รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการการผลิตไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์

นางสาวภูริชญา วีระศิริรัตน์
นางสาวอรชร บุญลา
นางพิมลพรรณ ทวีการ วรรณจักร
นางสาวจันทร์ทิพย์ นามสว่าง
นายสราวุฒิ สิริเกษมสุข

โครงการวิจัยประเภทงบประมาณเงินรายได้

จากเงินอุดหนุนรัฐบาล (งบประมาณแผ่นดิน)

ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2560

มหาวิทยาลัยบูรพา

รหัสโครงการ 2560A10302109

สัญญาเลขที่ 165/2560

รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการการผลิตไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์

นางสาวภูริชญา วีระศิริรัตน์
นางสาวอรชร บุญลา
นางพิมลพรรณ ทวีการ วรรณจักร
นางสาวจันทร์ทิพย์ นามสว่าง
นายสราวุฒิ สิริเกษมสุข

สาขาวิชากายภาพบำบัด คณะสหเวชศาสตร์

มหาวิทยาลัยบูรพา

10 กันยายน 2560

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับทุนสนับสนุนการวิจัยจากงบประมาณเงินรายได้จากเงินอุดหนุนรัฐบาล (งบประมาณแผ่นดิน) ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2560 มหาวิทยาลัยบูรพา ผ่านสำนักงานคณะกรรมการการวิจัยแห่งชาติ เลขที่สัญญา 165/2560

คณะผู้วิจัย

10 กันยายน 2560

บทคัดย่อ

การฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้พบได้บ่อยในผู้ป่วยที่ได้รับบาดเจ็บรยางค์ส่วนล่างเพื่อลดการลงน้ำหนักของขาข้างที่มีพยาธิสภาพ การฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานทำให้เกิดความไม่สะดวกสบายในการใช้งาน รวมถึงการปรับระดับความสูง การออกแบบไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์จึงเป็นอีกทางเลือกหนึ่งเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการเดินได้ ดังนั้น วัตถุประสงค์ของการศึกษาในครั้งนี้เพื่อประดิษฐ์นวัตกรรมไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ที่มีลักษณะพิเศษคือ ปรับระดับความสูงของไม้ค้ำยันได้ง่าย มีความสะดวกมั่นคง ปลอดภัย และสามารถรับแรงจากน้ำหนักตัวของผู้ใช้งาน ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ผลิตออกมา 4 แบบ ได้แก่ วัสดุที่เป็นเหล็ก สแตนเลส และยึดโครงเดิมของไม้ค้ำยันรักแร้ที่ผลิตจากอลูมิเนียม 2 แบบ โดยเพิ่มอุปกรณ์เป็นเบรคจักรยาน และ hand piece เชื่อมลงไปในไม้ค้ำยันเดิม ผลจากการศึกษาครั้งนี้พบว่า ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ที่ยึดโครงเดิมจากอลูมิเนียม โดยเพิ่มเบรคจักรยาน และ hand piece มีการใช้งานที่ดีที่สุด โดยพบว่ารูปแบบไม่ค้ำยันนี้ มีคุณสมบัติคือ ปรับระดับความสูงได้ง่าย ลดแรงที่กระทำใต้รักแร้ และรองรับน้ำหนักตัวได้ดี ซึ่งไม้ค้ำยันประยุกต์ที่ประดิษฐ์ขึ้นมานี้อาจจะเป็นทางเลือกหนึ่งสำหรับผู้ป่วยที่มีความต้องการใช้ไม้ค้ำยัน แต่อย่างไรก็ตามในอนาคตยังต้องมีการนำไม้ค้ำยันนี้ไปทดลองใช้ในคนปกติและผู้ป่วยต่อไป

Abstract

Ambulatory training with standard axillary crutches is often prescribed to reduce weight bearing after lower limb injuries. Normally, the standard axillary crutches or discomfort to all users and inconvenient to the height adjustment. A modified axillary crutch was designed for improvement of assistive device gait efficiency. Therefore, this study aims to invent innovative a modified axillary crutches, which the characteristic of easy to the height adjustable, comfort, safety, and stability. The Modified axillary crutches were invented into fore types, includes metal model, stanless steel model, standard aluminium axillary cruches with the original hand piece, and standard aluminium axillary cruches with modified hand piece. More specifically both aluminium axillary crutches models were modified by using a bicycle brake lever. The result of this study indicated that, a standard aluminium axillary crushes with the modified hand piece is the best model. This model has an the easiest to the height adjustment, comfort, safety, stability, and convenient of weight absorption, especially axillary compression. This study suggested that, aluminium axillary crushes with the modified hand piece is alternative for patients who having to use crutches. Nevertheless, further study could applied in healthy and patient subjects.

สารบัญเรื่อง

ส่วนประกอบของเนื้อเรื่อง	หน้า
บทนำ (Introduction)	
เนื้อหาของเรื่องที่เคยมีผู้ทำการวิจัยมาก่อน	1
ความสำคัญและที่มาของปัญหา	3
วัตถุประสงค์และขอบเขตการวิจัย	4
แนวทางความคิดที่นำมาใช้ในการวิจัย	5
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	5
เนื้อเรื่อง (Mai body)	
วิธีดำเนินการวิจัย	6
ผลการวิจัย	13
อภิปรายผลการวิจัย (Discussion)	28
สรุปผลการวิจัย ข้อจำกัดของงานวิจัย ข้อเสนอแนะ และประโยชน์ในทางประยุกต์ของผลงานวิจัย	
สรุปผลการวิจัย	30
ข้อจำกัดของงานวิจัย ข้อเสนอแนะ และประโยชน์ในทางประยุกต์ของผลงานวิจัย	30
ผลผลิต (Output)	31
การยื่นจดอนุสิทธิบัตร	
รายงานการเงิน	32
เอกสารอ้างอิง	34
ประวัตินักวิจัยและคณะ	36

สารบัญตาราง

ตารางที่ **หน้า**

ตารางที่ 1 แสดงการออกแบบตำแหน่งระยะมือจับจะได้ว่า ที่มุม θ มีค่า 20-30 องศา และความสูง L 9

สารบัญภาพ

ภาพที่	หน้า
ภาพที่ 1 แสดงส่วนความยาวที่ออกแบบไว้	7
ภาพที่ 2 แสดงรายละเอียดของส่วนยึดขยาย	8
ภาพที่ 3 แสดงส่วนประกอบของกลไก Geneva Wheel	10
ภาพที่ 4 แสดงส่วนประกอบของกลไก Ratchet Mechanism	10
ภาพที่ 5 แสดงส่วนประกอบของกลไก Intermittent Gearing	10
ภาพที่ 6 แสดงการออกแบบโดยยึดโครงเดิมของไม้ค้ำยันอลูมิเนียม และเพิ่มอุปกรณ์เป็นเบรคจักรยาน เชื่อมลงไปในไม้ค้ำยันเดิม	13
ภาพที่ 7 แสดงการออกแบบโดยแสดงถึงชิ้นส่วนประกอบต่างๆ	13
ภาพที่ 8 แสดงตัวอย่างไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ รูปแบบที่ 1	14
ภาพที่ 9 แสดงแสดงการออกแบบไม้ค้ำยันแบบประยุกต์	15
ภาพที่ 10 แสดงตัวอย่างไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ รูปแบบที่ 2	16
ภาพที่ 11 แสดงการออกแบบไม้ค้ำยันแบบประยุกต์โดยใช้วัสดุจากเหล็ก	18
ภาพที่ 12 แสดงตัวอย่างไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ รูปแบบที่ 3	19
ภาพที่ 13 แสดงส่วนประกอบของไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ แบบที่ 4	20
ภาพที่ 14 A-I แสดงการออกแบบไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ แบบที่ 4	21
ภาพที่ 15 แสดงการคำนวณการรองรับน้ำหนักของไม้ค้ำยัน	26
ภาพที่ 16 แสดงท่าเริ่มต้นที่เหมาะสมในการวางตำแหน่งของไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ของผู้ที่สูง 148 เซนติเมตร	27
ภาพที่ 17 A-B แสดงท่าเริ่มต้นที่เหมาะสมในการวางตำแหน่งของไม้ค้ำยันแบบประยุกต์	27
ภาพที่ 18 แสดงการปรับเพิ่มและลดความสูงของไม้ค้ำยันแบบประยุกต์	28

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อที่ใช้ในการวิจัย

EEI	Energy Expenditure index
ESFOS	The Easy Strutter Functional Orthosis System™
EMG	Electromyography
σ_t	ความเค้นดึงหรือหน่วยแรงดึงที่เกิดขึ้น (N/mm^2)
F	แรงดึงในแนวแกนของวัตถุ (N)
	แรงอัดในแนวแกนของวัตถุ (N)
	แรงกระทำที่มีทิศขนานกับพื้นที่ผิวหรือแรงเฉือน (N)
A	พื้นที่หน้าตัดของวัตถุที่มีระนาบตั้งฉากกับทิศทางของแนวแรง (mm^2)
	พื้นที่ที่มีระนาบขนานกับทิศทางของแรงเฉือน (mm^2)
σ_c	ความเค้นอัดหรือหน่วยแรงอัดที่เกิดขึ้น (N/mm^2)
T	ความเค้นเฉือนหรือหน่วยแรงเฉือนที่เกิดขึ้น (N/mm)
M	โมเมนต์ดัด (N.mm)
c	ระยะจากแกนสะเทิน(neutral axis) (mm)
I	โมเมนต์ความเฉื่อยของพื้นที่รอบแกนสะเทิน (mm^4)
NA	จุดศูนย์กลางสะเทิน
B	ความกว้างของชิ้นงาน
h	ความสูงของชิ้นงาน
C	ศูนย์กลางมวล
W	แรง หน่วย นิวตัน
L	ความยาวที่ตั้งฉากกับแรง

บทนำ (Introduction)

เนื้อหาของเรื่องที่เคยมีผู้ทำการวิจัยมาก่อน

ปัจจุบันพบว่าในประเทศไทยมีการรายงานถึงอุบัติการณ์การได้รับบาดเจ็บบริเวณรยางค์ล่าง ส่งผลต่อภาวะทุพพลภาพ ประสิทธิภาพในการเดินลดลง นำมาซึ่งคุณภาพชีวิตที่ไม่ดี โดยการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้เป็นอุปกรณ์ที่ใช้การฝึกเดินเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหว ฟื้นฟูสภาพร่างกาย และเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่ช่วยเพิ่มคุณภาพชีวิตที่ดีแก่ผู้ป่วย จากการศึกษาที่ผ่านมาของ Stallard, Sankarankutty and Rose (1978) เปรียบเทียบระหว่าง ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานกับไม้ค้ำยันแบบ Canadian พบว่าอัตราการเต้นของหัวใจของผู้ป่วยที่ใช้ไม้ค้ำยันแบบ Canadian มีอัตราการเต้นของหัวใจต่ำกว่าการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานในขณะลุกขึ้น ซึ่งอัตราการเต้นของหัวใจมีการเพิ่มขึ้นคิดเป็นร้อยละ 40 สำหรับการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน ส่วนการใช้ไม้ค้ำยันแบบ Canadian พบว่ามีอัตราการเต้นของหัวใจเพิ่มขึ้นคิดเป็นร้อยละ 20 ซึ่งแสดงให้เห็นว่าไม้ค้ำยันแบบ Canadian มีการใช้พลังงานน้อยกว่าไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน นอกจากนี้จากการศึกษาของ Dounis, Steventon, and Wilson (1980) ได้เปรียบเทียบการใช้พลังงานของอาสาสมัครที่ใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานและไม้ค้ำยันข้อศอก โดยใช้เครื่องวัดออกซิเจนแบบพกพาวัด พบว่าผลของการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานมีการใช้พลังงานออกซิเจนน้อยกว่าไม้ค้ำยันข้อศอก และจากการศึกษานำร่องของ Rohit Rambani , Muhammad and Surinder (2007) โดยเปรียบเทียบการใช้ไม้ค้ำยันแบบ Hands Free chutch และไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน (standard axillary crutches) ศึกษาในอาสาสมัครจำนวน 6 คน ที่ได้รับบาดเจ็บที่เท้าและข้อเท้าโดยอาสาสมัครช่วงอายุระหว่าง 16-60 ปี ได้รับการบาดเจ็บของเท้าและข้อเท้าเพียงข้างเดียวยังไม่สามารถลงน้ำหนักได้ใน 4 สัปดาห์ โดยใช้แบบสอบถามในรูปแบบของการ the Musculoskeletal Function Assessment Instrument (MFAI) และสำรวจแบบประเมินทางสุขภาพ พบว่า Hands Free crutch (HFC) สามารถทำกิจกรรมต่างๆ ในชีวิตประจำวันได้ง่ายกว่าไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน สอดคล้องกับการศึกษาของ Goh (1986) โดยการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานขณะลุกขึ้นยืนโดยผ่าน axillary bar พบว่า ต้องออกแรงเพิ่มขึ้นขณะลุกขึ้น และอาจมีผลต่อกดทับของบริเวณbrachial plexus ทำให้เกิดโรคcrutch palsy หรือมีการอุดตันของเส้นเลือดบริเวณรักแร้ (axillary artery aneurysms) หรือเส้นประสาท suprascapular ได้รับบาดเจ็บส่งผลให้ปวดข้อไหล่ และมีอาการอ่อนแรงตามมา นอกจากนี้ยังเกิดภาวะแทรกซ้อน ได้แก่ ข้อไหล่เสื่อม และการกดทับเส้นประสาทบริเวณข้อมือ (carpal tunnel syndrome)

การศึกษาของ Nyland และคณะ(2004) ได้มีการผลิตนวัตกรรมไม้ค้ำยัน the Easy Strutter Functional Orthosis System™ (ESFOS) โดยดัดแปลง axillary bar ให้มีลักษณะเว้า จากผลการศึกษานี้พบว่าสามารถลดแรงกดบริเวณรักแร้ได้ในผู้ป่วยที่มีการเดินลงน้ำหนักแบบบางส่วน มีจำนวนก้าวในการเดินและค่าการใช้พลังงาน (Energy Expenditure Index; EEI) ลดลง

จากการศึกษาที่ผ่านมาของ John (1997) พบว่าการดัดแปลงของไม้ค้ำยันรักแร้ ในผู้ที่มีความพิการตั้งแต่กำเนิด พบว่าเป็นผลดีในการเคลื่อนย้ายตัวได้อย่างอิสระ เนื่องจากพบว่าผู้ป่วยมีความบกพร่องในแขนข้างซ้าย และแขนข้างขวา และที่กระดูกขา (tibia) ทำให้มีการเคลื่อนย้ายตัวได้ยาก ร่วมไปถึงความยากลำบากในการใช้เก้าอี้รถเข็น จึงเกิดการดัดแปลงไม้ค้ำยันเฉพาะผู้ป่วยรายนี้ หลังจากการผ่าตัดที่แขนทั้ง 2 ข้าง โดยทำการพับแขนทั้ง 2 ข้างไว้กับไม้ค้ำยันรักแร้ร่วมกับการฝึกการลงน้ำหนักของขา ผู้ป่วยมีความพึงพอใจในการเคลื่อนย้ายตัว อย่างไรก็ตามยังเกิดความไม่ปลอดภัยของการใช้อุปกรณ์ชนิดนี้

นอกจากนี้ การศึกษาที่ผ่านมาของ Min-hyeok Kang และคณะ(2013) ศึกษาการเดินด้วยไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานขณะกล้ามเนื้อลำตัวทำงาน และขณะข้อต่อเชิงกรานมีการเคลื่อนไหว โดยทำในอาสาสมัครจำนวน 11 คน ที่สุขภาพดีใช้วิธีการทดสอบโดยให้เดินแบบสามจุด(three-point gait) มีการเปรียบเทียบระหว่างการก้าวไม้ค้ำยันในระยะสั้นกับยาวแตกต่างกัน โดยข้างหนึ่งให้มีการลงน้ำหนัก อีกข้างหนึ่งมีวัดคลื่นไฟฟ้าElectromyography (EMG) เพื่อดูการทำงานของกล้ามเนื้อ Rectus abdominis และ Erector spinae นอกจากนี้ศึกษาการทำงานของ Lumbo-pelvic-hip จากผลการศึกษาพบว่า กล้ามเนื้อ Rectus abdominis ในข้างที่มีการลงน้ำหนักภายใต้การใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานในระยะที่แตกต่างกันในสามระยะคือระยะการก้าวของไม้ที่เหมาะสม ก้าวสั้น และก้าวยาว โดยพบว่ามีระยะในการก้าวเหมาะสมเมื่อเปรียบเทียบกับการก้าวสั้นและยาวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และการวัดค่าคลื่นไฟฟ้าในกล้ามเนื้อ Rectus abdominis ที่ใช้ในการเดินแบบไม่ลงน้ำหนัก และกล้ามเนื้อ Erector spinae ข้างที่มีการลงน้ำหนักลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการใช้ไม้ค้ำยันเดิน เมื่อเปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ใช้ในการก้าวสั้นแต่ไม่มีความแตกต่างทางนัยสำคัญทางสถิติของกล้ามเนื้อ Erector spinae ในข้างที่ไม่มีการลงน้ำหนัก และการวัดค่าช่วงองศาการเคลื่อนไหวของ Lumbo pelvic hip พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ การศึกษาครั้งนี้แสดงให้ว่าระยะเวลาในก้าวที่เหมาะสมจะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพของกล้ามเนื้อลำตัวในขณะที่เดินด้วยไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน

จากการศึกษาที่ผ่านมาของ นำชัยศิริ และโกมลกิติ (2551) ได้พัฒนาออกแบบโครงร่างไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์เพื่อแก้ปัญหาความไม่สะดวกสบายของผู้ใช้ไม้ค้ำยันในกลุ่มนักกีฬาที่ได้รับบาดเจ็บ โดยออกแบบให้ถูกตามหลักการยศาสตร์ มีการปรับในส่วนของไม้ค้ำยันแบบมาตรฐานด้วยระบบล็อกอยู่สามตำแหน่งที่ควบคุมด้วย grasping safety bar ปรับความยาวของท่อและใส่วงแหวนเพื่อความสะดวกปลอดภัยในการใช้ไม้ค้ำยัน นอกจากนี้ได้ปรับจุกยางเพื่อลดปัญหาการลื่นไถล และสะดุดหกล้มผลการออกแบบในครั้งนี้สามารถเพิ่มประสิทธิภาพในการเดิน และจากการศึกษาของ Kahaduwa, Weerasiriwardane, Wijeyarat (2004) ทำการเปรียบเทียบระหว่างไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานกับไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ ในอาสาสมัครทั้งหมด 40 คน โดยแบ่งเป็นผู้ป่วย amputee และอาสาสมัครสุขภาพดี โดยวัดอัตราการเต้นของหัวใจและความเร็วในการเดินเป็นระยะทาง 50 เมตรเพื่อคำนวณประสิทธิภาพในการเดินรวมถึงแบบสอบถามความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยัน พบว่าไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ช่วยลดพลังงานขณะเดิน อย่างไรก็ตาม ความพึงพอใจในด้านความมั่นคงและความสะดวกสบายในการใช้งานให้ผลไม่แตกต่างกัน

จากการศึกษาของ Michelle Mittel และคณะ(2012) ศึกษาการออกแบบไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ ในผู้ป่วยที่มีอายุระหว่าง 12-80 ปี มีประวัติการหกล้ม และมีปัญหาในการขึ้นลงบันได โดยตัวไม้ค้ำยันสามารถรองรับน้ำหนักได้ทั้งหมด 300 ปอนด์ และสามารถรองน้ำหนักได้ต่ำสุดกว่า 10 ปอนด์ มีส่วนประกอบได้แก่ carbon fibermaterial, shock absorbent base และกลไกลการปรับระดับความสูง วัสดุcarbon fibermaterial ช่วยเพิ่มให้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์มีความคล่องแคล่วทนทาน แต่จะทำให้ฐานของไม้ลื่น จึงสร้างวัสดุที่ดูดซับแรงได้ซึ่งมีลักษณะเหมือนยาง ตัวเบาะรองใต้รักแร้ผลิตจากวัสดุ sorbothane ที่ลดการดูดซับแรงที่มากเกินไป การออกแบบในครั้งนี้พบว่าสามารถขึ้นลงบันไดได้สะดวก มีขนาดกะทัดรัด ทันสมัย ประหยัด สามารถทำความสะอาดได้ง่าย น้ำหนักเบา แข็งแรง ใช้งานได้ง่าย และสะดวกสบาย

ความสำคัญและที่มาของปัญหา

ปัจจุบันได้มีการรายงานถึงอุบัติการณ์ผู้ป่วยที่ได้รับอุบัติเหตุทางจราจร ร้อยละ 80.04 ส่งผลให้เกิดภาวะกระดูกหัก (fracture) โดยพบมากเป็นอันดับสองรองจากการได้รับบาดเจ็บแผลถลอก ฉีกขาด หรือฟกช้ำ ซึ่งตำแหน่งที่กระดูกหักพบได้มากที่สุดคือ ตั้งแต่สะโพกถึงนิ้วเท้า ร้อยละ 31.21(ชัชวาล จันทะเพชร, 2552) สอดคล้องกับการศึกษาที่ผ่านมาของ Moran และคณะ (2003) พบว่าในประเทศสหรัฐอเมริกามีการรายงานถึงอุบัติการณ์ของการเกิดอุบัติเหตุที่เกิดขึ้น ส่งผลให้รยางค์ส่วนล่างได้รับบาดเจ็บร้อยละ 36 ได้แก่ กระดูกขาหัก การถูกตัดขา กล้ามเนื้อ หรือเอ็นได้รับบาดเจ็บ หรือได้รับบาดเจ็บบริเวณกระดูกไขสันหลัง เป็นต้น โดยพบในกลุ่มอายุน้อยกว่า 20 ปี และช่วงอายุระหว่าง 20-29 ปี (Buckley et al., 2012) ส่งผลต่อคุณภาพชีวิตของผู้ป่วย ดังนั้นการรักษาและฟื้นฟูจึงเป็นสิ่งจำเป็นที่ควรปฏิบัติต่อไป

การฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้ (axillary crutches) เป็นทางเลือกหนึ่งที่ช่วยเพิ่มคุณภาพชีวิตที่ดีแก่ผู้ป่วย เหมาะสมสำหรับผู้ป่วยที่มีระดับความสามารถในด้านการทรงตัวที่ดี มีรยางค์ส่วนบนแข็งแรง อาจมีขาข้างหนึ่งแข็งแรงแต่อีกข้างมีพยาธิสภาพ หรือมีพยาธิสภาพทั้งสองข้างทำให้ไม่สามารถเดินได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยไม้ค้ำยันรักแร้เป็นอุปกรณ์ช่วยเดินทางการแพทย์ชนิดหนึ่ง วัสดุที่ใช้อาจทำด้วยไม้หรืออะลูมิเนียม สามารถปรับระดับได้ตามความสูงของผู้ป่วยซึ่งมีหลายขนาดแตกต่างกันไป ช่วยเพิ่มความมั่นคงด้านข้าง ช่วยเพิ่มความมั่นคงขณะยืนและเดิน (เรณู ทองวิไล และนาฎอนงค์ อรุณวิลัย,2557; สุกัลยา สิทธิคงศักดิ์ และ วรวรรณ คำฤาชา, 2549) สอดคล้องจากศึกษาที่ผ่านมาของ George และคณะ(1951) ได้ประดิษฐ์ไม้ค้ำยันรักแร้แบบปรับระดับได้ หรือแบบมาตรฐาน (adjustable/standard axillary crutches) หรือไม้ค้ำยันรักแร้ที่นำมาใช้ในปัจจุบันผลิตจากอะลูมิเนียม มีน้ำหนักเบา ใช้งานสะดวก สามารถช่วยเพิ่มความคล่องตัว ช่วยลดแรงที่กระทำระหว่างพื้นดินกับบริเวณ axillary bar และระหว่างaxillary bar ที่เชื่อมกับตัวไม้ค้ำยันและช่วยชดเชยน้ำหนักของผู้ป่วยขณะเดินได้

นอกจากนี้จากการศึกษาที่ผ่านมาในอดีตของ Maurice และคณะ (1993) แบ่งไม้ค้ำยันออกเป็น 5 ชนิด ได้แก่ Axillary crutches ,Suspension มีรูปแบบการใช้งานเหมือนกับไม้ค้ำยันรักแร้ ,Pogoดัดแปลงมาจากไม้ค้ำยันแขนท่อนล่าง (forearm crutches) และไม้ค้ำยันรักแร้ ,Prosthetic foot ดัดแปลงมาจากไม้ค้ำยันแขนท่อนล่างและไม้ค้ำยันรักแร้ แต่มีการดัดแปลงโดยเพิ่มอุปกรณ์เท้าเทียมร่วมด้วย และแบบ Rocker ดัดแปลงมาจากไม้ค้ำยันแขนท่อนล่างและไม้ค้ำยันรักแร้ แต่ดัดแปลงเพิ่มบริเวณ Rubber suction tip ถูก

ออกแบบให้เป็นอุปกรณ์มีขนาดกว้างกว่า Axillary bar มีลักษณะโค้งทั้งสองฝั่งช่วยเพิ่มผิวสัมผัสกับพื้นขณะเดิน โดยจากผลการศึกษานี้พบว่า ไม้ค้ำยันแบบรักแร้มีค่าเฉลี่ยความเร็วของการเดินดีกว่าไม้ค้ำยันชนิดอื่นในผู้ป่วยที่ถูกตัดขา และได้รับบาดเจ็บบริเวณไขสันหลัง รวมถึงในอาสาสมัครสุขภาพดี

นอกจากนี้จากการศึกษาที่ผ่านมา Rudin และคณะ (1951) พบว่าการเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้เป็นประจำ 1-4 สัปดาห์ในผู้ป่วยหลังการผ่าตัดรยางค์ส่วนล่างที่มีภาวะบกพร่องความสามารถในการทำกิจวัตรประจำวันระยะเรื้อรัง หรือได้รับบาดเจ็บรยางค์ส่วนล่างระยะเฉียบพลันนั้น ผู้ป่วยสามารถเกิดโรค thromboembolic โรค aneurysm formation หรือมีการกดทับของเส้นประสาท radial ส่งผลให้เกิดภาวะ crutch paralysis ได้ เนื่องจากมีการใช้แรงบริเวณมือกดที่จับเพื่อดันตัวขึ้นขณะเดินทำให้ใช้พลังงานมาก ส่งผลให้เกิดความบกพร่องของ neurovascular และจากการศึกษาที่ของ John Nyland และคณะ (2004) ได้ผลิตนวัตกรรมไม้ค้ำยัน the Easy Strutter Functional Orthosis System™ โดยดัดแปลง axillary bar ให้มีลักษณะเว้า จากผลการศึกษานี้ พบว่าสามารถลดแรงกดในผู้ป่วยที่มีการเดินลงน้ำหนักแบบบางส่วนที่ไม่เหมาะสมได้ มีจำนวนก้าวในการเดิน และค่าการใช้พลังงานลดลงและ the Easy Strutter Functional Orthosis System™ มีความมั่นคงและความปลอดภัย สะดวกสบายในการเดินบนพื้นผิวที่เรียบหรือบันได มีประสิทธิภาพมากกว่าไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน

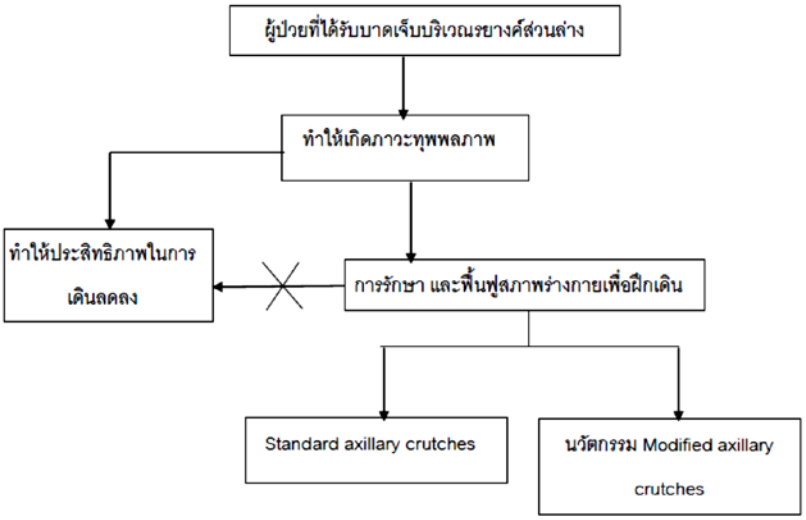
ในปัจจุบัน ประเทศไทยยังคงใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน เนื่องจากมีราคาถูก สามารถใช้ง่ายในการฝึกเดิน (สุกัลยา สิทธิคงศักดิ์ และ วรวรรณ คำฤาชา, 2549) อย่างไรก็ตามจากหลายการศึกษาที่ผ่านมาของนวัตกรรมการประดิษฐ์ไม้ค้ำยันนั้น ผู้ป่วยต้องใช้พลังงานมากขณะเดิน ส่งผลต่อประสิทธิภาพในการเดินและต้องอาศัยขั้นตอนการฝึกที่มาก โดยเฉพาะผู้ป่วยที่อยู่ตามลำพังซึ่งมีความยากลำบากต่อการปรับระดับไม้ค้ำยันให้เหมาะสมก่อนการเดิน รวมถึงยังไม่ตอบสนองต่อความต้องการของผู้ใช้งานด้านการปรับระดับส่วนสูงให้เหมาะสมได้ในไม้อันเดียว ทำให้เสี่ยงต่อการได้รับการกดทับบริเวณรักแร้บน axillary bar เกิดแรงกดบน radial groove ส่งผลให้เกิดอันตรายต่อเส้นประสาท radial ได้ นอกจากนี้จากการศึกษาที่ผ่านมายังขาดการประเมินความพึงพอใจของผู้ใช้งาน รวมถึงอุปกรณ์มีราคาค่อนข้างแพง และต้องนำเข้าจากต่างประเทศ

ดังนั้นการออกแบบไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ (modified crutches) ที่มีความสะดวก มั่นคง ปลอดภัย พกพาได้ และสามารถรับแรงจากน้ำหนักตัวของผู้ใช้งานได้จึงเป็นที่มาของการศึกษาในครั้งนี้ และการศึกษาครั้งนี้ยังมีวัตถุประสงค์ต่อเนื่องเพื่อนำไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ไปทำการทดลองใช้ในอาสาสมัครสุขภาพดีและผู้ป่วยที่ได้รับบาดเจ็บของรยางค์ล่าง ทั้งนี้เพื่อคำนึงถึงความปลอดภัยในการใช้งานจริงต่อไปในอนาคต

วัตถุประสงค์และขอบเขตการวิจัย

เพื่อประดิษฐ์นวัตกรรมไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ที่มีลักษณะพิเศษคือ ปรับระดับความสูงของไม้ค้ำยันได้ง่าย มีความสะดวก มั่นคง ปลอดภัย และสามารถรับแรงจากน้ำหนักตัวของผู้ใช้งาน

แนวทางความคิดที่นำมาใช้ในการวิจัย



ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์เพื่อพัฒนาประยุกต์ผู้ป่วยที่ได้รับบาดเจ็บรยางค์ล่างทั้งในโรงพยาบาล ศูนย์ฟื้นฟูผู้พิการ และแหล่งชุมชน เพื่อใช้ในการเดิน และการปรับเปลี่ยนท่าทางในการทำกิจวัตรประจำวันได้อย่างมีประสิทธิภาพและปลอดภัย ในราคาที่เหมาะสม

2. อุปกรณ์ช่วยเดินไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์สามารถใช้งานได้ง่าย พกพาได้สะดวก ปรับระดับความสูงของไม้ค้ำยันได้เหมาะสมกับส่วนสูงได้ด้วยตัวเอง และรองรับน้ำหนักตัวจากผู้ใช้งาน

3. สามารถลดความเสี่ยงของการเกิดการอ่อนแรงของกล้ามเนื้อบริเวณข้อไหล่ (crutch paralysis) เนื่องจากการปรับระดับที่ไม่เหมาะสมกับส่วนสูงของผู้ใช้งาน หรือจากการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้เป็นระยะเวลานาน

4. นำผลงานการผลิตและคิดค้นสิ่งประดิษฐ์ที่มีศักยภาพสามารถพัฒนาไปสู่การใช้ประโยชน์และสร้างมูลค่าเชิงพาณิชย์เกี่ยวกับอุปกรณ์ทางการแพทย์

