

การศึกษาความน่าเชื่อถือและความเที่ยงตรงของเซนเซอร์วัดน้ำหนักในต้นแบบ เครื่องออกกำลังกายกล้ามเนื้อขาสำหรับเด็กที่มีภาวะสมองพิการ*

รัชดาภรณ์ บ่อคำ**, รวยริน ชนาวิรัตน์***, รัฐการ เย็นเสนาะ****,
ณัฐวิวัฒน์ พลดี*****, วนิดา ตรีปัญหา*****¹

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินความน่าเชื่อถือ (Reliability) และความเที่ยงตรงเชิงสหสัมพันธ์ (Concurrent validity) ของเซนเซอร์วัดน้ำหนัก (Load cell device) ซึ่งติดตั้งไว้ที่จุดกึ่งกลางของแผ่นวางเท้า (Footpad) ในต้นแบบเครื่องออกกำลังกายกล้ามเนื้อขาสำหรับเด็กที่มีภาวะสมองพิการ การทดสอบดำเนินการโดยใช้ตัวถ่วงน้ำหนักคงที่จำนวน 10 ระดับ (10–100 กิโลกรัม) วางบนแผ่นวางเท้าและเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องชั่งมาตรฐาน ทำการทดสอบ 2 รอบ รอบที่ 1 และรอบที่ 2 ห่างกัน 7 วัน โดยในแต่ละรอบทำการวัดซ้ำ 3 ครั้ง ในแต่ละระดับน้ำหนักวิเคราะห์ข้อมูลด้วย Intraclass Correlation Coefficient: ICC(3,1) พบว่าเซนเซอร์วัดน้ำหนักมีค่าความน่าเชื่อถืออยู่ในระดับดีมาก (ICC = 0.999, 95%CI: 0.985–1.000, $p < 0.001$) และมีความเที่ยงตรงอยู่ในระดับดีมากเช่นเดียวกัน (ICC = 1.000, 95%CI: 0.997–1.000, $p < 0.001$ และ ICC = 1.000, 95%CI: 0.998–1.000, $p < 0.001$) การวิเคราะห์ Bland-Altman Plot พบว่าเซนเซอร์วัดน้ำหนักมีความสอดคล้องสูงเมื่อเปรียบเทียบกับเครื่องชั่งมาตรฐาน โดยค่าความแตกต่างส่วนใหญ่อยู่ใกล้ค่าเฉลี่ยและอยู่ในขอบเขตความเชื่อมั่น 95% ผลการศึกษาชี้ให้เห็นว่าเซนเซอร์วัดน้ำหนักนี้มีความเหมาะสมสำหรับงานวัดน้ำหนักและประเมินสมรรถภาพกล้ามเนื้อ ซึ่งเป็นประโยชน์ต่อการประยุกต์ใช้ทั้งงานวิจัยและทางคลินิกในอนาคต ทั้งการติดตามผลการรักษาและการพัฒนาโปรแกรมการออกกำลังกายอย่างมีประสิทธิภาพสำหรับเด็กที่มีภาวะสมองพิการ

คำสำคัญ: ความน่าเชื่อถือ, ความเที่ยงตรง, เซนเซอร์วัดน้ำหนัก, เครื่องออกกำลังกาย

* การวิจัยนี้ได้รับทุนสนับสนุนจากสำนักงานการวิจัยแห่งชาติ (วช.) และคณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

** นักศึกษา ปริญญาปรัชญาดุษฎีบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาศาสตร์การเคลื่อนไหวของมนุษย์ คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

*** รองศาสตราจารย์ คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

**** ผู้ช่วยศาสตราจารย์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

***** รองศาสตราจารย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

*****¹ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

*****¹ Corresponding author, email: wanidadon@kku.ac.th, Tel. 087-232-1981

A Study on Reliability and Concurrent Validity of a Load Cell Device in a Prototype Exercise Machine for Lower Limb Strengthening in Children with Cerebral Palsy*

Ratchadaporn Borkam**, Raoyrin Chanavirut***, Rattakarn Yensano****,
Nantiwat Pholdee*****, Wanida Donpunha*****¹

Abstract

This study aimed to evaluate the reliability and concurrent validity of a load cell device installed at the center of the footpad in a prototype exercise machine for lower limb strengthening in children with cerebral palsy. The device was tested using ten levels of constant weight (10–100 kilograms) placed on the footpad and compared with measurements obtained from a standard scale. Two testing rounds were conducted, separated by a seven-day interval, with each weight level was measured three times per round. Data analysis using the Intraclass Correlation Coefficient: ICC(3.1) demonstrated excellence reliability (ICC = 0.999, 95%CI: 0.985–1.000, $p < 0.001$) and excellent validity in both rounds (ICC = 1.000, 95%CI: 0.997–1.000, $p < 0.001$; and ICC = 1.000, 95%CI: 0.998–1.000, $p < 0.001$). In addition, Bland–Altman plot analysis indicated a high level of agreement between the load cell and the standard scale, with most differences lying close to the mean line and remaining within the 95% limits of agreement across both rounds. These findings indicate the suitability of the load cell device as a quantitative research instrument for measuring weight and assessing lower limb muscle performance, particularly in monitoring treatment outcomes and developing effective exercise programs for children with cerebral palsy.

