.3 ศึกษาโครงสร้างของนิ้วมือ เพื่อการออกแบบอุปกรณ์สำหรับสวมใส่นิ้วมือผู้ป่วย

1.4 ผลที่คาดว่าจะได้รับ

1.4.1 สามารถเขียนซอฟท์แวร์โดยโปรแกรม MATLAB ที่ใช้ทำงานคู่กับ Arduino ได้

1.4.2 อุปกรณ์ที่สามารถควบคุมการทำงานของมือได้ตามคำสั่งที่เขียน

1.4.3 อุปกรณ์ที่ได้รับมีความปลอดภัยและสามารถสวมใส่ได้อย่างสะดวกสบาย

1.5 แผนการดำเนินงาน

ตารางที่ 1.1 ตารางแสดงแผนการดำเนินงาน

แผนการ	พ.ศ.2560																พ.ศ.2561													
	ก.ย.				ต.ค.				พ.ค.				ธ.ค.				ม.ค.				ก.พ.				มี.ค.				เม.ย.		
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3
1. ศึกษาความรู้พื้นฐานของโครงสร้างมือ																															
2. สร้างอุปกรณ์สวมใส่มือ																															
3. ศึกษาคำสั่งโปรแกรมแมทแลบร่วมกับอาดูโน่																															
4. ศึกษาและติดตั้งเฟล็คเซนเซอร์เข้ากับอุปกรณ์																															
5. ปรับปรุงคุณภาพอุปกรณ์																															
6. ใช้คำสั่งโปรแกรมควบคู่กับอุปกรณ์																															
7. ทำรูปเล่ม																															

บทที่ 2
ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

สมองเป็นจุดศูนย์รวมของเซลล์ประสาท เป็นจุดศูนย์กลางในการควบคุมการทำงานทั้งหมดของร่างกาย สมองสามารถทำงานได้โดยการได้รับออกซิเจนและสารอาหารที่ถูกลำเลียงผ่านกระแสเลือด ดังนั้น หากเส้นเลือดอุดตันหรือแตก การไหลเวียนของกระแสเลือดในบริเวณนั้นจะถูกตัดขาด การลำเลียงออกซิเจนและสารอาหารเพื่อไปหล่อเลี้ยงเซลล์ประสาทก็จะพลอยถูกตัดขาดไปด้วย ผลที่เกิดขึ้นตามมาก็คือ เซลล์ประสาทก็จะตายและสูญเสียสมรรถภาพนั้น ๆไป ผู้ที่ป่วยเป็นโรคหลอดเลือดสมองจึงเกิดปัญหาทางสมรรถนะด้านต่าง ๆ เช่น การเคลื่อนไหว การมอง การฟัง การพูด และผู้ป่วยกว่า 60% จะเกิดความพิการอย่างใดอย่างหนึ่งติดตัวตลอดชีวิต แม้จะหายป่วยจากโรคหลอดเลือดสมองแล้วก็ตาม

มีการศึกษาพบว่าคนไทยมีอัตราการป่วยเป็นโรคหลอดเลือดสมองในอัตรา 690 คน ต่อประชากร 100,000 คน ส่วนใหญ่ประมาณ 70% ป่วยเป็นโรคเส้นเลือดในสมองตีบตัน ในประเทศญี่ปุ่นมีรายงานว่าปัจจุบันมีผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองประมาณ 2.5 ล้านคน และคาดว่าจะเพิ่มสูงกว่า 3 ล้านคนในปี พ.ศ. 2563 โดยเป็นโรคที่เป็นสาเหตุของการเสียชีวิตเป็นอันดับ 3 รองจากโรคมะเร็ง และโรคหัวใจ ในอดีตชาวญี่ปุ่นจะป่วยเป็นโรคเส้นเลือดในสมองแตกมากกว่า แต่ในปัจจุบัน ผู้ที่ป่วยเป็นโรคเบาหวาน และโรคความดันโลหิตสูง ซึ่งเป็นปัจจัยเสี่ยงของโรคเส้นเลือดในสมองตีบตันมีเพิ่มมากขึ้น เนื่องจากการใช้ชีวิตและการบริโภคตามสไตล์ตะวันตก จึงทำให้ผู้ป่วยโรคเส้นเลือดในสมองตีบในประเทศญี่ปุ่นมีอัตราการเพิ่มสูงมาก ซึ่งในประเทศไทยก็คาดว่ามีแนวโน้มนี้เช่นเดียวกัน

แม้ว่าอัตราการเสียชีวิตของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองจะมีแนวโน้มลดลง แต่ผู้ป่วยจะเกิดอาการบกพร่องหรือพิการต่าง ๆ เกิดขึ้นกับร่างกาย อาการบกพร่องพิการเหล่านี้ บางอย่างอาจฟื้นฟูให้กลับมาสู่สภาพเดิมได้ยาก และผู้ป่วยกว่า 2 ใน 3 จะเกิดอาการบกพร่องพิการอย่างใดอย่างหนึ่งติดตัวไปตลอดชีวิต ดังนั้น ระหว่างที่ผู้ป่วยรับการรักษาโรคหลอดเลือดสมอง ก็จะต้องทำการบำบัดเพื่อฟื้นฟูอาการบกพร่องพิการต่าง ๆ ควบคู่กันไปด้วย เพื่อไม่ให้อาการบกพร่องพิการทรุดหนักไปมากกว่านั้น การทำการบำบัดฟื้นฟูให้กับผู้ป่วยตั้งแต่ในระยะเฉียบพลัน มีวัตถุประสงค์เพื่อกระตุ้นการฟื้นฟูให้เร็วขึ้น และป้องกันภาวะกล้ามเนื้อฝ่อลีบและข้อติดจากการไม่ได้ใช้งาน (Disuse syndrome)

2.1 โรคหลอดเลือดสมอง

โรคหลอดเลือดสมอง (stroke) คือ ภาวะที่สมองขาดเลือดไปเลี้ยงเนื่องจากหลอดเลือดตีบ หลอดเลือดอุดตัน หรือหลอดเลือดแตก ส่งผลให้เนื้อเยื่อในสมองถูกทำลาย การทำงานของสมองหยุดชะงัก [1]

2.1.1 ความผิดปกติของหลอดเลือดสมอง

ความผิดปกติของหลอดเลือดสมองที่ทำให้สมองขาดเลือด แบ่งได้เป็น 2 ประเภท ดังนี้

1) หลอดเลือดสมองตีบหรืออุดตัน (Ischemic stroke) เป็นชนิดของหลอดเลือดสมองที่พบได้กว่า 85% ของโรคหลอดเลือดสมองทั้งหมด เกิดจากอุดตันของหลอดเลือดจนทำให้เลือดไปเลี้ยงสมองไม่เพียงพอ ส่วนใหญ่ มักเกิดร่วมกับภาวะหลอดเลือดแดงแข็ง ซึ่งเกิดจากไขมันที่เกาะตามผนังหลอดเลือดจนทำให้เกิดเส้นเลือดตีบแข็ง โรคหลอดเลือดสมองชนิดนี้ยังแบ่งออกได้อีก 2 ชนิดย่อย

a. โรคหลอดเลือดขาดเลือดจากภาวะหลอดเลือดสมองตีบ (Thrombotic Stroke) เป็นผลมาจากหลอดเลือดแดงแข็ง (Atherosclerosis) เกิดจากภาวะไขมันในเลือดสูงการสะสมของไขมันในหลอดเลือด ทำให้หลอดเลือดตีบแคบ มีความยืดหยุ่นและมีประสิทธิภาพในการลำเลียงเลือดลดลง ความดันโลหิตสูง เบาหวาน ทำให้เลือดไม่สามารถไหลเวียนไปยังสมองได้

b. โรคหลอดเลือดขาดเลือดจากการอุดตัน (Embolic Stroke) เกิดจากลิ่มเลือดที่เกิดขึ้นในบริเวณอื่นไหลไปตามกระแสเลือดจนไปอุดตันที่หลอดเลือดสมอง หรืออาจเกิดจากมีลิ่มเลือดก่อตัวในหลอดเลือดสมอง และขยายขนาดใหญ่ขึ้นจนอุดตันหลอดเลือดสมอง

2) หลอดเลือดสมองปริแตกหรือฉีกขาด (Hemorrhagic stroke) เกิดจากหลอดเลือดมีความเปราะบางร่วมกับภาวะความดันโลหิตสูง ทำให้บริเวณที่เปราะบางนั้นโป่งพองและแตกออก หรืออาจเกิดจากหลอดเลือดเสียความยืดหยุ่นจากการสะสมของไขมันในหลอดเลือด ทำให้หลอดเลือดปริแตกหรือฉีกขาดได้ง่าย ทำให้เลือดรั่วไหลเข้าไปในเนื้อเยื่อสมอง ซึ่งอันตรายมากเนื่องจากทำให้ปริมาณเลือดที่ไปเลี้ยงสมองลดลงอย่างฉับพลันและทำให้เกิดเลือดออกในสมอง ส่งผลให้ผู้ป่วยเสียชีวิตในเวลาอันรวดเร็วได้

a. โรคหลอดเลือดสมองโป่งพอง (Aneurysm) เกิดจากความอ่อนแอของหลอดเลือด

b. โรคหลอดเลือดสมองผิดปกติ (Arteriovenous Malformation) ที่เกิดจากความผิดปกติของหลอดเลือดสมองตั้งแต่กำเนิด [2]

2.1.2 ปัจจัยเสี่ยงของโรคหลอดเลือดสมอง

ปัจจัยเสี่ยงของโรคหลอดเลือดสมองมีหลายสาเหตุ แบ่งเป็นปัจจัยเสี่ยงที่ป้องกันไม่ได้ และปัจจัยเสี่ยงที่ป้องกันได้ ซึ่งปัจจัยเสี่ยงที่ป้องกันได้มักมีสาเหตุจากสุขภาพโดยรวมและรูปแบบการดำเนินชีวิต

1) ปัจจัยเสี่ยงที่ป้องกันไม่ได้

- อายุ เมื่ออายุมากขึ้น หลอดเลือดก็จะเสื่อมตามไปด้วย โดยผิวชั้นในของหลอดเลือดจะหนาและแข็งขึ้นจากการที่มีไขมันและหินปูนมาเกาะ รูที่เลือดไหลผ่านจะแคบลงเรื่อย ๆ

- เพศ พบว่าเพศชายมีความเสี่ยงต่อโรคหลอดเลือดสมองสูงกว่าเพศหญิง

- ภาวะการแข็งตัวของเลือดเร็วกว่าปกติ ส่งผลให้เกิดการจับตัวกันของเม็ดเลือดและมีลิ่มเลือดเกิดขึ้นได้ง่ายกว่าคนปกติ

2) ปัจจัยเสี่ยงที่ป้องกันได้

- ความดันโลหิตสูง เป็นปัจจัยเสี่ยงที่สำคัญที่สุดของโรคหลอดเลือดสมอง ผู้ที่มีภาวะความดันโลหิตสูงจึงมีโอกาสเป็นโรคหลอดเลือดสมองได้มากกว่าคนปกติ

- เบาหวาน เป็นสาเหตุที่ทำให้หลอดเลือดแข็งทั่วร่างกาย หากเกิดที่สมองจะมีโอกาสเป็นโรคหลอดเลือดสมองมากกว่าคนปกติ 2-3 เท่า

- ไขมันในเลือดสูง เป็นความเสี่ยงของโรคหลอดเลือดสมองเช่นเดียวกับโรคหลอดเลือดหัวใจ คือ ภาวะไขมันสะสมอยู่ตามผนังหลอดเลือด ทำให้กีดขวางการลำเลียงเลือด

- โรคหัวใจ เช่น โรคลิ้นหัวใจผิดปกติ หัวใจเต้นผิดจังหวะ เป็นสาเหตุของการเกิดลิ่มเลือด ถ้าลิ่มเลือดไปอุดตันที่หลอดเลือดสมอง ก็จะทำให้สมองขาดเลือดได้

- การสูบบุหรี่ สารนิโคตินและคาร์บอนมอนอกไซด์ทำให้ปริมาณออกซิเจนลดลง และเป็นตัวทำลายผนังหลอดเลือดทำให้หลอดเลือดแข็งตัว พบว่าการสูบบุหรี่เพียงอย่างเดียวเพิ่มความเสี่ยงต่อโรคหลอดเลือดสมองถึง 3.5%

- ยาคุมกำเนิด ในผู้หญิงที่ใช้ยาคุมกำเนิดที่มีฮอร์โมนเอสโตรเจนสูงจะมีความเสี่ยงต่อการเกิดโรคหลอดเลือดสมองสูง

- โรคซิฟิลิส เป็นสาเหตุของหลอดเลือดอักเสบและหลอดเลือดแข็ง

- การขาดการออกกำลังกาย

2.1.3 อาการของโรคหลอดเลือดสมอง

เมื่อสมองขาดเลือดจะทำให้สมองไม่สามารถทำงานได้ตามปกติ ซึ่งอาการแสดงต่าง ๆ จะมากหรือน้อยขึ้นกับระดับความรุนแรงและตำแหน่งของสมองที่ถูกทำลาย โดยอาการของโรคหลอดเลือดสมองทั้ง 2 ชนิดจะค่อนข้างคล้ายกัน แต่ชนิดเลือดออกในสมองจะมีอาการปวดศีรษะและอาเจียนร่วมด้วย ทั้งนี้ผู้ป่วยแต่ละคนอาจมีหลายอาการร่วมกัน เช่น

- ชาหรืออ่อนแรงที่ใบหน้าและ/หรือบริเวณแขนขาครึ่งซีกของร่างกาย และมีอาการเหน็บชาร่วมด้วย
- มีปัญหาเกี่ยวกับการพูด พูดไม่ชัด ปากเบี้ยว มุมปากตก น้ำลายไหล กลืนลำบาก หรือการเข้าใจคำพูดผิดเพี้ยน
- ปวดศีรษะ เวียนศีรษะทันทีทันใด
- ตามัว มองเห็นภาพซ้อนหรือเห็นครึ่งซีก หรือตาบอดข้างเดียวทันทีทันใด
- เดินเซ ทรงตัวลำบาก เห็นภาพซ้อน บ้านหมุน
- มีอาการมึนงงอย่างรุนแรง

อาการเหล่านี้มักเกิดขึ้นอย่างฉับพลัน ในรายที่มี ภาวะสมองขาดเลือดชั่วขณะ (Transient Ischemic Attack: TIA)) อาจมีอาการเตือนเหล่านี้เกิดขึ้นชั่วขณะแล้วหายไปเอง หรืออาจเกิดขึ้นได้หลายครั้งก่อนจะมีอาการสมองขาดเลือดแบบถาวร ดังนั้นหากมีอาการผิดปกติเกิดขึ้น ควรรีบพบแพทย์ทันที เนื่องจากอาการของโรคหลอดเลือดสมองจัดเป็นอาการร้ายแรงและอาจเป็นอันตรายถึงแก่ชีวิต หรือหากไม่ถึงชีวิต ก็อาจทำให้กลายเป็นโรคอัมพาต อัมพฤกษ์ ไม่สามารถช่วยเหลือตนเองและต้องใช้เวลาในการรักษาฟื้นฟูสุขภาพต่อไป

2.1.4 การตรวจวินิจฉัยโรคหลอดเลือดสมอง

ในปัจจุบันมีวิธีการตรวจวินิจฉัยที่มีประสิทธิภาพและสามารถบ่งชี้ถึงตำแหน่งของสมองและหลอดเลือดที่ผิดปกติ รวมถึงภาวะและสาเหตุที่เป็นปัจจัยเสี่ยงของการเป็นโรคหลอดเลือดสมองได้ เช่น

- การตรวจเลือดเพื่อดูความเข้มข้นและความสมบูรณ์ของเม็ดเลือด
- การตรวจระดับน้ำตาลและระดับไขมันในเลือด
- การตรวจหาการอักเสบของหลอดเลือด
- การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiogram) เพื่อดูจังหวะการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติ

- การตรวจสมองด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (computerized tomography) เพื่อดูว่าสมองมีภาวะขาดเลือดหรือภาวะเลือดออกในสมองหรือไม่

- การตรวจอัลตราซาวนด์หลอดเลือดบริเวณคอ (carotid duplex scan) เพื่อดูขนาดและการไหลเวียนของหลอดเลือดแดงบริเวณคอที่ไปเลี้ยงสมองด้วยคลื่นความถี่สูง

- การตรวจสมองด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (magnetic resonance imaging) เพื่อดูเนื้อสมอง หลอดเลือดสมอง หลอดเลือดที่คอ เป็นวิธีการที่ไม่เจ็บปวดและมีประสิทธิภาพสูง

2.1.5 การรักษาโรคหลอดเลือดสมอง

การรักษาขึ้นกับสาเหตุของโรคหลอดเลือดสมองว่าเป็นหลอดเลือดสมองตีบหรือหลอดเลือดสมองแตก โดยจะมีแนวทางการรักษาที่แตกต่างกัน

1) หลอดเลือดสมองตีบหรืออุดตัน เป้าหมายของการรักษาคือทำให้เลือดไหลเวียนได้อย่างปกติ โดยทางเลือกในการรักษามีหลายวิธี ในบางกรณีแพทย์อาจให้ยาละลายลิ่มเลือด ซึ่งพบว่าจะได้ผลดีกับผู้ที่มีอาการและอาการแสดงของโรคหลอดเลือดสมองและรีบมาโรงพยาบาลภายในระยะเวลาไม่เกิน 4.5 ชั่วโมง

2) หลอดเลือดสมองปริแตกหรือฉีกขาด เป้าหมายของการรักษาคือการควบคุมปริมาณเลือดที่ออกด้วยการรักษาระดับความดันโลหิต ในกรณีที่เลือดออกมาก แพทย์อาจพิจารณาทำการผ่าตัดเพื่อป้องกันความเสียหายต่อสมองที่อาจเกิดขึ้นหากมีการเปลี่ยนแปลงความดันโลหิต

2.1.6 การป้องกันการกลับเป็นซ้ำ

การป้องกันเป็นการรักษาโรคหลอดเลือดสมองที่ดีที่สุด และควรป้องกันก่อนการเกิดโรคหลอดเลือดสมอง คือ ต้องควบคุมปัจจัยเสี่ยงที่ส่งเสริมให้หลอดเลือดเกิดการตีบ อุดตัน หรือแตก เช่น ความดันโลหิตสูง โรคหัวใจ โรคเบาหวาน ไขมันในเลือดสูง การสูบบุหรี่ หรือขาดการออกกำลังกาย เป็นต้น

- ตรวจเช็คสุขภาพประจำปีเพื่อค้นหาปัจจัยเสี่ยง ถ้าพบต้องรีบรักษาและพบแพทย์อย่างสม่ำเสมอ

- ในกรณีที่พบว่ามีปัจจัยเสี่ยงที่ทำให้หลอดเลือดตีบ อุดตัน หรือแตก ต้องรักษาและรับประทานยาอย่างสม่ำเสมอตามแผนการรักษาของแพทย์ ห้ามหยุดยาเอง และควรรีบพบแพทย์ทันทีถ้ามีอาการผิดปกติ

- ควบคุมระดับความดันโลหิต ไขมัน และน้ำตาลในเลือดให้อยู่ในเกณฑ์ปกติ

- ควบคุมอาหารให้สมดุล หลีกเลี่ยงอาหารรสเค็ม หวาน มัน

- ออกกำลังกายสม่ำเสมอ อย่างน้อย 30 นาทีต่อวัน 3 ครั้งต่อสัปดาห์ และควบคุมน้ำหนักให้เหมาะสม

- งดสูบบุหรี่ หลีกเลี่ยงเครื่องดื่มแอลกอฮอล์

- ถ้ามีอาการเตือนที่แสดงว่าเลือดไปเลี้ยงสมองไม่พอชั่วคราว ควรรีบมาพบแพทย์ถึงแม้ว่าอาการเหล่านั้นจะหายได้เองเป็นปกติ

- ผู้ที่เป็นหลอดเลือดสมองตีบหรืออุดตันแล้ว แพทย์จะให้การรักษาโดยใช้ยาเพื่อป้องกันการกลับเป็นซ้ำของโรคหลอดเลือดสมอง แต่การใช้ยาเหล่านี้จำเป็นต้องมีการติดตามผลและใช้ภายใต้คำแนะนำของแพทย์อย่างเคร่งครัด เนื่องจากถ้ามีการใช้ยาผิด ประมาทเลินเล่อ หรือไม่มีการติดตามดูแลอย่างสม่ำเสมอ อาจเกิดภาวะแทรกซ้อนอย่างรุนแรง เป็นอันตรายถึงแก่ชีวิตได้

การฟื้นตัวของร่างกายหลังเกิดโรคหลอดเลือดสมองนั้น เชื่อว่าเกิดจากสมองมีการเปลี่ยนแปลงการทำงาน โดยสมองส่วนที่เหลืออยู่จะมาทำงานทดแทนสมองส่วนที่ตายไป ซึ่งความเร็วในการทำงานทดแทนของสมองแต่ละส่วนนั้นไม่เท่ากัน เราพบว่าส่วนใหญ่แล้วอาการชาจะหายช้ากว่าอาการอ่อนแรง อาการกลืนลำบาก หรือสำลักจะดีขึ้นในช่วงเดือนแรก แต่การใช้ภาษาอาจจะต้องใช้เวลานานกว่านั้น ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองจะไม่สามารถฟื้นคืนสู่สภาวะปกติทุกอย่างได้ทุกคน ทั้งนี้ขึ้นกับความรุนแรงของโรค วิธีการรักษา การทำกายภาพฟื้นฟู รวมทั้งผลแทรกซ้อนที่เกิดขึ้น มีผู้ป่วยหลายรายที่พิการซึ่งต้องการความช่วยเหลือระดับหนึ่ง และอีกจำนวนหนึ่งที่ต้องให้การดูแลอยู่ในสถานพยาบาล [1]

2.2 การออกกำลังกายเพื่อการบำบัดรักษา (Therapeutic Exercise)

2.2.1 ความหมายของการออกกำลังกาย

การออกกำลังกาย (Exercise) คือการเคลื่อนไหวร่างกายเพื่อจุดประสงค์อย่างใดอย่างหนึ่ง การออกกำลังกายเพื่อการบำบัดรักษา (Therapeutic exercise) คือการเคลื่อนไหวส่วนใดส่วนหนึ่งหรือทุกส่วนของร่างกายเพื่อการบำบัดรักษา ลดอาการของผู้ป่วย หรือช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานของร่างกายให้ดีขึ้น

การนำการออกกำลังกายไปใช้ในการบำบัดรักษาก่อนอื่นต้องรู้วัตถุประสงค์ที่ต้องการจากการออกกำลังกาย แล้วจึงพิจารณาชนิด (mode) ความแรง (intensity) จำนวนครั้ง-เวลา (repetition-time) ความถี่ (frequency) ให้เหมาะกับผู้ป่วยแต่ละคน [3]

2.2.2 การออกกำลังกายเพื่อป้องกันข้อติด หรือเพิ่มพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อ (Range of motion exercise: ROM)

เมื่อมีการอักเสบ บาดเจ็บ หรือขาดการเคลื่อนไหว (immobilization) จะมีผลทำให้พิสัยการเคลื่อนไหวของข้อค่อย ๆลดลง ในผู้ที่ยังไม่มีข้อติดแต่เสี่ยงต่อภาวะข้อติดเช่น กล้ามเนื้ออ่อนแรง มีภาวะกล้ามเนื้อเกร็ง หรือบวมรอบ ๆข้อ การขยับข้อให้สุดพิสัยการเคลื่อนไหวทำเพื่อป้องกันข้อติด แต่ในผู้ป่วยที่มีข้อติดแล้วการขยับข้อทำเพื่อเพิ่มพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อ

การยึดติดของข้อเกิดจากการหดสั้นของกล้ามเนื้อและเนื้อเยื่อรอบข้อ การหล่อลื่นของข้อลดลง การเพิ่มของเนื้อเยื่อชนิดคอลลาเจน (collagen) และ เรติคิวลิน (reticulin) ทำให้เนื้อเยื่อเกี่ยวพัน (connective tissue) แปลงสภาพจากเนื้อเยื่อเกี่ยวพันชนิดโปร่งบาง (loose connective tissue) กลายเป็น เนื้อเยื่อเกี่ยวพันชนิดแน่นทึบ (dense connective tissue) ซึ่งจะเกิดในข้อที่ขาดการเคลื่อนไหว (immobility) นานเกิน 1 สัปดาห์ หรือถ้ามีการอักเสบหรือการขาดเลือดมาเลี้ยง การเปลี่ยนแปลงนี้จะยิ่งเร็วขึ้น

การออกกำลังกายเพื่อเพิ่มพิสัยของข้อ (ROM exercise) แบ่งออกได้เป็น 4 แบบคือ

1) การออกกำลังกายแบบแอคทิพ (Active exercise) คือให้ผู้ป่วยออกแรงขยับข้อเองทั้งหมด

2) การออกกำลังกายแบบแอคทิพ-แอสซิสทิพ (Active-assistive exercise) คือให้ผู้ป่วยออกแรงขยับให้เต็มที่ก่อนแล้วใช้แรงจากภายนอกหรือผู้อื่นช่วยขยับต่อจนสุดพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อ

3) การออกกำลังกายแบบแพสซิพ (Passive exercise) คือให้ผู้ช่วยหรือใช้แรงจากภายนอกเป็นผู้ขยับตลอดพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อ โดยผู้ป่วยไม่ได้ออกแรงเลย

4) การออกกำลังกายแบบแพสซิพ-สเตรชชิ่ง (Passive stretching exercise) คือผู้ช่วยหรือผู้บำบัดช่วยดัดยืดเพื่อเพิ่มพิสัยการเคลื่อนไหวข้อในกรณีที่มีข้อติด

หลักการ

- ถ้ายังไม่มีข้อติด ทำเพื่อป้องกัน โดยเคลื่อนไหวข้อจนครบพิสัยของข้อนั้นอย่างน้อยวันละ 2 รอบ (set) รอบละ 3 ครั้ง (repetition) ซึ่งจะทำเป็นการออกกำลังกายแบบแอคทิพ หรือ แพสซิพ ก็ได้

