อุปกรณ์ขับเคลื่อนนิ้วมือแบบยืดหยุ่นชนิดโครงข่ายโพรงอากาศโดยการพิมพ์ 3 มิติสำหรับงานกายภาพบำบัด

นายชัยวัฒน์ มุสิกะปาน

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2565

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Multi Cavity Cells Type Soft Finger Actuator by 3D Printing for Rehabilitation

Mr. Chaiyawat Musikapan

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Engineering in Mechanical Engineering
Department of Mechanical Engineering
FACULTY OF ENGINEERING
Chulalongkorn University
Academic Year 2022
Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	อุปกรณ์ขับเคลื่อนนิ้วมือแบบยืดหยุ่นชนิดโครงข่ายโพรงอากาศโดยการพิมพ์ 3 มิติสำหรับงานกายภาพบำบัด
โดย	นายชัยวัฒน์ มุสิกะปาน
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	รองศาสตราจารย์ ดร.กฤษฎา พนมเชิง

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้นับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

.... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์

(ศาสตราจารย์ ดร.สุพจน์ เตชวรสินสกุล)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.... ประธานกรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สัณหพศ จันทรานุวัฒน์)

.... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

(รองศาสตราจารย์ ดร.กฤษฎา พนมเชิง)

.... กรรมการ

(รองศาสตราจารย์ ดร.ศักนัน พงศ์พันธุ์ผู้ภักดี)

.... กรรมการ

(ดร.ปริญเอก ร่มไตรรัตน์)

.... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย

(ดร.กิตติกุล โกวิทางกูร)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ชัยวัฒน์ มุสิกะปาน : อุปกรณ์ขับเคลื่อนนิ้วมือแบบยืดหยุ่นชนิดโครงข่ายโพรงอากาศโดยการพิมพ์ 3 มิติสำหรับงานกายภาพบำบัด. (Multi Cavity Cells Type Soft Finger Actuator by 3D Printing for Rehabilitation) อ.ที่ปรึกษาหลัก : รศ. ดร.กฤษฎา พนมเชิง

โดยปรกติทั่วไประบบช่วยเหลือการทำงานหลักของมือเป็นสิ่งจำเป็น และขาดไม่ได้ในการช่วยเหลือผู้ป่วยในการดำเนินกิจกรรมในชีวิตประจำวันของพวกเขา เป็นเวลาหลายปีที่ soft robot ส่วนนิ้วมือถูกนำมาใช้ช่วยเหลือผู้ป่วยที่รอดชีวิตจากโรคระบบทางเดินประสาทอันมีผลทำให้กล้ามเนื้อมีความผิดปรกติ และระบบประสาทเสียหาย เช่น โรคหลอดเลือดในสมองและโรคพาร์กินสัน ในขณะเดียวกันมีการนำ soft robot มาใช้รองรับกับโรคการอักเสบของกล้ามเนื้อ เช่น โรคเอ็นข้อมืออักเสบ (de Quervain) และการกระตุ้นที่นิ้วมือ โดยในงานนี้ได้นำเสนอแบบชิ้นงานของ soft robot จากการพิมพ์ 3 มิติแบบเต็มชิ้นที่ปราศจากกระบวนการหล่อขึ้นรูป และใช้วัสดุเดียวในการพิมพ์ นอกจากนี้ชิ้นงานถูกออกแบบด้วยเทคนิคเครือข่ายโพรงอากาศหลายหน่วย (MC Network) ที่มีความยาว 122 มม. โดยการพิมพ์ 3 มิติแบบเต็มชิ้นเพื่อทำการเปรียบเทียบกับ soft robot อื่นโดยวิธีการหล่อขึ้นรูปที่มีความยาว 130 มม. ในขณะที่ปริมาณการปล่อยแรงดันลมในการทดลอง คือ ระหว่าง 100 kPa ถึง 200 kPa สำหรับการงอนิ้วมือ และพยุงการกำมือ ผลการทดลองแสดงประสิทธิภาพในการงอในระยะการเคลื่อนไหวของนิ้วมือ (ROM) นอกจากนี้ยังทำการทดลองควบคุมการงอของข้อต่อนิ้วมือที่สัมพันธ์กับเซนเซอร์ Electromyography (EMG) เมื่อทำงานตรวจพบการหดตัว และการยืดตัวของกล้ามเนื้อ สุดท้ายนี้งานนี้ได้เสนอแนะแนวคิดเกี่ยวกับการออกแบบ และการสร้าง soft robot ส่วนนิ้วมือเพื่อใช้ในการทำกายภาพบำบัดในการแพทย์

สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล	ลายมือชื่อนิสิต	
ปีการศึกษา	2565	ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก	

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

6170361821 : MAJOR MECHANICAL ENGINEERING
KEYWORD: Hand function assistance, Soft finger, Multi cavity cells network, Finger flexion, Range of motion

Chaiyawat Musikapan : Multi Cavity Cells Type Soft Finger Actuator by 3D Printing for Rehabilitation. Advisor: Assoc. Prof. GRIDSADA PHANOMCHOENG, Ph.D.

Generally, the major hand functional assistance is essential and indispensable aid to support for patients in their activities of daily living (ADL). For several years, flexible soft fingers have been used to aid patients who have survived from the neurological diseases resulted in muscular disorders, nerve damages, such as stroke and Parkinson’s disease. Meanwhile, it has been used to support muscle inflammatory symptoms like de Quervain and trigger on fingers. This work proposed the model of soft robot that manufactured by full 3D printing without the molding process and a single material was used. Additionally, the model was designed using technique of multi cavity cells network (MC network) in a length of 122 mm in the fully printed 3D form, for comparison with other soft robot produced by a molding technique in a length of 130 mm. The experimental pressure release ranged between 100 kPa to 200 kPa for finger flexion and grasping support. Consequently, the experimental results demonstrated the flexion efficiency in range of motion (ROM). Furthermore, it achieved the corresponding for control the joint bending of the finger in relation to the Electromyography (EMG) sensor when it detected muscle contraction and stretching. Finally, this work proposed ideas and designs for the creation of a flexible soft fingers for use in rehabilitation.

Field of Study: Mechanical Engineering		Student's Signature ....
Academic Year: 2022		Advisor's Signature ....

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัย และวิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงได้เป็นอย่างดี ขอกราบขอบพระคุณภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย สำหรับทุนศึกษา และทุนช่วยเหลือประกอบการทำงานวิจัย และวิทยานิพนธ์ รวมถึงการได้รับความสนับสนุนอย่างเต็มที่ทั้งการเรียนศึกษา และกิจกรรมต่าง ๆ โดยเฉพาะอย่างยิ่งอาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.กฤษฎา พนมเชิง และ รศ.ดร.รัชทิน จันทร์เจริญ ในการให้คำปรึกษา และการใช้พื้นที่แล็บปฏิบัติการเพื่อทำการทดลอง

กราบขอบพระคุณ ผศ.ดร.สัณหพศ จันทรานุวัฒน์ ประธานสอบวิทยานิพนธ์ และประสบการณ์ทำงานระหว่างเป็นผู้ช่วยสอนในวิชาพลศาสตร์ รวมถึงกราบขอบพระคุณ ศ.ดร.วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ และ รศ. ดร.พงศ์แสน พิทักษ์วัชระ ในการให้ความรู้ และคำแนะนำเกี่ยวกับระบบแรงดันลม นอกจากนี้กราบขอบพระคุณ อ.ดร.ปริญเอก ร่มไตรรัตน์ และ ดร.กิตติกุล โกวิทางกูร กรรมการสอบฯ สำหรับข้อเสนอแนะที่สำคัญประกอบการสอบวิทยานิพนธ์ และการทำวิทยานิพนธ์

กราบขอบพระคุณ รศ.ดร.ศักนัน พงศ์พันธุ์ผู้ภักดี กรรมการสอบฯ รวมถึงโอกาส, ความรู้ และความอบอุ่นระหว่างการศึกษาวิชาพื้นฐานทางการแพทย์ในระบบอวัยวะต่าง ๆ ในภาควิชาสรีรวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

กราบขอบพระคุณ รศ.นพ.วสุวัฒน์ กิติสมประยูรกุล หัวหน้าภาควิชา / ฝ่ายเวชศาสตร์ฟื้นฟูฯ และ อ.พญ.เชิญขวัญ สธนเสาวภาคย์ สำหรับประสบการณ์ และความรู้ในการเข้าสังเกตการณ์รักษาผู้ป่วย ตลอดจนถึงขอขอบคุณ กภ.ธิติสรรค์ สันติมณีรัตน์ และบุคลากรทางการแพทย์ทุกท่านประจำวอร์ดกายภาพบำบัด อาคารสิรินธร ชั้น 4 และชั้น 9 โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์สภากาชาดไทย อันเป็นสำหรับคำแนะนำ และความรู้อันเป็นประโยชน์ต่อการทำวิทยานิพนธ์ และงานวิจัยนี้

กราบขอบพระคุณ รศ.น.สพ.ดร.ธีรวัฒน์ ธาราศานิต รองผู้อำนวยการโรงพยาบาลสัตว์ กรุงเทพฯ อาจารย์สัตวแพทย์ผู้ควบคุมแล็บปฏิบัติการที่ตั้งเครื่องพิมพ์ 3 มิติเพื่อสร้างชิ้นงาน

ขอขอบคุณ คุณณัฐพงษ์ อังศุภสิริกุล, คุณชัยวุฒิ สิทธิวิจารย์กิจ และคุณเสฏฐิภาคย์ สุทธิธนาคม สำหรับข้อเสนอแนะด้านเทคนิค แนวคิดที่สำคัญ และการเลือกเครื่องมือใช้ปฏิบัติทำงานวิจัย รวมถึงขอบคุณน้อง ๆ ทุกคนในกลุ่มแขนงวิชา Dynamic and control ระดับปริญญาเอก และปริญญาโท รหัส 60 และ 61 ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกลที่สละเวลาช่วยเหลือในทุก ๆ ด้าน

สุดท้ายนี้ขอขอบคุณครอบครัว มุสิกะปาน สำหรับการสนับสนุนอย่างดีโดยเสมอมา

ชัยวัฒน์ มุสิกะปาน

สารบัญ

หน้า

....ค

บทคัดย่อภาษาไทย...ค

.... ง

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.. ง

กิตติกรรมประกาศ...จ

สารบัญ ....ฉ

สารบัญตาราง ....ฌ

สารบัญรูป...ญ

บทที่ 1 บทนำ..1

1.1 ที่มาและความสำคัญของวิทยานิพนธ์ 1

1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์..2

1.3 ขอบเขตการทำวิจัย 2

1.4 ขั้นตอนการดำเนินงานของวิทยานิพนธ์ 2

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ...3

1.6 ทรัพยากรที่เป็นองค์ประกอบในการทำวิทยานิพนธ์..3

บทที่ 2 ปริทัศน์วรรณกรรม..4

2.1 การสร้างนิ้วมือแบบยืดหยุ่น...4

2.1.1 การสร้างนิ้วมือแบบยืดหยุ่นด้วยวิธี fabric work...4

2.1.2 การสร้างนิ้วมือแบบยืดหยุ่นด้วยวิธีการหล่อซิลิโคน 5

2.2 การควบคุมการทำงานของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น 8

บทที่ 3 ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้อง และการจำลองเบื้องต้น 10

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

3.1 ตำแหน่งข้อต่อของมือ 10
3.2 การเคลื่อนไหวพื้นฐานของมือมนุษย์ 11
3.3 ระบบประสาทควบคุมการทำงานของมือ 11
3.4 ข้อต่อ 15
3.5 การคำนวณหาองศาการงอตัวของข้อต่อนิ้วมือด้วยวิธีตรีโกณมิติ 15
3.6 การคำนวณหาค่าประสิทธิภาพ และ ROM 18
บทที่ 4 การสร้างนิ้วมือแบบยืดหยุ่น และระบบควบคุม 21
4.1 การสร้างงานต้นแบบนิ้วมือแบบยืดหยุ่นโดยการพิมพ์ 3 มิติ 21
4.1.1 แนวคิดในการออกแบบ 21
4.1.2 โครงสร้างของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น 22
4.1.3 วัสดุที่นำมาใช้ทำการพิมพ์นิ้วมือแบบยืดหยุ่น 24
4.2 ไดอะแกรม และอุปกรณ์ที่ใช้ในระบบควบคุมการทำงานร่วมกับเซนเซอร์ EMG 25
บทที่ 5 การทดลอง และผลการทดลอง 26
5.1 การทดสอบองศาที่ตำแหน่งปลายนิ้วมือของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น 26
5.2 การทดลองเปรียบเทียบการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นในวัสดุที่แตกต่างกัน 29
5.3 การเปรียบเทียบการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นกับผลงานวิจัยอื่น 36
5.4 การวัดแรงกดที่เกิดขึ้นปลายนิ้วจากนิ้วมือแบบยืดหยุ่น 38
5.5 การคำนวณมุมองศาในการงอตัวของข้อต่อเมื่อติดตั้งบนนิ้วมือ 40
5.6 การควบคุมการทำงานโดยใช้เซนเซอร์ EMG ตรวจวัดกล้ามเนื้อ 41
บทที่ 6 สรุปผลงานวิจัย และข้อเสนอแนะ 42
6.1 สรุปผลการวิจัย 42
6.2 ข้อเสนอแนะเพื่อการทำวิจัยในอนาคต 43
บรรณานุกรม 44
ประวัติผู้เขียน 49

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 1 ทรัพยากรคอมพิวเตอร์ที่ใช้ประกอบในงานวิจัย..3

ตารางที่ 2 ข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อต่อนิ้วมือ โดย Bain et al (2014).......................................19

ตารางที่ 3 ผลทดสอบการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นเมื่อป้อนแรงดันลมขนาดต่าง ๆ 28

ตารางที่ 4 ผลทดสอบองศาการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจาก 4 วัสดุที่ข้อต่อ MCP.....................30

ตารางที่ 5 ผลทดสอบองศาการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจาก 4 วัสดุที่ข้อต่อ PIP 31

ตารางที่ 6 ผลทดสอบองศาการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจาก 4 วัสดุที่ข้อต่อ DIP 32

ตารางที่ 7 ผลทดสอบเปอร์เซ็นต์ Range of motion ของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น 4 วัสดุที่ข้อต่อ MCP 34

ตารางที่ 8 ผลทดสอบเปอร์เซ็นต์ Range of motion ของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น 4 วัสดุที่ข้อต่อ PIP...35

ตารางที่ 9 ผลทดสอบเปอร์เซ็นต์ Range of motion ของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น 4 วัสดุที่ข้อต่อ DIP...36

ตารางที่ 10 การเปรียบเทียบ % active ROM ของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น และกายอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่คล้ายกันในงานวิจัยอื่น 37

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

สารบัญรูป

หน้า

รูปที่ 1 นิ้วมือแบบยืดหยุ่นแบบ Fabric-reinforce โดย Yap et al (2017)..4

รูปที่ 2 นิ้วมือแบบยืดหยุ่นพัน fiber reinforcement โดย Heung et al (2019)..............................5

รูปที่ 3 การหล่อนิ้วมือแบบยืดหยุ่นร่วมกับ fiber reinforcement โดย Polygerinos et al (2015) 5

รูปที่ 4 Soft actuator แบบ Pneunet โดย Polygerinos et al (2013)..6

รูปที่ 5 นิ้วมือแบบยืดหยุ่น โดย Mosadegh et al (2014)..7

รูปที่ 6 Soft actuator ที่มีการวางท่อแยกควบคุมการงอตัว โดย Feng et al (2018).......................7

รูปที่ 7 ตำแหน่งการติดเซนเซอร์ EMG (electromyography) โดย Feng et al (2018)...................8

รูปที่ 8 ตำแหน่งของข้อต่อมือมนุษย์ โดย Moore et al (2014)..10

รูปที่ 9 การเคลื่อนไหวของข้อต่อนิ้วมือ โดย Moore et al (2014)..11

รูปที่ 10 เส้นประสาท Radial nerve ที่ควบคุมการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อแขนที่สามารถส่งผลต่อการเคลื่อนไหวของมือ โดย Moore et al (2014)..12

รูปที่ 11 การตอบสนองการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ โดย Bongsebandhu-phubhakdi (2019)..13

รูปที่ 12 ความสัมพันธ์ในการทำงานของเส้นประสาท และกล้ามเนื้อ..14

รูปที่ 13 แนวมัดกล้ามเนื้อส่วนหลังจนถึงแนวมือ โดย Netter (2014)..14

รูปที่ 14 โครงสร้างปลอกหุ้มเส้นเอ็นกับนิ้วมือ โดย Netter (2014)...15

รูปที่ 15 องค์ประกอบพื้นฐานในการคำนวณฟังก์ชันตรีโกณมิติของสามเหลี่ยม...............................16

รูปที่ 16 ไดอะแกรมองศาการงอตัวของข้อต่อในทางตรีโกณมิติ...17

รูปที่ 17 Work station ในทางกายภาพของมือ และนิ้วมือ โดย Thompson et al (1988)...........19

รูปที่ 18 แบบของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นเพื่อใช้พิมพ์ชิ้นงานแบบ 3 มิติ ขนาดความยาว 122 มม..........21

รูปที่ 19 การพิมพ์นิ้วมือแบบยืดหยุ่นส่วนโครงสร้างภายในทำเป็นโพรงอากาศ MC Network.........23

รูปที่ 20 การพิมพ์ส่วนบนของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น 23

รูปที่ 21 เครื่องพิมพ์ 3 มิติ Bio-Plotter โดย Envision Tech..24

รูปที่ 22 นิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากการพิมพ์ 3 มิติแบบเต็มชิ้น จำนวน 4 วัสดุ 24

รูปที่ 23 เครื่อง Anycubic รุ่น Photon Mono X 6K เครื่องพิมพ์ Flexible resin........................25

รูปที่ 24 ผังไดอะแกรมอุปกรณ์ควบคุมการทำงานของระบบ..25

รูปที่ 25 การงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นวัสดุ PU จากการพิมพ์ 3 มิติ 26

รูปที่ 26 การงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากการพิมพ์ 3 มิติขนาดความยาว 118 มม. 27

รูปที่ 27 ลักษณะการงอนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากการพิมพ์ 3 มิติด้วยวัสดุ PU ขนาดความยาว 122 มม.
....27

รูปที่ 28 พฤติกรรมการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นเมื่อมี load เป็นนิ้วมือ.....................................28

รูปที่ 29 พฤติกรรมการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นที่พิมพ์ด้วย flexible resin เมื่อติดตั้งบนนิ้วมือ29

รูปที่ 30 ผลเปรียบเทียบองศาการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจาก 4 วัสดุที่ข้อต่อ MCP................30

รูปที่ 31 ผลเปรียบเทียบองศาการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจาก 4 วัสดุที่ข้อต่อ PIP 31

รูปที่ 32 ผลเปรียบเทียบองศาการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจาก 4 วัสดุที่ข้อต่อ DIP..................32

รูปที่ 33 ผลเปรียบเทียบ % active ROM ของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจาก 4 วัสดุที่ข้อต่อ MCP...........34

รูปที่ 34 ผลเปรียบเทียบ % active ROM ของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจาก 4 วัสดุที่ข้อต่อ PIP 35

รูปที่ 35 ผลเปรียบเทียบ % active ROM ของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจาก 4 วัสดุที่ข้อต่อ DIP.............36

รูปที่ 36 การเปรียบเทียบ % active ROM ของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากหลายวัสดุ และการ
เปรียบเทียบกับผลงานวิจัยอื่น ๆ 38

รูปที่ 37 การทดสอบการวัดแรงกดบริเวณปลายนิ้วของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นโดยใช้ Force sensor....39

รูปที่ 38 ผลการวัดขนาดแรงกด และความสม่ำเสมอของการเกิดแรงจากนิ้วมือแบบยืดหยุ่นด้วยวัสดุ
PU โดยการพิมพ์ 3 มิติจากเครื่อง Bio-Plotter...40

รูปที่ 39 การหามุมองศาในการงอตัวของข้อต่อในทางตรีโกณมิติ..40

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

บทที่ 1

บทนำ

สำหรับเนื้อหาในบทนี้จะกล่าวถึงที่มาและความสำคัญ, วัตถุประสงค์, ขอบเขต, ขั้นตอนการดำเนินงาน, ประโยชน์ที่จะได้รับและทรัพยากรที่เป็นองค์ประกอบในการทำวิทยานิพนธ์

1.1 ที่มาและความสำคัญของวิทยานิพนธ์

การทำกายภาพบำบัดผู้ป่วยที่ไม่สามารถควบคุมการทำงานของอวัยวะส่วนนิ้วมือเพื่อใช้ในการกำมือ (grasping) และงอนิ้วมือ (finger bending) อันเป็นการควบคุมการทำงานของอวัยวะที่สำคัญต่อการใช้ชีวิตประจำวันของผู้ป่วย หรือ ADL (activities in daily life) จากอาการป่วยด้วยโรค Stroke, Parkinson, Parkinson ร่วมกับ Stroke และโรคที่มีผลกระทบจากระบบสั่งการของสมองได้รับความเสียหายหรือเซลล์สมองตาย ส่งผลทำให้สูญเสียการควบคุมกล้ามเนื้อจากภาวะกล้ามเนื้ออ่อนแรง [1] ตลอดจนถึงอาการบาดเจ็บ Orthosis จากกระดูกท่อนแขนหรือข้อมือหักรุนแรงส่งผลทำให้เส้นเอ็นและระบบประสาทเสียหาย [2]

ทั้งนี้แผนฟื้นฟูการทำงานของระบบประสาทสั่งการจากสมองเพื่อฝึกการควบคุมนิ้วมือโดยการทำกายภาพบำบัดต้องใช้ระยะเวลาในการฝึกเป็นเวลานานและต้องมีความต่อเนื่อง โดยเฉพาะอย่างยิ่งผู้ป่วยด้วยอาการโรค Stroke ที่ในช่วงระยะเวลา 3 เดือนแรกภายหลังการป่วยเป็นช่วงเวลาที่สำคัญต่อการฟื้นฟูความสามารถในการควบคุมระบบฟังก์ชันมอเตอร์ของร่างกาย [3] จึงได้มีการคิดค้นสร้างหุ่นยนต์ที่สามารถเคลื่อนย้ายได้ และมีน้ำหนักเบาเป็นนิ้วมือแบบยืดหยุ่น (soft finger) ซึ่งเป็นอุปกรณ์ทำกายภาพที่ติดตั้งบนนิ้วมือประเภท exoskeleton ที่มีความอ่อนนุ่มที่สามารถสร้างแรงได้ราว ๆ 10-15 N เกิดขึ้นแก่มือเพื่อสำหรับใช้จับวัตถุ และการใช้งานนิ้วมือในชีวิตประจำวัน โดยมีความแตกต่างจากกายอุปกรณ์ที่เป็นหุ่นยนต์แบบวัสดุแข็งซึ่งมีความเสี่ยงต่ออันตรายหากเกิดข้อผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้นระหว่างใช้งาน [4] ทำให้ผู้ป่วยมีความเสี่ยงต่ออาการบาดเจ็บเพิ่มเติมจากแรงเสียดสีต่อกระดูก และง่ายต่อการนำมาประกอบใช้งานสำหรับช่วยเหลือผู้ป่วยในการทำกายภาพบำบัดผ่านเทคโนโลยี actuator ด้วยคุณสมบัติของวัสดุที่มีความอ่อนนุ่ม และมีความปลอดภัยที่วัสดุสามารถโค้งงอ และยืดตัวได้แบบ passive โดยมีช่องโพรงรับลมภายในนิ้วมือเทียมทำงานร่วมกับระบบควบคุมแรงดันลม (fluid pressurization) ผ่าน pneumatic actuator ควบคุมจังหวะการงอตัวส่วนข้อต่อนิ้วมือในตำแหน่งข้อต่อ DIP (Distal interphalangeal), PIP (Proximal interphalangeal) และ MCP (Metacarpophalangeal) เหมาะสำหรับเป็นอุปกรณ์ช่วยเหลือในการ