Keywords: Reliability, Validity, Load cell device, Exercise machine

* This research was supported by the National Research Council of Thailand (NRCT) and the Faculty of Associated Medical Sciences, Khon Kaen University

** PhD. student in Human Movement Sciences program, Faculty of Associated Medical Sciences, Khon Kaen University

*** Assoc. Prof., Faculty of Associated Medical Sciences, Khon Kaen University

**** Asst. Prof., Faculty of Science, Khon Kaen University

***** Assoc. Prof., Faculty of Engineering, Khon Kaen University

***** Asst. Prof., Faculty of Associated Medical Sciences, Khon Kaen University

*****¹ Corresponding author, email: wanidadon@kku.ac.th, Tel. 087-232-1981

Received : June 29, 2025; **Revised** : November 13, 2025; **Accepted** : November 20, 2025

ความสำคัญของปัญหาการวิจัย

เด็กที่มีภาวะสมองพิการ (Cerebral Palsy; CP) โดยเฉพาะประเภทแข็งเกร็งครึ่งท่อน (Spastic diplegia) มักพบความผิดปกติด้านการควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อและการเคลื่อนไหวร่างกาย ซึ่งส่งผลต่อความสามารถในการทรงตัว การยืน การเดิน และการทำกิจวัตรประจำวัน โดยมีลักษณะอาการที่เด่นชัดคืออาการกล้ามเนื้อขาหดเกร็งมากกว่าปกติและมักพบอาการดังกล่าวในส่วนขามากกว่าส่วนแขน ร่วมกับภาวะกล้ามเนื้ออ่อนแรงโดยเฉพาะในกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า ส่งผลให้เด็กมีรูปแบบการยืนและการเดินที่ผิดปกติ เช่น มีการงอข้อสะโพกและข้อเข่าร่วมกับการกระดกข้อเท้าลงมากกว่าปกติ (O'Sullivan et al., 2020; Zhou et al., 2017) การออกกำลังกายเพื่อเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ (Strength training exercise) เป็นแนวทางสำคัญสำหรับการฟื้นฟูสมรรถภาพทางกายและการพัฒนาทักษะกล้ามเนื้อมัดใหญ่ในเด็กที่มีภาวะสมองพิการซึ่งได้รับความนิยมน้อยอย่างต่อเนื่อง ซึ่งเป็นวิธีการทางกายภาพบำบัดที่ใช้สำหรับการฝึกเพื่อเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ และนำไปสู่การส่งเสริมความสามารถในการยืน การเดิน และการเคลื่อนไหวของร่างกาย จากการศึกษาที่ผ่านมาชี้ให้เห็นว่าการออกกำลังกายแบบมีแรงต้านอย่างเหมาะสมสามารถเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อและพัฒนาทักษะการเดินได้อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยไม่ส่งผลกระทบต่อภาวะกล้ามเนื้อหดเกร็ง (Spasticity) (Merino-Andres et al., 2022; Cho & Lee, 2020) นอกจากนี้ยังพบว่า การออกกำลังกายด้วยการฝึกทักษะการเคลื่อนไหวด้วยท่าทางต่างๆ ในชีวิตประจำวัน (Functional strength training) เช่น การฝึกการลุกขึ้นยืน การฝึกเดิน สามารถช่วยกระตุ้นการทำงานและเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อที่จำเป็นต่อการยืนและเดิน โดยเฉพาะกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดข้อสะโพก (Hip extensor muscles) และกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดข้อเข่า (Knee extensor muscles) เพิ่มความสามารถในการทำกิจวัตรประจำวัน ช่วยลดการพึ่งพิงผู้ดูแลได้อย่างมีประสิทธิภาพ (Novak et al., 2020; Chaovalit et al., 2021) อย่างไรก็ตาม เด็กที่มีภาวะสมองพิการประเภท Spastic diplegia นอกจากจะพบปัญหาเรื่องความตึงตัวของกล้ามเนื้อสูงมากกว่าปกติ ยังมักพบปัญหาเรื่องการทรงตัวร่วมด้วย ซึ่งส่งผลให้มีความยากลำบากในการฝึกออกกำลังกายโดยเฉพาะในท่าทางที่ต้านต่อแรงโน้มถ่วงของโลก เช่น การลุกขึ้นยืน และการเดิน รวมถึงเด็กอาจรู้สึกไม่มั่นคง และเกิดเคลื่อนไหวแบบชดเชยในระหว่างการฝึกออกกำลังกาย (Panibatla et al., 2017; Abd Allah et al., 2023) เพื่อลดข้อจำกัดดังกล่าว กลุ่มผู้วิจัยจึงได้พัฒนาต้นแบบเครื่องออกกำลังกายกล้ามเนื้อขาสำหรับเด็กที่มีภาวะสมองพิการประเภท Spastic diplegia ขึ้น ซึ่งเครื่องออกกำลังกายนี้เหมาะสมกับเด็กที่มีความสามารถในการเคลื่อนไหวตามเกณฑ์ Gross Motor Function Classification System (GMFCS) ในระดับ 1-3 (GMFCS I-III) โดยต้นแบบเครื่องออกกำลังกายนี้มีลักษณะโครงสร้างใกล้เคียงกับเตียงฝึกยืน (Tilt table) ซึ่งสามารถปรับมุมเอียงของเตียงได้ตั้งแต่ 0-90 องศา และมีจุดเด่นคือโครงสร้างในส่วนเบาะของเตียงนอกจากทำหน้าที่พยุงลำตัวเด็กให้มีความมั่นคงแล้วยังสามารถปรับขึ้นลงได้ ซึ่งในขณะที่เด็กยืนบนแผ่นวางเท้า (Footpad) และวางหลังลงที่เบาะ เด็กจะสามารถทำท่าย่อและเหยียดข้อสะโพกและข้อเข่าเพื่อเป็นการฝึกออกกำลังกายกล้ามเนื้อขาทั้งสองข้างโดยเฉพาะกลุ่มกล้ามเนื้อเหยียดข้อสะโพกและข้อเข่า การเพิ่มความหนักของการฝึกออกกำลังกายสามารถทำได้โดยการเพิ่มมุมของเตียงเพื่อให้เด็กออกแรงต้านแรงโน้มถ่วงของโลกเพิ่มขึ้น นอกจากนี้ที่บริเวณจุดกึ่งกลาง Footpad ของต้นแบบเครื่องออกกำลังกายได้มีการติดตั้งเซนเซอร์น้ำหนัก (Load cell device) ไว้ ซึ่งเป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ชนิดหนึ่งที่ใช้สำหรับ

