

รายงานการวิจัย

การออกแบบและสร้างต้นแบบขาเทียมที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์

Designing and Creating a Prototype of Computerized Prosthetic Leg

รองศาสตราจารย์ ดร.นันทกฤษณ์ ยอดพิจิตร และคณะ

ศูนย์นวัตกรรมสำหรับวิศวกรรมปัจจัยมนุษย์และการยศาสตร์ (ศวม.)

ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากสำนักคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ

พ.ศ. 2560

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากสำนักคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ ประจำปีงบประมาณ 2560

บทคัดย่อภาษาไทย

ส่วนที่ 1

ชื่อโครงการวิจัย การออกแบบและสร้างต้นแบบขาเทียมที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์

ชื่อผู้วิจัย รองศาสตราจารย์ ดร.นันทกฤษณ์ ยอดพิจิตร (หัวหน้าโครงการ)
ศูนย์นวัตกรรมสำหรับวิศวกรรมปัจจัยมนุษย์และการยศาสตร์ (ศวม.)
ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

ส่วนที่ 2

ขาเทียมถูกออกแบบเพื่อทดแทนส่วนของร่างกายที่สูญเสียไป เพื่อให้ผู้พิการที่สวมใส่ขาเทียมมีความสามารถในการทำกิจกรรมประจำวันได้มีประสิทธิภาพมากขึ้น การศึกษาเมื่อเร็วๆ นี้ได้แสดงให้เห็นว่าขาเทียมที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์สามารถปรับปรุงคุณภาพชีวิตของผู้ที่สวมใส่ได้ดีขึ้น ขาเทียมแบบมีกำลังส่วนมากที่มีขายตามท้องตลาดมีมุมมองการออกแบบที่แตกต่างกัน ผู้ออกแบบได้มุ่งเน้นวิธีการทางด้านเทคนิค ส่งผลให้ขาเทียมที่ถูกพัฒนาขึ้นนั้นไม่สามารถสร้างความพึงพอใจให้กับผู้พิการได้อย่างเต็มที่ วัตถุประสงค์หลักของโครงการวิจัยนี้เพื่อออกแบบและสร้างต้นแบบขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังใช้แอคทูเอเตอร์แบบแมกนีโตรีโอลอจิคอล (Magnetorheological (MR) Actuator) โดยหลักการวิศวกรรมปัจจัยมนุษย์และการยศาสตร์สำหรับการออกแบบและพัฒนาผลิตภัณฑ์ ผลจากโครงการวิจัยปัจจุบันได้แสดงให้เห็นว่าต้นแบบขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังเหมาะกับผู้ใช้ แต่ยังคงต้องมีการปรับปรุงในอนาคตอันใกล้

คำสำคัญ: ขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลัง วิศวกรรมปัจจัยมนุษย์และการยศาสตร์ การออกแบบและพัฒนาผลิตภัณฑ์ ต้นแบบ มีกำลัง

Abstract

Part 1

Project Designing and Creating a Prototype of Computerized Prosthetic Leg

Researcher Associate Professor Dr.Nantakrit Yodpijit (Principal investigator)
Center for Innovation in Human Factors Engineering
and Ergonomics (CIHFE^2),
Department of Industrial Engineering, Faculty of Engineering,
King Mongkut's University of Technology North Bangkok

Part 2

Prosthetic leg is for the replacement of the missing leg and for the incensement of performance for activities of daily living on people with movement disabilities. Recent studies reveal that the use of powered prostheses will help improve the quality of life for disabled users. However, most of the powered prostheses that are in the market have different design perspectives where designers heavily concentrate on technical approach. As such, there is a lack of user satisfaction. The major objectives of this research project are to provide the design and to create a prototype of the powered transfemoral prosthesis using (Magnetorheological (MR) Actuator) based upon human factors engineering and ergonomics product design and development. Results from the current research project have shown that the prototype of the computerized prosthetic leg is fit on the users but still needs improvements in the near future.

Keywords: Computerized prosthetic leg, human factors engineering and ergonomics, product design and development, prototype, powered

สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	ข
บทคัดย่อภาษาไทย	ค
Abstract	ง
สารบัญ	จ
สารบัญตาราง	ช
สารบัญภาพ	ซ
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 หลักการเหตุผล	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	2
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย	2
1.4 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย	2
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากงานวิจัย	2
1.6 แผนการดำเนินงานวิจัย	2
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	4
2.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับขาเทียม	4
2.2 ระบบ	8
2.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	10
บทที่ 3 การดำเนินงานวิจัย	17
3.1 การศึกษาทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	17
3.2 การออกแบบโครงสร้างต้นแบบขาเทียม	18
3.3 การพัฒนาระบบควบคุมต้นแบบขาเทียม	20
3.4 การสร้างต้นแบบขาเทียม	21
3.5 การทดสอบต้นแบบขาเทียม	22
3.6 การปรับปรุงต้นแบบขาเทียม	22
3.7 การทดสอบและประเมินผลต้นแบบขาเทียมที่ได้จากการปรับปรุง	22
3.8 สรุปผลและข้อเสนอแนะ	22
บทที่ 4 ผลการดำเนินงานวิจัย	23
4.1 ผลการออกแบบโครงสร้างต้นแบบขาเทียม	23

4.1.1 การนำคอมพิวเตอร์มาช่วยในการออกแบบ 23
4.1.2 การวิเคราะห์เพื่อปรับปรุงเฉพาะส่วนด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ 27
4.2 ผลการสร้างต้นแบบขาเทียม 28
4.3 ผลการพัฒนาระบบควบคุมต้นแบบขาเทียม 28
4.3.1 ระบบจ่ายกระแสไฟฟ้า 29
4.3.2 ระบบควบคุมหลัก 30
4.3.3 ระบบควบคุมแอคทูเอเตอร์ 32
4.3.4 ระบบสื่อสารไร้สายสำหรับการแก้ไขโปรแกรมและเก็บข้อมูล 36
4.4 ผลการทดสอบต้นแบบขาเทียม 37
4.5 ผลการปรับปรุงต้นแบบขาเทียม 38
4.6 การทดสอบและประเมินผลต้นแบบขาเทียมที่ได้จากการปรับปรุง 38
บทที่ 5 สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ 40
5.1 สรุปและวิจารณ์ผลงานวิจัย 40
บรรณานุกรม 41
ข้อมูลผู้วิจัย 46
ภาคผนวก แบบต้นแบบขาเทียมที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ 48

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 1-1 แผนการดำเนินงานวิจัย 3

สารบัญภาพ

หน้า

ภาพที่ 2-1 ส่วนประกอบของขาเทียมแบบเหนือเข่า 4
ภาพที่ 2-2 ขาเทียมเหนือเข่าแบบไม่มีกำลังยุคหลังปี 2500 5
ภาพที่ 2-3 ขาเทียมเหนือเข่าแบบไม่มีกำลังยุคปัจจุบัน 6
ภาพที่ 2-4 ขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังแบบใช้แอคทูเอเตอร์ลักษณะกระบอกไฮดรอลิกส์ 6
ภาพที่ 2-5 ขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังแบบใช้แอคทูเอเตอร์ลักษณะเบรกแม่เหล็ก 7
ภาพที่ 2-6 ขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ 7

ภาพที่ 3-1 การทำงานของ MR fluid ที่เลือกใช้ในข้อเท่าเทียม 20
ภาพที่ 3-2 โครงสร้างโดยรวมของระบบควบคุม 21

ภาพที่ 4-1 แบบร่างสามมิติของแอคทูเอเตอร์ที่ออกแบบ 24
ภาพที่ 4-2 ช่องว่างระหว่างแผ่น 24
ภาพที่ 4-3 การไหลเวียนของกระแสภายใน 25
ภาพที่ 4-4 แบบร่างต้นแบบขาเทียม 26
ภาพที่ 4-5 ผลการวิเคราะห์เพื่อปรับปรุงเฉพาะส่วนด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ 27
ภาพที่ 4-6 ชิ้นส่วนโครงสร้างต้นแบบขาเทียม 28
ภาพที่ 4-7 ระบบจ่ายกระแสไฟฟ้า 29
ภาพที่ 4-8 แบตเตอร์รี่ประเภทลิเทียม โพลิเมอร์ 29
ภาพที่ 4-9 ระบบไมโครคอนโทรลเลอร์หลัก 30
ภาพที่ 4-10 ระบบรับค่าจากตัวรับรู้ 30
ภาพที่ 4-11 ชุดทดสอบสำหรับทดลองการขยายสัญญาณจากสเตรนเกจ 31
ภาพที่ 4-12 ระบบ IMU 31
ภาพที่ 4-13 ระบบไมโครคอนโทรลเลอร์สำหรับควบคุมแอคทูเอเตอร์ 32
ภาพที่ 4-14 ระบบจ่ายกระแสสำหรับแอคทูเอเตอร์ 32
ภาพที่ 4-15 ชดลวดสำหรับการสร้างสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสำหรับแอคทูเอเตอร์ 33
ภาพที่ 4-16 ระบบวัดกระแสสำหรับแอคทูเอเตอร์ 33
ภาพที่ 4-17 ระบบวัดการเปลี่ยนตำแหน่งของแอคทูเอเตอร์ 34
ภาพที่ 4-18 ชุดทดลองที่ 1 35

ภาพที่ 4-19 ชุดทดลองที่ 2 35
ภาพที่ 4-20 ชุดทดลองที่ 3 36
ภาพที่ 4-21 ชุดทดลองที่ 4 36
ภาพที่ 4-22 ระบบสื่อสารไร้สายสำหรับการแก้ไขโปรแกรมและเก็บข้อมูล 37
ภาพที่ 4-23 แผ่นเบลดที่สร้างขึ้น 37
ภาพที่ 4-24 แผ่นชิม 38
ภาพที่ 4-25 ขาเทียมที่ได้รับการปรับปรุงแล้ว 39

บทที่ 1
บทนำ

1.1 หลักการเหตุผล

ข้อมูลจากสำนักงานสถิติแห่งชาติ ปี 2558 พบมีคนพิการร้อยละ 2.52 ของประชากรทั้งหมด หรือประมาณ 2 ล้านกว่าราย และขึ้นทะเบียนเป็นคนพิการ 1,918,867 ราย พิการขาขาดประมาณ 50,000 ราย ซึ่งข้อมูลกระทรวงสาธารณสุขพบว่า มีคนที่ต้องถูกตัดขาเพิ่มขึ้นประมาณปีละ 3,500 ราย และคาดว่ามีคนพิการจำนวนหนึ่งที่ไม่สามารถเข้าถึงบริการ จากข้อจำกัดเช่น ราคาอุปกรณ์ที่ค่อนข้างสูง

ขาเทียม เป็นกายอุปกรณ์ประเภทหนึ่ง ที่นำมาทดแทนส่วนของรยางค์ล่าง (ขา) ทั้งหมดหรือบางส่วนซึ่งไม่เคยมีอยู่เลยหรือขาดหายไป เพื่อช่วยเหลือการเคลื่อนไหวให้กับคนพิการขาขาด ขาเทียม มีหลายรูปแบบขึ้นอยู่กับระดับของการตัดและพยาธิสภาพของผู้ใช้ เพื่อให้เกิดประโยชน์สูงสุดในการฟื้นฟูสมรรถภาพของคนไข้จึงต้องมีการออกแบบอุปกรณ์ร่วมกันกับแพทย์เพื่อให้อุปกรณ์เหมาะสมกับผู้ใช้มากที่สุด

ปัจจุบันขาเทียมแบบกำลังควบคุมที่มีคุณภาพดีซึ่งควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ ยังต้องนำเข้าจากต่างประเทศจึงมีราคาสูงมากประมาณ 1.4 - 4 ล้านบาท ทำให้ผู้ใช้ส่วนมากขาดโอกาสเข้าถึง การพัฒนาเพื่อทดแทนการนำเข้าต้นแบบขาเทียมเหนือเข่าคุณภาพดี เพื่อให้ผู้ใช้สามารถสวมใส่ได้อย่างปลอดภัย สะดวกสบาย และเคลื่อนไหวได้อย่างเป็นธรรมชาติในราคาต่ำกว่าต่างประเทศ ก็จะเป็นแนวทางหนึ่งในการพัฒนาคุณภาพชีวิตให้กับคนพิการที่ขาดโอกาสในประเทศไทยได้

งานวิจัยนี้มุ่งพัฒนาต้นแบบขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังใช้แอคทูเอเตอร์แบบแมกนีโตรีโอลอจิคอลที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ โดยใช้หลักการวิศวกรรมปัจจัยมนุษย์และการยศาสตร์ และแนวคิดเรื่องระบบ มีขั้นตอนการดำเนินงานที่สำคัญ ประกอบด้วย การศึกษาทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง การออกแบบและสร้างต้นแบบขาเทียม การพัฒนาระบบควบคุมต้นแบบขาเทียม การทดสอบปรับปรุงและประเมินผลต้นแบบขาเทียม และการสรุปผลการดำเนินงาน

ต้นแบบที่พัฒนาขึ้นจะสามารถนำไปพัฒนาต่อยอดเพื่อนำไปใช้งานจริง ทดแทนการนำเข้าจากต่างประเทศ เป็นการส่งเสริมผู้ประกอบการไทยจากการผลิตส่วนประกอบต่าง ๆ ของขาเทียมเหนือเข่า และยังสามารถจดสิทธิบัตรได้ เพื่อให้องค์ความรู้ที่ได้พัฒนาขึ้นสามารถนำไปใช้ประโยชน์เพื่อคนพิการไทยได้อย่างสูงสุด นอกจากนี้ องค์ความรู้ที่ได้จากการวิจัยนี้ยังสามารถนำไปประยุกต์เพื่อใช้เป็นกายอุปกรณ์ช่วยเดิน สำหรับผู้ที่มีปัญหาด้านการเคลื่อนไหวแต่ไม่ได้ถูกตัดขา เช่น ผู้บาดเจ็บที่กระดูกสันหลัง หรืออัมพาตครึ่งซีก ได้อีกประการหนึ่ง

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

เพื่อออกแบบและสร้างต้นแบบขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

ใช้หลักการวิศวกรรมปัจจัยมนุษย์และการยศาสตร์ และแนวคิดเรื่องระบบ ในการออกแบบและสร้างต้นแบบขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์

1.4 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

1. การศึกษาทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง
2. การออกแบบโครงสร้างต้นแบบขาเทียม
3. การพัฒนาระบบควบคุมต้นแบบขาเทียม
4. การสร้างต้นแบบขาเทียม
5. การทดสอบต้นแบบขาเทียม
6. การปรับปรุงต้นแบบขาเทียม
7. การทดสอบและประเมินผลต้นแบบขาเทียมที่ได้จากการปรับปรุง
8. สรุปผลและข้อเสนอแนะ

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากงานวิจัย

1. มีต้นแบบขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์

2. ผลวิจัยสามารถเผยแพร่และถ่ายทอดเทคโนโลยีให้แก่ผู้สนใจต่อไป และ เป็นแนวทางในการวิจัยด้านนี้ต่อไป

3. การนำต้นแบบไปพัฒนาต่อยอดเพื่อใช้จริง เพื่อทดแทนการนำเข้าจากต่างประเทศ เป็นแนวทางหนึ่งในการพัฒนาคุณภาพชีวิตให้กับคนพิการที่ขาดโอกาสในประเทศไทยได้ และยังเป็นการส่งเสริมผู้ประกอบการไทยจากการผลิตส่วนประกอบต่าง ๆ ของขาเทียมเหนือเข่า

4. เกิดองค์ความรู้ไปใช้ประโยชน์ในการพัฒนากายอุปกรณ์สำหรับผู้พิการการเคลื่อนไหวในประเทศไทย

1.6 แผนการดำเนินงานวิจัย

แผนการดำเนินงานวิจัยนี้จะแสดงให้เห็นถึงขั้นตอนโดยรวม และระยะเวลาโดยประมาณของการดำเนินงานวิจัยนี้ แสดงดังตารางที่ 1-1

ตารางที่ 1-1 แผนการดำเนินงานวิจัย

กิจกรรม	ต.ค.	พ.ย.	ธ.ค.	ม.ค.	ก.พ.	มี.ค.	เม.ย.	พ.ค.	มิ.ย.	ก.ค.	ส.ค.	ก.ย.
1. การศึกษาทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง												
2. การออกแบบโครงสร้างต้นแบบขาเทียม												
3. การพัฒนาระบบควบคุมต้นแบบขาเทียม												
4. การสร้างต้นแบบขาเทียม												
5. การทดสอบต้นแบบขาเทียม												
6. การปรับปรุงต้นแบบขาเทียม												
7. การทดสอบและประเมินผลต้นแบบขาเทียมที่ได้จากการปรับปรุง												
8. สรุปผลและข้อเสนอแนะ												

บทที่ 2
ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้เป็นการศึกษาทฤษฎีต่าง ๆ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบและสร้างต้นแบบขาเทียมเหนือเข่าที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ ด้วยหลักการวิศวกรรมปัจจัยมนุษย์และการยศาสตร์ มีรายละเอียดดังนี้

2.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับขาเทียม

ขาเทียมสำหรับผู้พิการรยางค์ตั้งแต่เหนือเข่าลงไป (Transfemoral Prosthetic) สามารถแบ่งส่วนประกอบหลักได้ 4 ส่วน (ภาพที่ 2-1) ดังนี้

1. เบ้าขาเทียม (Socket) และซับ (Linear) คือ ส่วนที่รองรับตอขา เป็นส่วนประกอบที่มีความละเอียดอ่อน เนื่องจากต้องออกแบบและสร้างให้เหมาะสมกับตอขาผู้ใช้แต่ละคน เบ้าที่ไม่เหมาะสมจะทำให้ผู้ใช้อาจถูกดทับหรือได้รับอันตรายจากการใช้งานขาเทียมได้

2. ข้อเข่าเทียม (Knee) เป็นส่วนประกอบสำคัญที่สุด ทำให้ผู้ใช้ขาเทียมเหนือเข่าสามารถเคลื่อนไหวและเดินได้

3. แข้งเทียม (Shank, Pylon) คือ ส่วนเชื่อมต่อระหว่างข้อเข่าเทียมและเท้าเทียม เป็นส่วนประกอบที่ทำให้ขาเทียมมีความยาวเหมาะสมกับขาปกติ

4. ข้อเท้า (Ankle) และเท้าเทียม (Foot) เป็นส่วนประกอบที่ต้องรับแรงตลอดเวลาทั้งขณะมีการเคลื่อนไหวหรือยืนอยู่กับที่



ภาพที่ 2-1 ส่วนประกอบของขาเทียมแบบเหนือเข่า

ที่มา: Ottobock [1]

การแบ่งประเภทของขาเทียมเหนือเข่า สามารถแบ่งได้ตามลักษณะการทำงานของข้อเข่าเทียม สามารถแบ่งได้เป็นหลัก ๆ 2 ประเภท ได้แก่ ขาเทียมเหนือเข่าแบบไม่มีกำลัง และขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลัง รายละเอียดของขาเทียมเหนือเข่าแต่ละแบบมีดังนี้

1. ขาเทียมเหนือเข่าแบบไม่มีกำลัง (Passive Transfemoral Prosthetics) เป็นขาเทียมที่ใช้ข้อเข่าเทียมแบบกลไก ไม่มีพลังงานไฟฟ้าและระบบอิเล็กทรอนิกส์ในการควบคุม มีการสะสมพลังงานเมื่อมีการรับน้ำหนักและจะทำการปลดปล่อยพลังงานออกไปเมื่อมีการแกว่งขาการปรับการเคลื่อนที่ด้วยความฝืดหรือการหน่วงของของเหลวหรืออากาศ ขาเทียมเหนือเข่าแบบไม่มีกำลังมีวิวัฒนาการเป็นเป็นระยะเวลายาวนาน [2] ช่วงหลังสงครามโลกครั้งที่ 2 ตัวขาเทียมประดิษฐ์จากวัสดุง่ายๆ เบ้าทำจากหนังสัตว์ แกนหน้าแข้งทำจากไม้ มีข้อเสียคือสวมใส่ไม่สบายและมีน้ำหนักมาก ตั้งแต่ปี 2500 มีการพัฒนาขาเทียมเหนือเข่า เบ้าเป็นพลาสติก มีข้อเข่าที่ทำงานได้ใกล้เคียงกับหัวเข่าจริง แกนหน้าแข้งทำจากอะลูมิเนียม เท้าทำจากพลาสติกที่มีความยืดหยุ่นน้ำหนักเบา ดังภาพที่ 2-2



ภาพที่ 2-2 ขาเทียมเหนือเข่าแบบไม่มีกำลังยุคหลังปี 2500

ที่มา: สารคดี [2]

ปัจจุบันมีการพัฒนาข้อเข่าเทียมด้วยวัสดุโลหะอัลลอยด์ชนิดพิเศษ ซึ่งมีความแข็งแรงน้ำหนักเบา และติดตั้งแอคทูเอเตอร์เป็นลักษณะกระบอกไฮดรอลิกส์ เพื่อใช้ควบคุมการเคลื่อนที่พร้อมตกแต่งให้มีลักษณะคล้ายขาจริงแล้ว ตัวอย่างขาเทียมประเภทนี้ ได้แก่ Össur Mauch® Knee (SNS knee) [3] ดังภาพที่ 2-3



ภาพที่ 2-3 ขาเทียมเหนือเข่าแบบไม่มีกำลังยุคปัจจุบัน

ที่มา: Össur [3]

2. ขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลัง (Powered Transfemoral Prosthetics) เป็นขาเทียมที่ได้รับการพัฒนาอีกขั้น โดยใช้ข้อเข่าเทียมแบบมีระบบไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์หรือคอมพิวเตอร์ในการควบคุมการเคลื่อนที่ ขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังมีหลายลักษณะ ได้แก่

ขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังแบบใช้แอคทูเอเตอร์ลักษณะกระบอกไฮดรอลิกส์ ใช้การสะสมพลังงานเมื่อมีการรับน้ำหนักและจะทำการปลดปล่อยพลังงานออกไปเมื่อมีการแกว่งขาโดยควบคุมด้วยระบบไฟฟ้า ตัวอย่างขาเทียมประเภทนี้ ได้แก่ Ottobock C-Leg [4] ดังภาพที่ 2-4



ภาพที่ 2-4 ขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังแบบใช้แอคทูเอเตอร์ลักษณะกระบอกไฮดรอลิกส์

ที่มา: Ottobock [4]

ขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังแบบใช้แอคทูเอเตอร์ลักษณะเบรกแม่เหล็ก เป็นขาเทียมที่ใช้หลักการทำงานของแม่เหล็กไฟฟ้าในการสร้างแรงต้านของข้อเข่า ตัวอย่างขาเทียมประเภทนี้ ได้แก่ Össur Rheo knee [5] ดังภาพที่ 2-5



ภาพที่ 2-5 ขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังแบบใช้แอคทูเอเตอร์ลักษณะเบรกแม่เหล็ก

ที่มา: Össur [5]

ขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังแบบใช้แอคทูเอเตอร์ลักษณะมอเตอร์ไฟฟ้า เป็นขาเทียมที่ได้รับการพัฒนาขึ้นใหม่โดยมีแนวคิดจากแขนกลหุ่นยนต์ ประกอบด้วยข้อเข่าเทียมที่มีแอคทูเอเตอร์และควบคุมด้วยระบบไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์หรือคอมพิวเตอร์ ตัวอย่างขาเทียมประเภทนี้ ได้แก่ Vanderbilt Leg (Bionic Leg, Goldfarb Leg) [6], [7] และ Össur Power Knee [8] ดังภาพที่ 2-6**Error! Reference source not found.**



ภาพที่ 2-6 ขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์

ที่มา: Össur [8]

ทั้งขาเทียมแบบมีกำลังจะตอบสนองความต้องการในการเคลื่อนที่ของผู้พิการ และเพิ่มความสามารถในการเคลื่อนที่ได้มากกว่า ขาเทียมแบบไม่มีกำลังควบคุม [9]–[12] ซึ่งขาเทียมที่มีกำลังแสดงให้เห็นถึงสัญญาณที่ดีที่จะช่วยปรับปรุงคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยที่มีปัญหาด้านการเคลื่อนไหว (Au, Berniker, & Herr, 2008; F. Sup, Varol, Mitchell, Withrow, & Goldfarb, 2009)

ปัจจุบันขาเทียมเหนือเข่าคุณภาพดี ทั้งประเภทไม่มีกำลังควบคุม และประเภทมีกำลังควบคุมซึ่งมีการใช้ระบบคอมพิวเตอร์ / ไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อควบคุมการทำงานของขาเทียม (ข้อเข่าเทียม และข้อเท้าเทียม) ต้องนำเข้าจากต่างประเทศ จึงมีราคาสูงมาก เมื่อพิจารณาแยกตามส่วนประกอบของขาเทียมจะพบว่า แต่ละส่วนประกอบของขาเทียมคุณภาพดีที่ต้องนำเข้าจากต่างประเทศจะพบว่ามีการออกแบบ และใช้วัสดุวิศวกรรมเฉพาะทาง เพื่อให้มีประสิทธิภาพในการทำงานสูงสุด ดังตัวอย่างเช่น

