รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

การผลิตไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์

(Design of the modified axillary crutches)

นางสาวภูริชญา วีระศิริรัตน์

นางสาวอรชร บุญลา

นางพิมลพรรณ ทวีการ วรรณจักร

นายสราวุฒิ สิริเกษมสุข

โครงการวิจัยประเภทงบประมาณเงินรายได้

(เงินอุดหนุนจากรัฐบาล) ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2561

มหาวิทยาลัยบูรพา

รหัสโครงการ 256106A1080020

สัญญาเลขที่ 139/2561

รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

การผลิตไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์

(Design of the modified axillary crutches)

นางสาวภูริชญา วีระศิริรัตน์
นางสาวอรชร บุญลา
นางพิมลพรรณ ทวีการ วรรณจักร
นายสราวุฒิ สิริเกษมสุข

สาขาวิชากายภาพบำบัด คณะสหเวชศาสตร์

มหาวิทยาลัยบูรพา

กิตติกรรมประกาศ (Acknowledgement)

งานวิจัยนี้ได้รับทุนสนับสนุนการวิจัยจากงบประมาณเงินรายได้ (เงินอุดหนุนจากรัฐบาล) ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2561 มหาวิทยาลัยบูรพา ผ่านสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ เลขที่สัญญา 139/2561

คณะผู้วิจัย

20 กรกฎาคม 2561

บทคัดย่อ

การฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้พบได้บ่อยในผู้ป่วยที่ได้รับบาดเจ็บรยางค์ส่วนล่าง เพื่อลดการลงน้ำหนักของขาข้างที่มีพยาธิสภาพ การฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานทำให้เกิดความไม่สะดวกสบายในการใช้งานและปรับระดับความสูงยาก การออกแบบไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์จึงเป็นทางเลือกหนึ่งเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการเดิน วัตถุประสงค์ของการศึกษาครั้งนี้เพื่อเปรียบเทียบผลของการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน และประยุกต์ ในอาสาสมัครสุขภาพดี จำนวน 46 คน อายุระหว่าง 18-22 ปี อาสาสมัครทุกคนได้ฝึกเดินด้วยไม้ค้ำยันทั้งสองแบบ ผู้ประเมินวัดค่าเฉลี่ยอัตราการเต้นของหัวใจขณะพัก ค่าเฉลี่ยอัตราการเต้นของหัวใจขณะเดิน และความเร็วเฉลี่ยในการเดินเพื่อคำนวณค่าพลังงานที่สูญเสียขณะเดิน และประเมินระดับความพึงพอใจ ผลจากการศึกษาพบว่า การฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์มีอัตราการเต้นของหัวใจขณะเดินและพลังงานที่สูญเสียขณะเดินน้อยกว่าแบบมาตรฐานแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) นอกจากนี้ การฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์มีระดับความพึงพอใจในการใช้งานอยู่ในระดับมากที่สุดทั้ง 5 หัวข้อ สรุปได้ว่าไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ช่วยลดพลังงานที่สูญเสียขณะเดิน ปรับระดับความสูงได้ง่าย พกพาและสะดวกต่อการใช้งานจากการออกแบบที่เหมาะสม มีความมั่นคงปลอดภัย และสามารถเปลี่ยนจากท่ายืนเป็นนั่งและนั่งเป็นยืนได้ง่าย จึงเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่ใช้สำหรับการฝึกเดินต่อไป

คำสำคัญ: 1.ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน 2. ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ 3.พลังงานที่สูญเสียขณะเดิน

Abstract

Ambulation with axillary crutches is often prescribed to reduce weight bearing after lower limb injury. The standard axillary crutches was known to cause general discomfort to the user and difficult to adjustable height. The modified axillary crutches was designed to improve assistive device gait efficiency. The purpose of this study was to compare effects of standard and modified axillary crutches. Forty six subjects, aged from 18 to 22 years, participated in the study. The subjects were received into standard and modified axillary crutches. Assessor evaluated outcome measures resting heart rate at the baseline, mean heart rate and mean gait velocity during assisted gait including a questionnaire were used to assess subject's satisfaction of product. The results showed that the subjects who received the modified axillary crutches significantly greater improvement of resting heart rate and energy expenditure index during assisted gait ($p<0.05$). In addition, ambulation with modified axillary crutches was highly satisfied in five items. In conclusion, the modified axillary crutches can reduce energy expenditure index during walking, easy to the height adjustment, comfort, safety, stability and changes from sitting to standing easily. Therefore, this model can be an alternate choice to assistive device gait.

Keyword: 1. Standard axillary crutches 2. Modified axillary crutches 3. Energy expenditure index

สารบัญเรื่อง

ส่วนประกอบของเนื้อเรื่อง	หน้า
บทนำ (Introduction)	
เนื้อหาของเรื่องที่เคยมีผู้ทำการวิจัยมาก่อน	1
ความสำคัญและที่มาของปัญหา	3
วัตถุประสงค์และขอบเขตการวิจัย	5
แนวทางความคิดที่นำมาใช้ในการวิจัย	5
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	5
เนื้อเรื่อง (Mai body)	
วิธีดำเนินการวิจัย	6
ผลการวิจัย	11
อภิปรายผลการวิจัย (Discussion)	15
สรุปผลการวิจัย ข้อจำกัดของงานวิจัย ข้อเสนอแนะ และประโยชน์ในทางประยุกต์ของผลงานวิจัย	
สรุปผลการวิจัย	17
ข้อจำกัดของงานวิจัย ข้อเสนอแนะ และประโยชน์ในทางประยุกต์ของผลงานวิจัย	17
ผลผลิต (Output)	
รอการตีพิมพ์ลงในวารสารธรรมศาสตร์	18
การยื่นจดอนุสิทธิบัตร	18
เอกสารอ้างอิง	21
ภาคผนวก	**23**
ประวัตินักวิจัยและคณะ	31

สารบัญตาราง

ตารางที่ **หน้า**

ตารางที่ 1 แสดงการเปรียบเทียบอัตราการเต้นของหัวใจขณะพักและขณะเดิน และพลังงานที่สูญเสียขณะเดิน 12

สารบัญภาพ

ภาพที่ **หน้า**

ภาพที่ 1 แสดงส่วนประกอบของไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ 9

ภาพที่ 2 แสดงท่าเริ่มต้นที่เหมาะสมในการวางตำแหน่งของไม้ค้ำยันทั้ง 2 แบบ 10

สารบัญแผนภูมิ

แผนภูมิที่ **หน้า**

แผนภูมิที่ 1 แสดงความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยัน: ความยากง่ายในการปรับระดับความสูงของไม้ค้ำยัน 12
แผนภูมิที่ 2 แสดงความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยัน: การพกพา/ความสะดวกของการใช้งาน 13
แผนภูมิที่ 3 แสดงความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยัน: การออกแบบไม้ค้ำยันมีความเหมาะสม 13
แผนภูมิที่ 4 แสดงความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยัน: ความปลอดภัยในการใช้งานไม้ค้ำยัน 13
แผนภูมิที่ 5 แสดงความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยัน: สามารถเปลี่ยนจากท่ายืนเป็นนั่งและนั่งเป็นยืนได้สะดวก 14

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อที่ใช้ในการวิจัย

EEI Energy Expenditure index

ESFOS The Easy Strutter Functional Orthosis System™

EMG Electromyography

HRwalk อัตราการเต้นของหัวใจขณะเดิน (walking heart rate)

HRrest อัตราการเต้นของหัวใจขณะพัก (resting heart rate)

Vavg ความเร็วเฉลี่ยในการเดินที่ระยะทาง 50 เมตร(average velocity)

m Meter

บทนำ (Introduction)

เนื้อหาของเรื่องที่เคยมีผู้ทำการวิจัยมาก่อน

จากการศึกษาที่ผ่านมาของ Stallard, Sankarankutty and Rose(1978) เปรียบเทียบระหว่างไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานกับไม้ค้ำยันแบบ Canadian พบว่าอัตราการเต้นของหัวใจของผู้ป่วยที่ใช้ไม้ค้ำยันแบบ Canadian มีอัตราการเต้นของหัวใจต่ำกว่าการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานในขณะลุกขึ้น ซึ่งอัตราการเต้นของหัวใจมีการเพิ่มขึ้นคิดเป็นร้อยละ 40 สำหรับการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน และการใช้ไม้ค้ำยันแบบ Canadian พบว่ามีอัตราการเต้นของหัวใจเพิ่มขึ้นคิดเป็นร้อยละ 20 ซึ่งแสดงให้เห็นว่าไม้ค้ำยันแบบ Canadian มีการใช้พลังงานน้อยกว่าไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน นอกจากนี้ จากการศึกษาของ Dounis, Steventon, and Wilson (1980) ได้เปรียบเทียบการใช้พลังงานของอาสาสมัครที่ใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานและไม้ค้ำยันข้อศอก โดยใช้เครื่องวัดออกซิเจนแบบพกพาวัด พบว่าผลของการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานมีการใช้พลังงานออกซิเจนน้อยกว่าไม้ค้ำยันข้อศอก และจากการศึกษานำร่องของ Rambani, Muhammad and Surinder (2007) โดยเปรียบเทียบการใช้ไม้ค้ำยันแบบ Hands Free chutch (HFC) และไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน (standard axillary crutches; SAC) ศึกษาในอาสาสมัครจำนวน 6 คน ที่ได้รับบาดเจ็บที่เท้าและข้อเท้าโดยอาสาสมัครช่วงอายุระหว่าง 16-60 ปี ได้รับการบาดเจ็บของเท้าและข้อเท้าเพียงข้างเดียวยังไม่สามารถลงน้ำหนักได้ใน 4 สัปดาห์ โดยใช้แบบสอบถามในรูปแบบของการ the Musculoskeletal Function Assessment Instrument (MFAI) และสำรวจ SF-36 พบว่า Hands Free crutch (HFC) สามารถทำกิจกรรมต่างๆในชีวิตประจำวันได้ง่ายกว่าไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน สอดคล้องกับการศึกษาของ Goh (1986) โดยการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานขณะลุกขึ้นยืนโดยผ่าน axillary bar พบว่า ต้องออกแรงเพิ่มขึ้นขณะลุกขึ้น และอาจมีผลต่อกดทับของบริเวณbrachial plexus ทำให้เกิดโรค crutch palsy หรือมีการอุดตันของเส้นเลือดบริเวณรักแร้ (axillary artery aneurysms) หรือเส้นประสาท suprascapular ได้รับบาดเจ็บส่งผลให้ปวดข้อไหล่ และมีอาการอ่อนแรงตามมา นอกจากนี้ยังเกิดภาวะแทรกซ้อน ได้แก่ ข้อไหล่เสื่อม (shoulder joint degeneration) และการกดทับเส้นประสาทบริเวณข้อมือ (carpal tunnel syndrome)