ทำกายภาพบำบัดมือแบบเคลื่อนย้ายได้ และนิ้วมือแบบยืดหยุ่นมีระยะในการเคลื่อนไหวของนิ้ว หรือ ROM (range of motion) ที่มีความสัมพันธ์ในเชิงกลแบบ biomechanics [5]

โดยงานวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้มุ่งเน้นที่การสร้างแบบฟอร์มนิ้วมือแบบยืดหยุ่นเป็น soft robotic actuator สำหรับใช้ในการทำกายภาพบำบัด ด้วยวิธีการพิมพ์ขึ้นรูปชิ้นงานแบบ 3 มิติที่สามารถรับแรงดันลมขนาด 180 kPa หรือ 1.8 บาร์ร่วมกับการศึกษา และออกแบบระบบควบคุมการจ่ายแรงดันลมผ่าน pneumatic actuator ทำงานร่วมกับเซนเซอร์ EMG (Electromyography) ที่นำมาใช้ในการควบคุมการเปิดปิดวาล์วควบคุมแรงดันลมผ่านการตรวจจับความเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อโดยการทดลอง และทดสอบการทำงานของนิ้วมือเทียมในการงอตัวที่สามารถคำนวณหาตำแหน่งองศาการเคลื่อนที่ของปลายนิ้ว และการงอตัวที่ส่งผลต่อข้อต่อภายในนิ้วมือในทางกายภาพ เพื่อเป็นแนวทางในการพัฒนางานวิจัยเกี่ยวกับหุ่นยนต์อ่อนนุ่ม (soft robot) ต่อไปในอนาคต

1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์

1.2.1 ศึกษา และออกแบบระบบควบคุมการจ่ายแรงดันลมผ่าน pneumatic actuator สำหรับควบคุมการทำงานของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น

1.2.2 การสร้างนิ้วมือแบบยืดหยุ่นเพื่อพัฒนาเป็น soft robot โดยการพิมพ์แบบ 3 มิติ ที่สามารถรับแรงดันลมขนาด 180 kPa (1.8 บาร์)

1.3 ขอบเขตการทำวิจัย

1.3.1 การทดสอบระบบควบคุมแรงดันลมผ่าน pneumatic actuator วัดการงอ และแรง

1.3.2 การพิมพ์นิ้วมือแบบยืดหยุ่นด้วยวิธีการพิมพ์ขึ้นรูปชิ้นงานแบบ 3 มิติ

1.3.3 การทดสอบความสามารถในการรับแรงดันลมของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น

1.4 ขั้นตอนการดำเนินงานของวิทยานิพนธ์

งานวิทยานิพนธ์นี้เป็นโครงการประกอบการศึกษาระดับปริญญาโทสาขาวิศวกรรมเครื่องกลแห่ง จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย โดยมีแผนการดำเนินงานดังต่อไปนี้

1.4.1 ออกแบบโครงสร้างนิ้วมือเทียม และอนุมัติการดำเนินงานโดยอาจารย์ที่ปรึกษา

1.4.2 การขึ้นรูปชิ้นงานเบื้องต้น โดยการทดลองทำนิ้วมือเทียมผ่านวัสดุหลายชนิด เช่น การเย็บผ้า, การหล่อซิลิโคนร่วมกับการพันด้ายแข็ง และการใช้ซิลิโคนผสมสำเร็จรูปในทางอุตสาหกรรม

1.4.3 ศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้อง พร้อมกับการสังเคราะห์และวิเคราะห์ข้อมูลผ่านการระดมความคิดให้สอดคล้องต่อวัตถุประสงค์, ทรัพยากรที่มีและวิธีดำเนินงาน

1.4.4 การสร้างนิ้วมือแบบยืดหยุ่นโดยการพิมพ์ขึ้นรูปชิ้นงานแบบ 3 มิติ

1.4.5 การออกแบบระบบควบคุมการจ่ายแรงดันลมเป็น pneumatic actuator

1.4.6 การทดสอบการจ่ายแรงดันลมเข้าสู่นิ้วมือแบบยืดหยุ่นชิ้นต้นแบบ

1.4.7 การแก้ปัญหาทางคณิตศาสตร์เกี่ยวกับองศาการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น

1.4.8 การทดสอบควบคุมความโค้งงอของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นผ่าน pneumatic actuator

1.4.9 วิเคราะห์และสรุปผลการทดลอง

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

การสร้างต้นแบบ soft robot ด้วยการพิมพ์ขึ้นรูปชิ้นงานแบบ 3 มิติ พร้อมระบบควบคุมการทำงานของ pneumatic actuator ช่วยในการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น โดยใช้เซนเซอร์ควบคุมการทำงานเปิด หรือปิดระบบ pneumatic เพื่อเป็นงานต้นแบบในการพัฒนาสร้าง soft robotic actuator สำหรับใช้ในการทำกายภาพบำบัดทางการแพทย์ (rehabilitation)

1.6 ทรัพยากรที่เป็นองค์ประกอบในการทำวิทยานิพนธ์

ทรัพยากรที่ใช้ในการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้การใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ โดยในตารางที่ 1 คือ ข้อมูล software ที่นำมาใช้งาน

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ตารางที่ 1 ทรัพยากรคอมพิวเตอร์ที่ใช้ประกอบในงานวิจัย

ลำดับ	เสนอ	ให้บริการโดย
Matlab / Simulink	การควบคุมสั่งงานระบบและการเขียนไดอะแกรมระบบควบคุม	จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย (Math work สิทธิ์ใช้งานสำหรับนิสิต).
Arduino	ระบบควบคุมการทำงานและแสดงผล	Open source.
Myoware kit	การควบคุมการสื่อสารกับ EMG	Open source
EMG Sensor	วัดการทำงานของกล้ามเนื้อ	Open source
Fusion 360 Auto desk	การเขียนแบบ	จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย (Auto desk สิทธิ์ใช้งานสำหรับนิสิต).

บทที่ 2
ปริทัศน์วรรณกรรม

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงการสืบค้นงานวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับการสร้างนิ้วมือแบบยืดหยุ่นเพื่อใช้พัฒนาเป็น soft robotic actuator โดยมี pneumatic actuator ทำหน้าที่ตอบสนองการทำงานของระบบเพื่อใช้ในการทำกายภาพบำบัดส่วนมือของผู้ป่วยที่ไม่สามารถควบคุมการกำมือ (grasping) และงอนิ้วมือ (finger bending)

2.1 การสร้างนิ้วมือแบบยืดหยุ่น

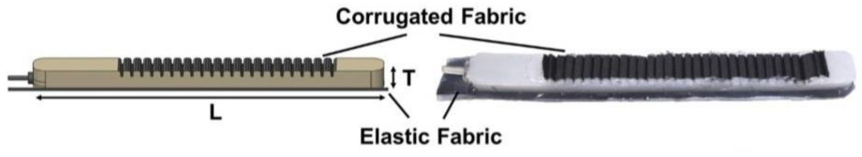
การสร้างชิ้นงานเป็นนิ้วมือแบบยืดหยุ่นเพื่อพัฒนาเป็น soft robotic actuator พบงานวิจัยจำนวนมากได้มีการออกแบบ และสร้างชิ้นงานหลายวิธี เช่น การเย็บผ้า (fabric work) และการหล่อซิลิโคนบนแบบแม่พิมพ์ ตลอดจนถึงการหล่อซิลิโคนบนแบบแม่พิมพ์จำนวน 2 ชิ้นจากการพิมพ์ 3 มิติ (3D molding) โดยพบงานวิจัยหลายชิ้นที่ได้มีการนำชิ้นงานพัฒนาเป็น soft robotic actuator ผ่านระบบควบคุมแรงดันลมที่ป้อนเข้าสู่ชิ้นงาน จึงได้มีการศึกษาเพื่อนำมาใช้ประกอบการทำงานวิจัยนี้

2.1.1 การสร้างนิ้วมือแบบยืดหยุ่นด้วยวิธี fabric work

การสร้างนิ้วมือแบบยืดหยุ่นด้วยงาน fabric work พบในงานวิจัย [6] ได้ออกแบบเพิ่มเติมเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการควบคุมทิศทางสำหรับการยืดตัวของชิ้นงาน ผ่านการเย็บผ้าร่วมกับวัสดุ TPU (Thermo Polyurethane) และการเย็บผ้าร่วมกับการพันเส้นด้าย (fiber reinforcement) เป็น fabric-reinforcement

CHULALONGKORN UNIVERSITY

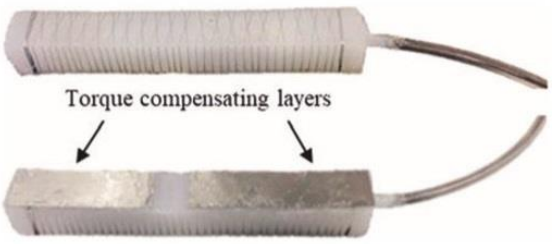
ทั้งนี้จากการศึกษาพบงานวิจัย [7] [8] ได้มีการนำเสนอการออกแบบสร้างชิ้นงานที่ประกอบด้วยช่องรับลมที่ทำจากยางซึ่งต้องใช้ทักษะพิเศษในขั้นตอนของการเย็บประกอบเพราะมีความเสี่ยงสูงที่หากเกิดความผิดพลาดขึ้นเพียงเล็กน้อยก็สามารถส่งผลกระทบทำให้ชิ้นงานเสียหายและสูญเสียเวลาจำนวนมากเนื่องจากขั้นตอนในการเย็บชิ้นงานใช้ระยะเวลานานจึงได้มีการพัฒนาไปสู่การหล่อขึ้นรูปชิ้นงานด้วยซิลิโคนต่อไป



รูปที่ 1 นิ้วมือแบบยืดหยุ่นแบบ Fabric-reinforce โดย Yap et al (2017)

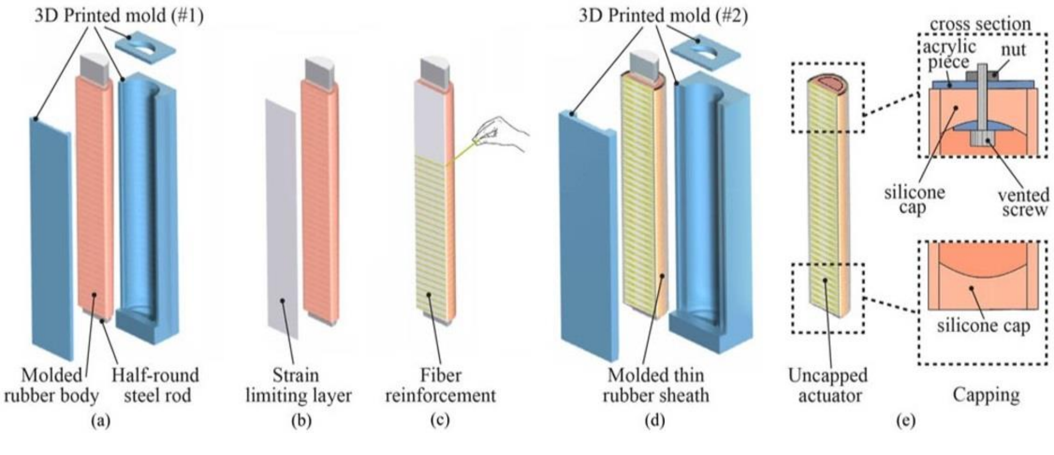
2.1.2 การสร้างนิ้วมือแบบยืดหยุ่นด้วยวิธีการหล่อซิลิโคน

จากการศึกษาพบงานวิจัยจำนวนมากสร้างนิ้วมือแบบยืดหยุ่นโดยการหล่อขึ้นรูปนิ้วมือแบบยืดหยุ่นด้วยซิลิโคน ได้พบงานวิจัยที่คล้ายกัน [9] [10] ได้ออกแบบองค์ประกอบหลักและการสร้าง pneumatic multi-pocket elastomer actuators ที่มุ่งเน้นไปที่การควบคุมองศาการงอตัวของชิ้นงาน โดยนำเสนอการใช้เทคนิคในการหล่อขึ้นรูปชิ้นงานด้วยซิลิโคน 3 ชั้นร่วมกับเทคนิคการพัน fiber reinforcement ทั้งนี้ในงานวิจัย [10] ได้พัฒนาชิ้นงานใช้เป็น actuator ที่ถูกสร้างขึ้นด้วยวิธี soft-elastic (SECA) สำหรับช่วยทำให้ชิ้นงานสามารถยืดและงอตัวได้ ดังรูปที่ 2 โดยมุมการงอตัวในลักษณะ extension ของข้อต่อ MCP = 6° และข้อต่อ PIP = 13° ส่วนการงอของข้อต่อในลักษณะ active หรือ flexion ที่ข้อต่อ MCP = 71° และข้อต่อ PIP = 58° เพื่อใช้ควบคุมทิศทางในการยืดขยายตัวของวัสดุพัฒนาเป็น soft fiber reinforcement actuator ในการรองรับจังหวะการหมุนของข้อต่อ MCP แบบ 2 DOF สำหรับการกาง, การหุบ, การยืดและการงอตัวของนิ้ว ขณะเดียวกันได้พบงานวิจัย [11] ได้มีเทคนิคการหล่อขึ้นรูปนิ้วมือแบบยืดหยุ่นคล้ายกันแต่ใช้การหล่อขึ้นรูปชิ้นงานบนแม่พิมพ์จำนวน 2 ชิ้นจากงานพิมพ์แบบ 3 มิติ (3D print molding) ดังรูปที่ 3



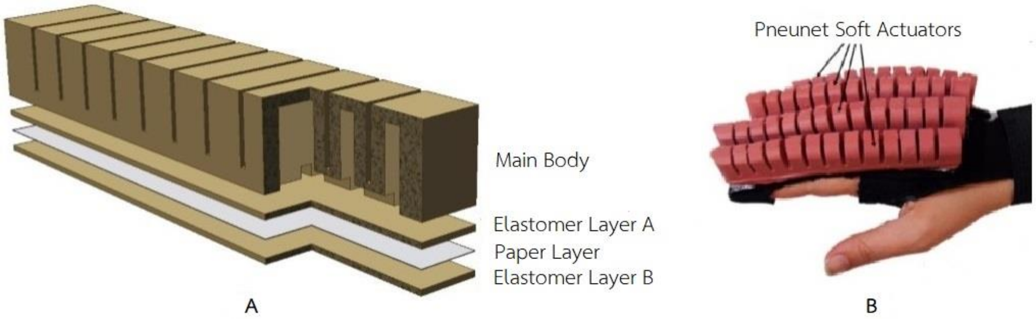
รูปที่ 2 นิ้วมือแบบยืดหยุ่นพัน fiber reinforcement โดย Heung et al (2019)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University



รูปที่ 3 การหล่อนิ้วมือแบบยืดหยุ่นร่วมกับ fiber reinforcement โดย Polygerinos et al (2015)

จากการค้นคว้างานวรรณกรรมค้นพบหลายงานวิจัย เช่น ในงานวิจัย [12] [13] ได้มีการออกแบบแม่พิมพ์สำหรับการหล่อขึ้นรูปนิ้วมือแบบยืดหยุ่นที่ประกอบไปด้วยช่องรับลมจำนวนมาก เรียกว่าโครงข่ายนิวเมตริก (Pneunet) ที่เป็นโครงข่ายผ่านการวิเคราะห์พารามิเตอร์ร่วมกับองค์ประกอบในความยืดหยุ่นของวัสดุที่นำมาใช้สร้างชิ้นงาน หรือ FEM (finite element model) ที่ Pneunet แต่ละช่องจะมีคุณสมบัติในการขยายตัวดันกันเมื่อรับแรงดันลมช่วยให้ชิ้นงานสามารถโค้งงอ (bending) เป็น pneumatic actuator ที่ปราศจาก reinforcement และทำการหล่อขึ้นรูปชิ้นงานเพื่อนำมาบรรจุเป็นแพนิ้ว (PALM) ดังรูปที่ 4

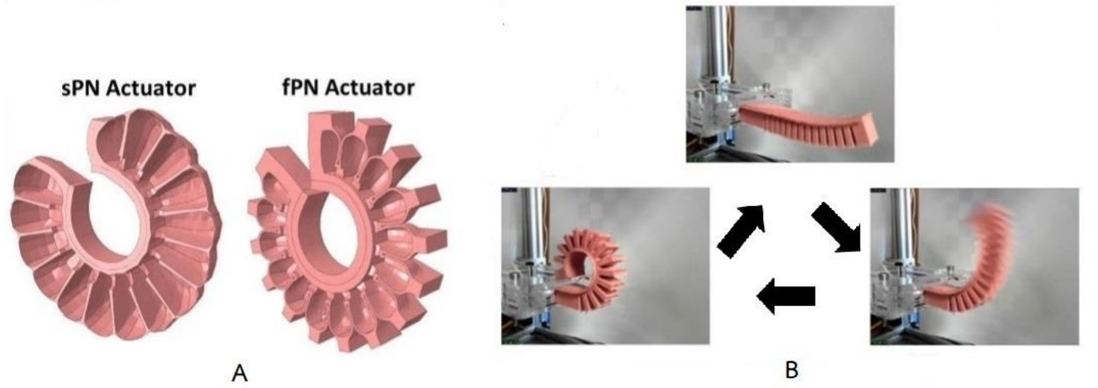


รูปที่ 4 Soft actuator แบบ Pneunet โดย Polygerinos et al (2013)
A) โครงสร้าง soft actuator และ B) การบรรจุ soft actuator เป็น PALM package

นอกจากนี้พบงานวิจัย [14] ได้พัฒนาสร้าง soft fluidic actuator ที่เพิ่มการฝังวัสดุที่สามารถโค้งงอได้เข้าไปในส่วนโครงสร้างชิ้นงานจากกระบวนการหล่อขึ้นรูปหลายครั้ง (multistep molding) แทนวิธีการ fiber-reinforce actuator และได้ออกแบบพัฒนาโครงสร้างนิ้วมือแบบยืดหยุ่นด้วยการลดขนาดของช่องรับลมภายในตัวโครงสร้างชิ้นงานเพื่อลดปริมาณแรงดันลมและมีช่องรับลมในโครงข่ายแบบ Pneunet ที่เชื่อมต่อกับช่องรับลมหลัก โดยจำแนกชิ้นงานที่ใช้เป็นนิ้วมือแบบยืดหยุ่นไว้ 2 แบบ คือ SPN (small Pneunet) ที่เป็นโครงสร้างภายในเป็นโพรงอากาศที่รองรับการยืดขยายตัวได้เล็กน้อยแต่เป็นการยืดตัวนิ้วมือไปข้างหน้า และ FPN (fast Pneunet) ที่เป็นโครงสร้างนิ้วที่มีโพรงอากาศในส่วนชั้นฐาน (base layer) ที่มีโพรงอากาศต่อขึ้นไปส่วนโพรงอากาศเป็นบล็อกหลายหน่วยที่ผนังของบล็อกจะขยายตัวออกเมื่อมีแรงดันลมเข้ามาภายในโครงสร้างทำให้เกิดการพองขยายตัวดันกันระหว่างบล็อคที่ช่วยให้เกิดการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นดังในรูปที่ 5 โดยความแตกต่างของชิ้นงานระหว่างแบบ SPN และ FPN คือรูปทรงของโครงข่ายตัวช่องรับลมในแบบ FPN จะขยายตัวตามแรงดันลมที่ป้อนเข้าสู่ตัวโครงสร้างนิ้วให้สามารถโค้งงอตัวเป็นวงกลม (quasi-circular) ตลอดจนถึงการเพิ่มความเร็วในการตอบสนองของวัสดุเพื่อรองรับแรงดันลมเป็น soft

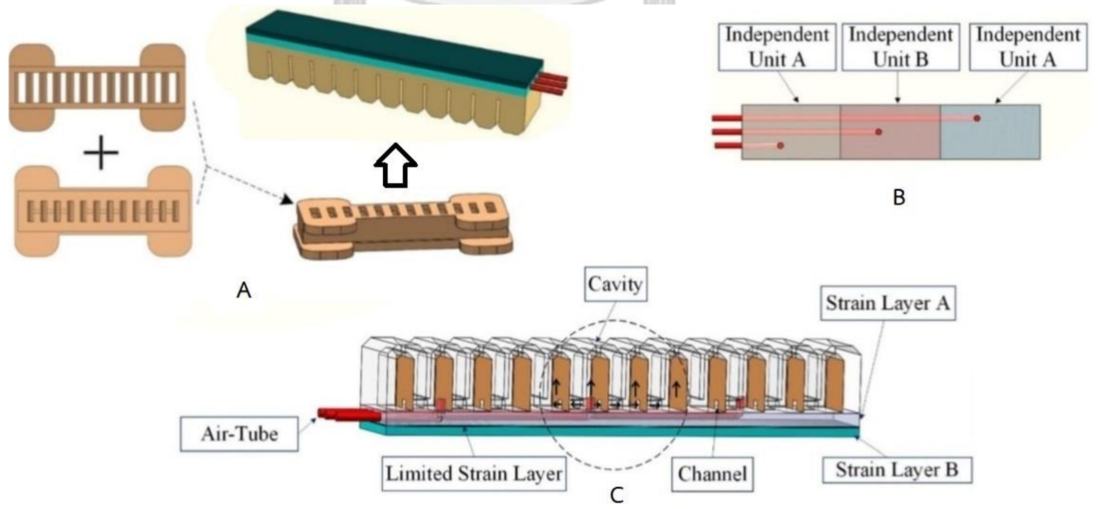
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

robotic actuators ที่สามารถเคลื่อนไหวแบบ non-linear และสามารถรับแรงดันลมได้ที่ขนาด 103 kPa หรือ 1.03 บาร์ และสามารถสร้างแรงสูงสุดได้ที่ 0.045 N