1. เบ้าขาเทียม ทำจากวัสดุคาร์บอนไฟเบอร์ เพื่อให้มีน้ำหนักเบา และซับ ทำจากวัสดุซิลิโคน เพื่อช่วยให้ความกระชับในการใช้งาน และลดความเจ็บปวด

2. ข้อเข่าเทียม มีการออกแบบจุดหมุนหลายแกนที่เหมาะสม มีความแข็งแรง ทนทาน ทำจากวัสดุอัลลอยด์น้ำหนักเบา และสามารถควบคุมแรงต้านการเหวี่ยงของข้อเข่าได้ด้วยระบบไฮดรอลิก หรือนิวแมติกส์ เพื่อให้เหมาะสมกับการเคลื่อนไหวลักษณะต่าง ๆ ได้

3. แข้งเทียม ทำจากวัสดุอัลลอยด์ หรือวัสดุคาร์บอนไฟเบอร์ เพื่อให้มีน้ำหนักเบา

4. ข้อเท้าและเท้าเทียม มีการออกแบบเพื่อให้สามารถเก็บสะสมพลังงานขณะเดินได้อย่างมีประสิทธิภาพ ลดแรงกระแทก ทำจากวัสดุอัลลอยด์ หรือวัสดุคาร์บอนไฟเบอร์ เพื่อให้มีน้ำหนักเบา

2.2 ระบบ

ระบบ (System) [16] เป็นการจัดกลุ่มที่เป็นระเบียบขององค์ประกอบ (Component) ที่มีการเชื่อมโยง ปฏิสัมพันธ์ และพึ่งพาอาศัยกันตามโครงสร้างที่กำหนดไว้ เพื่อให้บรรลุวัตถุประสงค์ที่เฉพาะเจาะจง องค์ประกอบระบบโดยทั่วไป ประกอบด้วย

1. ส่วนประกอบ (Components) เป็นส่วนที่ใช้ในการทำงานของระบบ ได้แก่ ปัจจัยนำเข้า (Input) ปัจจัยส่งออก หรือ ผลผลิต (Output) และกระบวนการ (Process) ส่วนประกอบของระบบแต่ละอาจสมมุติค่าต่าง ๆ เพื่ออธิบายสถานะของระบบตามที่กำหนดด้วยการควบคุมบางอย่าง และกำหนดข้อจำกัดอย่างน้อยหนึ่งข้อ

2. คุณสมบัติ (Attributes) เป็นลักษณะหรือการสำแดงให้เห็นชัดเจนของส่วนประกอบของระบบ ซึ่งคุณสมบัติเหล่านี้ส่งผลต่อคุณลักษณะของระบบ

3. ความสัมพันธ์ (Relationships) เป็นการเชื่อมโยง (Integration) คือ การเชื่อมโยงกันตามโครงสร้าง ปฏิสัมพันธ์ (Interaction) คือ การประสานงานระหว่างแต่ละส่วนประกอบ และการพึ่งพาอาศัยกัน (Interdependence) คือ ระบบมีส่วนต่าง ๆ ขึ้นอยู่กับอีกส่วน ส่งผลให้การทำงานของส่วนหนึ่งหนึ่งขึ้นอยู่กับผลลัพธ์จากอีกส่วนหนึ่ง ระหว่างส่วนประกอบและคุณสมบัติ

ระบบคือชุดของส่วนประกอบที่เชื่อมโยงกันทำงานร่วมกัน เพื่อวัตถุประสงค์บางอย่าง คุณสมบัติที่สำคัญของส่วนประกอบของระบบ ประกอบด้วย

1. คุณสมบัติและลักษณะการทำงานของส่วนประกอบแต่ละชุด มีผลต่อคุณสมบัติและลักษณะการทำงานของระบบโดยรวม

2. คุณสมบัติและลักษณะการทำงานของส่วนประกอบแต่ละชุด ขึ้นอยู่กับคุณสมบัติและลักษณะการทำงานของส่วนประกอบอื่น ๆ อย่างน้อยหนึ่งชุด

3. ชุดย่อยของส่วนประกอบจะมีสองคุณสมบัติตามสองข้อแรก โดยส่วนประกอบจะไม่สามารถแบ่งออกเป็นส่วนย่อยกว่าที่เป็นอิสระได้อีก

ส่วนประกอบของระบบโดยทั่วไป ได้แก่

1. ปัจจัยนำเข้า (Input) คือ สิ่งที่นำเข้าสู่ระบบ

2. ปัจจัยส่งออก หรือ ผลผลิต (Output) คือ สิ่งที่ออกจากระบบ

3. ตัวประมวลผล (Processor) คือ องค์ประกอบที่แปลงปัจจัยนำเข้าเป็นปัจจัยส่งออก

4. ตัวควบคุม (Control) คือ องค์ประกอบที่ควบคุมหรือตัดสินใจในระบบ

5. ข้อมูลย้อนกลับ (Feedback) คือ ผลตอบสนองจากการวัดเทียบต่าง ๆ ที่ป้อนกลับสู่ตัวควบคุม

6. สิ่งแวดล้อม (Environment) คือ "ระบบที่เหนือกว่า (Supra-System)" โครสร้างของระบบที่ดำเนินการอยู่ เป็นแหล่งที่มาขององค์ประกอบภายนอกที่เข้ามามีผลต่อระบบ มักเป็นตัวที่กำหนดวิธีการทำงานของระบบที่ดำเนินการอยู่

7. ขอบเขตและส่วนต่อประสาน (Boundaries and Interfaces) คือ ขอบเขตของระบบ และการระบุส่วนประกอบ และปฏิสัมพันธ์ระหว่างกัน เมื่อเชื่อมโยงกับสิ่งแวดล้อมหรือระบบอื่น ๆ

จากข้อมูลทั้งหมดข้างต้น สามารถกำหนดประเภทของระบบได้หลายรูปแบบ ซึ่งประเภทของระบบโดยทั่วไป ได้แก่

1. ระบบที่ธรรมชาติสร้างขึ้น (Natural Systems) กับ ระบบที่มนุษย์สร้างขึ้น (Human-Made Systems) ระบบที่ธรรมชาติสร้างขึ้นเกิดขึ้นเองโดยธรรมชาติ ส่วนระบบที่มนุษย์สร้างขึ้นเกิดขึ้นโดยการกระทำอย่างจงใจของมนุษย์

2. ระบบกายภาพ (Physical Systems) กับ ระบบตามแนวคิด (Conceptual Systems) ระบบทางกายภาพเป็นสิ่งที่ที่จับต้องได้ ส่วนระบบบตามแนวคิดเป็นนามธรรมหรือจับต้องไม่ได้

2. ระบบสถิต (Static Systems) กับ ระบบพลวัต (Dynamic Systems) ระบบสถิตไม่มีการเปลี่ยนแปลงการทำงาน ส่วนระบบพลวัตมีการเปลี่ยนแปลงการทำงาน

4. ระบบเปิด (Open Systems) กับ ระบบปิด (Closed Systems) ระบบเปิดมีส่วนต่อประสานกับสิ่งแวดล้อมหรือระบบอื่น ๆ ส่วนระบบปิดถูกแยกออกจากอิทธิพลของสิ่งแวดล้อม

2.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ผู้วิจัยได้ศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับขาเทียมเหนือเข่า ช่วงระหว่างปี 1976 – 2016 เพื่อเป็นแนวทางสำหรับงานวิจัยนี้ ขาเทียมเหนือเข่าเป็นอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาด้านการเคลื่อนไหว โดยมีจุดประสงค์เพื่อช่วยเหลือร่างกายในด้านการเคลื่อนไหวและใช้ทดแทนส่วนขาที่ขาดหายไป การแบ่งประเภทของขาเทียมเหนือเข่า สามารถแบ่งได้ตามลักษณะการทำงานของข้อเข่าเทียม สามารถแบ่งได้เป็นหลัก ๆ 2 ประเภท ได้แก่ ขาเทียมเหนือเข่าแบบไม่มีกำลัง และขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลัง ซึ่งขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังจะตอบสนองความต้องการในการเคลื่อนที่ของผู้พิการ และเพิ่มความสามารถในการเคลื่อนที่ได้มากกว่า ขาเทียมเหนือเข่าแบบไม่มีกำลังควบคุม [9]–[12] รายละเอียดวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องของขาเทียมแต่ละแบบมีดังนี้

ขาเทียมเหนือเข่าแบบไม่มีกำลัง (Passive Transfemoral Prosthetics) เป็นขาเทียมที่ใช้ข้อเข่าเทียมแบบกลไก ไม่มีพลังงานไฟฟ้าและระบบอิเล็กทรอนิกส์ในการควบคุม มีการสะสมพลังงานเมื่อมีการรับน้ำหนักและจะทำการปลดปล่อยพลังงานออกไปเมื่อมีการแกว่งขาการปรับการเคลื่อนที่ด้วยความฝืดหรือการหน่วงของของเหลวหรืออากาศ ข้อจำกัดของขาเทียมเหนือเข่าแบบไม่มีกำลัง มีดังนี้

1. มีความไม่สมดุลของการเดินระหว่างขาทั้งสอง คณะนักวิจัยได้เปรียบเทียบการเดินและการใช้พลังงานของผู้พิการที่สวมใส่ขาเทียมเหนือเข่าแบบไม่มีกำลัง พบว่า ในการเดินบนพื้นราบนั้น ผู้พิการที่ถูกตัดกระดูกต้นขาที่สวมใส่ขาเทียมเหนือเข่าแบบไม่มีกำลัง ได้แสดงให้เห็นถึงการเดินที่ไม่สมดุล และ มีการใช้พลังงานมากขึ้น (มากขึ้นถึง 60%) มีพารามิเตอร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ ได้แก่ ความเร็ว จังหวะการเดิน ความยาวก้าว อัตราการใช้ออกซิเจน ค่าการใช้จ่ายออกซิเจนสุทธิ ระดับการใช้ออกซิเจนสูงสุด ค่าพลังงานสัมพันธ์ อัตราการเต้นของหัวใจ และ สัดส่วนการหายใจ [17]

2. มีโอกาสสะดุดการล้มสูง มีการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของขาเทียมเหนือเข่าที่ไม่ได้มีระบบคอมพิวเตอร์ควบคุมกับขาเทียมเหนือเข่าที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ โดยมีเข้าร่วมทดลอง 19 คน ซึ่งเป็นผู้พิการที่ถูกตัดกระดูกต้นขามีอายุเฉลี่ย 51 ปี ± 19 ปี พบว่าขาเทียมเหนือเข่าที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ปรับปรุงการทำงานได้ดีดีขึ้น ได้แก่ คะแนนการประเมินขาเทียมเพิ่มขึ้น 20% การสะดุดลดลง 59 % การล้มลดลง 64 % ความเร็วการเดินที่เลือกด้วยตัวเองบนทางเดินที่สม่ำเสมอระยะทาง 75 เมตร เพิ่มขึ้น 15% ความเร็วสูงสุดที่สามารถเดินได้บนทางเดินที่สม่ำเสมอระยะทาง 75

เมตร เพิ่มขึ้น 12% ความเร็วสูงสุดที่สามารถเดินได้บนทางเดินที่ไม่สม่ำเสมอระยะทาง 38 เมตร เพิ่มขึ้น 21% ความเร็วสูงสุดที่สามารถเดินได้บนทางเดินที่ไม่สม่ำเสมอระยะทาง 6 เมตร เพิ่มขึ้น 17% ผลคะแนนจากการประเมินการลงบันไดเพิ่มขึ้นจากผู้เข้าร่วมทดลอง 12 คน มีผู้เข้าร่วมการทดลอง 14 คน ที่มีความต้องการที่จะใช้ขาเทียมเหนือเข่าที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์มากกว่าขาเทียมเหนือเข่าที่ไม่ได้มีระบบคอมพิวเตอร์ควบคุม นอกจากนี้ ขาเทียมเหนือเข่าที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ยังสามารถเพิ่มคุณภาพชีวิตของผู้ใช้จากผู้พิการมีการเคลื่อนไหวอยู่ใน MFCL ระดับ K2 ที่เคลื่อนที่ได้แค่ในที่อยู่อาศัย สามารถก้าวข้ามระดับไปยัง MFCL ระดับ K3 ที่เคลื่อนไหวได้นอกเหนือจากที่อยู่อาศัย [10]

3. การเดินไม่สมดุล มีการศึกษาเพื่อเปรียบเทียบสมดุลการเดินของผู้พิการที่ถูกตัดกระดูกต้นขาที่ใช้ขาเทียมเหนือเข่าที่ไม่ได้มีระบบคอมพิวเตอร์ควบคุมกับขาเทียมเหนือเข่าที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ โดยวัดการเดินแบบ 3 มิติ ซึ่งมีผู้เข้าร่วมการทดลอง 15 คน พบว่าความสมดุลของกลศาสตร์ที่สะโพก เข่า และ ข้อเท้า ไม่มีความแตกต่างกัน ขาเทียมเหนือเข่าที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์สามารถปรับปรุงสมดลจลนพลศาสตร์ได้ดีขึ้น สมดุลการเดินที่ดีขึ้นทำให้การการเสื่อมของกล้ามเนื้อและกระดูกของผู้ที่สวมใส่ลดลง [11]

การเปรียบเทียบชีวกลศาสตร์การขึ้นลงบันไดและทางลาดของผู้พิการที่สวมใส่ขาเทียมเหนือเข่าที่ไม่ได้มีระบบคอมพิวเตอร์ควบคุมกับขาเทียมเหนือเข่าที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ ได้แก่ ความเร็ว ความยาวก้าวขา แรงปฏิกิริยาจากพื้นดินในแนวตั้ง กำลังที่ข้อเท้า เข่า และ สะโพก พบว่าขาเทียมเหนือเข่าที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์มีการสร้างกำลังที่ข้อเท้าของขาปกติน้อยกว่าขณะที่ลงบันได มีความเร็วเพิ่มขึ้น (ไม่มีนัยสำคัญ) การลงบันไดและทางลาดมีสมดุลระหว่างขาข้างปกติและขาข้างที่สวมใส่ขาเทียมมากกว่าขาเทียมเหนือเข่าที่ไม่ได้มีระบบคอมพิวเตอร์ [12]

จากข้อจำกัดของขาเทียมเหนือเข่าแบบไม่มีกำลังข้างต้น จึงได้มีพัฒนาขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลัง โดยมีรายละเอียดดังนี้

ขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังแบบใช้แอคทูเอเตอร์ลักษณะกระบอกไฮดรอลิกส์ เป็นขาเทียมที่ได้รับการพัฒนาอีกขั้น โดยใช้ข้อเข่าเทียมแบบมีระบบไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์หรือคอมพิวเตอร์ในการควบคุมการเคลื่อนที่ ใช้การสะสมพลังงานเมื่อมีการรับน้ำหนักและจะทำการปลดปล่อยพลังงานออกไปเมื่อมีการแกว่งขาโดยควบคุมด้วยระบบไฟฟ้า ตัวอย่างขาเทียมประเภทนี้ ได้แก่ C-Leg (Ottobock, 2017b)

คณะนักวิจัยได้พัฒนาขาเทียมที่สามารถทำงานแบบมีกำลังควบคุม กับแบบไม่มีกำลังควบคุมขึ้นอยู่กับความต้องการใช้พลังงานระหว่างรอบการเดินของกิจกรรมต่างๆในชีวิตประจำวัน ซึ่งมีเซ็นเซอร์เพื่อวัดพารามิเตอร์กลศาสตร์และจลนพลศาสตร์ ได้ทำการทดสอบโหมดการทำงานแบบไม่มีกำลังผลลัพธ์แสดงให้เห็นว่าผู้สวมใส่สามารถขับเคลื่อนขาเทียมในโหมดการทำงานแบบไม่มีกำลังได้

โดยไม่มีผู้ช่วย แต่ไม่สามารถงอและขยายเข่าในระยะตั้งท่าได้ ซึ่งการขาดการควบคุมงอและขยายเข่าในระยะตั้งท่าเพราะผู้ใช้ไม่สามารถสร้างแรงบิดขยายที่เพียงพอที่ข้อเข่า ส่งผลให้การเดินไม่สมดุลและเดินแบบผิดปกติ [18]

ขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังแบบใช้แอคทูเอเตอร์ลักษณะเบรกแม่เหล็ก เป็นขาเทียมที่ใช้หลักการทำงานของแม่เหล็กไฟฟ้าในการสร้างแรงต้านของข้อเข่า ตัวอย่างขาเทียมประเภทนี้ ได้แก่ Rheo knee [5] ความหนืดของของเหลวในอุปกรณ์ MR fluid จะมีการเปลี่ยนแปลงโดยแหล่งกำเนิดแม่เหล็กภายนอก ดังนั้น อุปกรณ์ MR สามารถควบคุมแรงบิดได้ผ่านการควบคุมสนามแม่เหล็กที่ใช้ ข้อดีของ MR fluid มีดังนี้ มีขนาดเล็ก สามารถสร้างอุปกรณ์ได้ง่าย ใช้พลังงานน้อย และ ตอบสนองได้รวดเร็ว [19]–[23]

แมกนีโตรีโอลอจิคอล (Magnetorheological Fluid; MR fluid) ใช้สำหรับควบคุมแรงบิดเบรก (Brake Torque) ของเข่าด้วยการตอบสนองของสนามแม่เหล็ก ทำให้ความแข็งของเข่าสามารถควบได้ในเวลาจริงที่ผู้พิการกำลังเดิน ซึ่งต้องทำการศึกษาผลกระทบของการออกแบบตัวแปรที่แตกต่างกัน เช่น กระแสไฟฟ้าที่ใช้ ความต้านทานไฟฟ้า คุณสมบัติของวัสดุ และ รูปทรงทางเรขาคณิตที่เกี่ยวกับการไหลของแม่เหล็ก ผลของการศึกษาตัวแปรจะนำมาใช้เพื่อทำให้การไหลของแม่เหล็กเหมาะสมที่สุด และ การออกแบบที่เหมาะสมของเข่าเทียมมุ่งเน้นไปที่ฟังก์ชั่นและประสิทธิภาพ [24] สำหรับวัสดุในแกนของขาเทียมแมกนีโตรีโอลอจิคอล ประกอบด้วย CoFe Alloy ที่เรียกว่า Vacoflux 50 จะมีความอิ่มตัวของการทำให้เหมือนแม่เหล็กสูง ซึ่งช่วยให้การตอบสนองจลนพลศาสตร์รวดเร็วเมื่อสนามแม่เหล็กกระทำต่อข้อเทียม

มีงานวิจัยที่ศึกษาเปรียบเทียบทางการแพทย์ระหว่างเข่าเทียมแบบเบรกแม่เหล็ก เข่าเทียมแบบไฮดรอลิกส์ และเข่าเทียมแบบไม่มีกำลัง ข้อมูลการเผาผลาญพลังงานจะถูกเก็บจากผู้พิการที่ถูกตัดขาเหนือเข่าข้างเดียว 8 คน ที่เดินด้วยความเร็วที่เลือกเอง และข้อมูลจลศาสตร์ จลนพลศาสตร์ และข้อมูลคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ถูกเก็บในการเดินที่มีความเร็วที่เลือกเองข้ามทางเดิน 10 เมตร ในห้องปฏิบัติการ ผลการทดลองพบว่าเข่าเทียมแบบเบรกแม่เหล็ก ควบคุมการแกว่งได้ง่ายกว่าเข่าเทียมแบบไฮดรอลิกส์ และเมื่อใช้เทียมแบบเบรกแม่เหล็ก อัตราการเผาผลาญพลังงานลดลง 5 % เมื่อเทียบกับเข่าเทียมแบบไม่มีกำลัง และ อัตราการเผาผลาญลดลง 3 % เมื่อเทียบกับเข่าเทียมแบบไฮดรอลิกส์ [25]

คณะนักวิจัย [26] ได้มีการกล่าวว่าเข่าเทียมแบบเบรกแม่เหล็กมีอัตราการทำให้เป็นปัจจุบัน (Update Rate) อยู่ที่ 1,000 ครั้งต่อวินาที ซึ่งสูงกว่าเข่าเทียมแบบไฮดรอลิค ที่มีอัตราการทำให้เป็นปัจจุบันอยู่ที่ 100 ครั้งต่อวินาที ทำให้สามารถตอบสนองการควบคุมได้ดีกว่า สอดคล้องกับงานวิจัยของ [27] ได้ทำการศึกษาเข่าเทียมที่ควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์แบบต่าง ๆ ด้วยการทดสอบมีการเดินบนระดับพื้น บันได และ ทางลาด เทคโนโลยีที่ใช้ในการวัดประกอบด้วยระบบกล้องร่วมกับแผ่นรับ

แรง 2 แผ่น การศึกษานี้ได้ดำเดินการในห้องปฏิบัติการเดิน (Gait Laboratory) ผลพบว่าเข่าเทียมแบบเบรกแม่เหล็กให้ค่าพารามิเตอร์ในการเดินที่ดีกว่าเข่าเทียมแบบไฮดรอลิก

ขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังแบบใช้แอคทูเอเตอร์ลักษณะมอเตอร์ไฟฟ้าเป็นขาเทียมที่ได้รับการพัฒนาขึ้นใหม่โดยมีแนวคิดจากแขนกลหุ่นยนต์ ประกอบด้วยข้อเข่าเทียมที่มีแอคทูเอเตอร์และควบคุมด้วยระบบไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์หรือคอมพิวเตอร์ ตัวอย่างขาเทียมประเภทนี้ ได้แก่ Vanderbilt Leg (Bionic Leg, Goldfarb Leg) (Lawson et al., 2014; Frank Sup, Varol, Mitchell, Withrow, & Goldfarb, 2009) และ Power Knee (Össur, 2017b)

คณะนักวิจัยได้ออกแบบและทดสอบขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลัง ส่วนสำคัญของขาเทียมนี้มีกำลังที่ข้อเข่าในการควบคุมการทำงานพื้นฐานของการงอและขยายของเข่าด้วยแอคทูเอเตอร์ [28], [29] ซึ่งจะเลียนแบบรูปแบบการเดินโดยขาเทียมให้รูปแบบการควบคุมสำหรับมุมเข่าให้มีความสอดคล้องมุมเข่าของการเดินปกติ การควบคุมมีการใช้ข้อมูลจากประสาทสัมผัส และการจดจำรูปแบบสำหรับควบคุมขาเทียม ในวิธีการควบคุมนี้มีความจำเป็นเพื่อกำหนดกฎ เช่น คู่ของสถานการณ์กับการกระทำ ส่วนของสถานการณ์ขึ้นอยู่กับการรับรูปสิ่งแวดล้อมของตำแหน่งขาเทียมโดยอาศัยข้อมูลเซ็นเซอร์ ในส่วนของการกระทำขึ้นอยู่กับการจับคู่ของสถานการณ์ภายนอกและการกระทำที่อยู่ในตารางกฎที่ได้สร้างไว้และการเริ่มต้นการกระทำที่สอดคล้องกัน ซึ่งแต่ละกฎมีการจัดระเบียบด้วยโครงสร้าง if–then [30]

เมื่อเร็ว ๆ นี้ ขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังได้มีการพัฒนา [13] [31] โดยมีความสามารถในการทำกิจกรรมที่ขาเทียมเหนือเข่าแบบไม่มีกำลังทำไม่ได้หรือทำได้ยาก ซึ่งขาเทียมที่มีกำลังขับเคลื่อนแสดงให้เห็นถึงสัญญาณที่ดีที่จะช่วยปรับปรุงคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยที่มีปัญหาด้านการเคลื่อนไหว

ผู้วิจัยได้ศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับคุณลักษณะการทำงานที่สำคัญของขาเทียมเหนือเข่า ได้แก่ การรับรู้ตั้งใจหรือความต้องการการเคลื่อนไหว การรับรู้ภูมิประเทศ และการตรวจจับการสะดุด โดยมีรายละเอียดดังนี้

