

นิพนธ์ต้นฉบับ

เปรียบเทียบประสิทธิภาพการเดินระหว่างการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์และไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานในอาสาสมัครสุขภาพดี

ภูริชญา วีระศิริรัตน์, อรชร บุญลา, พิมลพรรณ ทวีการ วรรณจักร

บทคัดย่อ

- บทนำ:** การฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้พบได้บ่อยในผู้ป่วยที่ได้รับบาดเจ็บรยางค์ส่วนล่าง เพื่อลดการลงน้ำหนักของขาข้างที่มีพยาธิสภาพการฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานทำให้เกิดความไม่สะดวกสบายในการใช้งานและปรับระดับความสูงยาก การออกแบบไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์จึงเป็นทางเลือกหนึ่งเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการเดิน การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพการเดินของการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานและประยุกต์ในอาสาสมัครสุขภาพดี
- วิธีการศึกษา:** ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ประดิษฐ์จากโครงเดิมของไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน รวมถึงเพิ่มเบรกมือ มือจับผู้ใช้งานและชุดโครงสไลด์ที่สามารถกำหนดระดับความสูงของไม้ค้ำยันได้ ทดสอบในอาสาสมัครสุขภาพดี จำนวน 46 คน อายุระหว่าง 18 - 22 ปีอาสาสมัครทุกคนได้ฝึกเดินด้วยไม้ค้ำยันทั้งสองแบบ ผู้ประเมินวัดค่าเฉลี่ยอัตราการเดินของหัวใจขณะพัก ค่าเฉลี่ยอัตราการเดินของหัวใจขณะเดินและความเร็วเฉลี่ยในการเดิน เพื่อคำนวณค่าพลังงานที่สูญเสียขณะเดิน และประเมินระดับความพึงพอใจ
- ผลการศึกษา:** การฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์และแบบมาตรฐานมีค่าเฉลี่ยอัตราการเดินของหัวใจขณะพัก 86.93 ± 13.80 และ 88.90 ± 10.27 จังหวะต่อนาที ตามลำดับ ค่าเฉลี่ยอัตราการเดินของหัวใจขณะเดิน 104.24 ± 10.93 และ 108.05 ± 12.01 จังหวะต่อนาที ตามลำดับ ค่าความเร็วเฉลี่ย 25.08 ± 6.85 และ 21.76 ± 5.42 เมตรต่อนาที ตามลำดับ และพลังงานที่สูญเสียขณะเดิน 0.69 ± 0.34 และ 0.88 ± 0.46 จังหวะต่อเมตรตามลำดับ การฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์มีพลังงานที่สูญเสียขณะเดินน้อยกว่าแบบมาตรฐานแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) นอกจากนี้ การฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์มีระดับความพึงพอใจในการใช้งานอยู่ในระดับมากที่สุดทั้ง 5 หัวข้อ
- สรุปผลการศึกษา:** ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์สามารถใช้ปรับระดับความสูงได้ง่าย พกพา และสะดวกต่อการใช้งานจากการออกแบบที่เหมาะสมมีความมั่นคงปลอดภัย และสามารถเปลี่ยนจากทำยืนเป็นนั่งและทำนั่งเป็นยืนได้ง่าย จึงเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่ใช้สำหรับการฝึกเดินต่อไป
- คำสำคัญ:** ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน, ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์, พลังงานที่สูญเสียขณะเดิน

วันที่รับบทความ: 23 กรกฎาคม 2561

วันที่แก้ไขบทความ: 25 กุมภาพันธ์ 2562

วันที่อนุญาตให้ตีพิมพ์: 26 กุมภาพันธ์ 2562

บทนำ

ปัจจุบันได้มีการรายงานถึงอุบัติการณ์ผู้ป่วยที่ได้รับอุบัติเหตุทางจราจร ร้อยละ 80.04 ส่งผลให้เกิดภาวะกระดูกหัก (fracture) โดยพบมากเป็นอันดับสองรองจากการได้รับบาดเจ็บ แผลลอกฉีกขาด หรือฟกช้ำ ซึ่งตำแหน่งที่กระดูกหักมากที่สุดคือ ตั้งแต่สะโพกถึงนิ้วเท้า ร้อยละ 31.21¹ สอดคล้องกับการศึกษาที่ผ่านมา พบว่าในประเทศสหรัฐอเมริกามีการรายงานถึงอุบัติการณ์ของการเกิดอุบัติเหตุที่เกิดขึ้น ส่งผลให้ รยางค์ส่วนล่างได้รับบาดเจ็บร้อยละ 36 ได้แก่ กระดูกขาหัก การถูกตัดขา กล้ามเนื้อ หรือเอ็นได้รับบาดเจ็บ หรือได้รับบาดเจ็บบริเวณกระดูกไขสันหลัง เป็นต้น² โดยพบในกลุ่มอายุน้อยกว่า 20 ปี และช่วงอายุระหว่าง 20 - 29 ปี ส่งผลต่อคุณภาพชีวิตของผู้ป่วย ดังนั้นการรักษาและฟื้นฟูจึงเป็นสิ่งจำเป็นที่ควรปฏิบัติต่อไป³ การฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้ (axillary crutches) เป็นทางเลือกหนึ่งที่จะเพิ่มคุณภาพชีวิตที่ดีแก่ผู้ป่วย เหมาะสมสำหรับผู้ป่วยที่มีระดับความสามารถในด้านการทรงตัวที่ดี มีรยางค์ส่วนบนแข็งแรง อาจมีขาข้างหนึ่งแข็งแรงแต่อีกข้างมีพยาธิสภาพ หรือมีพยาธิสภาพทั้งสองข้าง ทำให้ไม่สามารถเดินได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยไม้ค้ำยันรักแร้เป็นอุปกรณ์ช่วยเดินทางการแพทย์ชนิดหนึ่ง วัสดุที่ใช้อาจทำด้วยไม้หรืออะลูมิเนียม สามารถปรับระดับได้ตามความสูงของผู้ป่วยมีหลายขนาดแตกต่างกันไป ช่วยเพิ่มความมั่นคงด้านข้างในขณะยืนและเดินได้การใช้งานไม้ค้ำยันรักแร้แบบปรับระดับได้ หรือแบบมาตรฐาน (standard axillary crutches) หรือไม้ค้ำยันรักแร้ที่นำมาใช้ในปัจจุบันผลิตจากอะลูมิเนียม มีน้ำหนักเบา ใช้งานสะดวก สามารถช่วยเพิ่มความคล่องตัว ช่วยลดแรงที่กระทำระหว่างพื้นดินกับบริเวณที่รองได้รักแร้ (axillary bar) และระหว่างบริเวณที่รองได้รักแร้ที่เชื่อมกับตัวไม้ค้ำยัน และช่วยชดเชยน้ำหนักของผู้ป่วยขณะเดินได้