- ถ้ามีข้อติด ต้องใช้การดัดยืด (stretching) คือมีแรงมากระทำที่มากพอจนทำให้เนื้อเยื่อนั้นมีการเปลี่ยนรูป (deformation) ซึ่งต้องทำบ่อยและค้างไว้นานพอ (ยังไม่มีการศึกษาที่ชัดเจนเกี่ยวกับระยะเวลา จำนวนครั้งและความถี่) โดยทั่วไปดัดค้างไว้ประมาณ 15-30 วินาที

การดัดยืด (stretching exercise)

- ควรใช้แรงขนาดที่ทำให้เกิดการเจ็บตึงเล็กน้อย แต่อาการเจ็บนั้นควรหายไปหลังสิ้นสุดการดัดข้อ

- ควรใช้แรงน้อย ๆแต่นาน ดีกว่าใช้แรงมาก แต่ทำด้วยเวลาสั้น ๆ หรือออกแรงกระตุก

- ควรให้ผู้ป่วยออกแรงขยับข้อจนสุดพิสัยที่ทำได้เองก่อน (active exercise) แล้วผู้ช่วยจึงออกแรงช่วยดัดต่อ (passive stretching exercise) ในขณะที่ให้ผู้ป่วยพยายามหย่อนกล้ามเนื้อ หรือในกรณีที่ติดมากผู้ป่วยไม่สามารถขยับได้เลยให้ผู้ป่วยพยายามหย่อนกล้ามเนื้อแล้วให้ผู้ช่วยดัด

- การให้ความร้อนก่อนหรือระหว่างการดัดข้อจะทำให้ได้ผลดียิ่งขึ้น เช่น การแช่น้ำร้อน การใช้พาราฟิน (paraffin) กระเป๋าน้ำร้อน หรือใช้ความร้อนลึกเช่น อัลตราซาวน์ (ultrasound) และใช้ความเย็นประคบข้อหลังดัดข้อเพื่อลดอาการปวดระบม

- ในกรณีที่มีภาวะเกร็ง (spastic) มากควรรักษาภาวะเกร็งร่วมด้วย เช่น การใช้ยารับประทาน การฉีดยาลดเกร็ง (neurolysis) การแก้ไขสาเหตุที่กระตุ้นให้เกิดอาการเกร็ง

- ต้องระมัดระวังการดัดข้อที่มีการบวมหรือการอักเสบเนื่องจาก ความทนแรงดึง (tensile strength) ของเนื้อเยื่อรอบข้อน้อยลงได้ถึง 50% ทำให้มีโอกาสเกิดการฉีกขาดหรือบาดเจ็บได้ง่าย

- ข้อศอกเป็นข้อที่ไม่แข็งแรง เกิดการบาดเจ็บของเนื้อเยื่อรอบข้อได้ง่าย อาจเกิดภาวะ กล้ามเนื้ออักเสบที่มีหินปูนจับ (myositis ossificans) ซึ่งทำให้ข้อติดมากขึ้นได้ การดัดข้อศอกจึงต้องระมัดระวังและไม่ใช้แรงดัดมากเกินไป

- ข้อนิ้วมือควรมีการขยับ (mobilization) นวด (massage) เนื้อเยื่อรอบ ๆก่อนการดัด

- ข้อสะโพก ในผู้ป่วยที่นอนอยู่บนเตียงนาน ๆ มีโอกาสเกิดข้อสะโพกติดในท่างอจึงควรดัดสะโพกร่วมด้วยในผู้ป่วยที่ต้องนอนนาน

- ข้อเท้า มักติดในท่าเท้าตก (equines deformity) ควรดัดโดยใช้มือจับส้นเท้า แขนสัมผัสทั้งฝ่าเท้า แล้วโน้มตัวดัดให้ทั้งฝ่าเท้ากระดกขึ้น ไม่ควรออกแรงแต่ที่ปลายเท้าเพราะจะทำให้เกิดฝ่าเท้าโค้งผิดปกติคล้ายท้องเรือ (Rocker-bottom deformity) ได้

ข้อห้ามของการดัดข้อ

- ข้อต่อมีการจำกัดการเคลื่อนไหว (bony block)

- ภาวะที่กระดูกเพิ่งหัก (recent fracture)

- การอักเสบเฉียบพลัน (acute inflammation / infection) ของข้อหรือบริเวณรอบข้อที่จะทำการดัด

- มีก้อนเลือด หรือ มีเลือดไหลไม่หยุด (hematoma / uncontrolled bleeding)

- น้ำในข้อกระดูก (joint effusion)
- การหด (contracture) ที่ทำให้เกิดความมั่นคงของข้อ การยึดดัดอาจทำให้เสียความมั่นคงของข้อได้ [3]

2.3 การทำกายภาพบำบัดเกี่ยวกับมือในผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง

แม้ว่าอัตราการเสียชีวิตของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองจะมีแนวโน้มลดลง แต่ผู้ป่วยจะเกิดอาการบกพร่องหรือพิการต่าง ๆ เกิดขึ้นกับร่างกาย อาการบกพร่องพิการเหล่านี้ บางอย่างอาจฟื้นฟูให้กลับมาสู่สภาพเดิมได้ยาก และผู้ป่วยกว่า 2 ใน 3 จะเกิดอาการบกพร่องพิการอย่างใดอย่างหนึ่งติดตัวไปตลอดชีวิต

ดังนั้น ระหว่างที่ผู้ป่วยรับการรักษาโรคหลอดเลือดสมอง ก็จะต้องทำการบำบัดเพื่อฟื้นฟูอาการบกพร่องพิการต่าง ๆ ควบคู่กันไปด้วย เพื่อไม่ให้อาการบกพร่องพิการทรุดหนักไปมากกว่านั้น

การบำบัดรักษาอาการบกพร่องพิการนี้ เรียกว่า "เวชศาสตร์ฟื้นฟู" ซึ่งนอกจากจะหมายถึงการฟื้นฟูอาการแขนขาอ่อนแรงจากการเป็นอัมพาตอัมพฤกษ์แล้ว ยังรวมถึงการฝึกฝนเพื่อบำบัดรักษาอาการบกพร่องต่าง ๆ เช่น การพูด การกลืนกินอาหาร และอื่น ๆ เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถกลับไปใช้ชีวิตในสังคมได้ตามเดิม

เวชศาสตร์ฟื้นฟูสำหรับผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง แบ่งได้เป็น 3 ระยะคือ "ระยะเฉียบพลัน" "ระยะฟื้นตัว" และ "ระยะทรงตัว"

1) ระยะเฉียบพลัน

คือระยะ 1-2 สัปดาห์หลังจากมีอาการป่วยเป็นโรคหลอดเลือดสมอง การบำบัดฟื้นฟูในช่วงนี้ จะเริ่มในขณะที่ผู้ป่วยยังนอนอยู่บนเตียง ภายหลังจากที่ล้มป่วย โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อจะป้องกันการหดตัวของกล้ามเนื้อและการยึดติดของข้อต่อ และเพื่อให้ผู้ป่วยสูญเสียพละกำลังไปน้อยที่สุด เพื่อเตรียมความพร้อมก่อนการบำบัดฟื้นฟูในช่วงต่อไปก่อนที่จะทำการบำบัดฟื้นฟู ผู้ป่วยจะต้องได้รับการตรวจคัดกรองจากแพทย์ เพื่อประเมินระดับการรับรู้ อาการอ่อนแรง อาการชา และระดับการเคลื่อนไหวของข้อต่อต่าง ๆ ก่อน จากนั้น แพทย์และนักกายภาพบำบัดจะกำหนดเป้าหมายในการฟื้นฟู และให้การบำบัดฟื้นฟูผู้ป่วยตามแผนที่วางไว้ต่อไปเมื่อทำการบำบัดฟื้นฟูเบื้องต้นในขั้นนี้แล้ว ผู้ป่วยส่วนใหญ่จะมีพละกำลังกลับคืนมาเพียงพอที่จะนั่งบนเตียงได้ จึงจะทำการฝึกให้ผู้ป่วยสามารถทรงตัวในท่านั่งได้เป็นเวลานาน ๆ

2) ระยะฟื้นตัว

คือระยะ 3-6 เดือนหลังจากมีอาการป่วยเป็นโรคหลอดเลือดสมอง อาการของผู้ป่วยในช่วงนี้จะเริ่มทรงตัว และสามารถนั่งเป็นเวลานาน ๆได้ จึงจะเริ่มทำการบำบัดฟื้นฟูที่ศูนย์เวชศาสตร์ฟื้นฟูหรือแผนก

กายภาพบำบัดเฉพาะทาง โดยจะทำการบำบัดฟื้นฟูอย่างเข้มข้นตามแผนการฟื้นฟูที่แพทย์กำหนดไว้ให้กับผู้ป่วยแต่ละราย

3) ระยะทรงตัว

คือ ระยะที่พ้นจากระยะฟื้นตัวไปแล้ว โดยทั่วไปผู้ป่วยแต่ละรายจะมีการฟื้นฟูที่ดีขึ้นเมื่อเทียบกับช่วงแรกภายหลังจากที่ล้มป่วยใหม่ ๆ แต่ในทางตรงกันข้าม หากสมรรถนะใดไม่สามารถฟื้นฟูให้กลับมาเป็นปกติได้ในช่วงนี้ ก็มีโอกาสสูงที่อาการบกพร่องพิการนั้นจะเหลือติดตัวไปตลอดชีวิต ระยะทรงตัว จึงเป็นระยะที่ผู้ป่วยจะต้องทำการบำบัดอย่างต่อเนื่องเพื่อไม่ให้สูญเสียสมรรถนะที่ฟื้นฟูมาได้แล้วนั้นไปอีก เมื่อผู้ป่วยออกจากโรงพยาบาลกลับมาอยู่ที่บ้าน จึงยังต้องทำการบำบัดฟื้นฟูที่บ้าน หรือที่สถานพยาบาลเฉพาะทางอย่างต่อเนื่องไปตลอดชีวิต เพื่อรักษาสมรรถภาพนั้น ๆให้คงอยู่ตลอดไป

2.3.1 การเริ่มทำการบำบัดฟื้นฟู

ควรเริ่มตั้งแต่ขั้นระยะเฉียบพลัน ในขณะที่ผู้ป่วยยังต้องนอนพักอยู่บนเตียง โดยลำดับแรกจะเป็นการฝึกเพื่อจัดวางตำแหน่งของมือและเท้าในท่านอนให้ถูกต้อง และฝึกการพลิกตัวเพื่อป้องกันการเกิดแผลกดทับ โดยจะต้องเปลี่ยนท่านอนให้กับผู้ป่วยทุก ๆ 2 ชั่วโมง และใช้ผ้าห่ม หมอน หรือถุงทราย เพื่อรองมือหรือเท้า เพื่อจัดท่านอนของผู้ป่วยให้ถูกต้อง นอกจากนี้จะต้องช่วยขยับข้อต่อต่าง ๆให้กับผู้ป่วย เพื่อป้องกันอาการกล้ามเนื้อหดเกร็งและข้อต่อติด ให้กับผู้ป่วยด้วย

การดูแลผู้ป่วยด้วยวิธีข้างต้นจะต้องทำให้กับผู้ป่วยทุกรายแม้จะยังไม่มีสติก็ตาม ซึ่งทั้งหมดนี้ถือเป็นการเตรียมความพร้อมให้กับผู้ป่วยในระยะที่ต้องนอนอยู่บนเตียง ก่อนที่จะเริ่มทำการบำบัดฟื้นฟูอย่างจริงจังในระยะต่อไป การบำบัดฟื้นฟูผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองควรรีบทำตั้งแต่เนิ่น ๆการทำการบำบัดฟื้นฟูให้กับผู้ป่วยตั้งแต่ในระยะเฉียบพลัน มีวัตถุประสงค์เพื่อกระตุ้นการฟื้นฟูให้เร็วขึ้น และป้องกันภาวะกล้ามเนื้อฝ่อลีบและข้อติดจากการไม่ได้ใช้งาน (Disuse syndrome) การระมัดระวังจนเกินไปและให้ผู้ป่วยพักผ่อนอยู่บนเตียงแต่เพียงอย่างเดียว จะทำให้กล้ามเนื้ออ่อนแรง และผู้ป่วยจะเคลื่อนไหวตัวยากมากยิ่งขึ้น และเป็นอุปสรรคในการบำบัดฟื้นฟูในระยะถัดไป อีกทั้งยังจะทำให้เกิดอาการติดเชื้อได้ง่าย และในระยะยาวอาจทำให้ผู้ป่วยต้องนอนใช้ชีวิตอยู่บนเตียงไปตลอดชีวิต

2.3.2 การบำบัดฟื้นฟูในเบื้องต้น

ในช่วงแรกนักกายภาพบำบัดจะช่วยทำและฝึกสอนการทำกายภาพบำบัดเพื่อคลายอาการเกร็งของแขนขาและป้องกันข้อต่อติด หลังจากนั้น จะฝึกให้ผู้ป่วยเริ่มเคลื่อนไหวด้วยตนเอง โดยมีเป้าหมายให้

ผู้ป่วยสามารถทรงตัวในท่านั่ง เพื่อให้สามารถนั่งบนเตียงหรือบนเก้าอี้ได้ด้วยตนเอง การที่ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองจะลุกขึ้นนั่งบนเตียง ถือเป็นเรื่องที่ลำบากอย่างยิ่ง เพราะร่างกายยังอ่อนปวกเปียก ทรงตัวไม่อยู่ และจะล้มไปทางซีกที่อ่อนแรง

ดังนั้น ในช่วงแรกจึงต้องใช้เครื่องช่วยพยุงตัว และค่อย ๆเพิ่มระยะเวลาในการฝึกนั่งให้นานยิ่งขึ้น ในช่วงนี้ แพทย์จะตรวจวัดความดันของผู้ป่วยเพื่อเปรียบเทียบกันระหว่างขณะที่นอน นั่ง และยืน เพื่อป้องกันการหมดสติของผู้ป่วยที่อาจมีความดันโลหิตต่ำในขณะอยู่ในท่ายืน

เมื่อผู้ป่วยสามารถลุกขึ้นนั่งและนั่งทรงตัวได้แล้ว ก็จะเริ่มฝึกกิจกรรมบำบัดพื้นฐานที่จำเป็นในการใช้ชีวิตประจำวันต่อไป โดยแพทย์จะทำการคัดกรองผู้ป่วยอีกครั้งหนึ่ง และหากวินิจฉัยว่าผู้ป่วยมีความพร้อมที่จะทำการบำบัดในระยะที่ 2 (ระยะฟื้นฟู) ก็จะเริ่มฝึกกิจกรรมบำบัดพื้นฐานให้กับผู้ป่วยต่อไป สถานพยาบาลที่จะเลือกควรมีแพทย์และบุคลาการเฉพาะทางอย่างเพียงพอ อีกทั้งโรคหลอดเลือดสมองเป็นโรคที่มีโอกาสเกิดซ้ำได้สูง ดังนั้นสถานพยาบาลดังกล่าวจึงควรมีแพทย์อายุรกรรมประสาทและเครื่อง MRI หรือควรมีความร่วมมือกับโรงพยาบาลขนาดใหญ่ที่อยู่ใกล้เคียงซึ่งมีแพทย์และอุปกรณ์ดังกล่าว เพื่อความปลอดภัยในยามฉุกเฉิน

2.3.3 วัตถุประสงค์ของเวชศาสตร์ฟื้นฟู

แม้ว่าอัตราผู้เสียชีวิตจากโรคเส้นเลือดสมองจะมีแนวโน้มลดลง แต่ผู้ป่วยส่วนใหญ่กว่า 2 ใน 3 จะเกิดความพิการอย่างใดอย่างหนึ่งเหลือติดตัวไปตลอดชีวิต

วัตถุประสงค์หลักของเวชศาสตร์ฟื้นฟู คือการบำบัดฟื้นฟูสมรรถนะที่สูญเสียไปของผู้ป่วยให้ฟื้นคืนกลับมาได้มากที่สุด และเพื่อช่วยรักษาสมรรถนะที่ได้รับการฟื้นฟูมาแล้วนั้น ให้ไม่เสื่อมหรือถดถอยลงไปกว่าเดิม แม้อาการพิการของผู้ป่วยแต่ละรายจะมีความหนักเบาต่างกัน แต่ก็ไม่สามารถปฏิเสธได้ว่าอาการพิการของผู้ป่วยจะดีขึ้นได้มากหรือน้อยเพียงใดนั้น ขึ้นอยู่กับวิธีและระยะเวลาในการทำกายภาพบำบัดของผู้ป่วยแต่ละราย

นอกจากนี้ การช่วยให้ผู้ป่วยสามารถทำกิจวัตรประจำวัน (ADL : Activities of Daily Living) การเพิ่มคุณภาพการใช้ชีวิตที่ดีขึ้นให้กับผู้ป่วย (QOL : Quality of Life) และการช่วยเหลือให้ผู้ป่วยสามารถกลับไปใช้ชีวิตได้ในสังคม ก็ถือเป็นวัตถุประสงค์หลักที่สำคัญของเวชศาสตร์ฟื้นฟูอีกด้วย

2.3.4 ตัวอย่างการกายภาพบำบัดที่เกี่ยวกับมือและนิ้ว

1) ฝึกการเคลื่อนไหวบริเวณข้อต่อ

คือ การให้นักกายภาพบำบัดหรือพยาบาลทำการยืดและงอข้อต่อในส่วนหัวไหล่ ข้อศอก ข้อมือ นิ้ว ข้อเท้า หรือส่วนอื่น ๆ ซึ่งเป็นวิธีการป้องกันไม่ให้ข้อต่อเหล่านั้นยึดติดและขยับเขยื้อนไม่ได้

2) การบำบัดทางฟิสิกส์

คือ การบำบัดอาการต่าง ๆที่จะเป็นอุปสรรคในการฝึก เช่น อาการข้อต่อยึดติด อาการเกร็ง อาการปวดไขข้อกระดูก หรืออาการอ่อนล้า โดยการใช้ความร้อนหรือไฟฟ้ากระตุ้นเส้นประสาทหรือกล้ามเนื้อ เพื่อบรรเทาอาการนั้น ๆ

3) กิจกรรมบำบัด

คือ การฝึกเพื่อฟื้นฟูความรู้สึกของมือและนิ้ว โดยการให้ผู้ป่วยใช้มือและนิ้วเพื่อทำกิจกรรมหรือเล่นเกมส์ต่าง ๆซึ่งหากมือข้างที่อ่อนแรงเป็นมือข้างที่ถนัด ก็จะต้องฝึกให้ใช้มือข้างที่ไม่ถนัดเพื่อทำกิจวัตรประจำวันแทนด้วย

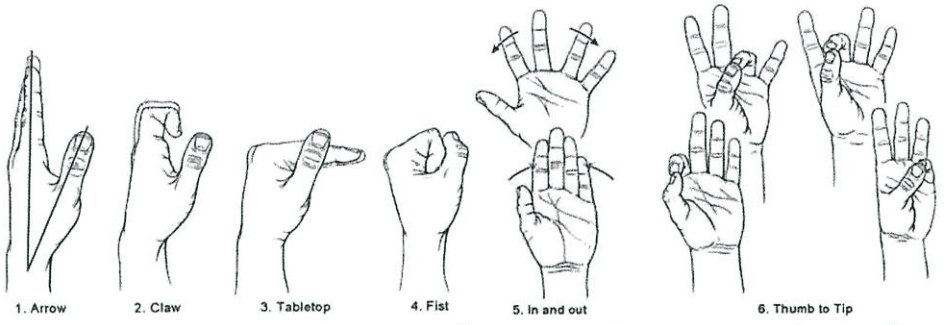
4) การฝึกนิ้วมือ

ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองที่มีอาการพิการไม่รุนแรง หรือผู้ป่วยที่ได้ทำกายภาพบำบัดและมีพัฒนาการขึ้นมาในระดับหนึ่ง จะต้องเริ่มทำการฝึกการเคลื่อนไหวนิ้วมือ

ตัวอย่างในการฝึกนิ้วมือ เช่น การหยิบแท่งไม้กลมๆ ขนาดเท่าชอล์กที่เสียบอยู่ในรูบนแผ่นกระดานขึ้นมา แล้วพลิกแท่งไม้กลับหัวหาง แล้วเสียบกลับลงไปในแผ่นกระดาน โดยใช้มือเพียงข้างเดียว ซึ่งขั้นตอนข้างต้นนี้ หากเป็นคนปกติทั่วไปสามารถทำได้ง่ายๆโดยใช้เวลาเพียง 2-3 วินาทีเท่านั้น แต่สำหรับผู้ป่วยโรคเส้นเลือดสมองซึ่งมีความบกพร่องพิการของประสาทสัมผัสที่ปลายนิ้วนั้น อาจต้องใช้เวลาฝึกนานนับเดือน เพราะจะต้องเริ่มฝึกตั้งแต่การหยิบของโดยใช้นิ้ว 2 นิ้ว และยกขึ้นมาโดยไม่ให้หล่น ฝึกการหมุนแท่งไม้ในอุ้งมือ และฝึกการนำแท่งไม้ไปเสียบในตำแหน่งที่ต้องการ ซึ่งกว่าจะทำได้ถึงขั้นนี้ จะต้องเริ่มด้วยการทำสิ่งที่ง่ายกว่านั้นก่อน แล้วค่อยๆฝึกทำสิ่งที่ยากขึ้น จนถึงการฝึกตามตัวอย่างที่กล่าวข้างต้น การฝึกนิ้วมือเป็นสิ่งที่ต้องใช้ความอดทนอย่างสูง เพราะการฝึกในบางขั้นตอนอาจจะมองไม่เห็นความก้าว หน้าเลย แต่ต้องทำซ้ำ ๆทุกวัน นับร้อยนับพันครั้ง จึงพอจะเริ่มมีพัฒนาการขึ้นบ้าง

4.1) การเคลื่อนไหวนิ้วมือแบบซิคแพค (Six-Pack Exercises)

จากรูป 2.1 แสดงรูป 6 ท่าพื้นฐานการบริหารนิ้วมือ ซึ่งข้อต่อทั้งสามของนิ้วมือทั้งสี่นิ้วและนิ้วโป้งจะมีความสัมพันธ์ต่อกัน แต่ละท่าการบริหาร ข้อต่อแต่ละข้อก็จะมีตำแหน่งที่แตกต่างกัน การบริหารนิ้วมือแบบซิคแพคนี้ จะเป็นการขยับข้อต่อทุก ๆข้อของนิ้วมือผู้ป่วย



รูปที่ 2.1 แสดงท่าการบริหารมือ 6 ท่าพื้นฐาน หรือที่เรียกว่า การเคลื่อนไหวนิ้วมือแบบซิคแพค (Six-Pack Exercises) [5]

4.2) การเคลื่อนไหวข้อมือ

ประสานมือทั้ง 2 ข้างเข้าด้วยกัน จากนั้นจึงออกแรงเล็กน้อยเพื่อกระดกและงอข้อมือด้านที่ไม่มีแรง โดยทำสลับกันประมาณเซ็ตละ 30 ครั้ง

การงอนิ้วและการงอข้อมือมีหลักสำคัญว่า จะต้องเพ่งสมาธิไปยังจุดนั้นเท่านั้น ต้องไม่ออกแรงในบริเวณอื่น และไม่ทำให้อวัยวะอื่นที่ไม่เกี่ยวข้องขยับตามไปด้วย เพราะจะทำให้เกิดการเกร็งหรือเกิดการเคลื่อนไหวที่ผิดธรรมชาติ ซึ่งหากสมองจดจำสิ่งผิด ๆเหล่านั้น ก็จะเป็นผลเสียในระยะยาว

เมื่อเปรียบเทียบการทำกายภาพบำบัดระหว่างแขนกับขา ขาซึ่งเป็นกล้ามเนื้อมัดใหญ่จะฟื้นฟูได้ดีและผู้ป่วยจำนวนมากจะสามารถกลับมาเดินได้ด้วยตนเองโดยการใช้อุปกรณ์ช่วยเหลือประเภทต่าง ๆ เช่น ไม้เท้า เป็นต้น ส่วนนิ้วมือซึ่งเป็นกล้ามเนื้อมัดเล็ก หากไม่สามารถฝึกให้ขยับได้ในระยะแรกๆ จะเกิดอาการข้อต่อยึด ทำให้ไม่สามารถขยับหรือใช้งานได้ในภายหลัง

กรณีที่ได้รับการฝึกกายภาพบำบัดที่ถูกต้องเหมาะสม ระยะเวลาที่จะมีโอกาสฟื้นฟูได้อย่างรวดเร็วที่สุดคือ ภายในช่วง 6 เดือนนับจากวันที่เกิดอาการป่วย แต่เมื่อพ้นระยะเลา 1 ปีไปแล้ว การฟื้นฟูก็จะเป็นไปในลักษณะค่อยเป็นค่อยไป นอกจากนี้ ระยะเวลาในการฟื้นฟูอาการพิการก็มีระยะเวลาที่จำกัด เช่น ผู้ป่วยที่มีอายุประมาณ 50 ปี ซึ่งยังถือว่ายังมีอายุไม่สูงนัก จะมีขีดความสามารถในการฟื้นฟูขีดความสามารถทางร่างกายได้สูงสุดเพียงประมาณ 14 เดือน ซึ่งหากพ้นจากนี้ไปแล้ว โอกาสที่จะฟื้นฟูให้ดีขึ้นกว่านั้น ก็จะเหลือน้อยลง และหากผู้ป่วยมีอายุมากกว่านี้ ระยะเวลาที่สามารถฟื้นฟูได้ดีที่สุดก็จะลดน้อยลงตามลำดับ

ดังนั้น ผู้ป่วยแต่ละคนจึงจำเป็นต้องรู้ถึงขีดความสามารถในการฟื้นฟูสมรรถภาพและอาการของตนเอง เพื่อเตรียมตัวสำหรับการใช้ชีวิตในอนาคตให้เหมาะสมต่อไป [4]