การรับรู้ตั้งใจหรือความต้องการการเคลื่อนไหว สิ่งสำคัญสำหรับการออกแบบขาเทียมเหนือเข่าที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์คือระบบการรับรู้ความตั้งใจหรือความต้องการการเคลื่อนไหว เพราะการใช้งานขาเทียมต้องผสานการทำงานร่วมกับความตั้งใจของผู้ใช้ ตัวอย่างผู้ใช้ต้องบอกขาเทียมที่สวมใส่ถึงการเคลื่อนไหวของขาสำหรับการทำงานของก้าวถัดไป เพื่อให้ขาเทียมเหนือเข่าที่ควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์สามารถช่วยในการเปลี่ยนโหมดงานได้อย่างราบลื่น ซึ่งในขาเทียมเหนือเข่าที่มีแรงขับเคลื่อนนั้นจะมีปุ่มให้กดเพื่อเปลี่ยนโหมดงาน ซึ่งจะมีความยุ่งยากในการใช้งานขาเทียม ดังนั้นเทคโนโลยีที่ทันสมัยจึงมีความจำเป็นที่จะเชื่อมต่อช่องว่างของการสื่อสารระหว่างผู้ใช้ และ ขาเทียมเพื่อความราบลื่นในการใช้งาน โดยมีวิธีการที่ใช้การวัดทางชีวกลศาสตร์สำหรับโหมดการรับรู้ [14], [32]–[34] ซึ่งวิธีนี้ได้มีการใช้อย่างประสบความสำเร็จเพื่อรับรู้การเริ่มต้นการเดินหยุดเดิน และ

เปลี่ยนแปลงจากการนั่งและการยืนสำหรับการควบคุมขาเทียม อีกวิธีหนึ่งที่ใช้ในขาเทียมที่มีกำลังขับเคลื่อนด้วยระบบประสาทกล้ามเนื้อมนุษย์ผ่านสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ [13], [35]–[37] ซึ่งการใช้สัญญาณกล้ามเนื้อ มีแนวโน้มของความถูกต้องสำหรับการรับรู้ความตั้งใจของผู้ใช้รวมถึงโหมดการเคลื่อนไหวต่าง ๆ นอกจากนี้ยังมีการใช้เซ็นเซอร์ในระบบรับรู้ความตั้งใจ ซึ่งหน่วยวัดแรงเฉื่อย และเซ็นเซอร์ถูกฝังในขาเทียมจึงทำให้สามารถแจ้งการรับรู้ความตั้งใจที่เกี่ยวกับตำแหน่ง การปรับตัว และสถานะโดยรวมทั้งหมดของขาเทียม [38]–[40]

การรับรู้ภูมิประเทศ มีการพัฒนาโมดูลการรับรู้ภูมิประเทศแบบพกพา การออกแบบประกอบด้วย IMU และเลเซอร์วัดของ IMU และเลเซอร์วัดระยะทางได้รับการแก้ไขร่วมกัน(เรียกว่าเซ็นเซอร์) และวางไว้บนด้านเดียวกันของผู้ที่สวมขาเทียม IMU วัดความเร่ง มีการปรับตัว และความเร็วเชิงมุมของเซนเซอร์และลำตัว เลเซอร์วัดระยะทางวัดระยะทางระหว่างเซ็นเซอร์และจุดฉายเลเซอร์บนภูมิประเทศ เพื่อระบุประเภทของภูมิประเทศในด้านหน้าของผู้สวมใส่ขณะเดิน ต้นไม้ตัดสินใจถูกใช้ในการจำแนกประเภทของภูมิประเทศ และ ให้ความหยาบหรือกลั่นข้อมูลเกี่ยวกับสภาพแวดล้อมการเดิน ข้อมูลสิ่งแวดล้อมที่ได้รับเป็นแบบอย่างความน่าจะเป็นเบื้องต้นและได้รับการบูรณาการโหมดการเคลื่อนไหวประสาทและกล้ามเนื้อรวมกับกลไก โมดูลการรับรู้ภูมิประเทศประกอบด้วย 3 ฟังก์ชั่นพื้นฐาน การสร้างภูมิประเทศใหม่ การจัดหมวดหมู่ภูมิประเทศ และการตรวจจับการยืนและการหัน การวัดของเซ็นเซอร์ถูกนำมาใช้เพื่อสร้างรูปทรงเรขาคณิตของภูมิประเทศด้านหน้าผู้สวมใส่ ผลลัพธ์ที่ได้รูปทรงเรขาคณิตภูมิประเทศ ช่วยในการจำแนกภูมิประเทศเพื่อระบุชนิดของภูมิประเทศ [41] ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าโมดูลการรับรู้ภูมิประเทศสามารถตรวจจับภูมิประเทศที่เปลี่ยนแปลงในด้านหน้าของผู้สวมใส่ การทดสอบทางออนไลน์ของ EALMRS แสดงข้อมูลภูมิประเทศถูกต้องมากขึ้นและเชื่อถือได้ การพัฒนา EALMRS แสดงให้เห็นศักยภาพของการควบคุมการตัดสินใจของการสวมใส่อุปกรณ์ขาเทียม นอกจากนี้ผลของการศึกษาชี้ให้เห็นว่าข้อมูลสภาพแวดล้อมที่เก็บได้สามารถมีประโยชน์สำหรับการออกแบบและควบคุมอุปกรณ์ขาเทียม [41]

คณะนักวิจัย [42] ได้ทดลองสัญญาณที่ใช้เปลี่ยนโหมดการเคลื่อนไหว เพื่อความปลอดภัยเปลี่ยนการติดเซ็นเซอร์ไว้ที่นิ้วเท้าและส้นเท้า เพื่อให้มั่นใจว่าขาเทียมไม่เปลี่ยนโหมดการทำงานในขณะที่มีการแกว่งหรือในขณะที่ผู้เข้าร่วมการทดลองได้รับการแบกรับน้ำหนักในด้านขาเทียม ซึ่งขาเทียมได้ถูกโปรแกรมเพื่อเปลี่ยนโหมดที่การสัมผัสส้นเท้าหรือนิ้วเท้ากับพื้น [43] ได้มีการพัฒนาอัลกอริทึมในการขึ้นลงบันได จากการตรวจวัดความลึกของสภาพแวดล้อมเพื่อตรวจจับความตั้งใจของผู้ใช้ เช่นระยะทางและมุมจากบันได จำนวนขั้นตอน ความสูงของบันได และความลึกของบันได ได้ทำการทดลอง 3 การทดลอง การทดลองที่ 1 ตรวจสอบความละเอียดที่เหมาะสำหรับการแบ่งส่วนบันไดเป็น 80 × 60 พิกเซลอยู่บนพื้นฐานของความถูกต้องและความเร็ว การทดลองที่ 2 ทดสอบความสมารถของอัลกอริทึมการแบ่งแยกบันไดกับบันไดที่มีความแตกต่างกัน 5 แบบ การทดลองที่ 3 ทกสอบ

การเดินซึ่งแสดงให้เห็นถึงความเป็นไปได้ที่สามารถนำอัลกอริทึมการแบ่งแยกบันไดไปใช้งานจริง ซึ่งผลการทดสอบนี้มีความถูกต้อง 98.8%

งานวิจัยนำเสนอการตรวจสอบผลกระทบของเวลาการสลับโหมดควบคุมขาเทียม และได้มีการระบุเวลาสลับโหมดที่เหมาะสมที่ช่วยให้ผู้ใช้ปรับตัวอย่างต่อเนื่องในการเปลี่ยนแปลงของภูมิประเทศในขณะที่เดิน ในการศึกษาครั้งนี้มีการเปลี่ยนงาน 120 ครั้ง ซึ่งผลการศึกษาพบว่าเวลาในการสลับโหมดควบคุมขาเทียมไม่รบกวนสมดุลการเดินของผู้ใช้ในการเปลี่ยนโหมดทำงาน นอกจากนี้ ได้กำหนดระยะเวลาที่เหมาะสมสำหรับการสลับโหมด การศึกษาครั้งนี้สามารถให้คำแนะนำสำหรับระบบควบคุมขาเทียมที่มีกำลังในอนาคต และ ช่วยในเรื่องของการออกแบบขาเทียมในอนาคตซึ่งมีการทำงานและมีความปลอดภัยต่อการใช้งาน [44]

มีการตรวจสอบผลกระทบของข้อผิดพลาดในการรับรู้โหมดการเคลื่อนไหวที่ควบคุมด้วยความตั้งใจที่อยู่บนขาเทียมมีกำลังและความมั่นคงในการเดินของผู้ใช้ นอกจากนี้ ได้มีการระบุข้อผิดพลาดของการรับรู้โหมดการเคลื่อนไหวที่วิกฤตที่จะส่งผลกระทบต่อความปลอดภัยและความมั่นใจในการใช้ขาเทียมที่มีกำลัง ในการศึกษาครั้งนี้ได้เลือกข้อผิดพลาดการรับรู้โหมดหลายประเภท ผลการทดลองชี้ให้เห็นว่าการขึ้นทางลาดมีอัตราความผิดพลาดสูงกว่าการเดินบนบันได ซึ่งการทดสอบมีทั้งการเดินบนพื้นราบและ เดินบนทางลาด 10 ฟุต ที่มีการเอียง 8 องศา ผลกระทบของผิดพลาดการรับรู้โหมดบนความมั่นคงการเดินของผู้ใช้ได้รับการประเมินทั้งด้านจิตใจและวัตถุ โดยใช้แบบสอบถาม 4 ระดับ (คะแนน 0-3) ถูกออกแบบมาเพื่อวัตถุประสงค์ในการประเมินความมั่นคงเดินของผู้ใช้เมื่อข้อผิดพลาดเกิดขึ้น ผลการทดลองไม่มีข้อผิดพลาดในระยะเวลา 100 มิลลิวินาที ในการเดินบนพื้นราบเพื่อขึ้นทางลาด มีข้อผิดพลาดในระยะเวลา 300 มิลลิวินาทีเกิดขึ้นในการขยายวงสวิง ข้อผิดพลาดของการรับรู้โหมดไม่ทั้งหมดที่มีผลกับความมั่นคงทางเดิน [45]

การตรวจจับการสะดุด ความเสี่ยงการล้มของคนที่ถูกตัดรยางค์ส่วนล่างมีความเสี่ยงสูงเพราะสองปัจจัยต่อไปนี้ 1) การที่ถูกตัดรยางค์ส่วนล่างทำให้ความสมดุล ความแข็งแรงและรูปแบบการเดินเปลี่ยนแปลง 2) มากกว่าครึ่งหนึ่งของประชากรที่ถูกตัดรยางค์ล่างเป็นผู้สูงอายุ สำหรับการล้มเป็นสาเหตุหลักของการได้รับบาดเจ็บที่รุนแรง วิธีที่มีศักยภาพจะช่วยเพิ่มความปลอดภัย บทความนี้มีสองส่วนที่สำคัญ ส่วนที่หนึ่งอธิบายเกี่ยวกับการตรวจสอบและการเลือกแหล่งข้อมูลที่เหมาะสมซึ่งเชื่อถือได้และตอบสนองทันทีต่อการสะดุด ส่วนที่สอง เราตรวจสอบการออกแบบที่แตกต่างกันของระบบตรวจจับการสะดุดสำหรับขาเทียมเหนือเข่า ระบบที่ออกแบบจะถูกประเมินบนข้อมูลที่ถูกเก็บจากผู้ทดลอง 7 คน ที่ถูกตัดกระดูกต้นขาเมื่อพวกเขาเดินบนลู่วิ่งที่สามารถควบคุมได้หรืออุปสรรค ผลที่ได้จากการศึกษาครั้งนี้อาจนำไปสู่การออกแบบที่ดีขึ้นของขาเทียมที่มีกำลังที่ช่วยลดความเสี่ยงของการล้มในผู้พิการรยางค์ส่วนล่าง ผลแสดงให้เห็นอัตราเร่งที่เท้าก็เพียงพอที่จะตรวจสอบทุกเหตุการณ์

สะดุด ผลที่ได้จากการศึกษาครั้งนี้สามารถให้คำแนะนำในการเพิ่มประสิทธิภาพของการออกแบบการตรวจสอบสะดุดสำหรับขาเทียมที่มีกำลัง [46]

จากทฤษฎีต่าง ๆ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง จะนำศึกษาไปประยุกต์ใช้ออกแบบและพัฒนาออกแบบและสร้างต้นแบบขาเทียมเหนือเข่าที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ ซึ่งรายละเอียดของขั้นตอนในการดำเนินงานวิจัยจะกล่าวถึงในบทถัดไป

บทที่ 3
การดำเนินงานวิจัย

จากทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องที่ได้กล่าวมาแล้ว สามารถนำมาประยุกต์ใช้ให้สอดคล้องกับงานวิจัยการออกแบบและสร้างต้นแบบขาเทียมเหนือเข่าที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ ด้วยหลักการวิศวกรรมปัจจัยมนุษย์และการยศาสตร์และแนวคิดเรื่องระบบ เพื่อให้งานวิจัยเป็นไปด้วยความถูกต้องและบรรลุตรงตามวัตถุประสงค์ที่วางไว้ ผู้วิจัยกำหนดขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย ดังนี้

1 การศึกษาทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง
2. การออกแบบโครงสร้างต้นแบบขาเทียม
3. การพัฒนาระบบควบคุมต้นแบบขาเทียม
4. การสร้างต้นแบบขาเทียม
5. การทดสอบต้นแบบขาเทียม
6. การปรับปรุงต้นแบบขาเทียม
7. การทดสอบและประเมินผลต้นแบบขาเทียมที่ได้จากการปรับปรุง
8. สรุปผลและข้อเสนอแนะ

3.1 การศึกษาทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การศึกษาและรวบรวมทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องด้านการพัฒนาขาเทียม ระดับของการตัดขา ชีวกลศาสตร์ ระบบพิกัด การเคลื่อนไหวในท่าเดินของมนุษย์ และการพัฒนาต้นแบบขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ แสดงดังเนื้อหาในบทที่ 2 จากทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องสามารถนำมาประยุกต์ใช้เพื่อคำนวณหาแรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นที่ข้อเท้า ข้อเข่าและข้อสะโพก ซึ่งอาศัยการคำนวณตามหลักรูปแบบชีวกลศาสตร์ในการหาค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ เช่น มวลของขาเทียม โมเมนต์ความเฉื่อยของขาเทียม ระยะทางจากส่วนในและส่วนนอก ถึงจุดศูนย์กลางมวลของขาเทียม โดยเปรียบเทียบผลการคำนวณจากแบบจำลองของขาคนเปรียบเทียบกับแบบจำลองของขาเทียมเพื่อให้ทราบความแตกต่างของแรงที่ใช้ระหว่างขาคนและขาเทียมเหนือเข่าที่กำลังออกแบบและพัฒนา โดยในส่วนของแบบจำลองขามนุษย์ได้ใช้ข้อมูลสัดส่วนร่างกายมนุษย์จากงานวิจัยที่ได้ศึกษาสัดส่วนของนักศึกษาไทย กรณีศึกษา : นักศึกษามหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ [47] ข้อมูลสัดส่วนที่นำมาใช้ในการคำนวณประกอบไปด้วย ความยาวของขาส่วนบน ความยาวของขาส่วนล่าง ความยาวของเท้า งานวิจัยการหามวลของส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย

และจุดศูนย์กลางมวล [48] ค่ามวลของชิ้นส่วนของร่างกายมวลที่จะนำมาใช้ในการคำนวณประกอบไปด้วย มวลต้นขา, มวลขาส่วนล่างและมวลเท้า และระยะของจุดศูนย์กลางมวลของทั้ง 3 ส่วน ในส่วนของรัศมีการหมุนและโมเมนต์ความเฉื่อยนิยมใช้ค่าตัวเลขจาก [49] ซึ่งได้หามาแล้วอยู่ในรูปของรัศมีการหมุนเป็นร้อยละของความยาวส่วน

นอกจากการศึกษาและรวบรวมทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องการพัฒนาต้นแบบขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ ตั้งแต่ปี 2559 (ก่อนได้รับทุนวิจัย) ถึงปัจจุบัน คณะวิจัยได้มีการหารือร่วมกับคณะนักวิจัยจากโรงเรียนกายอุปกรณ์สิรินธร คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล โรงพยาบาลทหารผ่านศึก University of South Florida ประเทศสหรัฐอเมริกา ศูนย์นวัตกรรมสำหรับวิศวกรรมมนุษย์และการยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ และสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง อย่างสม่ำเสมอ นอกจากนี้ยังมีการลงพื้นที่เพื่อสัมภาษณ์ผู้ป่วยที่มีอาการบาดเจ็บที่กระดูกสันหลัง ณ โรงพยาบาลรามาธิบดี ซึ่งเป็นผู้ป่วยที่ไม่ได้ถูกตัดขา แต่มีปัญหาด้านการเดิน จึงพบว่าองค์ความรู้ที่ได้จากการวิจัยนี้ยังสามารถนำไปประยุกต์เพื่อใช้เป็นกายอุปกรณ์ช่วยเดิน สำหรับผู้ที่มีปัญหาด้านการเคลื่อนไหวแต่ไม่ได้ถูกตัดขา เช่น ผู้บาดเจ็บที่กระดูกสันหลัง หรืออัมพาตครึ่งซีก ได้อีกประการหนึ่ง การดำเนินงานข้างต้นทำให้ได้ข้อสรุปเบื้องต้นของแนวทางการพัฒนาต้นแบบขาเทียมเหนือเข่า เป็นการพัฒนาต้นแบบขาเทียมเหนือเข่าที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ คณะผู้วิจัยจึงศึกษาทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องดังเนื้อหาที่นำเสนอในบทที่ 2

3.2 การออกแบบโครงสร้างต้นแบบขาเทียม

การออกแบบโครงสร้างต้นแบบขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์มีขั้นตอนประกอบด้วย การนำคอมพิวเตอร์มาช่วยในการออกแบบ และการวิเคราะห์เพื่อปรับปรุงเฉพาะส่วนด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ เพื่อการประเมินความแข็งแรงของวัสดุและชิ้นส่วนทางกล ซึ่งวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ เป็นวิธีการที่ทดสอบความแข็งแรงของวัสดุและชิ้นงานที่ใช้กันอย่างแพร่หลาย โดยในงานวิจัยนี้ นำมาช่วยในการแก้ไขออกแบบรูปร่างเพื่อเพิ่มความแข็งแรงในจุดที่รับน้ำหนัก หรือลดส่วนที่ไม่จำเป็นในการออกแบบเพื่อลดน้ำหนักของอุปกรณ์ และมีส่วนช่วยในการเลือกวัสดุที่เหมาะสม ในจุดข้อต่อต่างของระบบ ป้องกันการเสียรูปของชิ้นส่วนบางชิ้นที่อยู่ในช่วง Plastic Deformation โดยพิจารณาตามความเหมาะสมของคุณสมบัติทางวิศวกรรม ต้นทุน และความเป็นไปได้ในการผลิตจริง นอกจากนี้ การออกแบบยังต้องคำนึงถึงความเข้ากันได้ของระบบควบคุมที่จำเป็นต้องติดตั้งในพื้นที่เหมาะสม

จากข้อมูลที่ได้รวบรวมและประชุมร่วมกันเพื่อแสดงให้เห็นภาพรวมของต้นแบบขาเทียม วัสดุที่ใช้จะถูกกำหนดขึ้นตามความเห็นร่วมกันของคณะนักวิจัย โดยพิจารณาตามความเหมาะสมของ

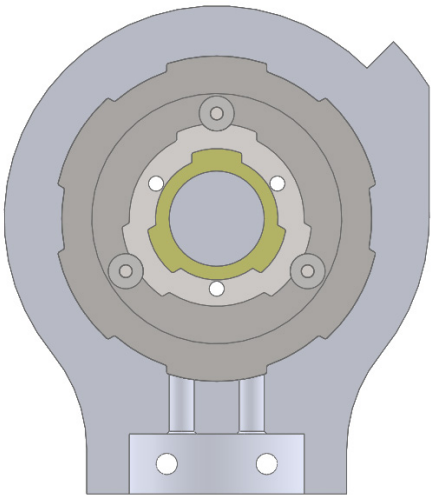
คุณสมบัติทางวิศวกรรม ต้นทุน และความเป็นไปได้ในการผลิตจริง จุดที่สำคัญที่สุดคือข้อเข่า โดยเลือกใช้ชนิดที่มีแม่เหล็กและของเหลว (Magnetorheological Fluid : MR Fluid) เพื่อความคงทนในการใช้งานและมีประสิทธิภาพสูงสุด โดย MR fluids เป็นของเหลวชนิดหนึ่งที่มีส่วนประกอบของสารเฟอร์โรแมกเนติก (Ferromagnetic) ที่มีลักษณะเล็กขนาดไมครอนผสมอยู่ ทำให้ MR fluids มีคุณสมบัติเป็นแม่เหล็ก โดยข้อเข่าประกอบไปด้วยแกนเหล็กตรงกลางหรือสเตเตอร์ (Stator Core) ที่ทำมาจากวัสดุลักษณะพิเศษคือ ต้องมีค่าความอิ่มตัวแม่เหล็กสูง เพื่อที่จะให้แพร่สนามแม่แหล็กสู่แผ่นเหล็กที่เรียงซ้อนกันอยู่หรือเรียกว่าโรเตอร์ (Rotor) ที่ต้องมีคุณสมบัติเหนียวนำไฟฟ้า ในระหว่างแผ่นของโรเตอร์จะมีช่องว่างอยู่ซึ่งเป็นที่อยู่ของของเหลว MR Fluid เมื่อทำให้เกิดสนามแม่เหล็กคุณสมบัติดังกล่าวจะทำให้ของเหลวจับกันเป็นลูกโซ่ และลักษณะดังกล่าวสามารถนำมาประยุกต์ใช้ในอุตสาหกรรมได้หลากหลาย ตัวอย่างเช่น ตัวหน่วง (Dampers) วาล์ว (Valves) เบรค (Brakes) และคลัทช์ (Clutches) เป็นต้น โดยนำมาช่วยในการปรับความหน่วงข้อเข่าของขาเทียม แอคทูเอเตอร์แบบ MR fluids สามารถแบ่งประเภทได้ 3 แบบ ดังนี้

1. แบบวาล์ว (Valve Mode) ของเหลว MR fluids อยู่ระหว่างขั้วแม่เหล็กคู่ โดยจะควบคุมสนามแม่เหล็กระหว่างขั้ว ทำให้เกิดการต้านทานการไหล

2. แบบแรงเฉือน (Direct Shear Mode) ลักษณะการทำงาน คือ ของเหลว MR fluids อยู่ระหว่างขั้วแม่เหล็กที่มีการเคลื่อนที่ทั้งแบบเลื่อน และแบบหมุน โดยระยะห่างระหว่างขั้วขนานกัน เมื่อควบคุมสนามแม่เหล็กทำให้ขั้วทั้งสองเกิดความฝืดขึ้น สามารถควบคุมความฝืดด้วยการควบคุมสนามแม่เหล็ก

3. แบบแรงอัด (Squeeze Mode) ของเหลว MR fluids อยู่ระหว่างขั้วแม่เหล็กคู่ที่สามารถปรับระยะห่างจากกันได้ โดยจะปรับแรงอัดโดยสนามแม่เหล็กระหว่างขั้ว

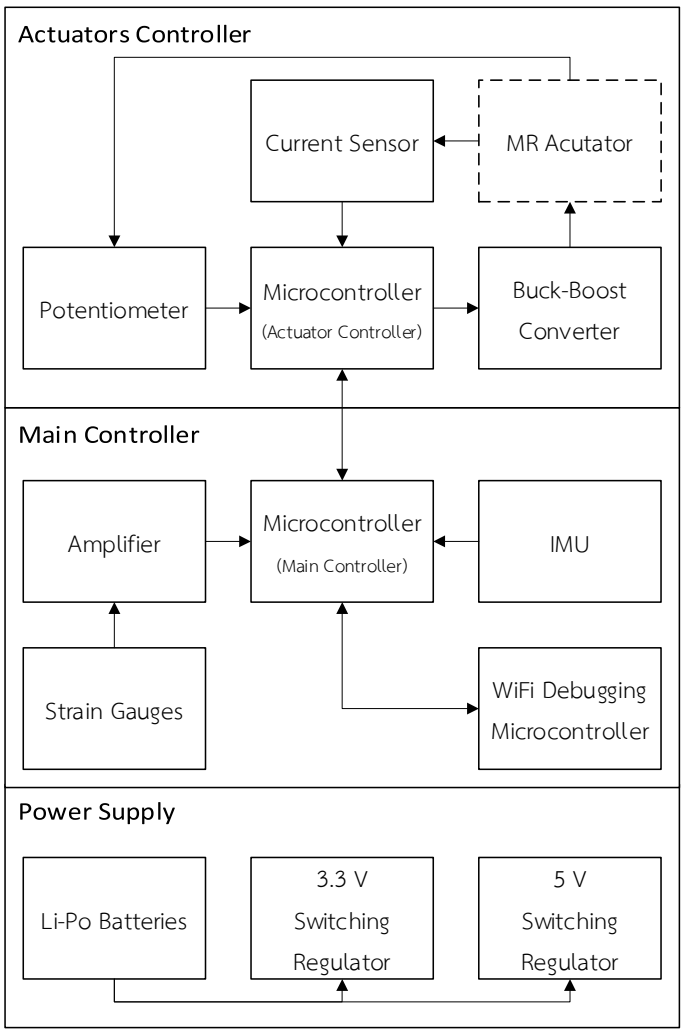
ประเภทการทำงานของ MR fluid ที่เลือกใช้ในข้อเข่าเทียม เป็นแบบชนิด แรงเฉือน (Direct Shear Mode) ใช้แผ่นเหล็กสปริงเกรด SK5 ในการผลิตแผ่นเหล็กที่เป็นตัวนำไฟฟ้าและทำให้เกิดความหนืด สามารถแบ่งเป็น 2 แบบ คือที่ติดกับโรเตอร์ และสเตเตอร์วางสลับและเรียงซ้อนกันอยู่ระหว่างเฮ้าซิ่งนอก กับเฮ้าซิ่งใน ดังภาพที่ 3-1 รายละเอียดผลการดำเนินงานในขั้นตอนนี้แสดงดังเนื้อหาในบทที่ 4 ข้อ 4.1