นอกจากนี้จากการศึกษาที่ผ่านมาในอดีตของ Leblanc และคณะ (1993)⁴ แบ่งไม้ค้ำยันออกเป็น 5 ชนิด ได้แก่ 1) ไม้ค้ำยันแบบมาตรฐาน เรียกว่า Axillary crutches 2) ไม้ค้ำยันชนิดที่ใช้เดินขึ้นภูเขาได้ เรียกว่า Suspension crutches มีรูปแบบการใช้งานเหมือนกับไม้ค้ำยันรักแร้ 3) ไม้ค้ำยันที่มีสปริงเพื่อช่วยในการถ่วงน้ำหนักตัวขณะเดิน เรียกว่า Pogo crutches 4) ไม้ค้ำยันชนิดที่มีการดัดแปลงมาจากไม้ค้ำยันแขนท่อนล่าง (Forearm crutches) และไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน แต่มีการดัดแปลงโดยเพิ่มอุปกรณ์เท้าเทียมร่วมด้วย เรียกว่า Prosthetic foot crutches 5) ไม้ค้ำยันที่ดัดแปลงมาจากไม้ค้ำยันแขนท่อนล่างและไม้ค้ำยันรักแร้ แต่บริเวณฐานด้านล่าง

ถูกออกแบบให้เป็นอุปกรณ์มีขนาดกว้างกว่า มีลักษณะโค้งทั้งสองฝั่งช่วยเพิ่มผิวสัมผัสกับพื้นขณะเดิน เรียกว่า Rocker crutches จากผลการศึกษาที่พบว่า ไม้ค้ำยันแบบรักแร้มีค่าเฉลี่ยความเร็วของการเดินดีกว่าไม้ค้ำยันชนิดอื่นในผู้ป่วยที่ถูกตัดขา และได้รับบาดเจ็บบริเวณไขสันหลัง รวมถึงในอาสาสมัครสุขภาพดี นอกจากนี้จากการศึกษาที่ผ่านมา Rudin และคณะ (1951)⁵ พบว่าการเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้เป็นประจำ 1 - 4 สัปดาห์ในผู้ป่วยหลังการผ่าตัดรยางค์ส่วนล่างที่มีภาวะบกพร่องความสามารถในการทำกิจวัตรประจำวันระยะเรื้อรัง หรือได้รับบาดเจ็บรยางค์ส่วนล่างระยะเฉียบพลันนั้น ผู้ป่วยสามารถเกิดโรคหลอดเลือดอุดตัน โรคหลอดเลือดโป่งพอง หรือมีการกดทับของเส้นประสาทเรเดียล ส่งผลให้เกิดการกดทับของเส้นประสาทบริเวณรักแร้ เรียกว่า Crutch paralysis ได้ เนื่องจากการใช้แรงบริเวณมือกดที่จับเพื่อดันตัวขึ้นขณะเดิน ทำให้ใช้พลังงานมาก ส่งผลให้เกิดความบกพร่องของกลุ่มอาการทางระบบประสาทที่มีหลอดเลือดอุดตัน และจากการศึกษาของ Nyland และคณะ (2004)⁶ ได้ผลิตนวัตกรรมไม้ค้ำยัน แบบ The Easy Strutter Functional Orthosis System™ (ESFOS) โดยดัดแปลงบริเวณที่รองได้รักแร้ให้มีลักษณะเว้า จากผลการศึกษาพบว่าสามารถลดแรงกดในผู้ป่วยที่มีการเดินลงน้ำหนักแบบบางส่วนที่ไม่เหมาะสมได้ มีจำนวนก้าวในการเดินและค่าการใช้พลังงาน (Energy Expenditure) (Index; EEI) ลดลง และไม้ค้ำยันแบบ ESFOS มีความมั่นคงและความปลอดภัย สะดวกสบายในการเดินบนพื้นผิวที่เรียบหรือบันได มีประสิทธิภาพมากกว่าไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานในปัจจุบัน ประเทศไทยยังคงใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน เนื่องจากมีราคาถูก สามารถใช้งานได้ในการฝึกเดิน อย่างไรก็ตามจากหลายการศึกษาที่ผ่านมาของนวัตกรรมการประดิษฐ์ไม้ค้ำยันนั้น ผู้ป่วยต้องใช้พลังงานมากขณะเดิน ส่งผลต่อประสิทธิภาพในการเดิน และต้องอาศัยขั้นตอนการฝึกที่มาก โดยเฉพาะผู้ป่วยที่อยู่ตามลำพังซึ่งมีความยากลำบากต่อการปรับระดับไม้ค้ำยันให้เหมาะสมก่อนการเดิน รวมถึงยังไม่ตอบสนองต่อความต้องการของผู้ใช้งานด้านการปรับระดับส่วนสูงให้เหมาะสมได้ในไม้อันเดียว ทำให้เสี่ยงต่อการได้รับการกดทับบริเวณรักแร้บนบริเวณที่รองได้รักแร้ เกิดแรงกดบนร่องที่เส้นประสาทเรเดียลผ่าน ส่งผลให้เกิดอันตรายต่อเส้นประสาทเรเดียลได้ นอกจากนี้จากการศึกษาที่ผ่านมายังขาดการประเมินความพึงพอใจของผู้ใช้งาน รวมถึงอุปกรณ์มีราคาค่อนข้างแพง และต้องนำเข้าจากต่างประเทศ

ดังนั้นการออกแบบไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ (modified axillary crutches) ที่มีความสะดวก มั่นคง ปลอดภัย พกพาได้ และให้ประสิทธิภาพในการเดินที่ดีจึงเป็นที่มาของการศึกษาในครั้งนี้และการศึกษาครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพของการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์และไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานต่อประสิทธิภาพในการเดินโดยวัดจากอัตราการเดินของหัวใจและความพึงพอใจในการใช้งานในอาสาสมัครสุขภาพดี

วิธีการศึกษา

การประดิษฐ์ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ ประกอบด้วย โครงหลัก ซึ่งมีลักษณะเป็นโครงสร้างเดิมเชื่อมต่อกับ เบรกมือที่ติดตั้งเพิ่มจากโครงหลัก โดยออกแบบให้ออกแรงกด เพื่อปรับระดับความสูงของไม้ค้ำยันได้ 10 ระดับ และมีส่วนมือจับ ของผู้ใช้งานที่ห่อหุ้มด้วยยางกันลื่น ยื่นออกมาด้านนอกตัวไม้ ค้ำยัน 10 เซนติเมตร ซึ่งปรับระดับความสูงของมือจับผู้ใช้งาน (hand piece) ได้ 4 ระดับ ตามความต้องการของผู้ใช้งาน โดยส่วนล่างของโครงหลักเชื่อมติดกับชุดโครงสไลด์ มีลักษณะ เป็นรางเลื่อนประกอบเข้ากับแกนกลางไม้ที่เจาะรูจำนวน 10 ช่อง ให้ปรับระดับความสูงได้ 10 ระดับ และส่วนปลายของ แกนกลางไม้ห่อหุ้มด้วยยางกันลื่น เมื่อผู้ใช้งานกดเบรกมือ โครงตัวล็อกปรับระดับที่เชื่อมติดกับสลักล็อกแกนสไลด์ และ สปริงจะกางออกทันที จากนั้นแกนสไลด์จะเลื่อนลงมาด้านล่าง เมื่อผู้ใช้งานได้ระดับความสูงที่ต้องการจึงทำการปล่อยมือจาก เบรกมือ สลักล็อกแกนสไลด์ จะสอดเข้าในช่องบนแกนกลางไม้ เพื่อทำการล็อกระดับความสูงซึ่งกลไกการปรับระดับความสูง ของไม้ค้ำยันจะทำงานผ่านสายเคเบิลที่ต่อลงมาจากเบรกมือ ลงมายังขั้วสายดึงปรับระดับจากนั้นนำมาทดสอบแรง พบว่า $\sigma = P/A$ กำหนด σ = ค่าความเค้น (นิวตันต่อตารางมิลลิเมตร) P = ค่าแรง (N) A = พื้นที่รับแรง (ตารางมิลลิเมตร) เมื่อพิจารณา พื้นที่รับแรงที่มีความเสียหายได้มากที่สุดของไม้ค้ำยันรักแร้แบบ ประยุกต์ มีพื้นที่ 8 ตารางมิลลิเมตร แรงที่กระทำกับไม้ค้ำยัน รักแร้แบบประยุกต์โดยใช้กับผู้ป่วยน้ำหนักไม่เกิน 100 กิโลกรัม โดยคิดที่ครึ่งหนึ่งของน้ำหนักตัว 50 กิโลกรัม จะได้เป็น 459 นิวตัน จะได้ค่าความเค้นที่เกิดขึ้นกับไม้ค้ำยันเท่ากับ 57.4 นิวตันต่อตารางมิลลิเมตร ค่าความเค้นของอะลูมิเนียม $\sigma_{Ai} = 30$ นิวตันต่อตารางมิลลิเมตร