การศึกษาที่ผ่านมาของ Nyland และคณะ (2004) พบว่าการเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานเป็นประจำ 1-4 สัปดาห์ในผู้ป่วยหลังการผ่าตัดรยางค์ล่างที่มีภาวะบกพร่องความสามารถในการทำกิจวัตรประจำวันระยะเรื้อรัง หรือได้รับบาดเจ็บรยางค์ล่างระยะเฉียบพลันนั้น ผู้ป่วยสามารถเกิดโรค thromboembolic, โรค aneurysm formation หรือมีการกดทับของเส้นประสาท radial ส่งผลให้เกิดภาวะ crutch paralysis ได้เช่นเดียวกัน เนื่องจากต้องใช้แรงบริเวณมือในการกดที่จับเพื่อดันตัวขึ้นขณะเดินทำให้ใช้พลังงานมาก ส่งผลให้เกิดภาวะความบกพร่องของ neurovascular ได้ ซึ่ง Nyland และคณะ(2004) ได้มีการผลิตนวัตกรรมไม้ค้ำยัน the Easy Strutter Functional Orthosis System™ (ESFOS) โดยดัดแปลง axillary bar ให้มีลักษณะเว้า จากผลการศึกษานี้ พบว่าสามารถลดแรงกดบริเวณรักแร้ได้ในผู้ป่วยที่มีการเดิน

ลงน้ำหนักแบบบางส่วน 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 (RA) และ Erector spinae (ES) นอกจากนี้ศึกษาการทำงานของ Lumbo-pelvic-hip จากผลการศึกษาพบว่ากล้ามเนื้อ Rectus abdominis ในข้างที่มีการลงน้ำหนักภายใต้การใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานในระยะที่แตกต่างกันในสามระยะคือระยะการก้าวของไม้ที่เหมาะสม ก้าวสั้น และก้าวยาว โดยพบว่ามีระยะในการก้าวเหมาะสมเมื่อเปรียบเทียบกับการก้าวสั้นและยาวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และการวัดค่าคลื่นไฟฟ้าในกล้ามเนื้อ Rectus abdominis ที่ใช้ในการเดินแบบไม่ลงน้ำหนัก และกล้ามเนื้อ Erector spinae ข้างที่มีการลงน้ำหนักลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการใช้ไม้ค้ำยันเดิน เมื่อเปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ใช้ในการก้าวสั้นแต่ไม่มีความแตกต่างทางนัยสำคัญทางสถิติของกล้ามเนื้อ Erector spinae (ES) ในข้างที่ไม่มีการลงน้ำหนัก และการวัดค่าช่วงองศาการเคลื่อนไหวของ Lumbo pelvic hip พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ การศึกษาครั้งนี้แสดงให้ว่าระยะเวลาในก้าวที่เหมาะสมจะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพของกล้ามเนื้อลำตัวในขณะที่เดินด้วยไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน

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

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

ความสำคัญและที่มาของปัญหา

ปัจจุบันได้มีการรายงานถึงอุบัติการณ์ผู้ป่วยที่ได้รับอุบัติเหตุทางจราจร ร้อยละ 80.04 ส่งผลให้เกิดภาวะกระดูกหัก (fracture) โดยพบมากเป็นอันดับสองรองจากการได้รับบาดเจ็บแผลถลอกฉีกขาด หรือฟกช้ำ ซึ่งตำแหน่งที่กระดูกหักพบได้มากที่สุดคือ ตั้งแต่สะโพกถึงนิ้วเท้า ร้อยละ 31.21 สอดคล้องกับการศึกษาที่ผ่านมาของ Moran และคณะ (2003) พบว่าในประเทศสหรัฐอเมริกามีการรายงานถึงอุบัติการณ์ของการเกิดอุบัติเหตุที่เกิดขึ้น ส่งผลให้รยางค์ส่วนล่างได้รับบาดเจ็บร้อยละ 36 ได้แก่ กระดูกขาหัก การถูกตัดขา กล้ามเนื้อ หรือเอ็นได้รับบาดเจ็บ หรือได้รับบาดเจ็บบริเวณกระดูกไขสันหลัง เป็นต้น โดยพบในกลุ่มอายุน้อยกว่า 20 ปี และช่วงอายุระหว่าง 20-29 ปี ส่งผลต่อคุณภาพชีวิตของผู้ป่วย ดังนั้นการรักษาและฟื้นฟูจึงเป็นสิ่งจำเป็นที่ควรปฏิบัติต่อไป การฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้ (Axillary crutches) เป็นทางเลือกหนึ่งที่ช่วยเพิ่มคุณภาพชีวิตที่ดีแก่ผู้ป่วย เหมาะสมสำหรับผู้ป่วยที่มีระดับความสามารถในด้านการทรงตัวที่ดี มีรยางค์ส่วนบนแข็งแรง อาจมีขาข้างหนึ่งแข็งแรงแต่อีกข้างมีพยาธิสภาพ หรือมีพยาธิสภาพทั้งสองข้างทำให้ไม่สามารถเดินได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยไม้ค้ำยันรักแร้เป็นอุปกรณ์ช่วยเดินทางการแพทย์ชนิดหนึ่ง วัสดุที่ใช้อาจทำด้วยไม้หรืออะลูมิเนียม สามารถปรับระดับได้ตามความสูงของผู้ป่วยซึ่งมีหลายขนาดแตกต่างกันไป ช่วยเพิ่มความมั่นคงด้านข้าง ช่วยเพิ่มความมั่นคงขณะยืนและเดิน สอดคล้องกับการใช้งานไม้ค้ำยันรักแร้แบบปรับระดับได้หรือแบบมาตรฐาน (Adjustable/Standard axillary crutches) หรือไม้ค้ำยันรักแร้ที่นำมาใช้ในปัจจุบันผลิตจากอะลูมิเนียม มีน้ำหนักเบา ใช้งานสะดวก สามารถช่วยเพิ่มความคล่องตัว ช่วยลดแรงที่กระทำระหว่างพื้นดินกับบริเวณที่รองใต้รักแร้ (Axillary bar) และระหว่างบริเวณที่รองใต้รักแร้ (Axillary bar) ที่เชื่อมกับตัวไม้ค้ำยัน และช่วยชดเชยน้ำหนักของผู้ป่วยขณะเดินได้ นอกจากนี้จากการศึกษาที่ผ่านมาในอดีตของ Maurice และคณะ (1993) แบ่งไม้ค้ำยันออกเป็น 5 ชนิด ได้แก่ 1) ไม้ค้ำยันแบบมาตรฐาน เรียกว่า Axillary crutches 2) ไม้ค้ำยันชนิดที่ใช้เดินขึ้นภูเขาได้ เรียกว่า Suspension crutches มีรูปแบบการใช้งานเหมือนกับไม้ค้ำยันรักแร้ 3) ไม้ค้ำยันที่มีสปริงเพื่อช่วยในการถ่ายน้ำหนักตัวขณะเดิน เรียกว่า Pogo crutches 4) ไม้ค้ำยันชนิดที่

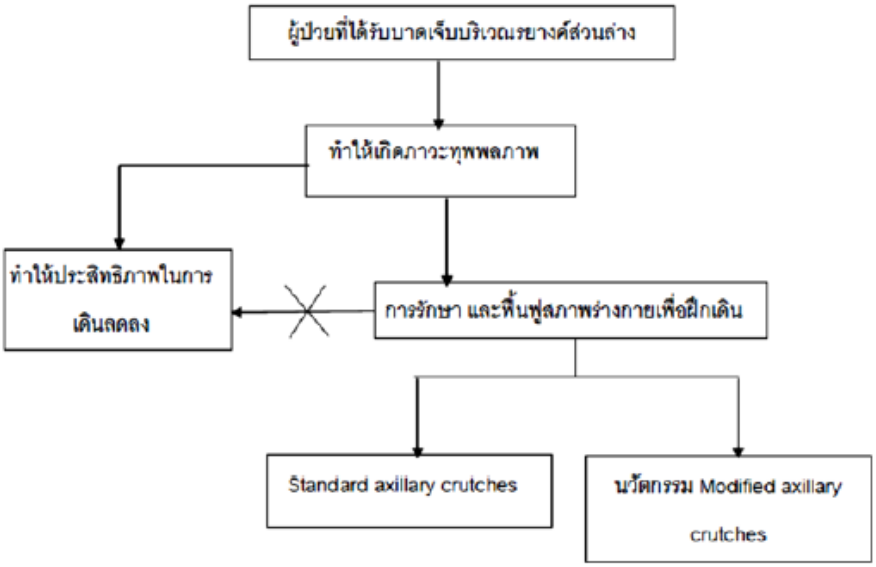
มีการดัดแปลงมาจากไม้ค้ำยันแขนท่อนล่าง (Forearm crutches) และไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน แต่มีการดัดแปลงโดยเพิ่มอุปกรณ์เท้าเทียมร่วมด้วย เรียกว่า Prosthetic foot crutches 5) ไม้ค้ำยันที่ดัดแปลงมาจากไม้ค้ำยันแขนท่อนล่างและไม้ค้ำยันรักแร้ แต่บริเวณฐานด้านล่างถูกออกแบบให้เป็นอุปกรณ์มีขนาดกว้างกว่า มีลักษณะโค้งทั้งสองฝั่งช่วยเพิ่มผิวสัมผัสกับพื้นขณะเดิน เรียกว่า Rocker crutches โดยจากผลการศึกษานี้พบว่า ไม้ค้ำยันแบบรักแร้มีค่าเฉลี่ยความเร็วของการเดินดีกว่าไม้ค้ำยันชนิดอื่นในผู้ป่วยที่ถูกตัดขา และได้รับบาดเจ็บบริเวณไขสันหลัง รวมถึงในอาสาสมัครสุขภาพดี นอกจากนี้จากการศึกษาที่ผ่านมา Rudin และคณะ (1951) พบว่าการเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้เป็นประจำ 1-4 สัปดาห์ในผู้ป่วยหลังการผ่าตัดรยางค์ส่วนล่างที่มีภาวะบกพร่องความสามารถในการทำกิจวัตรประจำวันระยะเรื้อรัง หรือได้รับบาดเจ็บรยางค์ส่วนล่างระยะเฉียบพลันนั้น ผู้ป่วยสามารถเกิดโรคหลอดเลือดอุดตัน (Thromboembolic) โรคหลอดเลือดโป่งพอง (Aneurysm formation) หรือมีการกดทับของเส้นประสาทเรเดียล (Radial nerve) ส่งผลให้เกิดการกดทับของเส้นประสาทบริเวณรักแร้ เรียกว่า Crutch paralysis ได้ เนื่องจากมีการใช้แรงบริเวณมือกดที่จับเพื่อดันตัวขึ้นขณะเดินทำให้ใช้พลังงานมาก ส่งผลให้เกิดความบกพร่องของกลุ่มอาการทางระบบประสาทที่มีหลอดเลือดอุดตัน (Neurovascular) และจากการศึกษาที่ของ John Nyland และคณะ (2004) ได้ผลิตนวัตกรรมไม้ค้ำยัน แบบ the Easy Strutter Functional Orthosis System™ (ESFOS) โดยดัดแปลงบริเวณที่รองใต้รักแร้ (axillary bar) ให้มีลักษณะเว้า จากผลการศึกษานี้ พบว่าสามารถลดแรงกดในผู้ป่วยที่มีการเดินลงน้ำหนักแบบบางส่วนที่ไม่เหมาะสมได้ มีจำนวนก้าวในการเดิน และค่าการใช้พลังงาน (Energy Expenditure Index; EEI) ลดลง และไม้ค้ำยันแบบ the Easy Strutter Functional Orthosis System™ มีความมั่นคงและความปลอดภัย สะดวกสบายในการเดินบนพื้นผิวที่เรียบหรือบันได มีประสิทธิภาพมากกว่าไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน ในปัจจุบัน ประเทศไทยยังคงใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน เนื่องจากมีราคาถูก สามารถใช้ง่ายในการฝึกเดิน อย่างไรก็ตามจากหลายการศึกษาที่ผ่านมาของนวัตกรรมการประดิษฐ์ไม้ค้ำยันนั้น ผู้ป่วยต้องใช้พลังงาน (Energy Expenditure Index; EEI) มากขณะเดิน ส่งผลต่อประสิทธิภาพในการเดิน และต้องอาศัยขั้นตอนการฝึกที่มาก โดยเฉพาะผู้ป่วยที่อยู่ตามลำพังซึ่งมีความยากลำบากต่อการปรับระดับไม้ค้ำยันให้เหมาะสมก่อนการเดิน รวมถึงยังไม่ตอบสนองต่อความต้องการของผู้ใช้งานด้านการปรับระดับส่วนสูงให้เหมาะสมได้ในไม้อันเดียว ทำให้เสี่ยงต่อการได้รับการกดทับบริเวณรักแร้บนบริเวณที่รองใต้รักแร้ (Axillary bar) เกิดแรงกดบนร่องที่เส้นประสาทเรเดียลผ่าน (Radial groove) ส่งผลให้เกิดอันตรายต่อเส้นประสาทเรเดียล (Radial nerve) ได้ นอกจากนี้จากการศึกษาที่ผ่านมายังขาดการประเมินความพึงพอใจของผู้ใช้งาน รวมถึงอุปกรณ์มีราคาค่อนข้างแพง และต้องนำเข้าจากต่างประเทศ