ภาพที่ 3-1 การทำงานของ MR fluid ที่เลือกใช้ในข้อเท่าเทียม

3.3 การพัฒนาระบบควบคุมต้นแบบขาเทียม

การออกแบบโครงสร้างของระบบควบคุม และพัฒนารายละเอียดของระบบควบคุมต้นแบบขาเทียม ตามหลักวิศวกรรมไฟฟ้าและอิเล็กทรอนิกส์ ในเบื้องต้นกำหนดโครงสร้างโดยรวมของระบบควบคุมที่พัฒนา ดังภาพที่ 3-2 ประกอบด้วยระบบหลัก 4 ส่วนได้แก่ 1. ระบบจ่ายกระแสไฟฟ้า (Power Supply) มีหน้าที่จ่ายกระแสไฟฟ้าจากแบตเตอรี่ให้กับระบบต่าง ๆ 2. ระบบควบคุมหลัก (Main Controller) ทำหน้าที่เป็นตัวควบคุมการทำงานของระบบทั้งหมด ระบบควบคุมหลักประกอบด้วยระบบย่อยดังนี้ ระบบไมโครคอนโทรลเลอร์หลัก ระบบรับค่าจากตัวรับรู้ และ ระบบ IMU (inertial measurement unit) 3. ระบบควบคุมแอคทูเอเตอร์ (Actuators Controller) ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของระบบควบคุมแอคทูเอเตอร์ทั้งหมด ประกอบด้วยระบบย่อยดังนี้ ระบบไมโครคอนโทรลเลอร์สำหรับควบคุมแอคทูเอเตอร์ ระบบจ่ายกระแสสำหรับแอคทูเอเตอร์ ระบบวัดกระแสสำหรับแอคทูเอเตอร์ และ ระบบวัดการเปลี่ยนตำแหน่งของแอคทูเอเตอร์ และ 4. ส่วนสื่อสารไร้สายสำหรับการแก้ไขโปรแกรมและเก็บข้อมูล เป็นส่วนที่มีหน้าที่ติดต่อเพื่อรับส่งข้อมูลระหว่างต้นแบบและสถานีควบคุม ผลการดำเนินงานในขั้นตอนนี้แสดงดังเนื้อหาในบทที่ 4 ข้อ 4.2



ภาพที่ 3-2 โครงสร้างโดยรวมของระบบควบคุม

3.4 การสร้างต้นแบบขาเทียม

การสร้างต้นแบบขาเทียมด้วยวิธีการต่าง ๆ ตามแบบจำลองต้นแบบขาเทียมที่ได้ข้อสรุปในการออกแบบโครงสร้างกำหนดไว้ จะดำเนินการสร้างโดยเครื่องจักรพิเศษในการขึ้นรูป การผลิตแยกส่วนโดยเครื่องจักรพิเศษในการขึ้นรูป และวัสดุเฉพาะทางวิศวกรรม การประกอบโครงสร้าง การปรับแต่งด้วยมือและการปรับแต่งด้วยเครื่องจักร ข้อเข่าจุดที่สำคัญที่สุด ชนิดที่มีแม่เหล็กและของเหลว (Magnetorheological Fluid : MR Fluid) ถูกเลือกนำมาใช้ เนื่องจากมีมีประสิทธิภาพสูงสุดและมีความคงทนในการใช้งานสูง ข้อเข่าประกอบไปด้วยแกนเหล็กตรงกลางหรือสเตเตอร์ (Stator Core) ทำหน้าที่แพร่สนามแม่แหล็กสู่โรเตอร์ (Rotor) ซึ่งเป็นแผ่นเหล็กที่เรียงซ้อนกันอยู่ ของเหลว MR Fluid อยู่ในช่องว่างระหว่างแผ่นของโรเตอร์ เพื่อช่วยในการปรับความหน่วงข้อเข่าของขาเทียม ผลการดำเนินงานในขั้นตอนนี้แสดงดังเนื้อหาในบทที่ 4 ข้อ 4.3

3.5 การทดสอบต้นแบบขาเทียม

ทดสอบต้นแบบขาเทียมที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ ด้วยผู้เชี่ยวชาญเพื่อการประเมินตามหลักวิศวกรรม และความเหมาะสมด้านการใช้งานกายอุปกรณ์ ประกอบด้วย การทดสอบด้านโครงสร้างเพื่อการปรับปรุงทางกลของต้นแบบขาเทียม และการทดสอบด้านระบบควบคุมเพื่อการเพิ่มประสิทธิภาพในการทำงานของวงจรและระบบสื่อสารของต้นแบบขาเทียม เบื้องต้นพบว่าแบบขาเทียมที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์นั้นมีความฝืด เนื่องจากแอคทูเอเตอร์ต้องใช้แผ่นเบลดเป็นจำนวนมาก ทำให้มีแรงเสียดทานสะสมระหว่างแผ่น ดังนั้นควรปรับแก้พิกัดการประกอบแอคทูเอเตอร์ให้มีขนาดพิกัดเหมาะสม ผลการดำเนินงานในขั้นตอนนี้แสดงดังเนื้อหาในบทที่ 4 ข้อ 4.4

3.6 การปรับปรุงต้นแบบขาเทียม

การปรับปรุงต้นแบบขาเทียมที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ ทำการปรับปรุงตามผลการทดสอบและข้อสรุปจากการประชุมร่วมกับผู้เชี่ยวชาญ โดยได้ดำเนินการปรับแก้ต้นแบบขาเทียมในส่วนของพิกัดการประกอบแอคทูเอเตอร์จากแนวทางการปรับปรุงส่วนโครงสร้าง ให้มีค่าพิกัดงานสวมที่เหมาะสม และเปลี่ยนแผ่นชิมให้มีความหนาเพิ่มขึ้น เพื่อแก้ไขข้อผิดพลาดและเพิ่มประสิทธิภาพในการทำงาน ทั้งส่วนโครงสร้างและระบบควบคุม ผลการดำเนินงานในขั้นตอนนี้แสดงดังเนื้อหาในบทที่ 4 ข้อ 4.5

3.7 การทดสอบและประเมินผลต้นแบบขาเทียมที่ได้จากการปรับปรุง

ทดสอบต้นแบบขาเทียมที่ได้รับการปรับปรุง โดยเฉพาะประเด็นที่ได้ดำเนินการปรับปรุง และภาพรวมอีกครั้งด้วยผู้เชี่ยวชาญ ผลปรากฏว่าแรงเสียดทานของข้อเข่าลดลง ด้วยการเปลี่ยนแผ่นชิมที่ความหนาจาก 0.2 มิลลิเมตร เป็น 0.4 มิลลิเมตร เพื่อให้พิกัดงานสวมเหมาะกับตัวสเตเตอร์ผลการดำเนินงานในขั้นตอนนี้แสดงดังเนื้อหาในบทที่ 4 ข้อ 4.6

3.8 สรุปผลและข้อเสนอแนะ

การสรุปผลให้ข้อเสนอแนะของงานวิจัย ผลการดำเนินงานในขั้นตอนนี้ดังเนื้อหาในบทที่ 5

จากเนื้อหาทั้งหมดที่ได้กล่าวมาในบทนี้ ในบทถัดไปจะเป็นการนำเสนอผลการดำเนินงานวิจัยตามขั้นตอนและรายละเอียดที่ได้กำหนดไว้

บทที่ 4
ผลการดำเนินงานวิจัย

จากวิธีการดำเนินงานวิจัยในบทที่ผ่านมา ในบทนี้เป็นผลการดำเนินการวิจัยการออกแบบและสร้างต้นแบบขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ ตามผลผลิต หรือ ตัวชี้วัดที่กำหนดขึ้นโดยอ้างอิงตามแผนการดำเนินการที่ตั้งไว้ ดังนี้

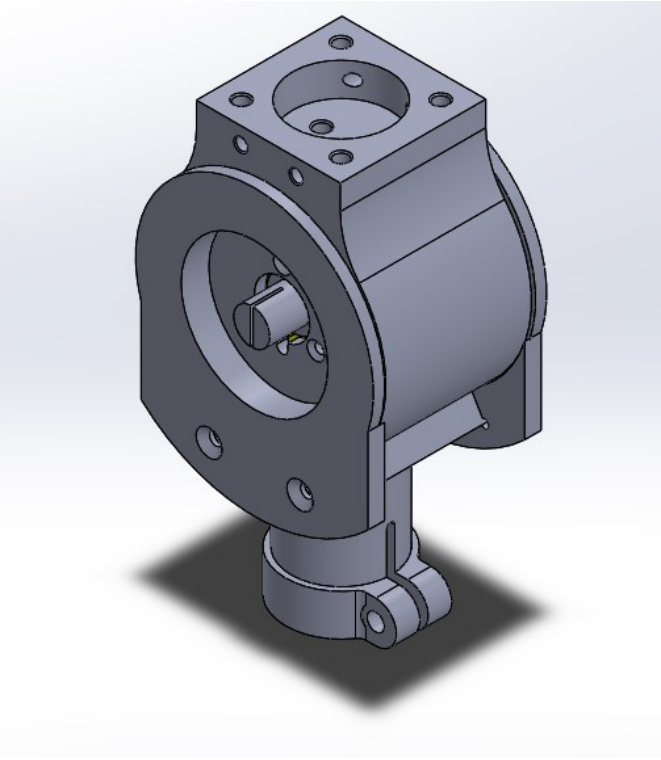
4.1 ผลการออกแบบโครงสร้างต้นแบบขาเทียม

คณะวิจัยได้กำหนดแผนการดำเนินงานออกแบบโครงสร้างต้นแบบขาเทียมขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์แบ่งเป็น 2 ขั้นตอนประกอบด้วย การนำคอมพิวเตอร์มาช่วยในการออกแบบ และการวิเคราะห์เพื่อปรับปรุงเฉพาะส่วนด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยการดำเนินงานมีรายละเอียดดังนี้

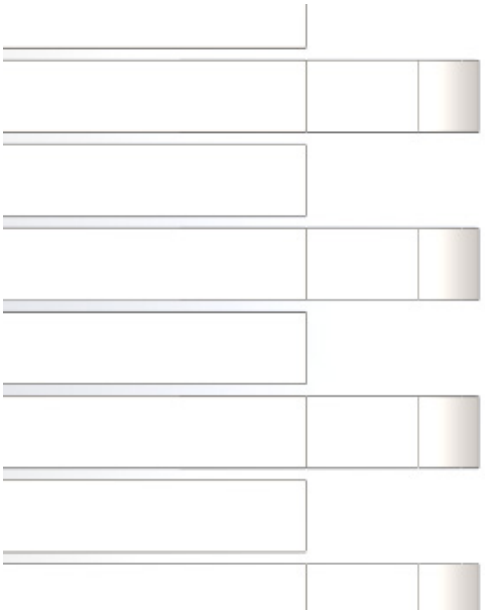
4.1.1 การนำคอมพิวเตอร์มาช่วยในการออกแบบ

จากข้อมูลที่ได้รวบรวมและประชุมร่วมกันเพื่อแสดงให้เห็นภาพรวมของต้นแบบขาเทียม วัสดุที่ใช้จะถูกกำหนดขึ้นตามความเห็นร่วมกันของคณะนักวิจัย โดยพิจารณาตามความเหมาะสมของคุณสมบัติทางวิศวกรรม ต้นทุน และความเป็นไปได้ในการผลิตจริง จุดที่สำคัญที่สุดคือข้อเข่า โดยเลือกใช้ชนิดที่มีแม่เหล็กและของเหลว (Magnetorheological Fluid : MR Fluid) เพื่อความคงทนในการใช้งานและมีประสิทธิภาพสูงสุด โดยประเภทการทำงานของ MR fluid ที่เลือกใช้ในข้อเข่าเทียม เป็นแบบชนิด แรงเฉือน (Direct Shear Mode) ใช้แผ่นเหล็กสปริงเกรด SK5 ในการผลิตแผ่นเหล็กที่เป็นตัวนำไฟฟ้าและทำให้เกิดความหนืด สามารถแบ่งเป็น 2 แบบ คือที่ติดกับโรเตอร์ และสเตเตอร์วางสลับและเรียงซ้อนกันอยู่ระหว่างเฮ้าซิ่งนอก กับเฮ้าซิ่งในดังภาพที่ 4-1 เฮ้าซิ้งใช้วัสดุที่ไม่มีค่านำไฟฟ้า ซึ่งวัสดุที่เราเลือกใช้ในเบื้องต้นคืออลูมิเนียมเกรดซีรี่ 7 (AL7075)

ระหว่างแผ่นเหล็กที่ซ้อนกันถูกกั้นกลางด้วยแผ่นชิมบางทำให้เกิดช่องว่างระหว่างแผ่นประมาณ 40 μm ดังภาพที่ 4-2 ระหว่างแผ่นเติมเต็มด้วยน้ำมันชนิดพิเศษคือ Magnetorheological fluid และส่วนประกอบที่สำคัญอีกจุดหนึ่งคือส่วนแกนกลาง และส่วนตัวนำด้านข้างซึ่งต้องเป็นส่วนที่นำไฟฟ้า มีจุดอิ่มตัวสูง ในเบื้องต้นเลือกใช้เหล็กกล้าคาร์บอน (S45C)

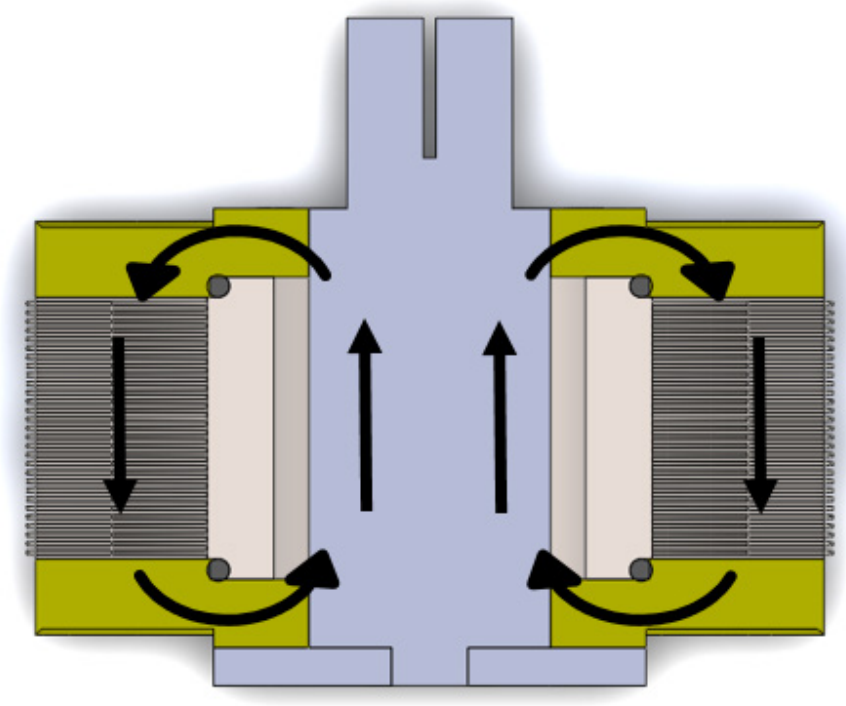


ภาพที่ 4-1 แบบร่างสามมิติของแอคทูเอเตอร์ที่ออกแบบ



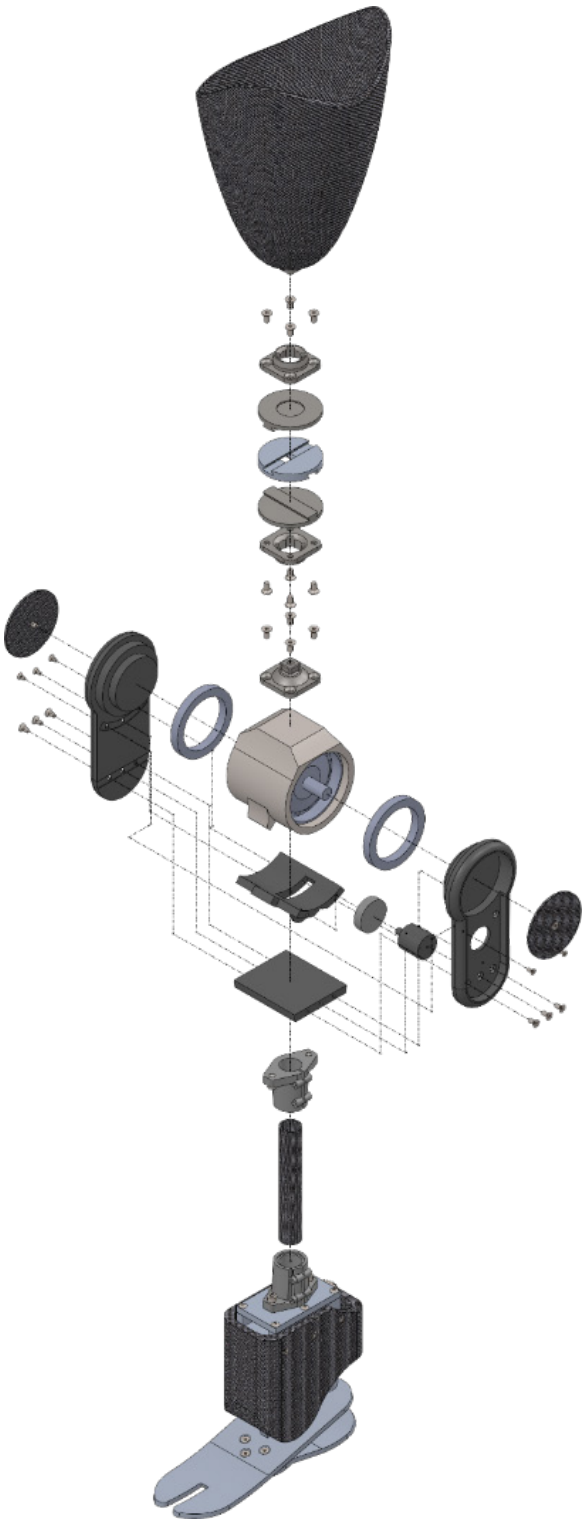
ภาพที่ 4-2 ช่องว่างระหว่างแผ่น

หลักการทำงานของ MR rotary brake คือ แกนกลางผันค่อยจ่ายกระแส ไหลวนผ่านแผ่นตัวนำด้านข้างไปยังแผ่นเหล็กที่ซ้อนกันและมี MR fluid ในช่องระว่างแผ่น กระแสไหลตามภาพที่ 4-3



ภาพที่ 4-3 การไหลเวียนของกระแสภายใน

การออกแบบยังต้องคำนึงถึงความเข้ากันได้ของระบบควบคุมที่จำเป็นต้องติดตั้งในพื้นที่เหมาะสม องค์ประกอบหลักของต้นแบบขาเทียมมี 4 ส่วน ได้แก่ 1. เบ้าขาเทียม และซับ 2. ข้อเข่าเทียม 3. แข้งเทียม 4. ข้อเท้าและเท้าเทียม ภาพที่ 4-4 แสดงแบบร่างต้นแบบขาเทียมจากการนำคอมพิวเตอร์มาช่วยในการออกแบบ

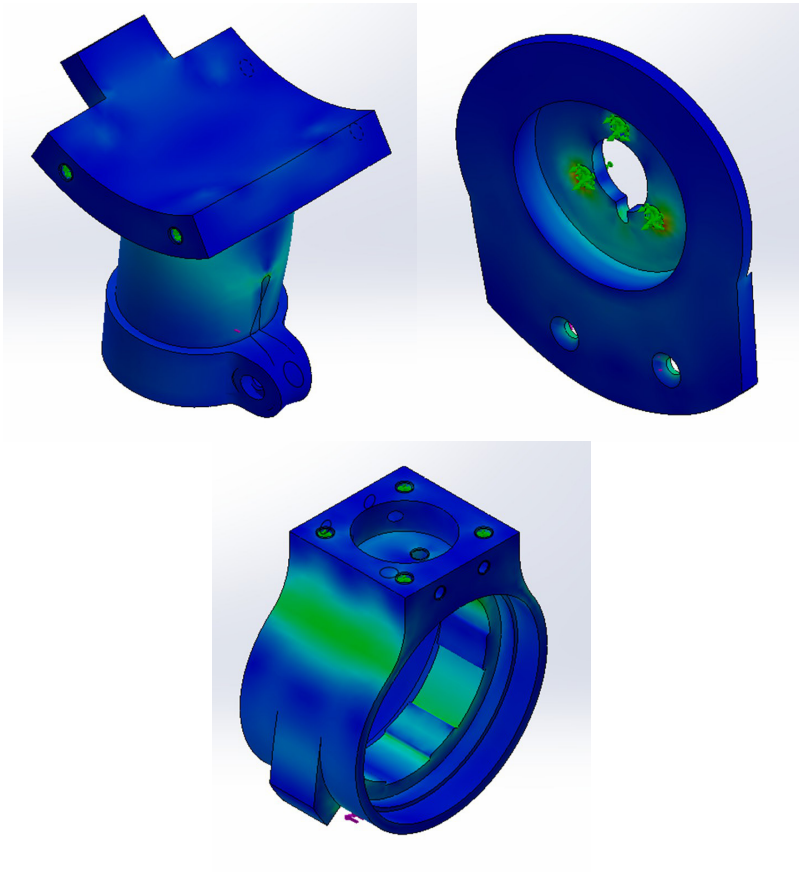


ภาพที่ 4-4 แบบร่างต้นแบบขาเทียม

หมายเหตุ: แบบรายละเอียดของทุกชิ้นส่วนได้แสดงไว้ในภาคผนวก

4.1.2 การวิเคราะห์เพื่อปรับปรุงเฉพาะส่วนด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์รวมทั้งต้นแบบขาเทียม เพื่อการประเมินความแข็งแรงของวัสดุและชิ้นส่วนทางกล ซึ่งวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ เป็นวิธีการที่ทดสอบความแข็งแรงของวัสดุและชิ้นงานที่ใช้กันอย่างแพร่หลาย โดยในงานวิจัยนี้ นำมาช่วยในการแก้ไขออกแบบรูปร่างเพื่อเพิ่มความแข็งแรงในจุดที่รับน้ำหนัก หรือลดส่วนที่ไม่จำเป็นในการออกแบบเพื่อลดน้ำหนักของอุปกรณ์ และมีส่วนช่วยในการเลือกวัสดุที่เหมาะสม ในจุดข้อต่อต่างของระบบ ป้องกันการเสียรูปของชิ้นส่วนบางชิ้นที่อยู่ในช่วง Plastic Deformation ภาพที่ 4-5 แสดงผลการวิเคราะห์เพื่อปรับปรุงเฉพาะส่วนด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์



ภาพที่ 4-5 ผลการวิเคราะห์เพื่อปรับปรุงเฉพาะส่วนด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

4.2 ผลการสร้างต้นแบบขาเทียม

จากแบบจำลองต้นแบบขาเทียมที่ได้ข้อสรุปในการออกแบบโครงสร้าง จะดำเนินการสร้างโดยเครื่องจักรพิเศษในการขึ้นรูป และวัสดุเฉพาะทางวิศวกรรม การประกอบโครงสร้าง การปรับแต่งด้วยมือและการปรับแต่งด้วยเครื่องจักร ภาพที่ 4-6 แสดงชิ้นส่วนโครงสร้างต้นแบบขาเทียม