การศึกษาครั้งนี้เป็นการศึกษาแบบไขว้กัน (Cross-over trial) ในอาสาสมัครเพศชายและหญิงสุขภาพดี ที่มีความ เต็มใจสมัครเข้าร่วมงานวิจัย อายุระหว่าง 18 - 22 ปี ผ่าน

เกณฑ์การคัดเลือกเข้าศึกษาวิจัยและลงนามยินยอมเข้าร่วม วิจัยที่ผ่านเกณฑ์การคัดเลือกเข้าศึกษาวิจัยมีเกณฑ์การคัดเข้า ได้แก่ มีขาทั้งสองข้างปรกติสามารถใช้งานได้ดีไม่มีภาวะ ข้อติด ข้อเสื่อม กล้ามเนื้ออ่อนแรงหรือภาวะอื่นที่มีผลกระทบต่อ การเดินและสามารถเดินได้อย่างอิสระ มีเกณฑ์การคัดออก ได้แก่ มีโรคประจำตัวที่เป็นอุปสรรคต่อการเดินดังต่อไปนี้ โรคเบาหวาน ความดันโลหิตสูง หัวใจขาดเลือดเฉียบพลัน และหอบหืด มีปัญหาด้านการสื่อสาร มีความบกพร่องทาง ระบบสายตาที่ไม่สามารถแก้ไขได้ด้วยการใส่แว่นสายตา เช่น โรคต้อกระจกทุกชนิด โรคเบาหวานขึ้นจอตา (diabetics retinopathy) หรือมีภาวะกระดูกสันหลังโก่ง (kyphosis) โดยมุม cobb angle มากกว่า 20 องศาขึ้นไป

การวัดผลตัวแปรของการศึกษาในครั้งนี้ได้ใช้ตัวแปรหลัก คือ การทดสอบประสิทธิภาพในการเดิน ซึ่งวัดจากพลังงานที่ใช้ ในการเดิน และความเร็วเฉลี่ย (Energy Expenditure index; EEI) มีสูตรที่ใช้ในการคำนวณดังนี้ $EEI = (HR_{walk} - HR_{rest}) / V_{avg}$ โดย $EEI =$ อัตราการเต้นของหัวใจขณะเดินลบอัตราการ เต้นของหัวใจขณะพัก $(HR_{walk} - HR_{rest}) / V_{avg}$ $EEI =$ พลังงาน ที่สูญเสียขณะเดิน (energy expenditure index) (beats/m) $HR_{walk} =$ อัตราการเต้นของหัวใจขณะเดิน (walking heart rate) (beats/min) $HR_{rest} =$ อัตราการเต้นของหัวใจขณะ พัก (resting heart rate) (beats/min) และ $V_{avg} =$ ความเร็ว เฉลี่ยในการเดินที่ระยะทาง 50 เมตร (average velocity) (m/ min) โดยจับเวลาเริ่มก้าว (start) และ (stop) สิ้นสุดการเดินที่ ระยะทาง 50 เมตร

และตัวแปรรองคือแบบประเมินความพึงพอใจสำหรับ การใช้ไม้ค้ำยันมีทั้งหมด 4 ข้อ ประกอบด้วย 1) ความยากง่ายใน การปรับระดับความสูงของไม้ค้ำยัน 2) การพกพา/ความสะดวก ของการใช้งาน 3) การออกแบบไม้ค้ำยันมีความเหมาะสม 4) ความปลอดภัยในการใช้งานไม้ค้ำยัน 5) สามารถเปลี่ยนจาก ทำเป็นเป็นนั่ง และนั่งเป็นยืนได้สะดวก โดยแบ่งระดับคะแนน ความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยันตั้งแต่มากที่สุด มาก ปานกลาง พอใช้ และน้อย

อาสาสมัครที่มีคุณสมบัติผ่านเกณฑ์ที่กำหนด ลงชื่อ ในใบยินยอมเข้าร่วมการศึกษาก่อนการรักษา โดยโครงการ วิจัยนี้ได้ผ่านการพิจารณาของคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย ในมนุษย์ มหาวิทยาลัยบูรพา หมายเลขใบรับรองที่ 16/2561 อาสาสมัครทุกคนจะได้รับการฝึกเดินด้วยไม้ค้ำยันทั้งสอง แบบ ได้แก่ ฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน และ แบบประยุกต์ โดยกำหนดรหัสเริ่มต้นให้แก่อาสาสมัคร

ก่อนเริ่มการทดสอบ จากนั้นใช้วิธีการจับฉลาก โดยเขียนรหัสของอาสาสมัครทำฉลาก และสุ่มหยิบทีละใบแบบไม่ใส่คืน จนกระทั่งได้อาสาสมัครในแต่ละกลุ่มครบตามจำนวน

ขนาดตัวอย่างที่ใช้ในการศึกษาครั้งนี้ อ้างอิงจากการศึกษาของ Nyland และคณะ (2004)⁶ คำนวณจากสูตร $n = \frac{\sigma_d^2(Z_\alpha + Z_\beta)^2}{\mu_d^2}$ โดยแทนค่า $n = 0.482(1.96 + 1.282)^2 / 0.262$ ดังนั้น ได้อาสาสมัคร 46 คน

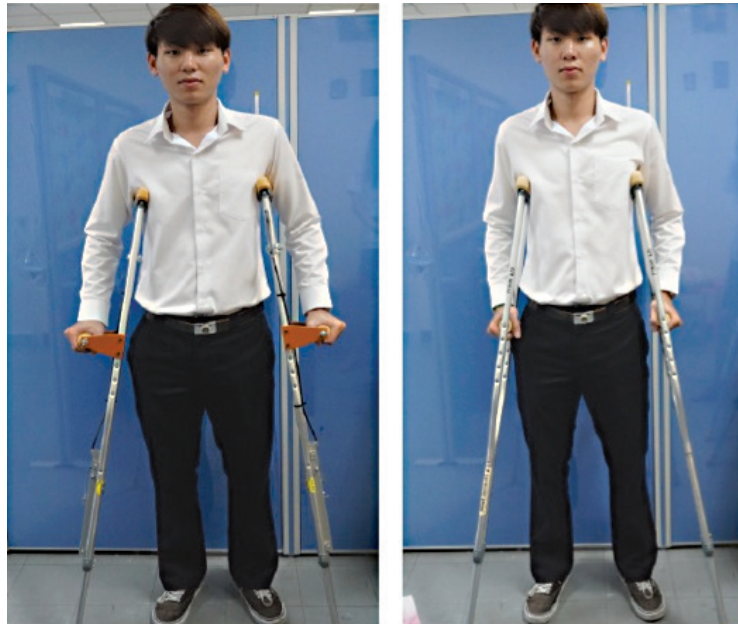
วิธีการศึกษา ทำโดยผู้วิจัยคนที่ 2 โดยอธิบายถึงวิธีการทดลองให้อาสาสมัครเข้าใจถึงวิธีการปฏิบัติ และทำความเข้าใจกับอุปกรณ์ก่อนทดลอง 1 วันโดยฝึกปรับระดับ การฝึกเดิน และฝึกการลุกจากท่านั่งไปยืน ยืนไปนั่งโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้ทั้ง 2 แบบ ผู้วิจัยสาธิตวิธีการปรับระดับความสูงของไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ (รูปที่ 1) และแบบมาตรฐานโดยจับบริเวณตัวไม้ค้ำยัน กดปุ่มเพื่อปรับระดับความสูงที่เหมาะสมแก่อสาสมัคร จากนั้นอาสาสมัครทำการปรับระดับเองตามความเหมาะสม