วัดแรงหรือน้ำหนัก โดยแปลงแรงทางกลเป็นสัญญาณไฟฟ้า ซึ่งสามารถนำไปประมวลผลและแสดงผลในรูปแบบดิจิทัลได้

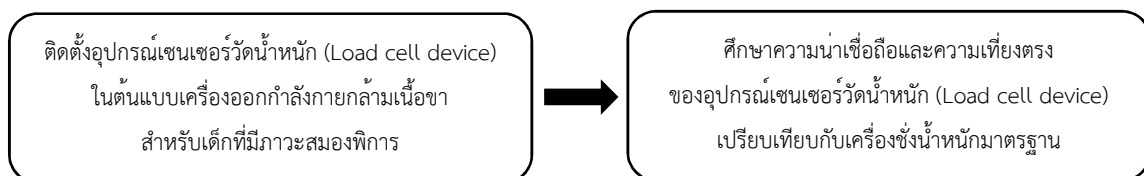
ความน่าเชื่อถือและเที่ยงตรงของเซนเซอร์วัดน้ำหนักเป็นข้อมูลที่สำคัญในการแสดงให้เห็นคุณภาพและมีประสิทธิภาพของเครื่องมือว่าอยู่ในระดับที่เหมาะสมสำหรับการวัดและประเมินผลทั้งในการศึกษาวิจัยและในทางคลินิก (Meehanpong & Chatdokmaiprai, 2018) จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าเซนเซอร์วัดน้ำหนักสามารถวัดแรงกล้ามเนื้อได้แม่นยำทั้งแรงดึงและแรงกด และมีค่าความน่าเชื่อถือและความเที่ยงตรงอยู่ในระดับดีมาก (James et al., 2017; Keshavarzi et al., 2022; Juneau et al., 2024) อย่างไรก็ตามยังไม่พบการศึกษาค่าความน่าเชื่อถือและความเที่ยงตรงของเซนเซอร์วัดน้ำหนักในเครื่องออกกำลังกายที่พัฒนาเพื่อเด็ก ที่มีภาวะสมองพิการโดยเฉพาะมาก่อนรวมถึงต้นแบบเครื่องออกกำลังกายในการวิจัยครั้งนี้ยังขาดข้อมูลยืนยันค่าความน่าเชื่อถือและความเที่ยงตรงของเซนเซอร์วัดน้ำหนัก ดังนั้นการวิจัยครั้งนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาความน่าเชื่อถือ (Reliability) และความเที่ยงตรงเชิงสหสัมพันธ์ (Concurrent validity) ของเซนเซอร์วัดน้ำหนักในต้นแบบเครื่องออกกำลังกายกล้ามเนื้อสำหรับเด็กที่มีภาวะสมองพิการประเภท Spastic diplegia เพื่อนำไปสู่การพัฒนาเครื่องมืออย่างมีประสิทธิภาพและนำไปสู่การประยุกต์ใช้ในทางคลินิกและงานวิจัยต่อไป

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

เพื่อศึกษาความน่าเชื่อถือและความเที่ยงตรงเชิงสหสัมพันธ์ของเซนเซอร์วัดน้ำหนักในต้นแบบเครื่องออกกำลังกายกล้ามเนื้อสำหรับเด็กที่มีภาวะสมองพิการประเภท Spastic diplegia