รูปที่ 5 นิ้วมือแบบยืดหยุ่น โดย Mosadegh et al (2014)
A) แบบ SPN และ FPN, B) การเคลื่อนไหวของ soft actuator

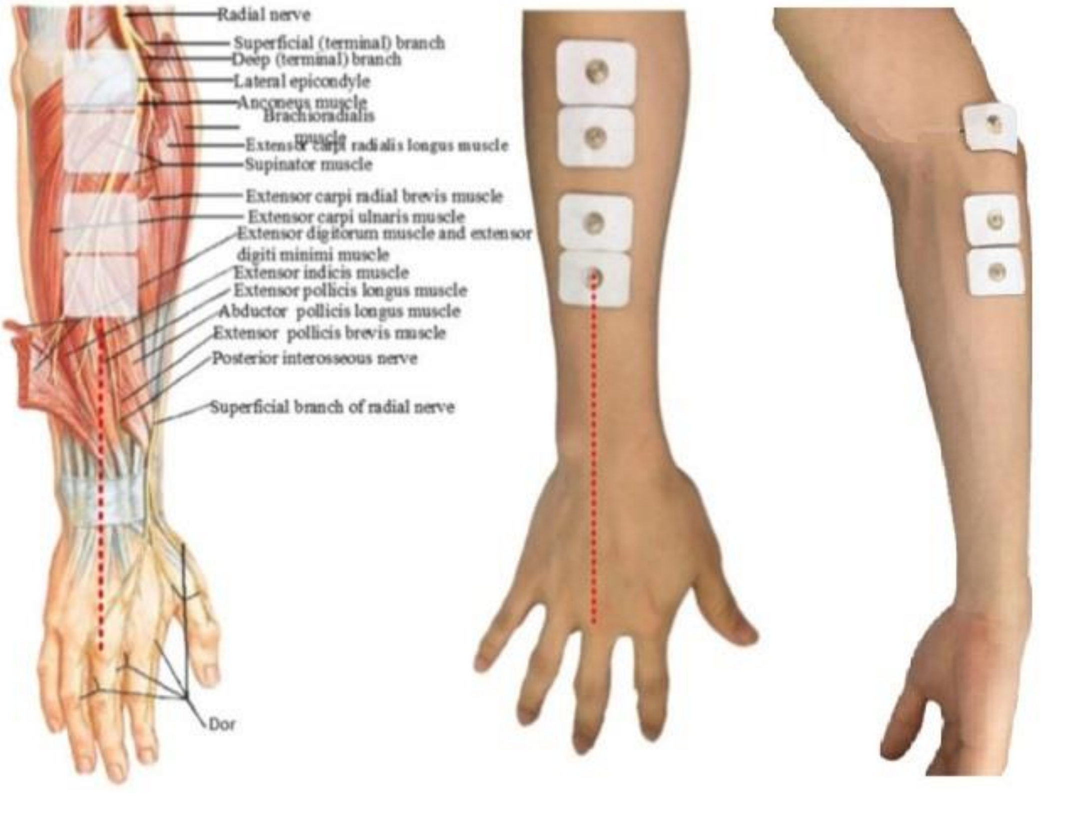
ทั้งนี้ได้พบงานวิจัย [15] ที่ใช้เทคนิคการหล่อนิ้วมือแบบยืดหยุ่นด้วยซิลิโคน และยางจากแม่พิมพ์แบบ 3 มิติที่มีโครงข่ายช่องรับลมเช่นเดียวกับงานวิจัยในข้างต้นโดยเรียกว่าโพรงรับลม (cavity) ที่มีการออกแบบใช้ท่อลม 3 เส้นวางตำแหน่งแตกต่างกันฝังในตัวโครงสร้างสำหรับส่งแรงดันลมเข้าชิ้นงานเพื่อควบคุมการโค้งงอตัวของนิ้วแบบแยกตำแหน่งเป็น 3 ระดับดังรายละเอียดในรูปที่ 6



รูปที่ 6 Soft actuator ที่มีการวางท่อแยกควบคุมการงอตัว โดย Feng et al (2018)
A.การหล่อยางบนแม่พิมพ์ B. ตำแหน่งการวางท่อลม 3 เส้นภายในโครงสร้างนิ้ว
และ C. โครงสร้างภายในแสดงช่องรับลมเป็น cavity

2.2 การควบคุมการทำงานของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น

มือเป็นอวัยวะที่ถูกควบคุมโดยกล้ามเนื้อและเส้นประสาท (nerve) ที่ในการทำกายภาพบำบัดโดยใช้นิ้วมือเทียมเป็น soft robot กับนิ้วมือของมนุษย์ผ่านการควบคุมการทำงานของระบบแรงดันลม และเซนเซอร์ EMG ผ่านสัญญาณไฟฟ้าจากกวัดกล้ามเนื้อ โดยเซนเซอร์ EMG ส่งสัญญาณจำนวน 3 ช่อง ซึ่งการออกแบบอัลกอริทึมตำแหน่งการติดตั้งแผ่นสัญญาณ electrode นั้นมีความสัมพันธ์กับตำแหน่งบริเวณกล้ามเนื้อที่ทำการติดเซนเซอร์ EMG เพื่อทำให้ระบบสามารถทำงานได้ครบวงจร โดยพบงานวิจัย [15] ได้ทำการทดลองควบคุมการทำงานของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นให้เกิดการงอตัวโดยติดตั้งเซนเซอร์ EMG ในตำแหน่งใกล้ radial nerve บนกล้ามเนื้อบริเวณแขนท่อนล่างใกล้ข้อมือ หรือข้อศอกที่ส่งผลต่อการควบคุมกล้ามเนื้อ และการงอของนิ้วมือดังในรูปที่ 7 ที่แสดงตำแหน่งการติดตั้งเซนเซอร์ในรูป 7 (B) จะอยู่บนแนว radial nerve ดังภาพจำลองทางกายวิภาคในรูปที่ 7 (A)



A B

รูปที่ 7 ตำแหน่งการติดเซนเซอร์ EMG (electromyography) โดย Feng et al (2018)
A. แบบจำลองทางกายวิภาค และ B. ตำแหน่งติดตั้งเซนเซอร์ที่มีความสัมพันธ์กับ radial nerve และกล้ามเนื้อ

ทั้งนี้ในงานวิจัย [16] [17] ได้นำเสนอการสร้างนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากการหล่อขึ้นรูปชิ้นงานบนแม่พิมพ์แบบ fabric work ที่ปราศจากการหล่อขึ้นรูปชิ้นงานด้วยระบบควบคุมการทำงานของ soft robotic glove และระบบควบคุมแรงดันลมเป็น soft pneumatic actuator ที่สามารถรองรับแรงดันลมขนาด 120 kPa หรือ 1.2 บาร์ โดยงานวิจัยทั้ง 2 ใช้เซนเซอร์ EMG ตรวจจับความเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อผ่านระบบเซลล์ประสาท (nervous system) ตามค่า thresholds ที่กำหนดไว้เพื่อควบคุมให้ระบบ fluidic actuator ทำงานและป้อนแรงดันลมเข้าสู่ soft robot actuator เพื่อให้เกิดการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทที่ 3
ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้อง และการจำลองเบื้องต้น

3.1 ตำแหน่งข้อต่อของมือ

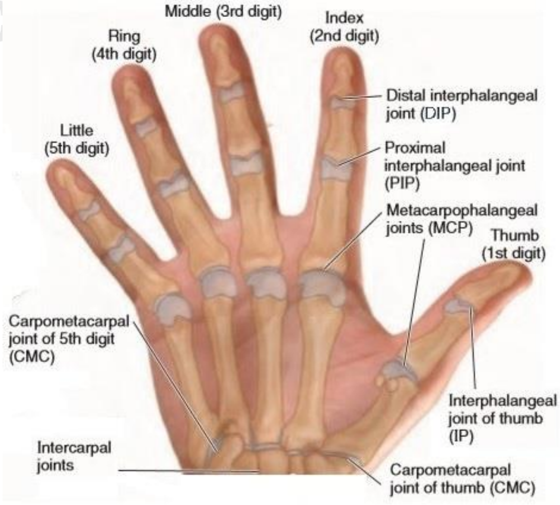
ข้อมูลทางการแพทย์ได้อธิบายอวัยวะส่วนมือของมนุษย์ที่ประกอบไปด้วยข้อต่อจำนวน 5 ชนิด ดังนี้

1. ข้อปลายนิ้ว หรือ IP (Interphalangeal joint)
2. ข้อปลายนิ้วส่วนปลาย หรือ DIP (Distal interphalangeal joint)
3. ข้อปลายนิ้วส่วนที่ใกล้เคียง หรือ PIP (Proximal interphalangeal joint)
4. ข้อโคนนิ้ว หรือ MCP (Metacarpophalangeal joint)
5. ข้อฐานนิ้ว หรือ CMC (Carpometacarpal joint)

โดยนิ้วมือมีข้อต่อจำนวน 3 ชนิด คือ ข้อต่อ DIP, PIP และ MCP ขณะที่นิ้วโป้งจะมีเพียง 2 ข้อต่อ คือ ข้อต่อ IP และ MCP ซึ่งข้อต่อในทุกนิ้วมือจะหมุนเคลื่อนตัวในลักษณะการงอไปในทิศทางเดียวกัน [18]

ข้อต่อ IP เป็นข้อต่อแบบบานพับมีหน้าที่หลัก คือ การงอและการยืดเพื่อรองรับส่วนประกอบของเอ็นบริเวณตรงกลางและด้านข้างของมือ

ข้อต่อ MCP เป็นข้อต่อระหว่างหัวส่วนปลายของกระดูกส่วน Metacarpal และกระดูกส่วนที่ใกล้เคียงที่สามารถเคลื่อนไหวได้หลากหลายทิศทางรองรับการการงอตัว, การยืดตัว, การกางตัว, การหุบตัว และการหมุน โดยมีองศาการหมุนของข้อต่อที่จำกัด

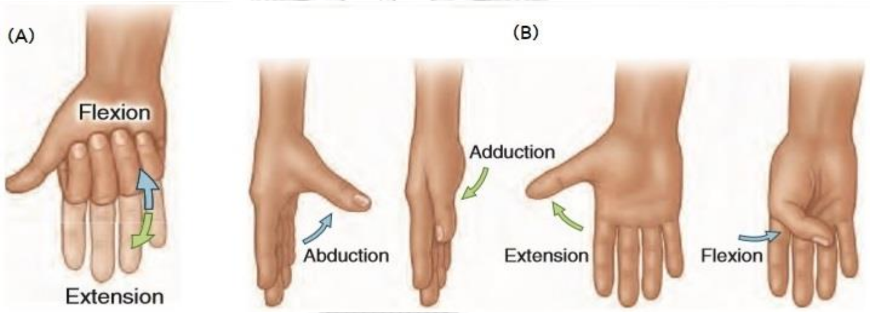


รูปที่ 8 ตำแหน่งของข้อต่อมือมนุษย์ โดย Moore et al (2014)

ทั้งนี้การสร้างแรงในการหยิบจับและการบีบมือจะอาศัยแรงจากกล้ามเนื้อเข้ามาช่วยในการทำงาน [18] [19]

3.2 การเคลื่อนไหวพื้นฐานของมือมนุษย์

ข้อมูลทางการแพทย์และการทำกายภาพบำบัดสำหรับการเคลื่อนไหวพื้นฐานของมือมนุษย์ที่จำเป็นต่อการใช้ชีวิตในประจำวันจะพิจารณาถึงประสิทธิภาพในการควบคุมและการทำงานคล้ายมอเตอร์ของมือ โดยคำนึงถึงการเคลื่อนไหวภายใต้องค์ประกอบในการยืดตัว, การหดตัว, การกางตัวและการหุบตัวของข้อต่อภายในกล้ามเนื้อส่วนนิ้วมือผ่านอุปกรณ์ช่วยเหลือ (assist advice) โดยสัมพันธ์กับข้อต่อของนิ้วมือตำแหน่งต่าง ๆ ดังรูป 10 [19]

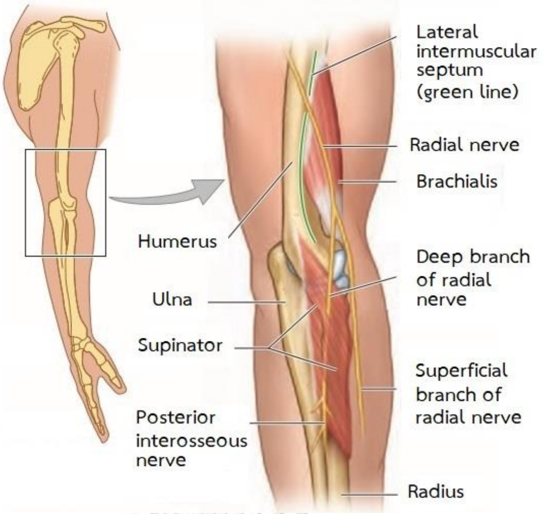


รูปที่ 9 การเคลื่อนไหวของข้อต่อนิ้วมือ โดย Moore et al (2014)
(A) การยืดและหดตัวของข้อ MCP และ IP ในการกำมือ, (B) การกาง และหุบในส่วนข้อ MCP, การยืด และการหดตัวในส่วนข้อ MCP กับ IP

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

3.3 ระบบประสาทควบคุมการทำงานของมือ

ระบบประสาทที่ควบคุมอวัยวะภายนอกของร่างกาย (Somatic nervous system: SNS) มี 2 ชนิด คือ ระบบประสาทส่วนกลาง (Central nervous system: CNS) เป็นระบบประสาทจากสมองรวมถึงไขกระดูก และระบบประสาทคู่ขนาน (Peripheral nervous system: PNS) เป็นระบบเซลล์และเส้นใยประสาทของร่างกายที่อยู่ภายนอกระบบประสาทส่วนกลางโดยมีนิวรอน (Neuron) เป็นหน่วยปฏิบัติการที่ทำหน้าที่รับส่งสัญญาณผ่านการสัมผัส, ความเจ็บปวด, อุณหภูมิ และตำแหน่งตัวรับสัญญาณที่อยู่ภายใต้อำนาจของจิตใจ (voluntary movement) ร่วมกับระบบประสาทมอเตอร์ Somatic เพื่อกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อทุกส่วนภายในร่างกายให้เกิดการเคลื่อนไหว ยกเว้นอวัยวะภายในที่เป็นระบบประสาทอัตโนมัติ (Autonomous nervous system: ANS) ที่ไม่สามารถควบคุมผ่านจิตใต้สำนึก (Involuntary movement) [19]



รูปที่ 10 เส้นประสาท Radial nerve ที่ควบคุมการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อแขนที่สามารถส่งผลต่อการเคลื่อนไหวของมือ โดย Moore et al (2014)

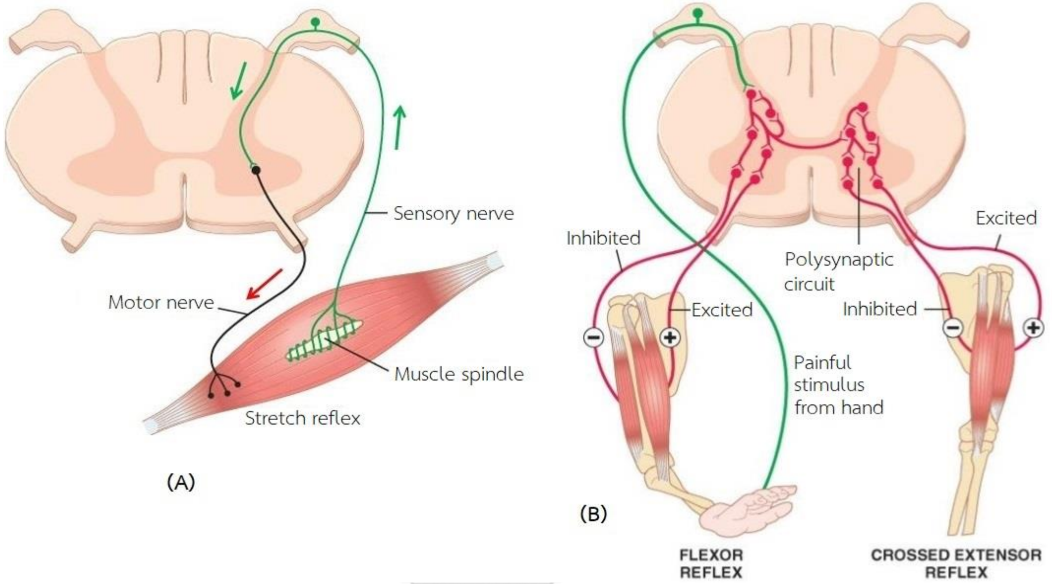
ทั้งนี้การตอบสนองต่อความเคลื่อนไหวการเคลื่อนไหวพื้นฐาน (Fundamental motion) ของอวัยวะในร่างกายมนุษย์มีการเคลื่อนไหวแบบการตอบสนอง (reflexive), เป็นจังหวะ (rhythmic) และการสั่งการจากอำนาจทางจิตใจ (voluntary) โดยจะเป็นการเคลื่อนไหวที่มีการตอบสนองจากกล้ามเนื้อมากกว่าเส้นเอ็น ซึ่งการตอบสนองนี้เกิดขึ้นเองได้โดยไม่จำเป็นต้องนึกคิดและสามารถเกิดขึ้นได้โดยการปรับแต่ง (modifiable) ผ่านการฝึกฝนและการอยู่บนพื้นฐานโครงสร้างของระบบสายพันธุ์เดียวกัน (stereotype) เช่น ปฏิกิริยาการกระตุกของหัวเข่าต่อการตอบสนองกับแรงเคาะ

ในขณะที่การเคลื่อนไหวที่เกิดจากการสั่งการภายใต้อำนาจจิตใจจะพิจารณาบนกฎพื้นฐานในสมดุลของการทำงานของมอเตอร์ (motor equivalent) กับเวลาในการตอบสนองต่อจำนวนทางเลือก (reaction time per number of choice) ร่วมกับความเร็วและความแม่นยำ (accuracy and speed) โดยการตอบสนองมี 2 ประเภท คือ การตอบสนองโดยเส้นประสาทเพียงชุดเดียวหรือการยืด (Monosynaptic reflex หรือ stretch reflex) และการตอบสนองโดยเส้นประสาทหลายชุดหรือการคลายตัว (Polysynaptic หรือ withdrawal reflex)

นอกจากนี้การตอบสนองโดยเส้นประสาทชุดเดียวหรือการยืด เป็นการตอบสนองผ่านระบบประสาทสั่งการของสมองเพื่อกระตุ้นสั่งการให้กล้ามเนื้อทำงาน โดยมีเส้นประสาทตัวรับข้อมูล (receptor) เรียกว่าเส้นประสาทรับรู้ (sensory nerve) ทำหน้าที่ส่งสัญญาณผ่านกระดูกสันหลัง (spinal cord) เมื่อกล้ามเนื้อได้รับการกระตุ้นก่อนส่งสัญญาณกลับไปยังกล้ามเนื้อผ่านเส้นประสาทมอเตอร์ (motor nerve)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

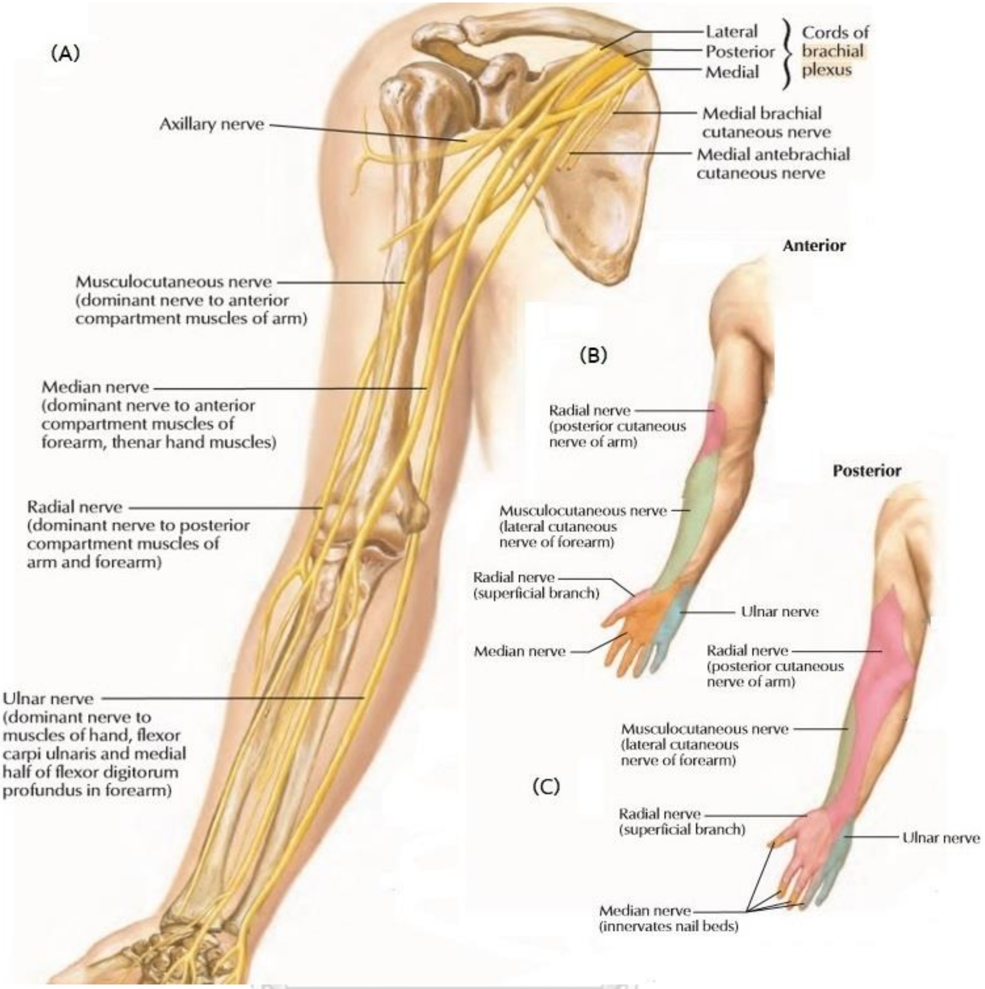
ดังนั้นการตอบสนองโดยเส้นประสาทหลายชุดหรือการคลาย เป็นจุดเชื่อมต่อเส้นประสาทสำหรับตอบสนองต่อปฏิกิริยาผ่านจำนวนระบบประสาทหลายจุด โดยมีระบบประสาทสั่งการที่สามารถส่งสัญญาณไปยังกล้ามเนื้อ 2 ส่วนให้เกิดการตอบสนองและแสดงปฏิกิริยาในรูปแบบการเคลื่อนไหวของอวัยวะ เช่น การยืดและหดตัวของกล้ามเนื้อส่วนแขน, ข้อมือ และนิ้วมือ สำหรับสร้างแรง, การถ่ายเทแรง และการบังคับควบคุมการเคลื่อนไหวที่ส่งผลต่อการหมุนของข้อพับต่าง ๆ [20]