ภาพที่ 4-6 ชิ้นส่วนโครงสร้างต้นแบบขาเทียม

หมายเหตุ: แบบรายละเอียดของทุกชิ้นส่วนได้แสดงไว้ในภาคผนวก

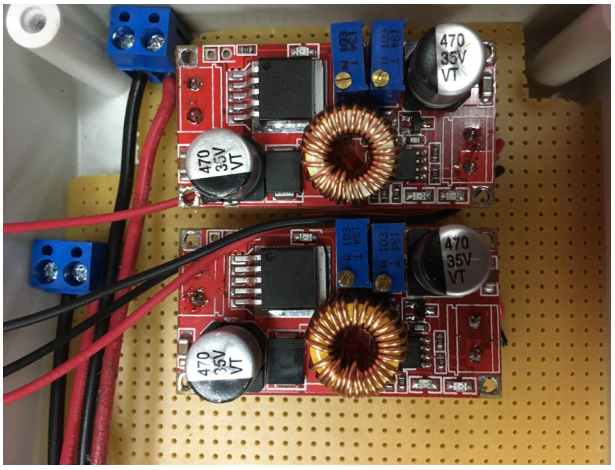
4.3 ผลการพัฒนาระบบควบคุมต้นแบบขาเทียม

ต้นแบบขาเทียมเหนือเข่าที่พัฒนาขึ้นจะถูกควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ โครงสร้างโดยรวมของระบบควบคุมที่พัฒนาขึ้น ประกอบด้วยระบบหลัก 4 ส่วนได้แก่ 1. ระบบจ่ายกระแสไฟฟ้า (Power Supply) 2. ระบบควบคุมหลัก (Main Controller) 3. ระบบควบคุมแอคทูเอเตอร์

(Actuators Controller) และ 4. ส่วนสื่อสารไร้สายสำหรับการแก้ไขโปรแกรมและเก็บข้อมูล สำหรับแต่ละส่วนมีรายละเอียดดังนี้

4.3.1 ระบบจ่ายกระแสไฟฟ้า

ระบบจ่ายกระแสไฟฟ้ามีหน้าที่จ่ายกระแสไฟฟ้าจากแบตเตอรี่ให้กับระบบต่าง ๆ ในเบื้องต้นเลือกใช้วงจรจ่ายกระแสไฟฟ้าแบบ Switching Regulator เพื่อให้มีประสิทธิภาพในการจ่ายกระแสไฟฟ้า ดังภาพที่ 4-7 สำหรับจ่ายพลังงานให้อุปกรณ์ เลือกใช้แบตเตอร์รี่ประเภทลิเทียม โพลิเมอร์ (Li-Po) ที่มีความจุพลังงานสูง และมีน้ำหนักเบา ดังภาพที่ 4-8



ภาพที่ 4-7 ระบบจ่ายกระแสไฟฟ้า

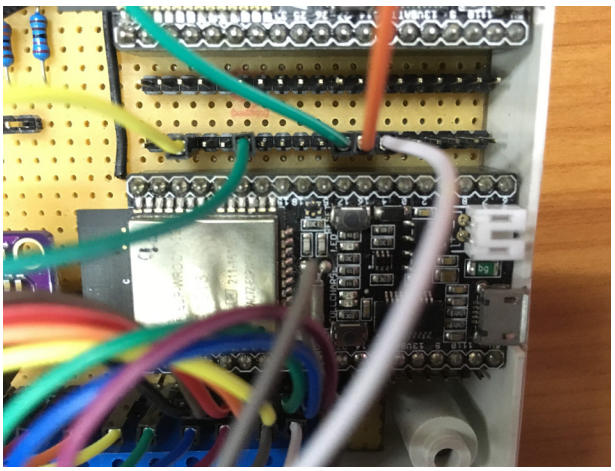


ภาพที่ 4-8 แบตเตอร์รี่ประเภทลิเทียม โพลิเมอร์

4.3.2 ระบบควบคุมหลัก

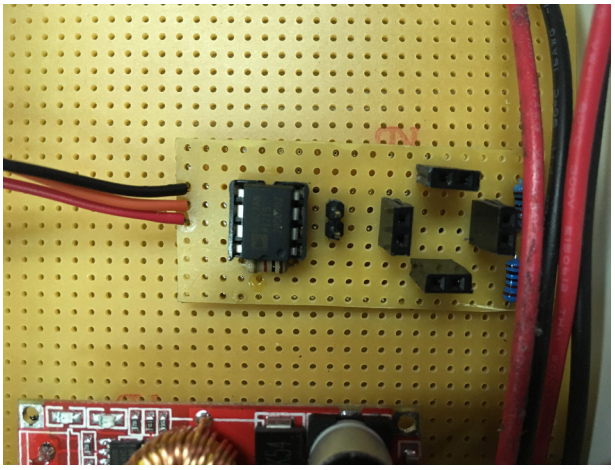
ระบบควบคุมหลักประกอบด้วยระบบย่อยดังนี้

1. ระบบไมโครคอนโทรลเลอร์หลัก ทำหน้าที่เป็นตัวควบคุมการทำงานของระบบทั้งหมด งานวิจัยนี้เลือกใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์รุ่น Ayarafun/LamLoei Node32S ใช้ SoC รุ่น ESP32 ของบริษัท Espressif โดย ESP32 เป็นไอซีที่พัฒนาเพิ่มเติมจาก ESP8266 มีความนิยมเนื่องจากมันเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีราคาถูก มี WIFI และ Bluetooth Low-Energy (BLE, BT4.0, Bluetooth Smart) ดังภาพที่ 4-9



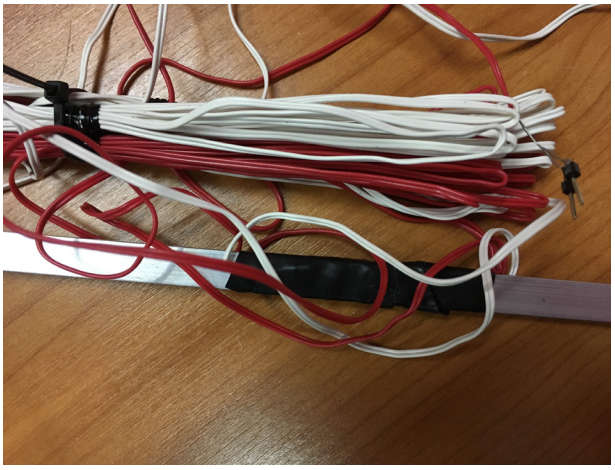
ภาพที่ 4-9 ระบบไมโครคอนโทรลเลอร์หลัก

2. ระบบรับค่าจากตัวรับรู้ ทำหน้าที่รับและแปลงค่าจากสเตรนเกจ เป็นค่าที่เหมาะสมกับไมโครคอนโทรลเลอร์หลัก งานวิจัยนี้เลือกใช้วงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าที่ใช้ไอซี AD627 ซึ่งเป็นออปแอมป์สำหรับเครื่องมือวัดที่มีคุณภาพสูง ดังภาพที่ 4-10



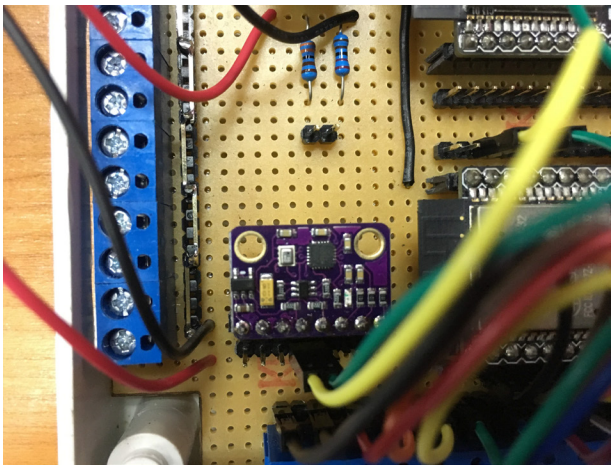
ภาพที่ 4-10 ระบบรับค่าจากตัวรับรู้

ในการทดสอบระบบรับค่าจากตัวรับรู้ ด้วยการขยายสัญญาณจากสเตรนเกจ โดยใช้ไอซี AD627 ผู้วิจัยได้พัฒนาชุดทดสอบสำหรับทดลองการขยายสัญญาณจากสเตรนเกจ ดังภาพที่ 4-11



ภาพที่ 4-11 ชุดทดสอบสำหรับทดลองการขยายสัญญาณจากสเตรนเกจ

3. ระบบ IMU (inertial measurement unit) เป็นระบบที่ประกอบด้วยเครื่องมืออย่างน้อย 2 ชนิด ได้แก่ เครื่องมือวัดความเร็วและเครื่องวัดมุม (Accelerometers and Gyroscope) มีความสามารถในการวัดการวางตัวได้อย่างแม่นยำ งานวิจัยนี้เลือกใช้โมดูลแอคเซเลอโรมิเตอร์ 3 แกน รวมกับไจโรสโคปดิจิตอล 3 แกน รวมกับเข็มทิศดิจิตอล รุ่น MPU-9250 ดังภาพที่ 4-12

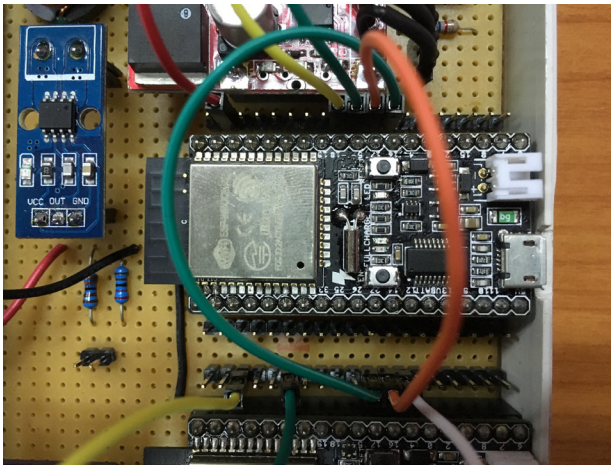


ภาพที่ 4-12 ระบบ IMU

4.3.3 ระบบควบคุมแอคทูเอเตอร์

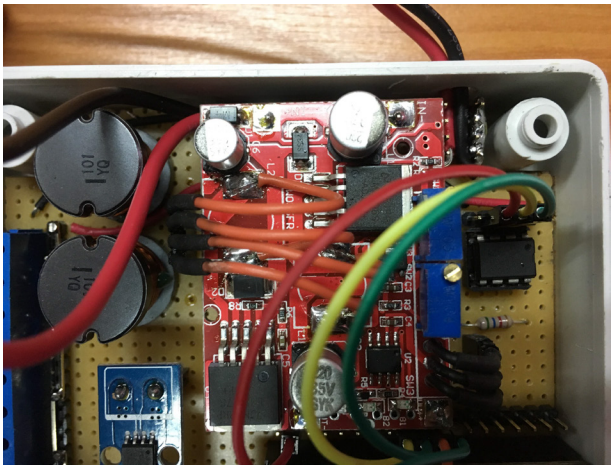
ระบบควบคุมหลักประกอบด้วยระบบย่อยดังนี้

1. ระบบไมโครคอนโทรลเลอร์สำหรับควบคุมแอคทูเอเตอร์ ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของระบบควบคุมแอคทูเอเตอร์ทั้งหมด งานวิจัยนี้เลือกใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์รุ่น Ayarafun/LamLoei Node32S ดังภาพที่ 4-13



ภาพที่ 4-13 ระบบไมโครคอนโทรลเลอร์สำหรับควบคุมแอคทูเอเตอร์

2. ระบบจ่ายกระแสสำหรับแอคทูเอเตอร์ เพื่อใช้ในการควบคุมแอคทูเอเตอร์ พัฒนาระบบจ่ายกระแสสำหรับแอคทูเอเตอร์ โดยใช้เทคนิค Buck–Boost Converter งานวิจัยนี้เลือกใช้ไอซี LM2596 และ LM2577 ดังภาพที่ 4-14 เพื่อจ่ายกระแสให้ชดลวดสำหรับการสร้างสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสำหรับแอคทูเอเตอร์ดังภาพที่ 4-15



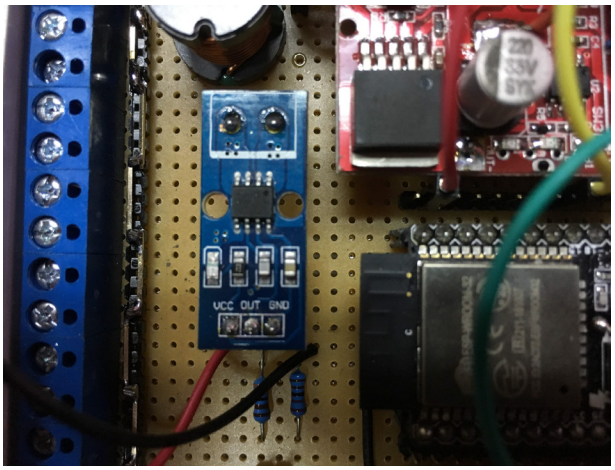
ภาพที่ 4-14 ระบบจ่ายกระแสสำหรับแอคทูเอเตอร์



ภาพที่ 4-15 ชดลวดสำหรับการสร้างสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสำหรับแอคทูเอเตอร์

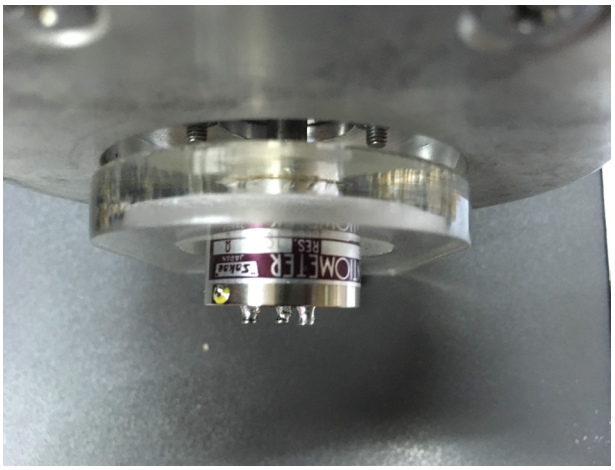
3. ระบบวัดกระแสสำหรับแอคทูเอเตอร์ เป็นตัวรับรู้กระแสเพื่อใช้เป็นข้อมูลในการควบคุม งานวิจัยนี้เลือกใช้โมดูลวัดกระแสไฟฟ้ารุ่น ACS712 ดังภาพที่ 4-16 คุณสมบัติของตัว ACS712 สามารถรับ Vcc ที่ 5 V และสามารถทนได้สูงสุดที่ 8 V สามารถวัดกระแสได้ทั้ง AC และ DC มี Output error ประมาณ 1.5% ที่ 25 องศา ซึ่งค่าเอาต์พุตที่ได้จะเป็นค่าแรงดันไฟฟ้า ซึ่งเมื่อไม่มีกระแสไฟฟ้าไหลภายในวงจรเลยจะได้ค่าแรงดันเอาต์พุตเท่ากับ Vcc/2 ถ้ากระแสไฟฟ้าที่วัดมีค่าเป็นบวก ค่าของแรงดันเอาต์พุตจะมากกว่า Vcc/2 และในทางตรงกันข้าม ถ้ากระแสไฟฟ้ามีค่าเป็นลบ ค่าแรงดันเอาต์พุตจะน้อยกว่า Vcc/2 โดยสูตรการคำนวนหากระแสไฟฟ้าเบื้องต้นจะได้ว่า

Current = (Voutput - Vcc/2) / Output_sensitive



ภาพที่ 4-16 ระบบวัดกระแสสำหรับแอคทูเอเตอร์

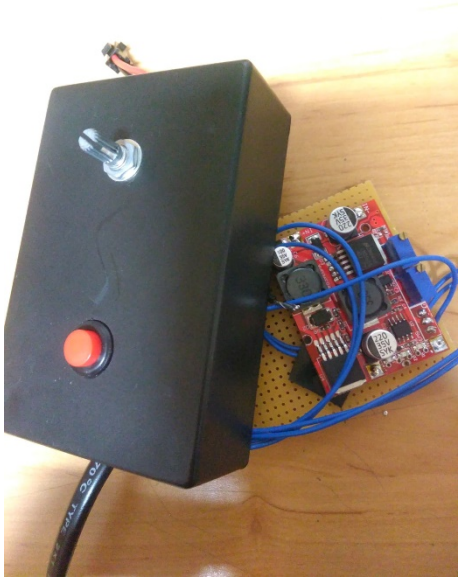
4. ระบบวัดการเปลี่ยนตำแหน่งของแอคทูเอเตอร์ ใช้วิธีความต้านทานตามการเปลี่ยนตำแหน่งของแอคทูเอเตอร์ เพื่อใช้เป็นข้อมูลในการระบุตำแหน่งของข้อเข่า งานวิจัยนี้เลือกใช้โพเทนชิโอมิเตอร์ (Potentiometer) ดังภาพที่ 4-17 ซึ่งเป็นทรานสดิวเซอร์วัดตำแหน่งและระยะทางชนิดเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทาน “Resistive position transducer” ประเภทพาสซีฟ (Passive Transducer) โดยอาศัยหลักการแปลงตำแหน่งและระยะการเคลื่อนที่ให้อยู่ในรูปของค่าความต้านทานไฟฟ้า มีโครงสร้างที่ประกอบด้วยตัวต้านทานและหน้าสัมผัส (Wiper) ที่สามารถเลื่อนไปมาบนตัวต้านทานได้ โดยหน้าสัมผัสสามารถเคลื่อนที่ในแนวเชิงเส้น เชิงมุม หรือทั้งสองรูปแบบซึ่งมีลักษณะการเคลื่อนที่เป็นวงซ้อนหรือเกลียว ค่าความต้านทานของขดลวดที่พันบนแกนจะเพิ่มขึ้นตามความยาวของแกน โดยค่าความต้านทานเพิ่มขึ้นตามระยะการเคลื่อนที่ของหน้าสัมผัสกับขดลวด



ภาพที่ 4-17 ระบบวัดการเปลี่ยนตำแหน่งของแอคทูเอเตอร์

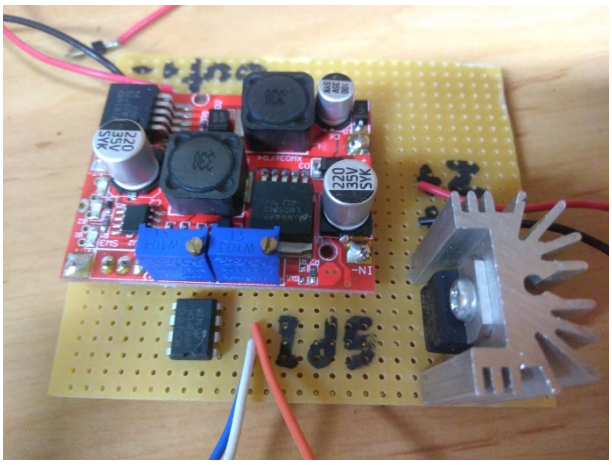
ในการพัฒนาระบบควบคุมแอคทูเอเตอร์มีการสร้างชุดทดลองทั้งหมด 4 ชุด ดังนี้

1. ชุดทดลองเพื่อใช้ทดสอบการเกิดสนามแม่เหล็กในขดลวดโดยการเพิ่มและลดกระแสไฟฟ้าด้วยปรับด้วยมือ ดังภาพที่ 4-18



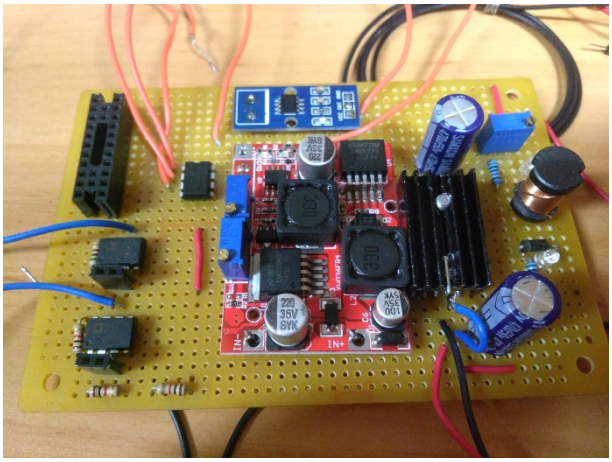
ภาพที่ 4-18 ชุดทดลองที่ 1

2. ชุดทดลองที่ปรับแก้ไขจากชุดทดลองที่ 1 โดย สามารถปรับกระแสด้วยโปรแกรมจากคอมพิวเตอร์ ดังภาพที่ 4-19



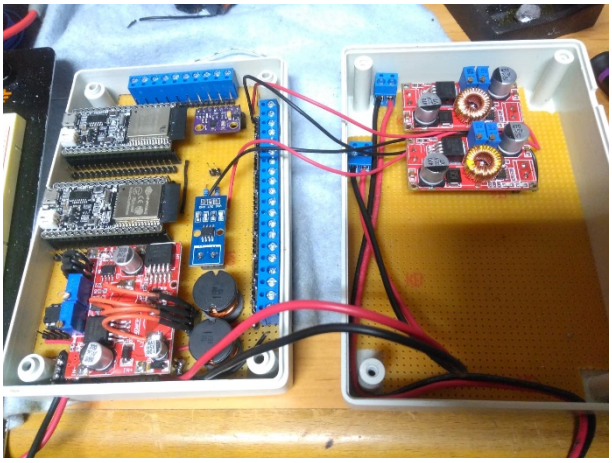
ภาพที่ 4-19 ชุดทดลองที่ 2

3. ชุดทดลองที่ปรับแก้ไขจากชุดทดลองที่ 2 โดยการเพิ่มตัวรับรู้ค่ากระแสเพื่อทำการตรวจสอบความถูกต้องของกระแสที่จ่ายไปและระบบเซ็นเซอร์ที่ใช้ในการรับรู้ของระบบ ดังภาพที่ 4-20



ภาพที่ 4-20 ชุดทดลองที่ 3

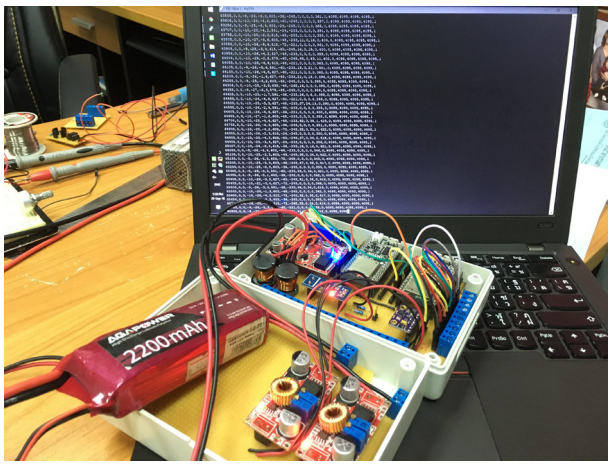
4. ชุดทดลองที่ได้ทำการแก้ไขจากชุดทดลองก่อนหน้าทั้งหมดเพื่อให้สามารถใช้งานได้กับอุปกรณ์ไมโครคอลโทรนเลอร์ที่เลือกใช้งานและทำการจำกัดกระแสให้อยู่ในช่วงที่ปลอดภัยต่ออุปกรณ์ ดังภาพที่ 4-21



ภาพที่ 4-21 ชุดทดลองที่ 4

4.3.4 ระบบสื่อสารไร้สายสำหรับการแก้ไขโปรแกรมและเก็บข้อมูล

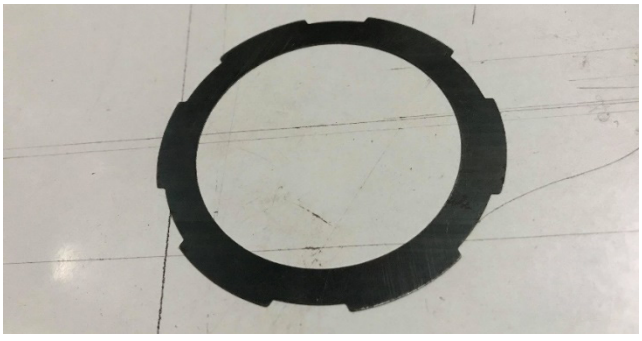
เป็นส่วนที่มีหน้าที่ติดต่อเพื่อรับส่งข้อมูลระหว่างต้นแบบและสถานีควบคุม โดยเลือกให้เป็นแบบไร้สายเพื่อความสะดวกในการทำงาน งานวิจัยนี้ใช้ระบบสื่อสารแบบ WIFI ของไมโครคอนโทรลเลอร์หลักรุ่น Ayarafun/LamLoei Node32S ใช้ SoC รุ่น ESP32 ของบริษัท Espressif ดังภาพที่ 4-22