รูปที่ 1 แสดงไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ และวิธีการปรับระดับความสูงของไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์โดยกดบริเวณเบรกมือเพื่อปรับระดับความสูง

จากนั้นผู้วิจัยทำการสาธิตการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ท่าเริ่มต้นในการจัดเตรียมไม้ค้ำยันรักแร้ให้มีความ

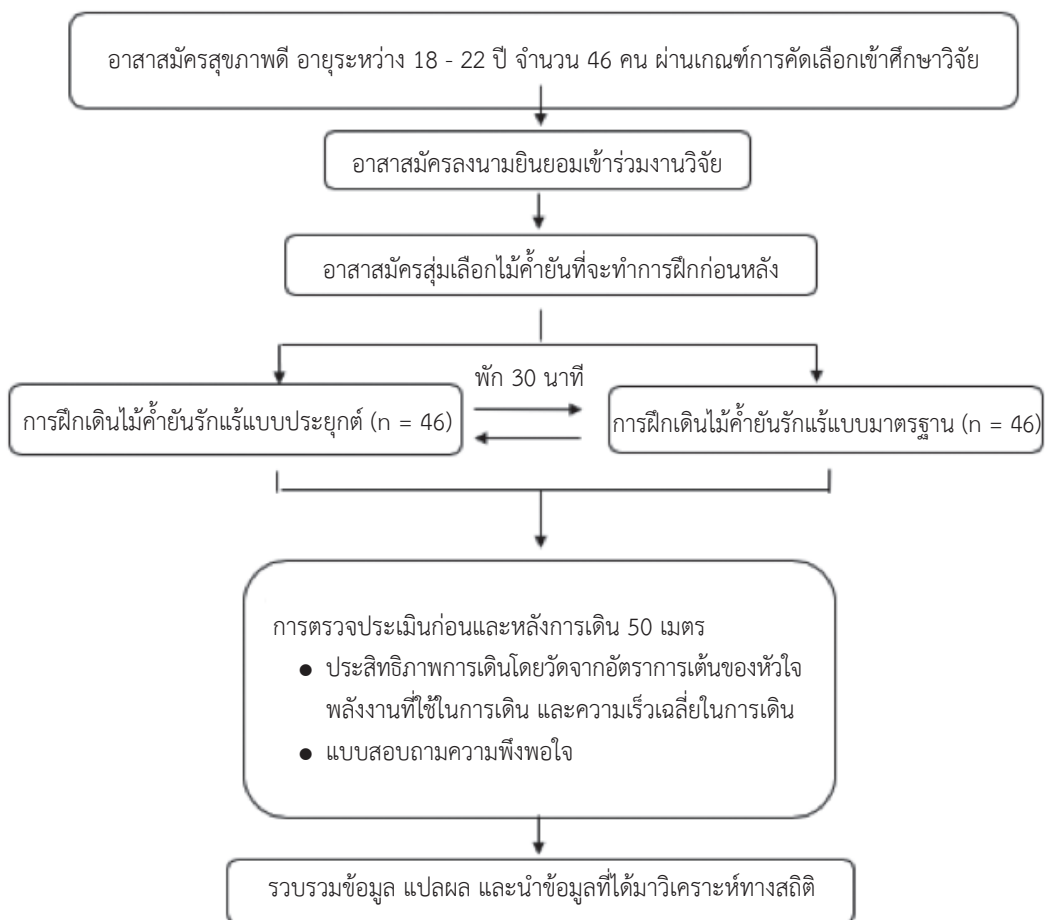
เหมาะสมกับอาสาสมัครทั้ง 2 กลุ่ม (รูปที่ 2)



รูปที่ 2 แสดงท่าเริ่มต้นในการเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันทั้ง 2 แบบ โดยให้ส่วนปลายของไม้ค้ำยันห่างจากปลายเท้ามาทางด้านหน้า และด้านข้างลำตัว ประมาณ 4 นิ้ว และ axillary bar ห่างจากรักแร้ประมาณ 2 - 3 นิ้วมือ ให้ข้อศอกงอทำมุมกับไม้ค้ำยันประมาณ 20 องศา

ขณะฝึกเดินให้แก้อาสาสมัครแบบ 3 point gait โดยยกไม้ทั้ง 2 ข้างไปก่อน ตามด้วยขาขวาและขาซ้าย วันที่ทำการทดลอง เริ่มต้นอาสาสมัครทั้ง 2 กลุ่มอยู่ในท่านั่งผ่อนคลาย และใช้ Polar รุ่น FT7 เพื่อทดสอบอัตราการเต้นของหัวใจ โดยนำสายคาดมาขมวด จากนั้นนำมาคาดหน้าอกใต้กล้ามเนื้ออกกลางบริเวณที่รับสัญญาณชีพจร โดยสัญลักษณ์ Polar อยู่ระหว่างกลางหน้าอก และอยู่ในตำแหน่งตั้งตรง จากนั้นติดตั้งส่งสัญญาณ Transmitter เข้ากับสายคาดหน้าอกและปรับสายคาดหน้าอกให้พอดีกับตัวอาสาสมัคร และใส่นาฬิกาข้อมือทางข้างขวา ผู้วิจัยกดปุ่มตกลง เลือก Start รวบรวมกระทั่งสัญญาณระดับชีพจรขึ้น จากนั้นกดตกลง เพื่อเข้าสู่การบันทึกอัตราการเต้นของหัวใจขณะพัก โดยจะได้รับการวัดอัตราการเต้นของหัวใจขณะพักเป็นระยะเวลา 5 นาที บันทึกทั้งหมด 5 ค่าก่อนได้รับการฝึกเดิน หลังจากนั้นจะได้รับการฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์และแบบมาตรฐานเป็นระยะทาง 50 เมตร โดยผู้วิจัยใช้คำสั่งว่า “เดินโดยใช้ความเร็วปกติ” ในระหว่างเดินเป็นเวลา 30 วินาที จะทำการวัดอัตราการเต้น