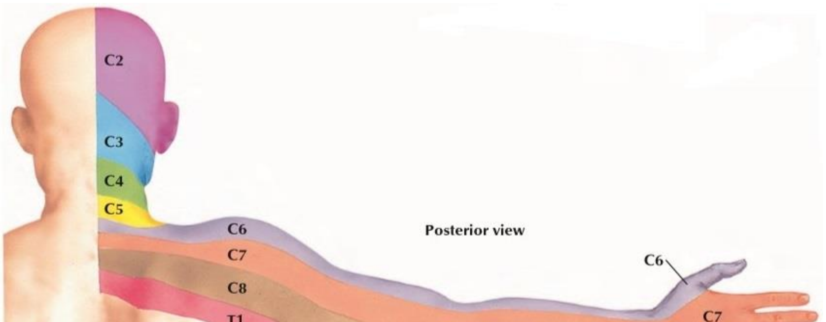
รูปที่ 11 การตอบสนองการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ โดย Bongsebandhu-phubhakdi (2019)
(A) จุดเชื่อมประสาทจุดเดียว (Stretch reflex) และ (B) จุดเชื่อมประสาทหลายจุด

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

Radial nerve คือ เส้นประสาทควบคุมการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อด้านหลังทั้งหมดของแขนยาวจนถึงเส้นประสาทย่อย ทำหน้าที่ช่วยในการควบคุมการทำยืดขยายของกล้ามเนื้อ โดยเป็นกลุ่มระบบเส้นประสาทขนาดใหญ่ที่สุดในกลุ่มเส้นหลอดเลือดและระบบสายในส่วนผิวและกล้ามเนื้อด้านหลังของแขนที่เกี่ยวข้องกับ Brachial plexus และหลอดเลือดแดง (artery) [21]



รูปที่ 12 ความสัมพันธ์ในการทำงานของเส้นประสาท และกล้ามเนื้อ
(A) แนวระบบประสาทที่ควบคุมการเคลื่อนไหวของแขน, ข้อมือ และนิ้วมือ โดย Drake et al (2015)
(B) และ (C) ความสัมพันธ์ในการทำงานของกล้ามเนื้อแขน และมือ โดย Netter (2014)



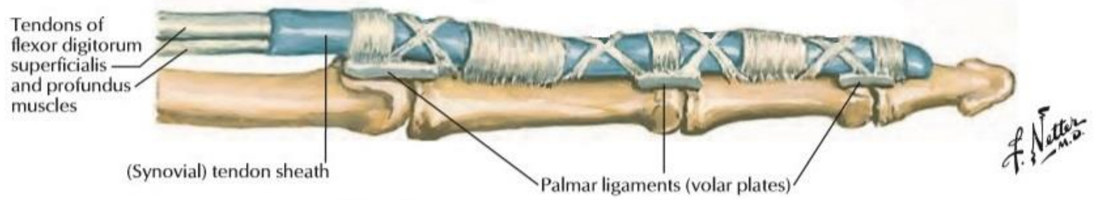
รูปที่ 13 แนวมัดกล้ามเนื้อส่วนหลังจนถึงแนวมือ โดย Netter (2014)

3.4 ข้อต่อ

ข้อต่อ (joint) คือ จุดเชื่อมต่อระหว่างกระดูก 2 ชิ้นที่ทำงานสัมพันธ์กัน โดยสามารถแบ่งข้อต่อออกเป็น 2 ชนิด คือ ข้อต่อที่เป็นส่วนไขข้อ (Synovial joint) และข้อต่อที่เป็นส่วนแข็ง (Solid joint) โดยมีหลอดเลือด (blood vessels) ทอดตัวยาวข้ามข้อต่อ ในขณะที่เส้นประสาท (nerves) จะอยู่ในส่วนการทำงานของกล้ามเนื้อภายในของแต่ละข้อต่อ

ข้อต่อที่เป็นส่วนไขข้อ คือ ข้อต่อที่มีส่วนประกอบเป็นโพรง (cavity) โดยบริเวณชายขอบของผิวข้อต่อมีเยื่อหุ้มเซลล์ไขข้อ (Synovial membrane) ระหว่างกระดูกกับกระดูกอ่อน (cartilage) ที่ล้อมรอบข้อต่อเพื่อหล่อลื่นพื้นผิวที่เสียดสีหรือกระทบกัน โดยมีถุงเก็บของเหลวของข้อต่อ (Bursa) หรือปลอกหุ้มเส้นเอ็น (tendon sheath) ทำหน้าที่เป็นถุงเยื่อหุ้มไขข้อซึ่งเข้ามาขั้นกลางระหว่างโครงสร้างบ่อยครั้ง เช่น เส้นเอ็นกับกระดูก, เส้นเอ็นกับข้อต่อหรือผิวหนังกับกระดูกเพื่อช่วยลดแรงเสียดทานในการเคลื่อนตัวของข้อต่อ

ไขข้อของข้อต่อนิ้วมือแบบเส้นเยื่อหุ้มเซลล์ (Fibrous membrane) มีลักษณะเป็นแท่งเส้นเอ็นที่มีเนื้อเยื่อพันโดยรอบอย่างหนาแน่นเพื่อช่วยให้ข้อต่อเคลื่อนไหวได้อย่างมีเสถียรภาพ [21] [22]

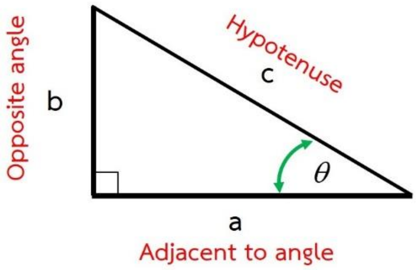


รูปที่ 14 โครงสร้างปลอกหุ้มเส้นเอ็นกับนิ้วมือ โดย Netter (2014)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

3.5 การคำนวณหาองศาการงอตัวของข้อต่อนิ้วมือด้วยวิธีตรีโกณมิติ

การคำนวณหาองศาการงอตัวของนิ้วมือในงานวิทยานิพนธ์ฉบับนี้พิจารณาเลือกใช้วิธีการคำนวณฟังก์ชันตรีโกณมิติที่คำนวณหามุมโดยใช้ข้อมูลความยาวของด้านประกอบมุมฉากเพื่อคำนวณหามุมที่ต้องการ เพื่อความเข้าใจโดยง่ายสามารถพิจารณาตำแหน่งได้จากรูปที่ 15 [23]



รูปที่ 15 องค์ประกอบพื้นฐานในการคำนวณฟังก์ชันตรีโกณมิติของสามเหลี่ยม

การคำนวณหามุม θ ในฟังก์ชันตรีโกณมิติมีสมการในการคำนวณดังต่อไปนี้

$$\sin\theta = b\,c^{-1} \qquad \cot\theta = a\,b^{-1}$$

$$\cos\theta = a\,c^{-1} \qquad \sec\theta = c\,a^{-1}$$

$$\tan\theta = b\,a^{-1} \qquad \csc\theta = c\,b^{-1}$$

ทั้งนี้ในงานวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จะพิจารณาเลือกการใช้กฎของ sin และ cosine ในการคำนวณดังสมการที่ 3-1 และสมการที่ 3-2

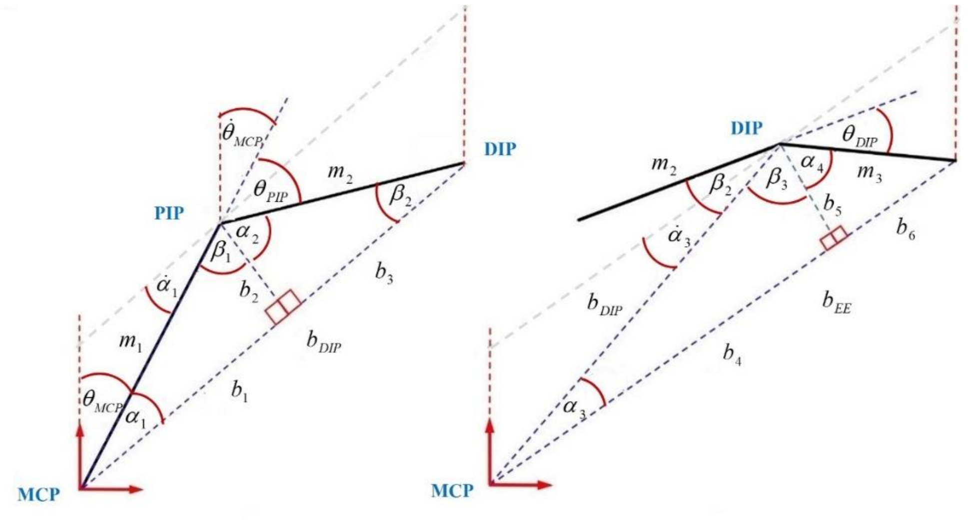
$$\cos\theta = a\,c^{-1} \tag{3-1}$$

$$\sin\theta = b\,c^{-1} \tag{3-2}$$

โดยการคำนวณหาองศาการงอตัวของข้อต่อกำหนดให้ θ_{MCP} คือ องศาการงอตัวจากข้อต่อ MCP, θ_{PIP} เป็นองศาการงอตัวของข้อต่อ PIP, θ_{DIP} คือ องศาการงอตัวของข้อต่อ DIP, ในขณะที่องค์ประกอบของแบบจำลองข้อมูลที่เราต้องทราบ คือ ความยาวส่วนนิ้วมือกำหนดให้ r_1 เป็นแกนของนิ้วมือที่เชื่อมต่อระหว่างข้อต่อ MCP กับ PIP, r_2 เป็นแกนของนิ้วมือที่เชื่อมต่อระหว่างข้อต่อ PIP กับ DIP, r_3 เป็นแกนของนิ้วมือที่เชื่อมต่อระหว่างข้อต่อ DIP กับปลายนิ้วที่รวมถึงการยืดขยายตัวของ soft robot ในขณะที่ข้อมูลที่ได้จากการวัด คือ ความสูงของด้านประกอบมุมฉากเมื่อ h_0 เป็นความสูงประกอบมุมฉากของข้อต่อเริ่มต้นที่ข้อต่อ MCP กับข้อต่อ PIP, h_1 เป็นความสูงประกอบมุมฉากระหว่างแกนอ้างอิง ref_1 เป็นเส้นลากจากจุดข้อต่อ MCP ไปยังข้อต่อ DIP, h_2 เป็นความสูงประกอบมุมฉากระหว่างแกนอ้างอิง ref_2 ที่เป็นเส้นลากจากจุดข้อต่อ MCP ไปยังปลายนิ้ว

นอกจากนี้เมื่อ α_n และ β_n คือ มุมที่ใช้ประกอบการพิจารณาคำนวณหาองศาการงอของข้อต่อตำแหน่งต่าง ๆ ได้ดังในสมการที่ 3-3 ถึง 3-13 ใน θ_{MCP} , θ_{PIP} และ θ_{DIP} ทั้งนี้การจำลองรูปแบบการงอตัวของแต่ละข้อต่อนิ้วมือเพื่อพิจารณาใช้ทฤษฎีการคำนวณฟังก์ชันตรีโกณมิติได้ดังไดอะแกรมในรูปที่ 16

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University



รูปที่ 16 ไดอะแกรมองศาการงอตัวของข้อต่อในทางตรีโกณมิติ
A) ข้อต่อ MCP และข้อต่อ PIP, B) ข้อต่อ DIP

จากแบบจำลองในการคำนวณทางฟังก์ชันตรีโกณมิติสามารถพิจารณาการคำนวณหามุม θ_{MCP} จกกรงอของข้อต่อ MCP ได้ดังสมการที่ 3-3 และ 3-4

$$\varphi = 90^{\circ} - \theta_{EE} \quad (3\text{-}3)$$

$$\theta_{MCP} = \cos^{-1}\left(h_0 r_1^{-1}\right) \quad (3\text{-}4)$$

สามารถคำนวณหาองศาการงอตัวของข้อต่อ PIP ได้จากสมการที่ 3-5 ถึง 3-8

$$\alpha_1 = \sin^{-1}\left(h_1 r_1^{-1}\right) \quad (3\text{-}5)$$

$$\beta_1 = 180^{\circ} - 90^{\circ} - \alpha_1 \quad (3\text{-}6)$$

$$\alpha_2 = \cos^{-1}\left(h_1 r_2^{-1}\right) \quad (3\text{-}7)$$

$$\theta_{PIP} = 180^{\circ} - \left(\alpha_2 + \beta_1\right) \quad (3\text{-}8)$$

สามารถคำนวณหาองศาการงอตัวของข้อต่อ DIP ได้จากสมการที่ 3-9 ถึง 3-13

$$\beta_2 = 180^{\circ} - \left(90^{\circ} + \alpha_2\right) \quad (3\text{-}9)$$

$$\alpha_3 = 90^{\circ} - \left(\theta_{MCP} + \alpha_1 + \varphi\right) \quad (3\text{-}10)$$

$$\alpha_4 = \cos^{-1}\left(h_2 r_3^{-1}\right) \quad (3\text{-}11)$$

$$\beta_3 = 180^{\circ} - \left(90^{\circ} + \alpha_3\right) \quad (3\text{-}12)$$

$$\theta_{DIP} = 180^{\circ} - \left(\alpha_4 + \beta_2 + \beta_3\right) \quad (3\text{-}13)$$

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

3.6 การคำนวณหาค่าประสิทธิภาพ และ ROM

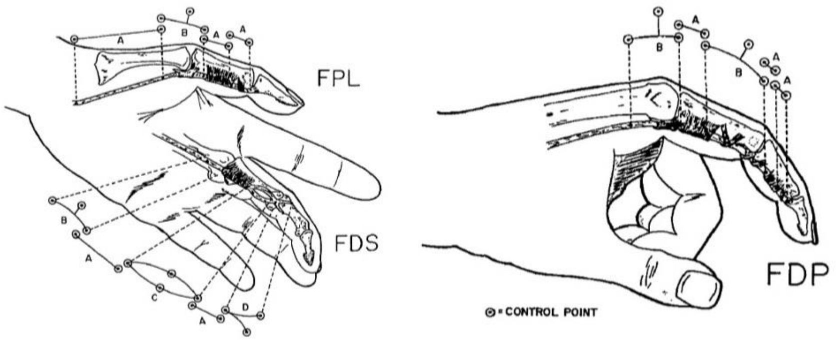
การคำนวณหาประสิทธิภาพการงอตัวของข้อต่อในทาง biomechanics สามารถพิจารณาได้จากองศาการงอตัวของข้อต่อในทางพื้นฐานกับองศาการงอตัวของข้อต่อจากการใช้ soft robot เมื่อกำหนดให้ η คือ ค่าประสิทธิภาพการงอตัวของข้อต่อเป็นเปอร์เซ็นต์, θ_{active} คือ องศาการงอตัวของข้อต่อจากการทำงานของ soft robot และ θ_{flex} คือ มุมที่ข้อต่อสามารถงอได้โดยธรรมชาติ เมื่อทำงานที่แรงดันลมขนาด 200 kPa แสดงการคำนวณได้ดังในสมการที่ 3-14

$$\eta = \left(\theta_{active} \, \theta_{flex}^{-1} \right) \times 100 \, \% \qquad (3\text{-}14)$$

การคำนวณหาระยะการงอตัวของข้อต่อ (Range of flexion motion) จากการศึกษาพบตำราด้านการทำกายภาพบำบัดในทางการแพทย์ [24] ได้กล่าวถึง biomechanics ไว้สำคัญที่การศึกษาแรงที่กระทำต่อร่างกาย ทั้งจากแรงที่เกิดขึ้น และกระทำจากภายใน รวมถึงภายนอกโดยอ้างอิงหลักการทางฟิสิกส์ เรื่อง กฎ 3 ข้อของนิวตันใช้ประกอบการอธิบายทางกายภาพของข้อต่อในร่างกาย ซึ่งมือเป็นอวัยวะที่สำคัญต่อการดำรงชีวิตในประจำวัน (ADL) มีโครงสร้างทางกายภาพประกอบด้วยเส้นเอ็น, ระบบประสาท, กล้ามเนื้อ และกระดูกที่เชื่อมต่อเป็นโครงสร้างเสมือนเครื่องจักรกลอย่างสมบูรณ์ โดยกล้ามเนื้อแสดงปฏิกิริยาตอบสนองคล้ายมอเตอร์ ขณะที่เส้นเอ็นทำหน้าที่เสมือนสายเคเบิลที่เชื่อมต่อกับกล้ามเนื้อและกระดูก ตลอดจนถึงการครอบคลุมเนื้อเยื่ออ่อนและผิวหนังอย่างเป็นระบบ ทั้งนี้ระบบได้มีการสร้างแรงบิด และการเคลื่อนไหวของข้อต่อผ่านแรงตึงของกล้ามเนื้อโดยทุกการเคลื่อนไหวจะมีกล้ามเนื้อหนึ่งที่ทำหน้าที่ตรงข้ามเพื่อสร้างแรงต้านผ่านแรงบิดจากกล้ามเนื้อฝั่งตรงข้าม

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ข้อต่อของนิ้วมือเป็นข้อต่อแบบ 3 องศาอิสระ (3 DOF) คือข้อต่อ MCP, PIP และ DIP ที่จะมีเส้นเอ็น และกล้ามเนื้อควบคุมทั้ง คือ กล้ามเนื้อส่วนปลายแขน และมือทำหน้าที่ในการงอนิ้วหัวแม่มือ คือ กล้ามเนื้อ Flexor Pollicis Longus (FPL) และกล้ามเนื้อ Flexor Digitorum Profundus (FDP) ในขณะที่เส้นเอ็น Flexor Digitorum Superficialis (FDS) [24] ช่วยควบคุมการเคลื่อนไหวให้อิสระต่อกัน ทั้งนี้ในการเคลื่อนไหวของกระดูก และนิ้วมือแสดงความสัมพันธ์ดังไดอะแกรมในรูปที่ 17 ซึ่งแสดง work station ของทั้ง 3 ข้อต่อ [25]



รูปที่ 17 Work station ในทางกายภาพของมือ และนิ้วมือ โดย Thompson et al (1988)

จากการค้นคว้าพบงานวิจัย [26] เกี่ยวกับด้านการแพทย์ที่ศึกษาข้อมูลจากการรักษาผู้ป่วยในพฤติกรรมของกล้ามเนื้อ และการทำงานของมือหลังทำการรักษาด้วยวิธี The Sollerman Test ที่เป็นชุดการทดสอบการทำงานของมือผ่านจำนวน 20 กิจกรรม โดยใช้ผลการวิเคราะห์จากการทดสอบทำกิจกรรม 90% จากกิจกรรมทั้งหมด (18 กิจกรรม) มาคำนวณหา % Active ROM จากผลต่างองศาการงอตัวมากที่สุดกับองศาการงอตัวระยะน้อยที่สุดของข้อต่อนิ้วมือต่อองศาการงอตัวได้ในทางธรรมชาติ รวมกับระยะการยืดขยายตัวของข้อต่อ (extension) ที่เป็นการงอตัวในลักษณธ passive ด้านถอยกลับ โดยมีความสัมพันธ์ต่อกันอย่างเป็นระบบภายใต้การควบคุมการทำงานผ่านระบบประสาทจากกระดูกสันหลัง, หลอดเลือดและเส้นเอ็น เพื่อใช้ในการควบคุมการยืดและหดตัวของกล้ามเนื้อที่ส่งผลต่อการเคลื่อนไหวส่วนข้อต่อกระดูกนิ้วมือในการเคลื่อนไหว (range of motion)

เมื่อ Flexion คือ การงอตัวในลักษณะ active ในขณะที่ Minimum คือ มุมการงอตัวในลักษณะ passive รวมกับการวัด และ Maximum คือ มุมในการงอตัวสูงสุดแสดงผลดังข้อมูลในตารางที่ 2

ตารางที่ 2 ข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อต่อนิ้วมือ โดย Bain et al (2014)

Joint	Active (Degree)		Functional (90%)		
	Extension	Flexion	Minimum	Maximum	% Active ROM
MCP	-19˚	90˚	19˚	71˚	48 %
PIP	-7˚	101˚	23˚	87˚	59 %
DIP	-6˚	84˚	10˚	64˚	60 %

ทั้งนี้เมื่อวิเคราะห์ผลของงานวิจัย [26] จึงนำมาทำการคำนวณหาสมการที่ถูกนำมาใช้พบผลการคำนวณดังสมการที่ 3-15

$$\%\ Active\,ROM = \left(\theta_{Max} - \theta_{Min}\right)\left(\left|\theta_{Extension}\right| + \theta_{flexion}\right)^{-1} \times 100\% \quad (3\text{-}15)$$

การคำนวณหา % Active ROM คือ ผลการคำนวณจากผลต่างของค่า θ_{Max} และค่า θ_{Min} ที่เกิดจากการทำงานของนิ้วมือยึดหยุ่นต่อผลรวมที่ข้อต่อสามารถงอตัวได้ในแบบ passive และ active โดยธรรมชาติ ซึ่งมุมในการงอตัวของข้อต่อในลักษณะ active โดยธรรมชาติของข้อต่อ MCP = 0° - 90°, ข้อต่อ PIP มีมุมในการงอตัวในลักษณะ active ที่ 0° - 101° และข้อต่อ DIP มีมุมในการงอตัวในลักษณะ active ที่ 0° - 80° ในขณะที่การงอตัวของข้อต่อในลักษณะ passive ในทางธรรมชาติที่ข้อต่อ MCP = 19°, ข้อต่อ PIP = 7° และข้อต่อ DIP = 6°

เมื่อ θ_{Max} คือ มุมที่ข้อต่อสามารถงอตัวได้มากที่สุดขณะนิ้วมือแบบยึดหยุ่นทำงาน, θ_{Min} คือ มุมที่ข้อต่อสามารถงอตัวได้น้อยที่สุดขณะนิ้วมือแบบยึดหยุ่นทำงาน, $\theta_{Extension}$ คือ มุมที่ข้อต่อเกิดการขยายตัวในทิศทางถอยหลังขณะที่นิ้วมือแบบยึดหยุ่นคลายตัว หรือการงอตัวในด้านที่เป็นการงอในลักษณะ passive และ $\theta_{Flexion}$ คือ มุมที่ข้อต่อเกิดการงอตัวได้ตามธรรมชาติ หรือการงอตัวในลักษณะ active [24],[26] นอกจากนี้การคำนวณหาค่า θ_{Max} สามารถคำนวณได้ดังสมการที่ 3-16

$$\theta_{Max} = \theta_n + \theta_{Extension} \quad (3\text{-}16)$$

ในขณะที่ค่า θ_{Min} ใช้มุมจากพฤติกรรมการยืดขยายตัวที่เป็นการงอในลักษณะ passive ประกอบ หรือใช้ข้อมูลจากการวัดเมื่อนิ้วมือแบบยึดหยุ่นเกิดการคลายตัวโดยผลการคำนวณแสดงข้อมูลดังในตารางที่ 2 ของงานวิจัยด้านโรคประกอบมือ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