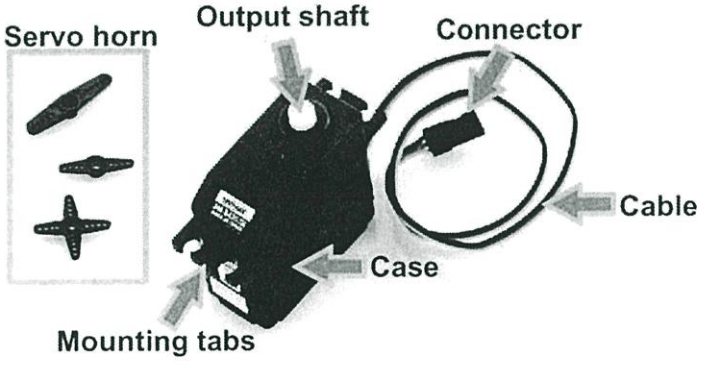
2.4 เซอร์โว

เซอร์โว (Servo) เป็นคำศัพท์ที่ใช้กันทั่วไปในระบบควบคุมอัตโนมัติ มาจากภาษาละตินคำว่า Sevus หมายถึง “ทาส” (Slave) ในเชิงความหมายของเซอร์โว มอเตอร์ (Servo Motor) ก็คือ มอเตอร์ที่สามารถสั่งงานหรือตั้งค่า แล้วตัวมอเตอร์จะหมุนไปยังตำแหน่งองศาที่สั่งได้เองอย่างถูกต้อง โดยใช้การควบคุมแบบป้อนกลับ (Feedback Control) ตัวอาร์ซี เซอร์โว มอเตอร์ (RC Servo Motor) ซึ่งนิยมนำมาใช้ในเครื่องเล่นที่บังคับด้วยคลื่นวิทยุ (RC = Radio - Controlled) เช่น เรือบังคับวิทยุ รถบังคับวิทยุ เฮลิคอปเตอร์บังคับวิทยุ เป็นต้น นิยมใช้กันมากในหมู่วิศวกรไฟฟ้า เมคาทรอนิกส์ หุ่นยนต์ ไปจนถึงระดับอุตสาหกรรมที่ต้องคุมคุมการเคลื่อนไหวต่าง ๆ ของอุปกรณ์

การควบคุมแบบป้อนกลับ (Feedback Control) คือ ระบบควบคุมที่มีการวัดค่าเอาต์พุตของระบบนำมาเปรียบเทียบกับค่าอินพุตเพื่อควบคุมและปรับแต่งให้ค่าเอาต์พุตของระบบให้มีค่า เท่ากับ หรือใกล้เคียงกับค่าอินพุต

2.4.1 ส่วนประกอบภายนอกอาร์ซี เซอร์โว มอเตอร์ (RC Servo Motor)

ส่วนประกอบภายนอกของเซอร์โวมอเตอร์รวมไปถึงอุปกรณ์สำหรับสวมใส่เพิ่มเติม ซึ่งอาจต้องถอดเปลี่ยนสำหรับงานที่มีกลไกต่างกัน แสดงได้ดังรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 แสดงส่วนประกอบภายนอกของเซอร์โว มอเตอร์

- ตัวถัง (Case) หรือ กรอบของตัว Servo Motor
- เมาติ้ง แทบ (Mounting Tab) ส่วนจับยึดตัวเซอร์โวกับชิ้นงาน
- เพลาส่งกำลัง (Output Shaft)
- เซอร์โว ฮอร์น (Servo Horns) ส่วนเชื่อมต่อกับเพลาส่งกำลัง (Output shaft) เพื่อสร้างกลไกล

- สายเชื่อมต่อ (Cable) เพื่อ จ่ายไฟฟ้า และ ควบคุมเซอร์โวมอเตอร์จะประกอบด้วยสายไฟ 3 เส้น และ ใน RC Servo Motor จะมีสีของสายแตกต่างกันไปดังนี้

o สายสีแดง คือ ไฟเลี้ยง (4.8-6V)

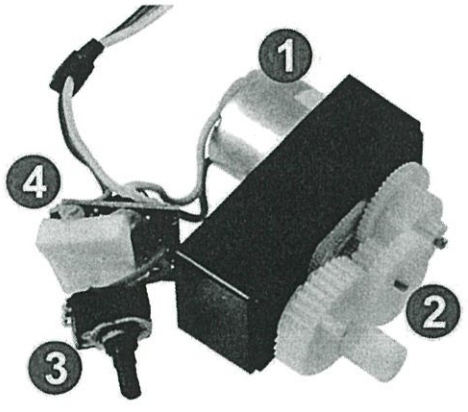
o สายสีดำ หรือ น้ำตาล คือ กราวด์

o สายสีเหลือง (ส้ม ขาว หรือฟ้า) คือ สายส่งสัญญาณพัลซ์ควบคุม (3-5V)

- จุดเชื่อมต่อสายไฟ (Connector)

2.4.2 ส่วนประกอบภายในอาร์ซี เซอร์โว มอเตอร์ (RC Servo Motor)

ในรูปที่ 2.3 แสดงส่วนประกอบภายในของอาร์ซี เซอร์โวมอเตอร์ ซึ่งมีส่วนประกอบสี่ส่วน คือ ตัวมอเตอร์ ชุดเกียร์ทดแรง เซนเซอร์จับตำแหน่ง และ วงจรควบคุม

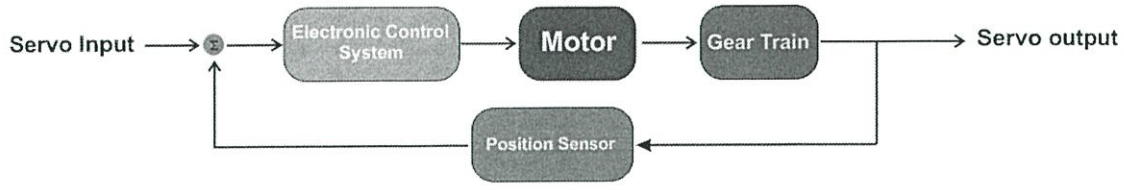


รูปที่ 2.3 แสดงส่วนประกอบภายในของอาร์ซี เซอร์โว มอเตอร์

- ตัวมอเตอร์ (Motor)
- ชุดเกียร์ทดแรง (Gear Train หรือ Gearbox)
- เซนเซอร์จับตำแหน่ง (Position Sensor) เป็นเซ็นเซอร์ตรวจจับตำแหน่งเพื่อหาค่าองศาในการหมุน
- วงจรควบคุม (Electronic Control System) เป็นส่วนที่ควบคุมและประมวลผล

2.4.3 บล็อกไดอะแกรมของเซอร์โวมอเตอร์

บล็อกไดอะแกรม แสดงได้ดังรูปที่ 2.4 แผนผังการทำงานของเซอร์โวมอเตอร์ซึ่งถูกจัดเรียงใหม่เป็นส่วน ๆจะแสดงแต่ละส่วนออกมาเป็นบล๊อคที่มีหน้าที่เฉพาะของตัวมันเอง



รูปที่ 2.4 บล็อคไดอะแกรมแสดงการทำงานของเซอร์โว มอเตอร์

2.4.4 หลักการทำงานของอาร์ซี เซอร์โว มอเตอร์ (RC Servo Motor)

เมื่อจ่ายสัญญาณพัลซ์เข้ามายังอาร์ซี เซอร์โว มอเตอร์ ส่วนวงจรควบคุม (Electronic Control System) ภายใน Servo จะทำการอ่านและประมวลผลค่าความกว้างของสัญญาณพัลซ์ที่ส่งเข้ามาเพื่อแปลค่าเป็นตำแหน่งองศาที่ต้องการให้มอเตอร์หมุนเคลื่อนที่ไปยังตำแหน่งนั้น แล้วส่งคำสั่งไปทำการควบคุมให้มอเตอร์หมุนไปยังตำแหน่งที่ต้องการ โดยมีเซนเซอร์จับตำแหน่ง เป็นตัวเซ็นเซอร์คอยวัดค่ามุมที่มอเตอร์กำลังหมุน เป็นการป้อนกลับ กลับมาให้วงจรควบคุมเปรียบเทียบกับค่าอินพุตเพื่อควบคุมให้ได้ตำแหน่งที่ต้องการอย่างถูกต้องแม่นยำ โดยเซอร์โว มอเตอร์ จะต้องมีการส่งพัลส์ไปให้มันทุก ๆ 20 มิลลิวินาที (คาบ) โดยความกว้างของพัลส์จะใช้ในการควบคุมมุมที่มันจะเคลื่อนที่ [6]

2.5 พิมพ์แบบสามมิติ (3D Printing)

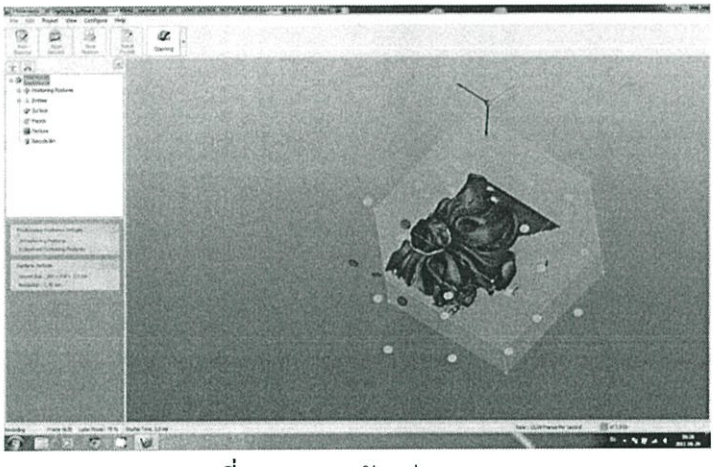
เทคโนโลยีการพิมพ์แบบสามมิติ (3D printing) คือนวัตกรรมเปลี่ยนโลกที่ได้รับการกล่าวถึงมากที่สุดในช่วงหลายปีที่ผ่านมา เพราะเทคโนโลยีที่ถูกคิดค้นมาตั้งแต่ปี 1984 กำลังขยายการใช้งานเข้าสู่ผู้ใช้ระดับครัวเรือนมากขึ้นในราคาที่ต่ำ ลงเรื่อย ๆ จนมีผู้นำไปพัฒนาต่อยอดและประยุกต์ใช้ในแวดวงต่าง ๆ อย่างกว้างขวาง ตั้งแต่ของเล่น ตุ๊กตาคนจริงย่อส่วน เครื่องประดับ รองเท้า เฟอร์นิเจอร์ ไปจนถึงชิ้นส่วนรถยนต์หรือแม้กระทั่งอาหารและอวัยวะเทียมซึ่งผลิตขึ้นเฉพาะบุคคล

สำหรับเทคนิคพื้นฐานในการสร้างชิ้นงานของเครื่องพิมพ์สามมิติ (3D printing) จะเริ่มจากการนำวัสดุมาขึ้นรูปทีละชั้นตามแบบที่กำหนดในไฟล์คอมพิวเตอร์ เพื่อให้ปรับเปลี่ยนรายละเอียดและสั่งพิมพ์ในปริมาณที่ต้องการได้ทันที ทำให้มีค่าใช้จ่ายที่ต่ำกว่าการสั่งผลิตในโรงงานอุตสาหกรรมแบบเดิมซึ่งต้องสร้าง

เบ้าหล่อ (mold) ก่อนแล้วจึงฉีดวัสดุลงไป นอกจากนี้ เทคนิคการสร้างชิ้นงานด้วยการเติมวัสดุ (additive manufacturing) ของเครื่องพิมพ์สามมิติยังทำให้สูญเสียวัตถุดิบน้อยกว่าการผลิตแบบทั่วไปซึ่งมักเริ่มด้วยวัสดุที่เป็นบล็อกใหญ่และตัดส่วนที่ไม่ต้องการออกอีกด้วย

2.5.1 ขั้นตอนในการพิมพ์สามมิติ

ในรูปที่ 2.5 แสดงไฟล์ตัวอย่างซึ่งจะถูกนำมาใช้ในการพิมพ์สามมิติต่อไป โดยนามสกุลไฟล์ .stl เป็น format ที่เป็นมาตรฐานสำหรับการนำข้อมูลไปขึ้นรูปชิ้นงาน ไฟล์จะเก็บข้อมูลของ surface หรือ solid ในรูปของสามเหลี่ยมรูปเล็กๆ แล้วเอาสามเหลี่ยมเล็กๆ จำนวนมากมาประกอบกันจนเป็น 3D model



รูปที่ 2.5 แสดงตัวอย่าง file .stl

1) เตรียมไฟล์รูปจำลองสามมิติ (.stl)

- สร้างแบบจำลองสามมิติด้วยโปรแกรมออกแบบสามมิติ [1]

ดาวน์โหลดไฟล์รูปจำลองสามมิติจากเว็บไซต์ที่ให้บริการ เช่น Thingiverse[2]

- สแกนวัตถุต้นแบบเพื่อสร้างไฟล์รูปจำลองด้วยเครื่องสแกนสามมิติ

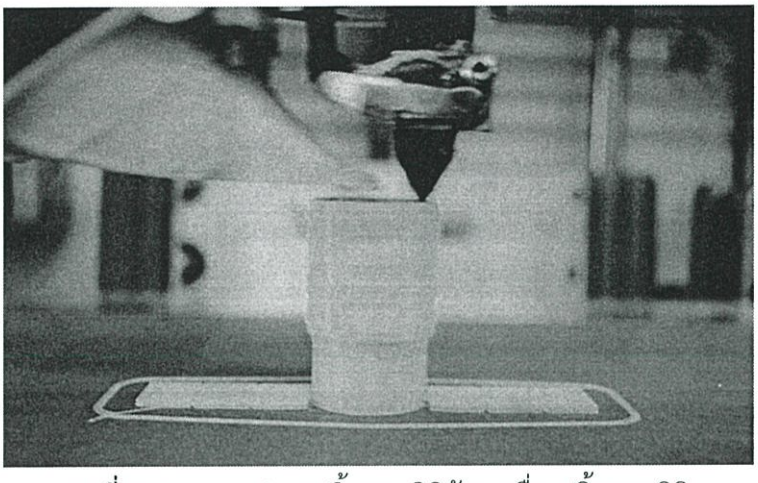
---

[1] ซอฟต์แวร์สร้างแบบจำลองที่ได้รับความนิยมและเปิดให้ใช้งานฟรี เช่น Blender, SketchUp, 123D Design, 3D Canvas, Seamless3d ฯลฯ

[2] Thingiverse คือเว็บไซต์ยอดนิยมที่เปิดให้สามารถอัพโหลด-ดาวน์โหลดไฟล์สามมิติ พร้อมฟังก์ชันแสดงผลไฟล์ในตัว โดยแบบจำลองสามมิติเหล่านี้บางแบบสามารถนำมาปรับแต่งได้ตามความต้องการ

2) ตั้งค่าและสั่งพิมพ์ด้วยเครื่องพิมพ์ที่ใช้เทคนิคและวัสดุที่เหมาะสมกับชิ้นงาน

ในรูปที่ 2.6 แสดงรูปการณ์ปริ้นด้วยเครื่องปริ้นสามมิติ โดยใช้วิธีพิมพ์แบบ fused deposition modeling (FDM) หรือการพิมพ์แบบใช้หัวฉีด การพิมพ์แบบ FDM จะมีกลไกสำหรับดึงเส้นพลาสติกมาทำความร้อนที่หัวฉีด และฉีดลงไปที่ฐานทีละชั้น ก่อตัวสูงขึ้นเรื่อยๆ



รูปที่ 2.6 แสดงรูปการปริ้นสามมิติด้วยเครื่องปริ้นสามมิติ

2.1) การพิมพ์แบบหัวฉีด (FDM: Fused Deposition Modeling)

เทคนิค: ทำงานด้วยกลไกหัวฉีด (nozzle) ซึ่งจะทำความร้อนเพื่อให้วัสดุที่มีลักษณะเป็นเส้น (filament) อ่อนตัวลง แล้วจึงสร้างชิ้นงานขึ้นทีละชั้นโดยเริ่มจากฐาน

วัสดุ: พลาสติกชนิดต่าง ๆ โดยเฉพาะพีแอลซี (PLA) และเอบีเอส (ABS) ปัจจุบันเริ่มมีการนำเทคนิคมาต่อยอดเพื่อใช้กับวัตถุดิบอาหารอย่างช็อกโกแลต ไอซิ่ง ชีส ฯลฯ รวมถึงคอนกรีตสำหรับสร้างอาคาร

เหมาะสำหรับสร้างตัวต้นแบบ (rapid prototype) ด้วยพลาสติก ชิ้นงานไม่ละเอียดเท่าการพิมพ์แบบอื่น ๆ จึงมีพื้นผิวไม่เรียบและจำเป็นต้องมีการขัดเก็บงานก่อนในกรณีที่จะนำไปใช้งานจริง การพิมพ์แบบหัวฉีด (FDM) เป็นเทคนิคการพิมพ์ที่ได้รับความนิยมมากที่สุด เพราะดัดแปลงใช้ได้กับวัสดุหลากหลายประเภท และมีต้นทุนต่ำกว่าการพิมพ์แบบอื่น ๆ ทั้งในแง่ของวัสดุและเครื่องพิมพ์

2.2) การพิมพ์ด้วยรังสีอัลตราไวโอเลต (SLA: Stereolithography)

เทคนิค: สร้างชิ้นงานโดยยิงลำแสงอัลตราไวโอเล็ตให้ผิวน้ำเรซินแข็งตัวทีละชั้นและเชื่อมต่อกับชั้นก่อนหน้า

วัสดุ: ใช้ได้กับเรซิ่นอย่างเดียวเท่านั้น

เหมาะสำหรับการสร้างชิ้นส่วนกลไกต่าง ๆ เพื่อนำไปใช้ทดสอบการทำงานของเครื่องต้นแบบ และสามารถสร้างวัตถุเพื่อเป็นชิ้นส่วนจริงในเครื่องมือต่าง ๆ ได้ เพราะมีความละเอียดมากกว่าและผลิตชิ้นงานได้เร็วกว่าการพิมพ์แบบการพิมพ์แบบหัวฉีดมาก งานจึงมีผิวเรียบแต่ก็มีต้นทุนสูงกว่าทั้งในแง่เครื่องพิมพ์และวัสดุ 2

2.3) การพิมพ์ด้วยแสงเลเซอร์ (SLS: Selective Laser Sintering)

เทคนิค: เครื่องพิมพ์จะยิงแสงเลเซอร์ลงบนผงวัสดุให้เกิดการหลอมละลายเฉพาะจุดและเกิดการเกาะติดกันทีละชั้น

วัสดุ: ผงโลหะ แก้ว เซรามิก พลาสติก อีลาสโตเมอร์ (โพลิเมอร์ที่มีความยืดหยุ่นคล้ายยาง)

ชิ้นงานที่ได้มีความคงทนกว่าการพิมพ์ด้วยรังสีอัลตราไวโอเลต (SLA) เหมาะสำหรับทำสร้างชิ้นงานเพื่อใช้จริง เช่น เครื่องประดับเงินและทองคำ ตุ๊กตาย่อส่วนคนจริงจากเซรามิก เครื่องดนตรีอย่างกีต้าร์ ไวโอลิน ฟลูต ฯลฯ

2.4) การพิมพ์ด้วยการซ้อนแผ่นวัสดุ (LOM: Laminated Object Manufacturing)

เทคนิค: ใช้เลเซอร์หรือมีดตัดวัสดุที่มีลักษณะเป็นแผ่นบางทีละชั้น และเชื่อมแต่ละชั้นด้วยกาว

วัสดุ: แผ่นกระดาษ ไม้ โลหะ

เหมาะสำหรับสร้างชิ้นงานเพื่อเป็นวัตถุต้นแบบ เพราะจุดเด่นของการพิมพ์แบบการซ้อนแผ่นวัสดุ (LOM) คือความเร็ว แต่ความละเอียดของงานยังต้องอาศัยการเก็บงานที่ดีด้วย ต้นทุนของวัสดุค่อนข้างต่ำเมื่อเทียบกับการพิมพ์แบบอื่น ๆ [7]

2.6 ฟิลาเมนต์ (Filament)

เครื่องพิมพ์ 3 มิติชนิดหัวฉีด (FDM/FFF) ใช้เส้นพลาสติกเป็นวัตถุดิบในการขึ้นรูปชิ้นงาน ในปัจจุบันมีการพัฒนาวัสดุพลาสติกหลากหลายประเภทสำหรับการพิมพ์ 3 มิติ เช่นวัสดุที่มีความแข็งแรงสูง วัสดุที่เหนี่ยวนำไฟฟ้าได้ วัสดุประเภทยืดหยุ่นเหมือนยาง เป็นต้น ทำให้เครื่องปริ้นสามมิติ สามารถตอบโจทย์การใช้งานได้มากขึ้น โดยดูจากข้อแตกต่างและแนะนำการใช้งานของวัสดุแต่ละประเภทซึ่งแสดงผลการเปรียบเทียบในตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 คุณสมบัติของฟิลาเมนต์แต่ละชนิด

Property / Material	PLA	ABS	PETG	Flexible
Glass Transition Temp*	60C	100C	80C	70C
ความแข็งแรง	★	★★★	★★★	★★★
ความยืดหยุ่น	★	★★	★★★	★★★★
อุณหภูมิในการปริ้นท์	190-210C	220-240C	220-250C	200-220C
คุณภาพพื้นผิว	★★★★	★★★	★★★★	★★★
ความง่ายในการปริ้นท์	★★★★	★★	★★★	★

- สำหรับชิ้นงานทั่ว ๆไปแนะนำให้เลือกใช้ พีแอลเอ (PLA) ไว้ก่อน เนื่องจากปริ้นง่าย มีสีให้เลือกเยอะและราคาไม่แพง

- หากต้องการวัสดุที่แข็งแรงก็ให้ขยับขึ้นไปเป็น เอบีเอส (ABS) หรือ พีอีทีจี (PETG) (PETG พิมพ์ง่ายกว่า ABS)

- เลือกใช้เส้นเฟลคซิเบิล (Flexible) กรณีต้องการความยืดหยุ่นเสมือนยาง

---

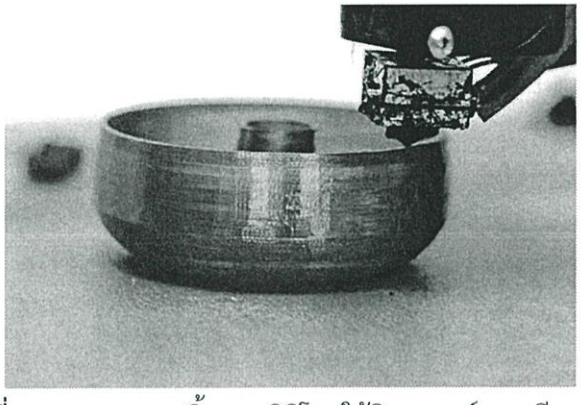
*Glass Transition Temperature คือระดับอุณหภูมิที่วัสดุอยู่ในสภาพกึ่งแข็งกึ่งเหลว โดยวัสดุจะนิ่มและอ่อนตัวลงเมื่อถึงอุณหภูมิจุดนี้

- วัสดุพิเศษ (Special Effects Filament) สำหรับผู้ที่ต้องการสร้างชิ้นงานที่ผิวสัมผัสเหมือนวัสดุนอกเหนือจากพลาสติก เช่นไม้ เหล็ก ทองแดง หรือมีคุณสมบัติพิเศษเช่นการดึงดูดแม่เหล็ก หรือการเหนี่ยวนำไฟฟ้า

- วัสดุส่วนเสริม (Support HIPS/PVA) เลือกใช้กรณีมีเครื่องพิมพ์ชนิดสองหัวฉีด

2.6.1 พีแอลเอ (PLA)

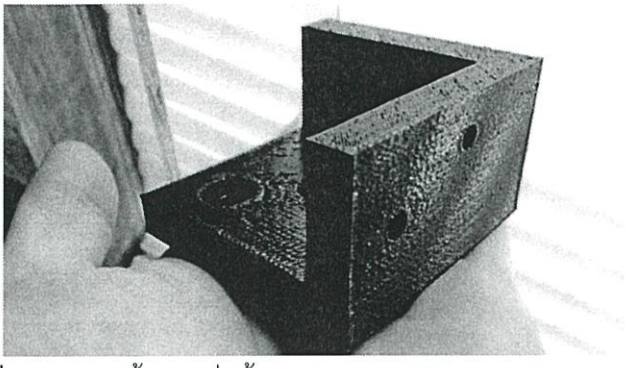
โพลีแลคติค เอซิด (Polylactic Acid หรือ PLA) เป็นพลาสติกที่ทำจากวัตถุดิบธรรมชาติเช่นอ้อย หรือแป้งข้าวโพด ย่อยสลายได้ตามธรรมชาติและเป็นมิตรกับสิ่งแวดล้อม มีจุดเด่นคือมีสีให้เลือกเยอะ สีสดใสสะท้อนแสงเล็กน้อย ดังแสดงในรูปที่ 2.7 พิมพ์ง่ายมาก (ใช้อุณหภูมิต่ำ ไม่ต้องใช้ฐานความร้อน) เป็นวัสดุแข็ง ไม่ยืดหยุ่น ทนอุณหภูมิได้ต่ำ เพียง 60 องศา เป็นวัสดุที่เหมาะกับชิ้นงานทั่วไปที่ไม่ต้องรับแรงกระแทกหรือทนความร้อนสูง



รูปที่ 2.7 แสดงการปริ้นสามมิติโดยใช้ฟิลาเมนต์แบบพีแอลเอ

2.6.2 เอบีเอส (ABS)