5. สามารถจดสิทธิบัตรเพื่อนำมาเผยแพร่ได้ต่อไป

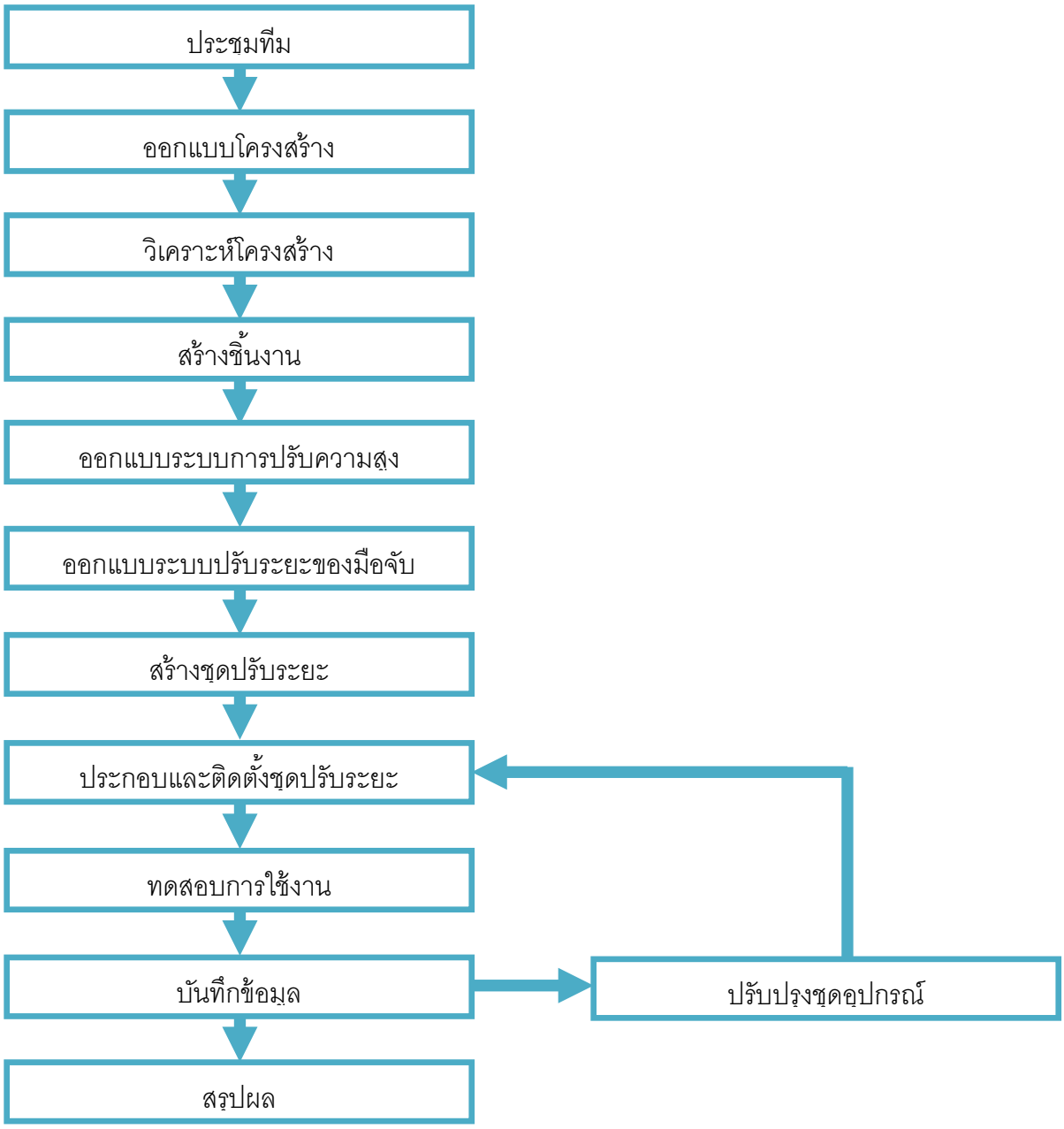
6. นำนวัตกรรมมาประยุกต์ใช้กับการเรียนการสอนในรายวิชา กายอุปกรณ์เสริม และเทียมและการเคลื่อนย้ายผู้ป่วย กายภาพบำบัดในระบบกระดูกและกล้ามเนื้อ กายภาพบำบัดในระบบประสาท และนำเผยแพร่ลงสู่พื้นที่ชุมชนผ่านรายวิชากายภาพบำบัดในชุมชนต่อไป

7. เผยแพร่ผลงานวิจัยลงในวารสารทางวิชาการทั้งในประเทศและต่างประเทศต่อไปในอนาคต

เนื้อเรื่อง (Main body)

วิธีดำเนินการวิจัย (Materials & Method)

แผนผังการดำเนินงาน



ระยะการดำเนินงานระยะที่ 1 การออกแบบและสร้างอุปกรณ์ค้ำยันช่วยพยุงการเดิน

กรณีผู้ป่วยที่มีปัญหาในการเดินนั้นจำเป็นต้องมีอุปกรณ์ช่วยพยุงการเดิน เพื่อช่วยให้การใช้ชีวิตประจำวันดำเนินได้ตามปกติ ซึ่งอุปกรณ์ช่วยเดินนั้นมีทั้งแบบวอคเกอร์ และแบบไม้ค้ำยัน แต่การใช้ไม้ค้ำยันจะช่วยให้ผู้ใช้เกิดความคล่องตัวมากกว่าแบบวอคเกอร์ โดยอุปกรณ์ค้ำยันนั้นอาจจะต้องมีการปรับเปลี่ยนตำแหน่งต่างๆ ตามความสูง และความยาวช่วงแขนของผู้ใช้งาน โดยปัจจุบันการปรับระยะต่างๆ บนไม้ค้ำยัน

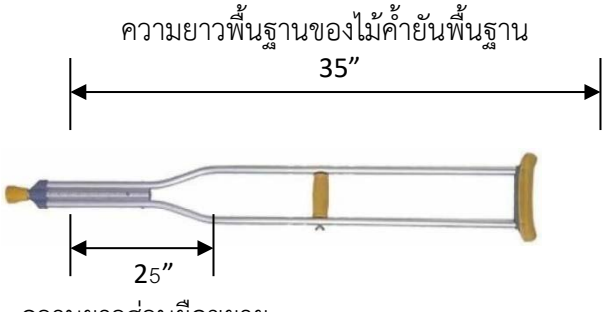
นั้นทำได้ยาก เนื่องจากเป็นลักษณะของสกรู ต้องหมุนตามเกรียวเพื่อปรับความสูงของไม้ และหมุนถอดประกอบเพื่อปรับตำแหน่งของมือจับ ซึ่งจากปัญหาความไม่คล่องตัวของการปรับไม้ค้ำยันจึงเกิดแนวความคิดในการออกแบบที่ปรับความสูงของไม้ค้ำยัน และตำแหน่งมือจับ กำหนดผู้ป่วยมีน้ำหนักสูงสุด 120 กิโลกรัม ความสูงผู้ป่วย 150-200 เซนติเมตร กำหนดค่าความปลอดภัย (Safety Factor) เท่ากับ 3 วัสดุที่ใช้ในการทดสอบ 3 ชนิดได้แก่ ไม้ เหล็ก และอลูมิเนียม ชุดสำหรับการปรับมี 3 แบบ ได้แก่ 1.แบบสลิงดึงเพื่อปรับตัวล็อค 2.แบบกลไกการปรับแบบขยับทีละช่วง (Ratchet Mechanism) และ 3.แบบสปริงล็อคดีดกลับ โดยปัจจัยทดสอบจะทดสอบความแข็งแรงโดยวิธีการหาค่าความแข็งแรง และวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ วิเคราะห์แรงที่คาดว่าจะเกิดขึ้นจากการงานเทียบกับค่าความแข็งของวัสดุว่าสามารถรับแรงดังกล่าวได้หรือไม่ และทีมนักวิจัยจะออกแบบจนได้ไม้ค้ำยันที่สร้างโดยวัสดุต่างๆ มีความแข็งแรงพอในการใช้งาน ส่วนในการงานไม้ค้ำยันนั้นจะประเมินจากผู้ร่วมการทดลองถึงความพึงพอใจในรูปทรง ขนาด น้ำหนักของอุปกรณ์ และการปรับระยะมือจับสำหรับการใช้งาน เพื่อหารูปแบบฟังก์ชั่นที่เหมาะสมที่สุดของไม้ค้ำยัน

การออกแบบไม้ค้ำยัน

จากข้อมูลเกี่ยวกับไม้ค้ำยันนั้น ขนาดที่ถูกใช้งานจะอยู่ในช่วงระยะของผู้ใช้งานที่มีความสูง 135-195 เซนติเมตร โดยขนาดความสูงของไม้ค้ำยันนั้นจะอยู่ที่ 35-56 นิ้ว หรือ 88.9-142.24 เซนติเมตร ซึ่งสามารถปรับระดับความสูงในแต่ละช่วงที่ระยะ 2 นิ้ว หรือ 5.08 เซนติเมตร จะสามารถปรับระดับความสูงได้ในระยะ 21 นิ้ว หรือ 53.34 เซนติเมตร ซึ่งในการออกแบบนั้น จะกำหนดระยะที่ครอบคลุมการใช้งานทั้งหมดที่ระยะความสูงของไม้ค้ำยัน 35-56 นิ้ว โดยสามารถปรับระดับความสูงได้ทั้งหมด 10 ระดับ คือที่ความสูง 35”, 40”, 42”, 44”, 46”, 48”, 50”, 52”, 54”, 56” โดยในการปรับระดับองไม้ค้ำยันนั้น จะทำการปรับทั้งหมด 2 ตำแหน่ง คือตำแหน่งการปรับระดับความสูงของไม้ค้ำยัน และตำแหน่งมือจับ ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

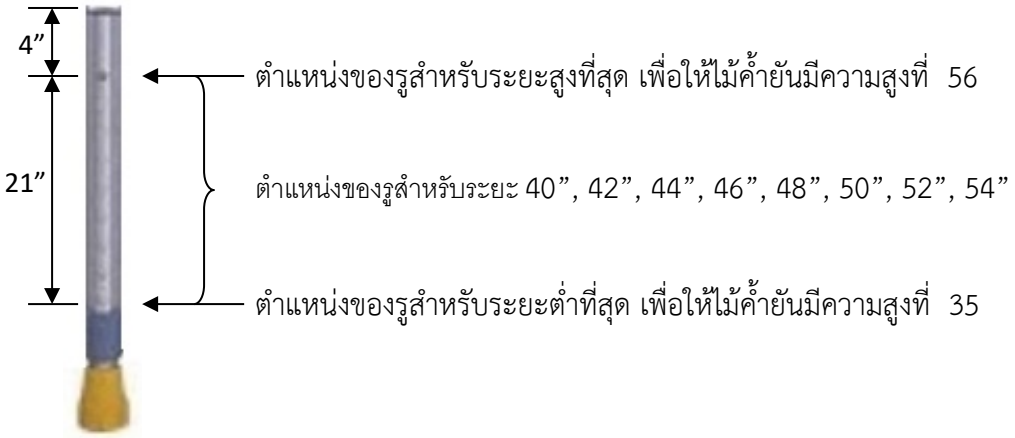
1. การออกแบบการปรับระดับความสูงของไม้ค้ำยัน

จากข้อมูลของไม้ค้ำยันในขนาดต่างๆ พบว่าความสูงของไม้ค้ำยันถ้าต้องการใช้งานแบบครอบคลุมทุกขนาดที่มีใช้อยู่ตามท้องตลาด จะต้องปรับค่าได้ตั้งแต่ความสูง 35 นิ้ว และสูงสุดที่ 56 นิ้ว โดยความสูงที่น้อยที่สุดจะเป็นค่าเริ่มต้นของไม้ค้ำยัน และจะปรับความสูงเพื่อรองรับขนาดความสูงต่างๆ ของไม้ค้ำยัน โดยไม้ค้ำยันที่ออกแบบไว้จะสามารถปรับระดับความสูงได้ทั้งหมด 10 ระดับตั้งแต่ ความสูง 35”, 40”, 42”, 44”, 46”, 48”, 50”, 52”, 54”, 56” จะได้ว่าความสูงที่เป็นค่าพื้นฐานหรือเป็นระยะความสูงหลักมีค่า 35 นิ้ว และส่วนที่เป็นตัวปรับจะทำให้ไม้สามารถเพิ่มความยาวได้อีก 21 นิ้ว ทำให้ความยาวสูงสุดรวมได้ 56 นิ้ว แต่ในการออกแบบนั้นจำเป็นต้องมีชุดในการยึดจับไม้ที่ระยะยืดยาวสุด โดยในการออกแบบครั้งนี้ได้เผื่อระยะยึดจับไว้ที่ 4 นิ้ว ระยะรวมของชุดยืดขยายจะเป็น 21+4=25 นิ้ว ดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 แสดงส่วนความยาวที่ออกแบบไว้

จากการออกแบบส่วนยืดขยายนั้นจะต้องมีรูเพื่อการยึดล็อคที่ระยะต่างๆ เพื่อให้ได้ระดับความสูงรวมตามที่ออกแบบไว้ ดังรูปที่ 2



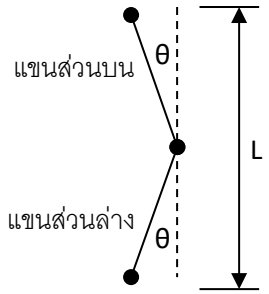
รูปที่ 2 แสดงรายละเอียดของส่วนยืดขยาย

การออกแบบการปรับระดับมือจับ

จากข้อมูลท่าจับไม้ค้ำยันนั้น ผู้ใช้งานจะถือไม้ค้ำยันให้ตั้งตรงโดยอยู่ใต้รักแร้ และแขนงอให้ศอกทำมุมที่ 20-30 องศา โดยจากการทบทวนวรรณกรรมของ สุทธินันท์ เจียรนิลกุลชัย และคณะ (2543) เรื่อง อัตราส่วนความยาวของแขนส่วนบนและส่วนล่างต่อความสูงในประชากรไทย พบว่าอัตราส่วนความยาวแขนส่วนบนต่อความสูงในเพศชายและเพศหญิงเท่ากันคือ 0.19 และอัตราส่วนความยาวแขนส่วนล่างต่อความสูงในเพศชายและเพศหญิงเท่ากันคือ 0.16 ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ความยาวของแขนส่วนบน วัดจากปุ่มกระดูก acromion ของกระดูก scapula ถึงปุ่มกระดูก lateral epicondyle ของกระดูก humerus

ความยาวของแขนส่วนล่าง วัดจากปุ่มกระดูก medial epicondyle ของกระดูก humerus ถึงปลายสุดของกระดูก ulna

ดังนั้นการออกแบบตำแหน่งระยะมือจับจะได้ว่า ที่มุม θ มีค่า 20-30 องศา และความสูง L มีค่าดังแสดงในตารางที่ 1



ความสูง (cm)	ตำแหน่งแขน	ความยาวของแขน (cm)	ความยาวในแนวดิ่ง(cm)	ช่วง (cm)
135	แขนส่วนบน	25.65	22 - 24	18.7 – 24
	แขนส่วนล่าง	21.6	18.7 - 20.3	
195	แขนส่วนบน	37.05	32 - 34.8	27 – 34.8
	แขนส่วนล่าง	31.2	27 - 29.3	

หมายเหตุ cm = เซนติเมตร

จากข้อมูลในตารางพบว่า ระยะความสูงในแนวดิ่งของแขนโดยวัดจากไหล่ถึงข้อมือมีระยะ 18.7 ถึง 34.8 เซนติเมตร และเมื่อรวมระยะความยาวของมือจับรวมระยะชดเชย 5 เซนติเมตร จะได้ว่าจากตำแหน่งบนสุดของไม้ค้ำยันลงมาถึงตำแหน่งมือจับไม้ค้ำยันจะอยู่ที่ 20 – 40 เซนติเมตร

2. การวิเคราะห์โครงสร้างและความแข็งแรง

2.1 การออกแบบ โดยยึดโครงเดิมของไม้ค้ำยันอลูมิเนียม และเพิ่มอุปกรณ์เป็นเบรคจักรยานเชื่อมลงไปในไม้ค้ำยันเดิม

2.2 การออกแบบไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ โดยใช้วัสดุจากสแตนเลส

2.3 การออกแบบไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ โดยใช้วัสดุจากเหล็ก

3. การออกแบบกลไกสำหรับการยึดล็อค

แบบที่ 1 กลไกการปรับแบบระบบเบรคของรถจักรยาน

แบบที่ 2 กลไกการปรับแบบขยับทีละช่วง (Ratchet Mechanism)

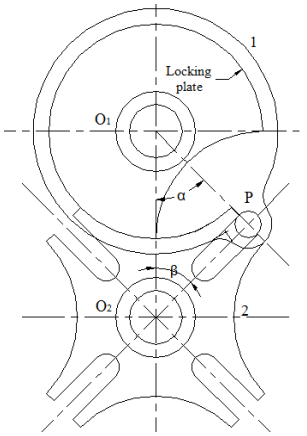
แบบที่ 3 กลไกการล็อคโดยสปริงดีดกลับพร้อมกันทั้ง 2 ด้าน }

ทฤษฎีที่ใช้

1 Intermittent Motion Mechanism

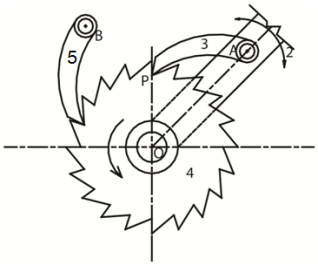
กลไกเครื่องจักรแบบนี้ถูกนำมาใช้เพื่อ เปลี่ยนการเคลื่อนที่ตลอดเวลามาเป็นการเคลื่อนที่ไม่ต่อเนื่อง คือในระหว่างการเคลื่อนที่จะมีการหยุด ประโยชน์ได้จากกลไกเครื่องจักรแบบนี้มีมาก เช่น หยุดเพื่อจะเปลี่ยนชิ้นงานใหม่ หรือหยุดเพื่อเปลี่ยนขบวนการทำงานเป็นต้น มีอยู่หลายแบบด้วยกัน เช่น

1.1 Geneva Wheel ตามรูปที่ 1 ชิ้นส่วนเครื่องจักรที่ 1 หมุนครบ 1 รอบ ชิ้นส่วนเครื่องจักรที่ 2 จะหมุนไปได้เพียง 1/4 รอบ



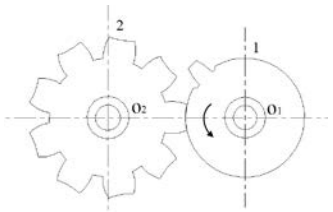
รูปที่ 3 ส่วนประกอบของกลไก Geneva Wheel

1.2 Ratchet Mechanism ตามรูปที่ 4 เป็นกลไกลที่จะเปลี่ยนการเคลื่อนแบบขยับและการเคลื่อนที่เป็นพักๆ โดยที่ชิ้นส่วนเครื่องจักรที่ 2 และ 3 ขยับได้ ชิ้นส่วนเครื่องจักรที่ 4 จะเคลื่อนที่เป็นพักๆ ชิ้นส่วนที่ 5 ป้องกันการหมุนกลับของชิ้นส่วนเครื่องจักรที่ 4