นอกจากนี้พบงานวิจัยทางการแพทย์ [27] ที่ทำการทดลองโดยใช้ส่วนประกอบนิ้วมือเพื่อใช้ทำกายภาพบำบัดด้วยวัสดุแข็งในการคำนวณหา % ROM โดยผลการทดลองพบว่าการงอตัวของข้อต่อในลักษณะ passive ที่ตำแหน่งข้อต่อ MCP = 34° $\pm$ 8°, ข้อต่อ PIP = 23° $\pm$ 9° และข้อต่อ DIP = 19° $\pm$ 7° มีผลการคำนวณผลต่างมุมการงอในลักษณะ passive และ active ที่ข้อต่อ MCP = 20° $\pm$ 5°, ข้อต่อ PIP = 15° $\pm$ 3° และข้อต่อ DIP = 15° $\pm$ 2°

จากการค้นคว้าเพิ่มเติมพบงานวิจัยทางการแพทย์ [28] ซึ่งเป็นงานวิจัยด้วยวัสดุแข็งควบคุมการทำงานด้วยมอเตอร์โดยผลการทดลองพบว่าการงอตัวของข้อต่อในลักษณะ passive ที่ตำแหน่งข้อต่อ MCP = 0°, ข้อต่อ PIP = 4° และข้อต่อ DIP = 5° มีผลการงอตัวของข้อต่อในลักษณะ active ที่ข้อต่อ MCP = 46°, ข้อต่อ PIP = 48° และข้อต่อ DIP = 2°

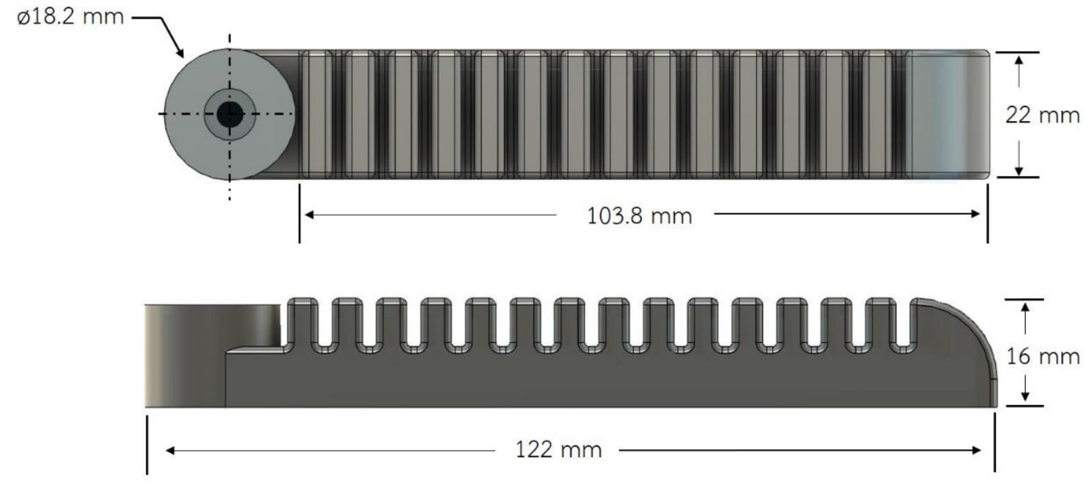
บทที่ 4
การสร้างนิ้วมือแบบยืดหยุ่น และระบบควบคุม

ในบทนี้จะกล่าวถึงการสร้างงานต้นแบบนิ้วมือแบบยืดหยุ่นที่พิมพ์โดยเครื่องพิมพ์ 3 มิติระบบ LDM (Liquid Deposition Modeling) แบบเต็มชิ้น

4.1 การสร้างงานต้นแบบนิ้วมือแบบยืดหยุ่นโดยการพิมพ์ 3 มิติ

4.1.1 แนวคิดในการออกแบบ

การสร้างนิ้วมือแบบยืดหยุ่นเพื่อนำมาใช้เป็น soft robot ที่สามารถนำมาประยุกต์ใช้เป็นเครื่องมือแพทย์ประกอบการทำกายภาพบำบัด ใช้เทคโนโลยีการพิมพ์ชิ้นงาน 3 มิติด้วยระบบ LDM แบบเต็มชิ้นกับโครงสร้างแบบ Multi complex cavity คือ มีโพรงอากาศย่อย ๆ ภายในหลายหน่วยที่เชื่อมต่อกันสำหรับรับแรงดันลมภายในตัวโครงสร้างชิ้นงานจนนำมาสู่แบบที่มีโครงสร้างภายในเป็นเครือข่ายโพรงอากาศรับแรงดันลมจำนวนมากหลาย ๆ หน่วยจนเกิดเป็นเครือข่ายโพรงอากาศ เรียกว่า MC network (Multicell cavity network) ดังรูปที่ 18 โดยการทดสอบการพิมพ์ได้ทำการพิมพ์ชิ้นงานในแบบความยาวขนาด 80 มม., 118 มม. และ 122 มม.



รูปที่ 18 แบบของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นเพื่อใช้พิมพ์ชิ้นงานแบบ 3 มิติ ขนาดความยาว 122 มม.

งานวิจัยชิ้นนี้ได้ทดสอบการพิมพ์นิ้วมือแบบยืดหยุ่นโดยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ Bio-Plotter ของ Envision Tech เป็นเทคโนโลยีการพิมพ์ระบบ LDM เพื่อพิมพ์ของเหลว และเลือกใช้วัสดุผลิตภัณฑ์สินค้าประเภท sealant หรือยาแนวที่มีจำหน่ายในเชิงพาณิชย์ซึ่งหาซื้อได้ง่าย และมีต้นทุนราคาไม่สูง

เป็นวัสดุที่บรรจุเป็นของเหลวที่ถูกผสมในทางเคมีจนเกิดเป็นวัสดุที่มีคุณสมบัติคล้ายกับยางเมื่อสัมผัสกับอากาศจนชิ้นงานแห้ง มีรูปร่างคงที่เกิดเป็นโครงสร้างที่มีความยืดหยุ่นรองรับการบีบ และ*การ*ดึงทั้งแรงที่เกิดขึ้นจากภายใน และภายนอกตัวโครงสร้างโดยสามารถรับแรงดันลมในระดับต่าง ๆ ได้

โดย MC network คือ เครือข่ายโพรงอากาศที่เชื่อมต่อโพรงอากาศย่อยเป็นปล้องจำนวนหลาย ๆ บล็อคเข้าด้วยกันผ่านช่องรับแรงดันลมหลัก โดยผิวด้านข้างของ MC network สามารถยืดและพองขยายตัวแตกต่างกันตามปริมาณแรงดันลมที่ป้อนเข้าสู่ชิ้นงาน ส่งผลทำให้โพรงอากาศย่อยแต่ละบล็อกที่พองขยายตัวเกิดการดันตัวไปข้างหน้าทำให้นิ้วมือยืดหยุ่นเกิดการงอตัว

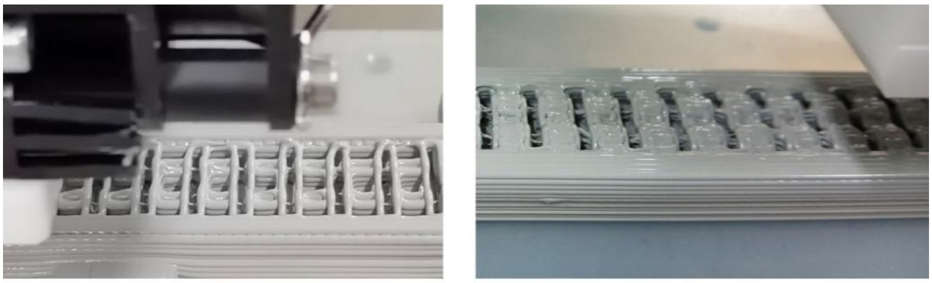
4.1.2 โครงสร้างของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น

แบบที่นำมาใช้ในการสร้างนิ้วมือแบบยืดหยุ่นเป็น soft robot นั้นเลือกพิจารณาจากรูปทรงที่สามารถแสดงผลให้เห็นประสิทธิภาพในการงอตัวของวัตถุ และข้อต่อนิ้วมือได้ชัดเจน เพราะมีข้อจำกัดในด้านการเข้าถึงทรัพยากรเครื่องพิมพ์ซึ่งมีต้นทุนราคาสูง จึงเลือกแบบที่มีพื้นฐานทางกลช่วยในการงอตัวของวัตถุที่ส่งผลต่อข้อต่อนิ้วมือได้ง่าย แต่ก็พบความซับซ้อนในการพิมพ์วัสดุเครื่องพิมพ์ระบบ LDM คือ การพิมพ์วัสดุโดยการฉีดของเหลวที่มีความหนืดด้วยแรงดันลมจนเกิดเป็นเส้นฉีดวัสดุวาดรูปทรงเป็นชั้น layer จนเกิดเป็นรูปร่างตามแบบโดยไม่เกิดการอุดตันที่เป็นข้อผิดพลาดระหว่างการพิมพ์เพราะวัสดุที่ใช้มีคุณสมบัติเป็นของเหลวสามารถไหลเคลื่อนตัวปิดเครือข่ายโพรงอากาศทำให้ส่งผลต่อประสิทธิภาพการงอตัวขณะใช้งานผิดพลาดได้ ทั้งนี้การแก้ปัญหาดังกล่าวจึงต้องทำการควบคุมแรงดันลมหลายระดับขณะพิมพ์, การปรับจูนตั้งค่าความหนาหรือบางของเส้นพิมพ์ในการฉีดวัสดุ, การวางทิศทางชั้น layer การพิมพ์ และการออกแบบโครงสร้างรองรับการพิมพ์ให้เหมาะสม

การพิมพ์นิ้วมือยืดหยุ่นผ่านเทคโนโลยีเครื่องพิมพ์ระบบ LDM แบบ 3 มิติ รุ่น Bio-Plotter ของ Envision Tech ทำการพิมพ์สร้างชิ้นงานที่แล็บสูตินรีศาสตร์ คณะสัตวแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย โดยใช้ระยะเวลาในการพิมพ์ชิ้นงานตามแบบที่เลือกไว้ได้สำเร็จต่อชิ้นประมาณ 45 นาที สำหรับแบบที่มีขนาดความยาว 80 มม., 1 ชั่วโมง 15 นาที สำหรับการพิมพ์นิ้วมือยืดหยุ่นขนาดความยาว 118 มม. และ 1 ชั่วโมง 40 นาที สำหรับการพิมพ์ที่ขนาดความยาว 122 ซม. ทั้งนี้การคงรูปของชิ้นงานเพื่อให้วัสดุคงตัว และแห้งใช้ระยะเวลาประมาณ 6 – 16 ชม. ขึ้นกับปัจจัยต่าง ๆ เพิ่มเติมดังนี้ คือ ขนาดความหนา หรือบางของเส้นวัสดุในการพิมพ์แต่ละชั้น, ขนาดของแบบ, อุณหภูมิ, และชนิดของวัสดุที่นำมาใช้พิมพ์สร้างชิ้นงาน

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

การออกแบบโครงสร้างภายในเพื่อรองรับการพิมพ์ส่วนพื้นที่โพรงอากาศสำหรับรับแรงดันลมของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นเนื่องจากวัสดุเป็นของเหลวที่ต้องพิมพ์ด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติระบบ LDM เป็นของเหลวที่มีความหนืดจึงสร้างส่วนโครงสร้างคล้ายเสา และคานดังรูปที่ 19 เพื่อรองรับการฉีดวางวัสดุชั้นต่อไป

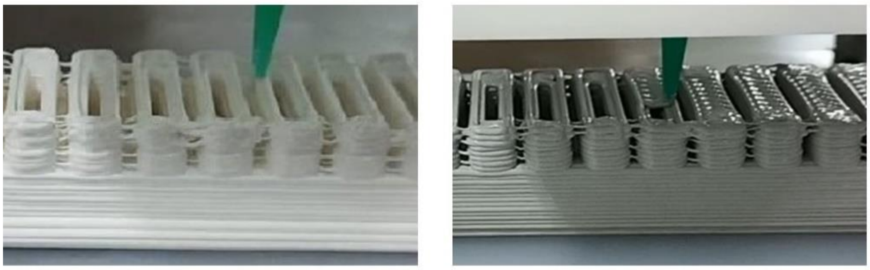


A B

รูปที่ 19 การพิมพ์นิ้วมือแบบยืดหยุ่นส่วนโครงสร้างภายในทำเป็นโพรงอากาศ MC Network
A) การพิมพ์โครงสร้างส่วนเสา และคานทำเป็นส่วนรองรับการพิมพ์โครงสร้างโพรงอากาศ และโครงสร้างภายใน, B) การพิมพ์ส่วนคาน และเพดาน

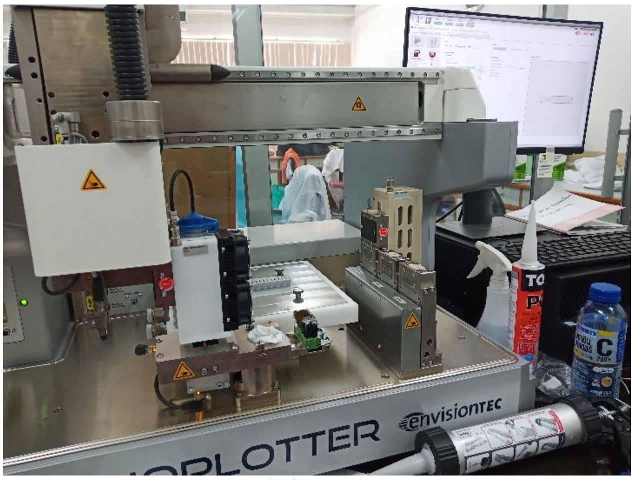
การฉีดส่วนวัสดุสร้างโครงสร้างชั้นต่อไปเป็นปล้องโพรงอากาศเป็นบล็อก ๆ และส่วนหลังคา (top of model) ดังรูปที่ 20 โดยไม่ให้วัสดุของเหลวล้มปิดโพรงอากาศจนโครงสร้างเสียหาย ซึ่งความเสียหายสามารถพบได้ทั้งความเสียหายจากภายใน และภายนอก ทำให้กระบวนการพิมพ์นิ้วมือยืดหยุ่นต้องทำการควบคุมเครื่องในระหว่างการพิมพ์ตลอดเวลาเพื่อให้ชิ้นงานสามารถนำมาใช้งานได้อย่างมีประสิทธิภาพ และลดข้อผิดพลาดให้น้อยที่สุดเพราะไม่สามารถใช้วิธีการปล่อยทิ้งเครื่องให้พิมพ์อัตโนมัติแบบการพิมพ์ของเครื่องพิมพ์ 3 มิติระบบ LDM ทั่วไป และระบบ FDM (Fused Deposition Modeling) ที่ทำไม่ได้

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY



A B

รูปที่ 20 การพิมพ์ส่วนบนของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น
A) การพิมพ์ส่วนปล้องโพรงอากาศเป็นบล็อก และ B) การพิมพ์ส่วนหลังคา



รูปที่ 21 เครื่องพิมพ์ 3 มิติ Bio-Plotter โดย Envision Tech
ในพื้นที่คณะสัตวแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

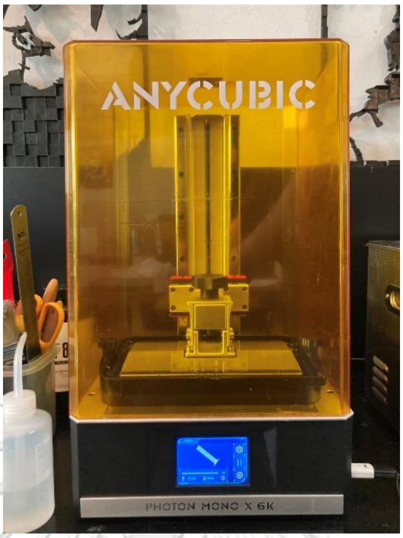
4.1.3 วัสดุที่นำมาใช้ทำการพิมพ์นิ้วมือแบบยืดหยุ่น

วัสดุที่นำมาใช้ในการพิมพ์ 3 มิติด้วยเครื่องพิมพ์ Bio-Plotter สามารถจัดหาได้ในรูปแบบของผลิตภัณฑ์ยางยาแนวกันรั่วซึมซึ่งมีราคาไม่สูง โดยวัสดุที่นำมาใช้ประกอบด้วยวัสดุ 4 ชนิด คือ ซิลิโคน (silicone), ยาง (rubber), ซิลิโคนผสมเป็น Silicone Rubber Mixture และโพลิยูริเทน หรือ PU ดังรูปที่ 22 จากการทดสอบการพิมพ์และใช้งานพบว่าวัสดุ PU มีความแข็งแรง และทนต่อแรงดันลมได้มากที่สุด ดังนั้นงานวิจัยชิ้นนี้จึงพิจารณาเลือกวัสดุ PU เป็นวัสดุทดสอบการทำงานของ soft robot

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

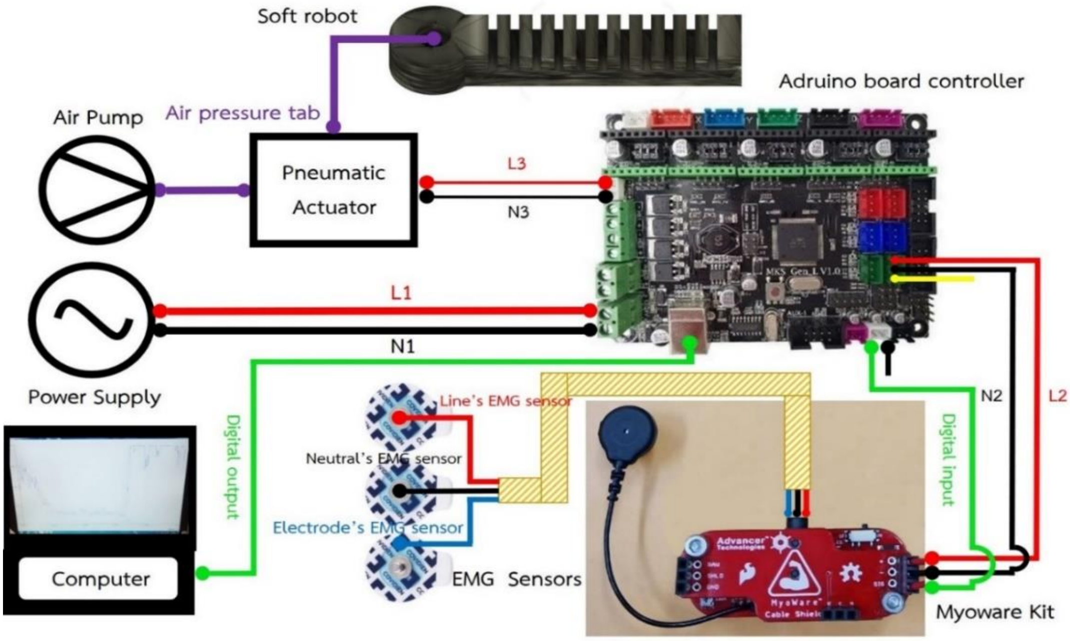
รูปที่ 22 นิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากการพิมพ์ 3 มิติแบบเต็มชิ้น จำนวน 4 วัสดุ
A.ซิลิโคน, B. โพลิยูริเทน, C. Silicone Rubber Mixture และ D. ยาง

นอกจากนี้ได้ทำการพิมพ์ 3 มิติด้วยแบบเดียวกันโดยใช้วัสดุ F80 elastic 3D printer resin เป็นวัสดุ flexible resin ด้วยเครื่อง Anycubic รุ่น Photon Mono X 6K ที่ได้รับการอนุเคราะห์การสอนวิธีใช้เครื่องพิมพ์ และการพิมพ์โดยคุณอนวัช แสนไชย ในจังหวัดเชียงใหม่ดังรูปที่ 23



รูปที่ 23 เครื่อง Anycubic รุ่น Photon Mono X 6K เครื่องพิมพ์ Flexible resin

4.2 ไดอะแกรม และอุปกรณ์ที่ใช้ในระบบควบคุมการทำงานร่วมกับเซนเซอร์ EMG



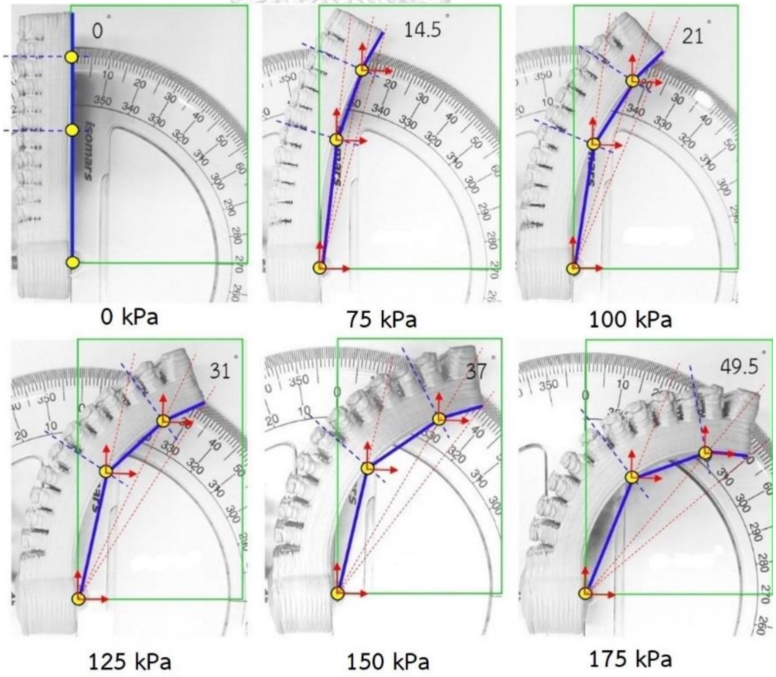
รูปที่ 24 ผังไดอะแกรมอุปกรณ์ควบคุมการทำงานของระบบ

บทที่ 5
การทดลอง และผลการทดลอง

ในบทนี้จะกล่าวถึงการวัดองศาการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากการพิมพ์ 3 มิติที่ส่งผลต่อข้อต่อนิ้วมือ และปลายนิ้วเมื่อรับแรงดันลมขนาดต่าง ๆ โดยการทดลองใช้ขนาดแรงดันลมสูงสุดที่ 2 บาร์ (200 kPa) รวมถึงการเปรียบเทียบการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นกับการวัด, การเปรียบเทียบกับชิ้นงานด้วยวิธีการหล่อ รวมถึงการเปรียบเทียบผล % ROM กับงานวิจัยอื่น