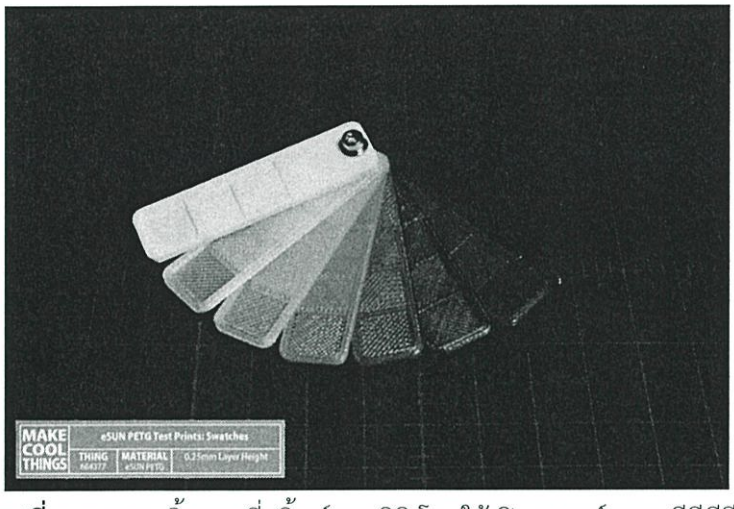
อะคริโลไนไตรล์-บิวทาไดอีน-สไตรีน (Acrylonitrile Butadiene Styrene หรือ ABS) เป็นพลาสติกที่ใช้กันแพร่หลายในอุตสาหกรรม มีความแข็งแรงทนทานกว่าพีแอลเอและยืดหยุ่นเล็กน้อย (นึกถึงบล็อกของเล่นเลโก้) และทนความร้อนได้สูงกว่า พิมพ์ยากกว่าเล็กน้อยเพราะต้องใช้อุณหภูมิสูงและใช้ฐานทำความร้อนเพื่อป้องกันไม่ให้ขอบชิ้นงานงอตัว เหมาะสำหรับชิ้นงานที่ต้องรับแรง ทนความร้อน ใช้งานกลางแจ้ง ชิ้นส่วนกลไกต่าง ๆ รูปที่ 2.8 แสดงตัวอย่างชิ้นงานที่ใช้วัสดุเป็นฟิลาเม้นแบบ ABS สีดำ



รูปที่ 2.8 แสดงชิ้นงานที่ปริ้นสามมิติ โดยใช้ฟิลาเมนต์แบบเอบีเอส

2.6.3 พีอีทีจี (PETG)

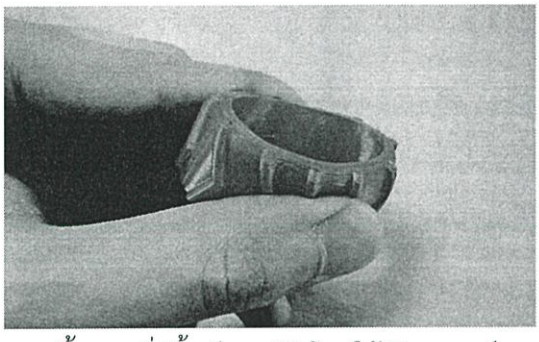
พอลิเอทิลีนเทเรฟทาเลต ไกลโค-โมดิฟาย (Polyethylene terephthalate Glycol-modified หรือ PETG) คือวัสดุที่ใช้ทำขวดน้ำ ขวดพลาสติก มีความเหนียวและทนทานเป็นเลิศ ไม่ฉีกขาดง่าย ความแข็งแรงเทียบเท่า เอบีเอส แต่ปริ้นท์ง่ายเหมือน พีแอลเอ มีสีใสกึ่งโปร่งแสง ดูสวยไปอีกแบบ ดังแสดงในรูปที่ 2.9 เหมาะสำหรับใช้แทนพีแอลเอในงานที่ต้องการความแข็งแรงและทนความร้อนสูง



รูปที่ 2.9 แสดงชิ้นงานที่ปริ้นท์สามมิติ โดยใช้ ฟิลาเมนต์แบบ พีอีทีจี

2.6.4 เฟลคซิเบิ้ล (Flexible)

เฟลคซิเบิ้ล ฟิลาเม้นต์ (Flexible filament หรือ TPE/TPU) เป็นเส้นวัสดุที่มีความยืดหยุ่นเหมือนยาง ชิ้นงานที่พิมพ์ออกมาจะนุ่มนิ่ม บีบได้ เหมาะสำหรับทำของเล่น รองเท้า เคสมือถือ อุปกรณ์สวมใส่ (wearable devices) อาจพิมพ์ยากสำหรับเครื่องพิมพ์บางชนิดเนื่องจากเส้นมีความนิ่มมาก ดังแสดงในรูปที่ 2.10 ต้องใช้ความเร็วพิมพ์ค่อนข้างต่ำและใช้อุณหภูมิสูง



รูปที่ 2.10 แสดงชิ้นงานที่ปริ้นท์สามมิติ โดยใช้ ฟิลาเมนต์แบบเฟลคซิเบิ้ล

2.6.5 เส้นวัสดุพิเศษ (Special Effects)

เส้นวัสดุพิเศษที่มีส่วนผสมของวัสดุอื่น ๆเช่นไม้ โลหะ คาร์บอนไฟเบอร์ โดยวัสดุหลักยังคงเป็น พีแอลเอ ทำให้พิมพ์ได้ง่าย แต่ได้ชิ้นงานที่มีรูปลักษณ์และผิวสัมผัสเหมือนไม้หรือโลหะ (บางชนิดมีคุณสมบัติพิเศษเช่นนำไปขัดเงา ทำให้ขึ้นสนิม หรือดึงดูดแม่เหล็กได้) แต่ก็มีข้อเสียเดียวกับ พีแอลเอ เช่นทนความร้อนได้ต่ำและมีความเปราะ เหมาะสำหรับผู้ที่ต้องการความแปลกใหม่ในการสร้างชิ้นงาน 3 มิติ

2.6.6 วัสดุส่วนเสริม (Support Material สำหรับเครื่องพิมพ์ที่มีสองหัวฉีด)

มีวัสดุส่วนเสริม สองชนิดหลัก ๆคือ เอชไอพีเอส (High Impact Polystyrene หรือ HIPS) และพีวีเอ (Polyvinyl Alcohol หรือ PVA) แนะนำให้ใช้ เอชไอพีเอส คู่กับ เอบีเอส และใช้ พีวีเอ คู่กับ พีแอลเอ เนื่องจากใช้อุณหภูมิใกล้เคียงกัน ใช้สารลิโมนีน (Limonene) สำหรับละลาย เอชไอพีเอส และใช้น้ำเปล่าเพื่อละลาย พีวีเอ โดยสามารถใช้ เอชไอพีเอส เป็นวัสดุหลักได้ด้วย (มีคุณสมบัติใกล้เคียงกับ เอบีเอส) [8]

2.7 อาดูโน่ (Arduino)

อาดูโน่ (Arduino) มีผู้ริเริ่มเป็นชาวอิตาเลียน ดังนั้นจึงอ่านออกเสียงไปในทางอิตาเลียนว่า อาดูยโน่ หรือ บางคนก็อ่านว่า อาดูโน่ หรือ อาดูยอีโน่ ก็ได้ครับ เริ่มต้นในปี 2005 ผู้ริเริ่มของ Arduino ชื่อว่า มาสซิโม บันซี (Massimo Banzi) ซึ่งเป็นหัวหน้าทีม และ เดวิด ควารเตียเยส (David Cuartielles) ซึ่งอาศัยอยู่ในเมือง อีเวรีย (Ivrea) ทางตะวันตกเฉียงเหนือของประเทศอิตาลี ทั้งสองคนนี้สร้างอุปกรณ์ประเภทไมโครคอนโทรลเลอร์ราคาถูกที่นักเรียนนักศึกษาสามารถเข้าถึง และซื้อหามาเป็นเจ้าของได้ โรงงานเล็ก ๆ ในเมืองที่ว่านี้ก็ถูกใช้เป็นที่ผลิตบอร์ดอาดูโน่เวอร์ชั่นแรก โดยใช้ชื่อโครงการของว่า อาดูโน่แห่งอีเวรีย (Arduino of Ivrea)

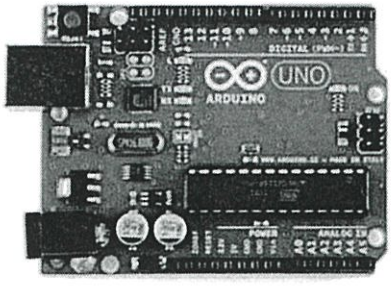
นอกจากจะตั้งใจให้ราคาของอุปกรณ์นั้นถูกเมื่อเทียบกับไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลอื่น ๆ ในท้องตลาดแล้ว พวกเขายังตั้งใช้ให้อาดูโน่สามารถพัฒนาโดยโปรแกรมที่ "แจกฟรี" ภายใต้เงื่อนไขในการใช้งานแบบเปิดเผย (Open Source) ดังนั้นจึงเลือกใช้การพัฒนาบนพื้นฐานของระบบแบบใช้สาย (Wiring)

ไมโครคอนโทรเลอร์ในปัจจุบันมีอยู่หลายยี่ห้อ เช่น ปิ๊ก (PIC) ของบริษัทไมโครชิพ Z80 MCS-51 ARM-Cortex AVR และ อื่น ๆ อาดูโน่ก็เป็นไมโครคอนโทรเลอร์แบบนึงที่มีเอกลักษณ์เฉพาะตัวที่ต่างจากยี่ห้ออื่น ๆ คือ การเปิดเผย (Open Source) ซึ่งทำให้ได้เปรียบเรื่องราคา และจำนวนผู้ใช้งานทั่วโลก

ถึงปัจจุบัน อาดูโน่ มีบอร์ดหลายแบบให้เลือกใช้งานตามความถนัดและความเหมาะสมมากกว่า 20 รุ่น แต่ละรุ่นก็มีขนาด ความจุ ความเร็ว จำนวนขาพอร์ตอินพุต เอาท์พุต แตกต่างกันออกไป มีตั้งแต่ราคาหลักสองสามร้อยบาท ไปจนกระทั่งพันกว่าบาท นอกจากนี้ยังมีอุปกรณ์ต่อพ่วง (Shield) ให้อีกสารพัด ราคาก็สมเหตุสมผล ทำให้เป็นที่นิยมมากขึ้นเรื่อย ๆ

อาดูโน่ ยูโน่ อาร์สาม (Arduino Uno R3) เป็นบอร์ดอาดูโน่ที่ได้รับความนิยมมากที่สุด เนื่องจากราคาไม่แพง ส่วนใหญ่โปรเจคและ ไลบรารีต่าง ๆ ที่พัฒนาขึ้นมาเพิ่ม จะอ้างอิงกับบอร์ดนี้เป็นหลัก และข้อดีอีกอย่างคือ กรณีที่หน่วยไมโครคอนโทรลเลอร์ (MCU) เสีย ผู้ใช้งานสามารถซื้อมาเปลี่ยนเองได้ง่าย

ในรูปที่ 2.11 แสดงรูปของบอร์ด Arduino R3 ซึ่ง เป็นบอร์ด Arduino รุ่นแรกที่ออกมา มีขนาดประมาณ 68.6x53.4 mm



รูปที่ 2.11 แสดง อาดูโน่ ยูโน่ อาร์สาม

ส่วนประกอบต่าง ๆของบอร์ด อาดูโน่ ยูโน่ อาร์สาม

1) พอร์ต ยูเอสบี *(USB Port)* ใช้สำหรับต่อกับคอมพิวเตอร์เพื่ออับโหลดโปรแกรมเข้า เอ็มซียู และจ่ายไฟให้กับบอร์ด

2) ปุ่มรีเซต *(Reset Button)* เป็นปุ่มรีเซต ใช้กดเมื่อต้องการให้ เอ็มซียู เริ่มการทำงานใหม่

3) ไอซีเอสพี พอร์ต ของชิพ (ICSP Port ของ Atmega16U2) เป็นพอร์ตที่ใช้โปรแกรมวิชั่ว คอมพอร์ต (Visual Com port) บน Atmega16U2

4) อินพุท/เอาท์พุท พอร์ต (I/O Port) ดิจิตอลอินพุท/เอาท์พุท (Digital I/O) ตั้งแต่ขา D0 ถึง D13 นอกจากนี้ บางพิน (Pin) จะทำหน้าที่อื่น ๆ เพิ่มเติมด้วย เช่น Pin0,1 เป็นขา Tx,Rx Serial, Pin3,5,6,9,10 และ 11 เป็นขา PWM นอกจากจะเป็น Digital I/O แล้ว ยังเปลี่ยนเป็น ช่องรับสัญญาณอนาล็อก ตั้งแต่ขา A0-A5

5) ไอซีเอสพี พอร์ต (ICSP Port) Atmega328 เป็นพอร์ตที่ใช้โปรแกรม Bootloader

6) เอ็มซียู (MCU) Atmega328 เป็น MCU ที่ใช้บนบอร์ด Arduino

7) เพาว์เวอร์ พอร์ต (Power Port) ไฟเลี้ยงของบอร์ดเมื่อต้องการจ่ายไฟให้กับวงจรภายนอก ประกอบด้วยขาไฟเลี้ยง +3.3 V, +5V, GND, Vin

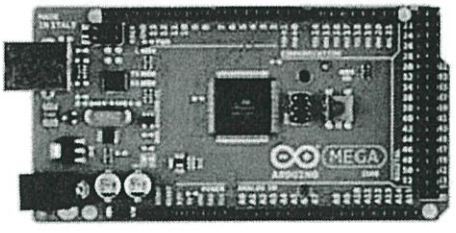
8) เพาว์เวอร์ แจ็ค (Power Jack) รับไฟจาก Adapter โดยที่แรงดันอยู่ระหว่าง 7-12 V

9) เอ็มซียู ของ ชิพ (MCU *ของ* Atmega16U2) เป็น MCU ที่ทำหน้าที่เป็น USB to Serial โดย Atmega328 จะติดต่อกับคอมพิวเตอร์ผ่าน Atmega16U2 [9]

นอกจากนี้บอร์ดอาดูโน่ยังมีอีกหลายรุ่น เช่น

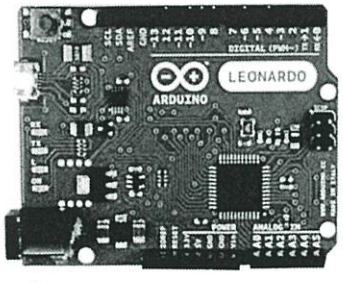
อาดูโน่ เมก้า 2560 อาร์สาม (Arduino Mega 2560 R3) เป็นบอร์ดอาดูโน่ที่ออกแบบมาสำหรับงานที่ต้องใช้ I/O มากกว่า อาดูโน่ ยูโน่ อาร์สาม เช่น งานที่ต้องการรับสัญญาณจาก เซนเซอร์ หรือควบคุม

มอเตอร์เซอร์โวหลาย ๆตัว ทำให้ Pin I/O ของบอร์ด อาดูโน่ ยูโน่ อาร์สาม ไม่สามารถรองรับได้ ทั้งนี้บอร์ด เมก้า 2560 อาร์สาม ยังมีความหน่วยความจำแบบแฟรชมากกว่า อาดูโน่ ยูโน่ อาร์สาม ทำให้สามารถเขียนโค้ดโปรแกรมเข้าไปได้มากกว่า ในความเร็วของ MCU ที่เท่ากัน ดังรูปที่ 2.12 แสดงรูปของอาดูโน่ เมก้า 2560 อาร์สามซึ่งมี Digital I/O และ Analog Input มากถึง 54 และ 16 พอร์ตตามลำดับ



รูปที่ 2.12 แสดง อาดูโน่ เมก้า 2560 อาร์สาม

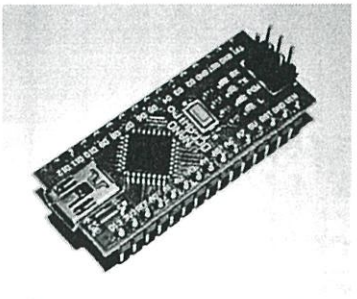
อาร์ดูโน่ ลีโอนาโด (Arduino Leonardo) การทำงานจะคล้ายกับบอร์ดอาดูโน่ ยูโน่ อาร์สามดังแสดงในรูปที่ 2.13 แต่มีการเปลี่ยน MCU ตัวใหม่เป็น ATmega32U4 ซึ่งมีโมดูลพอร์ต USB มาด้วยบนชิป (แตกต่างจากบอร์ด อาดูโน่ ยูโน่ อาร์สาม หรือ อาดูโน่ เมก้า 2560 ที่ต้องใช้ชิป ATmega16U2 ร่วมกับ Atmega328 ในการเชื่อมต่อกับพอร์ต USB) แต่เนื่องจาก MCU เป็นคนละเบอร์กับอาดูโน่ ยูโน่ อาร์สาม อาจจะทำให้บอร์ดชีลบางตัวหรือ ไลบรารี ใช้ร่วมกันกับอาดูโน่ ลีโอนาโด ไม่ได้ ผู้ใช้งานจำเป็นต้องตรวจสอบก่อนใช้งาน



รูปที่ 2.13 แสดงอาดูโน่ ลีโอนาโด

อาดูโน่ นาโน 3.0 (Arduino Nano 3.0) เป็นอาดูโน่ที่ใช้หน่วยประมวลผล ATmega328 เช่นเดียวกับอาดูโน่ ยูโน่ความสามารถจึงเท่ากัน แตกต่างที่ อาดูโน่ นาโน 3.0 ถูกออกแบบให้มีขนาดเล็กโดยตัดส่วนของซ็อคเกทที่ไม่จำเป็นออก และยังคงความสามารถในการติดต่อผ่าน USB port เหมือนบอร์ด

อาดูโน่ตัวใหญ่ไว้ ดังแสดงในรูปที่ 2.14 อาจจะเรียกได้ว่า อาดูโน่ นาโน 3.0 ตัวนี้ คือ อาดูโน่ ยูโน่ ขนาดย่อส่วนลงมา



รูปที่ 2.14 แสดง อาดูโน่ นาโน 3.0

อาดูโน่ มินิ 05 (Arduino Mini 05) เป็นบอร์ดอาดูโน่ขนาดเล็กที่ใช้เอ็มซียู เบอร์ ATmega328 เบอร์เดียวกับบอร์ด อาดูโน่ ยูโน่ อาร์สาม

ข้อแตกต่าง: บอร์ด อาดูโน่ มินิ 05 จะไม่มีพอร์ต USB มาให้ ผู้ใช้งานต้องต่อกับบอร์ด USB to Serial Converter เพิ่มเมื่อต้องการโปรแกรมบอร์ด ในรูปที่ 2.15 แสดง อาดูโน่ มินิ 05 ซึ่งมีขนาดเพียง 30x18 mm [10]

รูปที่ 2.15 แสดง อาดูโน่ มินิ 05

2.8 แมทแลบ (MATLAB)

แมทแลบ (MATLAB) เป็นภาษาคอมพิวเตอร์ระดับสูงที่มาพร้อมด้วยสภาพแวดล้อมการทำงานเชิงโต้ตอบ ซึ่งสามารถคำนวณคณิตศาสตร์ที่ซับซ้อนได้อย่างรวดเร็วมากกว่าภาษาคอมพิวเตอร์สมัยก่อน เช่น ภาษาซี (C), ภาษาซี พลัส พลัส (C++) หรือ ภาษาฟอร์แทรน (Fortran)

แมทแลบ เป็นภาษาคอมพิวเตอร์ระดับสูงที่ใช้สำหรับคำนวณเชิงตัวเลข (Numerical Computing) แสดงผลกราฟฟิก และเขียนแอพพลิเคชั่น ทำให้เราสามารถคำนวณผลลัพธ์ พัฒนาอัลกลิทึ่ม สร้างแบบจำลอง และแอพพลิเคชั่นได้ง่ายและรวดเร็วมาก ภายในตัวแมทแลบ ประกอบด้วย ภาษาคอมพิวเตอร์ กล่องเครื่องมือ (Toolbox) กลุ่มฟังก์ชันสำเร็จรูปในแต่ละสาขาวิชา และฟังก์ชันพื้นฐานจำนวนมาก ทำให้การวิเคราะห์ทำได้หลากหลายวิธี พร้อมกับคำตอบที่รวดเร็ว

เราสามารถนำแมทแลบ ไปประยุกต์ใช้งานได้หลายสาขา ทั้ง การประมวลผลสัญญาณ (Signal Processing) การสื่อสาร (Communication) การประมวลผลภาพและวิดีโอ (Image and Video Processing) ระบบควบคุม (Control System) การวัดและควบคุม (Instruments and Control) การคำนวณทางเศรษฐศาสตร์ (Economic) การคำนวณทางชีววิทยา (Biology) และอื่น ๆ [11]

2.8.1 การทำงาน

แมทแลบสามารถทำงานได้ทั้งในลักษณะของการติดต่อโดยตรง คือการเขียนคำสั่งเข้าไปทีละคำสั่ง เพื่อให้แมทแลบประมวลผลไปเรื่อย ๆหรือสามารถที่จะรวบรวม ชุดคำสั่งเรานั้นเป็นโปรแกรมก็ได้ ข้อสำคัญอย่างหนึ่งของแมทแลบก็คือข้อมูลทุกตัวจะถูกเก็บใน ลักษณะของแถวลำดับ คือ ในแต่ละตัวแปรจะได้รับการแบ่งเป็นส่วนย่อยเล็ก ๆ ขึ้น ซึ่งการใช้ตัวแปรเป็นแถวลำดับ ในแมทแลบเราไม่จำเป็นที่จะต้องจองมิติเหมือนกับการเขียนโปรแกรมในภาษาขั้นต่ำทั่วไป ซึ่งทำให้เราสามารถที่จะแก้ปัญหาของตัวแปรที่อยู่ในลักษณะ ของเมทริกซ์และเวกเตอร์ได้โดยง่าย ซึ่งทำให้เราลดเวลาการทำงานลงได้อย่างมากเมื่อเทียบกับการเขียน โปรแกรมโดยภาษาซีหรือภาษาฟอร์แทรน

ความสามารถหลักของแมทแลบ ที่เหมาะสมกับการทำงานทางด้านวิศวกรรม

1) แมทแลบเป็นโปรแกรมเพื่อการคำนวณและแสดงผลได้ทั้งตัวเลขและรูปภาพซึ่งมีประสิทธิภาพสูง

2) แมทแลบจะควบคุมการทำงานด้วยชุดคำสั่งและยังสามารถรวบรวมชุดคำสั่งเป็นโปรแกรมได้อีกด้วย

3) แมทแลบมีฟังก์ชันที่เหมาะสมกับงานทางวิศวกรรมพื้นฐานมากมาย นอกจากนั้นผู้ใช้ยังสามารถเขียน ฟังก์ชันขึ้นมาใหม่โดยสามารถใช้ประโยชน์จากฟังก์ชันที่มีอยู่แล้วเพื่อให้เหมาะสมกับงานของผู้ใช้แต่ละกลุ่ม

4) ลักษณะการเขียนโปรแกรมในแมทแลบจะใกล้เคียงการเขียนสมการทางคณิตศาสตร์ที่เราคุ้นเคย จึงง่ายกว่าการเขียนโปรแกรมโดยใช้ภาษาชั้นสูงเช่น ภาษาซี, ฟอร์แทรน หรืออื่น ๆ

5) แมทแลบ มีความสามารถในการเขียนกราฟและรูปภาพทั้ง 2 มิติและ 3 มิติได้อย่างมีประสิทธิภาพ

6) แมทแลบ สามารถทำ ไดนามิกส์ ลิงส์ (Dynamic Link) กับโปรแกรมอื่น ๆ ได้ไม่ว่าจะเป็นไมโครซอฟต์ ออฟฟิศ เวิร์ด, เอ็กเซล (Microsoft Office Word, Excel) หรืออื่น ๆ ที่ร่วมทำงานอยู่บนวินโดว์ (windows)

7) แมทแลบ มีกล่องเครื่องมือหรือชุดฟังก์ชันพิเศษสำหรับผู้ใช้ที่ต้องการใช้งานเฉพาะทางหรืองานด้านวิศวกรรมขั้นสูงอื่น ๆ [11]

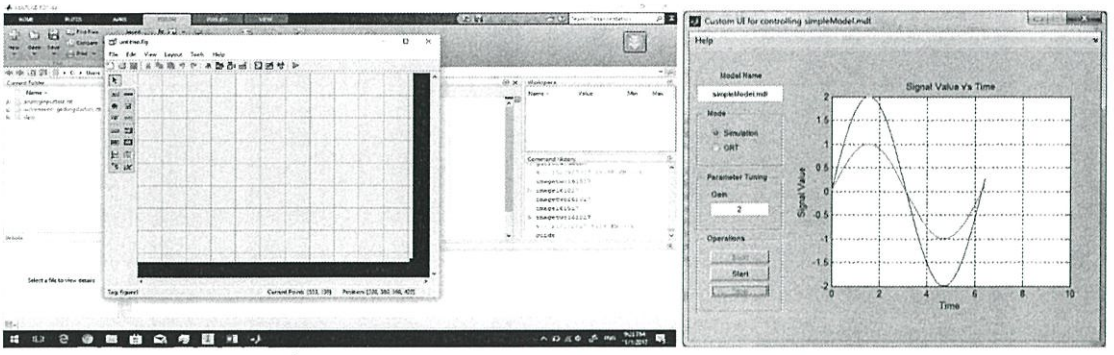
2.8.2 จียูไอ (GUI: Graphical user Interface)

ใช้ตัวย่อว่า GUI เป็นวิธีการให้ความสะดวกแก่ผู้ใช้คอมพิวเตอร์ ให้ติดต่อสื่อสารกับเครื่องคอมพิวเตอร์โดยผ่านทางภาพ เช่น ใช้เมาส์กดเลือกสัญรูป (Icon) แทนการพิมพ์คำสั่งดังแต่ก่อน หรือการเลือกคำสั่งตามรายการเลือกที่เรียกว่าระบบเมนู

การสร้าง GUI ด้วย GUIDE MATLAB จะสร้าง GUI อยู่บนหน้าต่างรูปภาพ (figure window) ซึ่งภายใต้หน้าต่างนี้จะมีส่วนประกอบต่าง ๆอยู่ ไม่ว่าจะเป็น แกน (Axes) , UI control หรือวัตถุอื่น ๆ ดังแสดงในรูปที่ 2.16 การสร้าง GUI จะประกอบไปด้วยสองขั้นตอน ขั้นตอนแรกคือ กำหนดและวางส่วนประกอบต่าง ๆลงบน GUI ส่วนขั้นตอนที่สอง คือ เขียนโปรแกรมเพื่อกำหนดการทำงานของส่วนประกอบต่าง ๆใน GUI GUIDE นั้นโดยหลักแล้วจะมีหน้าที่ในการวางส่วนประกอบที่เราต้องการให้มีลงใน GUI จากนั้น GUIDE จะสร้าง M-file ที่บรรจุวัตถุทั้งหมดที่รวมคำสั่งให้ หลังจากนั้นจะใช้ M-file ในการเขียนฟังก์ชัน ที่สามารถปรับค่าคำสั่งของวัตถุนั้น ๆจากการกดคลิกวัตถุ ซึ่งเราเรียกการทำงานนี้ว่า คอลแบค (callback) [12]