ภาพที่ 4-22 ระบบสื่อสารไร้สายสำหรับการแก้ไขโปรแกรมและเก็บข้อมูล

4.4 ผลการทดสอบต้นแบบขาเทียม

การทดสอบต้นแบบขาเทียมที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ ด้วยผู้เชี่ยวชาญเพื่อการประเมินการทำงาน และความเหมาะสมด้านการใช้งานกายอุปกรณ์ พบว่าควรปรับแก้พิกัดการประกอบแอคทูเอเตอร์ จากการออกแบบแรกพบว่าแผ่นเบลด ภาพที่ 4-23 ที่ใช้วัสดุเหล็กสปริงพิเศษ มีขนาดพิกัดงานสวมพอดีกับสเตเตอร์ ทำให้เมื่อนำมาประกอบเข้าด้วยกัน ซึ่งการประกอบนั้นต้องใช้แผ่นเบลดเป็นจำนวนมาก เกิดแรงเสียดทานสะสมระหว่างแผ่น ทำให้ต้นแบบขาเทียมที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์นั้นมีความฝืดมากเนื่องจากพิกัดงานสวม ถึงแม้ใช้แผ่นชิมที่ความหนา 0.2 มิลลิเมตร พบว่ายังเกิดการเสียดสีระหว่างกัน ทำให้ต้นแบบขาเทียมที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ในการออกแบบครั้งแรกนั้นมีความฝืดมาก



ภาพที่ 4-23 แผ่นเบลดที่สร้างขึ้น

หมายเหตุ: แบบรายละเอียดของแผ่นเบลดได้แสดงไว้ในภาคผนวก

4.5 ผลการปรับปรุงต้นแบบขาเทียม

การปรับปรุงต้นแบบขาเทียมที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ในงานวิจัยนี้ ใช้วิธีนำผลการทดสอบและข้อสรุปจากการประชุมร่วมกับผู้เชี่ยวชาญ มาปรับปรุงต้นแบบขาเทียมที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ โดยได้ดำเนินการปรับแก้ต้นแบบขาเทียม จากแนวทางการปรับปรุงส่วนโครงสร้าง พบว่า ควรปรับแก้พิกัดการประกอบแอคทูเอเตอร์ เนื่องจากมีขนาดพิกัดงานสวมพอดีกับสเตเตอร์ ทำให้เมื่อนำมาประกอบเข้าด้วยกัน ซึ่งการประกอบนั้นต้องใช้แผ่นเบลดเป็นจำนวนมาก เกิดแรงเสียดทานสะสมระหว่างแผ่น ทำให้ต้นแบบขาเทียมที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์นั้นมีความฝืดมาก เนื่องจากพิกัดงานสวม จึงปรับปรุงด้วยวิธีการปรับแก้พิกัดงานสวมให้มีค่าพิกัดงานสวมที่เหมาะสม และเปลี่ยนแผ่นชิม เนื่องจากแผ่นชิมที่นำมาใช้เป็นชิ้นส่วนมาตรฐาน ดังภาพที่ 4-24 จึงเพิ่มความหนาแผ่นชิมจาก 0.2 เป็น 0.4 มิลลิเมตร ตามขนาดของชิ้นส่วนมาตรฐาน



ภาพที่ 4-24 แผ่นชิม

หมายเหตุ: แบบรายละเอียดของแผ่นชิมได้แสดงไว้ในภาคผนวก

4.6 การทดสอบและประเมินผลต้นแบบขาเทียมที่ได้จากการปรับปรุง

ทดสอบต้นแบบขาเทียมที่ได้รับการปรับปรุง ดังภาพที่ 4-25 โดยเฉพาะประเด็นที่ได้ดำเนินการปรับปรุง และภาพรวมอีกครั้งด้วยผู้เชี่ยวชาญ พบว่าพิกัดงานสวม จากการปรับแก้พิกัดงานสวมที่ให้เหมาะกับตัวสเตเตอร์ ด้วยการเปลี่ยนแผ่นชิมที่ความหนาจาก 0.2 มิลลิเมตร เป็น 0.4 มิลลิเมตร ประกอบกับส่วนอื่น ๆ ของข้อเข่าเทียม ผลปรากฏว่าแรงเสียดทานของข้อเข่าลดลง จนถึงระดับที่น่าพอใจ



ภาพที่ 4-25 ขาเทียมที่ได้รับการปรับปรุงแล้ว

ในบทนี้เป็นการนำเสนอผลการดำเนินงานวิจัย ๆ ในบทถัดไปจะเป็นการสรุปผลงานวิจัยการออกแบบและสร้างต้นแบบขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ด้วยหลักการวิศวกรรมปัจจัยมนุษย์และการยศาสตร์และให้ข้อเสนอแนะ

บทที่ 5
สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปและวิจารณ์ผลงานวิจัย

ขาเทียม เป็นกายอุปกรณ์ประเภทหนึ่ง ที่นำมาทดแทนส่วนของรยางค์ล่าง (ขา) ทั้งหมดหรือบางส่วนซึ่งไม่เคยมีอยู่เลยหรือขาดหายไป เพื่อช่วยเหลือการเคลื่อนไหวให้กับคนพิการขาขาด ขาเทียม มีหลายรูปแบบขึ้นอยู่กับระดับของการตัดและพยาธิสภาพของผู้ใช้ ข้อมูลทางสถิติแสดงให้เห็นว่าขาเทียมเหนือเข่า เป็นกายอุปกรณ์ที่มีคนพิการในประเทศไทยจำนวนมากต้องการใช้งาน และคาดว่ามีคนพิการจำนวนหนึ่งที่ไม่สามารถเข้าถึงได้ เนื่องจากข้อจำกัดทางด้านราคาของกายอุปกรณ์ที่ค่อนข้างสูง

ปัจจุบันขาเทียมเหนือเข่าแบบกำลังควบคุมที่มีคุณภาพดีซึ่งควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ ยังต้องนำเข้าจากต่างประเทศจึงมีราคาสูงมาก ทำให้ผู้ใช้ส่วนมากขาดโอกาสเข้าถึง การพัฒนาเพื่อทดแทนการนำเข้าต้นแบบขาเทียมเหนือเข่าคุณภาพดี เพื่อให้ผู้ใช้สามารถสวมใส่ได้อย่างปลอดภัย สะดวกสบาย และเคลื่อนไหวได้อย่างเป็นธรรมชาติในราคาต่ำกว่าต่างประเทศ ก็จะเป็นแนวทางหนึ่งในการพัฒนาคุณภาพชีวิตให้กับคนพิการที่ขาดโอกาสในประเทศไทยได้

งานวิจัยนี้มุ่งพัฒนาต้นแบบขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังใช้แอคทูเอเตอร์แบบแมกนีโตรีโอลอจิคอลที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ โดยใช้หลักการวิศวกรรมปัจจัยมนุษย์และการยศาสตร์ และแนวคิดเรื่องระบบ มีขั้นตอนการดำเนินงานที่สำคัญ ประกอบด้วย การศึกษาทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง การออกแบบและสร้างต้นแบบขาเทียม การพัฒนาระบบควบคุมต้นแบบขาเทียม การทดสอบปรับปรุงและประเมินผลต้นแบบขาเทียม และการสรุปผลการดำเนินงาน

ผลการดำเนินงานได้แสดงให้เห็นว่าต้นแบบขาเทียมเหนือเข่าแบบมีกำลังเหมาะกับผู้ใช้ แต่ยังคงต้องมีการปรับปรุงในอนาคตอันใกล้ ได้แก่ การประเพิ่มประสิทธิภาพของแอคทูเอเตอร์ การปรับปรุงวัสดุและความสามารถในการผลิตเพื่อใช้งาน

การพัฒนาต่อยอดต้นแบบในอนาคต จะสามารถทดแทนการนำเข้าจากต่างประเทศ ส่งเสริมผู้ประกอบการไทยจากการผลิตส่วนประกอบต่าง ๆ ของกายอุปกรณ์ เพื่อเกิดประโยชน์เพื่อคนพิการไทยได้อย่างสูงสุด นอกจากนี้ องค์ความรู้ที่ได้จากการวิจัยนี้ยังสามารถนำไปประยุกต์เพื่อใช้เป็นกายอุปกรณ์ช่วยเดิน สำหรับผู้ที่มีปัญหาด้านการเคลื่อนไหวแต่ไม่ได้ถูกตัดขา เช่น ผู้บาดเจ็บที่กระดูกสันหลังหรืออัมพาตครึ่งซีก ได้อีกประการหนึ่ง

บรรณานุกรม

[1] Ottobock, “Above-knee waterproof prosthesis,” 2017. [Online]. Available: http://www.ottobockus.com/sports/solution-overview/waterproof-prosthetics/. [Accessed: 07-Jan-2017].

[2] Sarakadee, “Evolution of Artificial Organs (Prosthetics),” 2018. [Online]. Available: http://www.sarakadee.com/2011/03/17/prostheses/.

[3] Össur, “Mauch Knee,” 2017. [Online]. Available: https://www.ossur.com/prosthetic-solutions/products/all-products/knees-and-legs/mauch-knee. [Accessed: 07-Jan-2017].

[4] Ottobock, “C-Leg,” 2017. [Online]. Available: http://www.ottobockus.com/C-Leg.html. [Accessed: 07-Jan-2017].

[5] Össur, “RHEO KNEE,” 2017. [Online]. Available: https://www.ossur.com/rheoknee/. [Accessed: 20-Nov-2017].

[6] F. Sup, H. A. Varol, J. Mitchell, T. J. Withrow, and M. Goldfarb, “Self-contained powered knee and ankle prosthesis: Initial evaluation on a transfemoral amputee,” in *2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR 2009*, 2009, vol. 2009, pp. 638–644.

[7] B. E. Lawson, J. Mitchell, D. Truex, A. Shultz, E. Ledoux, and M. Goldfarb, “A robotic leg prosthesis: Design, control, and implementation,” *IEEE Robot. Autom. Mag.*, vol. 21, no. 4, pp. 70–81, Dec. 2014.

[8] Össur, “POWER KNEE,” 2017. [Online]. Available: http://www.ossur.com/prosthetic-solutions/products/dynamic-solutions/power-knee. [Accessed: 08-Jan-2017].

[9] E. M. Bell, A. L. Pruziner, J. M. Wilken, and E. J. Wolf, “Performance of conventional and X2® prosthetic knees during slope descent,” *Clin. Biomech.*, vol. 33, pp. 26–31, 2016.

[10] J. T. Kahle, M. J. Highsmith, and S. L. Hubbard, “Comparison of nonmicroprocessor knee mechanism versus C-Leg on Prosthesis Evaluation Questionnaire, stumbles, falls, walking tests, stair descent, and knee preference,” *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 45, no. 1, pp. 1–14, 2008.

[11] K. R. Kaufman, S. Frittoli, and C. A. Frigo, “Gait asymmetry of transfemoral

amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees," *Clin. Biomech.*, vol. 27, no. 5, pp. 460–465, 2012.

[12] E. J. Wolf, V. Q. Everding, A. L. Linberg, B. L. Schnall, M. Czerniecki, and J. M. Gambel, "Ascending and Descending Inclines and Steps," vol. 49, no. 6, pp. 831–842, 2012.

[13] S. Au, M. Berniker, and H. Herr, "Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits," *Neural Networks*, vol. 21, no. 4, pp. 654–666, May 2008.

[14] K. Suzuki, Y. Kawamura, T. Hayashi, T. Sakurai, Y. Hasegawa, and Y. Sankai, "Intention-based walking support for paraplegia patient," *Conf. Proc. - IEEE Int. Conf. Syst. Man Cybern.*, vol. 3, pp. 2707–2713, 2005.

[15] F. Sup, H. A. Varol, J. Mitchell, T. J. Withrow, and M. Goldfarb, "Preliminary Evaluations of a Self-Contained Anthropomorphic Transfemoral Prosthesis," *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 14, no. 6, pp. 667–676, Dec. 2009.

[16] B. S. Blanchard and W. J. (Wolter J. . Fabrycky, *Systems Engineering and Analysis*. Prentice Hall, 2011.

[17] R. L. Waters, J. Perry, D. Antonelli, and H. Hislop, "Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation.," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 58, no. 1, pp. 42–6, Jan. 1976.

[18] M. I. Awad *et al.*, "Towards a Smart Semi-Active Prosthetic Leg: Preliminary Assessment and Testing," *IFAC-PapersOnLine*, vol. 49, no. 21, pp. 170–176, 2016.

[19] L. F. da Luz, E. J. Park, and A. Suleman, "Design and Modelling of a Magnetorheological Brake System," no. OCTOBER 2004, 2015.

[20] J. D. Carlson, D. M. Catanzarite, and K. A. St. Clair, "COMMERCIAL MAGNETO-RHEOLOGICAL FLUID DEVICES," *Int. J. Mod. Phys. B*, vol. 10, no. 23n24, pp. 2857–2865, Oct. 1996.

[21] J. D. Carlson and M. R. Jolly, "MR fluid, foam and elastomer devices," *Mechatronics*, vol. 10, no. 4, pp. 555–569, 2000.

[22] W. H. Li, H. Du, and N. Q. Guo, "Finite element analysis and simulation evaluation of a magnetorheological valve," *Int. J. Adv. Manuf. Technol.*, vol. 21, no. 6, pp. 438–445, Mar. 2003.

[23] J. An and D. S. Kwon, “Modeling of a magnetorheological actuator including magnetic hysteresis,” *J. Intell. Mater. Syst. Struct.*, vol. 14, no. 9, pp. 541–550, Sep. 2003.

[24] E. T. Thorarinsson, F. Jonsdottir, and H. Palsson, “Design of a Magnetorheological Prosthetic Knee,” pp. 382–392, 2006.

[25] J. L. Johansson, D. M. Sherrill, P. O. Riley, P. Bonato, and H. Herr, “A clinical comparison of variable-damping and mechanically passive prosthetic knee devices,” *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 84, no. 8, pp. 563–575, 2005.

[26] E. C. Wentink, H. F. J. M. Koopman, S. Stramigioli, J. S. Rietman, and P. H. Veltink, “Variable stiffness actuated prosthetic knee to restore knee buckling during stance: A modeling study,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 35, pp. 838–845, 2013.

[27] M. Bellmann, T. Schmalz, and S. Blumentritt, “Comparative Biomechanical Analysis of Current Microprocessor-Controlled Prosthetic Knee Joints,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 91, no. 4, pp. 644–652, Apr. 2010.

[28] F. Sup, A. Bohara, and M. Goldfarb, “Design and Control of a Powered Transfemoral Prosthesis.,” *Int. J. Rob. Res.*, vol. 27, no. 2, pp. 263–273, Feb. 2008.

[29] E. C. Martinez-Villalpando and H. Herr, “Agonist-antagonist active knee prosthesis: A preliminary study in level-ground walking,” *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 46, no. 3, p. 361, 2009.

[30] A. O. Kapti and M. S. Yucenur, “Design and control of an active artificial knee joint,” *Mech. Mach. Theory*, vol. 41, no. 12, pp. 1477–1485, 2006.

[31] F. Sup, H. A. H. A. H. A. Varol, J. Mitchell, T. J. T. J. Withrow, and M. Goldfarb, “Preliminary evaluations of a self-contained anthropomorphic transfemoral prosthesis,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 14, no. 6, pp. 667–676, Dec. 2009.

[32] A. Tsukahara, R. Kawanishi, Y. Hasegawa, and Y. Sankai, “Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Transfer Support for Complete Paraplegic Patients with Robot Suit HAL,” *Adv. Robot.*, vol. 24, no. 11, pp. 1615–1638, Jan. 2010.

[33] H. a Quintero, R. J. Farris, and M. G. Members, “Control and Implementation of a Powered Lower Limb Orthosis to Aid Walking in Paraplegic Individuals,” vol. 19, no. 6, pp. 652–659, 2012.

[34] H. A. H. A. H. A. Varol, F. Sup, and M. Goldfarb, “Multiclass Real-Time Intent Recognition of a Powered Lower Limb Prosthesis,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 57, no. 3, pp. 542–551, Mar. 2010.

[35] K. E. Gordon and D. P. Ferris, “Learning to walk with a robotic ankle exoskeleton,” *J. Biomech.*, vol. 40, no. 12, pp. 2636–2644, 2007.

[36] H. He Huang, T. A. Kuiken, and R. D. Lipschutz, “A Strategy for Identifying Locomotion Modes Using Surface Electromyography,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 56, no. 1, pp. 65–73, Jan. 2009.

[37] K. H. Ha, H. A. Varol, and M. Goldfarb, “Volitional control of a prosthetic knee using surface electromyography,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 1, pp. 144–151, 2011.

[38] D. Novak *et al.*, “Automated detection of gait initiation and termination using wearable sensors,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 35, no. 12, pp. 1713–1720, 2013.

[39] M. Goršič *et al.*, “Online phase detection using wearable sensors for walking with a robotic prosthesis.,” *Sensors (Basel).*, vol. 14, no. 2, pp. 2776–94, Feb. 2014.

[40] I. P. I. Pappas, M. R. Popovic, T. Keller, V. Dietz, and M. Morari, “A reliable gait phase detection system,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 9, no. 2, pp. 113–125, Jun. 2001.

[41] M. Liu, D. Wang, and H. Helen Huang, “Development of an Environment-Aware Locomotion Mode Recognition System for Powered Lower Limb Prostheses,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 24, no. 4, pp. 434–443, Apr. 2016.

[42] A. J. Young and L. J. Hargrove, “A Classification Method for User-Independent Intent Recognition for Transfemoral Amputees Using Powered Lower Limb Prostheses,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 24, no. 2, pp. 217–225, 2016.

[43] N. E. Krausz, T. Lenzi, and L. J. Hargrove, “Ascending Stair Recognition using Depth Sensing for Control of Lower Limb Prostheses,” *Eng. Med. Biol. Soc. ...*, vol. 62, no. 11, p. 1562, 2015.

[44] F. Zhang, M. Liu, and H. Huang, “Investigation of timing to switch control mode in powered knee prostheses during task transitions,” *PLoS One*, vol. 10, no. 7, pp. 1–14, 2015.

[45] F. Zhang, M. Liu, and H. Huang, “Effects of locomotion mode recognition errors on volitional control of powered above-knee prostheses,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 23, no. 1, pp. 64–72, 2015.

[46] F. Zhang, S. E. D’andrea, M. J. Nunnery, S. M. Kay, and H. Huang, “Towards design of a stumble detection system for artificial legs,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 19, no. 5, pp. 567–577, 2011.

[47] N. Yodpijit, Y. Bunterngchit, and T. E. Lockhart, “Anthropometry of Thai technical university students,” *IIE Annu. Conf. Exhib. 2004*, vol. 9, pp. 899–904, 2004.

[48] K. Intaranont, *Ergonomics*. 2005.

[49] F. (Fairborz) Tayyari and J. L. (James L. Smith, *Occupational ergonomics □: principles and applications*. Chapman & Hall, 1997.

ข้อมูลผู้วิจัย

หัวหน้าโครงการ

ชื่อ: รองศาสตราจารย์ ดร.นันทกฤษณ์ ยอดพิจิตร

สังกัด: ศูนย์นวัตกรรมสำหรับวิศวกรรมปัจจัยมนุษย์และการยศาสตร์ (ศวม.)
ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

โทรศัพท์: 0-2555-2000 ต่อ 8131 **มือถือ:** 09-5656-5936

โทรสาร: 0-2912-2198

อีเมล์: nantakrit.y@eng.kmutnb.ac.th

ผู้ร่วมงานวิจัย

1. รองศาสตราจารย์ ดร. พญ.นิศารัตน์ โอภาสเกียรติกุล

สังกัด: โรงเรียนกายอุปกรณ์สิรินธร คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล
มหาวิทยาลัยมหิดล

โทรศัพท์: 0-2419-3439 **มือถือ:** 08-5111-0525

โทรสาร: 0-2433-2129

อีเมล์: nisarat.opa@mahidol.ac.th

2. ดร.มนัสชนก จงประสิทธิ์พร

สังกัด: สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

โทรศัพท์: 09-4639-5936

อีเมล์: mjongpra@gmail.com

3. นางสาวจุฑามณี ปุ่นศิริ

สังกัด: โรงเรียนกายอุปกรณ์สิรินธร คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล
มหาวิทยาลัยมหิดล

โทรศัพท์: 0-2419-3440 **มือถือ:** 08-9281-3809

อีเมล์: pinsuri@gmail.com, jutamanee.poo@mahidol.edu

4. นางสาวจุฑามาศ พินิจเลิศสกุล

สังกัด: โรงเรียนกายอุปกรณ์สิรินธร คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล
มหาวิทยาลัยมหิดล

โทรศัพท์: 0-2419-3440 **มือถือ:** 08-6065-3470

อีเมล์: bow.jutamatpinit@gmail.com, jutamat.pin@mahidol.edu

5. นายเทพภากร สิทธิวันชัย

สังกัด: ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

โทรศัพท์: 09-4782-5362

อีเมล์: tk.sittiwanchai@gmail.com

6. นายอัฐพล ขาวนวล

สังกัด: ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

โทรศัพท์: 08-8753-5175

อีเมล์: uttapon.kn@gmail.com

7. นายเก่งกาจ พงษ์มิตร

สังกัด: ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

โทรศัพท์: 08-5506-5960

อีเมล์: pongmitk@hotmail.com

8. นายญาธิป เอื้ออามร

สังกัด: ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

โทรศัพท์: 06-1825-9238

อีเมล์: tayiprau@gmail.com

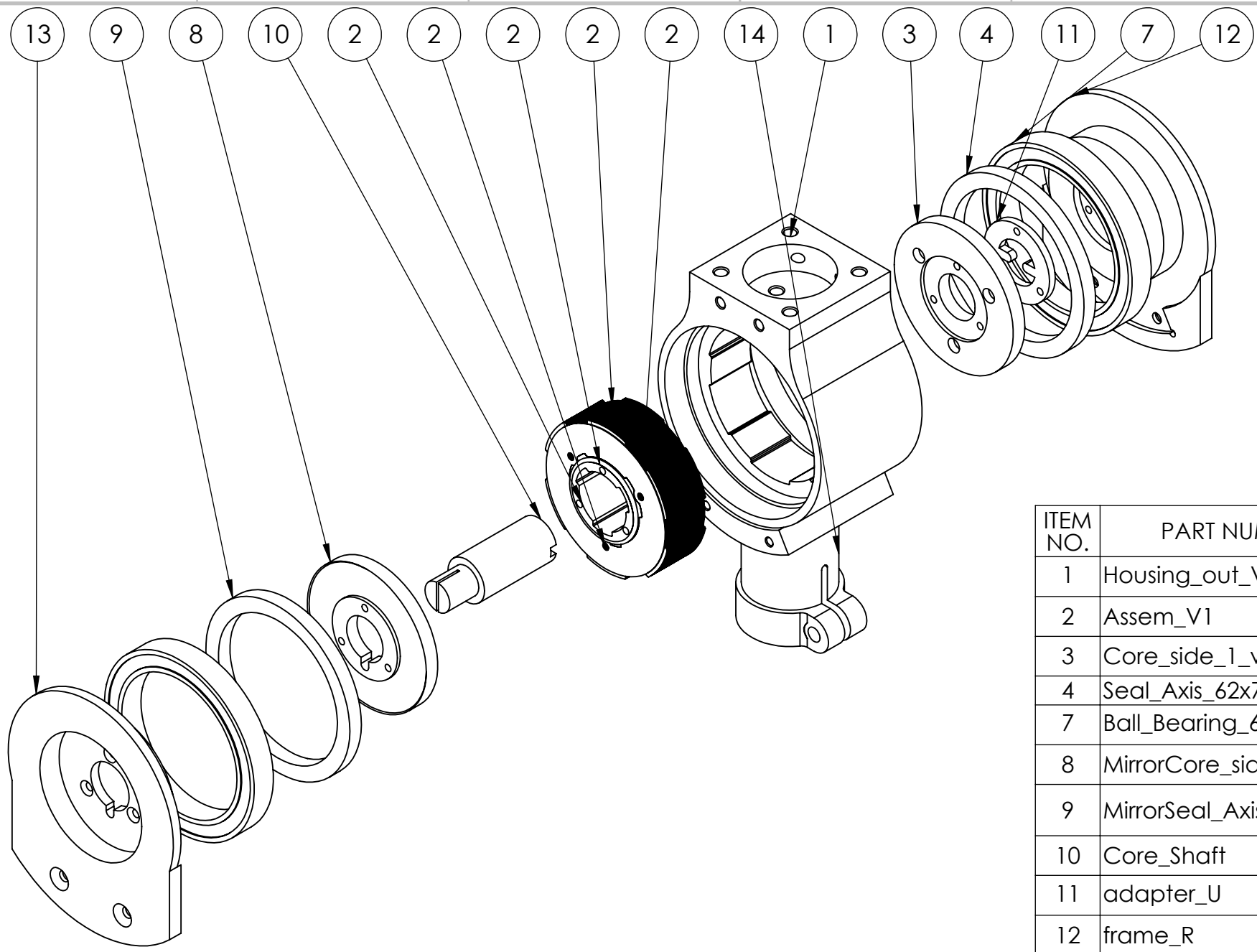
9. นายณัฐ จาตุรนต์ลักษณ์

สังกัด: ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

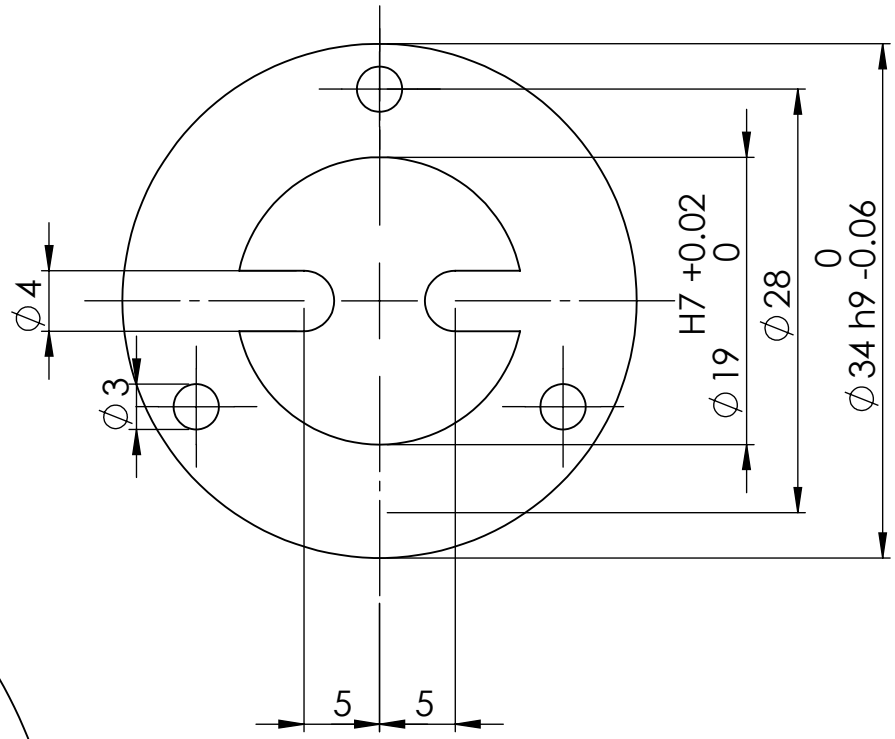
โทรศัพท์: 08-0577-7426

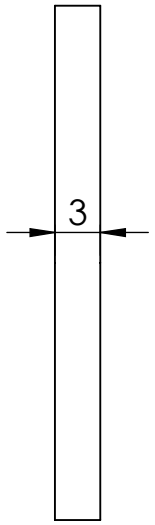
อีเมล์: Nat_ee15@hotmail.com

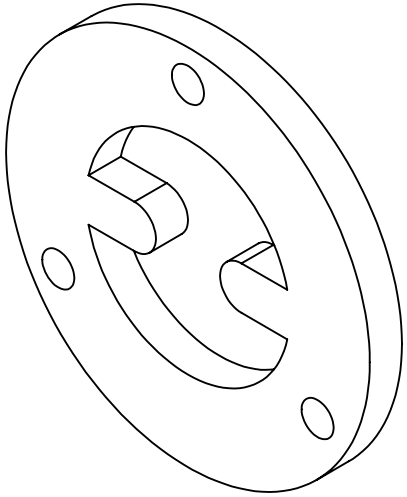
ภาคผนวก
แบบต้นแบบขาเทียมที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์