ดังนั้นการออกแบบไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ (modified crutches) ที่มีความสะดวก มั่นคง ปลอดภัย พกพาได้ และให้ประสิทธิภาพในการเดินที่ดีจึงเป็นที่มาของการศึกษาในครั้งนี้ และการศึกษาครั้งนี้ยังมีวัตถุประสงค์เพื่อนำไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ไปทำการทดลองการใช้กับอาสาสมัครสุขภาพดีก่อนนำไปทดลองใช้จริงในผู้ป่วยที่ได้รับการบาดเจ็บของรยางค์ล่าง ทั้งนี้เพื่อคำนึงถึงความปลอดภัยในการใช้งานจริง

วัตถุประสงค์และขอบเขตการวิจัย

เพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพของการใช้ไม้ค้ำยันแบบประยุกต์และไม้ค้ำยันแบบมาตรฐานต่อประสิทธิภาพในการเดินโดยวัดจากอัตราการเต้นของหัวใจและความพึงพอใจในการใช้งานในอาสาสมัครสุขภาพดี

แนวทางความคิดที่นำมาใช้ในการวิจัย



ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. อุปกรณ์ช่วยเดินไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์สามารถใช้งานได้ง่าย พกพาได้สะดวก และปรับระดับความสูงของไม้ค้ำยันได้เหมาะสมกับส่วนสูงได้ด้วยตัวเอง
2. สามารถลดความเสี่ยงของการเกิดการอ่อนแรงของกล้ามเนื้อบริเวณข้อไหล่ (crutch paralysis) เนื่องจากการปรับระดับที่ไม่เหมาะสมกับส่วนสูงของผู้ใช้งาน หรือจากการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้เป็นระยะเวลานาน และช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการเดินได้
3. นำผลงานการผลิตและคิดค้นสิ่งประดิษฐ์ที่มีศักยภาพสามารถพัฒนาไปสู่การใช้ประโยชน์และสร้างมูลค่าเชิงพาณิชย์เกี่ยวกับอุปกรณ์ทางการแพทย์

เนื้อเรื่อง (Main body)

รายละเอียดเกี่ยวกับวิธีดำเนินการวิจัย (Materials & Method)

1. **ลักษณะประชากร**

อาสาสมัครเพศชายและหญิงสุขภาพดี อายุระหว่าง 18- 22 ปี ที่อาศัยอยู่ในเขตพื้นที่จังหวัดชลบุรี

2. **ลักษณะกลุ่มตัวอย่าง**

อาสาสมัครเพศชายและหญิงสุขภาพดี ที่มีความเต็มใจสมัครเข้ามาร่วมงานวิจัย อายุระหว่าง 18-22 ปี ผ่านเกณฑ์การคัดเลือกเข้าศึกษาวิจัยและลงนามยินยอมเข้าร่วมวิจัย โดยมีหลักเกณฑ์การคัดกรอง ดังนี้

เกณฑ์การคัดเข้า (Inclusion criteria)

- อาสาสมัครเพศชายและหญิง มีอายุอยู่ระหว่าง 18-22 ปี
- อาสาสมัครมีขาทั้งสองข้างปกติสามารถใช้งานได้ดีไม่มีภาวะข้อติด ข้อเสื่อม กล้ามเนื้ออ่อนแรงหรือภาวะอื่นที่มีผลกระทบต่อการเดิน
- อาสาสมัครสามารถเดินได้อย่างอิสระโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้

เกณฑ์การคัดออก (Exclusion criteria)

- มีโรคประจำตัวที่เป็นอุปสรรคต่อการเดิน ดังต่อไปนี้ โรคเบาหวาน ความดันโลหิตสูง หัวใจขาดเลือดเฉียบพลัน และหอบหืด
- มีปัญหาด้านการสื่อสาร
- มีความบกพร่องทางระบบสายตาที่ไม่สามารถแก้ไขได้ด้วยการใส่แว่นสายตา เช่น โรคต้อกระจกทุกชนิด โรคเบาหวานขึ้นจอตา (Diabetics retinopathy)
- มีภาวะกระดูกสันหลังโก่ง (Kyphosis) โดยมุม cobb angle มากกว่า 20 องศาขึ้นไป

3. **การเลือกกลุ่มตัวอย่าง**

อาสาสมัครทุกคนจะได้การฝึกเดินด้วยไม้ค้ำยันทั้งสองแบบ ได้แก่ ฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันแบบมาตรฐาน และฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ โดยทำการสุ่มเลือกไม้ค้ำยันที่จะทำการฝึกก่อนหลัง

สูตร

$$n = \frac{\sigma_d^2 (Z_\alpha + Z_\beta)^2}{\mu_d^2}$$

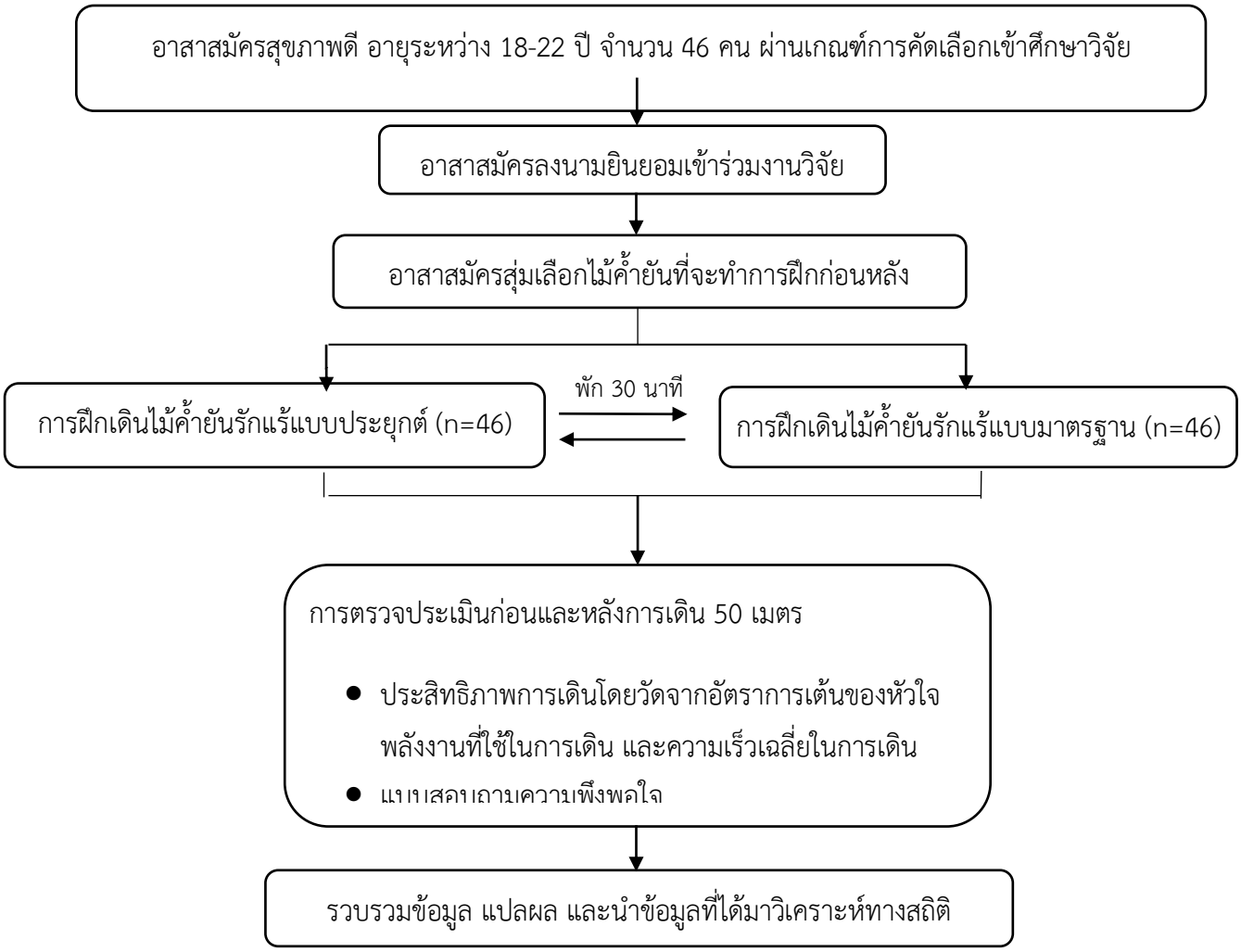
แทนค่า $n = \frac{0.48^2 (1.96 + 1.282)^2}{0.26^2}$

$n = 45.22$

ดังนั้นกลุ่มตัวอย่าง คือ 46 คน

โดยนำค่าจากการศึกษาวิจัยก่อนหน้ามาใช้อ้างอิงในการคำนวณหาจำนวณตัวอย่าง (Nyland และคณะ 2004)

4. **วิธีดำเนินการวิจัย**



5. ขั้นตอนการวิจัย

5.1 อาสาสมัครจะได้รับการตรวจประเมินคัดกรองจากผู้วิจัยรวมถึงได้รับการตรวจคัดกรองตามเกณฑ์แบบประเมินคัดกรองจากผู้วิจัย

5.2 ผู้วิจัยอธิบายจุดประสงค์ของการวิจัยให้อาสาสมัครได้ทราบอย่างละเอียด

5.3 อาสาสมัครที่ผ่านเกณฑ์การคัดเลือกลงนามยินยอมเข้าร่วมการวิจัยตามสมัครใจโดยอิสระ