ประโยชน์ที่เห็นได้อย่างชัดเจนของ GUI

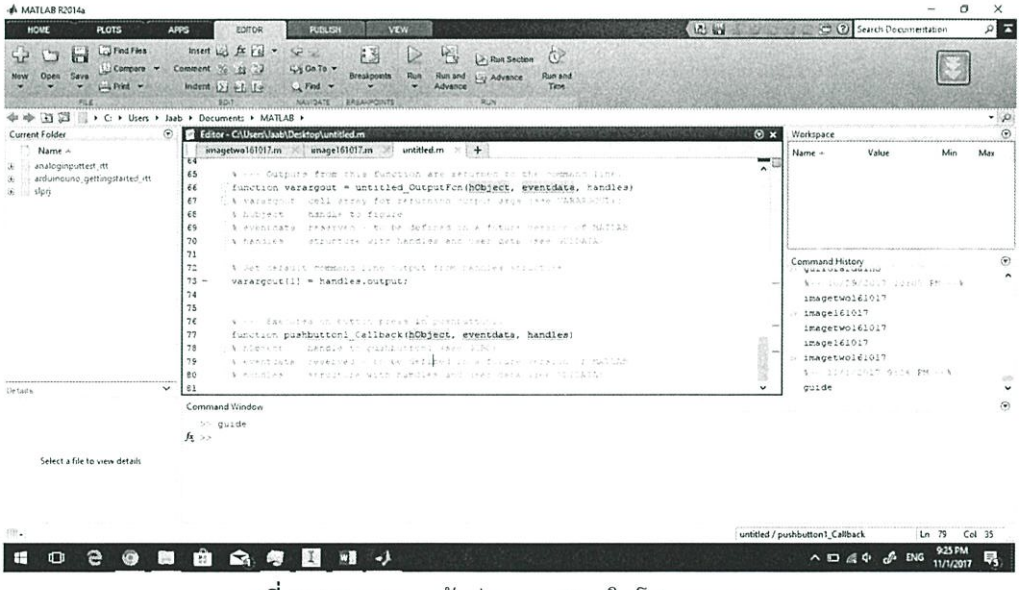
คือการที่ผู้ใช้สามารถทางานกับโปรแกรมได้โดยไม่ต้องผ่านทางการเขียนคำสั่งทีละบรรทัด ดังเช่นการเขียนโปรแกรมตามปกติ กล่าวคือผู้ใช้เพียงแต่ปฏิบัติตามคำสั่งสำเร็จรูปที่ทางผู้ออกแบบได้จัดหามาให้และทำการใช้งานได้ทันที ดังนั้นจึงเป็นการง่ายกว่าสาหรับผู้ใช้ทั้งในด้านการเรียนรู้และการใช้งานโปรแกรม



รูปที่ 2.16 แสดงตัวอย่างการใช้งาน แมทแลบ จียูไอ (MATLAB GUI)

2.8.3 การสร้างต้นแบบของแอพพลิชัน เอ็มไฟล์ (Application M-file)

การสร้างต้นแบบของ แอพพลิชัน เอ็มไฟล์ เมื่อเราเลือกตัวเลือก เจเนอเรท คอลแบคฟังก์ชัน โปรโตไทป์ (Generate CallbackFunction Prototype) ในการเลือกตัวของ GUIDE Application Option ก็จะทำให้ GUIDE เพิ่ม ซับฟังก์ชัน ให้กับ application M-file สำหรับทุกวัตถุที่เราสร้างขึ้นใน GUI (ยกเว้น เฟรม (frame) และ สเตติกเทค (static text)) อย่างไรก็ตาม GUIDE จะสร้างเฉพาะ ซับฟังก์ชัน เป็นต้นแบบไว้เท่านั้น ส่วนคำสั่งต่าง ๆนั้นเราต้องเป็นผู้เขียนใน ซับฟังก์ชัน นั้นเอง นอกเหนือจากนั้น GUIDE ยังจะเพิ่ม ซับฟังก์ชัน ทุกครั้งเมื่อเราแก้ไขคอลแบค จากการใช้เมาส์ปุ่มขวาในเมนู คอนเทค (context) สำหรับการสร้างต้นแบบของ คอลแบค ซับฟังก์ชันนั้น [13] รูปที่ 2.17 แสดงโปรแกรมแมทแลปซึ่งเปิด .m file ชื่อว่า untitled ไว้



รูปที่ 2.17 แสดงหน้าต่าง .m file ในโปรแกรม แมทแลบ

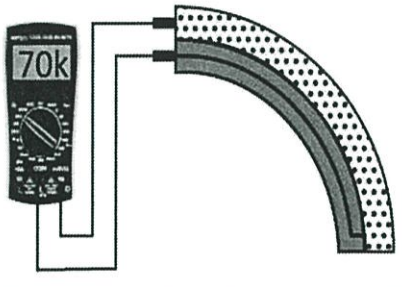
2.9 เฟลคเซนเซอร์ (Flex sensor)

เฟลคเซนเซอร์ (Flex sensor) เป็นเทคโนโลยีที่สร้างจาก resistive carbon elements เป็นตัวต้านทานที่ปรับค่าได้ โดยตัวเซนเซอร์จะสร้างค่าผลลัพธ์ที่สัมพันธ์กับรัศมีความโค้ง

ค่าความต้านทานใน เฟลคเซนเซอร์ จะเพิ่มขึ้นเมื่อส่วนตัวของ เฟลคเซนเซอร์ มีรัศมีความโค้งงอน้อยลง เซนเซอร์นี้ถูกนำไปใช้งานอย่างหลากหลาย เช่น นำไปเป็นส่วนประกอบของ Nintendo Power Glove, P5 gaming glove, เซนเซอร์ติดประตู เฟลคเซนเซอร์ที่มีขายทั่วไปในท้องตลาดมีสองขนาดคือ 2.2" (5.588cm) และ 4.5" (11.43cm) [14]

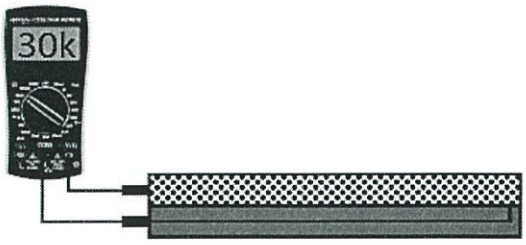
2.9.1 การทำงาน ของ เฟลคเซนเซอร์

ที่ฝั่งด้านหนึ่งของเซนเซอร์ถูกสร้างจากพอลิเมอร์ อิงค์ (polymer ink) ที่เป็น คอนดักทิฟ พาติเคิล (conductive particles) เมื่อตัวเซนเซอร์ถูกโค้งงอในด้านที่ไม่มี พอลิเมอร์ อิงค์จะทำให้ คอนดักทิฟ พาติเคิล เคลื่อนที่ออกห่างจากกัน และเพิ่มความต้านทานให้มากขึ้น ดังรูปที่ 2.18



รูปที่ 2.18 เฟลคเซนเซอร์ ที่ถูกโค้งงอ ทำให้ความต้านทานเปลี่ยนแปลงเป็น 70 kΩ

และเมื่อเซนเซอร์กลับมายืดตรง คอนดักทิฟ พาติเคิล จะกลับมาที่ตำแหน่งเดิมอีกครั้ง ทำให้ความต้านทานกลับมาที่ค่าเดิม จึงสามารถคำนวณรัศมีความโค้งของเซนเซอร์ที่เปลี่ยนไปได้ ดังรูปที่ 2.19



Conductive particles close together - 30kΩ.

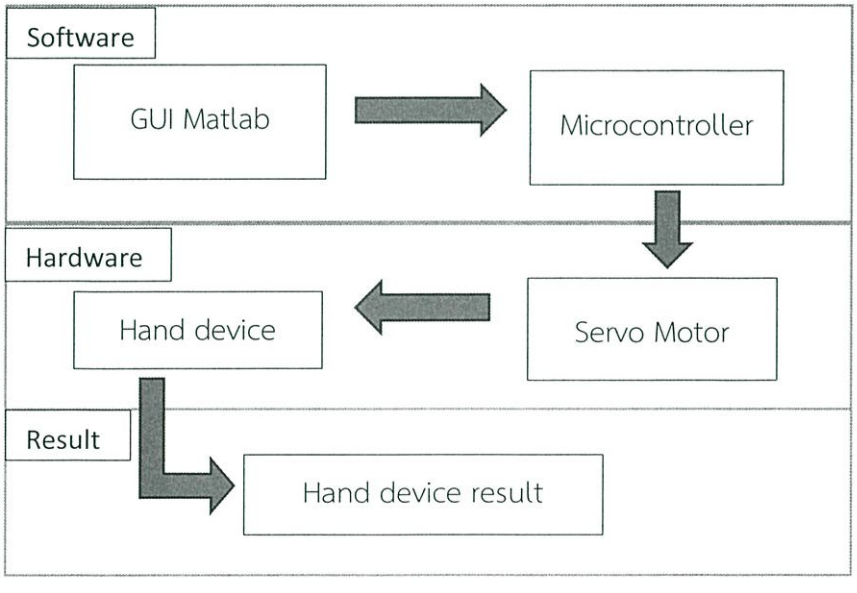
รูปที่ 2.19 เฟลคเซนเซอร์ ที่กลับมายืดตรง มีความต้านทานเปลี่ยนแปลงเป็น 70 kΩ

บทที่ 3

การดำเนินงาน

การทำเวชศาสตร์ฟื้นฟูมือด้วยอุปกรณ์ที่สวมใส่ได้ในวิทยานิพนธ์ชิ้นนี้ เป็นการควบคุมอุปกรณ์ที่สวมใส่มือเพื่อให้มือเคลื่อนที่ตาม ก่อให้เกิดการยืดและหดของกล้ามเนื้อ ไม่เกิดอาการกล้ามเนื้อฝ่อลีบ ข้อเสื่อม ข้ออักเสบ และ ระบบไหลเวียนเลือดไม่ดีจากการที่กล้ามเนื้อไม่ค่อยได้หดตัว

การทำงานของอุปกรณ์ช่วยทำเวชศาสตร์ที่มือนี้ เริ่มต้นจากการสั่งงานผ่านคอมพิวเตอร์ โดยการใช้หน้าต่างควบคุมบนโปรแกรมแมทแลบ จียูไอ (MATLAB GUI) จากนั้นจะสั่งงานเซอร์โวมอเตอร์ผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน่ (Arduino) โดยมีเงื่อนไขให้เซอร์โว หมุนไปและกลับ โดยที่ค่าของเฟลคเซนเซอร์มีค่าอยู่ระหว่างมุมที่งอและเหยียดนิ้วมือ เซอร์โวมอเตอร์จะควบคุมอุปกรณ์โดยการหมุนส่วนของเชือกที่อยู่บนแกนหมุน ทำให้เกิดการเหยียดและงอนิ้ว แผนผังการทำงานของโครงงานซึ่งถูกจัดเรียงใหม่เป็นส่วน ๆจะแสดงแต่ละส่วนออกมาเป็นบล็อกที่มีหน้าที่เฉพาะของตัวมันเอง ดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 แสดงแผนผังการทำงาน (Block diagram) ของโครงงาน

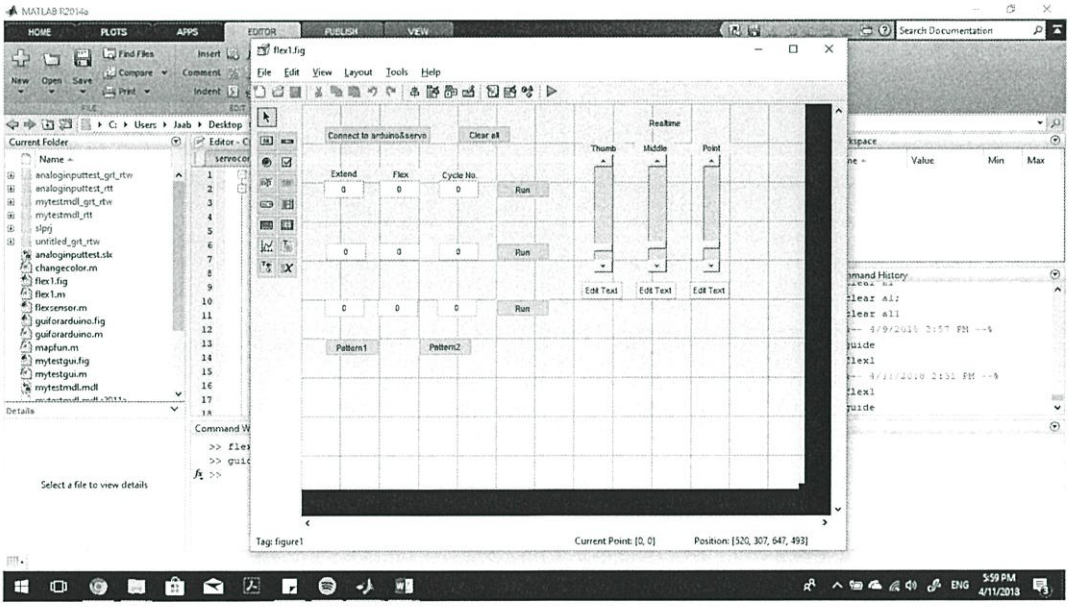
ในการจัดทำงานวิจัยเรื่องการสร้างอุปกรณ์ที่สวมใส่ได้เพื่อช่วยในการทำเวชศาสตร์ฟื้นฟูนิ้วมือนี้ ผู้จัดทำได้มีการออกแบบอุปกรณ์ที่สวมใส่ได้เพื่อใช้ควบคู่กับโปรแกรมคอมพิวเตอร์ โดยสามารถแบ่งส่วนของระบบได้เป็นส่วนของซอฟแวร์ และ ฮาร์ดแวร์

3.1 ส่วนของซอฟต์แวร์ (Software Specification)

3.1.1 แมทแลบ จียูไอ (MATLAB GUI)

แมทแลบ จียูไอ (MATLAB GUIDE ใช้ตัวย่อว่า GUI) เป็นวิธีการให้ความสะดวกแก่ผู้ใช้คอมพิวเตอร์โดยหลักใหญ่แล้วจะมีหน้าที่ในการวางส่วนประกอบที่ต้องการให้มีลงใน GUI จากนั้น GUIDE จะสร้าง M-file ที่บรรลุ handle ของวัตถุ (object) ทั้งหมดที่สร้างขึ้นรวมทั้ง คำสั่งให้ GUI ทำงาน นอกเหนือจากนั้น M-file จะให้แนวทางในการเขียนฟังก์ชันที่ทำงานหลังจากผู้ใช้ กดเมาส์ปุ่มซ้ายหรือปรับเปลี่ยนค่าของวัตถุนั้น ซึ่งเรียกว่า คอลแบค (callback) ของวัตถุนั้น

ในการสร้างแมทแลบ จียูไอ ในการควบคุมเซอร์โวมอเตอร์ เริ่มจากทำการวางหน้าต่างดังรูปที่ 3.2 จะทำให้ได้ผลลัพธ์ที่สามารถควบคุมอาดูโน่ให้บังคับการหมุนของเซอร์โวได้ทั้งสามนิ้ว



รูปที่ 3.2 แสดงหน้าต่างในแมทแลบ จียูไอ เพื่อใช้สั่งการเซอร์โว ผ่านอาดูโน่

หลังจากนั้นให้ใส่คำสั่งของแต่ละปุ่มลงไป โดยการกดคลิกขวา แล้ว Callback*คำสั่งของปุ่ม*

Connect to Arduino&Servo

```
global a
a=arduino()
handles.s=servo(a,7)
handles.s2=servo(a,6)
handles.s3=servo(a,5)
writePosition(handles.s,0.5);
writePosition(handles.s2,0.5);
writePosition(handles.s3,0.5);
guidata(hObject,handles);
```

คำสั่งของปุ่ม Clear all

```
clear all
clc
```

ในการแปลงแรงดันไฟฟ้าให้เป็นหน่วยองศา จะใช้ฟังก์ชั่น mapfun ในการจับคู่หมายเลขจากช่วงหนึ่งไปเป็นช่วงอื่นๆ

```
function output = mapfun(value,fromLow,fromHigh,toLow,toHigh)
narginchk(5,5)
nargoutchk(0,1)
output = (value - fromLow) .* (toHigh - toLow) ./ (fromHigh - fromLow) + toLow;
end
```

ตัวอย่างคำสั่งของปุ่ม Slider

```
handles.SliderValue3 = get(hObject, 'Value');
set(handles.edit12, 'String', handles.SliderValue3);
guidata(hObject, handles);
global a
VCC = 4.96;
```

```
R_DIV = 47000.0;
STRAIGHT_RESISTANCE = 17000.0;
BEND_RESISTANCE = 33000.0;
flexV = a.readVoltage(1);
flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
angle3 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)

while handles.SliderValue3>angle3
writePosition(handles.s3,0.45);
flexV = a.readVoltage(1);
flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
angle3 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
pause(0.05)
if handles.SliderValue3<=angle3
    writePosition(handles.s3,0.5);
    return
    end
end

while handles.SliderValue3<angle3
writePosition(handles.s3,0.55);
flexV = a.readVoltage(1);
flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
angle3 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
pause(0.05)
if handles.SliderValue3>=angle3
    writePosition(handles.s3,0.5);
    return
    end
end
```

ตัวอย่างคำสั่งของปุ่ม Run

```
guidata(hObject, handles);
global a
VCC = 4.96;
R_DIV = 47000.0;
STRAIGHT_RESISTANCE = 17000.0;
BEND_RESISTANCE = 33000.0;
flexV = a.readVoltage(1);
flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
angle = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
for i=1:handles.edit10
    pause(0.5)
  while angle<handles.edit9
writePosition(handles.s3,0.45);
flexV = a.readVoltage(1);
flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
angle = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
pause(0.05)
if angle>=handles.edit9
    writePosition(handles.s3,0.5);
    end
  end
pause(0.5)
while angle>handles.edit8
writePosition(handles.s3,0.55);
flexV = a.readVoltage(1);
flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
angle = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
pause(0.05)
if angle<=handles.edit8
```

```
    writePosition(handles.s3,0.5);
    end
end
end
```

จากรูป 3.2 แต่ละปุ่มบน MATLAB GUI จะให้ความหมายดังนี้

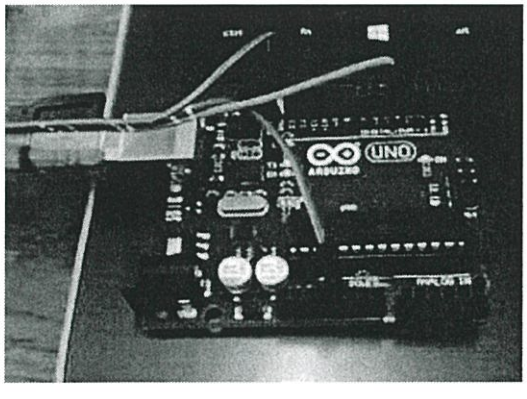
- ปุ่ม Connect to Arduino&Servo โปรแกรมแมทแลปจะทำการเชื่อมต่อกับอาดูโน่โดยจะทำการเลือกพอร์ตเชื่อมต่อกับอาดูโน่โดยอัตโนมัติ และ เชื่อมต่อกับเซอร์โวมอเตอร์ที่ Pin5-7
- Slider เมื่อเลื่อน Slider จะเปลี่ยนค่า Edit text ให้เป็นค่าเดียวกัน จากนั้นจะควบคุมเซอร์โวให้หมุนจนนิ้วมือมีมุมเท่ากับค่าที่กำหนดไว้ใน Slider
- ปุ่ม Run แมทแลปจะทำการหมุนเซอร์โวให้นิ้วมืองอเท่ากับมุมใน Extend จากนั้นจะหมุนกลับจนนิ้วมืองอเท่ากับมุมใน Flex เป็นจำนวนรอบเท่ากับ Cycle No.

3.1.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller)

ในการสั่งการเซอร์โวมอเตอร์จะต้องการหน่วยประมวลผลและสั่งการจึงนำไมโครคอนโทรลเลอร์มาใช้รับคำสั่งจากคอมพิวเตอร์และประมวลผลสั่งการ

ไมโครคอนโทรลเลอร์ภายในชิพจะมีหน่วยความจำ, พอท (Port) อยู่ในชิพเพียงตัวเดียวซึ่งอาจจะเรียกได้ว่าเป็นคอมพิวเตอร์ชิพเดี่ยว

ในงานวิจัยนี้ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน่โดยต่อบอร์ดเข้ากับคอมพิวเตอร์และเซอร์โว ดังแสดงในรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 แสดงบอร์ดอาดูโน่ ยูโน่ (Arduino Uno) ที่ใช้ในการสั่งการ

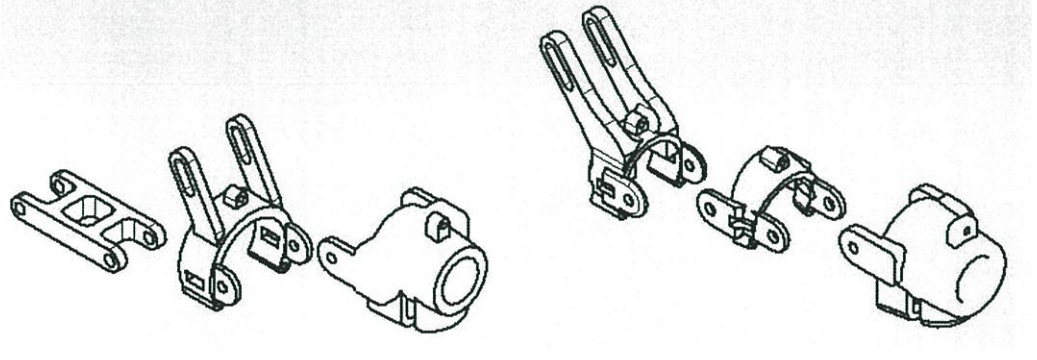
การต่อบอร์ดจะต่อกับคอมพิวเตอร์ผ่านยูเอสบีพอท (USB Port) และต่อเซอร์โวเข้ากับขาอินพุท/เอาท์พุท (I/O) ของบอร์ด

3.2 ส่วนของฮาร์ดแวร์ (Hardware Specification)

3.2.1 อุปกรณ์ที่ใช้สวมนิ้วมือ (Fingers devices)

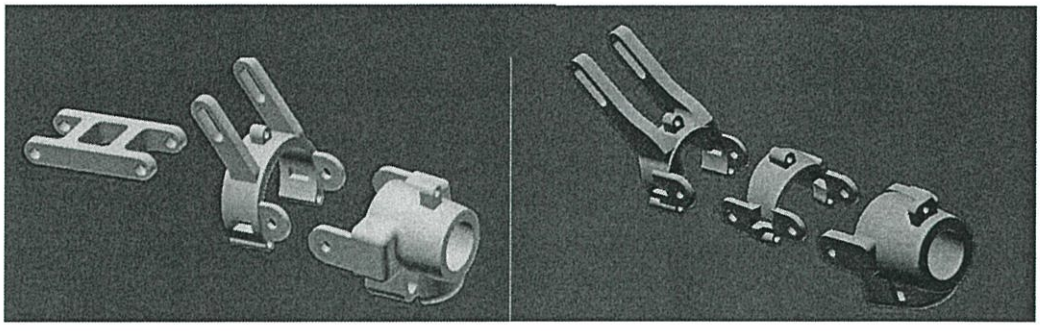
ในการออกแบบชิ้นส่วนอุปกรณ์สวมใส่มือเป็นสามมิติในโปรแกรมออโต้เดส อินเวนเตอร์ โปรเฟชชั่นนอล 2018 (Autodesk Inventor Professional 2018) จะเริ่มจากการออกแบบชิ้นส่วนสามชิ้นสำหรับแต่ละข้อของนิ้วมือ (Distal, Middle และ Proximal) ชิ้นส่วนแต่ละส่วนจะทำรูใส่เส้นเอ็นทั้งบนและล่าง ตามทิศทางการดึงของเส้นเอ็น โดยกำหนดให้ข้อต่อแต่ละชิ้นส่วนเชื่อมกัน เพื่อให้เกิดจุดหมุนใกล้เคียงกับนิ้วมือเวลาขยับจริง ดังรูปที่ 3.4 ที่แสดงกระดูกส่วนของมือและข้อแขนมือซ้าย ซึ่งแต่ละนิ้วมือจะประกอบไปด้วยกระดูกสามท่อน และ กระดูกฝ่ามือซึ่งเป็นกลุ่มของกระดูกมือที่เชื่อมต่อระหว่างกระดูกข้อมือและกระดูกนิ้วมือ

รูปที่ 3.4 แสดงกระดูกส่วนของมือ และข้อแขน



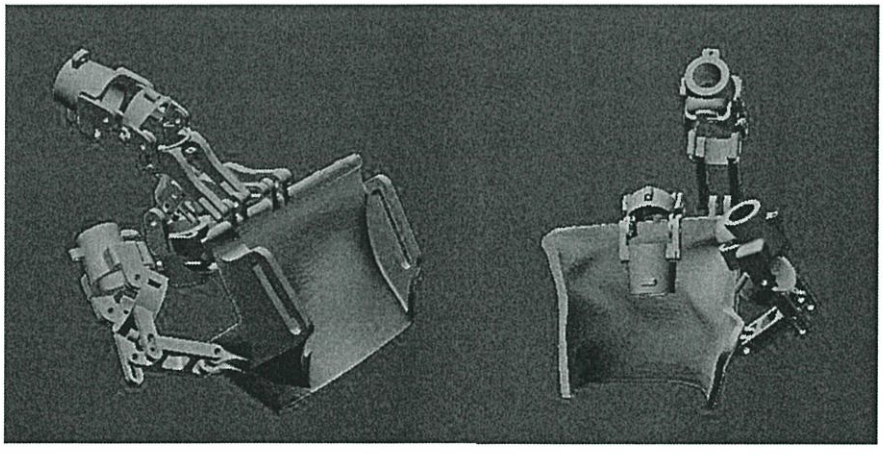
รูปที่ 3.5 แสดงภาพในการออกแบบชิ้นส่วนแต่ละข้อของนิ้วโป้ง (รูปซ้าย) และ นิ้วชี้และนิ้วกลาง (รูปขวา)