ITEM NO.	PART NUMBER	QTY.
1	Housing_out_V1	1
2	Assem_V1	1
3	Core_side_1_v1	1
4	Seal_Axis_62x75x6	1
7	Ball_Bearing_60x78x10	2
8	MirrorCore_side_1_v1	1
9	MirrorSeal_Axis_62x75x6	1
10	Core_Shaft	1
11	adapter_U	1
12	frame_R	1
13	frame_L	1
14	Stopper	1

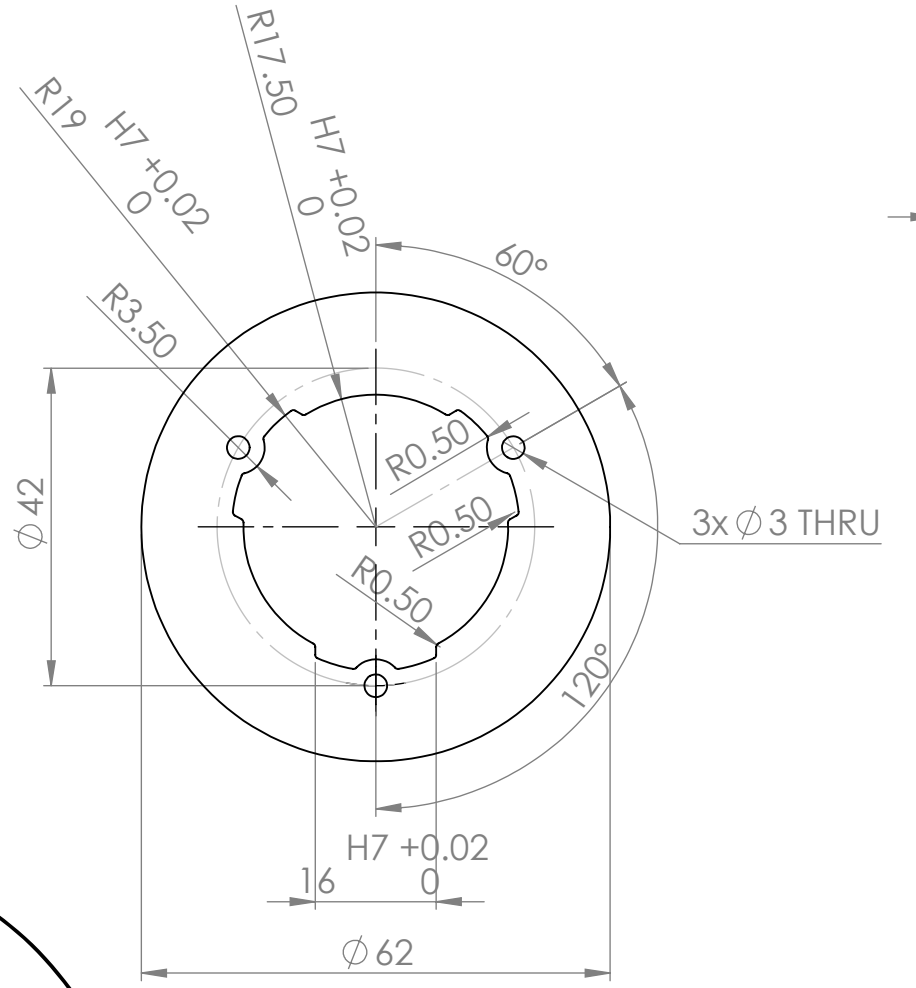


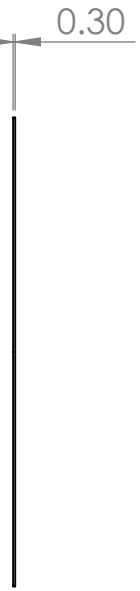




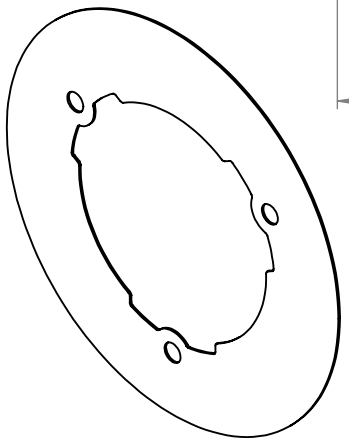
Material S45c
Qty 1
รมดำ

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:			DEBURR AND BREAK SHARP EDGES	DO NOT SCALE DRAWING	REVISION
	NAME	SIGNATURE	DATE				TITLE:
DRAWN							
CHK'D							
APPV'D							
MFG							
Q.A				MATERIAL:		DWG NO. adapter_U	A4
				WEIGHT:		SCALE:2:1	SHEET 1 OF 1

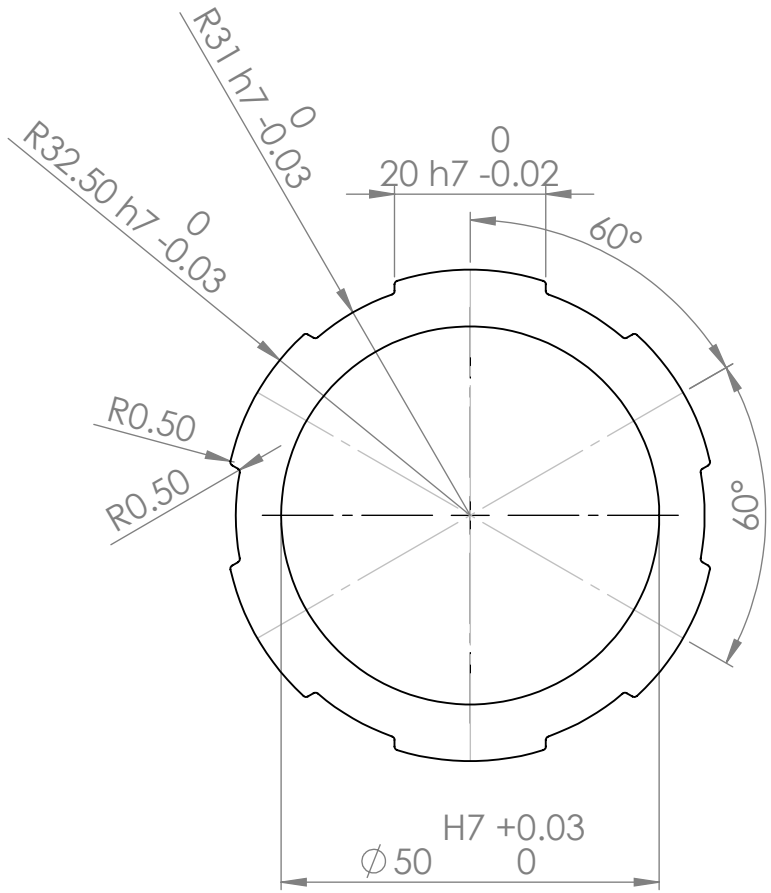


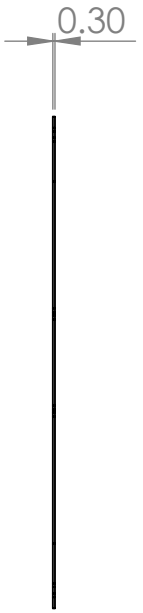


Qty 35
Material SK5



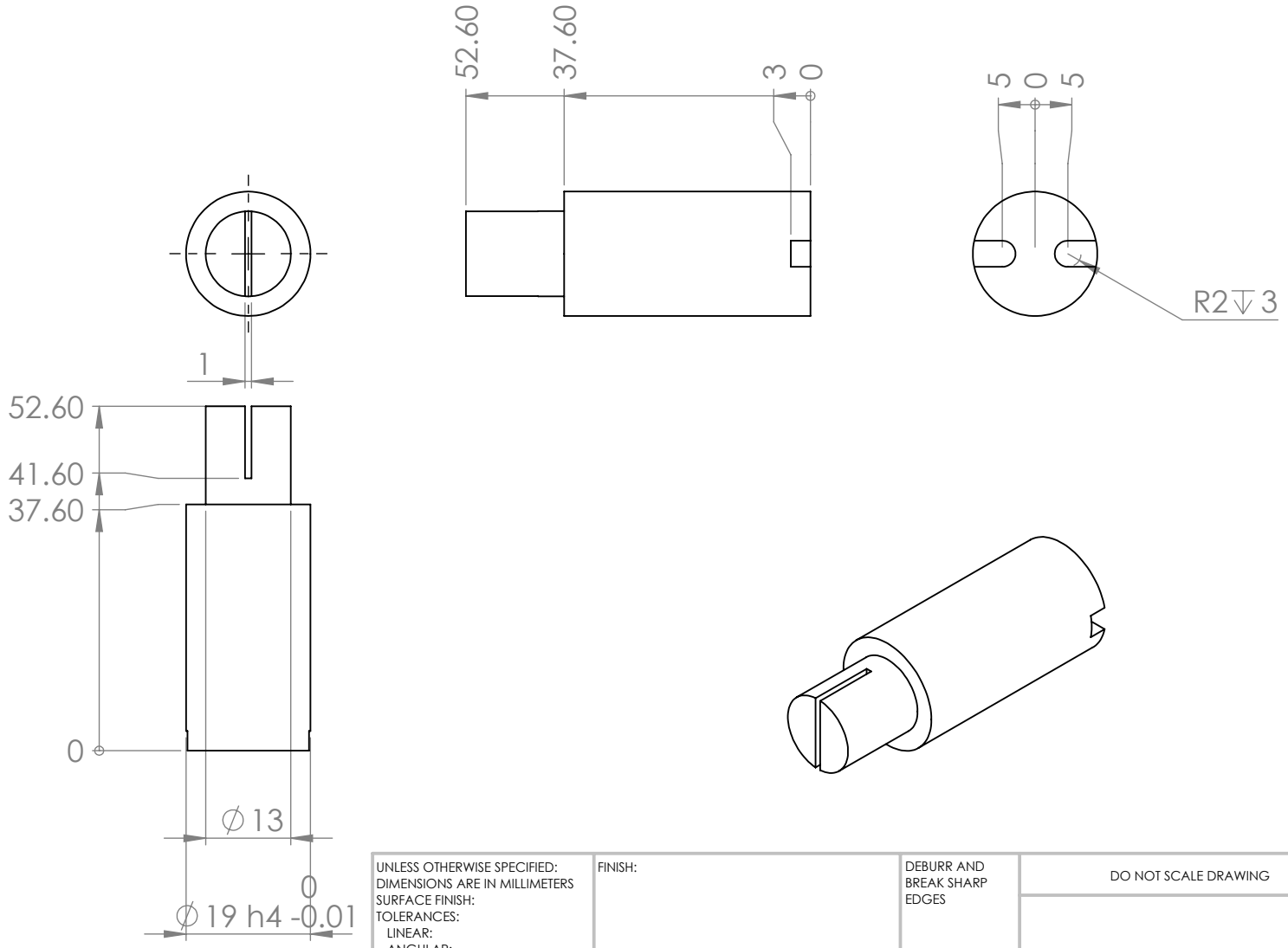
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBURR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING	REVISION
	NAME	SIGNATURE	DATE			TITLE:	
DRAWN							
CHK'D							
APPV'D							
MFG							
Q.A				MATERIAL:		DWG NO. Blade_Rotor_V1	A4
				WEIGHT:		SCALE:1:1	SHEET 1 OF 1





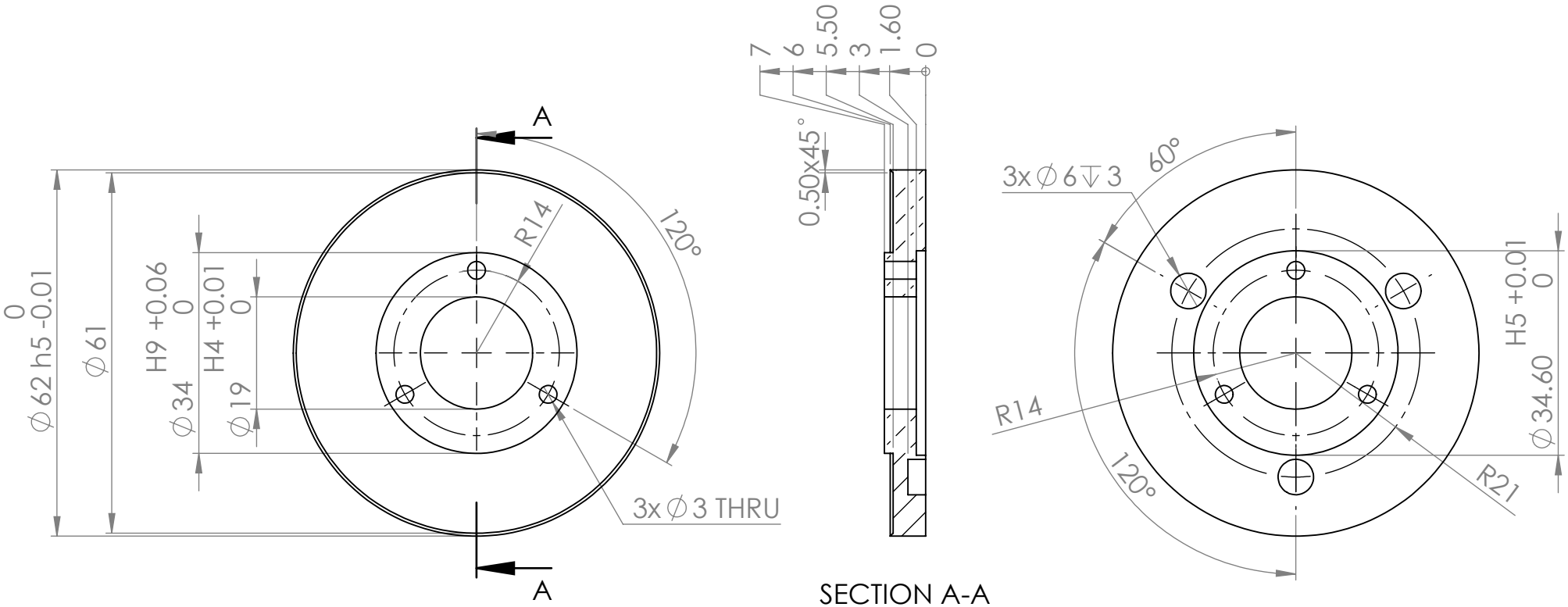
Qty 34
Material SK5

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:	FINISH:		DEBURR AND BREAK SHARP EDGES	DO NOT SCALE DRAWING	REVISION	
	NAME	SIGNATURE	DATE	TITLE:		
DRAWN						
CHK'D						
APPV'D						
MFG						
Q.A				MATERIAL:	DWG NO. Blade_Stator_V1	A4
				WEIGHT:	SCALE:1:1	SHEET 1 OF 1

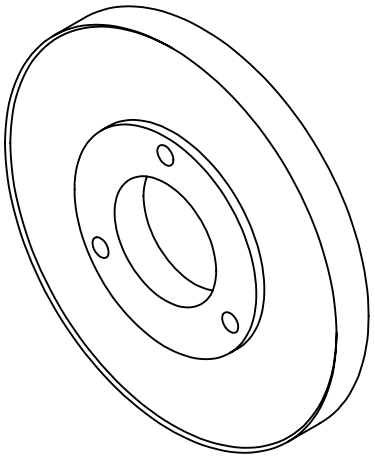


Qty1
Material S45c
รมดำ

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBURR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING	REVISION
	NAME	SIGNATURE	DATE			TITLE:	
DRAWN							
CHK'D							
APPV'D							
MFG							
Q.A				MATERIAL:		DWG NO. Core_Shaft	A4
				WEIGHT:		SCALE:1:1	SHEET 1 OF 1



SECTION A-A

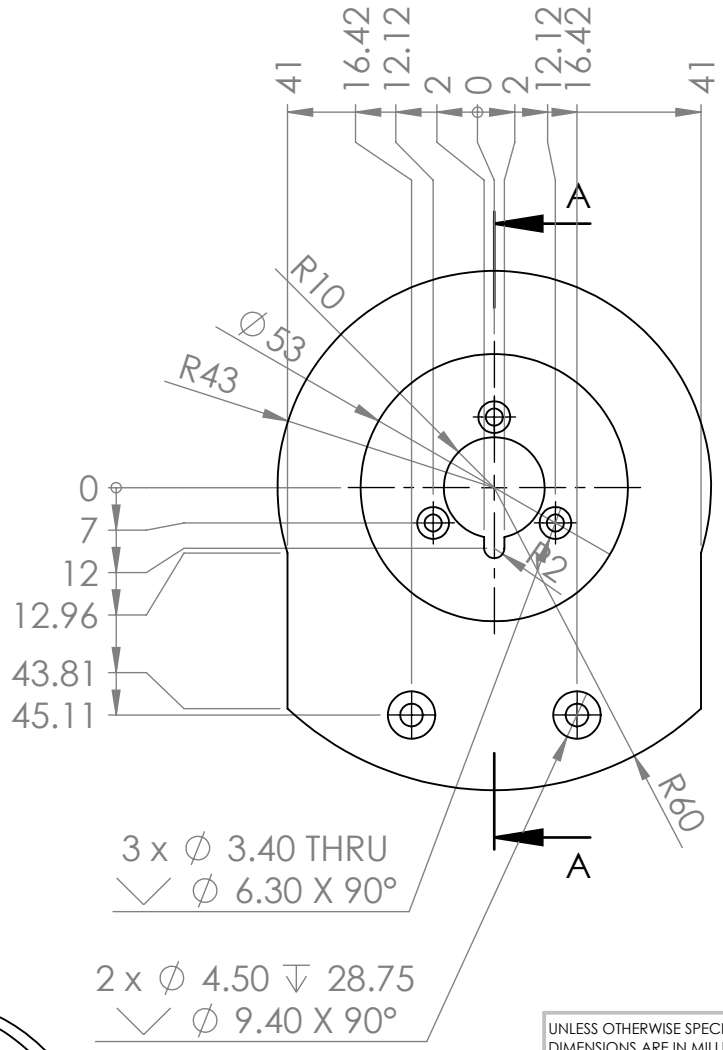


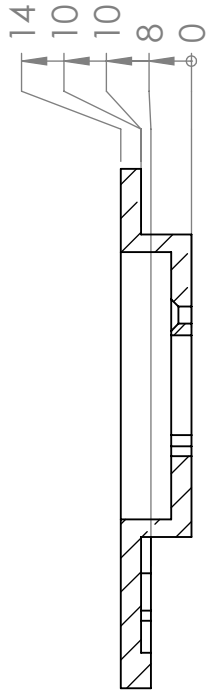
Qty 1

Material S45C

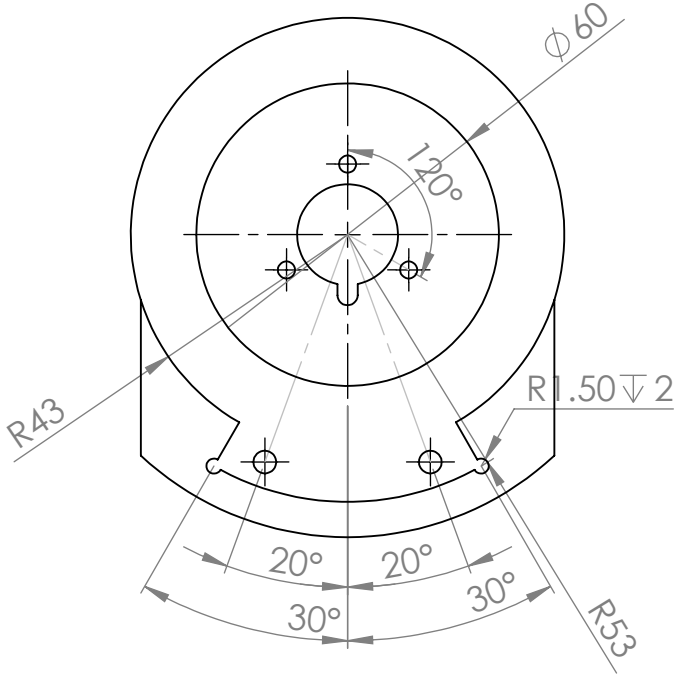
รมดำ

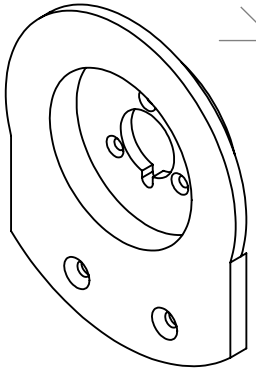
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBURR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING	REVISION
	NAME	SIGNATURE	DATE			TITLE:	
DRAWN							
CHK'D							
APPV'D							
MFG							
Q.A				MATERIAL:		DWG NO. Core_side_1_v1	A4
				WEIGHT:		SCALE:1:1	SHEET 1 OF 1