ของหัวใจขณะเดิน เมื่อสิ้นสุดการเดินเป็นระยะทาง 50 เมตร เพื่อคำนวณประสิทธิภาพของการเดินจากอัตราการเต้นของหัวใจขณะพักและขณะเดิน บันทึกค่าเฉลี่ยความเร็วในการเดิน และให้อาสาสมัครนั่งพักบนเก้าอี้ บันทึกค่าอัตราการเต้นของหัวใจขณะพัก นับตั้งแต่อัตราการเต้นของหัวใจเริ่มลดลง โดยบันทึกค่าอัตราการเต้นของหัวใจทุก 30 วินาที รวม 5 นาที เพื่อตรวจสอบอัตราการเต้นของหัวใจขณะพักหลังฝึกเดินว่ากลับคืนสู่สภาวะปกติหรือไม่ หลังจากนั้นให้ปรับเปลี่ยนท่าทางจากการลุกนั่งไปยืน และยืนไปนั่งโดยใช้ไม้ค้ำยัน เมื่อสิ้นสุดการทดสอบ ให้อาสาสมัครทำการประเมินความพึงพอใจของการใช้งานไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์และแบบมาตรฐานจากผู้วิจัย ก่อนสลับวิธีการทดสอบหลังสิ้นสุดการทดสอบแรก อาสาสมัครจะได้รับการนั่งพักเป็นเวลา 30 นาที จากนั้นให้อาสาสมัครฝึกเดินด้วยไม้ค้ำยันอีกชนิดหนึ่ง กล่าวคือ ถ้าอาสาสมัครได้รับการฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานแล้ว ให้อาสาสมัครพัก 30 นาที แล้วตามด้วยการฝึกเดินด้วยไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ (แผนผังที่ 1)



แผนผังที่ 1 แสดงขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

การวิเคราะห์ทางสถิติ วิเคราะห์ข้อมูลโดยโปรแกรมสำเร็จรูป Statistical Package for the Social Science for Windows ตรวจสอบการกระจายตัวของข้อมูลโดยสถิติ Komogorov-smirnov test เนื่องจากข้อมูลในการศึกษานี้มีการกระจายปกติ จึงใช้สถิติพาราเมตริกในการวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการเดินวัดจากอัตราการเต้นของหัวใจขณะพักและขณะเดิน และความเร็วเฉลี่ย โดยใช้สถิติ paired t-test กำหนดระดับนัยสำคัญทางสถิติ (α) 0.05 และใช้สถิติเชิงพรรณนาโดยการแจกแจงความถี่และค่าร้อยละ เพื่อประเมินความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยัน

ผลการศึกษา

จากผลการศึกษาพบว่า มีอาสาสมัครจำนวนทั้งหมด 46 คน อายุเฉลี่ย 20.71 ± 0.75 ปี น้ำหนักเฉลี่ย 61.10 ± 17.24 กิโลกรัม ความสูงเฉลี่ย 160.24 ± 5.67 เซนติเมตร ดัชนีมวลกายเฉลี่ย 23.81 ± 6.50 กิโลกรัม/ตารางเมตร เมื่อเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างการฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน และแบบประยุกต์ พบว่าอัตราการเต้นของหัวใจขณะพัก ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) อย่างไรก็ตาม การฝึกเดินด้วยไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์มีอัตราการเต้นของหัวใจขณะเดินและพลังงานที่สูญเสียขณะเดินน้อยกว่าการฝึกเดินด้วยไม้ค้ำยันแบบมาตรฐานแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) (ตารางที่ 1)

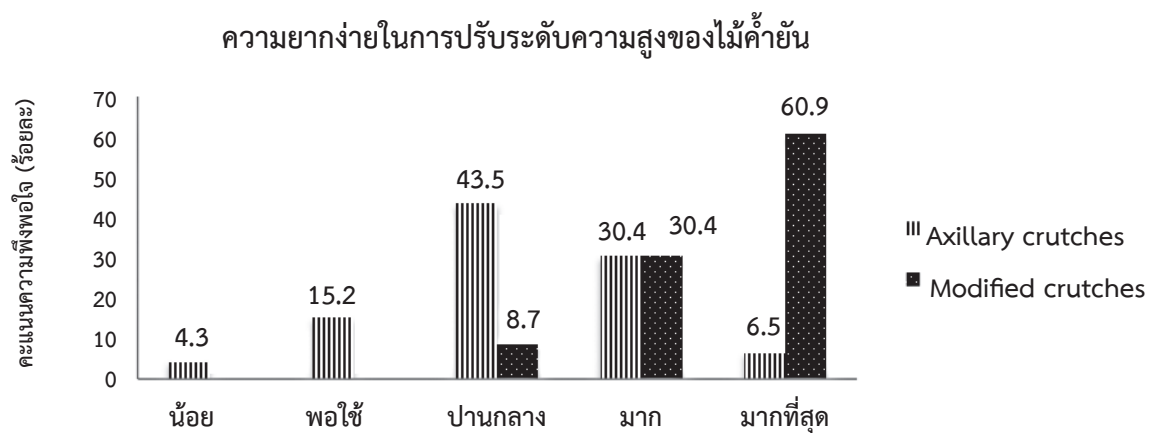
ตารางที่ 1 แสดงการเปรียบเทียบอัตราการเต้นของหัวใจขณะพักและขณะเดิน และพลังงานที่สูญเสียขณะเดิน

ตัวแปร	การฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้		p - value
	แบบมาตรฐาน (Mean $\pm$ SD)	แบบประยุกต์ (Mean $\pm$ SD)	
	n = 46	n = 46	
อัตราการเต้นของหัวใจขณะพัก (จังหวะ/นาที)	88.90 $\pm$ 10.27	86.93 $\pm$ 13.80	p = 0.098
อัตราการเต้นของหัวใจขณะเดิน (จังหวะ/นาที)	108.05 $\pm$ 12.01	104.24 $\pm$ 10.93*	p < 0.001
ความเร็วเฉลี่ย (เมตร/นาที)	21.76 $\pm$ 5.42	25.08 $\pm$ 6.85	p < 0.001
พลังงานที่สูญเสียขณะเดิน(จังหวะ/เมตร)	0.88 $\pm$ 0.46	0.69 $\pm$ 0.34*	p < 0.001

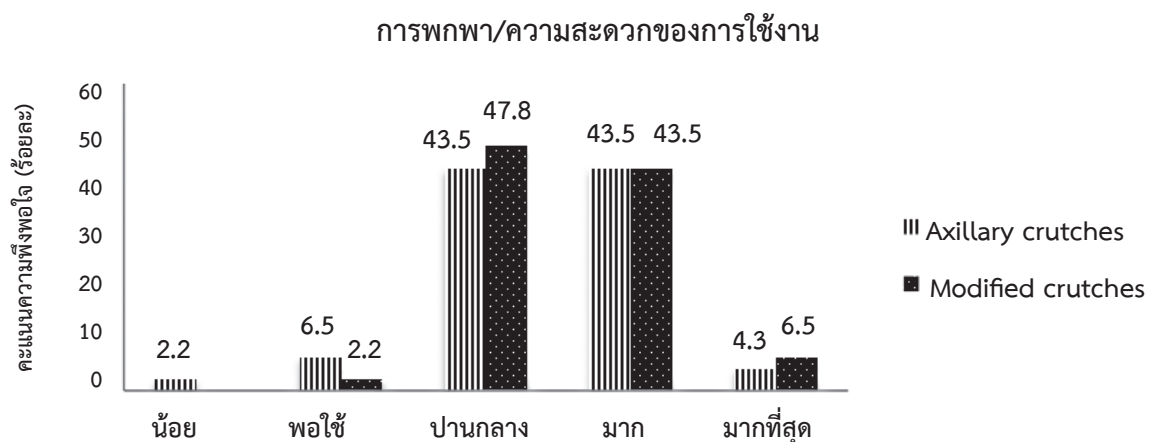
* แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างการฝึกเดิน p < 0.001 โดยใช้สถิติ paired t-test

การแสดงความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยันแบบมาตรฐาน และแบบประยุกต์ โดยมีทั้งหมด 5 หัวข้อ (แผนภูมิที่ 1 - 5)

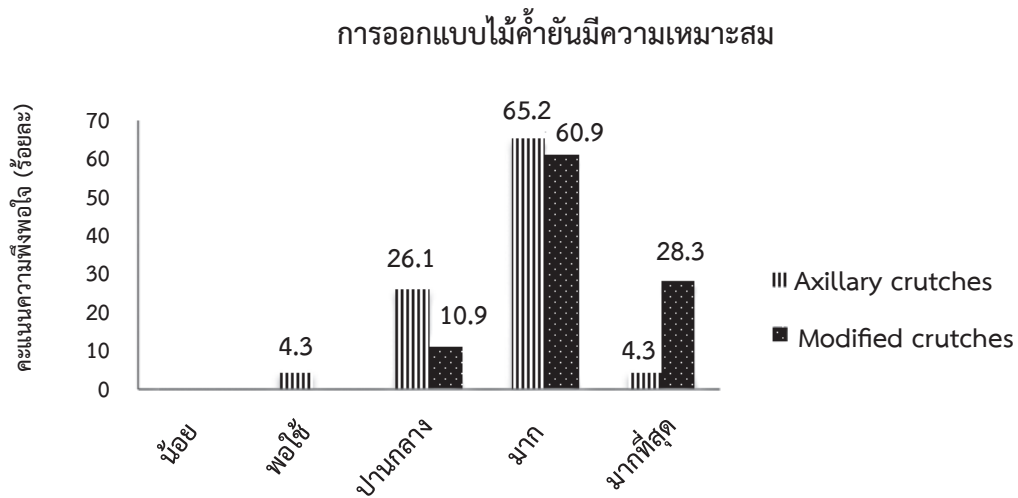
แผนภูมิที่ 1 แสดงความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยัน: ความยากง่ายในการปรับระดับความสูงของไม้ค้ำยัน



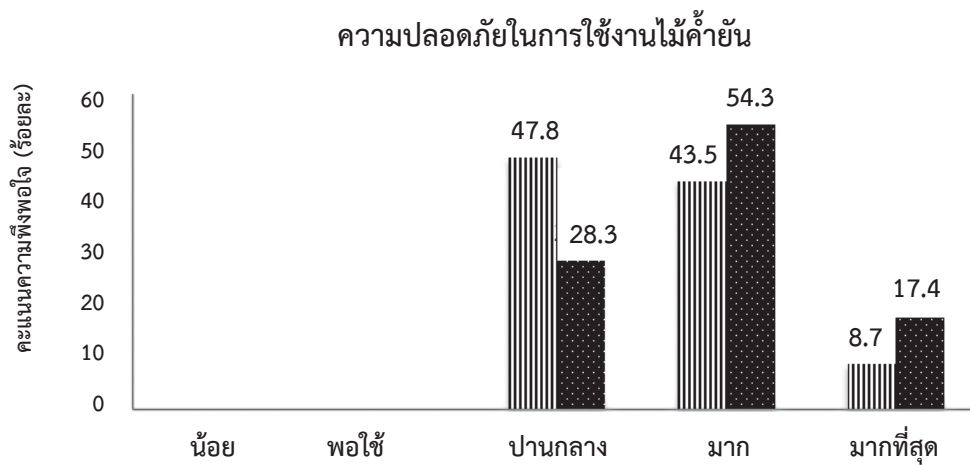
แผนภูมิที่ 2 แสดงความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยัน: การพกพา/ความสะดวกของการใช้งาน



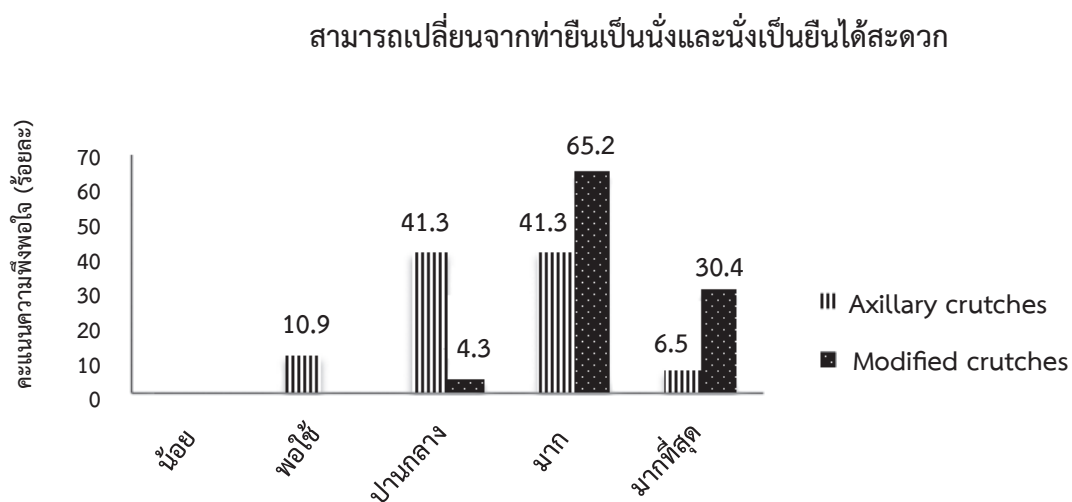
แผนภูมิที่ 3 แสดงความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยัน: การออกแบบไม้ค้ำยันมีความเหมาะสม



แผนภูมิที่ 4 แสดงความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยัน: ความปลอดภัยในการใช้งานไม้ค้ำยัน



แผนภูมิที่ 5 แสดงความพึงพอใจในการใช้ไม้ค้ำยัน: สามารถเปลี่ยนจากทำยืนเป็นนั่งและนั่งเป็นยืนได้สะดวก



วิจารณ์

จากผลการศึกษาครั้งนี้ แสดงให้เห็นว่าการฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์มีอัตราการเดินของหัวใจขณะเดินน้อยกว่าการฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยเมื่อนำมาคำนวณเพื่อวิเคราะห์การสูญเสียพลังงานขณะเดิน พบว่าการฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์สูญเสียพลังงานขณะเดินน้อยกว่ากลุ่มที่ได้รับการฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเนื่องจากตัวไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ มีขนาดความกว้าง hand piece ที่ห่อหุ้มด้วยยางกันลื่น สามารถปรับระดับได้ 4 ระดับ โดยมีข้อจับจะยื่นออกมาด้านนอกตัวไม้ค้ำยัน 10 เซนติเมตร ดังนั้นขณะที่อาสาสมัครอยู่ในท่าเริ่มต้น ทำให้มุมมองขาของข้อศอกงอ 30 องศาพอดี ซึ่งเป็นองศาที่เหมาะสมในการเริ่มต้นเพื่อฝึกเดิน ส่งผลให้คานระหว่างมุมตั้งฉากของแขนกับข้อศอก และแรงที่กระทำต่อมือนั้นพอดี โดยขณะเดินช่วงจังหวะที่ออกแรงกด hand piece เพื่อยกตัวขึ้นและก้าวเดินมีการถ่ายเทแรงมายังบริเวณ hand piece เพื่อลดแรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อ shoulder depressor ได้แก่ กล้ามเนื้อ latissimus dorsi และ triceps โดยเฉพาะในอาสาสมัครที่มีส่วนสูงตั้งแต่ 175 เซนติเมตรขึ้นไป เมื่ออาสาสมัครเพิ่มความเร็วมากขึ้นขณะเดินจึงทำให้ไม่เกิดการล้า⁷ จึงอาจส่งผลต่อค่าเฉลี่ยอัตราการเดินของหัวใจในกลุ่มที่ฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์น้อยกว่ากลุ่มที่ได้รับการฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน 3.81 จังหวะต่อนาที ที่ระยะทางการเดิน 50 เมตร และสอดคล้องกับการศึกษาของ Nyland และคณะ (2004)⁶ ได้ใช้ไม้ค้ำยัน ESFOS แต่ได้ดัดแปลง axillary bar ให้มีลักษณะเว้า และมีฐานทางด้านล่างกว้าง โดยพบว่าสามารถลดพลังงานที่สูญเสียขณะเดินได้แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเช่นเดียวกัน นอกจากนี้จากการศึกษาที่ผ่านมาของ Shorten และคณะ (2001)⁸ พบว่าการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานมีเปอร์เซ็นต์อัตราการเต้นของหัวใจจากขณะพักมาเดินเพิ่มขึ้น 20% เมื่อเปรียบเทียบกับไม้ค้ำยันแบบแคนาเดียน อาจเนื่องมาจากบริเวณ axillary bar ทำให้เกิดแรงกดบริเวณใต้รักแร้ร่วมกับกระดูกซี่โครงส่วนนอก ทำให้กระตุ้นอัตราการเต้นของหัวใจเพิ่มขึ้นโดยเฉพาะในจังหวะที่ออกแรงยกตัวขึ้น อย่างไรก็ตาม ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของการสูญเสียพลังงานขณะเดินระหว่างการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานและแบบแคนาเดียน

อย่างไรก็ตาม แม้ผลการศึกษาของอัตราการเต้นของหัวใจขณะเดินแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่เมื่อพิจารณาความแตกต่างทางคลินิกของทั้งสองกลุ่มเท่ากับ 3.81 จังหวะต่อนาที พบว่ามีการเปลี่ยนแปลงที่น้อยทำให้ไม่มีความแตกต่างกันทางคลินิก ดังนั้น อาจไม่สามารถสรุปได้แน่ชัดว่าการฝึกเดินโดยใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ช่วยลดพลังงานที่ใช้เดินได้จริง

นอกจากนี้ การศึกษาในครั้งนี้พบว่าระดับความพึงพอใจการใช้งานด้านความยากง่ายในการปรับระดับความสูงของการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ พบว่าร้อยละ 60.9 ของอาสาสมัครมีระดับความพึงพอใจมากที่สุด ในขณะที่การใช้งานไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน พบว่าร้อยละ 6.5 ของอาสาสมัครมีระดับความพึงพอใจมากที่สุด รวมถึงสามารถเปลี่ยนจากทำเป็นเป็นนั่งและนั่งเป็นยืนได้สะดวกของการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ พบว่าร้อยละ 65.2 ของอาสาสมัครมีระดับความพึงพอใจมาก อาจเนื่องมาจากแบบประยุกต์สามารถกดบริเวณเบรกจักรยานทางด้านบนได้ในทำขึ้นเพื่อปรับระดับความสูงได้อย่างเหมาะสม โดยไม่ต้องยกตัวไม้ค้ำยันขึ้นหรือก้มตัวลงเพื่อปรับระดับโดยกดปุ่มทางด้านล่างของตัวไม้ เหมือนกับแบบมาตรฐาน นอกจากนี้แบบประยุกต์สามารถปรับระดับความสูงในแต่ละช่วงที่ระยะ 2 นิ้ว โดยปรับระดับความสูงได้ในระยะ 21 นิ้ว ซึ่งในการออกแบบนั้น กำหนดระยะที่ครอบคลุมการใช้งานทั้งหมดที่ระยะความสูงของไม้ค้ำยัน 35 - 56 นิ้ว สามารถปรับระดับความสูงได้ทั้งหมด 10 ระดับ คือที่ความสูง 35", 40", 42", 44", 46", 48", 50", 52", 54", 56" ซึ่งกลไกการล็อกไม้เป็นตัวกำหนดระดับความสูงของไม้ที่ต้องการ สามารถใช้งานได้ง่ายเพียงออกแรงกดตรงเบรกมือ จะทำให้ปรับระดับความสูงของไม้ค้ำยันให้มีขนาดเหมาะสมกับผู้ใช้งานได้และความพึงพอใจด้านการพกพา/ความสะดวกของการใช้งานไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ พบว่าร้อยละ 47.8 ของอาสาสมัครมีระดับความพึงพอใจปานกลาง และแบบมาตรฐาน พบว่าร้อยละ 43.5 ของอาสาสมัครมีระดับความพึงพอใจปานกลางเช่นเดียวกัน โดยรูปแบบของตัวไม้ค้ำยันยังมีขนาดค่อนข้างใหญ่ทั้งสองแบบ แต่แบบมาตรฐานมีน้ำหนักที่เบาว่าเนื่องจากผลิตมาจากอะลูมิเนียมทั้งหมด ในขณะที่แบบประยุกต์ดัดแปลงจากโครงเดิมซึ่งเป็นอะลูมิเนียมเพิ่มเติมตัวเบรกจักรยาน และ hand piece ทำให้มีน้ำหนักที่มากกว่าแต่เน้นด้านความมั่นคง และความสะดวกในการทำงานมากกว่า นอกจากนี้มีการรายงานจาก