5.4 ผู้วิจัยกรอกแบบบันทึกข้อมูลเบื้องต้นของอาสาสมัคร

5.5 การทดลองแบ่งออกเป็น 2 กลุ่มโดยวิธีการสุ่ม

5.5.1 การฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์

5.5.2 การฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน

5.6 ผู้วิจัยอธิบายถึงวิธีการทดลองให้อาสาสมัครเข้าใจถึงวิธีการปฏิบัติ และทำความคุ้นเคยกับอุปกรณ์โดยฝึกปรับระดับ การฝึกเดิน และฝึกการลุกจากท่านั่งไปยืน ยืนไปนั่งโดยใช้ไม้ค้ำยันทั้ง 2 แบบ ก่อนวันที่จะทำการทดลอง 1 วัน

5.7 วันที่ทำการทดลอง เริ่มต้นอาสาสมัครทั้ง 2 กลุ่มอยู่ในท่านั่งผ่อนคลาย และใช้ Polar รุ่น FT7 เพื่อทดสอบอัตราการเต้นของหัวใจ โดยนำสายคาดมาชุ่มน้ำ จากนั้นนำมาคาดหน้าอกใต้กล้ามเนื้ออกล่างบริเวณที่รับสัญญาณชีพจร โดยสัญลักษณ์ Polar อยู่ระหว่างกลางหน้าอก และอยู่ในตำแหน่งตั้งตรง จากนั้นติดตัวส่งสัญญาณTransmitter เข้ากับสายคาดหน้าอกและปรับสายคาดหน้าอกให้พอดีกับตัวอาสาสมัคร และใส่นาฬิกาข้อมือทางข้างขวา ผู้วิจัยกดปุ่มตกลง เลือก Start รอจนกระทั่งสัญญาณระดับชีพจรขึ้น จากนั้นกดตกลง เพื่อเข้าสู่การบันทึกอัตราการเต้นของหัวใจขณะพัก โดยจะได้รับการวัดอัตราการเต้นของหัวใจขณะพักเป็นระยะเวลา 5 นาทีบันทึกทั้งหมด 5 ค่าก่อนได้รับการฝึกเดิน หลังจากนั้นจะได้รับการฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันแบบประยุกต์และแบบมาตรฐานเป็นระยะทาง 50 เมตร โดยผู้วิจัยใช้คำสั่งว่า “เดินโดยใช้ความเร็วปกติ” ในระหว่างเดินเป็นเวลา 30 วินาที จะทำการวัดอัตราการเต้นของหัวใจขณะเดิน

5.8 เมื่อสิ้นสุดการเดินเป็นระยะทาง 50 เมตร ให้อาสาสมัครนั่งพักบนเก้าอี้บันทึกค่าอัตราการเต้นของหัวใจขณะพัก นับตั้งแต่อัตราการเต้นของหัวใจเริ่มลดลง โดยบันทึกค่าอัตราการเต้นของหัวใจทุก 30 วินาที รวม 5 นาที เพื่อนำไปคำนวณประสิทธิภาพของการเดินจากอัตราการเต้นของหัวใจขณะพักและขณะเดิน บันทึกค่าเฉลี่ยความเร็วในการเดิน หลังจากนั้นให้ปรับเปลี่ยนท่าทางจากการลุกนั่งไปยืนและยืนไปนั่งโดยใช้ไม้ค้ำยัน เมื่อสิ้นสุดการทดสอบ ให้อาสาสมัครทำการประเมินความพึงพอใจของการใช้งานไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์และแบบมาตรฐานจากผู้วิจัยก่อนสลับวิธีการทดสอบ

5.9 หลังสิ้นสุดการทดสอบแรก อาสาสมัครจะได้รับการนั่งพักเป็นเวลา 30 นาที จากนั้นให้อาสาสมัครฝึกเดินด้วยไม้ค้ำยันอีกชนิดหนึ่ง กล่าวคือ ถ้าอาสาสมัครได้รับการฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันแบบมาตรฐานแล้ว ให้อาสาสมัครพัก 30 นาที แล้วตามด้วยการฝึกเดินด้วยไม้ค้ำยันแบบประยุกต์

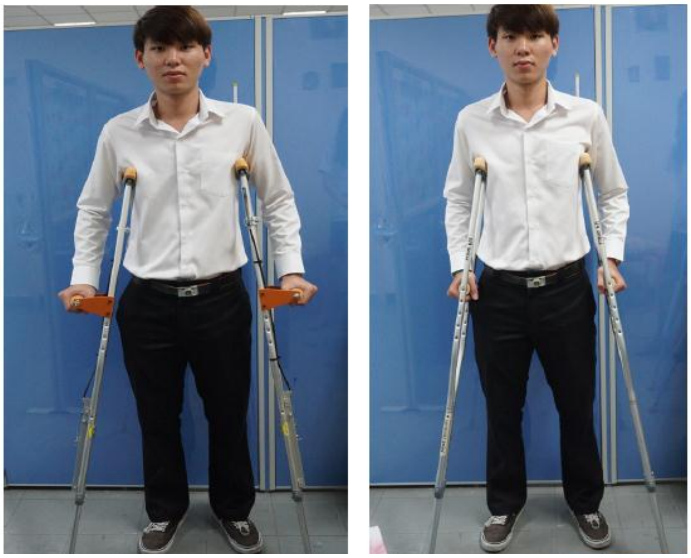
ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ที่ได้รับการออกแบบและยื่นจดอนุสิทธิบัตร

ไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ โดยยึดโครงเดิมของไม้ค้ำยันอลูมิเนียม และเพิ่มอุปกรณ์เป็นเบรกจักรยาน เชื่อมลงไปในไม้ค้ำยันเดิม และเพิ่ม hand piece ยื่นออกมาด้านข้าง ดังรูปที่ 1

รูปที่ 1 แสดงส่วนประกอบของไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์

ท่าเริ่มต้นในการเดินโดยใช้ไม้ค้ำยัน

ผู้วิจัยอธิบายท่าเริ่มต้นในการจัดเตรียมไม้ค้ำยันรักแร้ให้มีความเหมาะสมกับอาสาสมัครทั้ง 2 กลุ่ม โดยให้ส่วนปลายของไม้ค้ำยันห่างจากปลายเท้ามาทางด้านหน้า และด้านข้างลำตัว ประมาณ 4 นิ้ว และ axillary bar ห่างจากรักแร้ประมาณ 2-3 นิ้วมือ ให้ข้อศอกงอทำมุมกับไม้ค้ำยันประมาณ 20 องศา



รูปที่ 2 แสดงท่าเริ่มต้นในการเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันทั้ง 2 แบบ

การฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์มีขั้นตอนดังต่อไปนี้

1. ผู้วิจัยสาธิตวิธีการปรับไม้ค้ำยันแบบประยุกต์โดยจับบริเวณ hand piece จากนั้นอาสาสมัครทำการปรับระดับเองตามความเหมาะสม
2. จากนั้นผู้วิจัยทำการสาธิตการใช้ไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ขณะฝึกเดินให้แก่อาสาสมัครแบบ 3 point gait โดยยกไม้ทั้ง 2 ข้างไปพร้อมกับขาที่ได้รับบาดเจ็บและตามด้วยขาที่ไม่ได้รับบาดเจ็บ
3. จากนั้นให้อาสาสมัครเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ เป็นระยะทาง 50 เมตร

การฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานมีขั้นตอนดังต่อไปนี้

1. ผู้วิจัยสาธิตการปรับไม้ค้ำยันแบบมาตรฐานโดยจับบริเวณตัวไม้ค้ำยัน กดปุ่มเพื่อปรับระดับความสูงที่เหมาะสมแก่อาสาสมัคร จากนั้นให้อาสาสมัครทำการปรับระดับเองให้เหมาะสม
2. ผู้วิจัยทำการสาธิตการใช้ไม้ค้ำยันแบบมาตรฐานขณะฝึกเดินให้แก่อาสาสมัครแบบ 3 point gait โดยยกไม้ทั้ง 2 ข้างไปพร้อมกับขาที่ได้รับบาดเจ็บและตามด้วยขาที่ไม่ได้รับบาดเจ็บ
3. ให้อาสาสมัครเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันแบบมาตรฐานเป็นระยะทาง 50 เมตร

6. การประเมินประสิทธิภาพการใช้งานของไม้ค้ำยันแบบประยุกต์

6.1 ตัวแปรหลัก (Primary outcome)

6.1.1 การทดสอบประสิทธิภาพในการเดิน โดยวัดจากพลังงานที่ใช้ในการเดิน และความเร็วเฉลี่ย (Energy Expenditure index ;EEI)

มีสูตรที่ใช้ในการคำนวณดังนี้

$$EEI = (HRwalk - HRrest)/ Vavg$$

EEI= อัตราการเต้นของหัวใจขณะเดินลบอัตราการเต้นของหัวใจขณะพัก (HRwalk-HRrest)/Vavg

EEI= พลังงานที่สูญเสียขณะเดิน (energy expenditure index) (beats/m)

HRwalk = อัตราการเต้นของหัวใจขณะเดิน(walking heart rate)(beats/min)

HRrest = อัตราการเต้นของหัวใจขณะพัก(resting heart rate) (beats/min)

Vavg =ความเร็วเฉลี่ยในการเดินที่ระยะทาง 50 เมตร(average velocity) (m/min)

6.2 ตัวแปรรอง (Secondary outcome)

6.2.1 แบบประเมินความพึงพอใจสำหรับการใช้ไม้ค้ำยันมีทั้งหมด 4 ข้อประกอบด้วย 1. ความยากง่ายในการปรับระดับความสูงของไม้ค้ำยัน 2.การพกพา/ความสะดวกของการใช้งาน 3.การออกแบบไม้ค้ำยันมีความเหมาะสม 4.ความปลอดภัยในการใช้งานไม้ค้ำยัน 5.สามารถเปลี่ยนจากท่ายืนเป็นนั่ง และนั่งเป็นยืนได้สะดวก โดยแบ่งระดับคะแนนความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยันตั้งแต่มากที่สุด มาก ปานกลาง พอใช้ และน้อย

7. การวิเคราะห์ทางสถิติ

วิเคราะห์ผลการทดลองโดยโปรแกรมวิเคราะห์เชิงสถิติ โดยเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการเดินโดยวัดจากอัตราการเต้นของหัวใจ ก่อนและหลังการฝึกเดินด้วยไม้ค้ำยันแต่ละชนิด โดยใช้สถิติ paired t-test โดยกำหนดระดับนัยสำคัญทางสถิติ $p < 0.05$ และใช้สถิติเชิงพรรณนาโดยการแจกแจงความถี่และค่าร้อยละ เพื่อประเมินความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยัน

ผลการวิจัย (Results)

การศึกษานี้เพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพของการใช้ของไม้ค้ำยันแบบประยุกต์และไม้ค้ำยันแบบมาตรฐานต่อประสิทธิภาพในการเดินและความพึงพอใจในการใช้งานในอาสาสมัครสุขภาพดีซึ่งผ่านเกณฑ์การคัดเข้าจำนวน 46 คน มีอายุระหว่าง 18-22 ปี

1. ลักษณะของอาสาสมัครที่เข้าร่วมงานวิจัย

จากผลการศึกษานี้ พบว่า มีอาสาสมัครจำนวนทั้งหมด 46 คน อายุเฉลี่ย 20.71±0.75 ปี น้ำหนักเฉลี่ย 61.10±17.24 กิโลกรัม ความสูงเฉลี่ย 160.04±5.67 เซนติเมตร ดัชนีมวลกายเฉลี่ย 23.81±6.50 กิโลกรัม/ตารางเมตร

2. ผลของการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของการใช้ไม้ค้ำยันแบบประยุกต์และไม้ค้ำยันแบบมาตรฐานต่ออัตราการเต้นของหัวใจขณะพัก อัตราการเต้นของหัวใจขณะเดิน และพลังงานที่สูญเสียขณะเดิน (ระหว่างกลุ่ม)

จากการศึกษาในครั้งนี้เมื่อเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างการฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันแบบมาตรฐานและแบบประยุกต์ พบว่าอัตราการเต้นของหัวใจขณะพัก ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) อย่างไรก็ตาม การฝึกเดินด้วยไม้ค้ำยันแบบประยุกต์มีอัตราการเต้นของหัวใจขณะเดินและพลังงานที่สูญเสียขณะเดินน้อยกว่าการฝึกเดินด้วยไม้ค้ำยันแบบมาตรฐานแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) แสดงดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 แสดงการเปรียบเทียบอัตราการเต้นของหัวใจขณะพักและขณะเดิน และพลังงานที่สูญเสียขณะเดิน

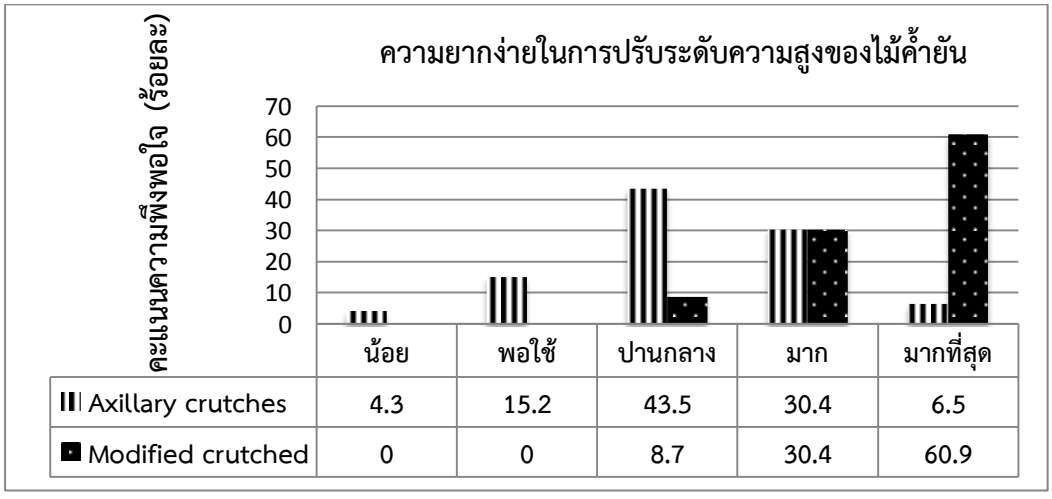
ตัวแปร	**การฝึกเดิน**		
	ไม้ค้ำยันแบบมาตรฐาน (Mean ± SD) n = 46	**ไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ (Mean ± SD) n = 46**	***p- value***
อัตราการเต้นของหัวใจขณะพัก (จังหวะ/นาที)	88.90 ± 10.27	86.93 ± 13.80	*p = 0.098*
อัตราการเต้นของหัวใจขณะเดิน (จังหวะ/นาที)	108.05 ± 12.01	104.24 ± 10.93*	*p <0.001*
พลังงานที่สูญเสียขณะเดิน (จังหวะ/เมตร)	0.88 ± 0.46	0.69 ± 0.34*	*p <0.001*

Data were expressed as mean ± SD; **p*< 0.05 axillary group versus modified crutch group (n = 46/group)

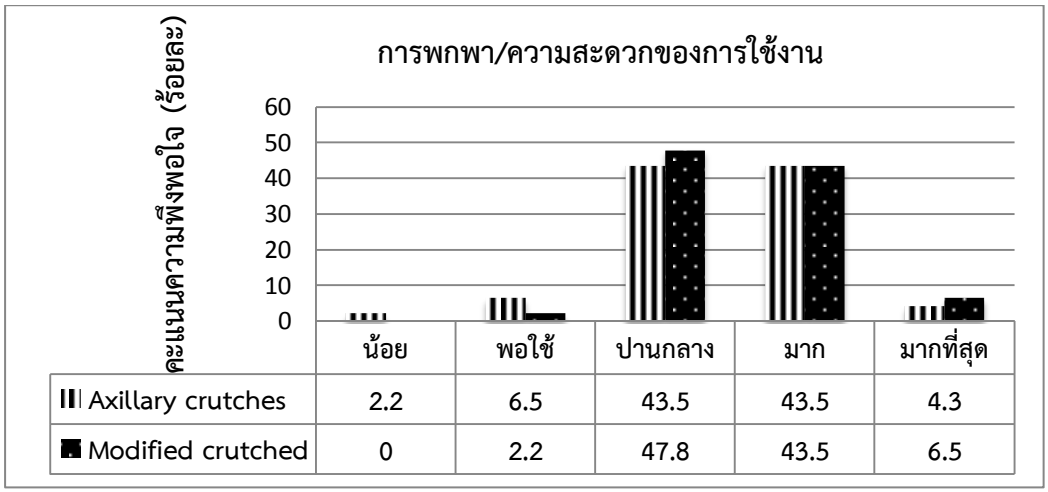
3. ผลของการแสดงค่าความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยัน

การแสดงความพึงพอใจในการไม้ค้ำยันแบบมาตรฐาน และแบบประยุกต์ โดยมีทั้งหมด 5 หัวข้อ ได้แก่ 1) ความยากง่ายในการปรับระดับความสูงของไม้ค้ำยัน 2) การพกพา/ความสะดวกของการใช้งานของไม้ค้ำยัน 3) การออกแบบไม้ค้ำยันมีความเหมาะสม 4) ความปลอดภัยในการใช้งานไม้ค้ำยัน 5) สามารถเปลี่ยนจากท่ายืนเป็นนั่งและนั่งเป็นยืนได้สะดวก จากผลการศึกษาในครั้งนี้ แสดงดังแผนภูมิที่ 1-5 ดังต่อไปนี้

แผนภูมิที่ 1 แสดงความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยัน: ความยากง่ายในการปรับระดับความสูงของไม้ค้ำยัน

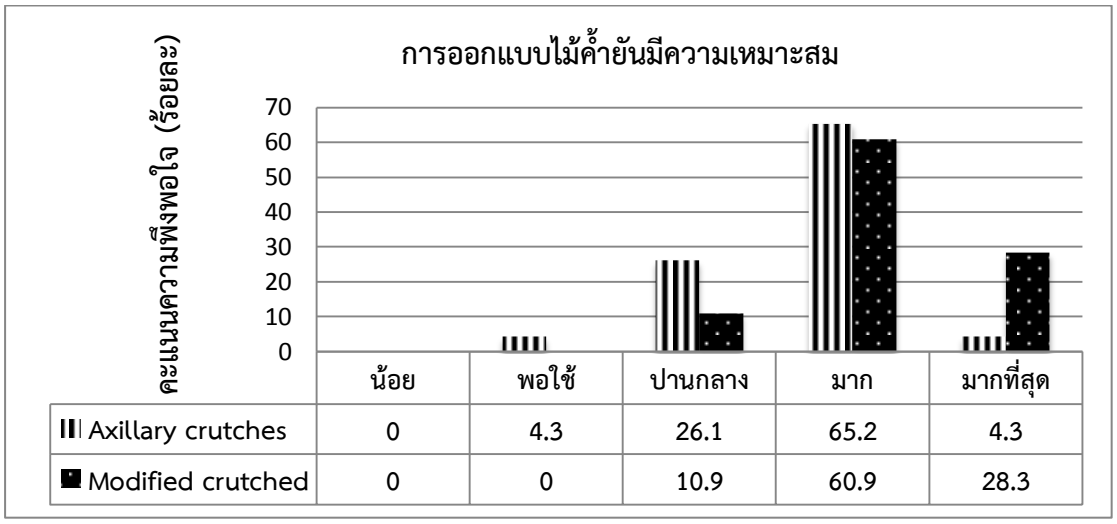


แผนภูมิที่ 2 แสดงความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยัน: การพกพา/ความสะดวกของการใช้งาน



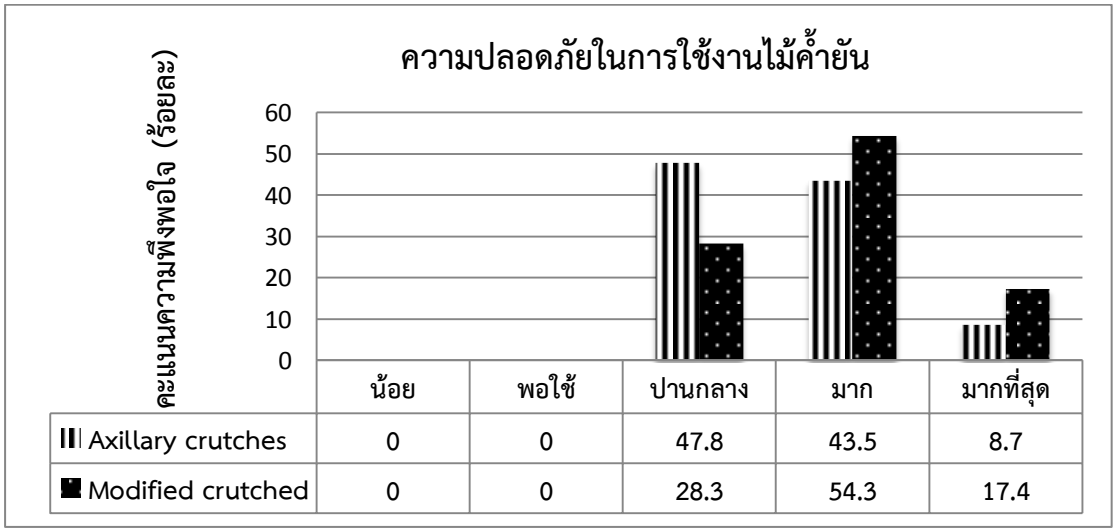
	น้อย	พอใช้	ปานกลาง	มาก	มากที่สุด
Axillary crutches	2.2	6.5	43.5	43.5	4.3
Modified crutched	0	2.2	47.8	43.5	6.5

แผนภูมิที่ 3 แสดงความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยัน: การออกแบบไม้ค้ำยันมีความเหมาะสม



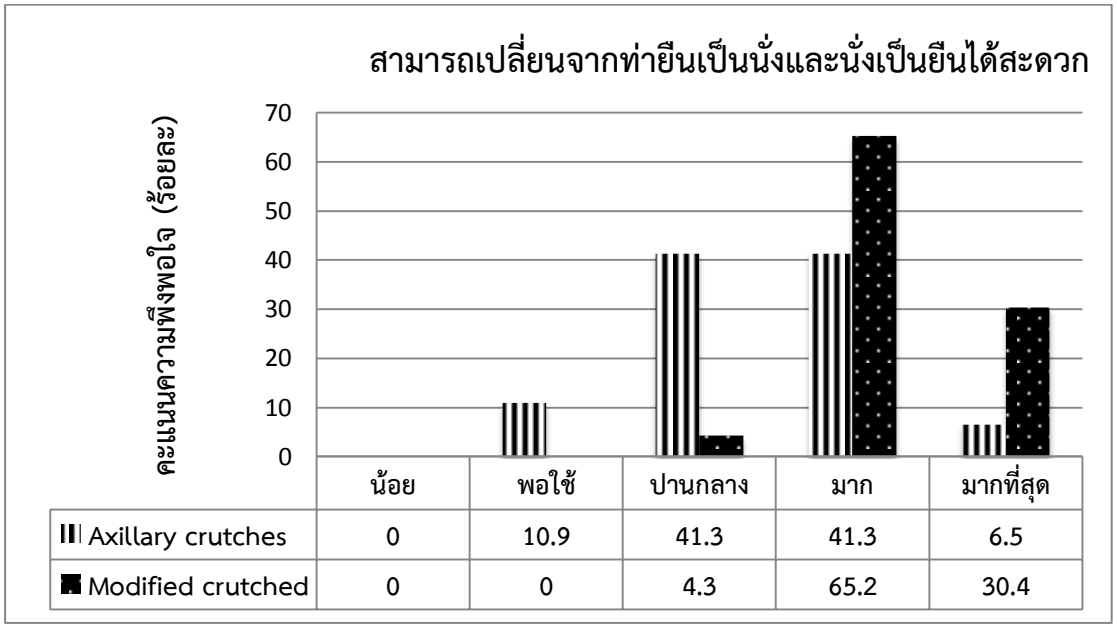
	น้อย	พอใช้	ปานกลาง	มาก	มากที่สุด
Axillary crutches	0	4.3	26.1	65.2	4.3
Modified crutched	0	0	10.9	60.9	28.3

แผนภูมิที่ 4 แสดงความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยัน: ความปลอดภัยในการใช้งานไม้ค้ำยัน



	น้อย	พอใช้	ปานกลาง	มาก	มากที่สุด
Axillary crutches	0	0	47.8	43.5	8.7
Modified crutched	0	0	28.3	54.3	17.4

แผนภูมิที่ 5 แสดงความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยัน: สามารถเปลี่ยนจากท่ายืนเป็นนั่งและนั่งเป็นยืนได้สะดวก



อภิปราย/วิจารณ์ (Discussion) ผลการทดลอง/ผลการวิจัย

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพของการใช้ของไม้ค้ำยันแบบประยุกต์และไม้ค้ำยันแบบมาตรฐานต่อพลังงานที่สูญเสียขณะเดินและความพึงพอใจในการใช้งานในอาสาสมัครสุขภาพดี อายุระหว่าง 18-22 ปี

จากผลการศึกษาครั้งนี้ แสดงให้เห็นว่าการฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันแบบประยุกต์มีอัตราการเต้นของหัวใจขณะเดินน้อยกว่าการฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันแบบมาตรฐานแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยเมื่อนำมาคำนวณเพื่อวิเคราะห์การสูญเสียพลังงานขณะเดิน พบว่าการฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันแบบประยุกต์สูญเสียพลังงานขณะเดินน้อยกลุ่มที่ได้รับการฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันแบบมาตรฐาน เนื่องจากตัวไม้ค้ำยันแบบประยุกต์มีขนาดความกว้าง hand piece ที่ห่อหุ้มด้วยยางกันลื่น สามารถปรับระดับได้ 4 ระดับ โดยมือจับจะยื่นออกมาด้านนอกตัวไม้ค้ำยัน 10 เซนติเมตร ดังนั้นขณะที่อาสาสมัครอยู่ในท่าเริ่มต้น ทำให้มุมองศาของข้อศอกงอ 30 องศาพอดี ซึ่งเป็นองศาที่เหมาะสมในการเริ่มต้นเพื่อฝึกเดิน ส่งผลให้คานระหว่างมุมตั้งฉากของแขนกับข้อศอก และแรงที่กระทำต่อมือนั้นพอดี โดยขณะเดินช่วงจังหวะที่ออกแรงกด hand piece เพื่อยกตัวขึ้นและก้าวเดิน มีการถ่ายเทแรงมายังบริเวณ hand piece เพื่อลดแรงที่กระทำต่อกลุ่มกล้ามเนื้อ shoulder depressor ได้แก่ กล้ามเนื้อ lattisimus dorsi และtriceps โดยเฉพาะในอาสาสมัครที่มีส่วนสูงตั้งแต่ 175 เซนติเมตรขึ้นไป เมื่ออาสาสมัครเพิ่มความเร็วมากขึ้นขณะเดินจึงทำให้ไม่เกิดการล้า (Herr and Langman, 1997) จึงอาจส่งผลต่อค่าเฉลี่ยอัตราการเต้นของหัวใจในกลุ่มที่ฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันแบบประยุกต์น้อยกว่ากลุ่มที่ได้รับการฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันแบบมาตรฐาน 3.81 จังหวะ/นาที ที่ระยะทางการเดิน 50 เมตร และสอดคล้องกับการศึกษาของ Nyland และคณะ (2004) ได้ใช้ไม้ค้ำยัน the Easy Strutter Functional Orthosis System™ (ESFOS) แต่ดัดแปลง axillary bar ให้มีลักษณะเว้า และมีฐานทางด้านล่างกว้าง โดยพบว่าสามารถลดพลังงานที่สูญเสียขณะเดินได้แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเช่นเดียวกัน นอกจากนี้จากการศึกษาที่ผ่านมาของ Shorten และคณะ (2001) พบว่าการใช้ไม้ค้ำยันแบบมาตรฐานมีเปอร์เซ็นต์อัตราการเต้นของหัวใจจากขณะพักมาเดินเพิ่มขึ้น 20% เมื่อเปรียบเทียบกับไม้ค้ำยันแบบแคนาเดียน อาจเนื่องมาจาก axillary bar ทำให้เกิดแรงกดบริเวณใต้รักแร้ร่วมกับกระดูกซี่โครงส่วนอก ทำให้เกิดส่งผลให้กระตุ้นอัตราการเต้นของหัวใจเพิ่มขึ้นโดยเฉพาะในจังหวะที่ swing ตัวขึ้น อย่างไรก็ตาม ยังไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของการสูญเสียพลังงานขณะเดินระหว่างการเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันแบบมาตรฐานและแบบแคนาเดียน

นอกจากนี้ การศึกษาในครั้งนี้พบว่า ระดับความพึงพอใจการใช้งานด้านความยากง่ายในการปรับระดับความสูงของการใช้ไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ พบว่าร้อยละ 60.9 ของอาสาสมัครมีระดับความพึงพอใจมากที่สุด ในขณะที่การใช้งานไม้ค้ำยันแบบมาตรฐาน พบว่าร้อยละ 6.5 ของอาสาสมัครมีระดับความพึงพอใจมากที่สุด รวมถึงสามารถเปลี่ยนจากท่ายืนเป็นนั่งและนั่งเป็นยืนได้สะดวกของการใช้ไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ พบว่าร้อยละ 65.2 ของอาสาสมัครมีระดับความพึงพอใจมาก

อาจเนื่องมาจากแบบประยุกต์สามารถกดบริเวณเบรกจักรยานทางด้านบนได้ในท่ายืนเพื่อปรับระดับความเหมาะสม โดยไม่ต้องยกตัวไม้ค้ำยันขึ้นหรือก้มตัวลง เพื่อปรับระดับโดยกดปุ่มทางด้านล่างของตัวไม้เหมือนกับแบบมาตรฐาน นอกจากนี้แบบประยุกต์สามารถปรับระดับความสูงในแต่ละช่วงที่ระยะ 2 นิ้ว ปรับระดับความสูงได้ในระยะ 21 นิ้ว ซึ่งในการออกแบบนั้น กำหนดระยะที่ครอบคลุมการใช้งานทั้งหมดที่ระยะความสูงของไม้ค้ำยัน 35-56 นิ้ว โดยสามารถปรับระดับความสูงได้ทั้งหมด 10 ระดับ คือที่ความสูง 35”, 40”, 42”, 44”, 46”, 48”, 50”, 52”, 54”, 56” ซึ่งกลไกการล็อคไม้เป็นตัวกำหนดระดับความสูงของไม้ที่ต้องการ สามารถใช้งานได้ง่ายเพียงออกแรงกดตรงเบรกมือ จะทำให้ปรับระดับความสูงของไม้ค้ำยันให้มีขนาดเหมาะสมกับผู้ใช้งานได้ และความพึงพอใช้ด้านการพกพา/ความสะดวกของการใช้งานไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ พบว่าร้อยละ 47.8 ของอาสาสมัครมีระดับความพึงพอใจปานกลาง และแบบมาตรฐาน พบว่าร้อยละ 43.5 ของอาสาสมัครมีระดับความพึงพอใจปานกลางเช่นเดียวกัน โดยรูปแบบของตัวไม้ค้ำยันยังมีขนาดค่อนข้างใหญ่ทั้งสองแบบ แต่แบบมาตรฐานมีน้ำหนักที่เบากว่าเนื่องจากผลิตมาจากอลูมิเนียมทั้งหมด ในขณะที่แบบประยุกต์ดัดแปลงจากโครงเดิมซึ่งเป็นอลูมิเนียม เพิ่มเติมตัวเบรกจักรยาน และ hand piece ทำให้มีน้ำหนักที่มากกว่าแต่เน้นด้านความมั่นคง และความสะดวกในการใช้งานมากกว่า นอกจากนี้มีการรายงานจากอาสาสมัครที่มีส่วนสูง 150 และ 180 เซนติเมตรตามลำดับ ซึ่งขณะใช้งานไม้ค้ำยันแบบมาตรฐานในการฝึกเดิน รู้สึกเมื่อยล้าบริเวณแขนทั้งสองข้าง และปวดบริเวณใต้รักแร้ ดังนั้นการออกแบบไม้ค้ำยันในการปรับระดับความสูงได้จึงเป็นสิ่งสำคัญที่ช่วยลดการบาดเจ็บที่เกิดขึ้นบริเวณใต้รักแร้ได้ในขณะเดินระยะทาง 50 เมตร ในด้านการออกแบบไม้ค้ำยันมีความเหมาะสมนั้น พบว่า ร้อยละ 28.3 ของอาสาสมัครมีระดับความพึงพอใจมากที่สุดในการใช้ไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ อย่างไรก็ตามในอนาคตควรประดิษฐ์ในลักษณะที่พับเก็บได้ เพื่อความสะดวกในการพกพาต่อไป และความพึงพอใจด้านความปลอดภัยขณะเดินของการใช้ไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ พบว่าร้อยละ 54.3 ของอาสาสมัครมีระดับความพึงพอใจมาก โดยแม้ตัวไม้ค้ำยันแบบประยุกต์จะมีน้ำหนักมากกว่าแบบมาตรฐาน แต่บริเวณ hand piece ซึ่งยื่นออกมาด้านนอกตัวไม้ค้ำยัน ทำให้มุมองศาของข้อศอกงอ 30 องศาพอดี ส่งผลให้คานระหว่างมุมตั้งฉากของแขนกับข้อศอก และแรงที่กระทำต่อมือนั้นพอดี โดยเฉพาะขณะเดินช่วงจังหวะที่ออกแรงกด hand piece เพื่อยกตัวขึ้นและก้าวเดิน โดยพบว่าจำนวนอาสาสมัคร 2 ราย มีการรายงานว่ารู้สึกมีความมั่นคง ทำให้ไม่รู้สึกเจ็บบริเวณใต้รักแร้ขณะออกแรงกดเพื่อยกตัวขึ้นและก้าวเดิน นอกจากนี้มี จากการศึกษาที่ผ่านมาของ Mittel และคณะ (2012) ได้ออกแบบไม้ค้ำยันโดยผลิตจากวัสดุที่เป็นเหล็กไฮโดรลิก พบว่าสามารถช่วยรองรับน้ำหนักได้ดี รักษาสมดุลขณะทรงท่า ปรับระดับความสูงของผู้ใช้อย่างสะดวก และมีความปลอดภัยขณะใช้งาน สอดคล้องกับการศึกษาที่ผ่านมาของ Nyland และคณะ (2004) ได้ผลิตนวัตกรรมไม้ค้ำยัน the Easy Strutter Functional Orthosis System™ (ESFOS) แต่ดัดแปลง axillary bar ให้มีลักษณะเว้า โดยพบว่าสามารถลดแรงกดในผู้ป่วยที่มีการเดินลงน้ำหนักแบบบางส่วนที่ไม่เหมาะสมได้ มีความมั่นคงและความปลอดภัย สะดวกสบายในการเดินบนพื้นผิวที่เรียบหรือบันได มีประสิทธิภาพมากกว่าไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน อย่างไรก็ตามยังมีรูปแบบของตัวไม้ค้ำยันที่แตกต่างจากการศึกษาในครั้งนี้