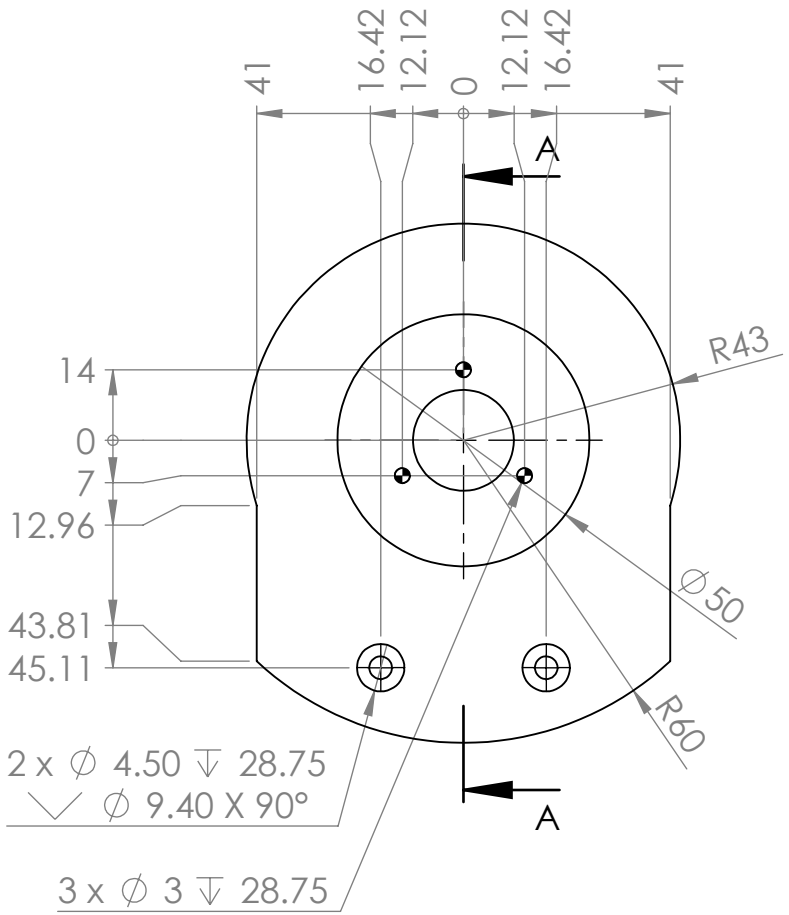
SECTION A-A
SCALE 2 : 3

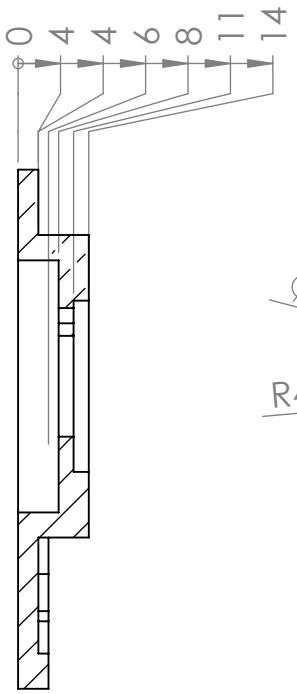




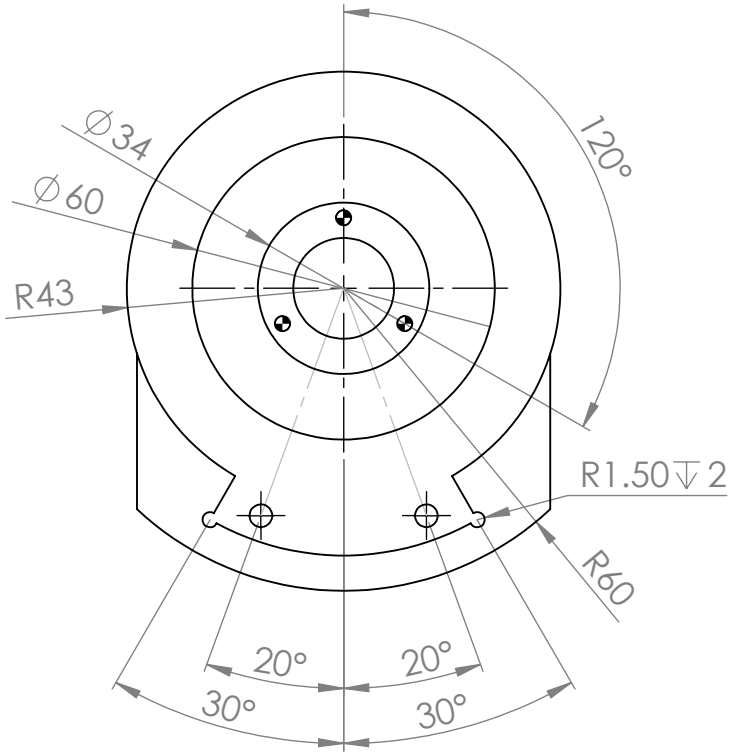
Material AL7075
Qty 1

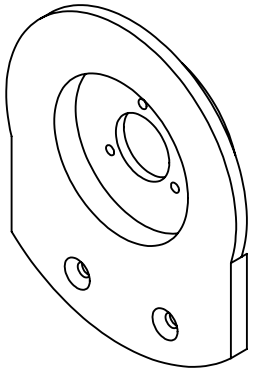
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBURR AND BREAK SHARP EDGES	DO NOT SCALE DRAWING	REVISION	
	NAME	SIGNATURE	DATE				TITLE:
DRAWN							
CHK'D							
APPV'D							
MFG							
Q.A				MATERIAL:	DWG NO.		A4
					frame_L		
				WEIGHT:	SCALE:1:2	SHEET 1 OF 1	





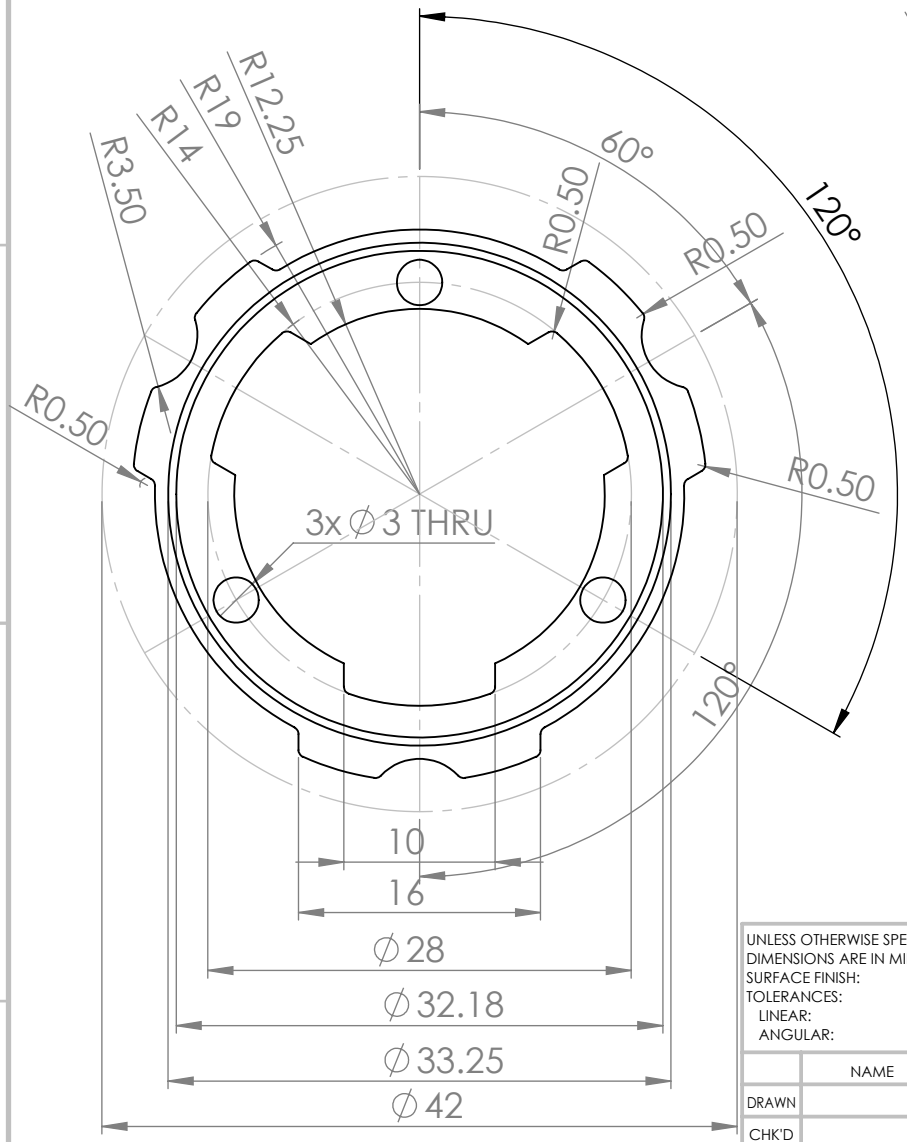
SECTION A-A
SCALE 2 : 3

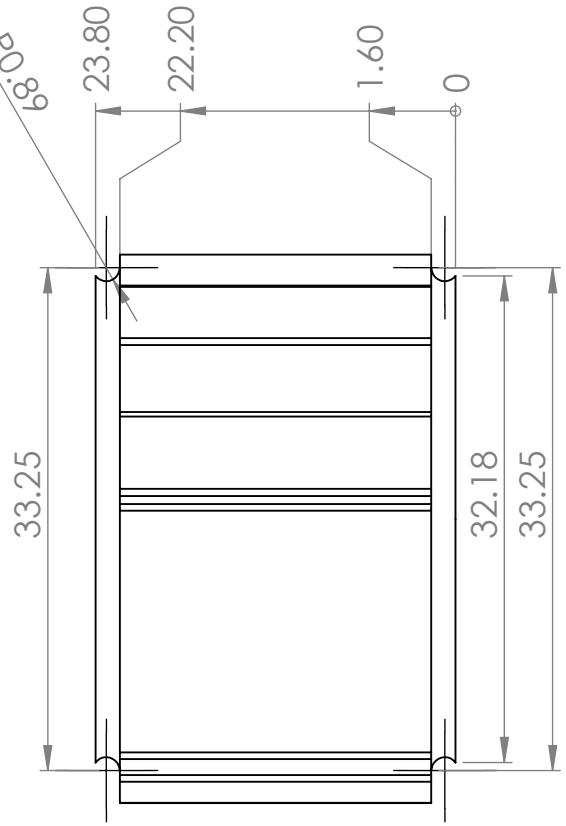


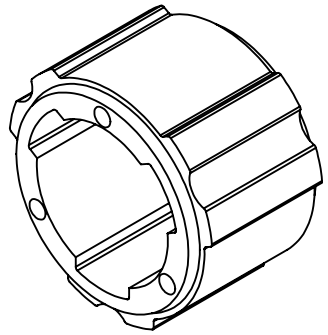


Material AL7075
Qty 1

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBURR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING	REVISION
	NAME	SIGNATURE	DATE			TITLE:	
DRAWN							
CHK'D							
APPV'D							
MFG							
Q.A				MATERIAL:		DWG NO. frame_R	A4
				WEIGHT:		SCALE:1:2	SHEET 1 OF 1

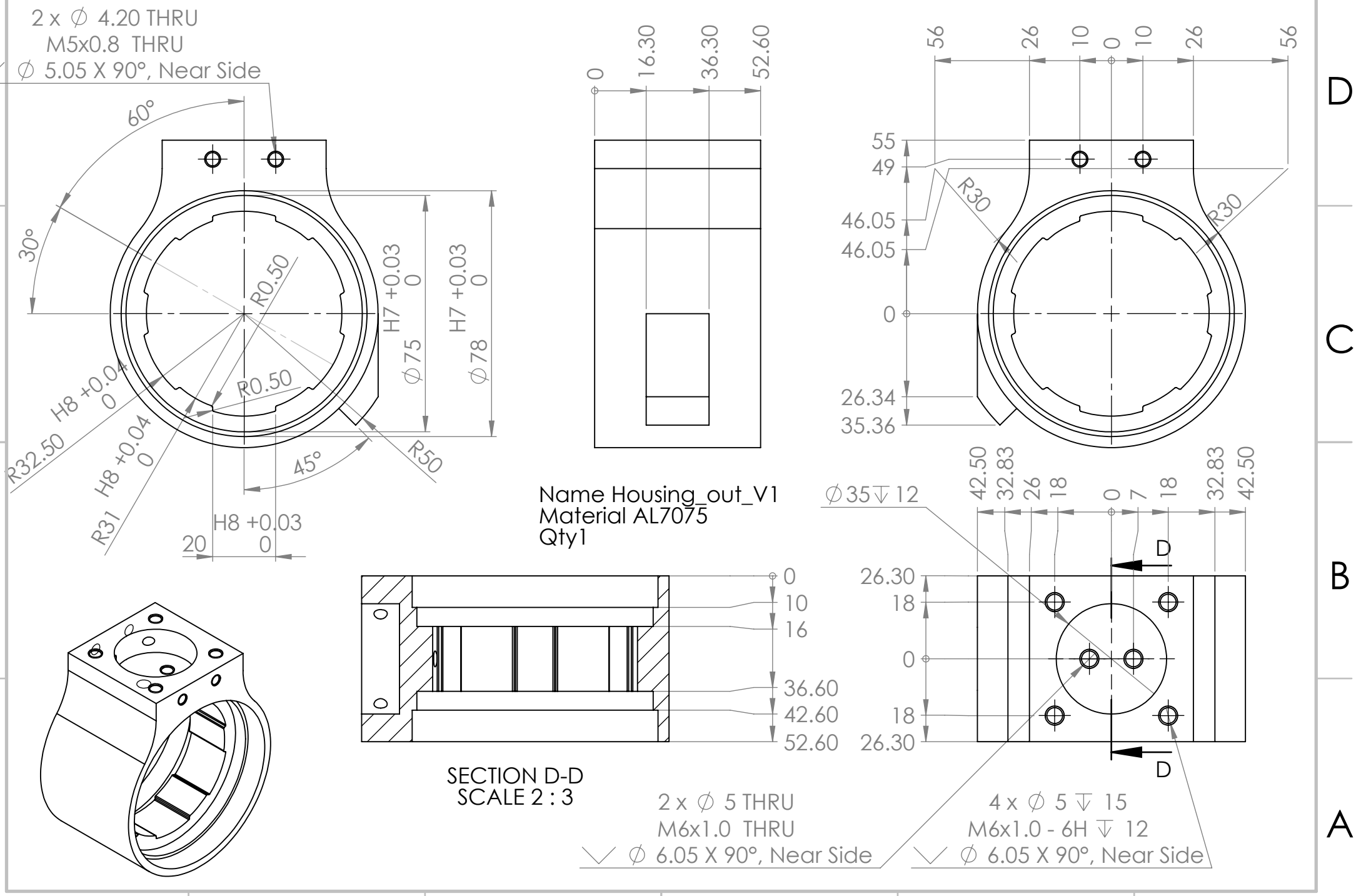


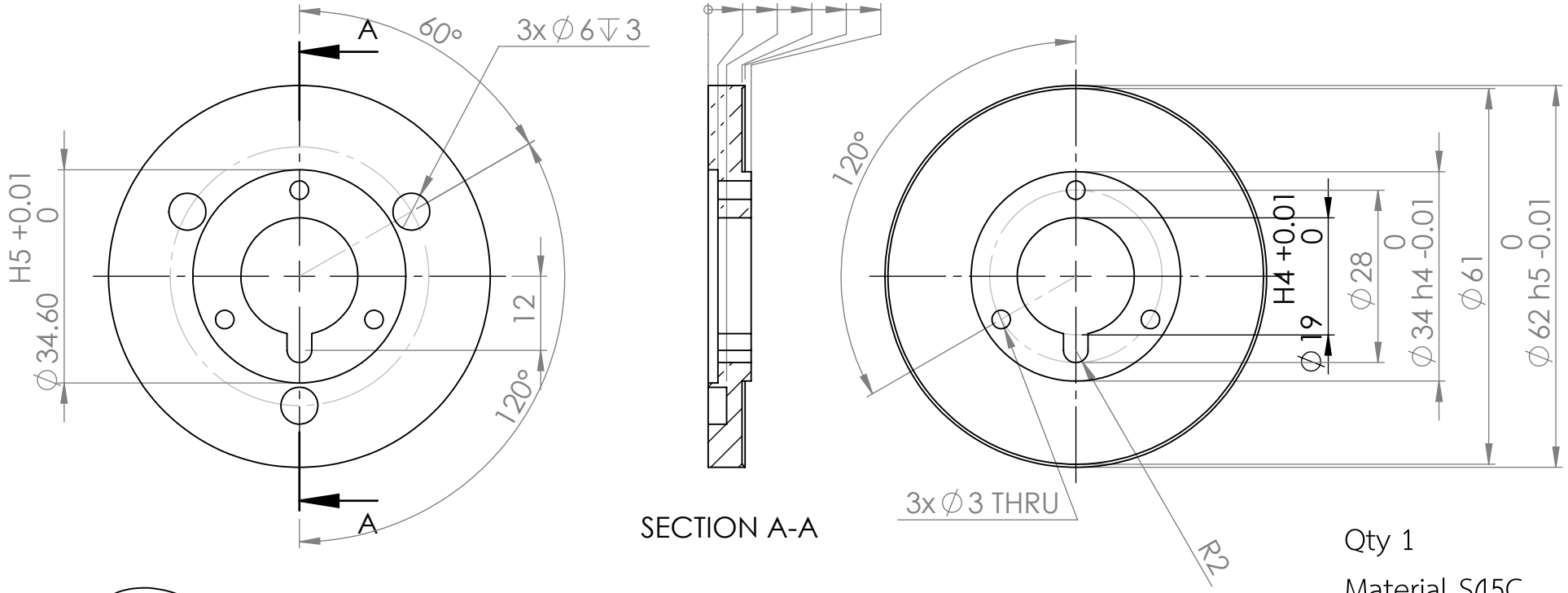


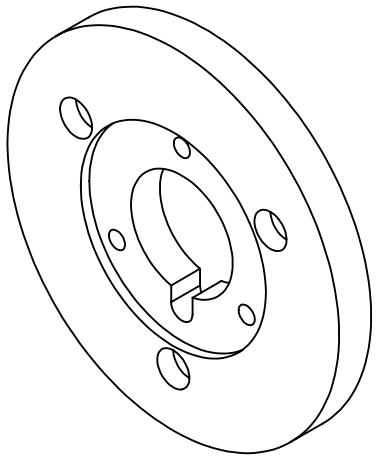


Qty 1
Material AL7075

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBURR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING	REVISION
	NAME	SIGNATURE	DATE			TITLE:	
DRAWN							
CHK'D							
APPV'D							
MFG							
Q.A				MATERIAL:		DWG NO. Housing_in_V1	A4
				WEIGHT:		SCALE:1:1	SHEET 1 OF 1


2 x ∅ 4.20 THRU
M5x0.8 THRU
∅ 5.05 X 90°, Near Side
60°
30°
R0.50
H7 +0.03 0
∅75
∅78
H8 +0.04 0
R32.50
R0.50
R50
45°
R31
H8 +0.03 0
20
0
16.30
36.30
52.60
56
26
10
0
10
26
56
55
49
46.05
46.05
0
26.34
35.36
R30
R30
Name Housing_out_V1
Material AL7075
Qty1
∅35↧12
42.50
32.83
26
18
0
7
18
32.83
42.50
D
26.30
18
0
18
26.30
D
0
10
16
36.60
42.60
52.60
SECTION D-D
SCALE 2 : 3
2 x ∅ 5 THRU
M6x1.0 THRU
∅ 6.05 X 90°, Near Side
4 x ∅ 5 ↧ 15
M6x1.0 - 6H ↧ 12
∅ 6.05 X 90°, Near Side



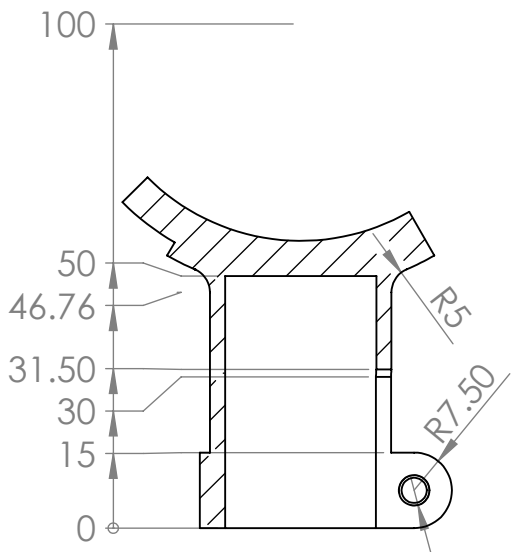


Qty 1

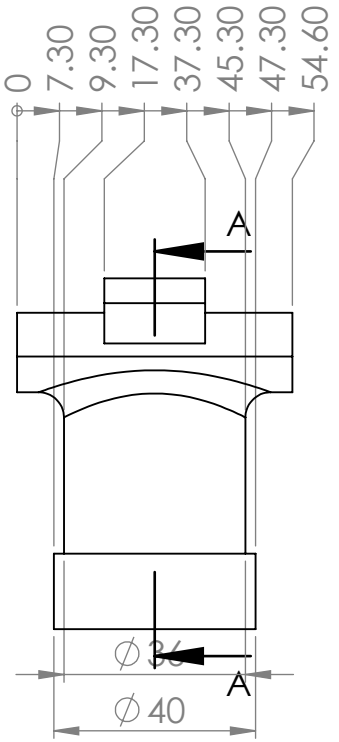
Material S45C

รมดำ

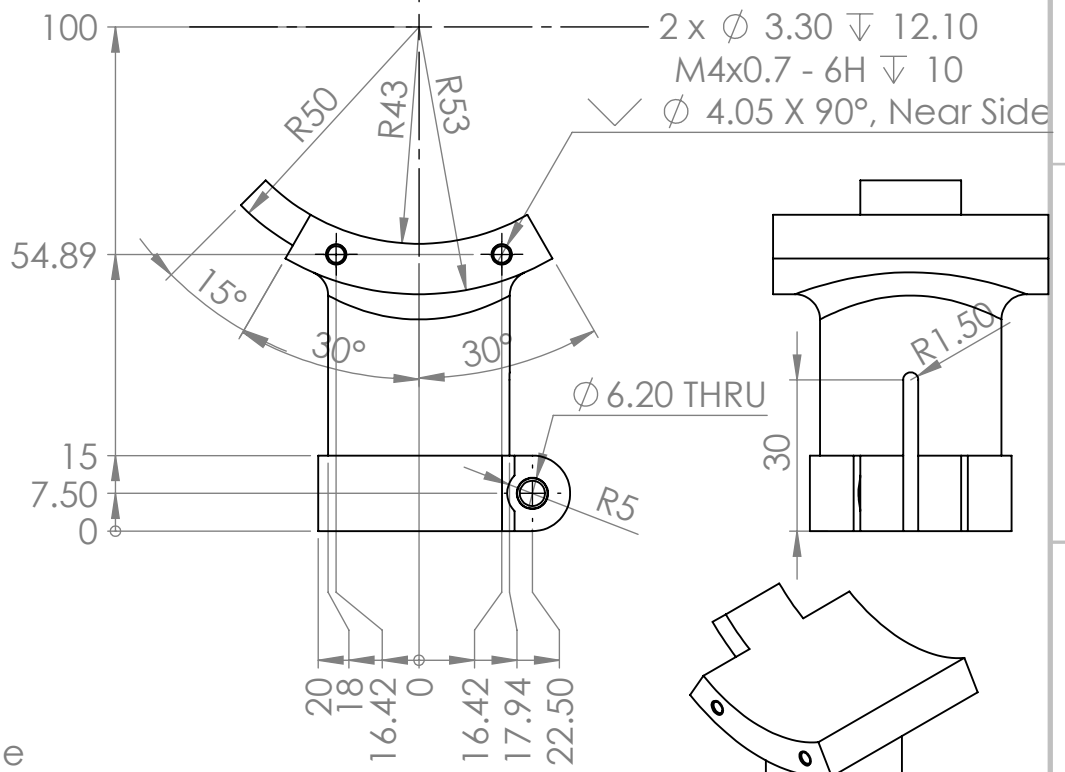
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBURR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING	REVISION
	NAME	SIGNATURE	DATE			TITLE:	
DRAWN							
CHK'D							
APPV'D							
MFG							
Q.A				MATERIAL:		DWG NO. MirrorCore_side_1_v1	A4
				WEIGHT:		SCALE:1:1	SHEET 1 OF 1

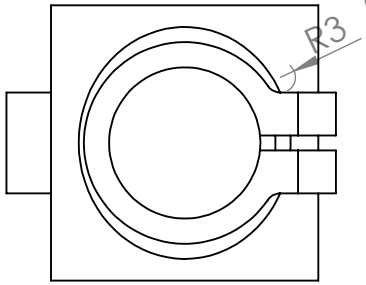


SECTION A-A
SCALE 2 : 3



⌀ 5 ↧ 15
M6x1.0 - 6H ↧ 12
⌀ 6.05 X 90°, Near Side





Material AL7075
Qty 1

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:	FINISH:	DEBURR AND BREAK SHARP EDGES	DO NOT SCALE DRAWING REVISION

	NAME	SIGNATURE	DATE
DRAWN			
CHK'D			
APPV'D			
MFG			
Q.A			

MATERIAL:

WEIGHT:

TITLE:

DWG NO. Stopper

A4

SCALE:1:2

SHEET 1 OF 1