กรอบแนวคิดการวิจัย

การวิจัยครั้งนี้พัฒนาต้นแบบเครื่องออกกำลังกายกล้ามเนื้อสำหรับเด็กที่มีภาวะสมองพิการ โดยติดตั้งเซนเซอร์วัดน้ำหนัก (Load cell device) ที่บริเวณกึ่งกลางแผ่นวางเท้าเพื่อใช้วัดแรงกดภายนอก การทดสอบความน่าเชื่อถือและความเที่ยงตรงเชิงสหสัมพันธ์ทำโดยเปรียบเทียบค่าที่ได้จากเซนเซอร์กับเครื่องชั่งมาตรฐานในช่วงน้ำหนัก 10–100 กิโลกรัม เพื่อยืนยันคุณภาพของอุปกรณ์และเป็นแนวทางปรับปรุงพัฒนาเครื่องมือและการประยุกต์ใช้ในการวิจัยและในทางคลินิกต่อไป



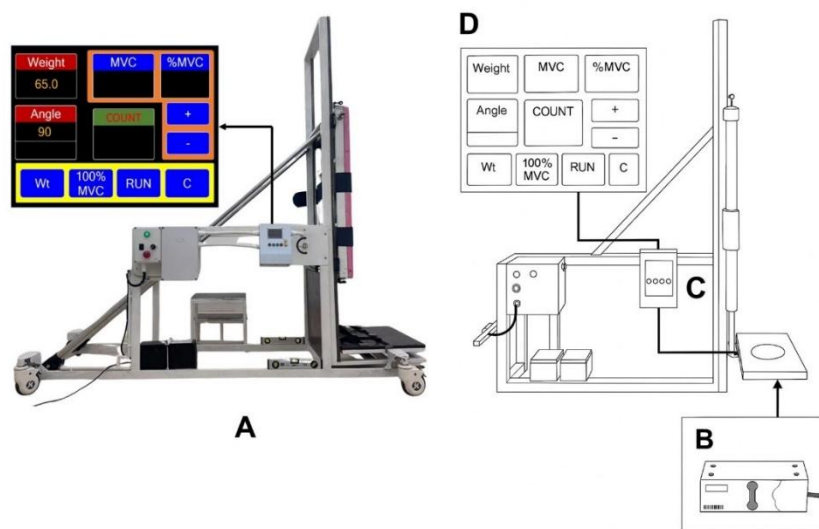
ภาพที่ 1 กรอบแนวคิดการวิจัย

การพิทักษ์สิทธิผู้ให้ข้อมูล

การวิจัยนี้ดำเนินการทดสอบเครื่องมือโดยใช้อุปกรณ์วิจัยทางห้องปฏิบัติการ ได้ผ่านการพิจารณาโครงการวิจัยในมนุษย์ที่เข้าข่ายการพิจารณาแบบยกเว้น หมายเลขสำคัญโครงการ HE664018 จากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

วิธีดำเนินการวิจัย

การศึกษาครั้งนี้เป็นการประเมินความน่าเชื่อถือและความเที่ยงตรงของระบบเซนเซอร์วัดน้ำหนักที่ติดตั้งในเครื่องออกกำลังกายต้นแบบในห้องปฏิบัติการ (Laboratory-based validation of a load cell-integrated prototype system) ผู้วิจัยได้ดำเนินการพัฒนาและสร้างต้นแบบเครื่องออกกำลังกายกล้ามเนื้อเนื้อสำหรับเด็กที่มีภาวะสมองพิการ (ภาพที่ 2) โดยมีขั้นตอนสำคัญคือ รวบรวมข้อมูลจากการศึกษาที่ผ่านมาเพื่อนำมาออกแบบและสร้างต้นแบบเครื่องออกกำลังกาย จากนั้นทำการตรวจสอบระบบไฟฟ้าและระบบอิเล็กทรอนิกส์ โดยวิศวกร ภาควิศวกรรมไฟฟ้า งานไฟฟ้ากำลัง ใบอนุญาตเลขที่ ภพก. 576552 ทำการทดสอบวิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้างของต้นแบบนวัตกรรมโดยโปรแกรมทางวิศวกรรมศาสตร์ พบว่าโครงสร้างหลักมีความแข็งแรงและสามารถรับน้ำหนักผู้ใช้งานได้สูงสุด 80 กิโลกรัม



ภาพที่ 2 แสดง A) ต้นแบบเครื่องออกกำลังกายกล้ามเนื้อเนื้อสำหรับเด็กที่มีภาวะสมองพิการ B) ตำแหน่งติดตั้งเซนเซอร์วัดน้ำหนัก C) ตำแหน่งหน้าจอแสดงผล D) ภาพหน้าจอแสดงผล

อุปกรณ์ในการวิจัย

1. เซนเซอร์วัดน้ำหนัก (Load cell device)