ทำการวาด 3D ตามที่ออกแบบไว้ในโปรแกรมออโต้เดส อินเวนเตอร์ โปรเฟชชั่นนอล 2018 (Autodesk Inventor Professional 2018) ดังแสดงในรูปที่ 3.5 และ รูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 แสดงผลที่ได้จากการวาดสามมิติในโปรแกรมออโต้เดส อินเวนเตอร์ โปรเฟชชั่นนอล 2018 อุปกรณ์สวมนิ้วสำหรับนิ้วโป้ง (รูปซ้าย) และ นิ้วชี้และนิ้วกลาง (รูปขวา)

หลังจาก วาดเสร็จแล้ว ลองทำการจำลองการเคลื่อนไหว ความเข้ากันของข้อต่อต่าง ๆ ของอุปกรณ์ที่วาดมา โดยเชื่อมต่อทุกชิ้นเข้าด้วยกัน และข้อต่อของส่วนสุดท้ายเข้ากับ ชิ้นส่วนหลังมือดังแสดงในรูปที่ 3.7 (ชิ้นส่วนหลังมือ [15])

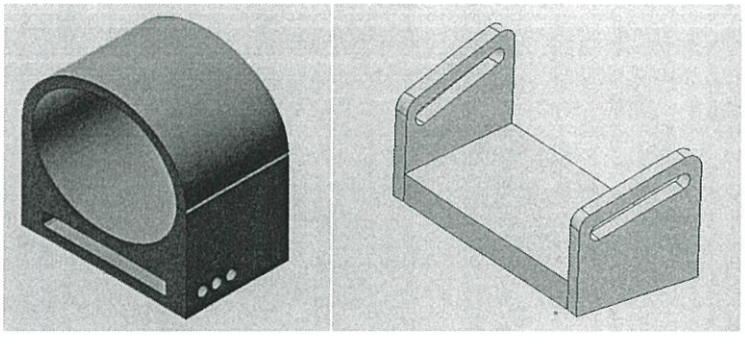


รูปที่ 3.7 แสดงรูปจำลองการทำงานของอุปกรณ์ในโปรแกรมออโต้เดส อินเวนเตอร์ โปรเฟชชั่นนอล 2018

หลังจากนั้น จึงทำการปริ้นท์แบบสามมิติ (3D Printed) โดยนำไฟล์ .stl ที่ออกแบบไว้ในออโต้เดส อินเวนเตอร์ โปรเฟชชั่นนอล 2018 มาใส่ไว้ในโปรแกรมแฟลชปริ้นท์ (FlashPrint) เพื่อตั้งค่าในการปริ้นท์สามมิติ จึงจะได้ปกรณ์สวมนิ้วมือออกมา

3.2.2 ฐานรองแขน (Hand base)

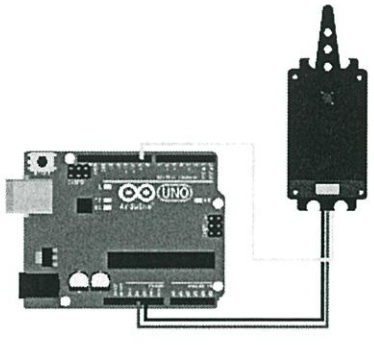
สร้างส่วนเชื่อมยึดมือและแขนให้ติดกับฐานให้อยู่นิ่ง ไม่ให้เกิดอันตรายขณะใช้เครื่อง ดังแสดงในรูปที่ 3.8 โดยนำไฟล์ .stl ที่ออกแบบไว้ใน ออโต้เดส อินเวนเตอร์ โปรเฟชชั่นนอล 2018 มาเปิดในโปรแกรมแฟลชปริ้นท์ เพื่อตั้งค่าและปริ้นท์เช่นเดียวกับการทำอุปกรณ์สวมนิ้วมือ



รูปที่ 3.8 แสดงฐานรองแขน (รูปซ้าย) และมือ (รูปขวา)

3.2.3 เซอร์โว มอเตอร์ (Servo Motor)

ทำการต่อเซอร์โวเข้ากับอาดูโน่ ดังรูป 3.9



รูปที่ 3.9 แสดงการต่อเซอร์โว มอเตอร์เข้ากับอาดูโน่ ยูโน่

โดยต่อขาไฟเลี้ยงเข้ากับ Vin ต่อ กราวน์ เข้ากับ Gnd ส่วนขาอินพุทจะต่อเข้ากับขา ดิจิตอล อินพุท/เอาท์พุท (digital i/o pins) ของอาดูโน่ จะใช้เซอร์โวมอเตอร์สำหรับหมุนเส้นเอ็นที่ติดอยู่กับอุปกรณ์สวมใส่มือ

3.2.4 เฟลคเซนเซอร์ (Flex sensor)

ในการตรวจสอบสถานะของนิ้วมือ ณ ปัจจุบัน แล้วนำไปสร้างการป้อนกลับ (Feedback) ในการควบคุมตัวเซอร์โวมอเตอร์ให้หมุนในเวลาที่จำกัดและทิศทางที่ถูกต้อง จึงได้มีการนำเฟลคเซนเซอร์มาใช้

ขั้นตอนการใช้งานของเฟลคเซนเซอร์ เริ่มต้นจากการปรับ (Calibration) และตั้งค่าเฟลคเซนเซอร์ในโค้ด เพราะเฟลคเซนเซอร์แต่ละตัว มีค่าความต้านทานเริ่มต้นไม่เท่ากัน

ขั้นตอนในการเตรียมการใช้งานเฟลคเซนเซอร์

1. วัดความต้านทานเพื่อนำไปใช้คำนวณมุมที่เปลี่ยนแปลงไป

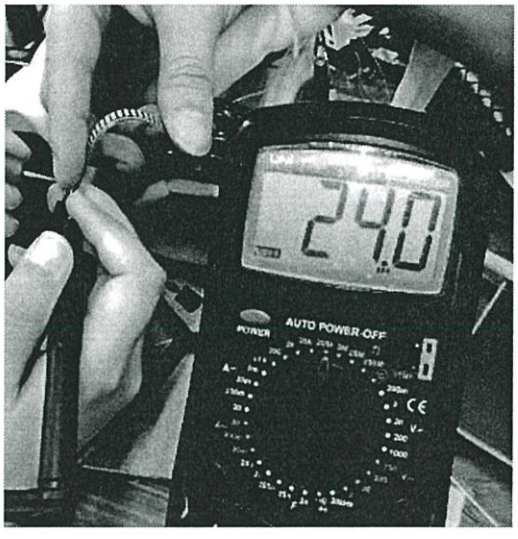
    1.1 วัดความต้านทานที่ 0 องศา

    ค่าของมัลติมิเตอร์เมื่อวัดผลความต้านทานของเฟลคเซนเซอร์เมื่อเหยียดตรง ได้ดังรูปที่ 3.10

รูปที่ 3.10 วัดความต้านทานของเฟลคเซนเซอร์ที่ 0 องศา โดยใช้มิเตอร์ได้ 16.8 kΩ

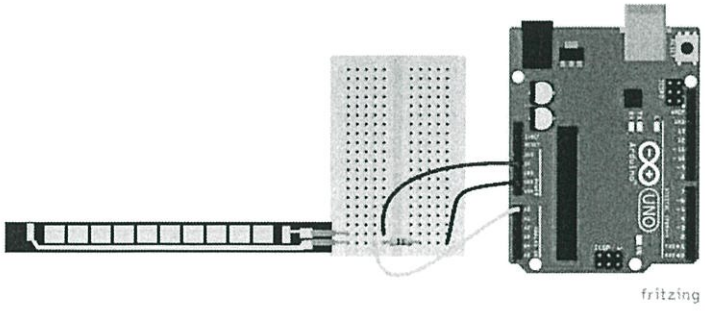
1.2 วัดความต้านทานที่ 90 องศา

ค่าจากมัลติมิเตอร์เมื่อวัดผลความต้านทานของเฟลคเซนเซอร์เมื่องอ 90 องศา แสดงดังรูปที่ 3.11



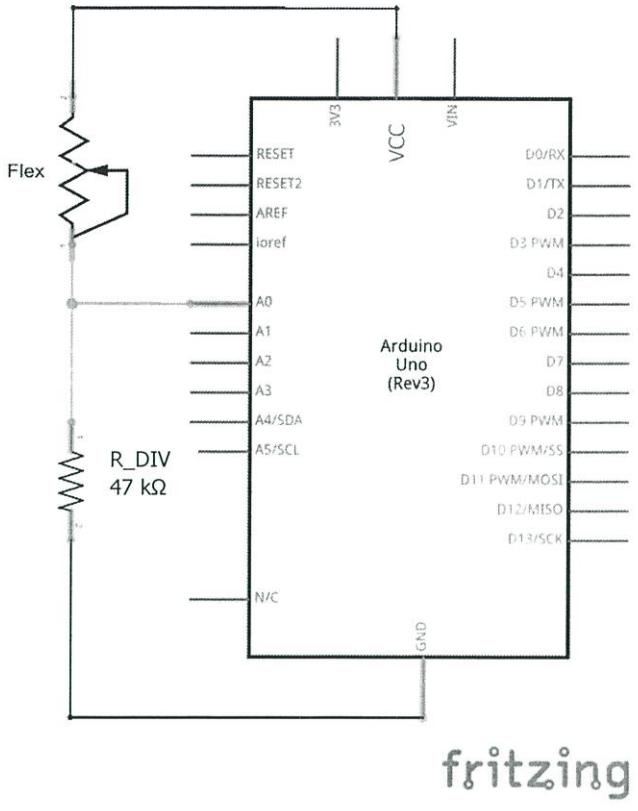
รูปที่ 3.11 วัดความต้านทานของเฟลคเซนเซอร์เมื่องอ 90 องศา โดยใช้มิเตอร์ได้ 24 kΩ

2. ต่อวงจรเฟลคเซนเซอร์เข้ากับอาดูโน่ ดังรูป 3.12



รูปที่ 3.12 แสดงการต่อวงจรของเฟลคเซนเซอร์เข้ากับอาดูโน่

การต่อวงอย่างละเอียดของเฟลคเซนเซอร์เข้ากับ Analog pin 0 โดยมีตัวต้านทานซึ่งจะถูกเรียกว่าR_DIVต่อไป ต่อขนานลง GND แสดงได้ดังรูปที่ 3.13



รูปที่ 3.13 แสดงการต่อวงจรของเฟลคเซนเซอร์เข้ากับอาดูโน่อย่างละเอียด

3. ตรวจสอบ Flex sensor ด้วยคำสั่งที่ใช้ในการอ่านค่าจากโปรแกรม Arduino โดยเปลี่ยนค่า STRAIGHT_RESISTANCE , BEND_RESISTANCE ให้เป็นค่าที่ได้จากการวัดในข้อ 1 และ VCC, R_DIV เป็นค่าที่ได้จากการต่อวงจร

```
const int FLEX_PIN = A0; // Pin connected to voltage divider output

// Measure the voltage at 5V and the actual resistance of your

// 47k resistor, and enter them below:

const float VCC = 4.98; // Measured voltage of Ardunio 5V line

const float R_DIV = 47500.0; // Measured resistance of 3.3k resistor
```

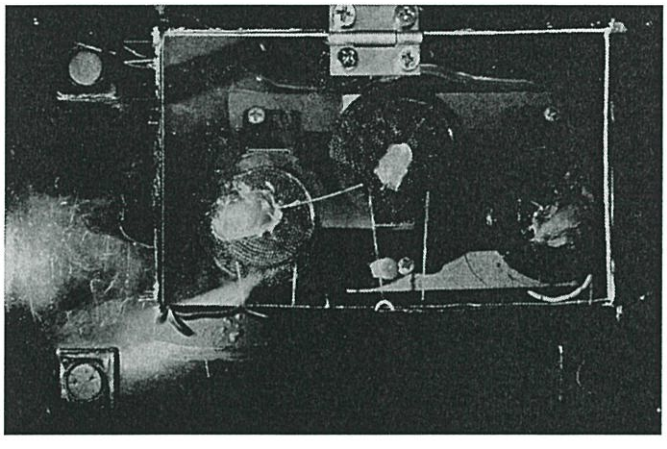
```
const float STRAIGHT_RESISTANCE = 37300.0; // resistance when straight

const float BEND_RESISTANCE = 90000.0; // resistance at 90 deg

void setup()

{

  Serial.begin(9600);

  pinMode(FLEX_PIN, INPUT);

}

void loop()

{

  // Read the ADC, and calculate voltage and resistance from it

  int flexADC = analogRead(FLEX_PIN);

  float flexV = flexADC * VCC / 1023.0;

  float flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0);

  Serial.println("Resistance: " + String(flexR) + " ohms");

  // Use the calculated resistance to estimate the sensor's

  // bend angle:

  float angle = map(flexR, STRAIGHT_RESISTANCE, BEND_RESISTANCE,

                    0, 90.0);

  Serial.println("Bend: " + String(angle) + " degrees");

  Serial.println();

  delay(500);
```

}

ผลลัพธ์ของคำสั่งจะเป็นการคำนวณความต้านทานและมุม ณ ตำแหน่งปัจจุบันที่ถูกโค้งงอของเฟลคเซนเซอร์

3.2.5 กล่องควบคุม (Control box)

ทำอุปกรณ์เพื่อยึดตัวเซอร์โวมอเตอร์ให้หยุดอยู่กับที่โดยดัดแปลงจากไม้, กล่อง และแผ่นอะคลิลิคใส นอกจากนี้ยังเก็บสายไฟและวงจรต่าง ๆไม่ให้มองเห็นสัมผัสได้โดยตรง ดังแสดงในรูปที่ 3.14

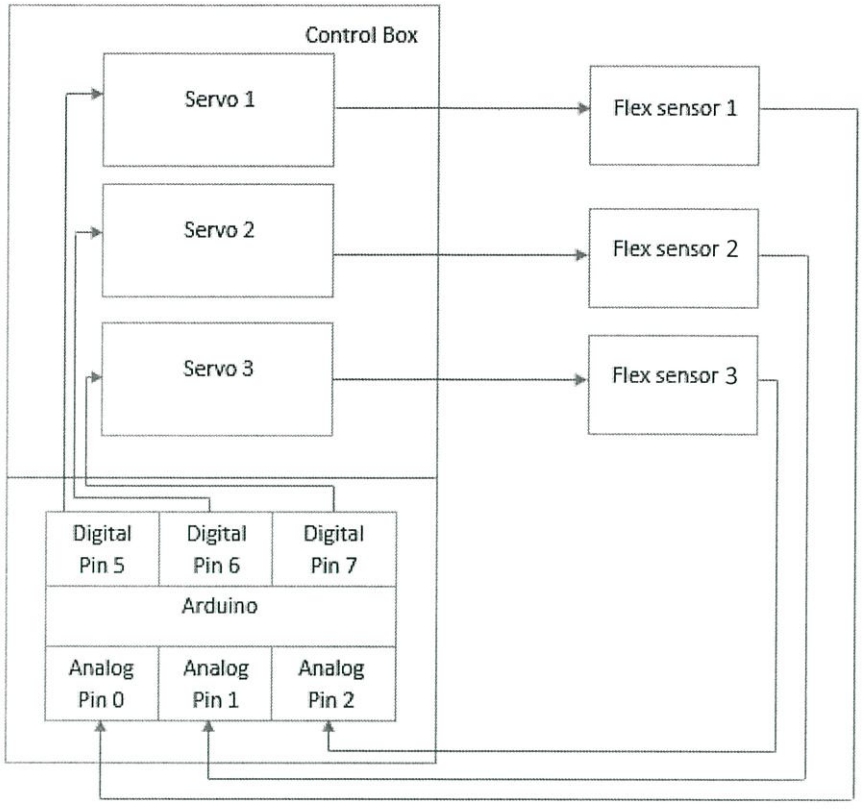


รูปที่ 3.14 แสดงกล่องควบคุมที่ประกอบไปด้วยเซอร์โวมอเตอร์ และ อาดูโน่อยู่ภายใน

3.3 โครงสร้างการทำงาน

การทำงานของอุปกรณ์สวมใส่นิ้วมือเริ่มต้นจากการโปรแกรมให้อาดูโน่สั่งการเซอร์โวมอเตอร์ให้หมุนไปในทิศทางต่าง ๆ โดยเซอร์โวมอเตอร์จะต่อผ่านดิจิตอลพิน (Digital Pin) 5 – 7

เมื่อเซอร์โวมอเตอร์หมุน จะส่งผลให้เส้นเอ็นตึงขึ้นและนิ้วมือเกิดการเคลื่อนไหวและทำให้เฟลคเซนเซอร์ที่ติดอยู่กับนิ้วมีความต้านทานเปลี่ยนแปลงก่อนส่งค่ากลับไปให้อาดูโน่ผ่านอะนาล็อครีด (Analog read) 0 – 2 เพื่อนำไปควบคุมการหมุนของเซอร์โวมอเตอร์ต่อไป ดังแสดงในรูปที่ 3.15



รูปที่ 3.15 แสดงโครงสร้างการทำงาน เริ่มจากภายในกล่องควบคุมจนถึงเฟลคเซนเซอร์บนอุปกรณ์สวมนิ้วมือ

บทที่ 4

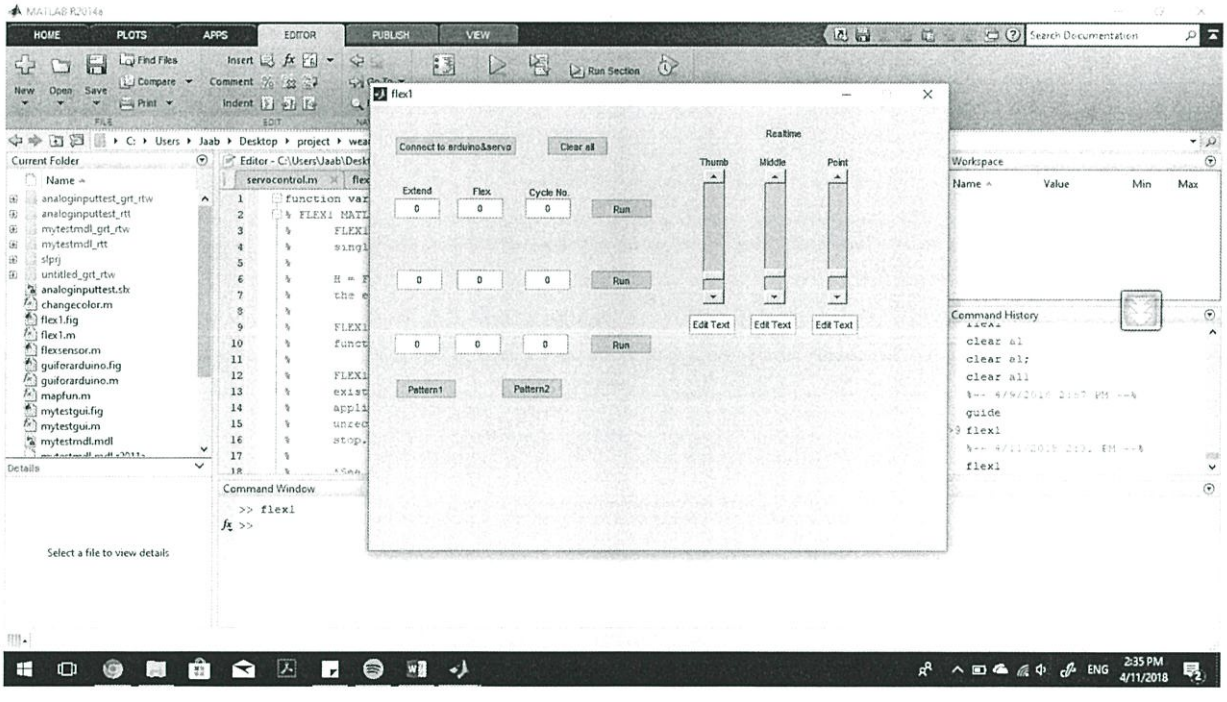
การทดลองและผลการทดลอง

เมื่อได้ทำการทดลองชิ้นงานที่ได้ออกแบบมา จึงได้ผลจากทดลองตามหัวข้อดังนี้

4.1 ผลจากการออกแบบซอฟต์แวร์

4.1.1 ผลจากแมทแลบ จียูไอ (MATLAB GUI)

ผลจากการกดรันโค้ด (Run code) ที่อยู่ในอาดูโน่ ผ่านแมทแลบ จียูไอ จะได้หน้าต่างดังรูป 4.1



รูปที่ 4.1 แสดงหน้าต่างแมทแลบ จียูไอ ที่ใช้ในการบังคับมอเตอร์ ให้บริหารนิ้วมือ

ผลที่ได้จากการกดปุ่มบน จียูไอ อธิบายได้ดังนี้ โดยปุ่ม Pattern นี้ถูกสร้างขึ้นเพื่อให้นิ้วมือขยับไปตามทิศทางที่กำหนด

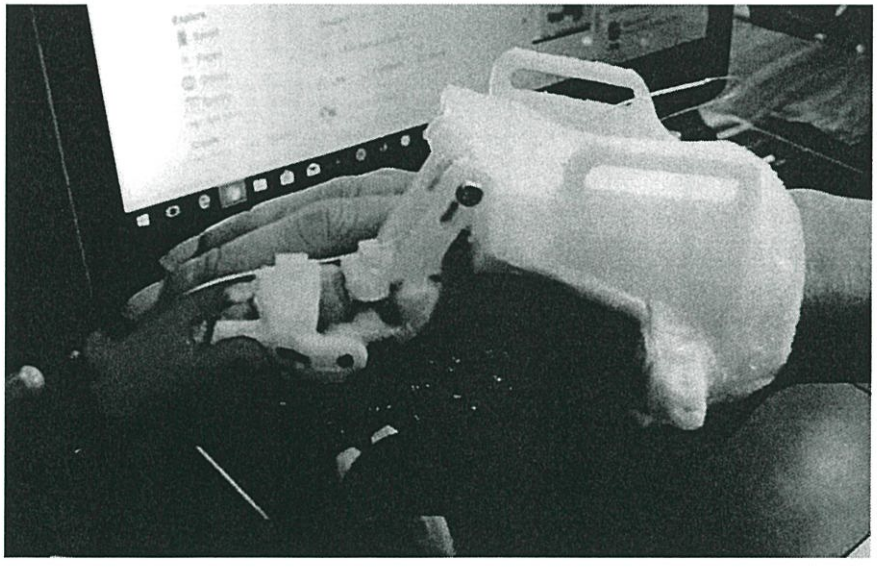
- Pattern1 เมื่อกดแล้วจะขยับนิ้วหดแล้วเหยียดเริ่มจากนิ้วโป้งไปนิ้วกลาง
- Pattern2 เมื่อกดแล้วจะขยับนิ้วโป้งและนิ้วกลางเข้าหากัน จากนั้นจึงเหยียดกลับเป็นท่าปกติ

เมื่อกดปุ่ม Clear all จะลบข้อมูลค่าต่าง ๆที่ถูกเก็บไว้ เช่น ค่ามุมที่ต้องการจะงอเข้า ค่าตัวแปรที่ใช้เชื่อมต่อกับเซอร์โวมอเตอร์ หลังจากกดปุ่ม Clear all จึงจำเป็นต้องกดปุ่ม Connect to Servo&Arduino และกำหนดค่าต่าง ๆซ้ำอีกครั้งหากต้องการใช้งานใหม่

4.2 ผลจากการออกแบบฮาร์ดแวร์

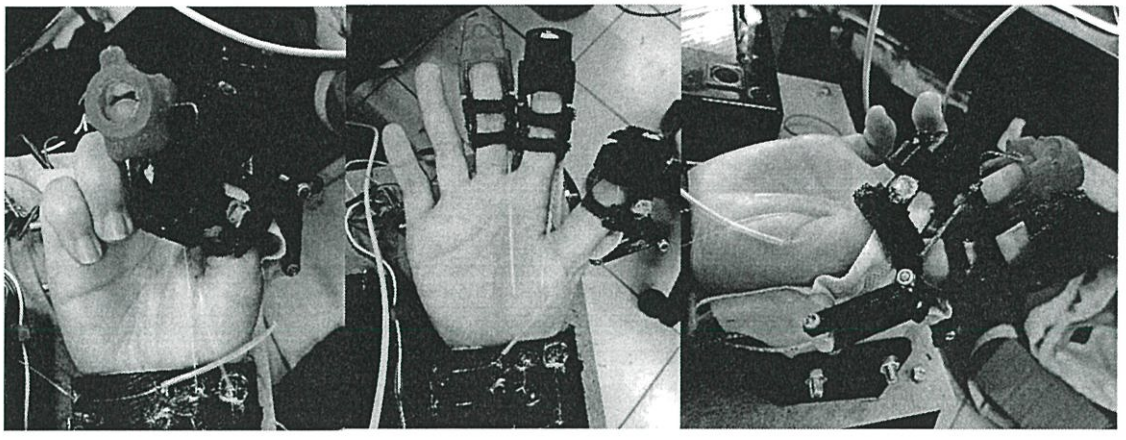
4.2.1 อุปกรณ์ที่ใช้สวมนิ้วมือ (Fingers devices)

หลังจากได้ทำการปริ้นท์สามมิติของอุปกรณ์สวมนิ้วมือแล้ว พบว่า เมื่อใส่อุปกรณ์เข้ากับนิ้วมือแล้วเวลาขยับรู้สึกเจ็บเล็กน้อย เมื่อทำการบุฟองน้ำเข้าไป ก็ยิ่งทำให้อุปกรณ์แน่นเข้ากับนิ้วมือมากขึ้น ดังรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.2 แสดงการสวมใส่อุปกรณ์เข้ากับนิ้วมือ หลังจากบุฟองน้ำ