รูปที่ 4 ส่วนประกอบของกลไก Ratchet Mechanism

1.3 Intermitten Gearing ตามรูปที่ 5 ชิ้นส่วนเครื่องจักรที่ 1 หมุนตลอดเวลา ส่วนเครื่องจักรชิ้นที่ 2 จะหมุนเป็น พักๆ



รูปที่ 5 ส่วนประกอบของกลไก Intermittent Gearing

2. ความแข็งแรง

ในการออกแบบโครงสร้างและชิ้นส่วนต่างๆของไม้ค้ำยันจะต้องพิจารณาถึงความแข็งแรงเพื่อรองรับภาระที่มากระทำ เนื่องจากไม้ค้ำยันนั้นจะต้องมีความแข็งแรงมากพอสำหรับการใช้งานกับผู้ป่วยจริงๆ การออกแบบไม้ค้ำยันนั้นจำเป็นจะต้องอาศัยความรู้ทางด้านกลศาสตร์ของวัสดุ ซึ่งจะต้องใช้ประกอบการคำนวณออกแบบ ทฤษฎีที่ใช้ในการคำนวณมีดังต่อไปนี้

2.1 ความเค้น

นิยามของความเค้นคือ แรงหารด้วยพื้นที่หน้าตัดที่รับแรง ความเค้นอย่างง่ายมีอยู่ 3 ชนิด คือ ความเค้นดึง ความเค้นอัด ความเค้นเฉือน

ความเค้นดึง $$\sigma t = \frac{F}{A} \quad (1)$$

โดยที่ σ_t คือ ความเค้นดึงหรือหน่วยแรงดึงที่เกิดขึ้น (N/mm^2)

F คือ แรงดึงในแนวแกนของวัตถุ (N)

A คือ พื้นที่หน้าตัดของวัตถุที่มีระนาบตั้งฉากกับทิศทางของแนวแรง (mm^2)

ความเค้นอัด $$\sigma_c = \frac{F}{A} \quad (2)$$

โดยที่ σ_c คือ ความเค้นอัดหรือหน่วยแรงอัดที่เกิดขึ้น (N/mm^2)

F คือ แรงอัดในแนวแกนของวัตถุ (N)

A คือ พื้นที่หน้าตัดของวัตถุที่มีระนาบตั้งฉากกับทิศทางของแนวแรง (mm^2)

ความเค้นเฉือน $$T = \frac{F}{A} \quad (3)$$

โดยที่ **T** คือ ความเค้นเฉือนหรือหน่วยแรงเฉือนที่เกิดขึ้น (N/mm)

F คือ แรงกระทำที่มีทิศขนานกับพื้นที่ผิวหรือแรงเฉือน (N)

A คือ พื้นที่ที่มีระนาบขนานกับทิศทางของแรงเฉือน (mm^2)

2.2 ความเค้นดัดในคาน

ชิ้นส่วนของไม้ค้ำยันบางตำแหน่งจะรับแรงในแนวดิ่งลักษณะเช่นเดียวกับคานทั่วไป ฉะนั้นจึงใช้ความเค้นดัด เป็นข้อจำกัดในการออกแบบความเค้นดัดสูงสุดจะเกิดที่ผิวนอกสุดของคาน ณ ตำแหน่งที่โมเมนต์ (bending moment) ดัดมีค่าสูงสุด ซึ่งคำนวณได้จาก

ความเค้นดัด $$\sigma_b = \frac{Mc}{I} \quad (4)$$

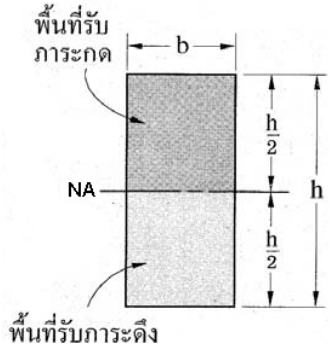
โดยที่ M คือโมเมนต์ดัด (N.mm)

c คือ ระยะจากแกนสะเทิน(neutral axis) (mm)

I คือ โมเมนต์ความเฉื่อยของพื้นที่รอบแกนสะเทิน (mm^4)

สำหรับค่า I ของหน้าตัดคานและโมเมนต์ดัดเราเราสามารถหาได้จาก

โมเมนต์ความเฉื่อยของพื้นที่รอบแกนสะเทิน (I)



$$I \text{ รอบ } NA = \frac{1}{12} bh^3 \qquad (5)$$

$$C = \frac{h}{2}$$

พิจารณาจากพื้นที่หน้าตัด

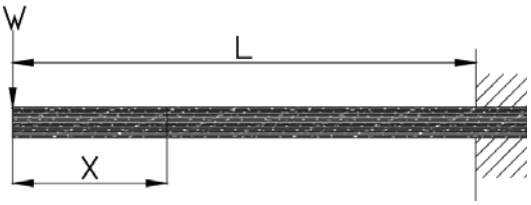
NA จุดศูนย์กลางสะเทิน

b คือความกว้างของชิ้นงาน

h คือความสูงของชิ้นงาน

C คือ ศูนย์กลางมวล

โมเมนต์ดัด (bending moment)



$$M = WL \qquad (6)$$

M คือ โมเมนต์ดัด

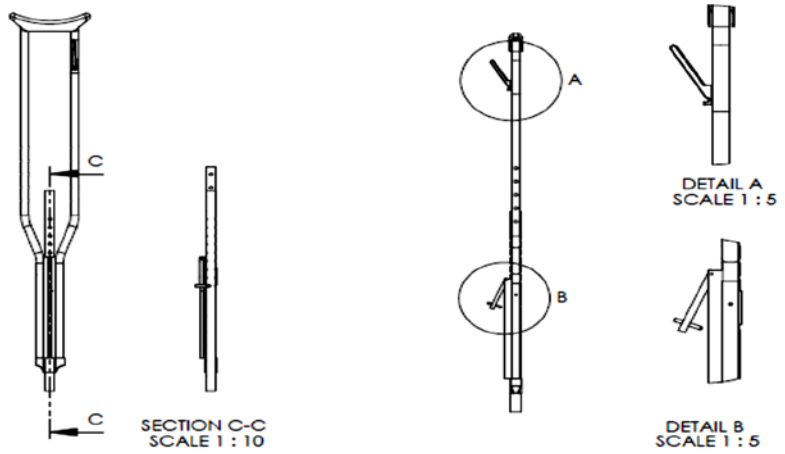
W คือ แรง หน่วย นิวตัน

L ความยาวที่ตั้งฉากกับแรง

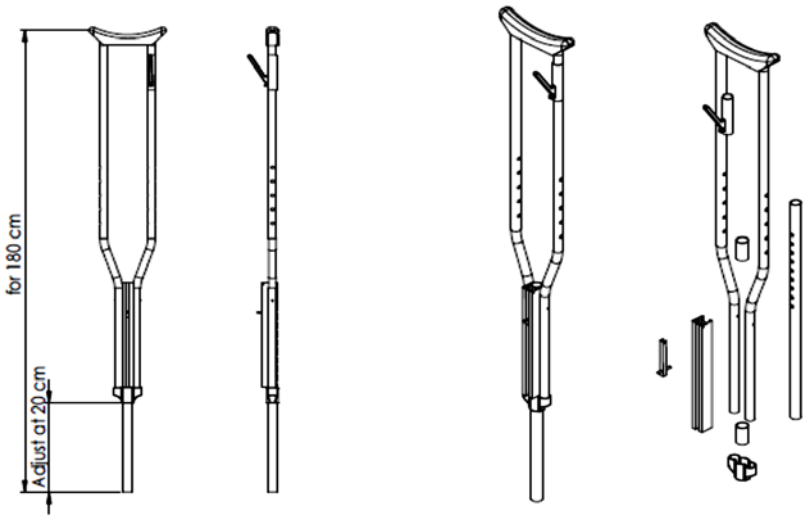
ผลการวิจัย (Results)

ผู้วิจัยได้ออกแบบและประดิษฐ์ไม้ค้ำยัน แบ่งออกเป็น 3 รูปแบบ ดังต่อไปนี้

รูปแบบที่ 1 แสดงการออกแบบไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ ดังรูปที่ 6 7 และ8



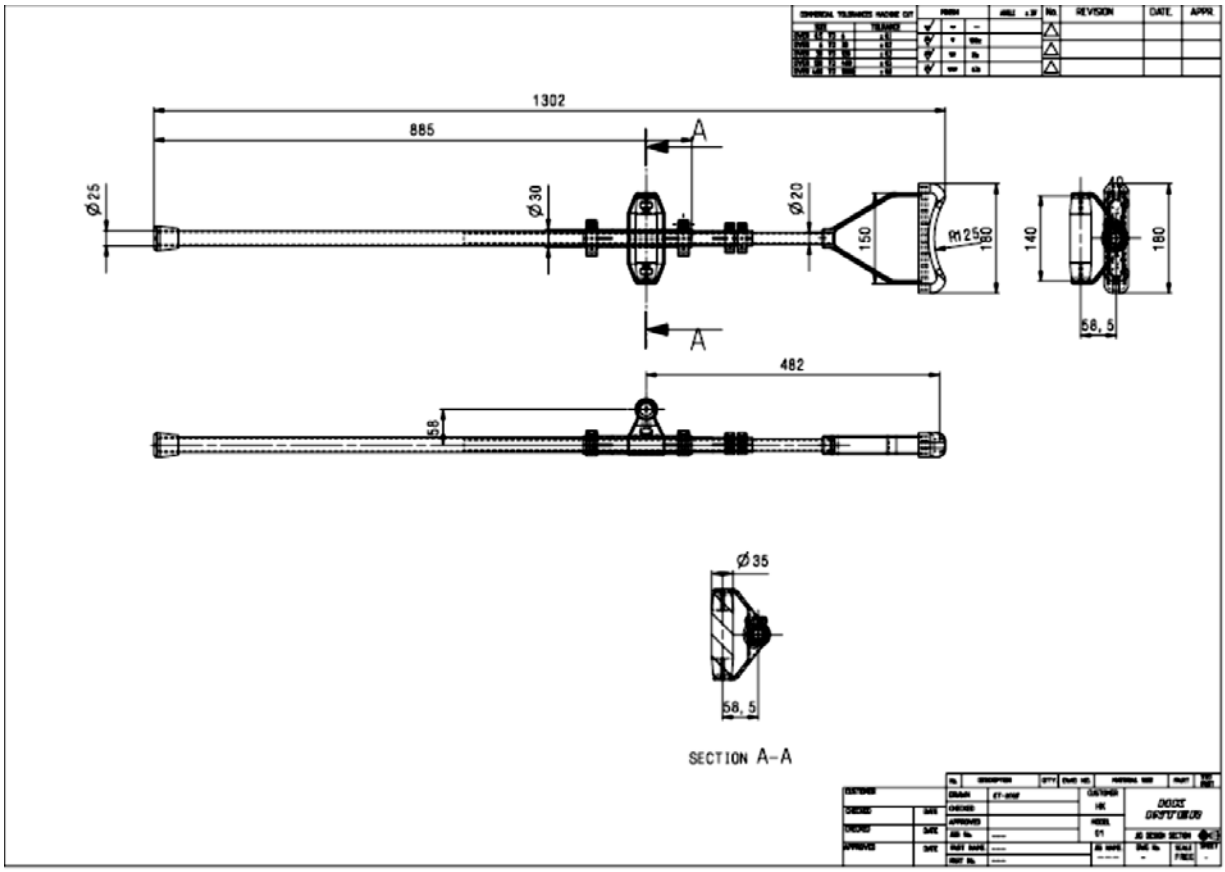
รูปที่ 6 แสดงการออกแบบ โดยยึดโครงเดิมของไม้ค้ำยันอลูมิเนียม และเพิ่มอุปกรณ์เป็นเบรคจักรยาน เชื่อมลงไปในไม้ค้ำยันเดิม

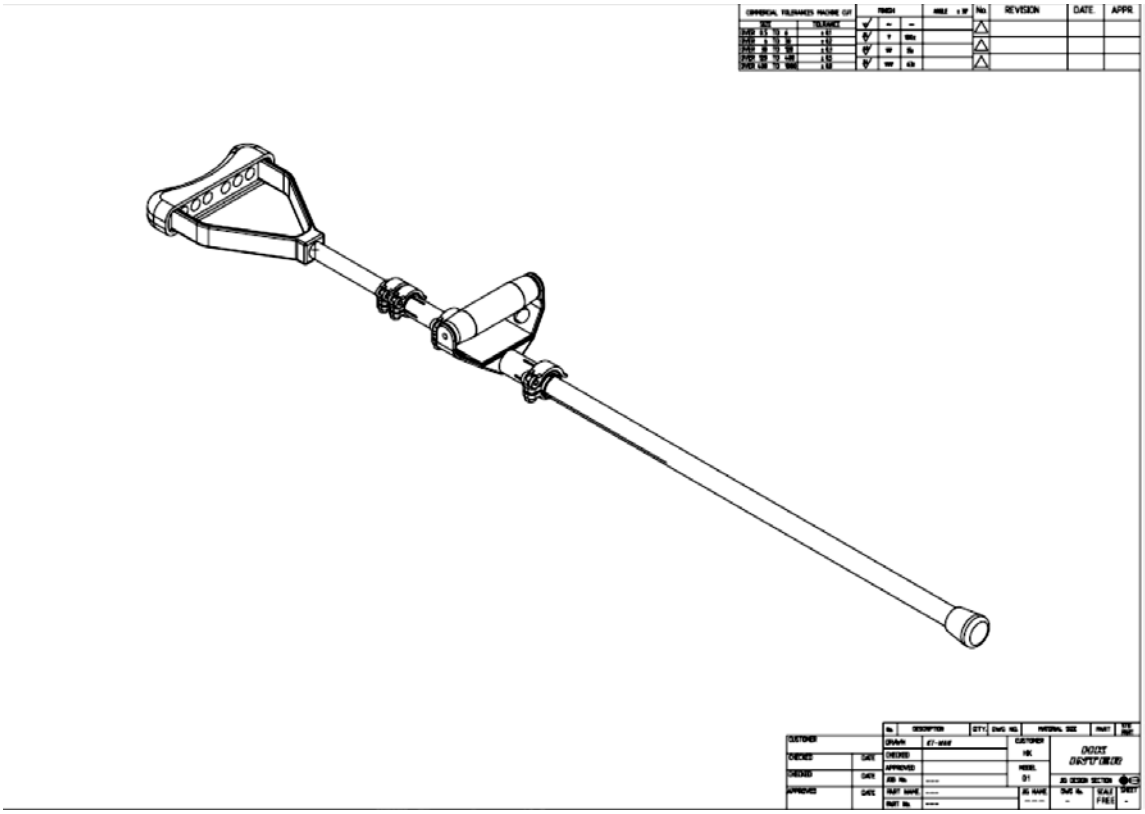


รูปที่ 7 แสดงการออกแบบโดยแสดงถึงชิ้นส่วนประกอบต่างๆ

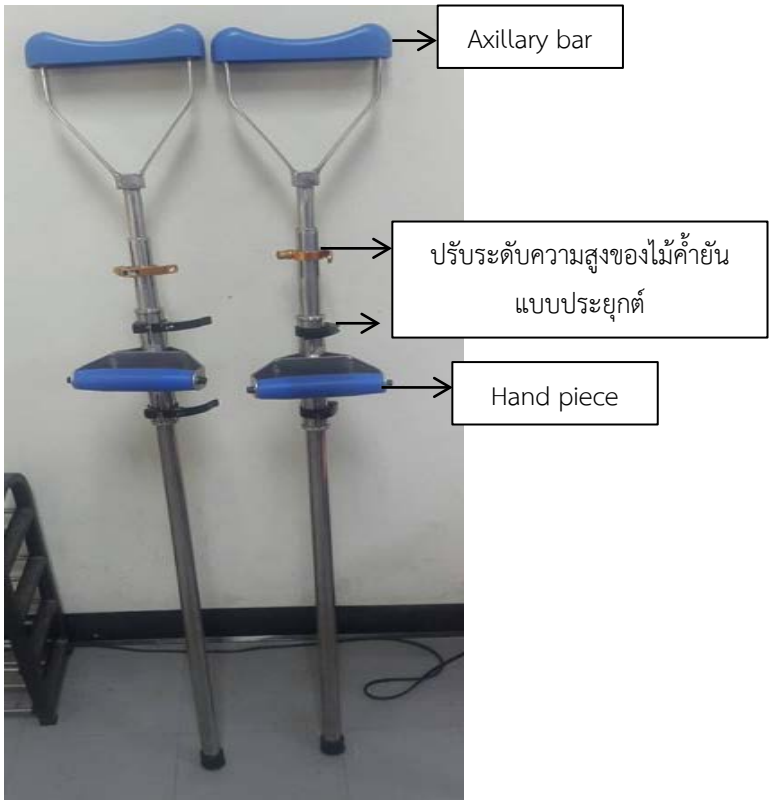
รูปที่ 8 แสดงตัวอย่างไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ รูปแบบที่ 1

รูปแบบที่ 2 แสดงการออกแบบไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ โดยใช้วัสดุจากสแตนเลส แสดงดังรูปที่ 9 และ10



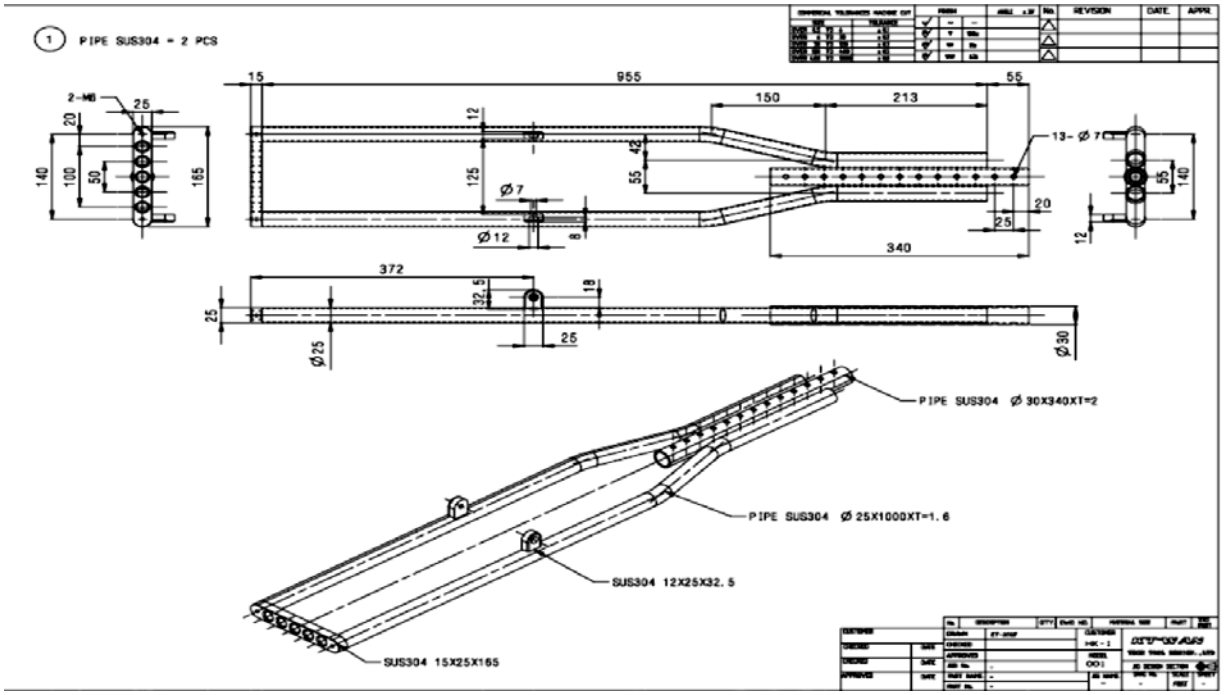


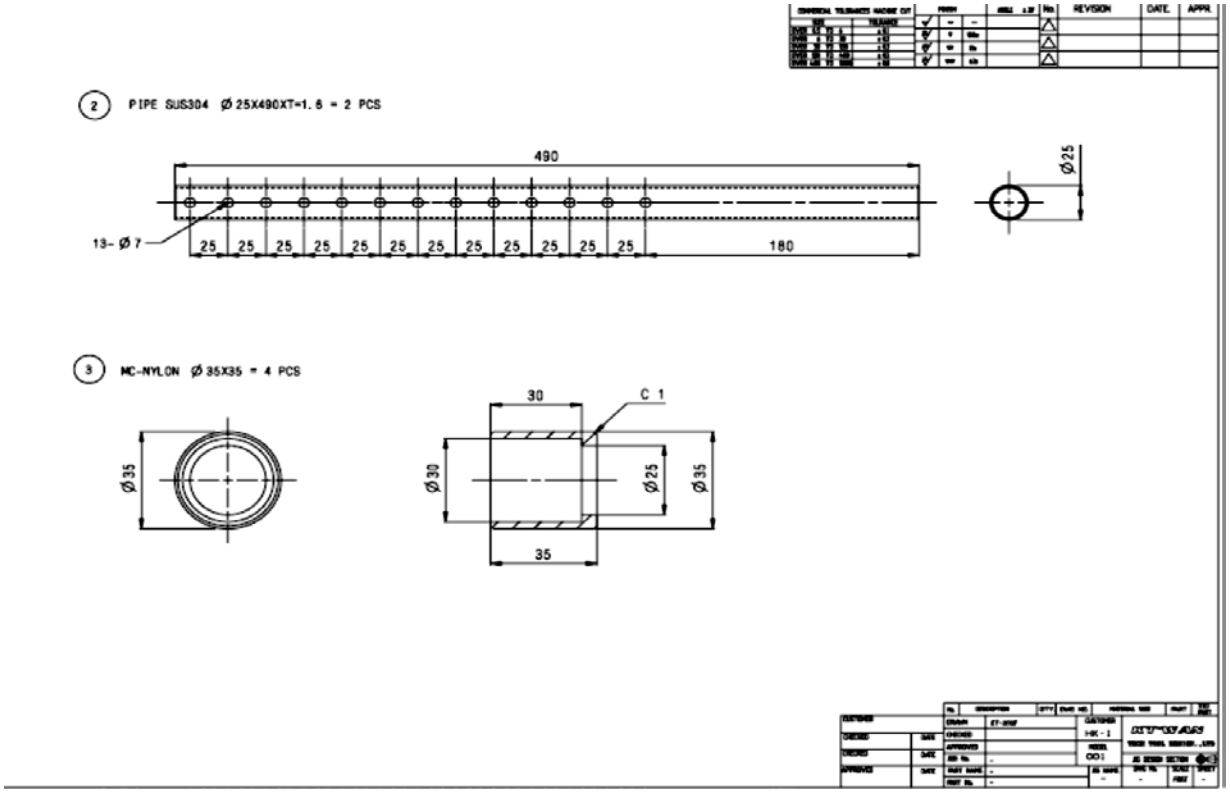
รูปที่ 9 แสดงการออกแบบไม้ค้ำยันแบบประยุกต์

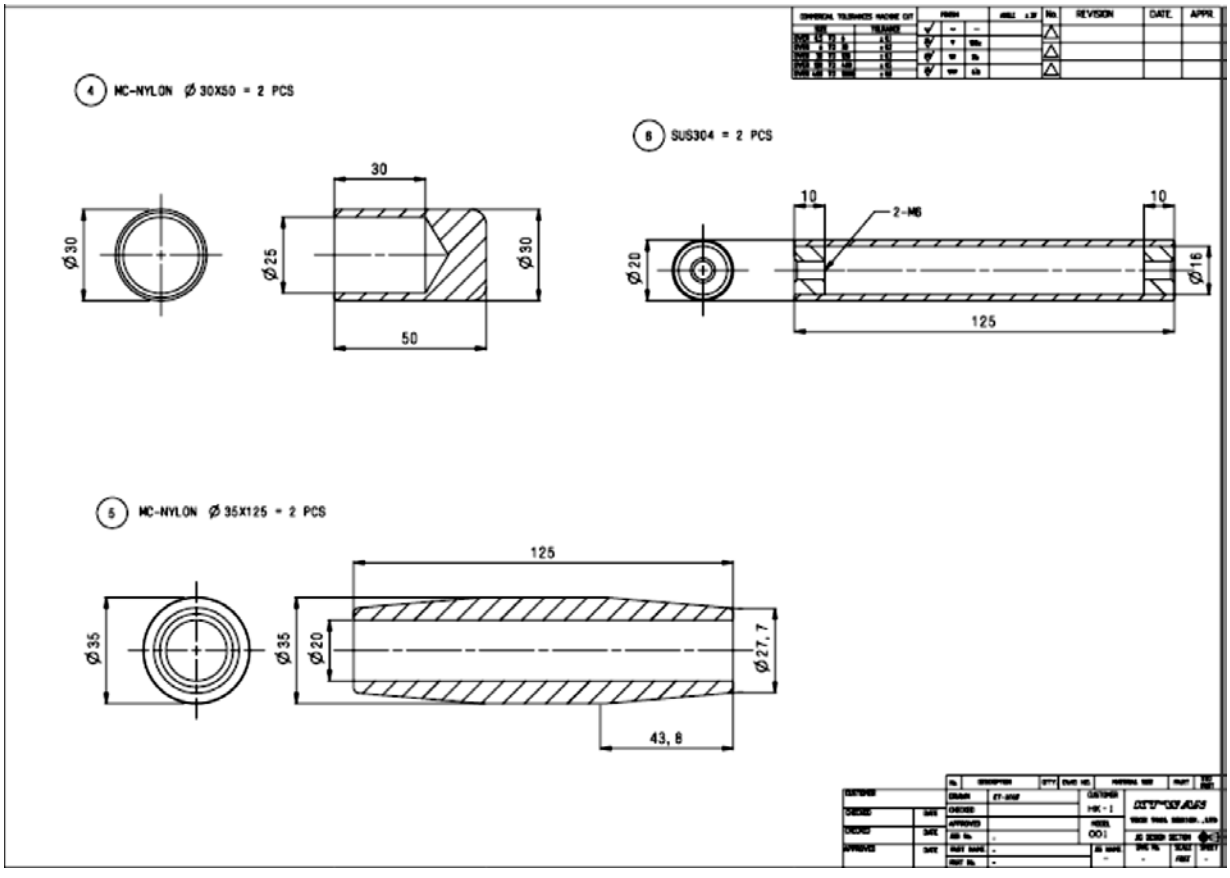


รูปที่ 10 แสดงตัวอย่างไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ รูปแบบที่ 2

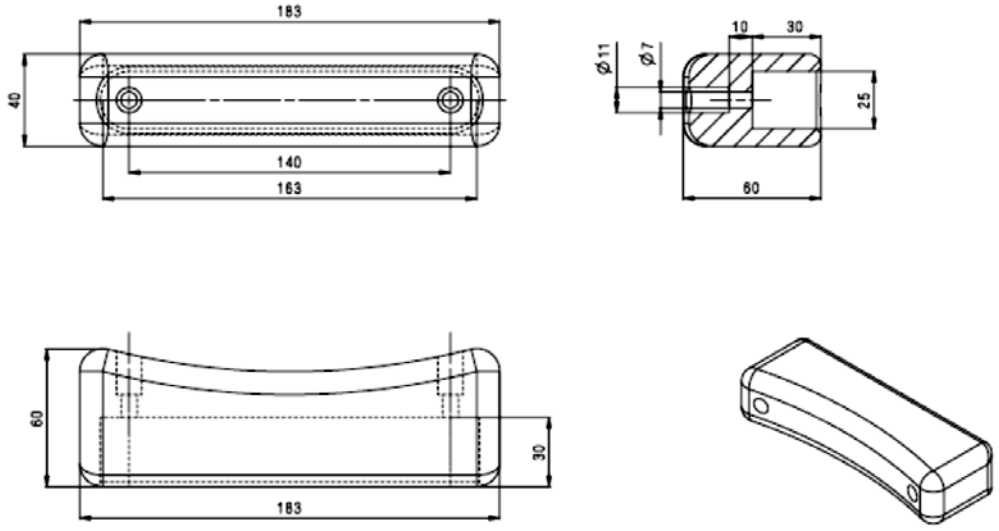
รูปแบบที่ 3 แสดงการออกแบบไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ โดยใช้วัสดุจากเหล็ก ดังรูปที่ 11 และ12



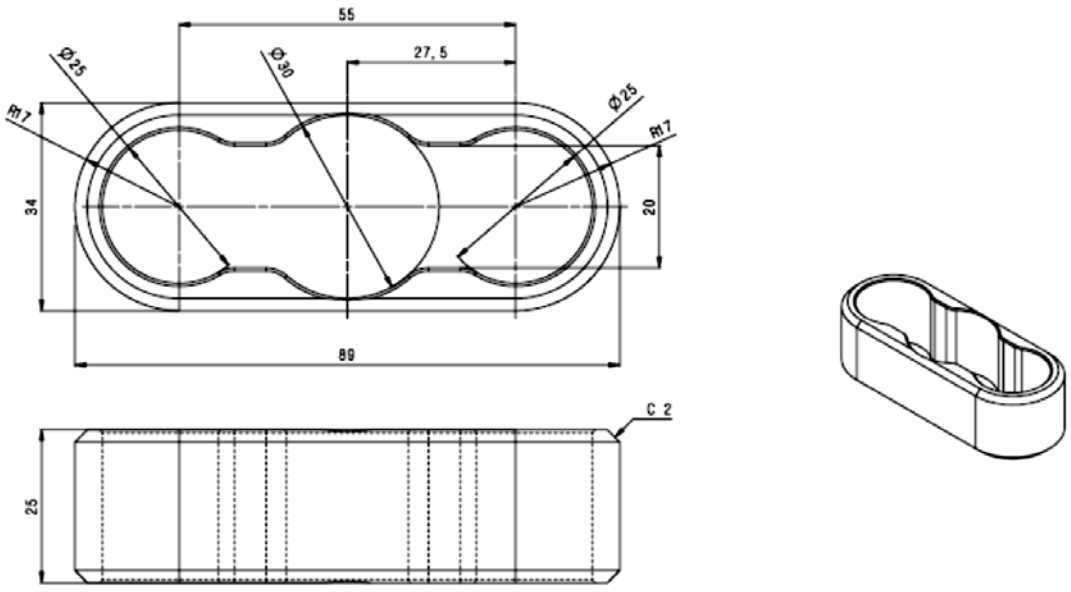

REVISION
DATE
APPR
② PIPE SUS304 Ø25X490XT=1.6 = 2 PCS
490
Ø25
13- Ø7
25 25 25 25 25 25 25 25 25 25 25 25
180
③ MC-NYLON Ø35X35 = 4 PCS
30
C 1
Ø35
Ø30
Ø25
Ø35
35


REVISION
DATE
APPR
④ MC-NYLON Ø30X50 = 2 PCS
30
Ø30
Ø25
Ø30
50
⑧ SUS304 = 2 PCS
10
2-M8
10
Ø20
Ø16
125
⑤ MC-NYLON Ø35X125 = 2 PCS
125
Ø35
Ø35
Ø20
Ø27.7
43.8

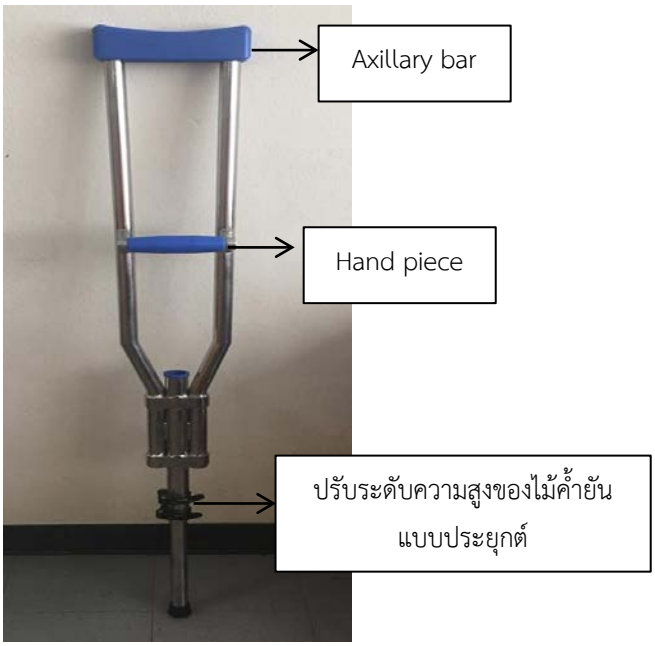
⑦ NC-NYLN 40X60X183 = 2 PCS



⑧ PIPE SUS304 25X34X89 = 4 PCS

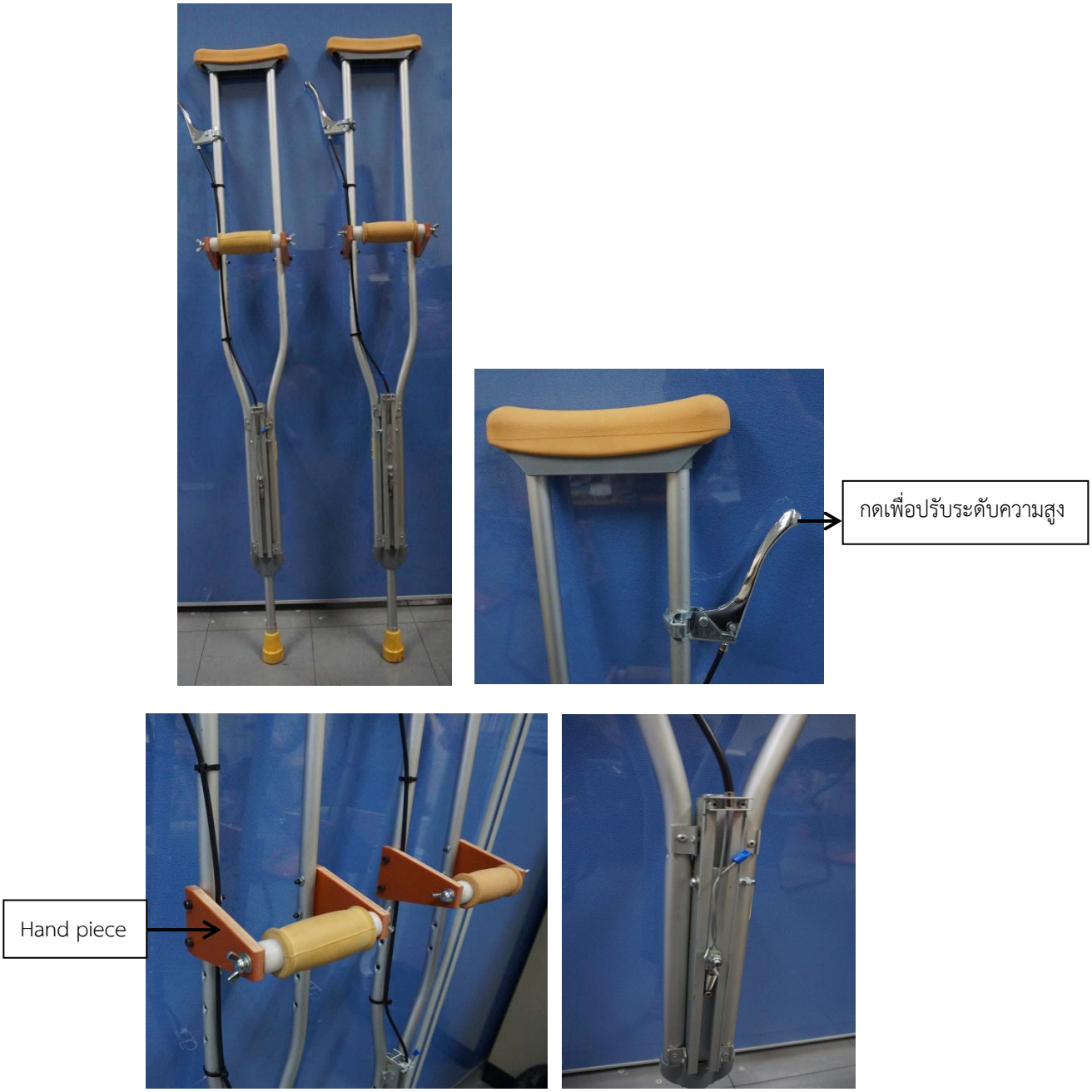


รูปที่ 11 แสดงการออกแบบไม้ค้ำยันแบบประยุกต์โดยใช้วัสดุจากเหล็ก

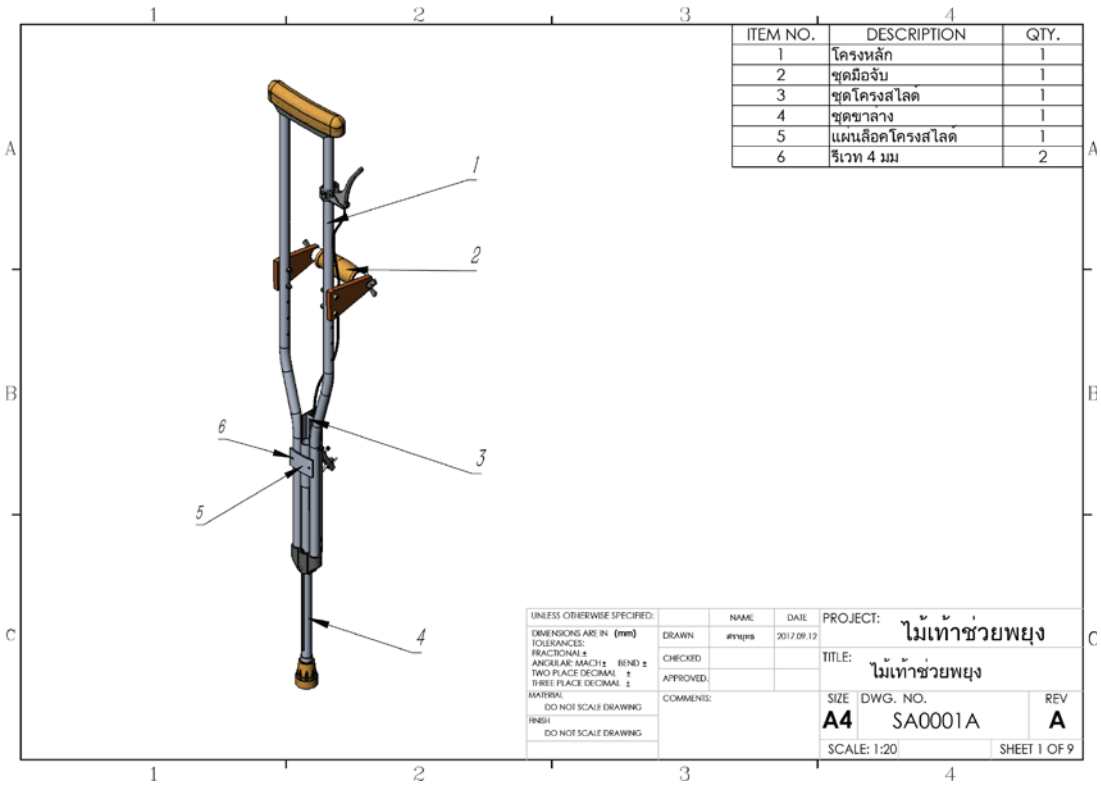


รูปที่ 12 แสดงตัวอย่างไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ รูปแบบที่ 3

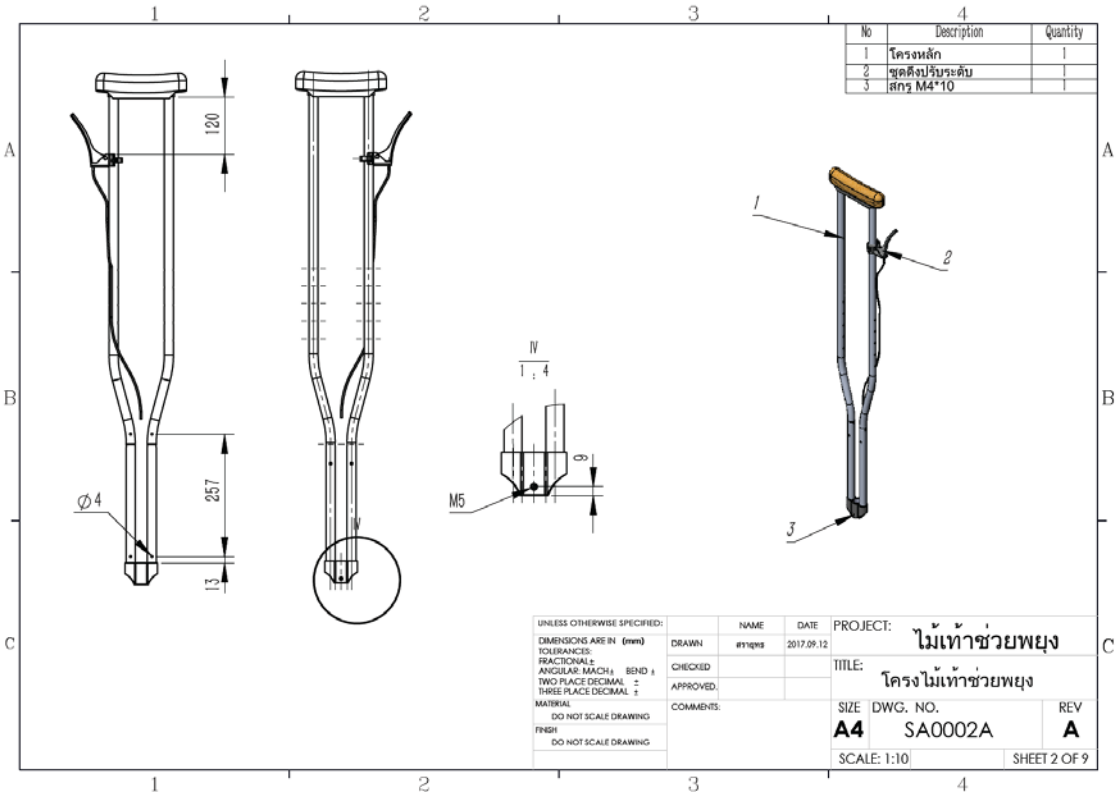
รูปแบบที่ 4 แสดงการออกแบบไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ โดยยึดโครงเดิมของไม้ค้ำยันอลูมิเนียม และเพิ่มอุปกรณ์เป็นเบรคจักรยาน เชื่อมลงไปในไม้ค้ำยันเดิม และเพิ่ม hand piece ยื่นออกมาด้านข้าง ดังรูปที่ 13



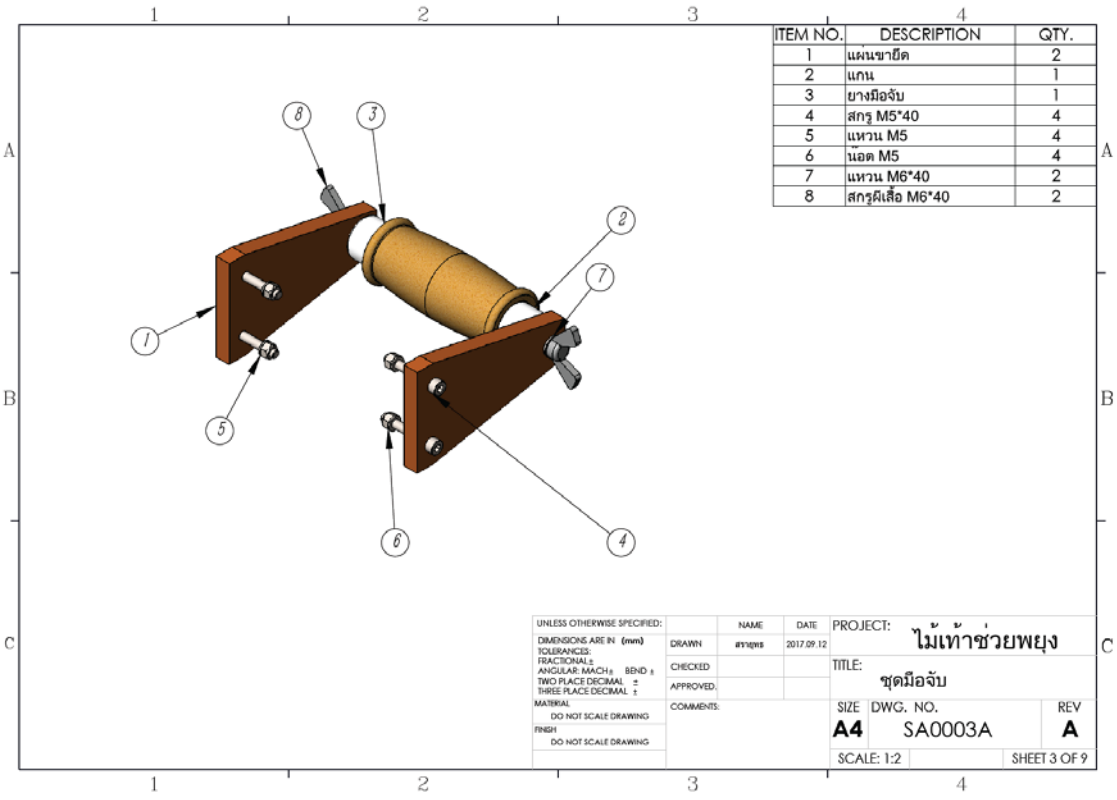
รูปที่ 13 แสดงส่วนประกอบของไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ แบบที่ 4



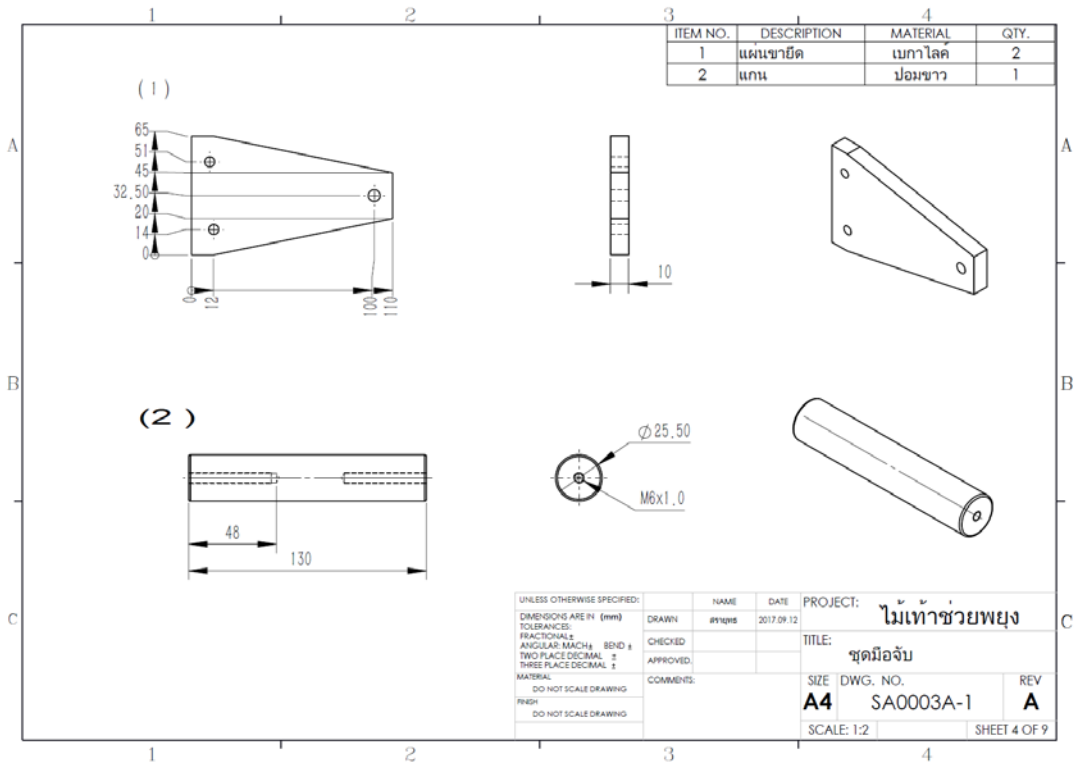
รูปที่ 14A แสดงการออกแบบไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์



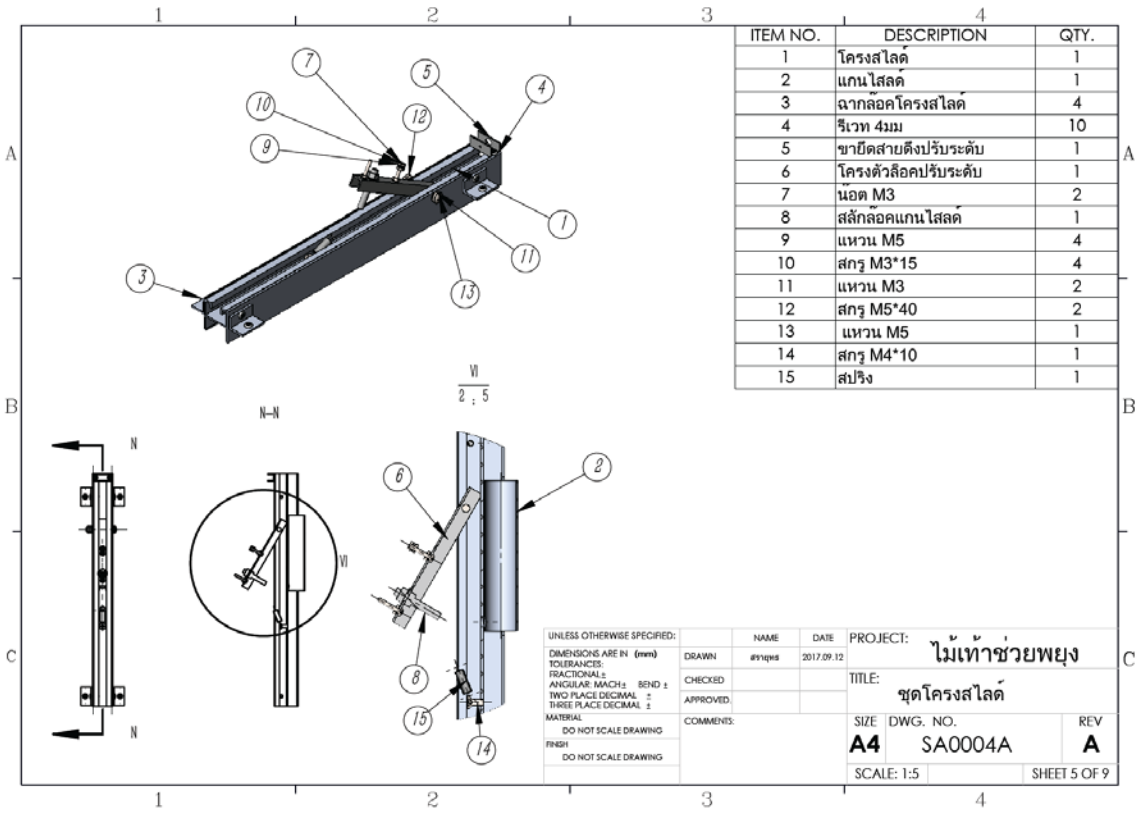
รูปที่ 14B แสดงการออกแบบ โครงหลัก ชุดดึงปรับระดับ และสกรู ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์



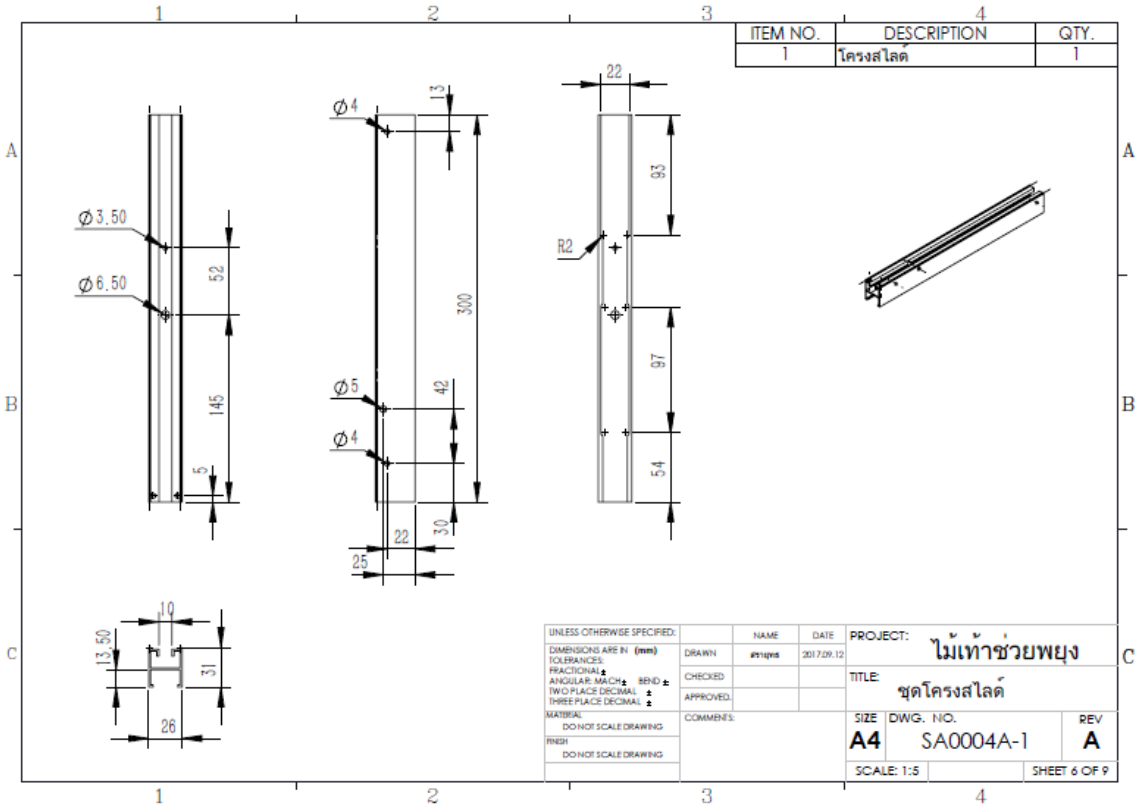
รูปที่ 14C แสดงการออกแบบ hand piece ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์



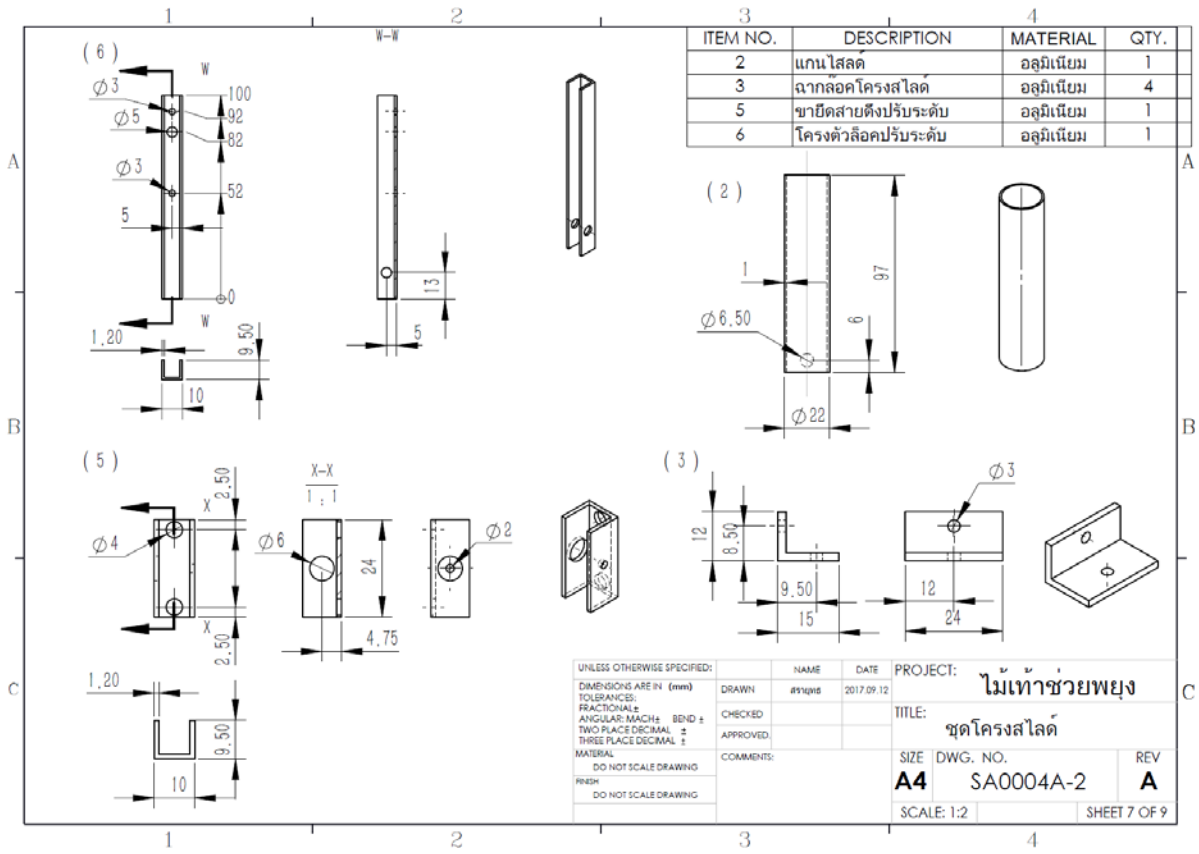
รูปที่ 14D แสดงการออกแบบชุด hand piece ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์



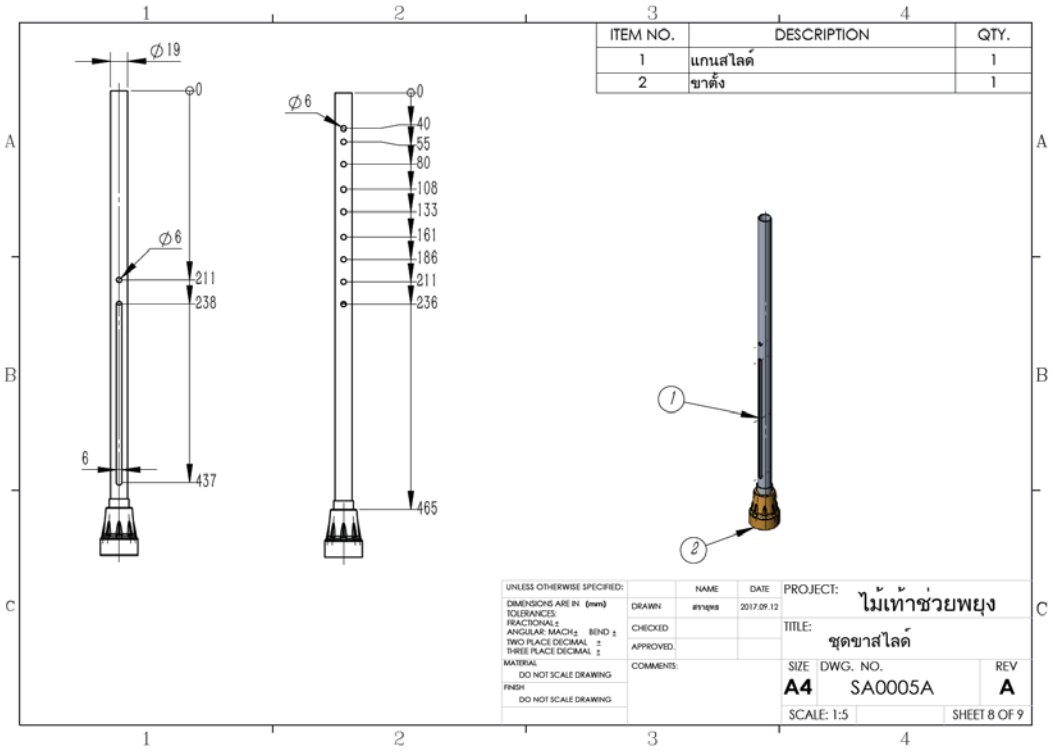
รูปที่ 14E แสดงการออกแบบชุดปรับระดับความสูงไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์



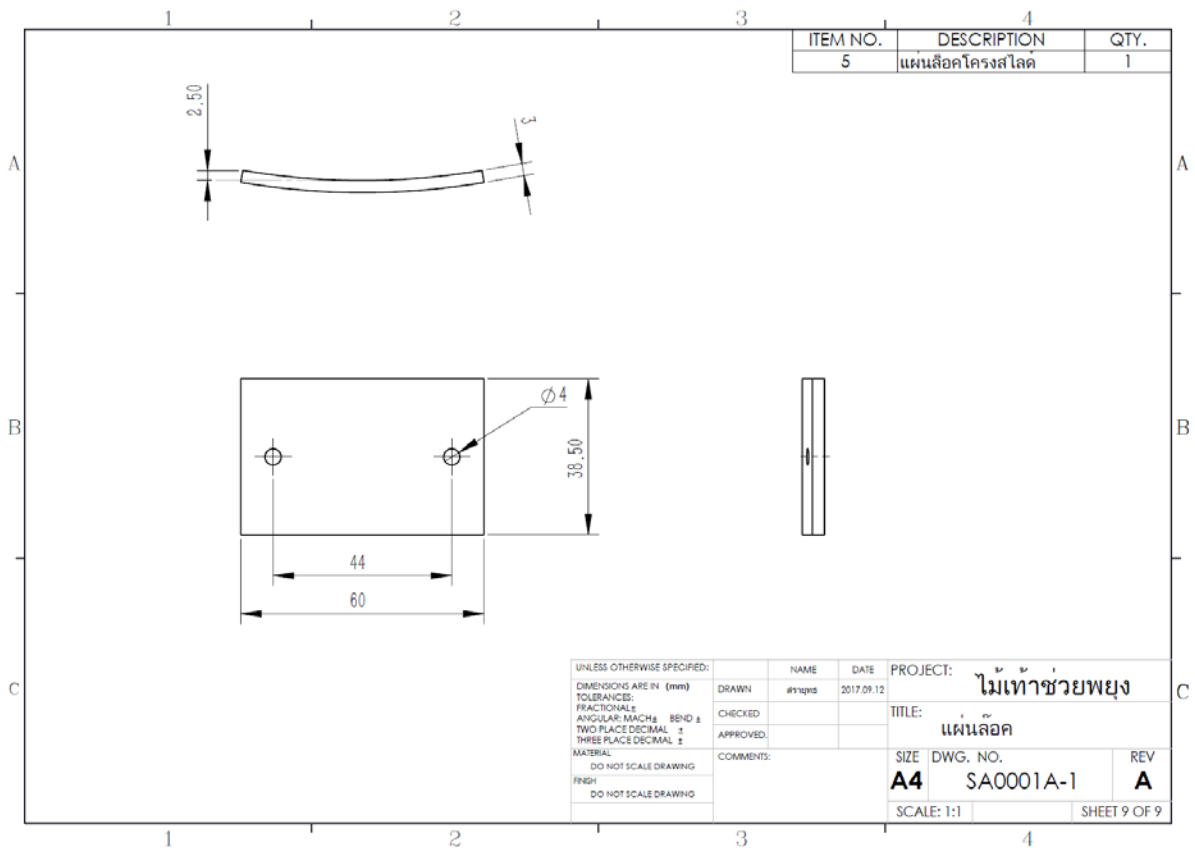
รูปที่ 14F แสดงการออกแบบโครงสไลด์สำหรับปรับระดับความสูงไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์



รูปที่ 14G แสดงการออกแบบโครงสไลด์ แกนสไลด์ ขายึดสายดึงปรับระดับ ชุดปรับระดับความสูงไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์



รูปที่ 14H แสดงการออกแบบชุดขาสไลด์สำหรับปรับระดับความสูงต่ำไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์



รูปที่ 14I แสดงการออกแบบแผ่นล็อคขาสไลด์ของชุดปรับระดับความสูงต่ำไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์

จากการทดสอบแรง ไม้ค้ำยันแบบประยุกต์โดยยึดโครงเดิมของไม้ค้ำยันอลูมิเนียมและเพิ่มอุปกรณ์เป็นเบรคจักรยาน เชื่อมลงไปในไม้ค้ำยันเดิม พบว่า

$$\sigma = \frac{P}{A}$$

$\boldsymbol{\sigma}$ = ค่าความเค้น (N/mm^2)

P = ค่าแรง (N)

A = พื้นที่รับแรง (mm^2)

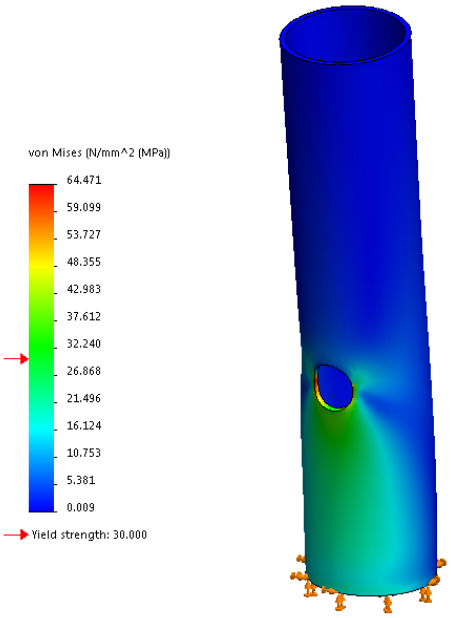
พิจารณา พื้นที่รับแรงที่มีความเสียหายได้มากที่สุดของไม้ค้ำยัน อลูมิเนียม มีพื้นที่ 8 mm^2

แรงที่กระทำกับไม้ค้ำยัน โดยใช้กับผู้ป่วยน้ำหนักไม่เกิน $100\ kg$

โดยคิดที่ครึ่งหนึ่งของน้ำหนักตัว 50 kg จะได้เป็น 459 N

จะได้ค่าความเค้นที่เกิดขึ้นกับไม้ค้ำยันเท่ากับ $459/8 = 57.4\ N/mm^2$

ค่าความเค้นของอลูมิเนียม $\sigma_{Al} = 30\ N/mm^2$



รูปที่ 15 แสดงการคำนวณการรองรับน้ำหนักของไม้ค้ำยัน

ขั้นตอนการใช้งานไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์

1. ผู้ใช้งานนำไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ โดยให้ส่วนปลายของไม้ค้ำยันห่างจากปลายเท้ามาทางด้านหน้า และด้านข้างลำตัว ประมาณ 4 นิ้ว โดยสามารถใช้ได้ตั้งแต่ส่วนสูง 148-180 เซนติเมตร แสดงดังรูปที่ 16

รูปที่ 16 แสดงท่าเริ่มต้นที่เหมาะสมในการวางตำแหน่งของไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ของผู้ที่สูง 148 เซนติเมตร

รูปที่ 17A แสดงท่าเริ่มต้นที่เหมาะสมในการวางตำแหน่งของไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ของผู้ที่สูง 178 เซนติเมตร รูปที่ 17B แสดงท่าเริ่มต้นที่เหมาะสมในการวางตำแหน่งของไม้ค้ำยันแบบมาตรฐาน

2. เมื่อได้ตำแหน่งเหมาะสม ผู้ใช้งานสามารถปรับระดับความสูง โดยกดเบรคจักรยานลงเพื่อลดและเพิ่มความสูงของไม้ค้ำยัน ตามความเหมาะสมเพื่อให้ axillary bar ห่างจากรักแร้

ประมาณ 2-3 นิ้วมือ ให้ข้อศอกงอทำมุมกับไม้ค้ำยันประมาณ 20 องศา โดยจากการออกแบบไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ ซึ่งให้ hand piece ออกจากตัวไม้ประมาณ 10 เซนติเมตร พบว่าสามารถลดแรงที่กระทำใต้รักแร้ และรองรับน้ำหนักตัวได้ดีขณะออกแรงยกไม้ไปด้านหน้า แสดงดังรูปที่ 18

รูปที่ 18 แสดงการปรับเพิ่มและลดความสูงของไม้ค้ำยันแบบประยุกต์

อภิปรายผลการวิจัย (Discussion)

การศึกษาครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อประดิษฐ์นวัตกรรมไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ที่มีลักษณะพิเศษคือ ปรับระดับความสูงของไม้ค้ำยันได้ง่าย มีความสะดวก มั่นคง ปลอดภัย และสามารถรับแรงจากน้ำหนักตัวของผู้ใช้งานได้

จากผลการประดิษฐ์ไม้ค้ำยันรักแร้ครั้งนี้พบว่า เมื่อทำงานประยุกต์และเพิ่มเติมอุปกรณ์ ได้แก่ เบรคจักรยาน และปรับเปลี่ยนรูปแบบมือจับของไม้ค้ำยันรักแร้เข้าไปในโครงเดิมของไม้คำยันรักแร้มาตรฐานแบบอลูมิเนียม ทำให้การปรับระดับความสูงต่ำของไม้ค้ำยันได้ง่ายมากขึ้น และบริเวณมือจับที่ยื่นออกมาทางด้านข้างนั้นมีความสะดวกในการจับและการกระจายแรงกด และทำให้ข้อศอกอยู่ในท่างอเล็กน้อยประมาน 30 องศา และข้อมือขณะจับไม้ค้ำยันอยู่ในท่าเหยียดเล็กน้อยซึ่งเป็นท่าทางที่เหมาะสมต่อการรับน้ำหนักมากขึ้น ถึงแม้การนำเบรคจักยานมาประยุกต์ทำให้ไม้ค้ำยันปรับระดับความสูงต่ำได้ง่ายมากขึ้น แต่อย่างไรก็ตามเบรคจักรยานค่อนข้างยาวและมีขนาดใหญ่ จึงอาจทำให้รูปลักษณ์และความสวยงามของไม้ค้ำยันรักแร้ลดลง

อีกทั้งการศึกษาครั้งนี้เป็นเพียงการผลิตไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ขั้นที่ 1 ซึ่งยังไม่ได้นำมาทดลองใช้จริงในอาสาสมัครสุขภาพดีและผู้ป่วย จึงยังไม่เห็นผลการทดลองที่แน่ชัด ซึ่งจะทำการศึกษาต่อไปในขั้นที่ 2 และ 3

จากการศึกษาที่ผ่านมาของ Nyland และคณะ (2004) พบว่าการเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานเป็นประจำ 1-4 สัปดาห์ในผู้ป่วยหลังการผ่าตัดรยางค์ล่างที่มีภาวะบกพร่องความสามารถในการทำกิจวัตรประจำวันระยะเรื้อรัง หรือได้รับบาดเจ็บรยางค์ล่างระยะเฉียบพลันนั้น ทำให้เกิดภาวะแทรกซ้อน เช่น การอุดกั้นของหลอดเลือดบริเวณรักแร้และอาจทำให้เกิดลิ่มเลือด (thromboembolic) มีการโป่งพองของหลอดเลือด หรือมีการกดทับของเส้นประสาท radial ส่งผลให้เกิดภาวะที่เรียกว่า crutch paralysis ได้ เนื่องจากต้องใช้แรงบริเวณมือในการกดที่จับเพื่อดันตัวขึ้นขณะเดินทำให้ใช้พลังงานมาก ส่งผลให้เกิดภาวะความบกพร่องของ neurovascular จึงได้มีการผลิตนวัตกรรมไม้ค้ำยัน the Easy Strutter Functional Orthosis System™ (ESFOS) โดยดัดแปลง axillary bar ให้มีลักษณะเว้า จากผลการศึกษานี้ พบว่าสามารถลดแรงกดบริเวณรักแร้ได้ในผู้ป่วยที่มีการเดินลงน้ำหนักแบบบางส่วน มีจำนวนก้าวในการเดินและค่าการใช้พลังงาน (Energy Expenditure Index; EEI) ลดลง สอดคล้องกับการศึกษาในครั้งนี้ซึ่งผู้วิจัยได้เล็งเห็นปัญหาเช่นเดียวกัน จึงได้มีการปรับ hand piece ให้ออกมาด้านข้างจากตัวไม้ค้ำยันรักแร้ โดยในท่าเริ่มต้นและขณะใช้งานข้อศอกควรงอประมาณ 20-30 องศา เพื่อเป็นการกระจายและลดแรงที่กระทำภายใต้ต่อรักแร้ ซึ่งภายในรักแร้มีเส้นประสาท axillary หากใช้งานเป็นประจำและมีระยะเวลานานส่งผลให้แขนอ่อนแรงได้ หากมุมองศาของข้อศอกที่งอมากกว่า 30 องศา ส่งผลให้คานระหว่างมุมตั้งฉากของแขนกับข้อศอก และแรงที่กระทำต่อมือนั้นยาวมากเกินไป โดยเฉพาะพบได้บ่อยในผู้ที่มีส่วนสูงตั้งแต่ 175 เซนติเมตรขึ้นไป ช่วงจังหวะที่ออกแรงกด hand piece เพื่อยกตัวขึ้นและก้าวเดิน (Reisman et al.,1985) กลุ่มกล้ามเนื้อ shoulder depressor ได้แก่ กล้ามเนื้อ lattisimus dorsi และtriceps ทำงานแบบ concentric คงค้างนานมากกว่าปกติ รวมถึงเกิดแรงกดที่มือ เมื่ออาสาสมัครเพิ่มความเร็วในการเดินมากขึ้น จะทำให้เกิดการล้าได้ง่ายตามมา

(Herr and Langman, 1997) จึงส่งผลต่อค่าเฉลี่ยอัตราการเต้นของหัวใจได้ ทำให้สูญเสียพลังงานในการเดินได้มาก ดังนั้นการออกแบบไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ครั้งนี้น่าจะเป็นอีกวิธีหนึ่งที่สามารถช่วยลดภาวะดังกล่าวได้ดี

สรุปผลการทดลอง

จากการศึกษาในครั้งนี้พบว่า ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์สามารถใช้ได้ในผู้ที่มีส่วนสูงตั้งแต่ 148-180 เซนติเมตร และการออกแบบ hand piece ให้ยื่นออกมาด้านข้างเพื่อลดแรงที่กระทำใต้รักแร้ ช่วยป้องกันการอ่อนแรงของแขนหากใช้งานไม้ค้ำยันรักแร้เป็นประจำและระยะเวลานาน และการประยุกต์ระบบเบรคจักรยานมาติดตั้งกับโครงไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานที่ผลิตจากวัสดุอลูมิเนียม พบว่า ทำให้สามารถปรับระดับความสูงต่ำของไม้ค้ำยันได้ง่าย และสะดวกต่อการใช้งานมากขึ้น

ข้อจำกัดของงานวิจัย ข้อเสนอแนะ และประโยชน์ในทางประยุกต์ของผลงานวิจัย

ข้อจำกัดด้านรูปลักษณ์และความสวยงาม ถึงแม้การนำเบรคจักยานมาประยุกต์ทำให้ไม้ค้ำยันปรับระดับความสูงต่ำได้ง่ายมากขึ้น แต่อย่างไรก็ตามเบรคจักรยานค่อนข้างยาวและมีขนาดใหญ่ จึงอาจทำให้รูปลักษณ์และความสวยงามของไม้ค้ำยันรักแร้ลดลง

เนื่องจากการศึกษาในครั้งนี้เป็นเพียงการผลิตไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ โดยยังไม่มีการนำไปใช้ในอาสาสมัครสุขภาพดีและผู้ป่วยที่มีการบาดเจ็บของขาหรือได้รับบาดเจ็บไขสันหลัง ทำให้ไม่เห็นผลการทดลองที่ชัดเจน ดังนั้น การศึกษาในอนาคตจึงควรศึกษาในรูปแบบเชิงทดลองและศึกษาในอาสาสมัครสุขภาพดีและผู้ป่วย โดยศึกษาเกี่ยวกับประสิทธิภาพในการเดินและความพอใจในการใช้งานต่อไป

การศึกษาในครั้งนี้แสดงให้เห็นถึงประโยชน์ของการออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ที่สามารถใช้งานได้ง่าย ปรับระดับความสูงของไม้ค้ำยันได้เหมาะสมกับส่วนสูงได้ด้วยตัวเอง และรองรับน้ำหนักตัวจากผู้ใช้งาน สามารถลดความเสี่ยงของการเกิดการอ่อนแรงของกล้ามเนื้อบริเวณข้อไหล่เนื่องจากการปรับระดับที่ไม่เหมาะสมกับส่วนสูงของผู้ใช้งานหรือจากการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้เป็นระยะเวลานาน

ผลผลิต (Output)

ผลิตไม้ค้ำยันจำนวน 1 คู่เพื่อใช้ในการเรียนการสอน และยื่นขอจดสิทธิบัตรและอนุสิทธิบัตร

<table>
<tr><td rowspan="5">คำขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร

☐ การประดิษฐ์
☐ การออกแบบผลิตภัณฑ์
☑ อนุสิทธิบัตร

ข้าพเจ้าผู้ลงลายมือชื่อในคำขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรนี้ ขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร ตามพระราชบัญญัติสิทธิบัตร พ.ศ. 2522 แก้ไขเพิ่มเติมโดยพระราชบัญญัติสิทธิบัตร (ฉบับที่ 2) พ.ศ. 2535 และพระราชบัญญัติสิทธิบัตร (ฉบับที่ 3) พ.ศ. 2542</td><td colspan="3">สำหรับเจ้าหน้าที่</td></tr>
<tr><td>วันรับคำขอ
วันยื่นคำขอ</td><td colspan="2">เลขที่คำขอ</td></tr>
<tr><td colspan="3">สัญลักษณ์จำแนกการประดิษฐ์ระหว่างประเทศ</td></tr>
<tr><td colspan="3">ใช้กับแบบผลิตภัณฑ์
ประเภทผลิตภัณฑ์</td></tr>
<tr><td>วันประกาศโฆษณา</td><td>เลขที่ประกาศโฆษณา</td><td></td></tr>
<tr><td>วันออกสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร</td><td>เลขที่สิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร</td><td>ลายมือชื่อเจ้าหน้าที่</td></tr>
<tr><td colspan="4">1.ชื่อที่แสดงถึงการประดิษฐ์/~~การออกแบบผลิตภัณฑ์~~
ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์</td></tr>
<tr><td colspan="4">2.คำขอรับสิทธิบัตรการออกแบบผลิตภัณฑ์นี้เป็นคำขอสำหรับแบบผลิตภัณฑ์อย่างเดียวกันและเป็นคำขอลำดับที่
ในจำนวน คำขอ ที่ยื่นในคราวเดียวกัน</td></tr>
<tr><td colspan="2" rowspan="4">3.ผู้ขอรับ~~สิทธิบัตร~~/อนุสิทธิบัตร และที่อยู่ (เลขที่ ถนน ประเทศ)
มหาวิทยาลัยบูรพา
169 ถ.ลงหาดบางแสน ต.แสนสุข อ.เมือง จ.ชลบุรี 20131</td><td colspan="2">3.1 สัญชาติ ไทย</td></tr>
<tr><td colspan="2">3.2 โทรศัพท์ 038-102222</td></tr>
<tr><td colspan="2">3.3 โทรสาร 038-390353, 0 3839 0351</td></tr>
<tr><td colspan="2">3.4 อีเมล์ -</td></tr>
<tr><td colspan="4">4.สิทธิในการขอรับสิทธิบัตร/~~อนุสิทธิบัตร~~
☐ ผู้ประดิษฐ์/ผู้ออกแบบ ☑ ผู้รับโอน ☐ ผู้ขอรับสิทธิโดยเหตุอื่น</td></tr>
<tr><td colspan="2" rowspan="4">5.ตัวแทนถ้ามี/ที่อยู่ (เลขที่ ถนน จังหวัด รหัสไปรษณีย์)
-</td><td colspan="2">5.1 ตัวแทนเลขที่ -</td></tr>
<tr><td colspan="2">5.2 โทรศัพท์ -</td></tr>
<tr><td colspan="2">5.3 โทรสาร -</td></tr>
<tr><td colspan="2">5.4 อีเมล์ -</td></tr>
<tr><td colspan="4">6.ผู้ประดิษฐ์/~~ผู้ออกแบบผลิตภัณฑ์~~ และที่อยู่ (เลขที่ ถนน ประเทศ)</td></tr>
</table>

รายงานสรุปการเงิน

เลขที่โครงการระบบบริหารงานวิจัย (NRMS 13 หลัก) 2560A10302109 สัญญาเลขที่ 165/2560

โครงการวิจัยประเภทงบประมาณเงินรายได้จากเงินอุดหนุนรัฐบาล (งบประมาณแผ่นดิน)

ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2560 มหาวิทยาลัยบูรพา

ชื่อโครงการ การผลิตไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์

ชื่อหัวหน้าโครงการวิจัยผู้รับทุน อาจารย์ภูริชญา วีระศิริรัตน์

รายงานในช่วงตั้งแต่วันที่ (วัน/เดือน/ปี) 1 ตุลาคม 2559 ถึงวันที่ (วัน/เดือน/ปี) 30 กันยายน 2560

ระยะเวลาดำเนินการ 1 ปี ตั้งแต่วันที่ (วัน/เดือน/ปี) 1 ตุลาคม 2559 - 30 กันยายน 2560

<u>รายรับ</u>

จำนวนเงินที่ได้รับ

งวดที่ 1 (50%) 175,545 **บาท เมื่อวัน เดือน ปี 22 พฤศจิกายน 2559**

งวดที่ 2 (40%) 140,436 **บาท เมื่อวัน เดือน ปี 20 กรกฎาคม 2560**

งวดที่ 3 (10%) **.....-..... บาท เมื่อวัน เดือน ปี.....-.....**

รวม 315,981

<u>รายจ่าย</u>

รายการ	งบประมาณที่ตั้งไว้	งบประมาณที่ใช้จริง	จำนวนเงินคงเหลือ/เกิน
1. ค่าตอบแทน	49,200	49,200	-
2.ค่าจ้าง - ค่าจ้างเหมาผลิตไม้ค้ำยันแบบประยุกต์	250,000	250,000	-

3. ค่าวัสดุ - ไม้ค้ำยันรักแร้ 2 คู่ - กล่องปฐมพยาบาล 2 ชุด - ค่าวัสดุสำนักงาน	2,000 1,000 39,530	2,000 1,000 39,530	-
4. ค่าใช้สอย	4,360	4,360	-
5. ค่าครุภัณฑ์ (คิดรวมกับค่าจ้างเหมา)	-	-	-
6. ค่าใช้จ่ายอื่น ๆ ค่าจดอนุสิทธิบัตร	30,000	30,000	-
รวม	376,090	376,090	

(นางสาวภูริชญา วีระศิริรัตน์)

หัวหน้าโครงการวิจัยผู้รับทุน

เอกสารอ้างอิง (Reference)

1. ชัชวาล จันทะเพชร. การศึกษาลักษณะของผู้ป่วยที่ได้รับบาดเจ็บจากอุบัติเหตุทางจราจร.กรุงเทพฯ; 2552.

2. พุทธิพงษ์ พลคำฮัก, ธนิชา อินสอน, นวพล ประสิทธิเมตต์, พีระศักดิ์ มโนทา. การศึกษานำร่องการทำนายความเสี่ยงต่อการล้มในผู้สูงอายุไทยโดยใช้การทดสอบการลุกยืน 5 ครั้ง. ศรีนครินทร์เวชสาร 2557; 3: 237-242.

3. วันทนีย์ วรรณเศษตา.ตาราเวชศาสตร์ฟื้นฟู. พิมพ์ครั้งที่ 2. กรุงเทพฯ : โรงพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย; 2553

4. สุกัลยา อมตฉายา,วรวรรณ คำฤาชา.การเดิน การเคลื่อนย้ายและอุปกรณ์ช่วย.พิมพ์ครั้งที่ 1.ขอนแก่น: มหาวิทยาลัยขอนแก่น;2552.

5. Buckley JP, Sim J, Eston RG. Reproducibility of ratings of perceived exertion soon after myocardial infarction: responses in the stress-testing clinic and the rehabilitation gymnasium. Ergonomics 2009;52(4):421-7.

6. Dounis E, Steventon RD, Wilson RSE. The use of portable oxygen consumption meter (Oxylog) for assessing the efficiency of crutch walking. Journal of Medical Engineering and Technology 1980; 4(6): 296-98.

7. Hall F.G., Strebel D.E., Nickeson J.E., Goetz S.J. Radiometric Rectification: Toward a Common Radiometric Response Among Multidate,Multisensor Images 1991.

8. John Nyland, Thomas Bernasek, Blaine Markee, Christine Dundore. Comparison of the Easy Strutter Functional Orthosis System™ and axillary crutches during modified 3-point gait 2004; 41(2):195-206.

9. Kahaduwa, Weerasiriwardane, Wijeyarat. A modified axillary crutch for lower limb amputees 2004; 1: 17-21.

10. Maurice A. LeBlanc, Lawrence E. Carlson, Teresa Nauenberg. A Quantitative Compairsion of Four Experiment Axillary Crutches. JPO 1993.

11. Moran SG, McGwin G, Metzger JS, Alonso JE, Rue LW. 3rd Relationship between ageand lower extremity fractures in frontal motor vehicle collisions. J Trauma 2003; 54(2): 261–5.

12. Min-hyeok Kang, Jun-hyeok Jang, Tae-hoon Kim, Jae-seop Oh. Effects of Axillary Crutch Length on EMG Activity of the Trunk Muscles and Range of Motion of the Lumbar Spine, Pelvis, and Hip Joint in Healthy Men 2013; 20(1):55-63.

13. Michelle Mittel, Matt Semich Liam Shannon, Megan Dulamal. Running head: REDESIGNING THE CRUTCH: MR. CRUTCH 3000 2012; 1: 1-20.

14. Namchaisiri, Komolkiti. The 9th Southeast Asian Ergonomics Society Conference 2008; 1-9.

15. Rudin L, Levine L. Bilateral compression of the radial nerve. Phys. Ther. Rev 1951; 31:229-31.

16. Rohit Rambania, Muhammad Saleem Shahidb, Surinder Goyalc. The use of a hands-free crutch in patients with musculoskeletal injuries 2007; 30(4): 357-359.

17. Stallard J, Sankarankutty M, Rose G.K. A Comparison of Axillary, Elbow, and Canadian Crutches. Rheumatology and Rehabilitation 1978; 17:237-239.

18. Stallard, J, Dounis E, Major R.E, Rose G. K. One leg swing through gait using two crutches: an analysis of the ground reaction forces and gait phases. ActaOrthop. Scand 1980; 51: 71-77.

19. Sankarankutty M., Stallard J. Rose G. K. The relative efficiency of 'swing through' gait on axillary, elbow and Canadian crutches compared to normal walking. J Biomed. Eng 1979;1: 55-57.