เซนเซอร์วัดน้ำหนักถูกติดตั้งไว้บริเวณจุดกึ่งกลางด้านล่าง Footpad ของต้นแบบเครื่องออกกำลังกายกล้ามเนื้อเนื้อสำหรับเด็กที่มีภาวะสมองพิการ (ภาพที่ 2 B) ซึ่งเชื่อมต่อกับระบบวัดและแสดงผลข้อมูลแบบดิจิทัล โดยหากมีน้ำหนักกดหรือกระทำที่บริเวณ Footpad ซึ่งเสมือนมีแรงมากกระทำกับตัวเซนเซอร์วัดน้ำหนักและจะมีการส่งสัญญาณผ่านระบบวงจรของเครื่องมือและแสดงผลค่าน้ำหนักที่หน้าจอแสดงผล (ภาพที่ 2 C และ D) ซึ่งในการวิจัยครั้งนี้ได้ใช้เซนเซอร์วัดน้ำหนัก Load cell ยี่ห้อ GUANG CE รุ่น YZC-664 สามารถวัดน้ำหนักได้สูงสุด (Capacity) 200 กิโลกรัม ความแม่นยำ (Accuracy) เท่ากับ Creep 0.02% F.S. และ Comprehensive error $\pm 0.02\%$ การศึกษาครั้งนี้ได้ใช้เซนเซอร์วัดน้ำหนักร่วมกับ Arduino โดยผ่าน Module HX711 ความละเอียดในการวัด (Resolution) 24 บิต ตำแหน่งติดตั้งเซนเซอร์วัดน้ำหนักคือบริเวณจุดกึ่งกลางด้านล่าง Footpad ซึ่งเป็นตำแหน่งจุดตัดของเส้นทแยงมุมของ Footpad ที่มีขนาดกว้าง 45 ซม. และยาว 52 ซม. ตำแหน่งการติดตั้งของโหลดเซลล์แสดงในรูปแบบที่ 2B

เซนเซอร์น้ำหนัก (Load cell device) ที่ใช้ในงานวิจัยครั้งนี้ผ่านการสอบเทียบโดยศูนย์สอบเทียบเครื่องมืออุตสาหกรรม (Center of Industrial Instrument Calibration: CIC) คณะวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลธัญบุรี นครราชสีมา ใบรับรองหมายเลข ML-026-22 โดยมีการเปรียบเทียบค่าแรงที่น้ำหนักมาตรฐาน 10-100 กิโลกรัม และพบว่าค่าความคลาดเคลื่อนสมบูรณ์ไม่เกิน ± 1.2 กิโลกรัม ผลการสอบเทียบแสดงว่าอุปกรณ์มีค่าความไม่แน่นอนของการวัดอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับตามมาตรฐาน UKAS (k=2, 95%CI) และมีการสอบเทียบแบบ Traceable to national standards ระบบเซนเซอร์น้ำหนักนี้จึงมีความเหมาะสมสำหรับการนำเครื่องมือไปใช้ในการวัดน้ำหนักหรือการวัดแรงกระทำต่อเซนเซอร์ได้ นอกจากนี้มีการศึกษาที่ผ่านมาได้มีการประยุกต์ใช้เซนเซอร์น้ำหนักชนิดดังกล่าวในระบบแขนกลอุตสาหกรรมเพื่อประเมินแรงที่กระทำต่อเส้นโลหะ และพบว่า เซนเซอร์สามารถวัดค่าแรงได้อย่างแม่นยำ มีค่าคลาดเคลื่อนต่ำ ตรวจวัดได้ทั้งแรงกระทำต่อวัตถุที่อยู่นิ่ง (Static force) และแรงที่ทำให้เกิดการเคลื่อนที่ (Dynamic force) ได้อย่างมีประสิทธิภาพ รวมถึงผลการวัดโดยเซนเซอร์ยังมีความสอดคล้องกับค่าที่ได้จากเครื่องมือมาตรฐาน (Mayer & Lampis, 2024) ดังนั้นเซนเซอร์น้ำหนักนี้จึงเป็นอุปกรณ์หนึ่งที่มีความเหมาะสมสำหรับการประยุกต์ใช้ในงานวิจัยด้านวิทยาศาสตร์สุขภาพและงานกายภาพบำบัดที่มีความน่าเชื่อถือในการวัดและประเมินผลเชิงปริมาณของการออกแรงในเชิงกลศาสตร์

2. อุปกรณ์สำหรับการติดตั้งโปรแกรมซอฟต์แวร์และระบบอิเล็กทรอนิกส์

2.1 Arduino Mega 2560

ในการศึกษาครั้งนี้ใช้บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ยี่ห้อ Arduino รุ่น Arduino Mega 2560 โดย Arduino เป็นบอร์ดไอซีไมโครคอนโทรลเลอร์ที่สามารถใช้ร่วมกับภาษา C ซึ่งสามารถประมวลผลและสั่งการได้ เหมาะสำหรับการนำไปใช้งานที่มีการประมวลผลไม่มาก จึงมักนำมาประยุกต์ใช้กับการสั่งการในส่วนของการ Input และ Output และยังสามารถทำงานได้ทั้งแบบ Analog และ Digital อีกด้วย ในปัจจุบันจึงมักนำมาประยุกต์ใช้ในแบบต่างๆ เช่น ระบบควบคุมสวิตช์ไฟ หรือใช้ร่วมกับอุปกรณ์ตรวจจับหรือเซนเซอร์ (Sensor) เป็นต้น อีกทั้ง Arduino ยังเป็นบอร์ดควบคุมแบบ Open source จึงเป็นจุดเด่นในการใช้งานไมโครคอนโทรลเลอร์ชนิดนี้ และเป็นที่นิยมนำมาใช้งาน ในการศึกษาครั้งนี้ผู้วิจัยได้เลือกใช้บอร์ด Arduino Mega 2560 เนื่องจากมีพอร์ต Input และ Output ที่สามารถนำมาใช้งานได้เพียงพอต่อการนำมาใช้งานในส่วนต่างๆ ได้แก่ นำมาใช้ควบคุมวงจร LCD (Liquid crystal display) หรือ Stepping motor drive รวมไปถึงสวิตช์ที่ใช้ในการควบคุมโปรแกรมต่างๆ