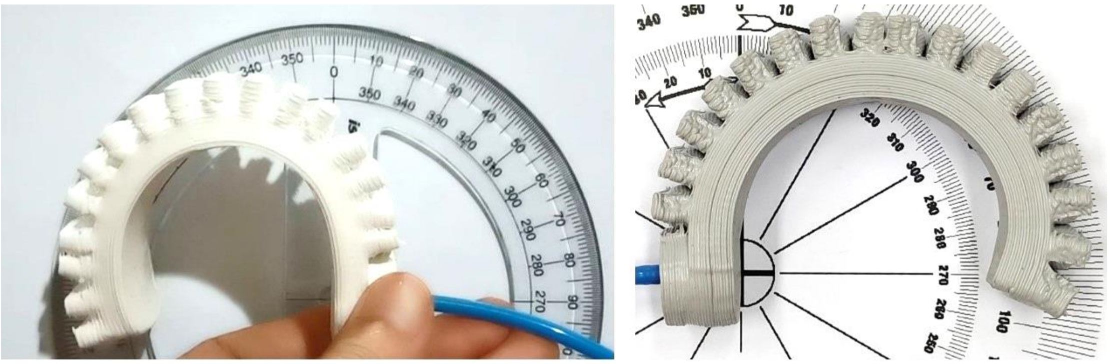
5.1 การทดสอบองศาที่ตำแหน่งปลายนิ้วมือของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น

การทดสอบองศาการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นที่พิมพ์ขึ้นด้วยเครื่องพิมพ์ Bio-Plotter ขนาดความยาว 80 มม., 118 มม. และ 122 มม. เมื่อรับแรงดันลมขนาด 1 บาร์ (100 kPa), 1.25 บาร์ (125 kPa), 1.5 บาร์ (150 kPa), 1.75 บาร์ (175 kPa) และขนาดสูงสุดของการทดสอบที่ 2 บาร์ (200 kPa) โดยการทดสอบนี้เลือกใช้วัสดุโพลียูรีเทน (PU) สำเร็จรูปในทางพาณิชย์ในการทดลอง ซึ่งเป็นวัสดุที่เมื่อแห้งแล้วมีคุณสมบัติในการรองรับแรงดันลมปริมาณสูงได้ดีที่สุดจากวัสดุที่เลือกใช้ทดสอบการพิมพ์ 4 ชนิด โดยภาพการทดสอบการงอตัวของวัสดุขณะไม่มีโหลดเป็นนิ้วมือที่ความยาว 80 มม. เมื่อรับแรงดันลมขนาด 100 kPa จนถึงแรงดันลมขนาด 175 kPa แสดงผลดังในรูปที่ 25



รูปที่ 25 การงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นวัสดุ PU จากการพิมพ์ 3 มิติ
ขนาดความยาว 80 มม. ขณะปราศจากโหลด

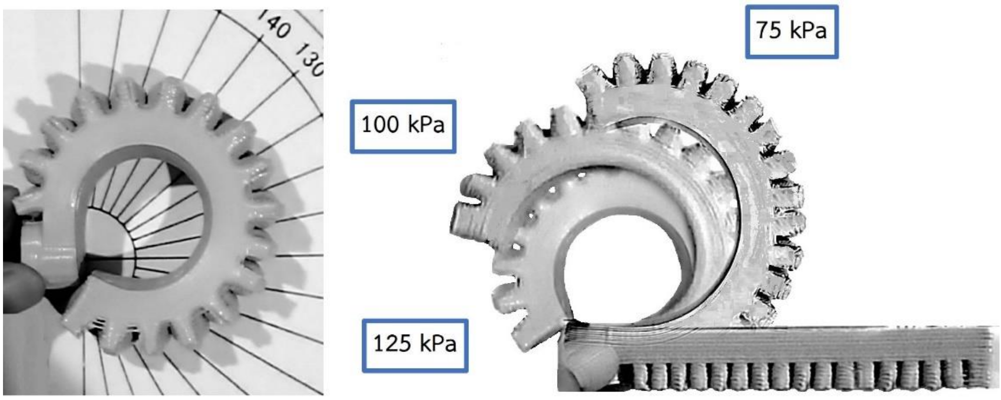
เมื่อทำการการทดสอบการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นที่ขนาดความยาว 118 มม. จากการพิมพ์แบบ 3 มิติด้วยวัสดุ PU และยางที่แรงดันลมขนาด 100 kPa แสดงผลดังในรูปที่ 26



A B

รูปที่ 26 การงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากการพิมพ์ 3 มิติขนาดความยาว 118 มม. ขณะปราศจาก load ที่ขนาดแรงดันลม 100 kPa A) พิมพ์จากวัสดุยาง B) พิมพ์จากวัสดุ PU

นอกจากนี้การทดสอบการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นที่ขนาดความยาว 122 มม. จากการพิมพ์แบบ 3 มิติด้วยวัสดุ PU เมื่อทดสอบกับแรงดันลมขนาดที่ 125 kPa แสดงผลดังในรูปที่ 27



A B

รูปที่ 27 ลักษณะการงอนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากการพิมพ์ 3 มิติด้วยวัสดุ PU ขนาดความยาว 122 มม. A.) ขณะงอตัวเป็นวงกลม B.) การงอตัวในตำแหน่งต่าง ๆ ผันแปรตามขนาดแรงดันลม

ทั้งนี้ผลการทดสอบการทำงานของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นโดยการวัดองศาตำแหน่งที่ปลายนิ้วเมื่อมีโหลดติดตั้งบนนิ้วมือได้ข้อมูลการทดสอบดังในตารางที่ 3 โดยขนาดความยาว 80 มม. และ 117 มม. ไม่ได้ทำการทดสอบกับแรงดันลมขนาดที่ 200 kPa หรือ 2.0 บาร์ เพราะมีความยาวไม่มากพอ

ตารางที่ 3 ผลทดสอบการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นเมื่อป้อนแรงดันลมขนาดต่าง ๆ

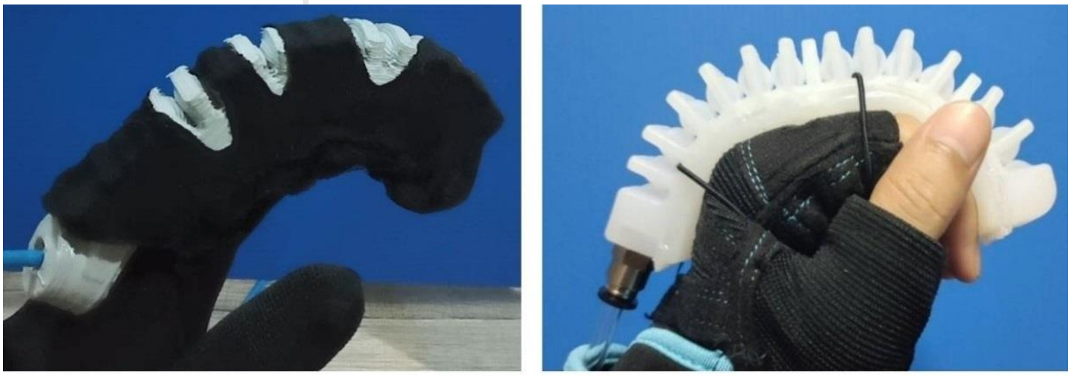
หน่วย : มุม (องศา)

โมเดลที่นำมาทดสอบ	ตำแหน่งข้อต่อ	ขนาดแรงดันลมที่ทำการทดสอบ				
		100 kPa	125 kPa	150 kPa	175 kPa	200 kPa
PU ความยาว 80 มม.	MCP	6°	10°	12°	19°	-
	PIP	22°	30°	38°	47°	-
	DIP	14°	23°	23°	17°	-
PU ความยาว 118 มม.	MCP	14°	22°	25°	37°	-
	PIP	32°	46°	51°	55°	-
	DIP	9°	5°	36°	53°	-
PU ความยาว 122 มม.	MCP	17°	25°	26°	29°	31°
	PIP	32°	40°	52°	55°	65°
	DIP	24°	32°	41°	47°	53°

Note นิ้วมือแบบยืดหยุ่น ขนาดที่ทำการทดสอบ คือ 80 มม., 118 มม. และ 122 มม.

การติดตั้งนิ้วมือแบบยืดหยุ่นบนนิ้วมือผ่านการยึดติดกับถุงมือเป็น package แบบถุงมือหุ้มและแบบสวมประกอบยึดด้วยสายยางยืดแบบอ่อนทรงกลมขนาดเล็กเพื่อลด inertia ขณะทำการทดสอบการงอตัวของนิ้วมือ และการวัดมุมองศาในการงอตัวของนิ้วมือด้วยการวัดด้วย Protractor ซึ่งการติดตั้ง และการกำมือแสดงดังรูปที่ 28 และรูปที่ 29

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



A B

รูปที่ 28 พฤติกรรมการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นเมื่อมี load เป็นนิ้วมือ

A.) การใช้ถุงมือผ้ายืดเย็บหุ้มนิ้วมือยืดหยุ่นติดกับถุงมือสำหรับสวมมือ และ B.) การใช้ยางยืดทรงกลมกลัดกระดุมยึดนิ้วมือแบบยืดหยุ่นเข้ากับถุงมือ

รูปที่ 29 พฤติกรรมการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นที่พิมพ์ด้วย flexible resin เมื่อติดตั้งบนนิ้วมือ

5.2 การทดลองเปรียบเทียบการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นในวัสดุที่แตกต่างกัน

เมื่อนำผลทดสอบการงอตัวของข้อต่อที่เกิดขึ้นจากนิ้วมือแบบยืดหยุ่นโดยการพิมพ์ 3 มิติด้วยวัสดุ PU ที่มีขนาดความยาว 122 มม. จากเครื่อง Bio-Plotter และการพิมพ์ 3 มิติด้วยวัสดุ flexible resin ที่มีขนาดความยาว 130 มม. จากเครื่อง Anycubic มาทำการเปรียบเทียบมุมในการงอตัวกับชิ้นงานที่สร้างด้วยวิธีการหล่อขึ้นรูปด้วยวัสดุซิลิโคนแบบผสมที่มีความแตกต่างกันในปริมาณสารความเข้มข้นจำนวน 2 เบอร์ คือ เบอร์ 20 และ เบอร์ 40 ผ่านโมลด์ประกอบที่สร้างจากการพิมพ์ 3 มิติที่มีความยาวขนาด 130 มม. อันเป็นวิธีที่ได้รับความนิยมในการปฏิบัติ ซึ่งทั้ง 4 วัสดุสร้างบนแบบรูปทรงเดียวกัน แต่มีความแตกต่างกันโดยขนาดของเส้นตามแบบที่ปรับขนาดตามความเหมาะสมกับวิธีการสร้าง และเครื่องที่นำมาใช้งาน นอกจากนี้ได้คำนวณหาค่าประสิทธิภาพทาง Biomechanics จาก range of motion เพื่อเปรียบเทียบความสามารถในการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากวัสดุทั้ง 4 ชนิด ในขณะที่ประเด็นความยาวของชิ้นงานที่พิมพ์ด้วยวัสดุ PU จากเครื่อง Bio-Plotter มีขนาดความยาวที่น้อยกว่าเนื่องจากพื้นที่การพิมพ์ของเครื่อง Bio-Plotter มีขนาดจำกัด

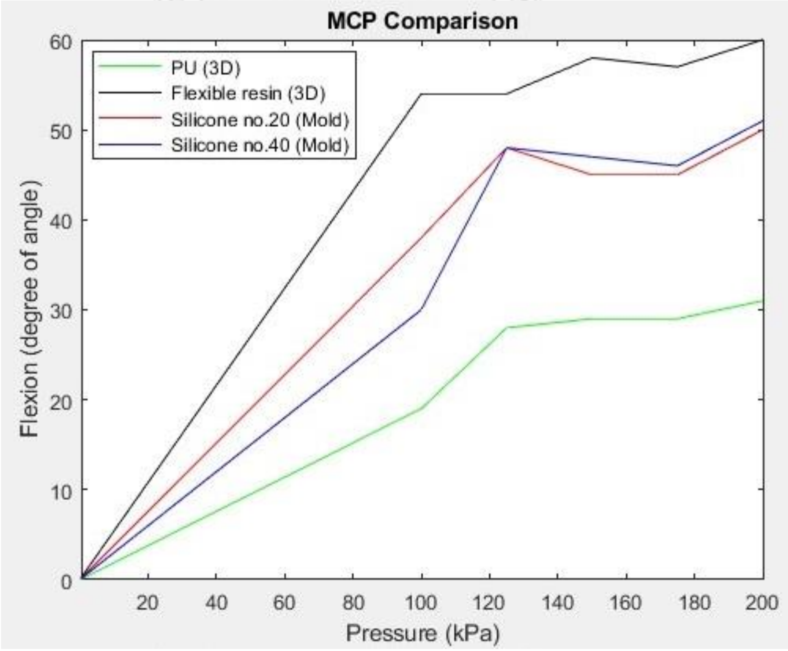
การคำนวณหาประสิทธิภาพการงอตัวของข้อต่อในทาง biomechanics เมื่อนิ้วมือแบบยืดหยุ่นวัสดุ PU เมื่อทำงานที่แรงดันลมขนาด 2.0 บาร์ (200 kPa) ได้ค่าประสิทธิภาพในการงอตัวของข้อต่อ MCP 31° = 34.44 %, ข้อต่อ PIP 65° = 59.01 % และข้อต่อ DIP 53° = 66.25 % ทั้งนี้สามารถแสดงผลลัพธ์ในการคำนวณของวัสดุทั้ง 3 ชนิดขณะทำงานที่แรงดันลมขนาดต่าง ๆ ได้ดังข้อมูลในตารางที่ 4 สำหรับผลการคำนวณของข้อต่อ MCP, ตารางที่ 5 สำหรับผลการคำนวณของข้อต่อ PIP และตารางที่ 6 สำหรับผลการคำนวณของข้อต่อ DIP

ตารางที่ 4 ผลทดสอบองศาการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจาก 4 วัสดุที่ข้อต่อ MCP

ขนาดแรงดันลม	วัสดุที่ทำการทดสอบการงอตัว							
	PU (3D Print)		Flexible resin (3D print)		ซิลิโคน No. 20 (การหล่อ)		ซิลิโคน No. 40 (การหล่อ)	
	การงอ	η	การงอ	η	การงอ	η	การงอ	η
100 kPa	19°	21.1 %	54°	60.0 %	38°	42.2 %	30°	33.3 %
125 kPa	28°	31.1 %	54°	60.0 %	48°	53.3 %	48°	53.3 %
150 kPa	29°	32.2 %	58°	64.4 %	45°	50.0 %	47°	52.2 %
175 kPa	29°	32.2 %	57°	63.3 %	45°	50.0 %	46°	51.1 %
200 kPa	31°	34.4 %	60°	66.7 %	50°	55.6 %	51°	56.7 %

Note: เมื่อค่าประสิทธิภาพในการงอตัวเป็นการงอตัวในลักษณะแบบ active

สามารถแสดงผลเป็นกราฟแสดงความสัมพันธ์ในการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากวัสดุต่าง ๆ ที่ตำแหน่งข้อต่อ MCP กับแรงดันลมขนาดต่าง ๆ ได้ดังรูปที่ 30



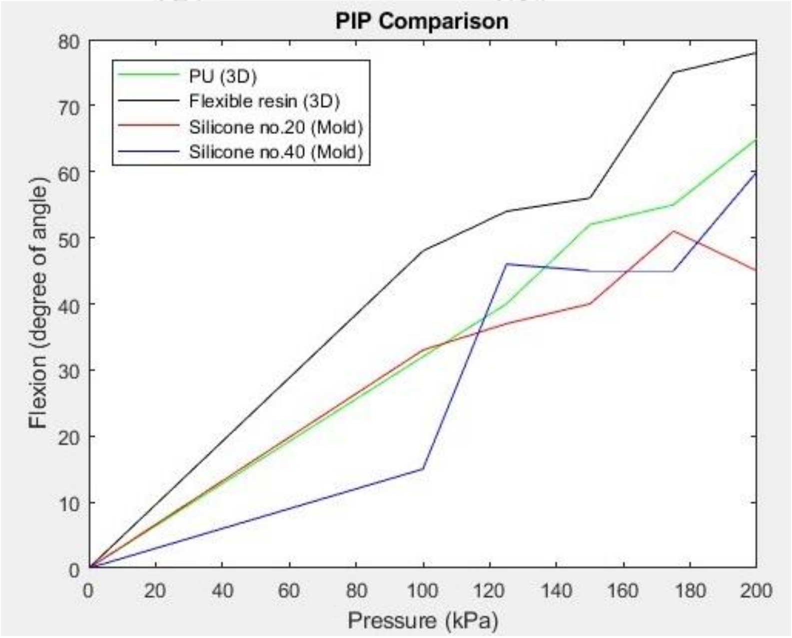
รูปที่ 30 ผลเปรียบเทียบองศาการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจาก 4 วัสดุที่ข้อต่อ MCP

ตารางที่ 5 ผลทดสอบองศาการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจาก 4 วัสดุที่ข้อต่อ PIP

ขนาดแรงดันลม	วัสดุที่ทำการทดสอบการงอตัว							
	PU (3D Print)		Flexible resin (3D print)		ซิลิโคน No. 20 (การหล่อ)		ซิลิโคน No. 40 (การหล่อ)	
	การงอ	η	การงอ	η	การงอ	η	การงอ	η
100 kPa	32°	29.1 %	48°	43.6 %	33°	30.0 %	15°	13.6 %
125 kPa	40°	36.4 %	54°	49.1 %	37°	33.6 %	46°	41.8 %
150 kPa	52°	47.3 %	56°	50.9 %	40°	36.4 %	45°	40.9 %
175 kPa	55°	50.0 %	75°	68.2 %	51°	46.4 %	45°	40.9 %
200 kPa	65°	59.1 %	78°	70.9 %	45°	40.9 %	60°	54.5 %

Note: เมื่อค่าประสิทธิภาพในการงอตัวเป็นการงอตัวในลักษณะแบบ active

สามารถแสดงผลเป็นกราฟแสดงความสัมพันธ์ในการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากวัสดุต่าง ๆ ที่ตำแหน่งข้อต่อ PIP กับแรงดันลมขนาดต่าง ๆ ได้ดังรูปที่ 31



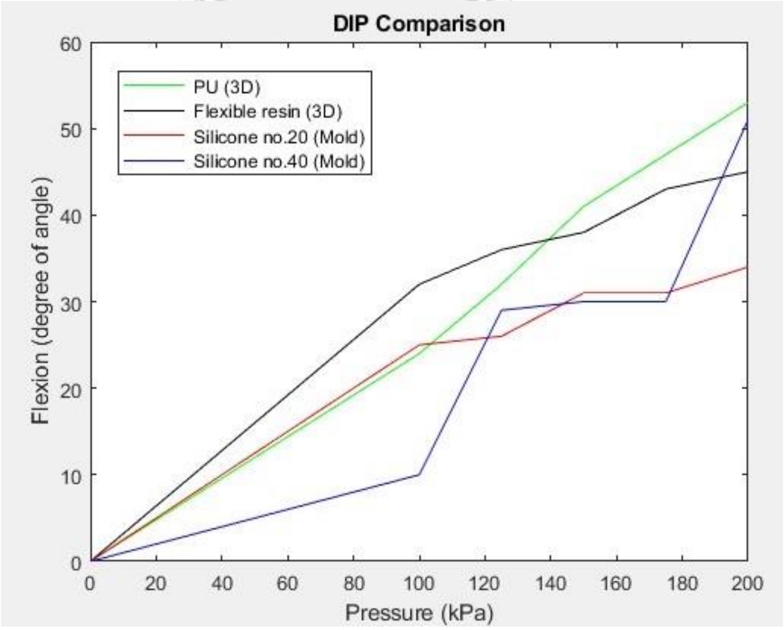
รูปที่ 31 ผลเปรียบเทียบองศาการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจาก 4 วัสดุที่ข้อต่อ PIP

ตารางที่ 6 ผลทดสอบองศาการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจาก 4 วัสดุที่ข้อต่อ DIP

ขนาดแรงดันลม	วัสดุที่ทำการทดสอบการงอตัว							
	PU (3D Print)		Flexible resin (3D print)		ซิลิโคน No. 20 (การหล่อ)		ซิลิโคน No. 40 (การหล่อ)	
	การงอ	η	การงอ	η	การงอ	η	การงอ	η
100 kPa	24°	30.0 %	32°	40.0 %	25°	31.3 %	10°	12.5 %
125 kPa	32°	40.0 %	36°	45.0 %	26°	32.5 %	29°	36.3 %
150 kPa	41°	51.3 %	38°	47.5 %	31°	38.8 %	30°	37.5 %
175 kPa	47°	58.8 %	43°	53.8 %	31°	38.8 %	30°	37.5 %
200 kPa	53°	66.3 %	45°	56.3 %	34°	42.5 %	51°	63.8 %

Note: เมื่อค่าประสิทธิภาพในการงอตัวเป็นการงอตัวในลักษณะแบบ active

สามารถแสดงผลเป็นกราฟแสดงความสัมพันธ์ในการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากวัสดุต่าง ๆ ที่ตำแหน่งข้อต่อ DIP กับแรงดันลมขนาดต่าง ๆ ได้ดังรูปที่ 32



รูปที่ 32 ผลเปรียบเทียบองศาการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจาก 4 วัสดุที่ข้อต่อ DIP

การวิเคราะห์ผลการทดสอบการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากวัสดุทั้ง 4 ชนิดพบว่าชิ้นงานต้นแบบที่สร้างด้วยวิธีการพิมพ์ 3 มิติวัสดุ PU มีการยืดขยายตัวที่ส่งผลทำให้สามารถงอข้อต่อ PIP และ DIP ได้มากกว่าชิ้นงานต้นแบบที่สร้างขึ้นจากการหล่อด้วยวัสดุซิลิโคนทั้ง 2 เบอร์ อีกทั้งผลกราฟแสดงให้เห็นถึงความสัมพันธ์ของการงอตัวนิ้วมือยืดหยุ่นด้วยวัสดุที่พิมพ์จาก PU ผันแปรต่อขนาดแรงดันลมที่จ่ายเข้าระบบได้อย่างเหมาะสม ในขณะที่นิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากการหล่อทั้ง 2 วัสดุพบการงอตัวที่แตกต่าง คือ ไม่สม่ำเสมอซึ่งอาจเกิดขึ้นจากขั้นตอนความสมดุลในการผสมเนื้อซิลิโคน