ดังนั้น เราจึงทำการขยายขนาดของอุปกรณ์ที่สวมใส่ในโปรแกรมใหม่อีกครั้ง รวมถึงลดความบางของข้อต่อให้บางลงอีกด้วย เพราะข้อต่อของนิ้วชี้กับนิ้วกลางชนกันเวลาขยับมือ จากนั้นจึงปริ้นท์อุปกรณ์ใหม่ ได้ดังรูป 4.3



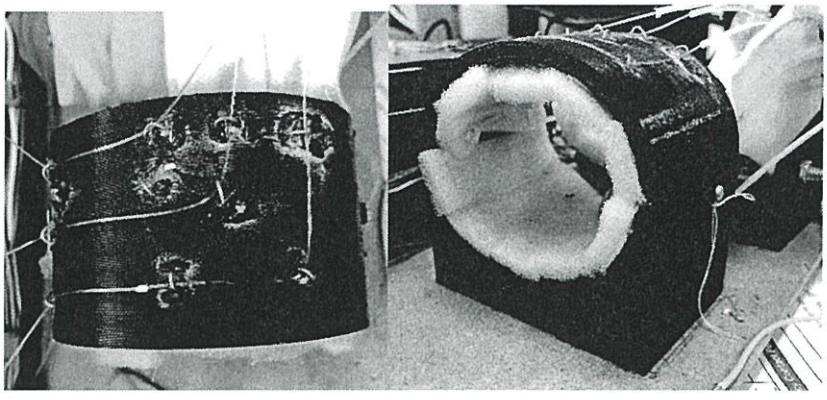
รูปที่ 4.3 แสดงอุปกรณ์สวมใส่นิ้วมือทั้งสามนิ้ว และหลังมือหลังจากที่ได้ออกแบบ ปรับขนาดใหม่อีกครั้ง โดยได้ลองทำการงอนิ้ว (รูปซ้าย) เหยียดนิ้ว (รูปกลาง) และรูปด้านข้าง (รูปขวา)

การทำงานของอุปกรณ์สวมใส่นิ้วมือ เป็นไปตามที่ได้ออกแบบและปรับแก้มาหลายครั้ง การงอการเหยียดนิ้ว ทำงานได้ดี เมื่อลองควบคุมเส้นเอ็นโดยใช้มือลองดึงดู อย่างไรก็ตาม ผู้เขียนคิดว่า ประเภทฟิลาเมนต์แบบ PLA ที่ใช้นี้ ยังมีความแข็งเกินไปสำหรับสวมใส่นิ้วมือ

4.2.2 ฐานรองแขน (Hand base)

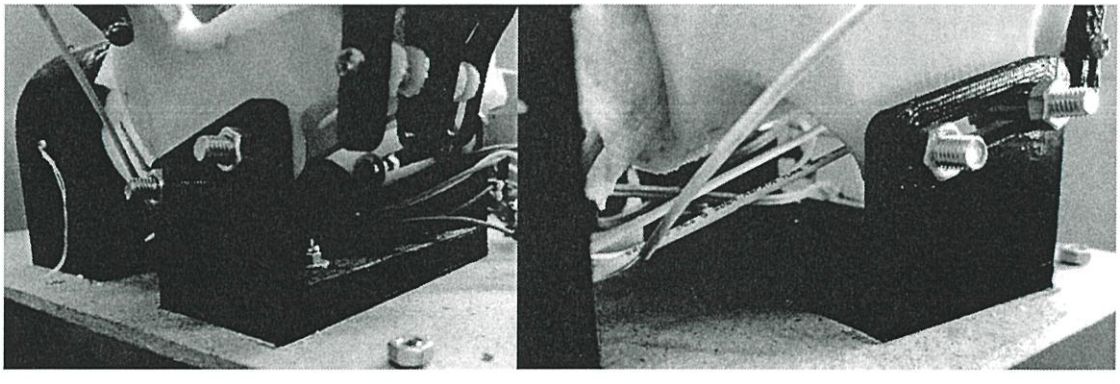
เมื่อทำการปริ้นท์ฐานรองแขนออกมา ชิ้นบนที่ใช้สวมแขนจะต้องใส่รูลวด เพื่อเป็นช่องนำทางเส้นเอ็นในการทำให้นิ้วมืองอเข้าออก หลังจากนั้นจึงบุผิวสัมผัสด้วยฟองน้ำ

จากนั้น ทำการยึดฐานรองแขนชิ้นล่างเข้ากับกระดานไม้ด้วยน็อตตัวผู้และตัวเมีย และยึดเข้ากับฐานรองชิ้นบนด้วยบานพับ ดังแสดงในรูปที่ 4.4 พบว่ามีความแข็งแรง และสามารถรองแขนให้อยู่นิ่งได้



รูปที่ 4.4 แสดงชิ้นที่ใช้สวมแขนเมื่อทำรูลวดนำทางเส้นเอ็น (รูปซ้าย) และการต่อฐานรองมือทั้งสองชิ้นเข้าด้วยกันโดยใช้บานพับ (รูปขวา)

ฐานที่ใช้รองอุปกรณ์สวมมือ ได้ยึดติดกับกระดานไม้ด้วยน็อตสองตัว ส่วนรูที่ใช้ล็อคกับอุปกรณ์สวมมือ มีขนาดรูพอดีกัน เมื่อใส่น็อตเข้าทั้งสองด้านแล้ว สามารถยึดอุปกรณ์สวมมือได้แน่น อีกทั้งยังสามารถปรับเลื่อนเข้าออกให้พอดีกับความยาวของหลังมือได้อีกด้วย ดังแสดงในรูปที่ 4.5



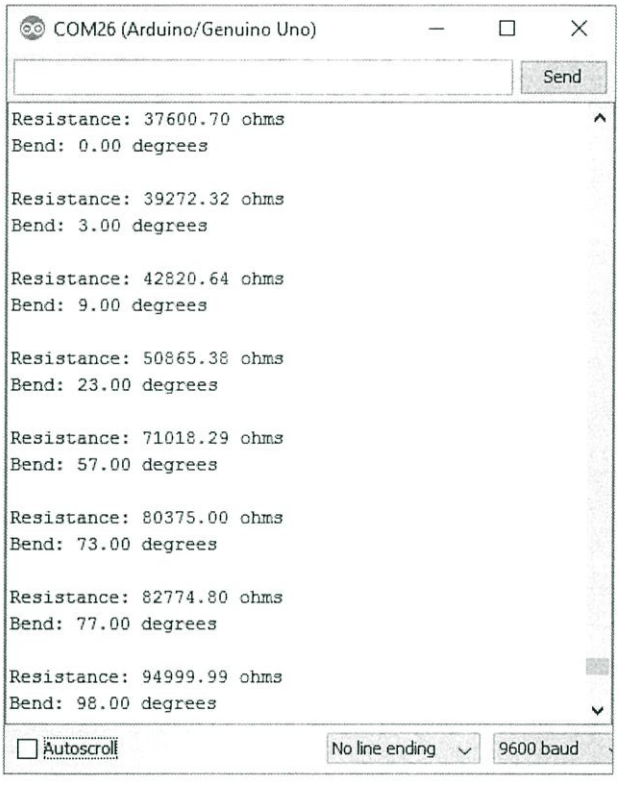
รูปที่ 4.5 แสดงฐานรองอุปกรณ์สวมมือ เมื่อใช้น็อตยึดติดกับกระดานไม้ (รูปซ้าย) และยึดกับอุปกรณ์สวมมือ (รูปขวา)

4.2.3 เซอร์โว มอเตอร์ (Servo Motor)

เมื่อกดรันโค้ดเพื่อเริ่มการทำงานของเซอร์โว มอเตอร์ พบว่า มีเสียงดังขณะหมุน แต่สามารถควบคุมการหมุนได้ดี

4.2.4 เฟลคเซนเซอร์ (Flex sensor)

ผลการตั้งค่าเฟลคเซนเซอร์ และนำมาใช้ในโปรแกรมอาดูโน่ เพื่อบอกความงอของเฟลคเซนเซอร์ โดยบอกเป็นองศา (degree) ทำการโค้งงอเฟลคเซนเซอร์เป็นมุมต่าง ๆ แล้วดูว่ามุมที่งอกับค่ามุมที่แสดงบนโปรแกรมตรงกันหรือไม่ หากไม่ตรง จึงตรวจสอบค่าตัวแปรต่าง ๆในโค้ดคำสั่งและความถูกต้องของวงจรอีกครั้ง ซึ่งผลที่ได้ เป็นไปดังรูปที่ 4.6

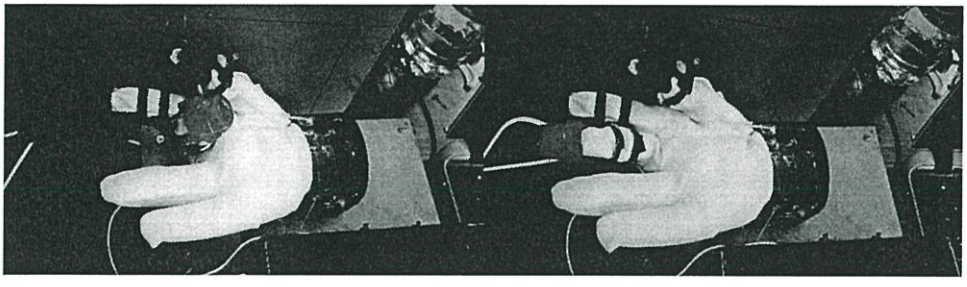


รูปที่ 4.6 แสดงผลที่ได้จากการตั้งค่าเฟลคเซนเซอร์ เพื่อนำมาใช้ในการคำนวณบอกมุม ในโปรแกรมอาดูโน่

4.2.5 การติดตั้งมอเตอร์และระบบเอ็นในกล่องควบคุม

ทำการติดตั้งวงจรอาดูโน่และมอเตอร์ รวมถึงทำระบบเอ็นเพื่อเชื่อมต่อไปยังอุปกรณ์สวมนิ้วมือ จากนั้นเมื่อทำการรันโค้ดในแมทแลบ เซอร์โว มอเตอร์จะเริ่มหมุนตามคำสั่งโค้ด ทำให้เส้นเอ็นที่พันไว้กับแกนหมุนของมอเตอร์นั้น ได้เคลื่อนที่เป็นผลให้นิ้วมืองอและเหยียดนิ้วได้ตามคำสั่ง ระบบเอ็นจะต้องมีความตึงสัมพันธ์กันทั้งเส้นบนและล่าง การหมุนเซอร์โวตามเข็มนาฬิกา จะทำให้เส้นเอ็นด้านบนของเซอร์

โว หรือ ด้านฝ่ามือ หมุนเข้าสู่แกนมอเตอร์ เส้นเอ็นด้านล่างคลายออกจากแกนมอเตอร์ เส้นบนจึงมีความตึงมากกว่า ส่วนเส้นล่างค่อยๆผ่อนออกไป เป็นผลให้นิ้วมือนิ้วนั้น งอเข้ามาหาฝ่ามือ แต่เมื่อเปลี่ยนโค้ดให้เซอร์โวหมุนทวนเข็มนาฬิกา จะทำให้เส้นเอ็นด้านล่างของเซอร์โว หรือด้านหลังมือ หมุนเข้าสู่แกนมอเตอร์ เส้นเอ็นด้านบนคลายออกจากแกนมอเตอร์ เส้นล่างมีความตึงมากกว่า ส่วนเส้นบนค่อยๆผ่อนออกไป เป็นผลให้นิ้วมือนิ้วนั้น เหยียดออก ดังแสดงในรูปที่ 4.7



รูปที่ 4.7 แสดงกลไกการงอนิ้วมือ (รูปซ้าย) และ การเหยียดออก (รูปขวา)

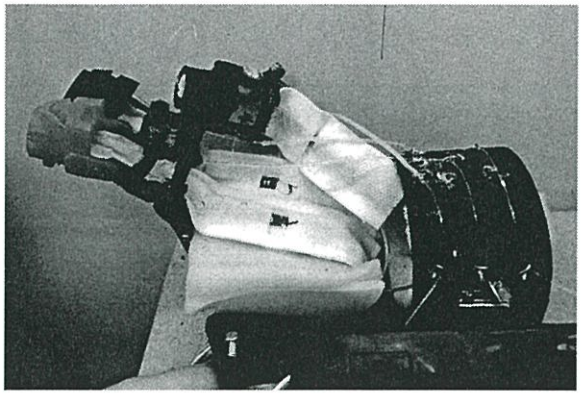
4.2.6 ระบบป้อนกลับโดยใช้เฟลคเซนเซอร์ ในการควบคุมเซอร์โวมอเตอร์

เนื่องจากมีเฟลคเซนเซอร์คอยเป็นระบบควบคุมแบบป้อนกลับ ดังนั้นจึงวัดค่าเฟลคเซนเซอร์ในขณะที่นิ้วมือแต่ละนิ้วงอ และเหยียด เพื่อนำค่านั้นมากำหนดช่วงให้มอเตอร์หมุนไปและกลับ ซึ่งนั่นทำให้เซอร์โว มอเตอร์ ไม่หมุนจนทำให้นิ้วมือ งอหรือเหยียดเกินไป จนอาจเกิดอันตรายได้

ถ้าเริ่มแรก มืออยู่ในท่าที่หงายแล้วแบมือออก เมื่อสั่งการให้เซอร์โวมอเตอร์เริ่มหมุน ในขณะเดียวกัน อาดูโน่จะอ่านค่าจากเฟลคเซนเซอร์ขณะที่นิ้วมือกำลังงอเข้า เมื่อค่าของเฟลคเซนเซอร์ถึงค่าที่กำหนดไว้แล้ว โค้ดจะสั่งให้เซอร์โวมอเตอร์หยุดหมุน แล้วค่อยทำให้หมุนกลับไปในทิศตรงข้าม เพื่อเหยียดนิ้วออก ค่าจากเฟลคเซนเซอร์ก็จะเปลี่ยนแปลงเหมือนเดิม จนค่าเข้าสู่เงื่อนไขที่กำหนดไว้ เซอร์โวมอเตอร์จึงหยุดหมุน และมือเข้าสู่ท่าแบมือดังเดิม

การใส่ระบบแบบป้อนกลับโดยใช้เฟลคเซนเซอร์ ทำให้การควบคุมเซอร์โวมอเตอร์ในการเคลื่อนระบบเอ็น มีประสิทธิภาพมากขึ้น

ภาพอุปกรณ์สวมใส่นิ้วหลังจากการติดตั้งเฟลคเซนเซอร์ซึ่งทำให้อุปกรณ์สวมใส่นิ้วสามารถวัดลักษณะท่าทาง ณ ปัจจุบัน แสดงได้ดังรูปที่ 4.8



รูปที่ 4.8 แสดงการติดตั้งเฟลคเซนเซอร์เข้ากับอุปกรณ์สวมนิ้ว เพื่อวัดค่าขณะที่นิ้วมือเปลี่ยนท่าทาง

บทที่ 5
สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง

5.1 สรุปผลการดำเนินงาน

จากความต้องการสร้างเครื่องช่วยออกกำลังกายนิ้วมือพบว่าการสร้างอุปกรณ์สวมใส่นิ้วมือสามารถทำได้โดยออกแบบผ่านโปรแกรมออโต้เดส อินเวนเตอร์ (Autodesk Inventer) แล้วนำไปปริ้นท์สามมิติ โดยใช้โปรแกรม แฟรชฟอซ (Flashforge) ซึ่งมีวัสดุเป็นฟิลาเมนต์ชนิด PLA

การเคลื่อนไหวหรือขยับอุปกรณ์ที่สวมใส่นิ้วมืออยู่ย่อมทำให้นิ้วมือของผู้ป่วยมีการขยับตามไปด้วย ในงานวิจัยนี้เราจึงมีเป้าหมายที่จะขยับอุปกรณ์สวมใส่ เพื่อเป็นการขยับนิ้วมือในทางอ้อม การสั่งการให้นิ้วมือขยับแต่ละครั้งมีผลมาจากการควบคุมเซอร์โวมอเตอร์ให้เปลี่ยนความตึงของเส้นเอ็น ในการสั่งงานอุปกรณ์ให้ทำงานจะสั่งการผ่านโปรแกรมคอมพิวเตอร์แมทแลป โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน่เป็นหน่วยประมวลผล เครื่องช่วยออกกำลังกายนิ้วมือจะมีการวัดความงอของนิ้วอยู่ตลอดเวลาด้วยเฟลคเซนเซอร์ เพื่อนำไปประมวลผลเป็นการควบคุมป้อนกลับสำหรับควบคุมทิศทางการหมุนของเซอร์โว และจำกัดเวลาที่ใช้หมุน เพื่อให้สามารถงอนิ้วไปในตำแหน่งต่าง ๆที่ต้องการได้อย่างถูกต้องและแม่นยำ

เนื่องจากนิ้วมือของแต่ละบุคคลย่อมมีขนาดไม่เท่ากัน อีกทั้งวัสดุที่ใช้ยังมีราคาถูก ทางผู้จัดทำจึงมีความเห็นว่าการใช้งานเครื่องช่วยออกกำลังกายนิ้วมือ ผู้ใช้งานแต่ละคนควรได้รับการออกแบบอุปกรณ์สวมใส่ให้มีขนาดพอดีต่อแต่ละบุคคล ทำให้เครื่องช่วยออกกำลังกายนิ้วมือเมื่อใส่แล้วจะมีความสะดวกสบาย ไม่หลวมหรือรัดเกินไป และที่สำคัญประโยชน์ที่ได้จากการใส่อุปกรณ์ที่พอดีนี้คือจะไม่เกิดอันตรายในการใช้งาน

5.2 ปัญหาที่พบ

5.2.1 ระบบสายเอ็นหย่อย

เมื่อมีการหมุนของเซอร์โว เส้นเอ็นทางทิศที่หมุนไปจะหย่อน และทิศตรงข้ามจะตึงขึ้นจนอาจไม่พอดีกับที่ใส่เส้นเอ็นบนเซอร์โวมอเตอร์

วิธีแก้ปัญหา

มัดสายเส้นเอ็นให้ตึงพอดีกับที่ใส่เส้นเอ็น ถ้าไม่หย่อนจนเกินไป ขณะที่หมุนก็เป็นไปได้ยากที่จะหลุดจากที่ใส่

5.2.2 เซอร์โวมอเตอร์มีเสียงดัง

ขณะใช้งานอุปกรณ์ เมื่อมีการหมุนของเซอร์โวมอเตอร์จะเกิดเสียงดังซึ่งก่อให้เกิดความน่ารำคาญ อีกทั้งยังทำให้อุปกรณ์ที่ใช้ดูอันตรายและน่ากลัว

วิธีแก้ปัญหา

เซอร์โวมอเตอร์ที่ใช้ถูกใช้เพื่อสร้างเป็นโมเดลต้นแบบเท่านั้น หากต้องการผลิตภัณฑ์ที่ได้คุณภาพมากขึ้นควรใช้มอเตอร์ที่มีราคาสูงขึ้นและขนาดเล็กลง หรือใช้กล่องควบคุม ที่เก็บเสียงได้มากกว่านี้

5.2.3 นิ้วมือบางข้อหลุดออกจากอุปกรณ์สวมใส่ขณะใช้งาน

ขณะใช้งานอุปกรณ์เมื่องอนิ้ว ถ้ามีการเคลื่อนไหวนิ้วมือมากเกินไป นิ้วมือข้อกลาง (ส่วน middle phalanx) มีการเคลื่อนหลุดออกจากอุปกรณ์

วิธีแก้ปัญหา

ใส่ตีนตุ๊กแกเพื่อยึดอุปกรณ์เข้ากับนิ้วมือ

5.3 ข้อเสนอแนะ

วัสดุต่าง ๆสามารถปรับปรุงให้มีคุณภาพสูงขึ้น เมื่อไม่ใช้อุปกรณ์สามมิติเป็นเทคนิคหลักในการสร้าง เช่น ใช้ เทอร์โมพลาสติก (Thermoplastic) เป็นวัสดุหลักในการทำอุปกรณ์สวมใส่นิ้วมือทำให้ได้อุปกรณ์ที่มีขนาดบางลงและยืดหยุ่นได้มากขึ้น

เอกสารอ้างอิง

[1] โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์. 2018. โรคหลอดเลือดสมอง. [Online]. Available : https://www.bumrungrad.com/th/neurology-stroke-dementia-neurosurgery-treatment-center-bangkok-thailand/conditions/stroke.

[2] พบแพทย์. 2018. โรคหลอดเลือดสมอง (Stroke). [Online]. Available : https://www.pobpad.com/โรคหลอดเลือดสมอง.

[3] ว่าที่ร้อยตรีหญิงจิราภรณ์ เกียนแก้ง. 2016. การออกกำลังกายเพื่อการบำบัดรักษา (Therapeutic exercise). [Online]. Available : http://poohpinkpuff.blogspot.com/2013/08/therapeutic-exercise.html.

[4] เว็บมาสเตอร์. 2011. โรคหลอดเลือดสมอง. [Online]. Available : http://rehab2554.alotspace.com/stroke.php

[5] DeanSmithMD. 2018. Therapy Basics. [Online]. Available : http://www.deansmithmd.com/Hand--and-Wrist-Rehabilitation.

[6] ThaiEasyElec. 2012. ตัวอย่างการควบคุม RC Servo Motor ด้วย Arduino. [Online]. Available : https://thaieasyelec.com/article-wiki/review-product-article/บทความตัวอย่างการควบคุม-rc-servo-motor-ด้วย-arduino.html

[7] ณัฏฐนิช ตัณมานะศิริ. 2014. 3D Printing: เทคโนโลยีแห่งโอกาส. [Online]. Available : http://www.tcdc.or.th/creativethailand/article/Insight/20010

[8] X3D. 2018. 3D Filament Selection Guide. [Online]. Available : https://x3dtechnology.com/pages/filament-guide.

[9] Mindphp. 2016. Arduino คืออะไร. [Online]. Availble : http://www.mindphp.com/คู่มือ/73-คืออะไร/3632-arduino-อาดูโน่-หรือ-อาดูยอีโน่-คืออะไร.html

[10] ThaiEasyElec. 2012. Arduino รุ่นต่างๆ. [Online]. Availble : https://thaieasyelec.com/article-wiki/basic-electronics/บทความเริ่มต้นใช้งาน-arduino-เลือกใช้บอร์ด-arduino-ตามความเหมาะสมกับการใช้งาน.html

[11] Mindphp. 2016. MATLAB คืออะไร. [Online]. Availble : http://www.mindphp.com/คู่มือ/73-คืออะไร/4043-what-is-matlab.html

[12] น้ำผึ้ง รักแดง. 2011. GUI (Graphical user Interface). [Online]. Availble : http://04126030sasd.blogspot.com/2011/07/gui-graphical-user-interface.html

[13] นันชยา สุราช. 2016. Guide for Matlab. [Online]. Availble : http://123compro.blogspot.com/2016/05/guide-for-matlab.html

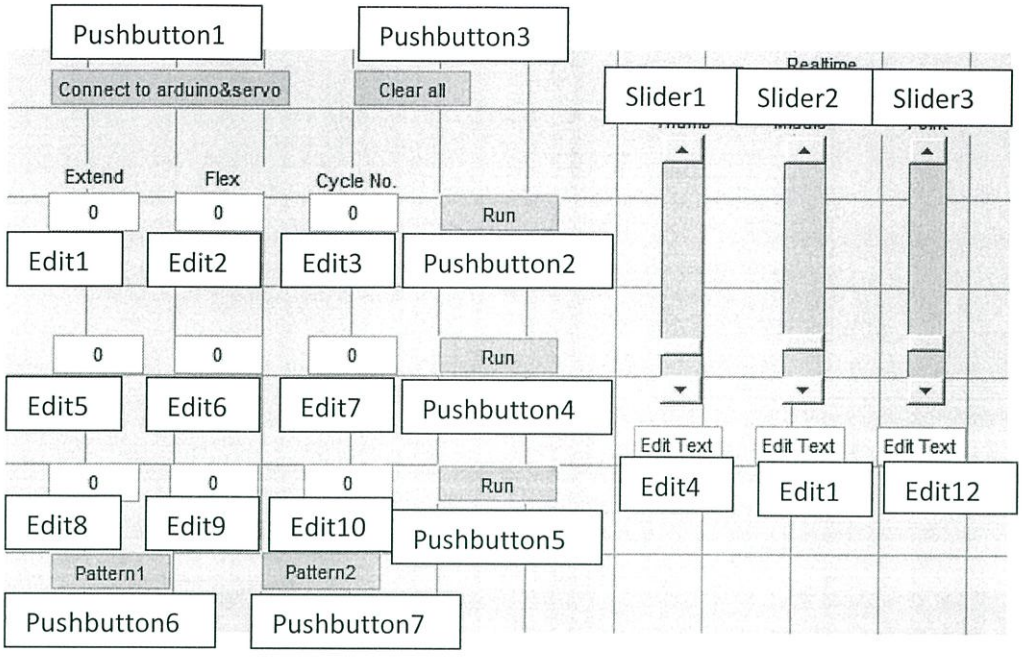
[14] Jimb0. 2009. Flex Sensor Hookup Guide. [Online]. Available : https://learn.sparkfun.com/tutorials/flex-sensor-hookup-guide.

[15] Marcin Traczyk. 2016. The Making of a 3D Printed Rehabilitation Orthosis. [Online]. Available : http://blog.zmorph3d.com/3d-printed-rehabilitation-orthosis.

[16] Spectrasymbol. 2018. flexsensor. [Online]. Available : https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Flex/FlexSensor.pdf.