2.2 โมดูลจอแสดงผล

LCD หรือ Liquid crystal display เป็นจอที่มีการผลิตมาจากผลึกคริสตอลเหลว เป็นจอแสดงผลสี 3.5 นิ้ว ความละเอียด 320x480 มีช่องใส่ SD Card อ่านและเขียนข้อมูล เก็บรูปภาพ สำหรับโพลิตขึ้นไปแสดงผลหน้าจอ ซึ่งเป็นอุปกรณ์ออกแบบมาสำหรับ Arduino Uno และ Arduino mega 2560 โดยเฉพาะ หน้าจอแสดงผลดังแสดงในภาพที่ 2D ประกอบไปด้วยช่องแสดงผลข้อมูลและปุ่มกดต่างๆ ดังนี้

MVC (Maximal Voluntary Contraction) คือช่องแสดงข้อมูลค่าแรงถีบขาสูงสุดที่ผู้ใช้ออกแรงได้ %MVC คือช่องแสดงข้อมูลระดับความหนักของการออกกำลังกาย คิดเป็นเปอร์เซ็นต์จาก MVC (โดยนักกายภาพบำบัดจะเป็นผู้เลือกให้เหมาะสมกับเด็กและเป็นไปตามหลักการออกกำลังกายได้ เช่น 50%MVC)

Angle คือช่องแสดงข้อมูลมุมเอียงของเตียง ซึ่งจะแสดงผลมุมปัจจุบันของเตียง และมุมปรับตาม %MVC ที่เลือกเพื่อเป็นมุมเริ่มต้นในการออกกำลังกาย

COUNT คือช่องแสดงข้อมูลแสดงจำนวนครั้งที่ออกแรงหรือการทำซ้ำ

ปุ่ม Wt คือปุ่มที่ใช้ในการวัดและเก็บข้อมูลน้ำหนักของผู้ใช้งานหรือวัตถุ

ปุ่ม 100%MVC คือปุ่มที่ใช้ในการวัดและเก็บข้อมูลค่าแรงถีบขาสูงสุดที่ผู้ใช้ออกแรงได้

ปุ่ม + คือปุ่มที่ใช้ในการปรับเพิ่มค่า %MVC เพื่อให้เหมาะสมกับผู้ใช้งานแต่ละคน

ปุ่ม - คือปุ่มที่ใช้ในการปรับลดค่า %MVC เพื่อให้เหมาะสมกับผู้ใช้งานแต่ละคน

ปุ่ม RUN คือปุ่มที่ใช้ในการปรับองศาของเครื่องมือเมื่อได้ผ่านการปรับตั้งค่า %MVC ที่เหมาะสมแล้ว

ปุ่ม C คือปุ่มที่ใช้ในการเคลียร์ข้อมูลของผู้ใช้งานหลังจากใช้งานเครื่องมือเสร็จสิ้น ก่อนจะเริ่มกรอกข้อมูลของผู้ใช้งานคนใหม่

3. เครื่องชั่งมาตรฐานแบบดิจิตอล ยี่ห้อ KINLEE รุ่น TCS-250LP มาตรฐาน CE รับน้ำหนักได้สูงสุด 250 กิโลกรัม
4. แผ่นเหล็กน้ำหนัก 10 กิโลกรัม จำนวน 6 แผ่น และน้ำหนัก 20 กิโลกรัม จำนวน 2 แผ่น
5. แบบบันทึกข้อมูลการทดลอง

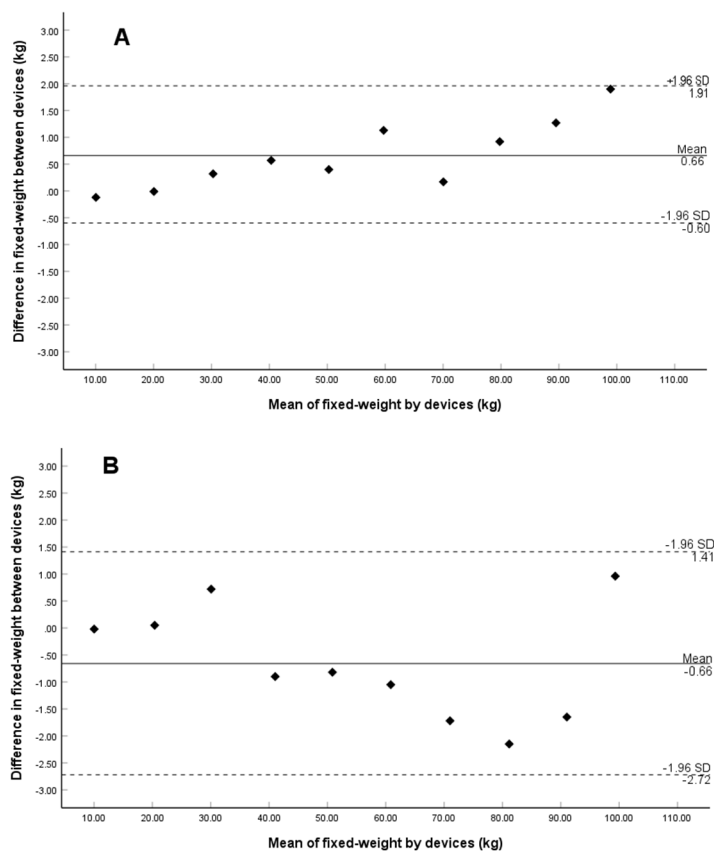
การศึกษาความน่าเชื่อถือและความเที่ยงตรงเชิงสหสัมพันธ์ของเซนเซอร์วัดน้ำหนัก

การทดสอบความเที่ยงตรงของเซนเซอร์วัดน้ำหนักในงานวิจัยนี้มีผู้วิจัย 1 คน เป็นผู้ดำเนินการวัดและเก็บข้อมูลน้ำหนักแผ่นเหล็กทั้งต้นแบบเครื่องออกกำลังกายและเครื่องชั่งมาตรฐาน โดยมีขั้นตอนสำคัญคือ ในรอบที่ 1 (Test 1) นำวัตถุน้ำหนักคงที่ซึ่งเป็นแผ่นเหล็กตั้งตัวอย่างแสดงในภาพที่ 3 จำนวน 10 ระดับ ได้แก่ 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 และ 100 กิโลกรัม วางลงบนจุดกึ่งกลาง Footpad ของต้นแบบเครื่องออกกำลังกายโดยทำการวางแผ่นเหล็กค้างไว้บนเครื่องเป็นเวลา 5 วินาทีและบันทึกค่าน้ำหนักที่ปรากฏบนหน้าจอแสดงผลในรูปแบบบันทึกผลการทดลอง ทำการวัดซ้ำ 3 ครั้ง ต่อระดับน้ำหนักและใช้ค่าเฉลี่ยในการประมวลผล กำหนดวางน้ำหนักค้างไว้บนเครื่องเป็นเวลา 5 วินาที เนื่องจากเซนเซอร์วัดน้ำหนักต้องใช้เวลาสั้นๆ เพื่อให้สัญญาณไฟฟ้าที่ส่งออกมามีความนิ่งและเสถียรก่อนบันทึกผลการวัด โดยหลักการทำงานของโหลดเซลล์คือการเปลี่ยนแรงกดเป็นสัญญาณไฟฟ้าและผ่านการประมวลผลในโมดูลขยายสัญญาณ หากบันทึกทันทีที่วางน้ำหนักอาจเกิดความคลาดเคลื่อนจากการสั่นหรือการกระจายแรงชั่วขณะ การรอค้างไว้ 5 วินาทีจึงช่วยให้มั่นใจได้ว่าค่าที่ได้สะท้อนความแม่นยำของเซนเซอร์ในภาวะที่สัญญาณคงที่ ทั้งนี้ วิธีการดังกล่าวสอดคล้องกับแนวทางที่ใช้ในงานวิจัยก่อนหน้าในการประเมินความน่าเชื่อถือและความเที่ยงตรงของเซนเซอร์วัดน้ำหนัก (Barbosa et al., 2015; Bombu et al., 2023) และดำเนินการทดสอบเช่นเดียวกันกับเครื่องชั่งมาตรฐาน ดังแสดงในภาพที่ 4 จากนั้นดำเนินการวัดซ้ำรอบที่ 2 (Test 2) หลังจากระยะเวลาผ่านไป 7 วัน โดยใช้วิธีการเช่นเดียวกันกับการทดสอบในรอบที่ 1 ผู้วิจัยใช้แผ่นเหล็กชุดเดียวกันในการทดสอบทั้ง 2 รอบ ซึ่งประกอบด้วยแผ่นเหล็กน้ำหนักคงที่ขนาดต่างๆ ดังแสดงในตารางที่ 1

ในการศึกษาครั้งนี้ได้เลือกน้ำหนักทดสอบที่ระดับ 10-100 กิโลกรัม เนื่องจากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าน้ำหนักหรือแรงของกล้ามเนื้อขาในเด็กที่มีภาวะสมองพิการ ระดับ GMFCS I-III มีค่าเนื้อขาเฉลี่ยอยู่ในช่วง 10-40 กิโลกรัม โดยขึ้นกับอายุ เพศ และตำแหน่งการทดสอบ (Goudriaan et al., 2018) ดังนั้นการทดสอบด้วยน้ำหนักในช่วงระดับ 10-100 กิโลกรัม ถือว่าครอบคลุมน้ำหนักหรือแรงของกล้ามเนื้อขาในกลุ่มเด็กดังกล่าว และเป็นการประเมินความสามารถของอุปกรณ์ในการรองรับแรงในระดับสูงได้ หากในอนาคตมีการนำไปใช้ในประชากรอื่น เช่น เด็กโต หรือผู้ใหญ่