ความผิดปรกติในการงอตัวที่ข้อต่อ MCP พบการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นที่พิมพ์ขึ้นจากวัสดุ PU ได้น้อยกว่าเพราะตำแหน่งการติดตั้ง เนื่องจากขนาดความยาวในการยืดตัวไม่ได้รองรับการสร้างแรง torque ที่มากพอจากระยะของ link ที่ข้อต่อ MCP ซึ่งรัศมีของระยะแนว link ในวัสดุซิลิโคนมีความยาวเพียงพอต่อการรองรับการสร้างแรง torque เมื่อติดตั้งบนข้อต่อ MCP เนื่องจากตำแหน่งการต่อท่อรับลมแตกต่างกันโดยสามารถแสดงผลได้จากชิ้นงานต้นแบบนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากการพิมพ์ 3 มิติด้วย flexible resin ที่สามารถงอตัวได้มากที่สุดตามข้อพิจารณาในผลการทดลองเมื่อติดตั้งบนนิ้วมือ

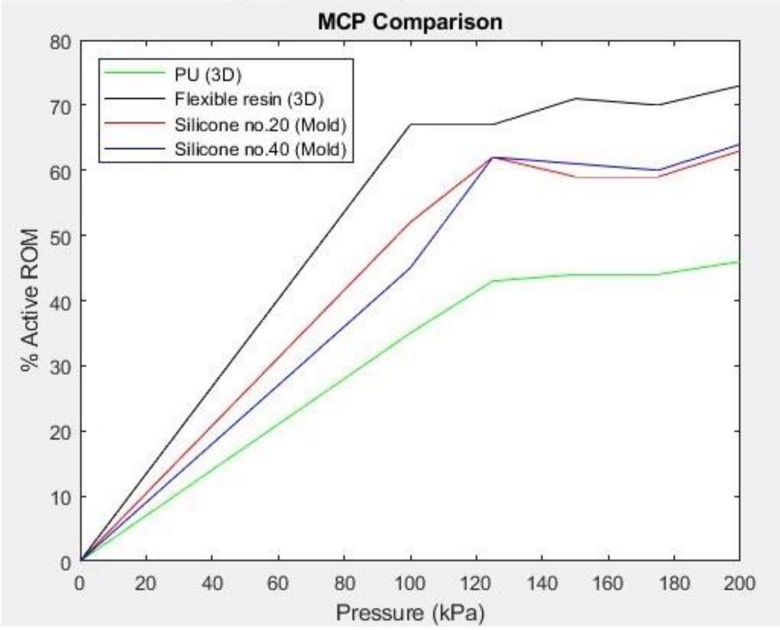
ทั้งนี้ในการคำนวณหาเปอร์เซ็นต์ range of motion ที่ขณะแรงดันลมขนาด 2.0 บาร์ (200 kPa) เมื่อนิ้วมือยืดหยุ่นวัสดุ PU จากการพิมพ์ 3 มิติ งอตัวในลักษณะ active, θ_{Max} และการงอตัวในลักษณะ passive จากการวัดที่ข้อต่อ MCP = 31°, ข้อต่อ PIP = 65° และข้อต่อ DIP = 53° โดยผลการคำนวณของค่า θ_{Max} ของข้อต่อ MCP = 50°, ข้อต่อ PIP = 72° และข้อต่อ DIP = 59° ดังนั้นผลการคำนวณหา % active ROM ของข้อต่อ MCP = 45.9 %, ข้อต่อ PIP = 66.7 % และข้อต่อ DIP = 65.6 %

ในขณะที่นิ้วมือแบบยืดหยุ่นที่ใช้วิธีการออกแบบ และรูปทรงเดียวกัน โดยใช้วัสดุ Flexible resin เพื่อเพิ่มการงอตัวของข้อต่อ MCP และ PIP ให้เพิ่มมากขึ้นซึ่งมีการงอตัวในลักษณะ active, θ_{Max} และการงอตัวในลักษณะ passive จากการวัดที่ข้อต่อ MCP = 60°, ข้อต่อ PIP = 78° และข้อต่อ DIP= 45° โดยผลการคำนวณของค่า θ_{Max} ของข้อต่อ MCP = 79°, ข้อต่อ PIP = 85° และข้อต่อ DIP = 51° ดังนั้นผลการคำนวณหา % active ROM ของข้อต่อ MCP = 72.5 %, ข้อต่อ PIP = 72.7 % และข้อต่อ DIP = 59.3 % เมื่อทำการเปรียบเทียบกับ % active ROM กับงานวิจัย [26] สามารถสรุปผลการคำนวณของวัสดุทั้ง 4 ชนิดขณะทำงานที่แรงดันขนาดต่าง ๆ ในตำแหน่งข้อต่อ MCP ได้ดังข้อมูลในตารางที่ 7 ข้อต่อ MCP ดังในตารางที่ 8 และข้อต่อ DIP ดังในตารางที่ 9

ตารางที่ 7 ผลทดสอบเปอร์เซ็นต์ Range of motion ของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น 4 วัสดุที่ข้อต่อ MCP

แรงดัน (kPa)	% Active ROM			
	3D Printing		Molding	
	PU	Flexible resin	ซิลิโคน No. 20	ซิลิโคน No. 40
100 kPa	35 %	67 %	52 %	45 %
125 kPa	43 %	67 %	62 %	62 %
150 kPa	44 %	71 %	59 %	61 %
175 kPa	44 %	70 %	59 %	60 %
200 kPa	46 %	73 %	63 %	64 %

สามารถแสดงผลเป็นกราฟแสดงความสัมพันธ์ % active ROM ในการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น จากวัสดุต่าง ๆ ที่ตำแหน่งข้อต่อ MCP กับแรงดันลมขนาดต่าง ๆ ได้ดังรูปที่ 33

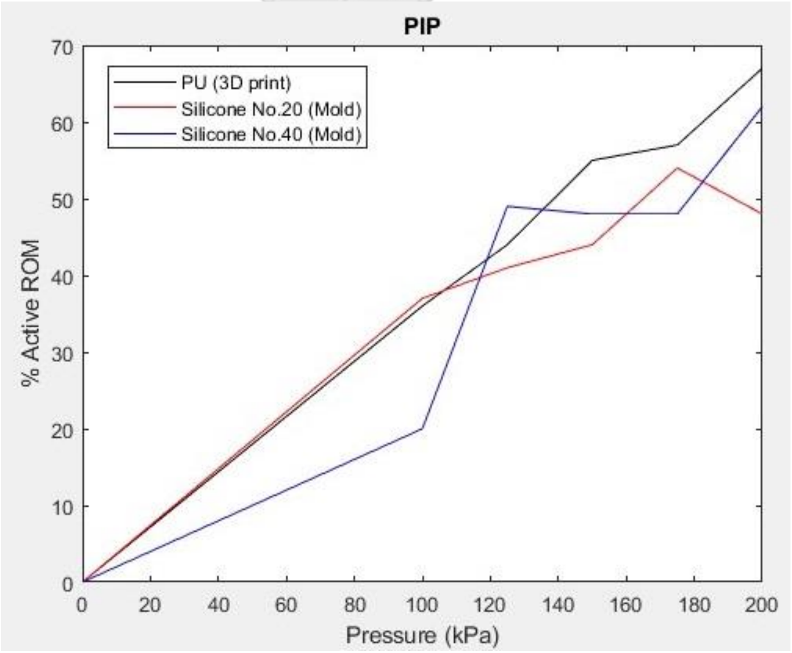


รูปที่ 33 ผลเปรียบเทียบ % active ROM ของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจาก 4 วัสดุที่ข้อต่อ MCP

ตารางที่ 8 ผลทดสอบเปอร์เซ็นต์ Range of motion ของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น 4 วัสดุที่ข้อต่อ PIP

แรงดัน (kPa)	% Active ROM			
	3D Printing		Molding	
	PU	Flexible resin	ซิลิโคน No. 20	ซิลิโคน No. 40
100 kPa	36 %	47 %	37 %	20 %
125 kPa	44 %	52 %	41 %	49 %
150 kPa	55 %	54 %	44 %	48 %
175 kPa	57 %	70 %	54 %	48 %
200 kPa	67 %	73 %	48 %	62 %

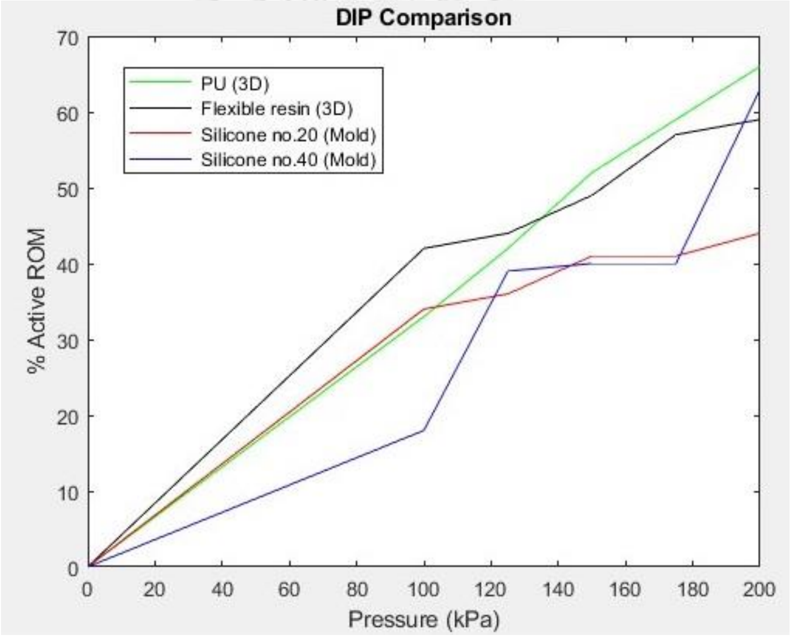
สามารถแสดงผลเป็นกราฟแสดงความสัมพันธ์ % active ROM ในการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากวัสดุต่าง ๆ ที่ตำแหน่งข้อต่อ PIP กับแรงดันลมขนาดต่าง ๆ ได้ดังรูปที่ 34



รูปที่ 34 ผลเปรียบเทียบ % active ROM ของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจาก 4 วัสดุที่ข้อต่อ PIP

ตารางที่ 9 ผลทดสอบเปอร์เซ็นต์ Range of motion ของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น 4 วัสดุที่ข้อต่อ DIP

แรงดัน (kPa)	% Active ROM			
	3D Printing		Molding	
	PU	Flexible resin	ซิลิโคน No. 20	ซิลิโคน No. 40
100 kPa	33 %	42 %	34 %	18 %
125 kPa	42 %	44 %	36 %	39 %
150 kPa	52 %	49 %	41 %	40 %
175 kPa	59 %	57 %	41 %	40 %
200 kPa	66 %	59 %	44 %	63 %



รูปที่ 35 ผลเปรียบเทียบ % active ROM ของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจาก 4 วัสดุที่ข้อต่อ DIP

5.3 การเปรียบเทียบการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นกับผลงานวิจัยอื่น

เมื่อนำผลการทดลองวัดมุมในการงอตัวของข้อต่อจากนิ้วมือแบบยืดหยุ่นวัสดุ PU และวัสดุ flexible resin จากการพิมพ์ 3 มิติ, วัสดุซิลิโคนจากการหล่อเบอร์ 20 และเบอร์ 40 นำมาเปรียบเทียบกับผลการงอตัวที่ดีที่สุดของงานวิจัย [10] ซึ่งเป็นงานนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากการหล่อและพันด้วย fiber-reinforcement ในขนาดแรงดันลม 200 kPa หรือ 2.0 บาร์ ทั้งนี้ใช้ % active

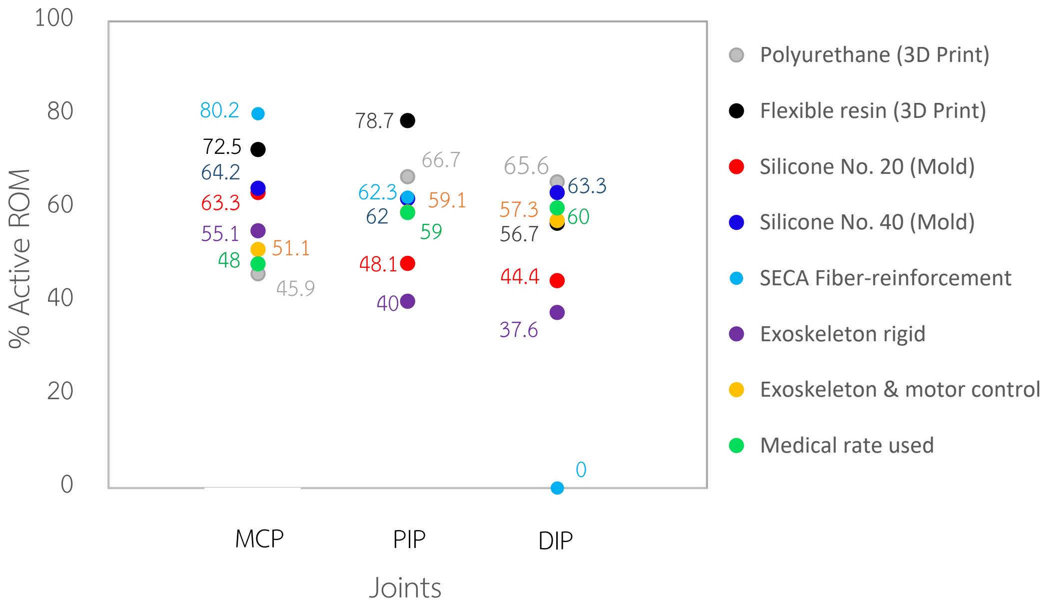
ROM ของงานวิจัยทางการแพทย์ [26] เป็นเกณฑ์มาตราฐานในการพิจารณาเมื่อข้อต่อ MCP = 48%, ข้อต่อ PIP = 59% และข้อต่อ DIP = 60% เมื่อทำการเปรียบเทียบกับผลการงอตัวที่ดีที่สุดในงานวิจัย [27] ที่เป็นวัสดุของแข็ง และงานวิจัย [28] เป็นวัสดุของแข็งควบคุมด้วยมอเตอร์ดังข้อมูล % active ROM ในตารางที่ 10 และแสดงผลกราฟในรูปที่ 36

ตารางที่ 10 การเปรียบเทียบ % active ROM ของนิ้วมือแบบยืดหยุ่น และกายอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่คล้ายกันในงานวิจัยอื่น

การงอ	ประเภทของวัสดุนิ้วมือแบบยืดหยุ่น						
	PU (3D P)	Flex. Resin (3D P)	ซิลิโคน No. 20 (Mold)	ซิลิโคน No. 40 (Mold)	SECA [10]	Exo. Rigid [27]	Exo. & motor [28]
MCP							
Passive	19°	19°	19°	19°	6°	17°	0°
Active	31°	60°	50°	51°	71°	42°	46°
% AROM	45.9 %	72.5 %	63.3 %	64.2 %	80.2 %	55.1 %	51.1 %
PIP							
Passive	7°	7°	7°	7°	13°	14°	4°
Active	65°	78°	45°	60°	58°	32°	48°
% AROM	66.7 %	78.7 %	48.1 %	62.0 %	62.3 %	40.0 %	59.1 %
DIP							
Passive	6°	6°	6°	6°	0°	9°	5°
Active	53°	45°	34°	51°	0°	26°	46°
% AROM	65.6 %	56.7 %	44.4 %	63.3 %	0.0 %	37.6 %	57.3 %

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

Note: การทดสอบ % active ROM กับงานวิจัยอื่น โดย SECA คือ วัสดุซิลิโคนจากการหล่อพันด้วย Fiber reinforcement, Exo. Rigid คือ วัสดุแข็งประกอบเป็น exoskeleton และ Exo. & motor คือ วัสดุแข็งควบคุมการงอตัวด้วยมอเตอร์

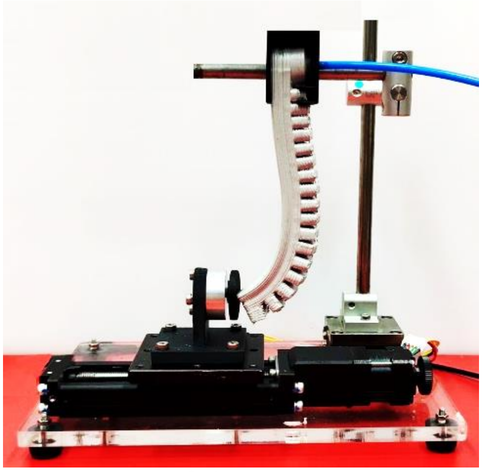


รูปที่ 36 การเปรียบเทียบ % active ROM ของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากหลายวัสดุ และการเปรียบเทียบกับผลงานวิจัยอื่น ๆ

การวิเคราะห์ผลจากการเปรียบเทียบ % active ROM กับงานนิ้วมือแบบยืดหยุ่นหลายวัสดุ และการทดลองในงานวิจัยอื่นพบว่านิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากการพิมพ์ 3 มิติสามารถงอตัว และมีระยะการงอเป็น range of motion ได้มากกว่า และใกล้เคียงกับผลงานวิจัยทางการแพทย์ในเกณฑ์มาตราฐานที่นิ้วมือควรจะงอตัวได้ และมีความปลอดภัยมากกว่ากายอุปกรณ์ที่ใช้วัสดุแข็ง และวัสดุแข็งควบคุมการทำงานด้วยมอเตอร์ในขณะการงอตัวในลักษณะ passive และ active ทำมุมองศาในแต่ละข้อต่อได้เพียงพอต่อการใช้งานซึ่งปรากฏผลดังกราฟในรูปที่ 36

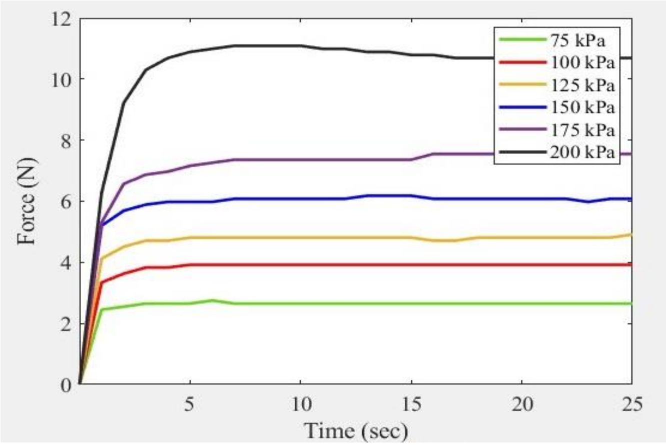
5.4 การวัดแรงกดที่เกิดขึ้นปลายนิ้วจากนิ้วมือแบบยืดหยุ่น

การทดลองในงานวิจัยนี้ได้ทำการวัดแรงกดที่เกิดขึ้นจากปลายนิ้วมือแบบยืดหยุ่นที่สร้างขึ้นจากวัสดุ PU ด้วยการพิมพ์ 3 มิติเมื่อทำการป้อนแรงดันลมขนาดต่าง ๆ เข้าสู่โมเดลโดยใช้ Force sensor นำมาประยุกต์ใช้ในการวัดแรงผ่านการโปรแกรมบน MATLAB โดยทำการทดสอบที่แล็บ Mechatronics studio ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 37 การทดสอบการวัดแรงกดบริเวณปลายนิ้วของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นโดยใช้ Force sensor

ผลทดสอบการวัดแรงกดที่เกิดขึ้นปลายนิ้วเมื่อป้อนแรงดันลมขนาด 100 kPa คือ 3.88 N, 125 kPa คือ 4.76 N, 150 kPa คือ 6.02 N, 175 kPa คือ 7.28 N และ 200 kPa คือ 10.57 N ซึ่งแรงที่เกิดขึ้นจากพฤติกรรมการงอตัวของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นขณะติดตั้งบนนิ้วมือซึ่งเป็น load มีขนาดเพียงพอต่อการทำกายบริหาร และการทำกายภาพมือที่ในการใช้ชีวิตประจำวันของมนุษย์ควรใช้แรงในการจับวัตถุได้ประมาณ 10-15 N [4] โดยพบผลการวิจัยของ [4] ที่ผลการทดสอบของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นขณะปราศจากโหลดสามารถสร้างแรงได้ 8 N และในงานวิจัย [5] ที่มีการทดสอบการใช้นิ้วมือยืดหยุ่นกำมือจับวัตถุทรงกระบอกเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 75 มม. ด้วยแรงขนาด 8.4 + 1.8 N และวัตถุทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 55 มม. ด้วยแรงขนาด 5.8 + 1.7 N และพบงานวิจัย [29] ที่ทำการทดสอบแรงกดที่ปลายนิ้วประมาณ 7.3 N สำหรับการกำมือเพื่อจับวัตถุขนาดน้ำหนักน้อยกว่า 1.5 กิโลกรัม ทั้งนี้ผลการทดสอบแรงกดที่เกิดขึ้นปลายนิ้วสำหรับการฝึกจับวัตถุ และการกำมือของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นด้วยวัสดุ PU จากการพิมพ์ 3 มิติแสดงผลนิ้วมือแบบยืดหยุ่นงอตัวสร้างแรงกดที่ปลายนิ้วเป็นเวลา 25 วินาทีพบแรงที่เกิดขึ้นอย่างต่อเนื่องได้ผลเป็นกราฟดังในรูปที่ 38

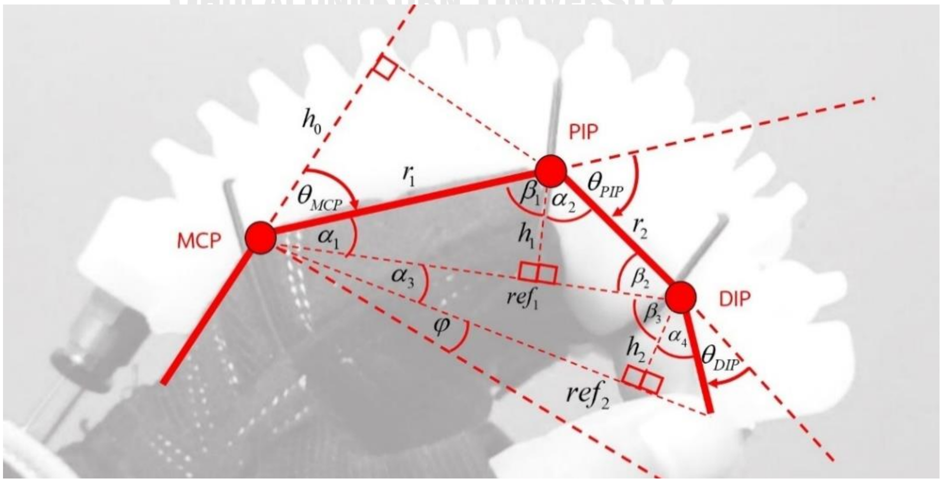


รูปที่ 38 ผลการวัดขนาดแรงกด และความสม่ำเสมอของการเกิดแรงจากนิ้วมือแบบยืดหยุ่นด้วยวัสดุ PU โดยการพิมพ์ 3 มิติจากเครื่อง Bio-Plotter