ภาคผนวก

- MATLAB GUI object name



- Code MATLAB GUI

```
1. function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
2. global a
3. a=arduino()
4. handles.s=servo(a,7)
5. handles.s2=servo(a,6)
6. handles.s3=servo(a,5)
7. writePosition(handles.s,0.5);
8. writePosition(handles.s2,0.5);
9. writePosition(handles.s3,0.5);
10. guidata(hObject,handles);
11. function edit1_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
12. handles.edit1 = str2double(get(hObject,'String'))
13. guidata(hObject, handles);
14. function edit2_Callback(hObject, eventdata, handles)
15. handles.edit2 = str2double(get(hObject,'String'))
16. guidata(hObject, handles);
17. function slider1_Callback(hObject, eventdata, handles)
18. handles.SliderValue = get(hObject, 'Value');
19. set(handles.edit4, 'String', handles.SliderValue);
20. guidata(hObject, handles);
21. global a
22. VCC = 4.96;
23. R_DIV = 47000.0;
24. STRAIGHT_RESISTANCE = 21000.0;
25. BEND_RESISTANCE = 50000.0;
26. flexV = a.readVoltage(0);
27. flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
28. angle = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
29. while handles.SliderValue>angle
30. writePosition(handles.s,0.45);
31. flexV = a.readVoltage(0);
32. flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
```

```
33. angle = mapfun(flexR, STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
34. pause(0.05)
35. if handles.SliderValue<=angle
36. writePosition(handles.s,0.5);
37. return
38. end
39. end
40. while handles.SliderValue<angle
41. writePosition(handles.s,0.55);
42. flexV = a.readVoltage(0);
43. flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
44. angle = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
45. pause(0.05)
46. if handles.SliderValue>=angle
47. writePosition(handles.s,0.5);
48. return
49. end
50. end
51. function edit3_Callback(hObject, eventdata, handles)
52. handles.edit3 = str2double(get(hObject,'String'))
53. guidata(hObject, handles);
```

```
54. function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
55. guidata(hObject, handles);
56. global a
57. VCC = 4.96;
58. R_DIV = 47000.0;
59. STRAIGHT_RESISTANCE = 21000.0;
60. BEND_RESISTANCE = 50000.0;
61. flexV = a.readVoltage(0);
62. flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
63. angle = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
64. for i=1:handles.edit3
65. pause(0.5)
66. while angle<handles.edit2
67. writePosition(handles.s,0.45);
68. flexV = a.readVoltage(0);
69. flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
70. angle = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
71. pause(0.05)
72. if angle>=handles.edit2
73. writePosition(handles.s,0.5);
74. end
```

```
75. end
76. pause(0.5)
77. while angle>handles.edit1
78. writePosition(handles.s,0.55);
79. flexV = a.readVoltage(0);
80. flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
81. angle = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
82. pause(0.05)
83. if angle<=handles.edit1
84. writePosition(handles.s,0.5);
85. end
86. end
87. end
88. function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)
89. clear all
90. clc
91. function edit5_Callback(hObject, eventdata, handles)
92. handles.edit5 = str2double(get(hObject,'String'))
93. guidata(hObject, handles);
94. function edit6_Callback(hObject, eventdata, handles)
95. handles.edit6 = str2double(get(hObject,'String'))
```

```
96. guidata(hObject, handles);
97. function edit7_Callback(hObject, eventdata, handles)
98. handles.edit7 = str2double(get(hObject,'String'))
99. guidata(hObject, handles);
100.        function edit8_Callback(hObject, eventdata, handles)
101.        handles.edit8 = str2double(get(hObject,'String'))
102.        guidata(hObject, handles);
103.        function edit9_Callback(hObject, eventdata, handles)
104.        handles.edit9 = str2double(get(hObject,'String'))
105.        guidata(hObject, handles);
106.        function edit10_Callback(hObject, eventdata, handles)
107.        handles.edit10 = str2double(get(hObject,'String'))
108.        guidata(hObject, handles);
109.        function pushbutton4_Callback(hObject, eventdata, handles)
110.        guidata(hObject, handles);
111.        global a
112.        VCC = 4.96;
113.        R_DIV = 47000.0;
114.        STRAIGHT_RESISTANCE = 12600.0;
115.        BEND_RESISTANCE = 26000.0;
116.        flexV = a.readVoltage(2);
```

```
117.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
118.        angle = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
119.        for i=1:handles.edit7
120.        pause(0.5)
121.        while angle<handles.edit6
122.        writePosition(handles.s2,0.45);
123.        flexV = a.readVoltage(2);
124.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
125.        angle = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
126.        pause(0.05)
127.        if angle>=handles.edit6
128.        writePosition(handles.s2,0.5);
129.        end
130.        end
131.        pause(0.5)
132.        while angle>handles.edit5
133.        writePosition(handles.s2,0.55);
134.        flexV = a.readVoltage(2);
135.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
136.        angle = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
137.        pause(0.05)
```

```
138.        if angle<=handles.edit5
139.        writePosition(handles.s2,0.5);
140.        end
141.        end
142.        end
143.        function pushbutton5_Callback(hObject, eventdata, handles)
144.        guidata(hObject, handles);
145.        global a
146.        VCC = 4.96;
147.        R_DIV = 47000.0;
148.        STRAIGHT_RESISTANCE = 16900.0;
149.        BEND_RESISTANCE = 22800.0;
150.        flexV = a.readVoltage(1);
151.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
152.        angle = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
153.        for i=1:handles.edit10
154.        pause(0.5)
155.        while angle<handles.edit9
156.        writePosition(handles.s3,0.45);
157.        flexV = a.readVoltage(1);
158.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
```

```
159.        angle = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
160.        pause(0.05)
161.        if angle>=handles.edit9
162.        writePosition(handles.s3,0.5);
163.        end
164.        end
165.        pause(0.5)
166.        while angle>handles.edit8
167.        writePosition(handles.s3,0.55);
168.        flexV = a.readVoltage(1);
169.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
170.        angle = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
171.        pause(0.05)
172.        if angle<=handles.edit8
173.        writePosition(handles.s3,0.5);
174.        end
175.        end
176.        end
177.        function slider2_Callback(hObject, eventdata, handles)
178.        handles.SliderValue2 = get(hObject, 'Value');
179.        set(handles.edit11, 'String', handles.SliderValue2);
```

```
180.        guidata(hObject, handles);
181.        global a
182.        VCC = 4.96;
183.        R_DIV = 47000.0;
184.        STRAIGHT_RESISTANCE = 12600.0;
185.        BEND_RESISTANCE = 26000.0;
186.        flexV = a.readVoltage(2);
187.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0) ;
188.        angle2 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
189.        while handles.SliderValue2>angle2
190.        writePosition(handles.s2,0.45);
191.        flexV = a.readVoltage(2);
192.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0) ;
193.        angle2 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
194.        pause(0.05)
195.        if handles.SliderValue2<=angle2
196.        writePosition(handles.s2,0.5);
197.        return
198.        end
199.        end
200.        while handles.SliderValue2<angle2
```

```
201.        writePosition(handles.s2,0.55);
202.        flexV = a.readVoltage(2);
203.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0) ;
204.        angle2 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
205.        pause(0.05)
206.        if handles.SliderValue2>=angle2
207.        writePosition(handles.s2,0.5);
208.        return
209.        end
210.        end
211.        function edit11_Callback(hObject, eventdata, handles)
212.        function slider3_Callback(hObject, eventdata, handles)
213.        handles.SliderValue3 = get(hObject, 'Value');
214.        set(handles.edit12, 'String', handles.SliderValue3);
215.        guidata(hObject, handles);
216.        global a
217.        VCC = 4.96;
218.        R_DIV = 47000.0;
219.        STRAIGHT_RESISTANCE = 17000.0;
220.        BEND_RESISTANCE = 33000.0;
221.        flexV = a.readVoltage(1);
```

```
flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
angle3 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
while handles.SliderValue3>angle3
writePosition(handles.s3,0.45);
flexV = a.readVoltage(1);
flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
angle3 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
pause(0.05)
if handles.SliderValue3<=angle3
writePosition(handles.s3,0.5);
return
end
end
while handles.SliderValue3<angle3
writePosition(handles.s3,0.55);
flexV = a.readVoltage(1);
flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
angle3 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE,BEND_RESISTANCE,0,90)
pause(0.05)
if handles.SliderValue3>=angle3
writePosition(handles.s3,0.5);
```

```
243.        return
244.        end
245.        end
246.        function pushbutton6_Callback(hObject, eventdata, handles)
247.        guidata(hObject, handles);
248.        global a
249.        VCC = 4.96;
250.        R_DIV = 47000.0;
251.        STRAIGHT_RESISTANCE2 = 12600.0;
252.        BEND_RESISTANCE2 = 26000.0;
253.        flexV = a.readVoltage(2);
254.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
255.        angle2 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE2,BEND_RESISTANCE2,0,90)
256.        STRAIGHT_RESISTANCE3 = 16900.0;
257.        BEND_RESISTANCE3 = 22800.0;
258.        flexV = a.readVoltage(1);
259.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
260.        angle3 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE3,BEND_RESISTANCE3,0,90)
261.        STRAIGHT_RESISTANCE1 = 21000.0;
262.        BEND_RESISTANCE1 = 50000.0;
263.        flexV = a.readVoltage(0);
```

```
264.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
265.        angle1 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE1,BEND_RESISTANCE1,0,90)
266.        for i=1:3
267.        while angle3&angle2<150
268.        writePosition(handles.s2,0.4);
269.        writePosition(handles.s3,0.4);
270.        flexV = a.readVoltage(1);
271.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
272.        angle3 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE3,BEND_RESISTANCE3,0,90)
273.        flexV = a.readVoltage(2);
274.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
275.        angle2 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE2,BEND_RESISTANCE2,0,90)
276.        if angle3&angle2>150
277.        writePosition(handles.s2,0.5);
278.        writePosition(handles.s3,0.5);
279.        pause(0.5)
280.        break;
281.        end
282.        end
283.        while angle1&angle2>30
284.        writePosition(handles.s2,0.6);
```

```
285.        writePosition(handles.s3,0.6);
286.        flexV = a.readVoltage(1);
287.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
288.        angle3 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE3,BEND_RESISTANCE3,0,90)
289.        flexV = a.readVoltage(2);
290.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
291.        angle2 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE2,BEND_RESISTANCE2,0,90)
292.        if angle3&angle2<30
293.        writePosition(handles.s2,0.5);
294.        writePosition(handles.s3,0.5);
295.        pause(0.5)
296.        break;
297.        end
298.        end
299.        while angle1<120
300.        writePosition(handles.s,0.4);
301.        flexV = a.readVoltage(0);
302.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
303.        angle1 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE1,BEND_RESISTANCE1,0,90)
304.        if angle1>150
305.        writePosition(handles.s,0.5);
```

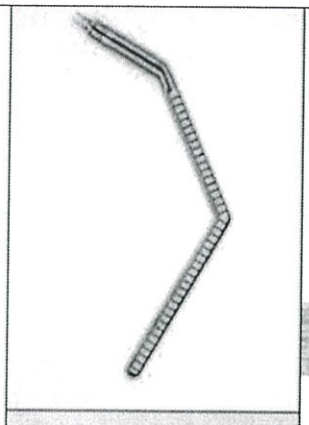
```
306.        pause(0.5)
307.        break;
308.        end
309.        end
310.        while angle1>35
311.        writePosition(handles.s,0.6);
312.        flexV = a.readVoltage(0);
313.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
314.        angle1 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE1,BEND_RESISTANCE1,0,90)
315.        if angle1<50
316.        writePosition(handles.s,0.5);
317.        pause(0.5)
318.        break;
319.        end
320.        end
321.        end
322.        function pushbutton7_Callback(hObject, eventdata, handles)
323.        guidata(hObject, handles);
324.        global a
325.        VCC = 4.96;
326.        R_DIV = 47000.0;
```

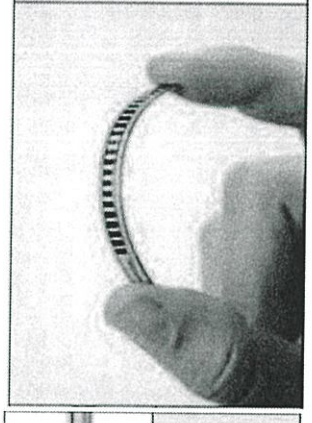
```
327.        STRAIGHT_RESISTANCE2 = 12600.0;
328.        BEND_RESISTANCE2 = 26000.0;
329.        flexV = a.readVoltage(2);
330.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0) ;
331.        angle2 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE2,BEND_RESISTANCE2,0,90)
332.        STRAIGHT_RESISTANCE1 = 21000.0;
333.        BEND_RESISTANCE1 = 50000.0;
334.        flexV = a.readVoltage(0);
335.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
336.        angle1 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE1,BEND_RESISTANCE1,0,90)
337.        for i=1:2
338.        speed1 = 0.4
339.        speed2 = 0.4
340.        while angle2&angle1<120
341.        writePosition(handles.s2,speed2);
342.        writePosition(handles.s,speed1);
343.        flexV = a.readVoltage(2);
344.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0) ;
345.        angle2 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE2,BEND_RESISTANCE2,0,90)
346.        flexV = a.readVoltage(0);
347.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
```

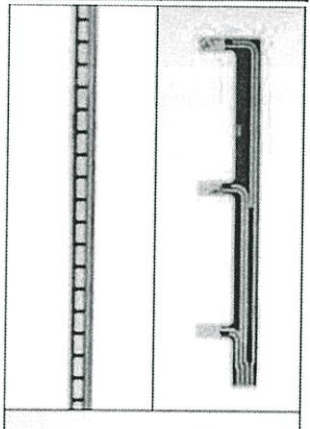
```
348.        angle1 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE1,BEND_RESISTANCE1,0,90)
349.        if angle1>90
350.        speed1 = 0.5
351.        writePosition(handles.s,speed1);
352.        end
353.        if angle2>150
354.        speed2 = 0.5
355.        writePosition(handles.s2,speed2);
356.        break;
357.        end
358.        end
359.        pause(0.5)
360.        speed1 = 0.6
361.        speed2 = 0.6
362.        while angle2&angle1>30
363.        writePosition(handles.s2,speed2);
364.        writePosition(handles.s,speed1);
365.        flexV = a.readVoltage(2);
366.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0) ;
367.        angle2 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE2,BEND_RESISTANCE2,0,90)
368.        flexV = a.readVoltage(0);
```

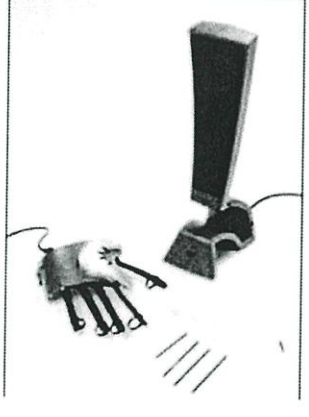
```
369.        flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0)
370.        angle1 = mapfun(flexR,STRAIGHT_RESISTANCE1,BEND_RESISTANCE1,0,90)
371.        if angle1<40
372.        speed1 = 0.5
373.        writePosition(handles.s,speed1);
374.        end
375.        if angle2<40
376.        speed2 = 0.5
377.        writePosition(handles.s2,speed2);
378.        break;
379.        end
380.        end
381.        end
382.        function output = mapfun(value,fromLow,fromHigh,toLow,toHigh)
383.        narginchk(5,5)
384.        nargoutchk(0,1)
385.        output = (value - fromLow) .* (toHigh - toLow) ./ (fromHigh - fromLow) +
            toLow;
386.        end
```

- Datasheet ของ flexsensor [16]









spectra symbol

flex sensor

The Flex Sensor patented technology is based on resistive carbon elements. As a variable printed resistor, the Flex Sensor achieves great form-factor on a thin flexible substrate. When the substrate is bent, the sensor produces a resistance output correlated to the bend radius—the smaller the radius, the higher the resistance value.

Spectra Symbol has used this technology in supplying Flex Sensors for the Nintendo Power Glove, the P5 gaming glove, and the below applications:

- Automotive controls
- Medical devices
- Industrial controls
- Computer peripherals
- Fitness products
- Musical instruments
- Measuring devices
- Virtual reality games
- Consumer products
- Physical therapy

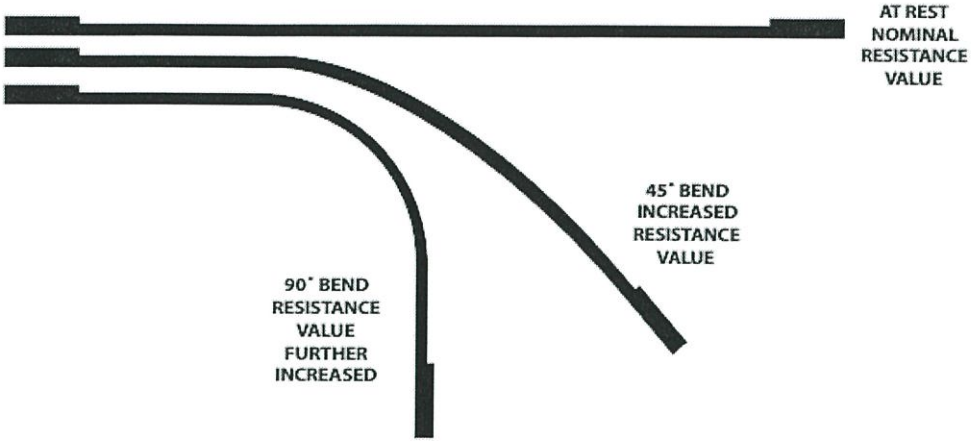
Spectra Symbol Designers can vary the actual nominal resistance of the Flex Sensors to meet customer's needs. We can produce our Flex Sensors on a variety of substrates, for example, we can use Dupont's Kapton material if you require high temperature operations.

ATTRIBUTES:

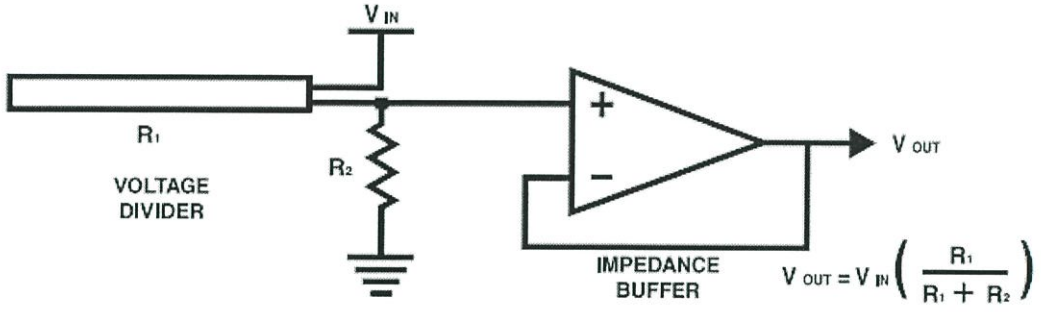
- Custom designed to match customer specs
- High level of reliability, consistency, repeatability
- Harsh temperature resistance
- Variety of flexible or stationary surfaces for mounting
- Infinite number of resistance possibilities and bend ratios

Please call our full Design Engineering team or Sales Engineers for any questions or ideas at **1.888.795.2283** or email us at sales@spectrasymbol.com

FLEX SENSOR OFFERS VARIABLE RESISTANCE READINGS:



BASIC FLEX SENSOR CIRCUIT:



spectrasymbol

ISO
9001:2000
CERTIFIED

3101 West 2100 South
Salt Lake City, Utah 84119
801-972-8012
888-795-2283 (toll free)
www.spectrasymbol.com

FLEX SENSOR FS

Features

- Angle Displacement Measurement
- Bends and Flexes physically with motion device
- Possible Uses
  - Robotics
  - Gaming (Virtual Motion)
  - Medical Devices
  - Computer Peripherals
  - Musical Instruments
  - Physical Therapy
- Simple Construction
- Low Profile

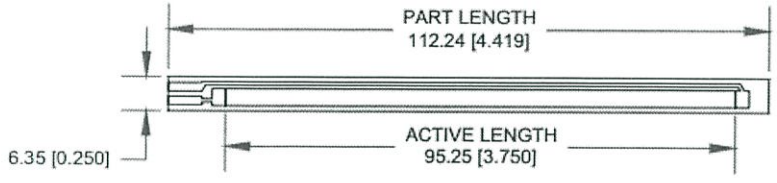
Mechanical Specifications

-Life Cycle: >1 million
-Height: ≤0.43mm (0.017")
-Temperature Range: -35°C to +80°C

Electrical Specifications

-Flat Resistance: 10K Ohms ±30%
-Bend Resistance: minimum 2 times greater than the flat resistance at 180° pinch bend *(see "How it Works" below)*
-Power Rating : 0.5 Watts continuous; 1 Watt Peak

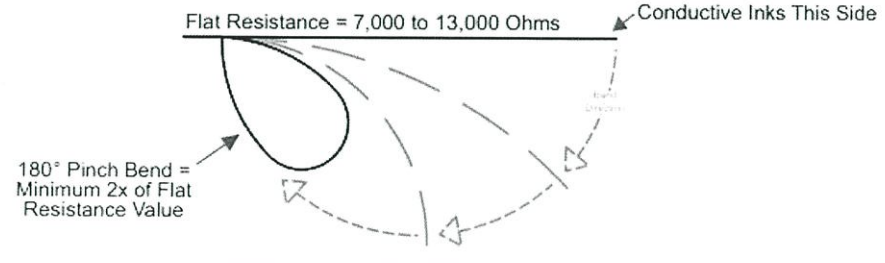
Dimensional Diagram - Stock Flex Sensor



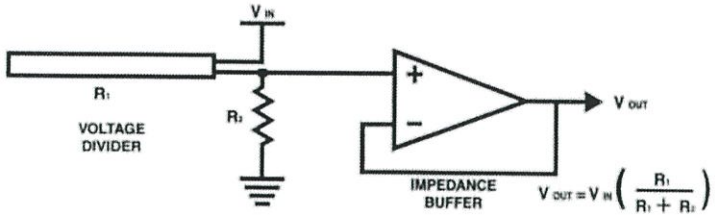
How to Order - Stock Flex Sensor

FS	—	L	—	0095	—	103	—	ST
Series		Model		Active Length		Resistance		Connectors
FS = Flex Sensor		L = Linear		0095 = 95.25mm		103 = 10 KOhms		ST = Solder Tab

How It Works



BASIC FLEX SENSOR CIRCUIT:

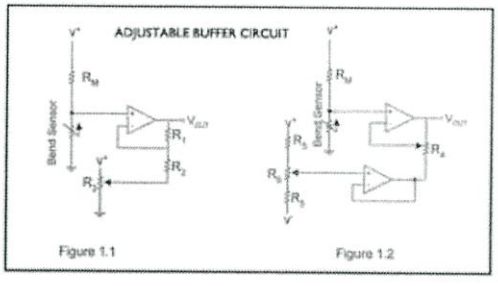


Following are notes from the ITP Flex Sensor Workshop

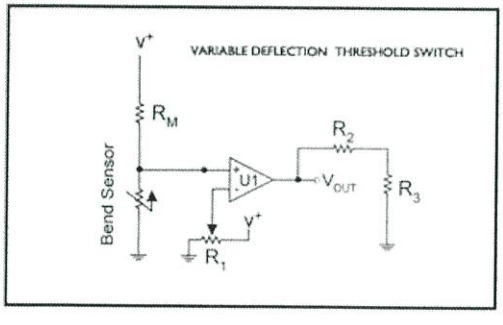
"The impedance buffer in the [Basic Flex Sensor Circuit] (above) is a single sided operational amplifier, used with these sensors because the low bias current of the op amp reduces errer due to source impedance of the flex sensor as voltage divider. Suggested op amps are the LM358 or LM324."

"You can also test your flex sensor using the simplest circut, and skip the op amp."

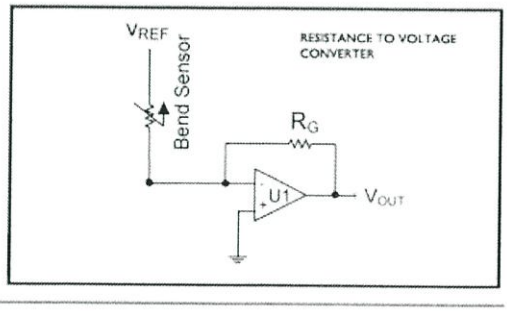
"Adjustable Buffer - a potentiometer can be added to the circuit to adjust the sensitivity range."



"Variable Deflection Threshold Switch - an op amp is used and outputs either high or low depending on the voltage of the inverting input. In this way you can use the flex sensor as a switch without going through a microcontroller."

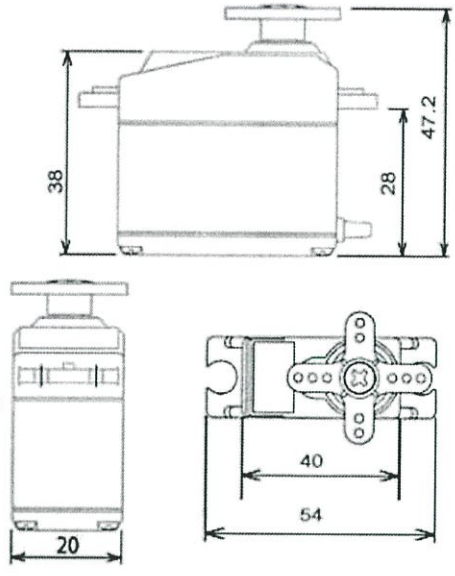


"Resistance to Voltage Converter - use the sensor as the input of a resistance to voltage converter using a dual sided supply op-amp. A negative reference voltage will give a positive output. Should be used in situations when you want output at a low degree of bending."



- Datasheet ของ Servo Motor

MG995 High Speed
Metal Gear Dual Ball Bearing Servo



The unit comes complete with 30cm wire and 3 pin 'S' type female header connector that fits most receivers, including Futaba, JR, GWS, Cirrus, Blue Bird, Blue Arrow, Corona, Berg, Spektrum and Hitec.

This high-speed standard servo can rotate approximately 120 degrees (60 in each direction). You can use any servo code, hardware or library to control these servos, so it's great for beginners who want to make stuff move without building a motor controller with feedback & gear box, especially since it will fit in small places. The MG995 Metal Gear Servo also comes with a selection of arms and hardware to get you set up nice and fast!

Specifications

- Weight: 55 g
- Dimension: 40.7 x 19.7 x 42.9 mm approx.
- Stall torque: 8.5 kgf·cm (4.8 V), 10 kgf·cm (6 V)
- Operating speed: 0.2 s/60° (4.8 V), 0.16 s/60° (6 V)
- Operating voltage: 4.8 V a 7.2 V
- Dead band width: 5 µs
- Stable and shock proof double ball bearing design
- Temperature range: 0 °C – 55 °C