อาสาสมัครที่มีส่วนสูง 150 และ 180 เซนติเมตรตามลำดับ ซึ่งขณะใช้งานไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐานในการฝึกเดิน รู้สึกเมื่อยลำบริเวณแขนทั้งสองข้าง และปวดบริเวณใต้รักแร้ ดังนั้นการออกแบบไม้ค้ำยันในการปรับระดับความสูงได้จึงเป็นสิ่งสำคัญที่ช่วยลดการบาดเจ็บที่เกิดขึ้นบริเวณใต้รักแร้ได้ในขณะเดินระยะทาง 50 เมตร ในด้านการออกแบบไม้ค้ำยันมีความเหมาะสมนั้น พบว่า ร้อยละ 28.3 ของอาสาสมัครมีระดับความพึงพอใจมากที่สุดในการใช้ไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์ อย่างไรก็ตามในอนาคตควรประดิษฐ์ในลักษณะที่พับเก็บได้ เพื่อความสะดวกในการพกพาต่อไป และความพึงพอใจด้านความปลอดภัยขณะเดินของการใช้ไม้ค้ำยันแบบประยุกต์ พบว่าร้อยละ 54.3 ของอาสาสมัครมีระดับความพึงพอใจมากโดยแม้ตัวไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์จะมีน้ำหนักมากกว่าแบบมาตรฐาน แต่บริเวณ hand piece ซึ่งยื่นออกมาด้านนอกตัวไม้ค้ำยัน ทำให้มุมมองขาของข้อศอก 30 องศาพอดี ส่งผลให้คานระหว่างมุมตั้งฉากของแขนกับข้อศอก และแรงที่กระทำต่อนั้นพอดี โดยเฉพาะขณะเดินช่วงจังหวะที่ออกแรงกด hand piece เพื่อยกตัวขึ้นและก้าวเดินโดยพบว่าจำนวนอาสาสมัคร 2 ราย มีการรายงานว่ารู้สึกมีความมั่นคง ทำให้ไม่รู้สึกเจ็บบริเวณใต้รักแร้ขณะออกแรงกดเพื่อยกตัวขึ้นและก้าวเดิน นอกจากนี้มีจากการศึกษาที่ผ่านมาของ Mittel และคณะ (2012)⁹ ได้ออกแบบไม้ค้ำยันโดยผลิตจากวัสดุที่เป็นเหล็กไฮโดรลิก พบว่าสามารถช่วยรองรับน้ำหนักได้ดี รักษาสมดุลขณะทรงท่าปรับระดับความสูงของผู้ใช้อย่างสะดวก และมีความปลอดภัยขณะใช้งาน สอดคล้องกับการศึกษาที่ผ่านมาของ Nyland และคณะ (2004)⁶ ได้ผลิตนวัตกรรมไม้ค้ำยัน ESFOS แต่ดัดแปลง axillary bar ให้มีลักษณะเว้า โดยพบว่าสามารถลดแรงกดในผู้ป่วยที่มีการเดินลงน้ำหนักแบบบางส่วนที่ไม่เหมาะสมได้ มีความมั่นคงและความปลอดภัย สะดวกสบายในการเดินบนพื้นผิวที่เรียบหรือบันได มีประสิทธิภาพมากกว่าไม้ค้ำยันรักแร้แบบมาตรฐาน อย่างไรก็ตามยังมีรูปแบบของตัวไม้ค้ำยันที่แตกต่างจากการศึกษาในครั้งนี้

ข้อจำกัดการศึกษารังนี้มาอาจยังไม่เห็นภาวะแทรกซ้อนจากการใช้งานไม้ค้ำยันทั้งสองรูปแบบ เนื่องจากการฝึกเดินเพียง 2 วัน ในอนาคตควรศึกษาในผู้ป่วยที่มีการบาดเจ็บของรยางค์ส่วนล่างที่มีการใช้งานเป็นระยะเวลานาน นอกจากนี้ตัวแปรที่ใช้ในการศึกษารังนี้ยังไม่สามารถวิเคราะห์การทำงานของกล้ามเนื้อส่วนรยางค์บนในการออกแรงกดเพื่อยกตัวขึ้นและก้าวเดินได้อย่างมีประสิทธิภาพซึ่งเป็นปัญหาหลักที่ทำให้เกิดการสูญเสียพลังงานขณะเดินมาก การศึกษาต่อไปอาจเพิ่มการวิเคราะห์การทำงานของกล้ามเนื้อโดยใช้เครื่อง Electromyography เพื่อให้เห็นประสิทธิภาพของการทำงานของ

กล้ามเนื้อที่ชัดเจนมากขึ้น รวมถึงรูปแบบของไม้ค้ำยันอาจดัดแปลงให้สามารถพับเก็บได้เพื่อความสะดวกในการพกพาต่อไป

สรุปได้ว่าไม้ค้ำยันรักแร้แบบประยุกต์สามารถปรับระดับความสูงได้ง่าย พกพาและสะดวกต่อการใช้งานจากการออกแบบที่เหมาะสมมีความมั่นคงปลอดภัย และสามารถเปลี่ยนจากทำเป็นนั่งและนั่งเป็นยืนได้ง่าย จึงเป็นอีกหนึ่งสิ่งประดิษฐ์ใหม่ที่สามารถใช้ในการฝึกเดินได้อย่างมีประสิทธิภาพ

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคุณทุนรายได้จากเงินอุดหนุนโครงการวิจัยประเภทงบประมาณเงินรายได้ (เงินอุดหนุนจากรัฐบาล) ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2561 มหาวิทยาลัยบูรพาผ่านสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ

เอกสารอ้างอิง

1. ชัชวาล จันทะเพชร. การศึกษาลักษณะของผู้ป่วยที่ได้รับบาดเจ็บจากอุบัติเหตุทางจราจร. วารสารสมาคมเวชศาสตร์ฉุกเฉินแห่งประเทศไทย 2552;5:8-11.
2. Moran SG, Mcgwin G, Metzger JS, Alonso JE, Rue LW. Relationship between age and lower extremity fractures in frontal motor vehicle collisions. J Trauma 2003;54:261-5.
3. Buckley J, 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;52:421-7.
4. Leblanc MA, Carlson LE, Nauenberg TA. Quantitative Comparison of Four Experiment Axillary Crutches. J Pros Ortho 1993;5:20-8.
5. Rudin L, Levine L. Bilateral compression of the radial nerve. Phys Ther Rev 1951;31:229-31.
6. Nyland J, Bernasek T, Markee B, Dundore C. Comparison of the Easy Strutter Functional Orthosis SystemTM and axillary crutches during modified 3-point gait. J Rehabil Res Dev 2004;41:195-206.
7. Herr H, Langman N. Optimization of human-powered elastic mechanisms for endurance amplification. Struct Multidisc Optim 1997;3:65-7.

8. Shortell D, Kucer J, Neeley WL, Leblanc M. The design of a compliant composite crutch. J Rehabil Res Dev 2001;38:23-32.
9. Mittel M, Shannon MSL, Dulamal M. Running head: Redesign the crutch: MR. Crutch 3000 2012;1:1-20.

Abstract

The Comparison of Walking Performance between Using Modified Axillary Crutches and Standard Axillary Crutches in Healthy Subjects

Phurichaya Werasirirat, Orachorn Boonla, Pimonpan Taweekarn Vannajak

Faculty of Allied Health Sciences, Burapha University, Long-Hard Bangsaen Road, Saen Sook Sub-district, Mueang District, Chonburi, Thailand 20131.

Introduction: Ambulation with axillary crutches is often prescribed to reduce weight bearing after lower limb injury. The standard axillary crutches were known to cause general discomfort to the user and difficult to adjustable height. The modified axillary crutches were designed to improve walking performance. The purpose of this study was to compare walking performance of using standard and modified axillary crutches in healthy subjects.

Methods: The modified axillary crutches were made of main frame's standard axillary crutches including add brake lever, hand pieces, and slide frame which can determine high level of modified axillary crutches. Forty-six healthy 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 to calculate an energy expenditure index of walking including a questionnaire were used to assess subject's satisfaction of product.

Results: The mean resting heart rate, the mean walking heart rate, average velocity, and energy expenditure index of walking for ambulation with modified and standard axillary crutches were 86.93 ± 13.80 and 88.90 ± 10.27 beats per minute (bpm) respectively, 104.24 ± 10.93 and 108.05 ± 12.01 bpm respectively, 25.08 ± 6.85 and 21.76 ± 5.42 meters per minute respectively, and 0.69 ± 0.34 and 0.88 ± 0.46 beats per meters respectively. There was a significantly greater decrease in energy expenditure index of walking for ambulation with modified than standard axillary crutches ($p < 0.05$). In addition, ambulation with modified axillary crutches were highly satisfied in five items.

Conclusion: The modified axillary crutches can use to easy for the height adjustment, comfort, safety, stability, and change from standing to sitting and sitting to standing easily. Therefore, this model can be an alternate choice to assistive device gait.

Key word: Standard axillary crutches, Modified axillary crutches, Energy expenditure index of walking