5.5 การคำนวณมุมองศาในการงอตัวของข้อต่อเมื่อติดตั้งบนนิ้วมือ

ผลการคำนวณหามุมเป็นองศาการงอตัวของข้อต่อด้วยวิธีตรีโกณมิติ ทำการทดสอบด้วยการติดตั้งนิ้วมือแบบยืดหยุ่นกับนิ้วมือจริง หรือการทดสอบขณะมี load เมื่อนิ้วมือแบบยืดหยุ่นทำงานที่ขนาดแรงดันลม 2.0 บาร์ หรือ 200 kPa พบว่า φ วัดมุมที่ปลายนิ้วมือได้ 16°, θ_{EE} วัดได้ 74°, h_0 = 46 มม., h_1 = 22 มม., h_2 = 23 มม. ในขณะที่ความยาวส่วน r_1 = 54 มม., r_2 = 34 มม. และ r_3 = 24 มม. สามารถคำนวณหาองศาการงอตัวของข้อต่อ MCP θ_{MCP} = 31°, θ_{PIP} = 65° และ θ_{DIP} = 53° ทั้งนี้การจำลองรูปแบบการงอตัวของแต่ละข้อต่อนิ้วมือเพื่อพิจารณาใช้ทฤษฎีการคำนวณฟังก์ชันตรีโกณมิติได้ดังไดอะแกรมในรูปที่ 39

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University



รูปที่ 39 การหามุมองศาในการงอตัวของข้อต่อในทางตรีโกณมิติ

จากสมการที่ 3-5 ทำให้ α_1 = 24 $^\circ$ แทนค่าเพื่อคำนวณหา β_1 ในสมการที่ 3-6 ได้ดังสมการที่ 5-1

$$\beta_1 = 180^\circ - 90^\circ - \left(\sin^{-1}\left(h_1 r_1^{-1}\right)\right) \tag{5-1}$$

เมื่อ β_1 = 66 $^\circ$ ในขณะที่ α_2 = 50 $^\circ$ จากสมการ 3-7 สามารถแทนค่าเพื่อทำการคำนวณหา θ_{PIP} ได้ในสมการที่ 3-8 และแทนค่าเพื่อแสดงการคำนวณได้ดังสมการที่ 5-2 ดังนั้น θ_{PIP} = 64 $^\circ$

$$\theta_{PIP} = 180^\circ - \left(\cos^{-1}\left(h_1 r_2^{-1}\right)\right) - \beta_1 \tag{5-2}$$

ในขณะที่ β_2 จากสมการ 3-9 สามารถทำการคำนวณได้ดังสมการที่ 5-3

$$\beta_2 = 180^\circ - 90^\circ - \cos^{-1}\left(h_1 r_2^{-1}\right) \tag{5-3}$$

คำนวณหา α_3 จากสมการ 3-10 ได้ 18 $^\circ$ เมื่อ θ_{MCP} = 32 $^\circ$, α_1 = 24 $^\circ$ และ φ = 16 $^\circ$ และ β_3 = 72 $^\circ$ คำนวณได้จากสมการที่ 3-12 โดยสามารถคำนวณหาองศาการงอตัวของข้อต่อ DIP จากสมการที่ 3-13 แทนค่าเพื่อทำการคำนวณได้ในสมการที่ 5-4 เมื่อ β_2 = 40 $^\circ$ และ β_3 = 72 $^\circ$ ดังนั้น θ_{DIP} = 51 $^\circ$

$$\theta_{DIP} = 180^\circ - \left(\cos^{-1}\left(h_2 r_3^{-1}\right)\right) - \left(\beta_2 + \beta_3\right) \tag{5-4}$$

5.6 การควบคุมการทำงานโดยใช้เซนเซอร์ EMG ตรวจวัดกล้ามเนื้อ

การควบคุมการทำงานเปิด หรือปิดระบบแรงดันลมผ่าน pneumatic actuator โดยใช้เซนเซอร์ชุดแผ่นเหล็ก EMG แบบ electrode จำนวน 3 nodes ประเภทติดบนผิวหนังทำการตรวจวัดการหดตัวของกล้ามเนื้อโดยการส่งข้อมูลเป็นสัญญาณไฟฟ้าผ่านการขยายสัญญาณโดยบอร์ดวงจรการตรวจวัดกล้ามเนื้อ MyoWare muscle kit ส่งข้อมูลไปยังบอร์ด Arduino ที่โปรแกรมปรับจูนค่า threshold สำหรับความอ่อนไหวในการตรวจวัดกล้ามเนื้อเพื่อทำการรับส่งสัญญาณไฟฟ้า และประมวลผล ซึ่งระบบมีการตอบสนองการเปิด หรือปิดวาล์ว pneumatic มีผลการตอบสนองของระบบในการทำงานด้วยความเร็วเป็นหน่วยเวลาระดับ milli-sec หรือก่อน 1 วินาทีเพื่อควบคุมการเปิด หรือปิดวาล์วในการป้อนแรงดันลมเข้าสู่นิ้วมือแบบยืดหยุ่น

การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ในการทำงานของระบบเซนเซอร์ EMG วัดกล้ามเนื้อกับระบบการควบคุมการเปิด หรือปิดวาล์ว pneumatic เมื่อเซนเซอร์ EMG ตรวจพบการหดเกร็งของกล้ามเนื้อ แล้วส่งสัญญาณควบคุมการทำงานเปิดวาล์ว Pneumatic เพื่อป้อนแรงดันลมเข้าสู่นิ้วมือแบบยืดหยุ่นมีผลทำให้เกิดการงอตัวของนิ้วมือที่เป็น load โดยเมื่อเซนเซอร์ตรวจไม่พบการหดเกร็งตัวของกล้ามเนื้อจากการคลายกล้ามเนื้อระบบจะทำการปิดวาล์ว pneumatic

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทที่ 6
สรุปผลงานวิจัย และข้อเสนอแนะ

6.1 สรุปผลการวิจัย

ผลการทดสอบนิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากวัสดุ PU โดยการพิมพ์ 3 มิติด้วยเครื่องพิมพ์ระบบ LDM ได้ทำการทดสอบการพิมพ์แบบที่มีขนาดความยาว 3 ขนาด คือ 80 มม., 118 มม. และ 122 มม. พบว่ามีเพียงขนาดความยาว 122 มม. เท่านั้นที่ทำการทดสอบกับขนาดแรงดันลมที่ 2 บาร์ (200 kPa) เนื่องจากข้อจำกัดในความยาวของขนาด 80 มม. และ 118 มม. เมื่อติดตั้งบนนิ้วมือ เช่น นิ้วมือยืดหยุ่นขนาด 80 มม. มีความยาวไม่มากพอส่งผลทำให้ข้อต่อ MCP ไม่มีแรงมากพอในการงอตัวแม้มีการขยายตัวจากแรงดันลมที่ปริมาณสูงแต่ขณะปราศจาก load นิ้วมือก็ไม่สามารถงอตัวได้ถึง 90˚ จึงเหมาะกับการติดตั้งได้เพียงบนนิ้วก้อย และนิ้วหัวแม่มือเท่านั้น ในขณะที่ความยาวขนาด 118 มม. แม้สามารถติดตั้งบนนิ้วมืออื่นได้แต่ก็พบปัญหาเรื่องตำแหน่งการติดตั้งบนนิ้วมือที่มีความยาวไม่มากพอเช่นกัน จึงทำการทดสอบการพิมพ์ขนาดความยาว 122 มม. พบว่าการทำงานของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นมีองศาการงอตัวของแต่ละข้อต่อที่ดีขึ้นโดยเฉพาะข้อต่อตำแหน่ง PIP และ DIP ในขณะที่ข้อต่อ MCP จำเป็นต้องทำการพิมพ์ชิ้นงานที่มีความยาว 130 มม.

ทั้งนี้เมื่อทำการเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการงอตัวของแต่ละข้อต่อนิ้วมือพบว่านิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากการพิมพ์แบบ 3 มิติจากทั้ง 2 วัสดุกับแบบจากการหล่อประกอบด้วยวัสดุซิลิโคนเบอร์ 20 และเบอร์ 40 เมื่อติดตั้งทั้ง 4 วัสดุบนนิ้วมือเพื่อเตรียมพร้อมการทำเป็น PALM package พบว่าการงอตัวที่ข้อต่อ MCP ของงานต้นแบบด้วยวัสดุ PU จากการพิมพ์ 3 มิติมีความสามารถในการงอข้อต่อได้น้อยที่สุดเนื่องจากความยาวระหว่างตำแหน่งของข้อต่อนิ้วเป็นค่า r ซึ่งเป็น link อันเป็นส่วนประกอบในการคำนวณหาค่า torques มีระยะความยาวของ link น้อยกว่าแบบที่สร้างด้วยวัสดุ flexible resin และจากวัสดุซิลิโคนส่งผลทำให้ข้อต่อ MCP งอตัวได้น้อยกว่า ในขณะที่ข้อต่อ DIP มีองศาการงอตัวที่มากกว่าข้อต่อ MCP เนื่องจากได้รับประโยชน์จาก torques ที่เกิดขึ้นตรงข้อต่อที่ตำแหน่ง PIP ประกอบกับตำแหน่ง CG ของวัตถุตัวนิ้วมือแบบยืดหยุ่นช่วงระยะข้อต่อ PIP และ DIP ที่มีความยาวที่สัมพันธ์ถึงกันเมื่อทำการวิเคราะห์องศาการงอตัวของแต่ละข้อต่อผ่านกราฟทั้ง 4 วัสดุ พบว่าการงอของนิ้วมือแบบยืดหยุ่นที่สามารถนำมาใช้ในการฝึกทำกายภาพบำบัดได้ควรมีขนาดความยาวไม่น้อยกว่า 130 มม. สำหรับนิ้วมือนิ้วชี้, นิ้วกลาง และนิ้วนางเพื่อให้แต่ละข้อต่อโดยเฉพาะอย่างยิ่งข้อต่อ MCP สามารถงอตัวได้เพิ่มมากขึ้นซึ่งจะพบว่านิ้วมือแบบยืดหยุ่นจากการพิมพ์วัสดุ flexible resin เมื่อติดตั้งบนนิ้วมือการงอตัวของข้อต่อ MCP และ PIP สามารถงอตัวได้ดีที่สุด คือ 60˚ และ 78˚ ส่วนข้อต่อ DIP ชิ้นงานต้นแบบที่พิมพ์ด้วยวัสดุ PU สามารถงอตัวได้ดีที่สุด คือ 53˚ ซึ่งนิ้วมือ

แบบยืดหยุ่นจากการสร้างด้วยวัสดุจากการพิมพ์ 3 มิติที่ทำการทดลองทั้ง 2 วัสดุสามารถงอตัวได้ดีกว่าแบบวิธีการหล่อด้วยซิลิโคนทั้ง 2 ขนาด ในเรื่องการติดตั้งโดยใช้วัสดุผ้า หรือ fabrication ที่มีความยืดหยุ่นหุ้มตัวนิ้วมือแบบยืดหยุ่น และเย็บติดกับถุงมือสำหรับสวมมือไม่ได้ช่วยในการงอตัวได้อย่างอิสระได้มากนักด้วยข้อจำกัดของวัสดุผ้าที่ต้องทำการออกแบบโดยเฉพาะ

ในขณะที่การเปรียบเทียบผลทดสอบกับงานวิจัยอื่นที่เป็นกายอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่เหมือนกัน พบว่าประสิทธิภาพ และ range of motion ในการงอตัว ตลอดจนถึงแรงที่เกิดขึ้นตรงปลายนิ้วเป็นแรงกดสำหรับใช้ทำการฝึกกำมือ และจับวัตถุ นิ้วมือยืดหยุ่นจากการพิมพ์ 3 มิติด้วยวัสดุ PU สามารถสร้างแรงที่เกิดขึ้นจากนิ้วมือแบบยืดหยุ่นช่วยควบคุมให้นิ้วมืองอตัวด้วยขนาดของแรง 10.57 N เมื่อรับแรงดันลมขนาด 2.0 บาร์ และมีมุมองศาในการงอตัวของแต่ละข้อต่อที่ส่งผลต่อระยะ ROM ที่เหมาะสมเพียงพอต่อการใช้งานทำกายภาพบำบัดเมื่อเปรียบเทียบกับการทดลองในงานวิจัยอื่น ๆ

นอกจากนี้ประเด็นเรื่องการออกแบบระบบควบคุมการทำงาน pneumatic actuator โดยใช้เซนเซอร์ EMG ตรวจวัดการหด และเกร็งตัวของกล้ามเนื้อ ก่อนส่งสัญญาณไปที่ MyoWare muscle kit เพื่อขยายสัญญาณไฟฟ้า และส่งข้อมูลไปที่วงจรควบคุมทำการสั่งงานเปิด หรือปิดวาล์ว pneumatic โดยมีผลตอบสนองได้รวดเร็วในระดับหน่วยเวลาเป็น milli-sec หรือน้อยกว่า 1 วินาที ซึ่งเพียงพอต่อการใช้งานเป็นอุปกรณ์ทางเลือกแบบพกพาสำหรับการใช้งานสำหรับทำกายภาพบำบัด

6.2 ข้อเสนอแนะเพื่อการทำวิจัยในอนาคต

การทำวิจัยเป็นงานวิทยานิพนธ์ฉบับนี้พบปัญหา และอุปสรรคที่น่าสนใจมากมายเกี่ยวกับการทำ soft robot ด้วยวิธีการพิมพ์ 3 มิติในอนาคต โดยการพิมพ์นิ้วมือแบบยืดหยุ่นเพื่อนำมาใช้เป็นงานต้นแบบของอุปกรณ์ในการช่วยทำกายภาพบำบัดผู้ป่วยในทางการแพทย์ พบอุปสรรคที่สำคัญดังนี้ คือ

1. การออกแบบต้องคำนึงถึงความยาวของแนว link ที่เกี่ยวข้องกับการเกิด torque ที่ตำแหน่งของข้อต่อต่าง ๆ ในทาง dynamic
2. ข้อจำกัดเกี่ยวกับวัสดุ และการพิมพ์วัสดุ
3. ข้อจำกัดในการเข้าถึงเครื่องพิมพ์ที่สามารถตอบสนองต่อการพิมพ์ได้ตามที่ต้องการ

ทั้งนี้งานวิจัยในงานวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ใช้อุปกรณ์เซนเซอร์ EMG แบบแผ่นโลหะติดบนผิวกล้ามเนื้อสำหรับตรวจวัดการหดตัว และการเกร็งตัวของกล้ามเนื้อแล้วส่งข้อมูลผ่านการขยายสัญญาณของบอร์ดวงจร MyoWare muscle kit เพื่อแสดงการทำงานที่สัมพันธ์กันของระบบตรวจวัดกล้ามเนื้อ กับระบบควบคุมการจ่ายแรงดันลมเท่านั้น โดยระบบการตรวจวัดกล้ามเนื้อยังมีเซนเซอร์ EMG, บอร์ดวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้า และบอร์ดวงจรควบคุมชนิดอื่นที่สามารถนำมาใช้ปฏิบัติได้

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

บรรณานุกรม

[1] H. K. Yap, X. Liang, and R. C. Yeow, "A fully fabric-based bidirectional soft robotic glove for assistance and rehabilitation of hands impaired patients," *IEEE Robotics and Automation Letters,* vol. 2, no. 3, pp. 1383-1390, 2017, doi: 10.1109/LRA.2017.2669366.

[2] H. C. Fischer *et al.*, "Use of a portable assistive glove to facilitate rehabilitation in stroke survivors with severe hand impairment," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering,* vol. 24, no. 3, pp. 344-351, 2016, doi: 10.1109/TNSRE.2015.2513675.

[3] K. B. Lee *et al.*, "Six-month functional recovery of stroke patients: a multi-time-point study," *International Journal of Rehabilitation Research,* vol. 38, no. 2, pp. 173-180, 2015.

[4] P. Polygerinos, Z. Wang, K. C. Galloway, R. J. Wood, and C. J. Walsh, "Soft robotic glove for combined assistance and at home rehabilitation," *Robotic and Autonomous System,* vol. 73, pp. 135-143, 2015, doi: http://dx.doi.org/10.1016/j.robot.2014.08.014.

[5] H. K. Yap, R. C. Yeow, J. H. Lim, and N. Nasrallah, "Design and preliminary feasibility study of a soft robotic glove for hand function assistance in stroke survivors," *Frontiers in Neuroscience,* vol. 11, 2017, doi: 10.3389/fnins.2017.00547.

[6] D. Sasaki, T. Noritsugu, M. Takaiwa, and H. Yamamoto, "Wearable power assist device for hand grasping using pneumatic artiųcial rubber muscle," *IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication,* pp. 655-660, 2004.

[7] H. K. Yap, H. Y. Ng, and C. H. Yeow, "High-force soft printable pneumatics for soft robotic applications," *Soft Robotics,* vol. 3, no. 3, 2016, doi: 10.1089/soro.2016.0030.

[8] H. K. Yap, R. C. Yeow, and C. Wiedeman, "Design and characterization of lowcost fabric based flat pneumatic actuators for soft assistive glove

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

application," in *International Conference on Rehabilitation Robotics*, QEII Center, London, UK, 2017, pp. 1465-1470.

[9] T. V. J. Tarvainen and W. Yu, "Pneumatic multi-pocket elastomer actuators for metacarpophalangeal joint flexion and abduction-adduction," *Journal of Actuators MDPI,* vol. 6, no. 27, September, 2017, doi: 10.3390/act6030027.

[10] K. H. Heung, R. K. Tong, A. T. Lau, and Z. Li, "Robotic glove with soft-elastic composite actuators for assisting activities of daily living," *Soft Robotics,* 2019, doi: 10.1089/soro.2017.0125.

[11] P. Polygerinos *et al.*, "Modeling of soft fiber-reinforced bending actuators," *IEEE Transaction on Robotics,* vol. 31, no. 3, pp. 778-789, 2015, doi: 10.1109/TRO.2015.2428504.

[12] P. Polygerinos, K. C. Galloway, E. Savage, M. Herman, K. O'Donnell, and C. J. Walsh, "Soft robotic glove for hand rehabilitation and task specific training," in *IEEE International Conference on Robotic and Automation, ICRA 2015*, Seattle, USA, 2015.

[13] P. Polygerinos *et al.*, "Towards a soft pneumatic glove for hand rehabilitation," *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems,* pp. 1512-1517, 2013.

[14] B. Mosadegh *et al.*, "Pneumatic networks for soft robotics that actuate rapidly," presented at the Advanced Functional Materials, 2014.

[15] N. Feng, Q. Shi, H. Wang, J. Gong, C. Liu, and Z. Lu, "A soft robotic hand: design, analysis, sEMG control, and experiment," *International of Journal Advanced Manufacturing Technology,* vol. 97, pp. 319-333, 2018, doi: 10.1007/s00170-018-1949-2.

[16] J. C. Yeo, H. K. Yap, W. Xi, Z. Wang, C. H. Yeow, and C. T. Lim, "Flexible and stretchable strain sensing actuator for wearable soft robotic applications," *Advanced Materials and Technologies,* vol. 1, 2016, doi: 10.1002/admt.201600018.

[17] P. Polygerinos, K. C. Galloway, S. Sanan, M. Herman, and C. J. Walsh, "EMG controlled soft robotic glove for assistance during activities of daily living," *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR),* pp. 55-60,

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

September, 2015.

[18] M. Tavakoli, B. Enes, J. Santos, L. Marques, and A. T. d. Almeida, "Underactuated anthropomorphic hands: actuation strategies for a better functionality," *Robotic and Autonomous Systems,* vol. 74, pp. 267-282, December, 2015, doi: http://dx.doi.org/10.1016/j.robot.2015.08.011.

[19] K. L. Moore, A. F. Dalley, and A. M. R. Agur, *Moore's Clinically Oriented Anatomy*, 7th Edition ed. Lippincot Williams & Wilkins: PA: A Wolter Kluwer Business, 2014.

[20] S. Bongsebandhu-phubhakdi, *3017767 Human Body BME. Class Lecture, Topic: "Neurophysiology II for Biomedical Engineering"*. Bangkok, Thailand: Department of Physiology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University August, 2019.

[21] R. L. Drake, A. W. Vogl, and A. W. M. Mitchell, *Gray's Anatomy for Students*, 3th Edition ed. Churchill Livingstone Elsevier: PA: Elsevier Inc, 2015.

[22] F. H. Netter, *Atlas of Human Anatomy*, 6th Edition ed. Saunders Elsevier: PA: Elsevier Inc, 2014.

[23] C. Stitz and J. Zeager, *OER Math 1060 Trigonometry Pilot Edition*. The SLCC Math Department: Salt Lake Community College & University of Utah, 2017.

[24] D. A. Neumann, *Kinesiology of the Musculoskeletal System*, 3th Edition ed. Foundations for Rehabilitation: Elsevier Inc, 2017.

[25] D. E. Thompson, W. L. Buford, L. M. Myers, D. J. Giurintano, and J. A. Brewer, "A hand biomechanics workstation," *Computer Graphics,* vol. 22, no. 4, pp. 335-343, August, 1988.

[26] G. I. Bain, N. Polites, B. Higgs, R. Heptinstall, and A. M. McGrath, "The functional range of motion of the finger joints," *The Journal of Hand Surgery, European,* vol. 40, no. 4, 2014, doi: 10.1177/1753193414533754.

[27] T. Chen and P. Lum, "Hand rehabilitation after stroke using a wearable, high DOF, spring powered exoskeleton," in *38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Orlando, FL, USA, 2016, pp. 578-581.

[28] H. In, B. B. Kang, M. Sin, and K. Cho, "Exo-Glove: A wearable robot for the hand with a soft tendon routing system," *IEEE Robotics & Automation Magazine,* vol.

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

22, no. 1, pp. 97-105, March, 2015.

[29] M. Li *et al.*, "An attention-controlled hand exoskeleton for the rehabilitation of finger extension and flexion using a rigid-soft combined mechanism," *Frontiers in Neurorobotics,* vol. 13, 2019.

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Chulalongkorn University

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	นาย ชัยวัฒน์ มุสิกะปาน
วัน เดือน ปี เกิด	9 กันยายน 2527
สถานที่เกิด	ลำปาง
วุฒิการศึกษา	วศ.ม. สาขาวิศวกรรมเครื่องกล วศ.บ. สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า บช.บ. สาขาการบัญชี และอื่น ๆ
ผลงานตีพิมพ์	1. หนังสือพิมพ์ปฏิรูป คอลัมนิสต์พิเศษด้านวิทยาศาสตร์ ปี 2558 2. The 10th Conference of Electrical Engineering Network, 2018. 3. The 11th Thai Society of Mechanical Engineers, International Conference of Mechanical Engineering, 2020. 4. Open Science Index, Biomedical and Biological Engineering Vol. 15, No. 11, 2021. 5. The 8th National Conference on Business Management and Innovation, “Chinese-Thai Collaboration”, 2021.
รางวัลที่ได้รับ	ผู้สอบขอใบอนุญาตระดับภาคีวิศวกร ได้คะแนนสูงสุด 10 อันดับแรก สภาวิศวกร

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY