

อุปกรณ์สวมใส่เสริมที่สร้างจากเครื่องพิมพ์ 3 มิติสำหรับแขนกลแบบสวมใส่ได้

3D-printed Wearable Supporter for an Exoskeleton Arm

สยาม เจริญเสียง¹และ สิทธิกร จอเฉลิมชัย²

Siam Charoenseang¹ and Sittikorn Chongchaleramchai²

¹อาจารย์ประจำ หลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการหุ่นยนต์และระบบอัตโนมัติ
สถาบันวิทยาการหุ่นยนต์ภาคสนาม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140

²นักศึกษาระดับปริญญาโท หลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการหุ่นยนต์และระบบอัตโนมัติ
สถาบันวิทยาการหุ่นยนต์ภาคสนาม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140

¹Lecturer in Master of Engineering Program in Robotics and Automation,
Institute of Field Robotics, King Mongkut's University of Technology Thonburi, Thungkru, Bangkok, Thailand 10140

²Graduate student in Master of Engineering Program in Robotics and Automation,
Institute of Field Robotics, King Mongkut's University of Technology Thonburi, Thungkru, Bangkok, Thailand 10140

*Corresponding author, E-mail: siam@fibo.kmutt.ac.th

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้ได้นำเสนอการออกแบบและสร้างอุปกรณ์สวมใส่เสริมที่สร้างจากเครื่องพิมพ์ 3 มิติ สำหรับควบคุมแขนกลแบบสวมใส่ได้ (Exoskeleton Arm) ที่ใช้สำหรับฝึกหัดผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรง อุปกรณ์เสริมนี้ทำให้สามารถรับรู้แรงที่ผู้ใช้งานกระทำต่อแขนกลแบบสวมใส่ได้โดยตรง ทำให้ระบบมีการตอบสนองได้เร็ว และลดสัญญาณรบกวนจากการสั่นเนื่องจากการเคลื่อนที่ โดยทำการออกแบบให้อุปกรณ์สามารถรับรู้ทิศทางและขนาดของแรงที่ได้รับมาในแนวระนาบ ซึ่งงานวิจัยนี้ทำการออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์ทั้งหมด 3 แบบ โดยแบบสุดท้ายได้ออกแบบเพื่อแก้ปัญหาด้านความแข็งแรง และสามารถวัดขนาดแรงและทิศทางของแรงได้แม่นยำยิ่งขึ้น จากการทดลองสรุปได้ว่าระบบแขนกลแบบสวมใส่ได้นี้สามารถเคลื่อนที่ไปตามแรงของผู้ใช้งานได้ ซึ่งผลของประสิทธิภาพวัดจากการเปรียบเทียบแรงที่ใส่เข้าไปในระบบกับน้ำหนักและแรงเฉื่อยของแขนกลในรูปแบบของพลังงาน ได้ว่าระบบนี้มีประสิทธิภาพสูงเมื่อใช้กับส่วนที่มีน้ำหนักและโมเมนต์ความเฉื่อยมาก

คำสำคัญ: แขนกลแบบสวมใส่ได้ การฟื้นฟูสมรรถภาพ การควบคุมแรง

Abstract

This research proposes the design and build of 3D-printed wearable supporter for an exoskeleton arm. This arm is used for rehabilitation purpose. The 3D printer supporter is used to sense the force exerted from the user to the exoskeleton directly. Hence, it provides quick response with force exerted along the plane with low noise during arm movement. There are three types of designed supporters. The third version is the best with strong structure and ability of force measurement. From experimental results, the exoskeleton can move based on user's exerted forces. The system shows high performance of movement of heavy part with high inertia.

Keywords: Exoskeleton, Rehabilitation, Force Control

1. บทนำ

จากข้อมูลของสำนักงานพัฒนาระบบข้อมูลข่าวสารและสุขภาพ (2557) ทำให้ทราบว่า ในช่วง พ.ศ. 2541 -2555 ประเทศไทยมีอัตราการเสียชีวิตของผู้ป่วยด้วยโรคหลอดเลือดสมองเพิ่มขึ้นทุกปี โดยมีแนวโน้มที่สูงขึ้นจากอัตราส่วน 7 คนต่อประชากรหนึ่งแสนคน เป็น 31.69 คน นอกจากนี้ยังพบว่า อัตราของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองก็มีแนวโน้มสูงขึ้น โดยอัตราเพิ่มขึ้นจาก 78.24 คนต่อประชากรหนึ่งแสนคน เป็น 233.65 คน ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองส่วนใหญ่ถึงแม้ได้รับการรักษาแล้ว มักมีอาการพิการตามมา แต่สามารถช่วยฟื้นฟูขึ้นได้โดยนักกายภาพบำบัด ซึ่งกานดา ชัยภิญโญ และ สมใจ ลือวิเศษไพบูลย์ (2558) ได้ทำการเก็บข้อมูลในปี พ.ศ. 2553 แล้วพบว่า อัตราส่วนของนักกายภาพบำบัดต่อประชากร 1:7,500 คน และยังขาดแคลนนักกายภาพบำบัดในระบบสุขภาพมากถึง 5,922 คน และจากปัญหาดังกล่าวข้างต้น นักวิจัยหลายท่านจึงพยายามแก้ปัญหาด้วยการนำหุ่นยนต์มาช่วยในการกายภาพบำบัดเพื่อแบ่งเบาภาระของนักกายภาพบำบัด โดย Gerdienke et al. (2006) ได้ทำการวิจัย แล้วพบว่าหุ่นยนต์ช่วยให้การกายภาพบำบัดมีประสิทธิภาพมากขึ้น เนื่องจากหุ่นยนต์ช่วยให้ผู้ป่วยมีการเคลื่อนไหวที่ดีกว่าการรักษา

โดยการใช้ร่างกายบำบัดเพียงอย่างเดียว อีกทั้งทางมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี โดย Siam และ Sarut (2014) ได้ทำการวิจัยและออกแบบหุ่นยนต์แขนกลแบบสวมใส่ได้ให้สามารถใช้งานได้ทั้งแขนซ้ายและแขนขวา โดยใช้วิธีการควบคุมแบบคล้อยตามแรง ซึ่งใช้เซนเซอร์วัดแรงติดตามข้อต่อของแขนกล โดยเมื่อมีแรงมากระทำกับแขนกลแบบสวมใส่ได้ จะเกิดแรงที่ผิวดังกล่าวทำให้เกิดการเคลื่อนที่ไปตามแรงนั้นๆในแต่ละข้อต่อ อย่างไรก็ตามวิธีนี้มีข้อจำกัด คือ แรงที่เกิดจากปลายของแขนกลแบบสวมใส่ได้จะไปถึงที่ส่วนฐานช้ากว่าส่วนปลาย ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงได้ออกแบบสร้างอุปกรณ์สวมใส่เสริมเพื่อวัดขนาดแรงในแนวระนาบ ส่งผลให้อุปกรณ์ 1 ชิ้นจะสามารถควบคุมได้ 2 องศาอิสระ และเนื่องจากแขนกลแบบสวมใส่ได้ในงานวิจัยมี 4 องศาอิสระ ดังนั้นขณะวิจัยจึงออกแบบและสร้างอุปกรณ์สวมใส่เสริมทั้งหมด 2 ชิ้นซึ่งจะติดตั้งที่บริเวณต้นแขน และปลายแขน โดยการควบคุมแขนกลแบบสวมใส่ได้นี้จะต้องใช้ทั้งระบบสมการจลนศาสตร์แบบไปข้างหน้า สมการมุมของออยเลอร์ และสมการจลนศาสตร์แบบผกผันร่วมกันที่บริเวณหัวไหล่ ขณะที่ในส่วนข้อศอกจะใช้แรงที่ได้จากอุปกรณ์ในการควบคุมโดยตรง การออกแบบอุปกรณ์สวมใส่เสริมสำหรับควบคุมแขน

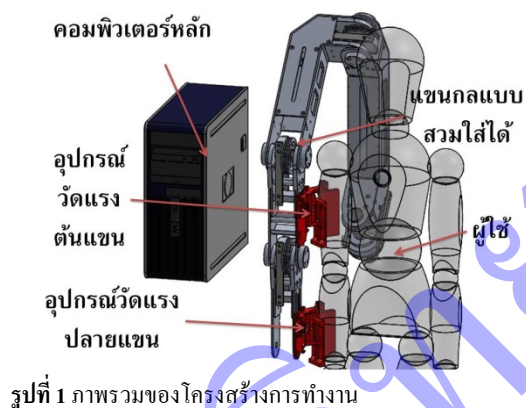
กลแบบสวมใส่ได้นี้ได้ทำการพัฒนาทั้งหมด 3 แบบ เพื่อให้สามารถควบคุมแขนกลแบบสวมใส่ได้โดยผ่านทางอุปกรณ์รับรู้แรงและทิศทางในแนวระนาบได้

2. วัตถุประสงค์

เพื่อออกแบบและสร้างอุปกรณ์สวมใส่เสริมที่รับรู้แรงและทิศทางของผู้ใช้ เพื่อช่วยให้ง่ายต่อการควบคุมแขนกลแบบสวมใส่ได้

3. วิธีการศึกษาและวัสดุอุปกรณ์

3.1 โครงสร้างการทำงาน



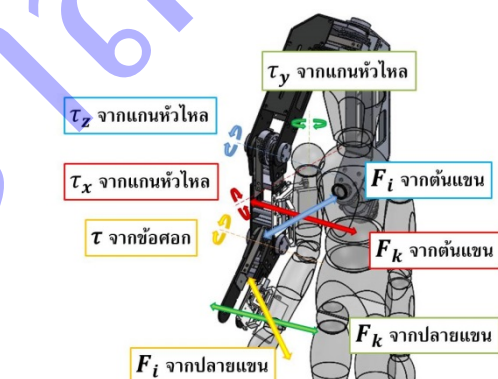
รูปที่ 1 ภาพรวมของโครงสร้างการทำงาน

การทำงานของระบบหุ่นยนต์นี้จะต้องใช้งานร่วมกับคอมพิวเตอร์หลัก โดยคอมพิวเตอร์หลักทำหน้าที่รับค่าแรงจากอุปกรณ์สวมใส่เสริมวัดแรงแนวระนาบ ส่วนต้นแกนและปลายแกน จากนั้นคอมพิวเตอร์หลักจะประมวลผลออกมาเป็นขนาดและทิศทางของแรง เพื่อใช้สำหรับการควบคุมการเคลื่อนที่ในจุดต่อไป โดยจะใช้สมการจลนศาสตร์แบบไปข้างหน้า และแบบผกผัน และมุมของออยเลอร์ ในการแปลงเป็นองศาสำหรับการเคลื่อนที่ของมอเตอร์ เพื่อส่งไปควบคุมแขนกลแบบสวมใส่ได้ให้เคลื่อนที่ตามข้อมูลที่คอมพิวเตอร์หลักส่งให้ โดยจะเคลื่อนที่ตามแรงที่กระทำกับอุปกรณ์สวมใส่เสริม ส่งผลให้

แขนกลแบบสวมใส่ได้เคลื่อนที่ตามผู้ที่สวมใส่ได้ ดังรูปที่ 1

3.2 แนวทางการออกแบบอุปกรณ์สวมใส่เสริม

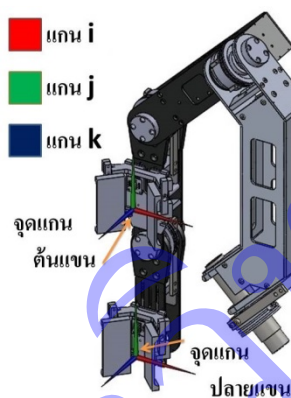
เนื่องจากแขนกลแบบสวมใส่ได้ที่ใช้ในงานวิจัยนี้มีทั้งหมด 4 องศาอิสระ โดยส่วนของหัวไหล่มี 3 องศาอิสระ และส่วนของข้อศอกมี 1 องศาอิสระ ซึ่งโครงสร้างของแขนกลในส่วนของหัวไหล่จะใช้จุดหมุนเดียวกัน อย่างไรก็ตามในการควบคุมนั้นจะต้องใช้สมการพื้นฐานเกี่ยวกับระบบมุมใน 3 มิติในการควบคุมท่าทางและมุมในส่วนของหัวไหล่ ซึ่งการออกแบบอุปกรณ์วัดแรงในแนวระนาบมีวิธีการควบคุมตามรูปที่ 2



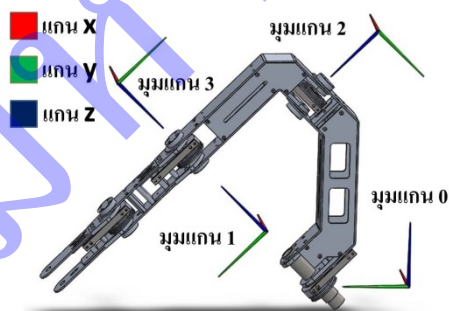
รูปที่ 2 แสดงถึงความสัมพันธ์ของมุมการเคลื่อนที่ที่เกิดจากแรงบริเวณต้นแกน และ ปลายแกน

โดยแรงที่ได้จากต้นแกนจะสามารถแยกได้เป็น 2 แรงที่ตั้งฉากกัน โดยแต่ละแรงนั้นจะมีหน้าที่ต่างกัน ซึ่งในอุปกรณ์ส่วนต้นแกนจะใช้แรง F_i ในการควบคุม $\square_z$ ของหัวไหล่ ในส่วนของแรง F_k ใช้ในการควบคุม $\square_x$ ของหัวไหล่ ทางด้านปลายแกนใช้แรง F_k ในการควบคุม $\square_y$ ของหัวไหล่ และแรง F_i ในการควบคุม $\square$ ข้อศอก โดยทั้ง 4 แรงมีการเคลื่อนที่ที่สอดคล้องกัน แรงที่ใช้ในการควบคุมแขนกลแบบสวมใส่ได้ทั้ง 4 องศาอิสระ มาจากแรงแขนของผู้ใช้งาน ซึ่งจะส่งผ่าน

อุปกรณ์สวมใส่เสริมทำให้สามารถวิเคราะห์แรงที่เป็นแรงในระนาบ i และ k ได้ โดยแรงในแนวแกน j จะมีทิศทางเข้าสู่จุดหมุนตลอดเวลา ส่งผลให้ไม่เกิดแรงบิดที่ใช้ควบคุมแขนกลแบบสวมใส่ได้ จึงไม่จำเป็นต้องออกแบบอุปกรณ์ให้สามารถรับรู้แรงในแนวแกน j ดังรูปที่ 3 นอกจากนี้จะใช้สมการจลนศาสตร์แบบไปข้างหน้าถึงแค่ส่วนของหัวไหล่ เพื่อให้เราทราบถึงสถานะมุมพิกัดของหัวไหล่จากมุมของมอเตอร์ที่กระทำอยู่ โดยฐานของอุปกรณ์นี้ทำมุมกับพื้นในลักษณะ 45 องศา โดยรูปอ้างอิงการสร้างสมการจลนศาสตร์แบบไปข้างหน้า ตามรูปที่ 4 และมีการคำนวณสมการจลนศาสตร์แบบผกผันเป็นไปตามสมการที่ 1



รูปที่ 3 แกนของแรงที่ใช้ในการควบคุม



รูปที่ 4 แกนอ้างอิงพิกัดในการสร้างสมการจลนศาสตร์แบบไปข้างหน้า

สมการที่ 1 สมการจลนศาสตร์แบบไปข้างหน้า

$$\begin{bmatrix} p_{11} & p_{12} & p_{13} & 0 \\ p_{21} & p_{22} & p_{23} & 0 \\ p_{31} & p_{32} & p_{33} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

โดย

$$\begin{aligned} p_{11} &= p_1 p_3 + p_1 p_2 p_3 \\ p_{12} &= p_1 p_3 - p_1 p_2 p_3 \\ p_{13} &= -p_1 p_2 \\ p_{21} &= -\frac{\sqrt{2}}{2} (p_2 p_3 + p_1 p_2 + p_1 p_3) \\ p_{22} &= \frac{\sqrt{2}}{2} (p_2 p_3 - p_1 p_2 - p_1 p_3) \\ p_{23} &= -\frac{\sqrt{2}}{2} (p_2 + p_1 p_2) \\ p_{31} &= -\frac{\sqrt{2}}{2} (p_2 p_3 - p_1 p_2 - p_1 p_3) \\ p_{32} &= \frac{\sqrt{2}}{2} (p_2 p_3 + p_1 p_2 + p_1 p_3) \\ p_{33} &= -\frac{\sqrt{2}}{2} (p_2 - p_1 p_2) \end{aligned}$$

เมื่อ S และ C คือฟังก์ชัน $\sin$, $\cos$ ตามลำดับ โดยมีค่าเท่ากับมุมองศาของมุมแกน z ที่แกนนั้น ตัวเลขที่อยู่ด้านล่างขวาของ S และ C คือลำดับแกนของแขนกลแบบสวมใส่ได้ T คือ เมทริกซ์จลนศาสตร์แบบไปข้างหน้าโดยเริ่มจากตัวเลขแกนที่มุมขวาล่างถึงตัวเลขแกนที่อยู่มุมขวาบน

การควบคุมทิศทางหัวไหล่ของแขนกลแบบสวมใส่ได้สามารถทำได้โดยใช้สมการมุมของออยเลอร์ด้วยการนำสมการจลนศาสตร์แบบไปข้างหน้าคูณกับสมการมุมของออยเลอร์ จากนั้นใส่ค่าทิศทางที่ต้องการจะเคลื่อนที่ไปในสมการมุมของออยเลอร์ ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้คือ ทิศทางการหมุนที่เคลื่อนที่ไปตามแกน X , Y และ Z ของมุมแกนที่ 3 จากนั้นแปลงค่าที่ได้เป็นสมการจลนศาสตร์แบบผกผันสำหรับการใช้งานมอเตอร์เพื่อให้เคลื่อนที่ไปตามตำแหน่งนั้นๆ โดยสมการจลนศาสตร์แบบผกผันที่ใช้ดังกล่าวข้างต้นเป็นตามสมการที่ 2 – 4

สมการที่ 2 – 4

$$\text{มุมแกน 1 ของแขนกล} = \tan^{-1} \left(-\frac{(r_{33} + r_{23})}{\sqrt{2} r_{13}} \right) \quad (2)$$

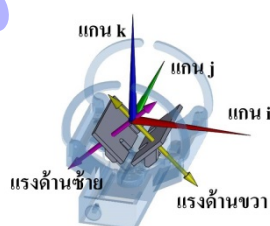
$$\text{มุมแกน 2 ของแขนกล} = \tan^{-1} \left(\frac{2r_{13}}{\sqrt{2} r_{23} \cos x + r_{33}} \right) \quad (3)$$

$$\text{มุมแกน 3 ของแขนกล} = \tan^{-1} \left(-\frac{(r_{22} + r_{32})}{(r_{21} + r_{31})} \right) \quad (4)$$

ในส่วนของแนวแกนข้อศอกนั้น เราสามารถควบคุมได้โดยตรง เนื่องจาก ลักษณะของการเคลื่อนไหวมีความซับซ้อนน้อยกว่าในแกน X, Y และ Z โดยการควบคุมเป็นเพียงการกางออกและหุบเข้า จากแนวทางการออกแบบข้างต้น สามารถออกแบบอุปกรณ์เสริมสำหรับควบคุมอุปกรณ์สวมใส่ได้ให้สามารถควบคุมได้ 4 แกน

3.3 การออกแบบอุปกรณ์สวมใส่เสริมวัดแรงในแนวระนาบ

การออกแบบอุปกรณ์สวมใส่เสริมวัดแรงแนวระนาบเพื่อควบคุมแขนกลแบบสวมใส่ได้ 1 ส่วน จะสามารถควบคุมได้ 2 แกน เพราะฉะนั้นการควบคุมแขนกลแบบสวมใส่ได้ต้องมี 2 ส่วนสำหรับตรวจวัดแรงแนวระนาบบริเวณต้นแขน และปลายแขน ซึ่งจะสามารถควบคุมได้โดยตรงจากผู้ใช้งาน โดยจะใช้ในการรับรู้ขนาดและทิศทางของแรงที่ผู้ใช้งานใส่เข้าไปสู่ระบบ อุปกรณ์นี้จึงถูกออกแบบให้มีเซนเซอร์วัดแรงเพื่อใช้ในการรับรู้แรงที่กระทำจากผู้ใช้งาน ซึ่งจะรับรู้ถึงขนาดของแรงนั้นแล้วส่งต่อไปยังแขนกล โดยเซนเซอร์วัดแรงแต่ละตัวนั้นจะทำมุมกับฐานในลักษณะ 45 องศา และเซนเซอร์ทั้งสองทำมุมกันเองในลักษณะ 90 องศา แรงที่ได้มานั้นต้องทำการเปลี่ยนทิศทางแรงไปตามแกนอ้างอิง i และ k ซึ่งจะสามารถกระทำได้โดยการใช้แรงจากเซนเซอร์วัดแรงจากแกนทั้ง 2 ข้างเข้าช่วยดังรูปที่ 5 โดยใช้สมการที่ 5 – 6 ในการคำนวณ



รูปที่ 5 แสดงแรงในแนวซ้ายขวากับแกนอ้างอิงที่ใช้ควบคุมแขนกลแบบสวมใส่ได้

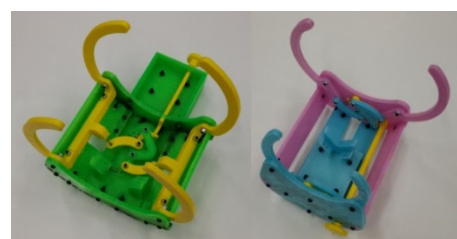
สมการที่ 5 - 6

$$a_x = \frac{(a_{x1} - a_{x2})}{\sqrt{2}} \quad (5)$$

$$a_y = \frac{(a_{y1} + a_{y2})}{\sqrt{2}} \quad (6)$$

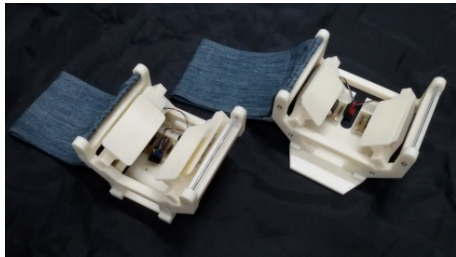
โดยที่ F_i คือแรงที่ไปตามแนว i ของอุปกรณ์ F_k คือแรงที่ไปตามแนว k ของอุปกรณ์ F_{x1} คือแรงที่ได้จากเซนเซอร์วัดแรงจากด้านซ้าย และ F_{x2} คือแรงที่ได้จากเซนเซอร์วัดแรงจากด้านขวา

งานวิจัยนี้ได้ออกแบบและสร้างอุปกรณ์สวมใส่เสริมวัดแรงในแนวระนาบทั้งหมด 3 แบบ โดยออกแบบให้สามารถรับแรงจากแขนได้และทำมุมกัน ในลักษณะ 90 องศา อีกทั้งออกแบบให้มีกลไกการล็อกแขนซึ่งง่ายต่อการใส่และถอด โดยสร้างขึ้นงานด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ซึ่งอุปกรณ์แบบที่ 1 สร้างโดยใช้พลาสติก PLA เพื่อให้อุปกรณ์มีความแข็งแรงและลดความเสี่ยงของกลไกดังรูปที่ 6 แต่เนื่องด้วย กลไกมีความซับซ้อน ในแต่ละข้อต่อจะต้องมีพิคคความเพื่อสำหรับการประกอบ ส่งผลให้ในแต่ละข้อต่อไม่มั่นคง จึงไม่สามารถนำมาใช้งานได้



รูปที่ 6 ด้านซ้ายอุปกรณ์จับต้นแขนแบบที่ 1 ด้านขวาอุปกรณ์จับปลายแขนแบบที่ 1

แบบที่ 2 ออกแบบแบบให้ง่ายขึ้น ด้วยการลดกลไกในการล็อกแขน และใช้วัสดุเป็น ABS เพื่อความแข็งแรง และใช้ผ้าในการรัดแขนแทนดังรูปที่ 7



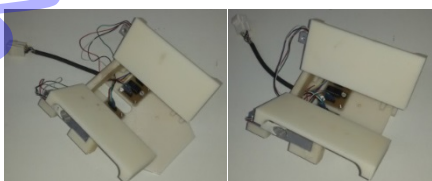
รูปที่ 7 อุปกรณ์ที่ 2 ด้านซ้ายคืออุปกรณ์ส่วนปลายแขน ด้านขวาคืออุปกรณ์ส่วนต้นแขน

ซึ่งจากการทดลองใช้งานจึงพบว่าเซนเซอร์วัดแรงจะสามารถวัดได้แค่แรงกดดังรูปที่ 8 ด้านซ้าย เนื่องจากเมื่อออกแรงยกขึ้น ผ้าจะรั้งแขนไว้กับส่วนโครงสร้างฐานทำให้โครงสร้างฐานเป็นส่วนที่รับแรง แรงจึงไม่ผ่านเซนเซอร์วัดแรงดังรูปที่ 8 ด้านขวา ดังนั้น ไม่สามารถนำมาใช้งานจริงได้

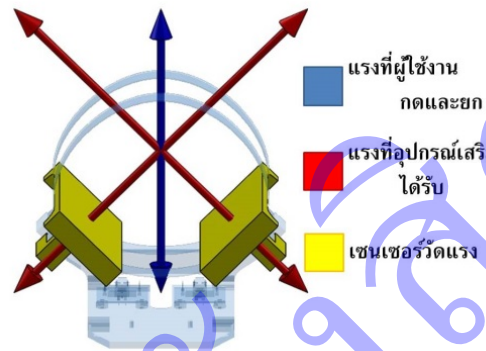


รูปที่ 8 ด้านซ้ายแสดงแรงที่กระทำเซนเซอร์เมื่อได้รับแรงกด ด้านขวาแสดงแรงที่กระทำเซนเซอร์เมื่อได้รับแรงยก

แบบที่ 3 ได้ออกแบบให้กำจัดข้อเสียของอุปกรณ์แบบที่ 2 ด้วยการเปลี่ยนผ้ารัดแขนจากติดไว้ที่ฐาน เป็นติดที่เซนเซอร์วัดแรงดังรูปที่ 9 ส่งผลให้สามารถรับรู้ได้ทั้งแรงกดและแรงดึง ดังรูปที่ 10



รูปที่ 9 อุปกรณ์ที่ 3 ด้านซ้ายคืออุปกรณ์ส่วนต้นแขน ด้านขวาคืออุปกรณ์ส่วนปลายแขน



รูปที่ 10 แสดงแรงที่กระทำเซนเซอร์กับอุปกรณ์แบบที่ 3 อย่างไรก็ตามก็ติดอุปกรณ์นี้ใช้เซนเซอร์วัดแรงขนาด 10 กิโลกรัม แต่ด้วยคุณลักษณะของผลงานจากเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ทำให้โมเดลมีความอ่อนแอในระหว่างขั้นที่สร้างทับกันขึ้นไป ผู้วิจัยจึงทำการเพิ่มความแข็งแรงให้กับชิ้นงาน ด้วยการเคลือบผิวชิ้นงานในจุดที่ไม่แข็งแรง และเสี่ยงต่อการเสียหายจากแรงที่เกิดจากการใช้งานด้วยผ้าใยแก้วและเรซิน

4. ผลการวิจัย

ก่อนทำการทดสอบอุปกรณ์สวมใส่เสริมวัดแรงในแนวนอนต้องมีการแปลงค่าจากแรงที่ใส่เข้าไปในระบบให้เป็นค่าของมุมสำหรับแขนกลแบบสวมใส่ได้ โดยต้องใส่ค่า K หรือค่าเกนก่อน เพื่อให้ระบบมีความคล้อยตาม ซึ่งถ้าค่าเกนน้อยไปจะทำให้ระบบมีความหน่วงในการตอบสนอง ทำให้ต้องใช้แรงมากขึ้นเพื่อให้แขนกลแบบสวมใส่ได้เคลื่อนที่ได้ ส่งผลให้พลังงานที่ใส่เข้าไปจะมากเกินความจำเป็น แต่ถ้าค่าเกนมากเกินไปจะทำให้ระบบตอบสนองเร็วและรุนแรง ทำให้อาจเกิดอันตรายได้

เมื่อได้มุมที่ระบบจะเคลื่อนที่ไปก็จะสามารถหาค่าความเร็วเชิงมุมที่ใช้ในการเคลื่อนที่ได้ โดยใช้ค่ามุมที่จะเคลื่อนที่ไปหารด้วยเวลาในแต่ละรอบการเคลื่อนที่ของโปรแกรมดังสมการที่ 7 – 8

สมการที่ 7 หาค่ามุมที่จะเคลื่อนที่ไป

$$\Delta\theta = K \times F \quad (7)$$

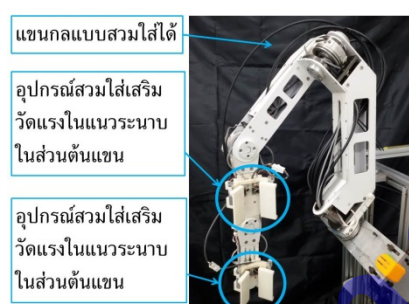
โดยที่ $\Delta\theta$ คือค่ามุมที่เปลี่ยนแปลง K คือค่าเกนของระบบ F คือแรงที่ใส่เข้าสู่ระบบ

สมการที่ 8 หาค่าความเร็วเชิงมุมการเคลื่อนที่

$$\omega = \frac{\Delta\theta}{\Delta t} \quad (8)$$

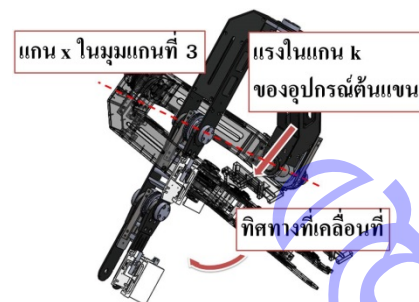
โดยที่ ω คือความเร็วเชิงมุม Δt คือ ค่าความแตกต่างของเวลาในหนึ่งรอบของการคำนวณ

รูปแบบการติดตั้งอุปกรณ์วัดขนาดแรงและมุมในแขนกลแบบสวมใส่ได้ โดยใช้ระบบสมการข้างต้นเป็นตามรูปที่ 11



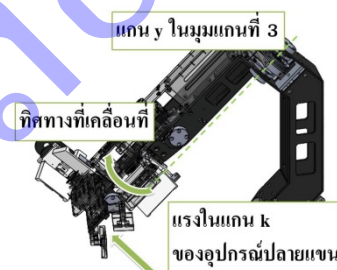
รูปที่ 11 การติดตั้งอุปกรณ์สวมใส่เสริมสำหรับควบคุมแขนกลกับแขนกลแบบสวมใส่ได้

การทำงานของระบบสมการการเคลื่อนที่ในแกน X และ แกน Y ในส่วนของหัวไหล่จะต้องใช้มอเตอร์ถึง 3 ตัวในการขับเคลื่อนหัวไหล่ซึ่งมีทั้งหมด 3 แกน ส่งผลให้นำมาใช้ประเมินประสิทธิภาพของระบบได้ค่อนข้างยาก ผู้วิจัยจึงต้องทำการปรับตำแหน่งของแขนกลแบบสวมใส่ได้ ให้ง่ายต่อการเก็บผลการทดลองและเข้าใจได้ชัดเจนมากขึ้น ด้วยการใส่แรงเข้าไปเพียง 1 ทิศทางตามแรงภายนอกที่กระทำ เพื่อให้มีผลต่อการขับเคลื่อนเพียง 1 แกนที่เคลื่อนตามแรงที่ใส่เข้าไปเท่านั้น โดยการทดสอบที่ แกน X ใช้การควบคุมมาจากแกน k ของอุปกรณ์สวมใส่เสริมส่วนต้นแขน ดังรูปที่ 12 เพื่อให้แรงที่กระทำมีการเคลื่อนที่เพียง 1 แกน



รูปที่ 12 จัดท่าแขนกลแกนที่ 2 ให้ทำมุมในลักษณะ 90° และแกนที่ 3 ให้ทำมุมในลักษณะ 0°

การทดลองในแกน Y ใช้ควบคุมมาจากแกน k ของอุปกรณ์สวมใส่เสริมส่วนปลายแขนดังรูปที่ 13 เพื่อให้แรงที่กระทำต่อหมุนแกน Y ส่งผลบังคับในแกนที่ 2



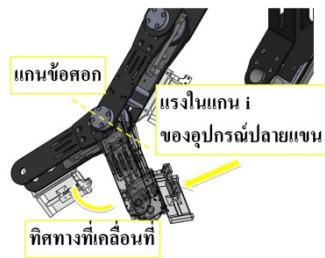
รูปที่ 13 จัดท่าแขนกลแกนที่ 3 ให้ทำมุมในลักษณะ 0° และแกนข้อศอกทำมุม 90°

การเคลื่อนที่แกน Z แรงที่ใช้ควบคุมมาจากแกน i ของอุปกรณ์สวมใส่เสริมส่วนต้นแขน มีการจัดทำในการทดลองดังรูป 14 เพื่อให้ง่ายในการคำนวณ

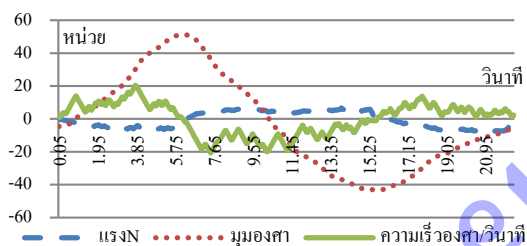


รูปที่ 14 จัดท่าแขนกลทุกแกนให้ทำมุมในลักษณะ 0°

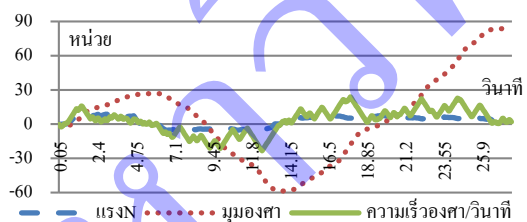
มุมสุดท้ายคือมุมของข้อศอก ซึ่งสามารถควบคุมได้โดยตรงกับแกนที่ 4 และแรงที่ใช้ควบคุมจะมาจากแกน i ของอุปกรณ์สวมใส่เสริมส่วนปลายแขนดังรูปที่ 15



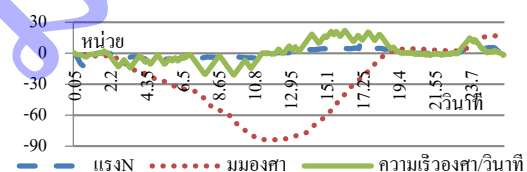
รูปที่ 15 จัดท่าแขนกลทุกแกนให้ทำมุมในลักษณะ 0° โดยผลการทดลองจากแรงทั้งหมดที่ใส่เข้าไปในระบบออกมาเป็นมุมมองกับความเร็วดังรูปที่ 16 – 19



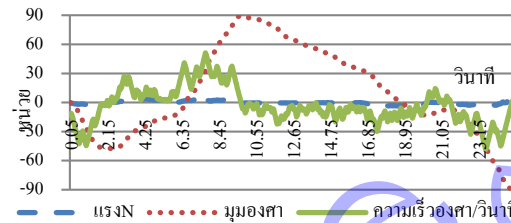
รูปที่ 1 แสดงผลการทำงานของแรงที่ได้จากอุปกรณ์สวมใส่เสริมและมุมมองกับความเร็วยของแขนกลแบบสวมใส่ได้ในแกน X



รูปที่ 2 แสดงผลการทำงานของแรงที่ได้จากอุปกรณ์สวมใส่เสริมและมุมมองกับความเร็วยของแขนกลแบบสวมใส่ได้ในแกน Y



รูปที่ 3 แสดงผลการทำงานของแรงที่ได้จากอุปกรณ์สวมใส่เสริมและมุมมองกับความเร็วยของแขนกลแบบสวมใส่ได้ในแกน Z



รูปที่ 4 แสดงผลการทำงานของแรงที่ได้จากอุปกรณ์สวมใส่เสริมและมุมมองกับความเร็วยของแขนกลแบบสวมใส่ได้ในแกนข้อศอก

จากกราฟข้างต้น ทำให้เห็นถึงความสัมพันธ์ของแรงที่ใส่กับมุมที่เคลื่อนที่ไปและความเร็วในช่วงเวลาของการเคลื่อนที่ นอกจากนี้ยังสามารถนำผลของแรงจากข้อมูลที่ได้มาคำนวณประสิทธิภาพของการทำงานได้ดังสมการที่ 9 โดยใช้งานมาเปรียบเทียบบระหว่างงานที่ใส่เข้าไปเพื่อควบคุมแขนกลแบบสวมใส่ได้กับงานที่แขนกลแบบสวมใส่ได้ส่งออกมา ซึ่งงานที่แขนกลแบบสวมใส่ได้ส่งออกมานั้น จะไม่รวมถึงน้ำหนัก แรงดึงของสลิง และแรงเสียดทาน

สมการที่ 9 ประสิทธิภาพการควบคุมด้วยอุปกรณ์สวมใส่เสริม

$$\text{ประสิทธิภาพ} = \frac{W_{\text{out}}}{W_{\text{in}}} \times 100 \quad (9)$$

โดยที่ W_{in} คืองานที่ป้อนเข้าสู่ระบบ W_{out} คืองานที่ออกจากระบบ

ผลของการหาประสิทธิภาพของมุมแกน X, Y และ Z คือ 168.74% , 130.856% และ 217.01% ตามลำดับ ซึ่งมีความหมายว่า พลังงานที่ใส่เข้าไปมีค่าน้อยกว่าที่แขนกลเคลื่อนที่ไป ขณะที่ในส่วนข้อศอกนั้นมีประสิทธิภาพ 98.45% ซึ่งแรงที่ใส่เข้าไปมีค่ามากกว่าแรงของแขนกล โดยน่าจะเนื่องมาจากปลายแขนมีน้ำหนักเบา

5. การอภิปรายผล

การออกแบบและสร้างอุปกรณ์สวมใส่เสริมรับแรงในแนวระนาบ แบบที่ดีที่สุด คือ แบบที่ 3 ซึ่งไม่มีกลไกช่วยในการล็อกแขน ทำให้ไม่มีส่วนประกอบ

ชั้นเล็กที่ง่ายต่อการเสียหาย อีกทั้งยังมีการเสริมความแข็งแรงในจุดที่อ่อนแอด้วยการเคลือบผิวด้วยเรซิน ทำให้อุปกรณ์มีความแข็งแรง นอกจากนี้ยังมีการออกแบบการรัดแขนโดยใช้ผ้าพันรอบที่เซนเซอร์ทำให้อุปกรณ์รับแรงในแนวระนาบสามารถวัดแรงและทิศทางได้ทุกทิศทาง โดยผู้วิจัยใช้การเปรียบเทียบประสิทธิภาพของการควบคุมด้วยการเทียบเป็นงาน โดยเปรียบเทียบระหว่างงานแรงที่ใส่เข้าไปกับมุมที่เคลื่อนที่ และพลังงานของแขนกลแบบสวมใส่ได้ส่งออกมาที่แกนที่เคลื่อนที่ โดยผลจากประสิทธิภาพของอุปกรณ์สวมใส่เสริมในมุมแกน X, Y, Z และข้อศอก อยู่ที่ 168.74%, 130.856%, 217.01%, และ 98.33% ตามลำดับ โดยค่าประสิทธิภาพจะเพิ่มขึ้นเมื่อแขนกลมีน้ำหนักและโมเมนต์ความเฉื่อยที่มากขึ้น

6. สรุปผล

งานวิจัยนี้ได้ทำการออกแบบและสร้างอุปกรณ์สวมใส่เสริมสำหรับควบคุมของแขนกลแบบสวมใส่ได้โดยใช้การพิมพ์แบบ 3 มิติ ซึ่งใช้สมการจลนศาสตร์แบบไปข้างหน้าในการสร้างสมการพื้นฐานของแขนกลแบบสวมใส่ได้ ใช้สมการมุมของออยเลอร์ในการตั้งมุมที่จะเคลื่อนที่ไป และนำค่าที่ได้ใช้บังคับแขนกลด้วยสมการจลนศาสตร์แบบผกผัน โดยใช้ใช้อุปกรณ์รับรู้แรงในแนวระนาบ เพื่อที่จะสามารถแยกขนาดและทิศทางของแรงในแนวระนาบ โดยได้ออกแบบทั้งหมด 3 แบบ แต่แบบที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการควบคุมแขนกล คือ แบบที่สาม ซึ่งได้แก้ไขข้อบกพร่องด้วยการออกแบบให้ไม่มีกลไกการล็อกแขน อีกทั้งใช้ผ้ารัดแขนยึดอยู่กับเซนเซอร์รับแรง ซึ่งส่งผลให้เซนเซอร์รับแรงสามารถรับรู้แรงและทิศทางได้โดยตรง โดยงานวิจัยนี้จำเป็นต้องใช้อุปกรณ์ 2 ชิ้นเพื่อควบคุมแขนกลแบบสวมใส่ได้ซึ่งมี 4 องศาอิสระ

การประเมินประสิทธิภาพด้านงานที่ใส่ให้แขนกลและงานที่แขนกลส่งออกมา ได้ผลที่ได้ที่น่าสนใจ คือ แขนกลชั้นใดที่มีน้ำหนักมาก จะมีประสิทธิภาพด้านงานที่สูง ทั้งนี้การทดสอบนั้นไม่รวมถึงแรงเสียดทาน แรงจากสลิ้งในการขับเคลื่อน และแรงรบกวนอื่นๆจากภายนอก อย่างไรก็ตามระบบนี้สามารถพัฒนาให้สามารถใช้งานด้วยระบบชุดเขยแรงโน้มถ่วง เพื่อใช้งานกับผู้ป่วยกายภาพบำบัดที่มีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแอได้ และยังสามารถพัฒนาให้แขนกลแบบสวมใส่ได้ส่งแรงป้อนกลับ โดยทำงานควบคู่กับระบบภาพเสมือนในคอมพิวเตอร์หลัก เพื่อช่วยในการทำกิจกรรมบำบัดของผู้ป่วยได้

7. กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบพระคุณ ทนสนับสนุนงานวิจัยนักศึกษาระดับปริญญาโท สถาบันวิทยาการหุ่นยนต์ภาคสนาม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี และทุนวิจัยมูลนิธิกระจกเงา ประจำปี 2556

8. เอกสารอ้างอิง

สำนักงานพัฒนาระบบข้อมูลข่าวสารและสุขภาพ (2557). กระทรวงสาธารณสุข , สำนักนโยบายและยุทธศาสตร์. ข้อมูลสถิติสาธารณสุข ปี 2535-2555 สืบค้นจาก <http://www.hiso.or.th/hiso/visualize/Index.php> เข้าถึงเมื่อ 14 ธันวาคม พ.ศ. 2558

ผศ.ดร.กานดา ชัยภิญโญ, กก.สนใจ ลือวิเศษไพบูลย์. (2558). มีนาคม 11. ปัญหาการขาดแคลนบุคลากรด้านกายภาพบำบัด การปฏิบัติหน้าที่แนวทางการแก้ไขปัญหา และประเด็นการปฏิรูป . สืบค้นจาก http://www.pt.or.th/file_attach/24Mar20153

6-AttachFile1427182476.pdf เข้าถึงเมื่อ 14
ธันวาคม พ.ศ. 2558

- Gerdienke B., Michiel J. A., Catharina G. M., Hermie
J. Hermens, Maarten J., & IJ zerman. (2006,
April). Systematic review of the effect of
robot-aided therapy on recovery of the
hemiparetic arm after stroke. Journal of
Rehabilitation Research & Development,
Volume 43, Number 2, (pp. 171–184).
- Siam C., Sarut P. (2014, Dec 26-28). Universal
Exoskeleton Arm Design for Rehabilitation.
The 3rd International Conference on Control,
Robotics and Informatics, Hong Kong,
China.