สรุปผลการทดลอง

สรุปได้ว่าไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ช่วยลดพลังงานที่สูญเสียขณะเดิน ปรับระดับความสูงได้ง่าย พกพาและสะดวกต่อการใช้งานจากการออกแบบที่เหมาะสม มีความมั่นคงปลอดภัย และสามารถเปลี่ยนจากท่ายืนเป็นนั่งและนั่งเป็นยืนได้ง่าย จึงเป็นอีกหนึ่งสิ่งประดิษฐ์ใหม่ที่สามารถใช้ในการฝึกเดินได้อย่างมีประสิทธิภาพ

ข้อจำกัดของงานวิจัย ข้อเสนอแนะ และประโยชน์ในทางประยุกต์ของผลงานวิจัย

ข้อจำกัดการศึกษาครั้งนี้ อาจยังไม่เห็นภาวะแทรกซ้อนจากการใช้งานไม้ค้ำยันทั้งสองรูปแบบ เนื่องจากเป็นการฝึกเดินเพียง 2 วัน ในอนาคตควรศึกษาในผู้ป่วยที่มีการบาดเจ็บของรยางค์ส่วนล่างที่มีการใช้งานเป็นระยะเวลานาน นอกจากนี้ตัวแปรที่ใช้ในการศึกษาครั้งนี้ยังไม่สามารถวิเคราะห์การทำงานของกล้ามเนื้อส่วนรยางค์บนในการออกแรงกดเพื่อยกตัวขึ้นและก้าวเดินได้อย่างมีประสิทธิภาพซึ่งเป็นปัญหาหลักที่ทำให้เกิดการสูญเสียพลังงานขณะเดินมาก การศึกษาต่อไปอาจเพิ่มการวิเคราะห์การทางานของกล้ามเนื้อโดยใช้เครื่อง Electromyography เพื่อให้เห็นประสิทธิภาพของการทำงานของกล้ามเนื้อที่ชัดเจนมากขึ้น รวมถึงรูปแบบของไม้ค้ำยันอาจดัดแปลงให้สามารถพับเก็บได้เพื่อความสะดวกในการพกพาต่อไป

ผลผลิต (Output)

1. อยู่ในระหว่างรอการตีพิมพ์ลงในวารสารธรรมศาสตร์ ฐานข้อมูล TCI ระดับ 1
2. ยื่นจดอนุสิทธิบัตรแล้ว

สำเนา

แบบสป / สผ / อสป / 001-ก
หน้า 1 ของจำนวน 3 หน้า

คำขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร

☐ การประศิษฐ์
☐ การออกแบบผลิตภัณฑ์
☑ อนุสิทธิบัตร

ยื่นทางไปรษณีย์ ตว 29/12/60

ข้าพเจ้าผู้ลงลายมือชื่อในคำขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรนี้ ขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร ตามพระราชบัญญัติสิทธิบัตร พ.ศ 2522 แก้ไขเพิ่มเติมโดยพระราชบัญญัติสิทธิบัตร (ฉบับที่ 2) พ.ศ 2535 และพระราชบัญญัติสิทธิบัตร (ฉบับที่ 3) พ.ศ 2542

สำหรับเจ้าหน้าที่

วันรับคำขอ – 5 ธ.ค. 2561 เลขที่คำขอ 1803000019
วันยื่นคำขอ 29 ธ.ค. 2560
สัญลักษณ์จำแนกการประดิษฐ์ระหว่างประเทศ
ใช้กับแบบผลิตภัณฑ์ประเภทผลิตภัณฑ์
วันประกาศโฆษณา | เลขที่ประกาศโฆษณา
วันออกสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร | เลขที่สิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร
ลายมือชื่อเจ้าหน้าที่

1.ชื่อที่แสดงถึงการประดิษฐ์/การออกแบบผลิตภัณฑ์
ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์

2.คำขอรับสิทธิบัตรการออกแบบผลิตภัณฑ์นี้เป็นคำขอสำหรับแบบผลิตภัณฑ์อย่างเดียวกันและเป็นคำขอลำดับที่
ในจำนวน คำขอ ที่ยื่นในคราวเดียวกัน

3.ผู้ขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร และที่อยู่ (เลขที่ ถนน ประเทศ)
มหาวิทยาลัยบูรพา
169 ถ.ลงหาดบางแสน ต.แสนสุข อ.เมือง จ.ชลบุรี 20131
3.1 สัญชาติ ไทย
3.2 โทรศัพท์ 038-102287
3.3 โทรสาร 038-102287
3.4 อีเมล์ -

4.สิทธิในการขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร
☐ ผู้ประดิษฐ์/ผู้ออกแบบ ☑ ผู้รับโอน ☐ ผู้ขอรับสิทธิโดยเหตุอื่น

5.ตัวแทน(ถ้ามี)/ที่อยู่ (เลขที่ ถนน จังหวัด รหัสไปรษณีย์)
-
5.1 ตัวแทนเลขที่ -
5.2 โทรศัพท์ -
5.3 โทรสาร -
5.4 อีเมล์ -

6.ผู้ประดิษฐ์/ผู้ออกแบบผลิตภัณฑ์ และที่อยู่ (เลขที่ ถนน ประเทศ)
1. นางสาวภูริชญา วีระศิริวัศน์
2. นางสาวอรชร บุญลา
ที่อยู่ คณะสหเวชศาสตร์ 169 ถนนลงหาดบางแสน ตำบลแสนสุข อำเภอเมือง จังหวัดชลบุรี
(ดูในใบต่อ)

7. คำขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรนี้แยกจากหรือเกี่ยวข้องกับคำขอเดิม
ผู้ขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร ขอให้มีผลว่าได้ยื่นคำขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรนี้ ในวันเดียวกับคำขอรับสิทธิบัตร
เลขที่ วันยื่น เพราะคำขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรนี้แยกจากหรือเกี่ยวข้องกับคำขอเดิมเพราะ
☐ คำขอเดิมมีการประดิษฐ์หลายอย่าง ☐ ถูกคัดค้านเนื่องจากผู้ขอไม่มีสิทธิ ☐ ขอเปลี่ยนแปลงประเภทของสิทธิ

หมายเหตุ ในกรณีที่มีอาจระบุรายละเอียดได้ครบถ้วน ให้จัดทำเป็นเอกสารแนบท้ายแบบพิมพ์นี้โดยระบุหมายเลขกำกับข้อและหัวข้อที่แสดงรายละเอียดเพิ่มเติมด้วย

8.การยื่นคำขอนอกราชอาณาจักร

วันยื่นคำขอ	เลขที่คำขอ	ประเทศ	ข้อมูลลักษณะการประดิษฐ์ระหว่างประเทศ	สถานะคำขอ
8.1				
8.2				
8.3				

8.4 ☐ ผู้ขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรขอสิทธิได้ถือว่าได้ยื่นคำขอนี้ในวันที่ได้ยื่นคำขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรในต่างประเทศเป็นครั้งแรกโดย
☐ ได้ยื่นเอกสารหลักฐานพร้อมคำขอนี้ ☐ ขอยื่นเอกสารหลักฐานหลังจากวันยื่นคำขอนี้

9.การแสดงการประดิษฐ์ หรือการออกแบบผลิตภัณฑ์ ผู้ขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรได้แสดงการประดิษฐ์ที่หน่วยงานของรัฐเป็นผู้จัด
วันแสดง วันเปิดงานแสดง ผู้จัด

10.การประดิษฐ์เกี่ยวกับจุลชีพ

10.1 เลขทะเบียนฝากเก็บ	10.2 วันที่ฝากเก็บ	10.3 สถาบันฝากเก็บ/ประเทศ

11.ผู้ขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร ขอยื่นเอกสารภาษาต่างประเทศก่อนในวันยื่นคำขอนี้ และจะจัดยื่นคำขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรนี้ที่จัดทำเป็นภาษาไทยภายใน 90 วัน นับจากวันยื่นคำขอนี้ โดยขอยื่นเป็นภาษา
☐ อังกฤษ ☐ เยอรมัน ☐ ญี่ปุ่น ☐ อื่นๆ

12.ผู้ขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร ขอให้ยับยั้งประกาศโฆษณาคำขอรับสิทธิบัตร หรือรับจดทะเบียน และประกาศโฆษณาอนุสิทธิบัตรนี้
หลังจากวันที่ เดือน พ.ศ
☐ ผู้ขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรขอให้ใช้รูปเรียบกรมฯแทน ในการประกาศโฆษณา

13.คำขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตรนี้ประกอบด้วย
ก. แบบพิมพ์คำขอ 3 หน้า
ข. รายละเอียดการประดิษฐ์ หรือคำพรรณนาแบบผลิตภัณฑ์ 4 หน้า
ค. ข้อถือสิทธิ 1 หน้า
ง. รูปเรียบ รูป หน้า
จ. ภาพแสดงแบบผลิตภัณฑ์
☑ รูปเรียง 3 รูป 2 หน้า
☐ ภาพถ่าย รูป หน้า
ฉ. บทสรุปการประดิษฐ์ 1 หน้า

14.เอกสารประกอบคำขอ
☑ เอกสารแสดงสิทธิในการขอรับสิทธิบัตร/อนุสิทธิบัตร
☐ หนังสือรับรองการแสดงการประดิษฐ์/การออกแบบผลิตภัณฑ์
☐ หนังสือมอบอำนาจ
☐ เอกสารรายละเอียดเกี่ยวกับจุลชีพ
☐ เอกสารการรับรองวันยื่นคำขอในต่างประเทศเป็นวันยื่นคำขอในประเทศไทย
☐ เอกสารของเปลี่ยนแปลงประมวลของสิทธิ
☑ เอกสารอื่น ๆ

15. ข้าพเจ้าขอรับรองว่า
☑ การประดิษฐ์นี้ไม่เคยยื่นขอรับสิทธิบัตร/ อนุสิทธิบัตรมาก่อน
☐ การประดิษฐ์นี้ได้พัฒนาปรับปรุงมาจาก.....

16.ลายมือชื่อ (☑ ผู้ขอรับสิทธิบัตร / อนุสิทธิบัตร; ☐ ตัวแทน)

(รองศาสตราจารย์ณภัก อิงะกุลศิลปชัย)

หมายเหตุ. บุคคลใดยื่นขอรับสิทธิบัตรการประดิษฐ์หรือการออกแบบผลิตภัณฑ์ หรืออนุสิทธิบัตร โดยการแสดงข้อความอันเป็นเท็จแก่พนักงานเจ้าหน้าที่เพื่อให้ได้ไปซึ่งสิทธิบัตรหรืออนุสิทธิบัตร ต้องระวางโทษจำคุกไม่เกินหกเดือน หรือปรับไม่เกินห้าพันบาท หรือทั้งจำทั้งปรับ

มีใบต่อ

3. นางพิมลพรรณ ทรัพการ วรรณจักร
ที่อยู่ คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยบูรพา 169 ถนนลงหาดบางแสน ตำบลแสนสุข อำเภอเมือง จังหวัดชลบุรี 20131
4. นางสาวจันทร์พิชี นามอาจ
ที่อยู่ คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยบูรพา 169 ถนนลงหาดบางแสน ตำบลแสนสุข อำเภอเมือง จังหวัดชลบุรี 20131
5. นายธราวุฒิ ศิริเกษมสุข
ที่อยู่ 226/8 หมู่ 19 อ.สุขสวัสดิ์ ต.บางพึง อ.พระประแดง จ.สมุทรปราการ

เอกสารอ้างอิง (Reference)

1. ชัชวาล จันทะเพชร. (2552). การศึกษาลักษณะของผู้ป่วยที่ได้รับบาดเจ็บจากอุบัติเหตุทางจราจร. *วารสารสมาคมเวช ศาสตร์ฉุกเฉินแห่งประเทศไทย.*

2. Buckley, J.P., Sim, J. and Eston, R.G. (2009). Reproducibility of ratings of perceived exertion soon after myocardial infarction: responses in the stress-testing clinic and the rehabilitation gymnasium. *Ergonomics*, 52(4), 421-7.

3. Dounis, E., Steventon, R.D. and Wilson R.S.E. (1980). The use of portable oxygen consumption meter (Oxylog) for assessing the efficiency of crutch walking. *Journal of Medical Engineering and Technology*, 4(6), 296-98.

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

5. Herr, H. and Langman, N. (1997). Optimization of human-powered elastic machanisms for endurance amplification. *Structural and multidisciplinary Optimization*, 13, 65-67.

6. Kahaduwa, Weerasiriwardane, Wijeyarat. (2004). A modified axillary crutch for lower limb amputees. *Research paper*, 1, 17-21.

7. Leblanc, M.A., Carlson, L.E. and Nauenberg, T. (1993). A Quantitative Comparison of Four Experiment Axillary Crutches. *Journal of Prosthetics and Orthotics,* 5, 20-28.

8. Moran, S.G, McGwin, G., Metzger, J.S., Alonso J.E. and Rue, L.W. (2003). 3rd Relationship between ageand lower extremity fractures in frontal motor vehicle collisions. *J Trauma*, 54(2), 261–5.

9. Min-hyeok Kang., Jun-hyeok Jang., Tae-hoon Kim. and Jae-seop Oh. (2013). 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. *Physical Therapy Korea*, 20(1), 55-63.

10. Mittel, M., Shannon, M.S.L. and Dulamal, M. (2012). Running head: Redisign the crutch: MR. *Crutch 3000*, 1, 1-20.

11. Nyland, J., Bernasek, T., Markee, B. and Dundore, C. (2004). Comparison of the Easy Strutter Functional Orthosis SystemTM and axillary crutches during modified 3-point gait. *Journal of Rehabilitation Research & Development,* 41(2), 195-206.

12. Rudin, L. and Levine, L. (1951). Bilateral compression of the radial nerve. *Physical Ther*apy, 31, 229-31.

13. Rambania, R., Saleem, M., Shahidb. and Goyalc, S. (2007). The use of a hands-free crutch in patients with musculoskeletal injuries. *Int J Rehabil Res*, 30(4), 357-359.

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

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

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

17. Shortell, D., Kucer, J., Neeley, W.L. and LeBlanc, M. (2001). The design of a compliant composite crutch. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 38(1), 23-32.

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก

แบบยินยอมอาสาสมัคร

เอกสารแสดงความยินยอม

ของผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย (Consent Form)

รหัสโครงการวิจัย : Sci 005/2561

โครงการวิจัยเรื่อง การผลิตไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์

ให้คำยินยอม วันที่..... เดือน..... พ.ศ .....

ก่อนที่จะลงนามในเอกสารแสดงความยินยอมของผู้เข้าร่วมโครงการวิจัยนี้ ข้าพเจ้าได้รับการอธิบายถึงวัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย วิธีการวิจัย และรายละเอียดต่างๆ ตามที่ระบุในเอกสารข้อมูลสำหรับผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย ซึ่งผู้วิจัยได้ให้ไว้แก่ข้าพเจ้า และข้าพเจ้าเข้าใจคำอธิบายดังกล่าวครบถ้วนเป็นอย่างดีแล้ว และผู้วิจัยรับรองว่าจะตอบคำถามต่างๆ ที่ข้าพเจ้าสงสัยเกี่ยวกับการวิจัยนี้ด้วยความเต็มใจ และไม่ปิดบังซ่อนเร้นจนข้าพเจ้าพอใจ

ข้าพเจ้าเข้าร่วมโครงการวิจัยนี้ด้วยความสมัครใจ และมีสิทธิที่จะบอกเลิกการเข้าร่วมโครงการวิจัยนี้เมื่อใดก็ได้ การบอกเลิกการเข้าร่วมการวิจัยนั้นไม่มีผลกระทบต่อการเรียนการสอน และผลการเรียน ที่ข้าพเจ้าจะพึงได้รับต่อไป

ผู้วิจัยรับรองว่าจะเก็บข้อมูลเกี่ยวกับตัวข้าพเจ้าเป็นความลับ จะเปิดเผยได้เฉพาะในส่วนที่เป็นสรุปผลการวิจัย การเปิดเผยข้อมูลของข้าพเจ้าต่อหน่วยงานต่างๆ ที่เกี่ยวข้องต้องได้รับอนุญาตจากข้าพเจ้า

ข้าพเจ้าได้อ่านข้อความข้างต้นแล้วมีความเข้าใจดีทุกประการ และได้ลงนามในเอกสารแสดงความยินยอมนี้ด้วยความเต็มใจ

กรณีที่ข้าพเจ้าไม่สามารถอ่านหรือเขียนหนังสือได้ ผู้วิจัยได้อ่านข้อความในเอกสารแสดงความยินยอมให้แก่ข้าพเจ้าฟังจนเข้าใจดีแล้ว ข้าพเจ้าจึงลงนามหรือประทับลายนิ้วหัวแม่มือของข้าพเจ้าในเอกสารแสดงความยินยอมนี้ด้วยความเต็มใจ

ลงนาม .....ผู้ยินยอม

(.....)

ลงนาม .....พยาน

(.....)

<u>หมายเหตุ</u> กรณีที่ผู้เข้าร่วมโครงการวิจัยให้ความยินยอมด้วยการประทับลายนิ้วหัวแม่มือ ขอให้มีพยานลงลายมือชื่อรับรองด้วย

ภาคผนวก ข
แบบสอบถามคัดกรองอาสาสมัคร

ID No.....

แบบสอบถามข้อมูลผู้เข้าร่วมการวิจัยเรื่อง “การผลิตไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์”

ข้อมูลทั่วไป

เพศ.....อายุ.....ปี น้ำหนัก.....กิโลกรัม ส่วนสูง.....เซนติเมตร BMI.....

ข้อมูลด้านสุขภาพ

1. ท่านมีโรคประจำตัวที่เป็นอุปสรรคต่อการเดินหรือไม่
   - ☐ มี (โรคเบาหวาน , ความดันโลหิตสูง , หัวใจขาดเลือดเฉียบพลัน , หอบหืด)
   - ☐ ไม่มี
2. ท่านมีปัญหาด้านการสื่อสารหรือไม่
   - ☐ มี
   - ☐ ไม่มี
3. ท่านมีความบกพร่องทางระบบสายตาหรือไม่ (เช่น โรคต้อ , ต้อกระจกชนิดเบาหวานขึ้นจอตา)
   - ☐ มี
   - ☐ ไม่มี
4. ท่านมีภาวะกระดูกสันหลังโก่งหรือไม่
   - ☐ มี
   - ☐ ไม่มี
5. ท่านมีขาสองข้างปกติสามารถใช้งานได้ปกติหรือไม่
   - ☐ มี
   - ☐ ไม่มี
6. ท่านไม่มีภาวะข้อติด ข้อเสื่อม กล้ามเนื้ออ่อนแรง ได้รับบาดเจ็บบริเวณรยางค์ส่วนล่างหรือไม่
   - ☐ มี
   - ☐ ไม่มี
7. ท่านสามารถเดินได้อย่างอิสระหรือไม่
   - ☐ ได้
   - ☐ ไม่ได้

ภาคผนวก ค
แบบบันทึกข้อมูลงานวิจัย

ID No.....

แบบฟอร์มการเก็บข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate)

เดินโดยใช้ ☐ไม้ค้ำยันมาตรฐาน ☐ ไม้ค้ำยันแบบประยุกต์

	อัตราการเต้นของหัวใจ				
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	ครั้งที่ 4	ครั้งที่ 5
ก่อนฝึกเดิน (HRrest)					
ขณะฝึกเดิน (HRwalk)					
หลังฝึกเดิน (HRrest)					

แบบฟอร์มการเก็บข้อมูลค่าเฉลี่ยความเร็วในการเดิน 50 เมตร

เวลาที่ใช้ (นาที)	**ค่าเฉลี่ยความเร็วในการเดิน (เมตร/นาที)**

ลงลายมือชื่อ.....

(.....)

ผู้บันทึกข้อมูล

ID No.....

แบบสอบถามความพึงพอใจสำหรับการใช้ไม้ค้ำยัน (Crutches)

โครงการวิจัยเรื่อง “การผลิตไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์”

☐ **ไม้ค้ำยันมาตรฐาน** ☐**ไม้ค้ำยันแบบประยุกต์**

หัวข้อ	**คะแนนความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยัน**				
	มากที่สุด	**มาก**	**ปานกลาง**	**พอใช้**	**น้อย**
1.ความยากง่ายในการปรับระดับความสูงของไม้ค้ำยัน					
2.การพกพา/ความสะดวกของการใช้งาน					
3.การออกแบบไม้ค้ำยันมีความเหมาะสม					
4.ความปลอดภัยในการใช้งานไม้ค้ำยัน					
5. สามารถเปลี่ยนจากท่ายืนเป็นนั่ง และนั่งเป็นยืนได้สะดวก					