ภาพที่ 3 แสดงการวางแผนหลักบน A) จุดกึ่งกลางของเครื่องชั่งน้ำหนักมาตรฐาน B) จุดกึ่งกลาง Footpad ของต้นแบบเครื่องออกกำลังกายกล้ามเนื้อขา



ภาพที่ 4 Bland-Altman Plot แสดงความสอดคล้องของการวัดน้ำหนักของแผ่นเหล็กด้วยเครื่องชั่งมาตรฐานและเซนเซอร์วัดน้ำหนัก A) ผลการทดสอบรอบที่ 1 B) ผลการทดสอบรอบที่ 2

ตารางที่ 1 จำนวนแผ่นเหล็กที่ใช้ในการทดสอบทั้ง 10 ระดับ

ระดับน้ำหนัก (กิโลกรัม)	จำนวนแผ่นเหล็ก		น้ำหนักรวม (กิโลกรัม)	Margin of Error* (±2%, กิโลกรัม)
	แผ่นเหล็ก 10 กิโลกรัม (แผ่น)	แผ่นเหล็ก 20 กิโลกรัม (แผ่น)		
10	1	0	10	±0.20
20	0	1	20	±0.40
30	1	1	30	±0.60
40	0	2	40	±0.80
50	1	2	50	±1.00
60	2	2	60	±1.20
70	3	2	70	±1.40
80	4	2	80	±1.60
90	5	2	90	±1.80
100	6	2	100	±2.00

* Margin of Error: กำหนดจากข้อมูลผลการสอบเทียบเซนเซอร์วัดน้ำหนัก ซึ่งพบว่าที่ระดับน้ำหนัก 10 กิโลกรัม ค่าน้ำหนักวัตถุที่วัดได้แตกต่างจากค่าน้ำหนักจริงของวัตถุ 2% และเป็นค่าที่สูงที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับทุกระดับน้ำหนัก

สถานที่ทำการวิจัย

ดำเนินการเก็บข้อมูลในห้องวิจัยทางกายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น โดยห้องวิจัยเป็นห้องปิดที่ควบคุมอุณหภูมิด้วยเครื่องปรับอากาศให้อยู่ระหว่าง 24–26 องศาเซลเซียส และใช้เครื่องวัดอุณหภูมิและความชื้นดิจิทัล (Digital thermo-hygrometer) เพื่อตรวจสอบความชื้นสัมพัทธ์ให้อยู่ในช่วง 50–60% และได้จัดวางอุปกรณ์บนพื้นผิวที่มั่นคงเรียบสม่ำเสมอ โดยไม่มีแหล่งกำเนิดการสั่นสะเทือนจากภายนอก เพื่อควบคุมไม่ให้สิ่งแวดล้อมส่งผลกระทบต่อค่าการวัดจากเซนเซอร์วัดน้ำหนัก

การวิเคราะห์ข้อมูล

การศึกษานี้ใช้โปรแกรม IBM Statistical Package for Social Sciences (SPSS, version 29.0; IBM Corp., Armonk, NY, USA) ในการวิเคราะห์ค่าความสัมพันธ์ภายในกลุ่มตัวอย่าง (Intraclass Correlation Coefficient: ICC) โดยเลือกใช้โมเดล ICC (3,1) แบบ Two-way mixed absolute agreement เพื่อตรวจสอบความน่าเชื่อถือของเซนเซอร์วัดน้ำหนักโดยวิธีการวัดซ้ำ (Test-retest reliability) ทำการประเมินความเที่ยงตรงเชิงสหสัมพันธ์ (Concurrent validity) ของเซนเซอร์วัดน้ำหนัก โดยเปรียบเทียบค่าที่ได้กับเครื่องชั่งมาตรฐาน การวิเคราะห์ข้อมูลโดย ICC และการแปลผลใช้หลักการเดียวกับการศึกษาของ Koo and Li (2016) โดยการแปลผลตามค่า ICC ดังต่อไปนี้

ICC ระหว่าง 0.51–0.74 แสดงถึงระดับความน่าเชื่อถือปานกลาง

ICC ระหว่าง 0.75–0.90 แสดงถึงระดับความน่าเชื่อถือดี

ICC ระหว่าง 0.91–1.00 แสดงถึงระดับความน่าเชื่อถือดีมาก

ในการทดสอบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยระหว่างน้ำหนักแผ่นเหล็กที่ได้อัดกับเครื่องชั่งมาตรฐาน และเซนเซอร์วัดน้ำหนัก ใช้สถิติ Paired t-test โดยกำหนดระดับนัยสำคัญทางสถิติที่ $p < .05$ การทดสอบในรอบที่ 1 และรอบที่ 2 ทำการวัดน้ำหนักแผ่นเหล็ก 10 ระดับ ระดับละ 3 ครั้ง รวมเป็นจำนวน 30 ครั้ง ($n = 30$) สำหรับแต่ละเครื่องมือ (Mokkink et al., 2023) และการทดสอบ Shapiro-Wilk test ใช้กับค่าความต่างระหว่างน้ำหนักที่ได้จากเครื่องชั่งมาตรฐานกับเซนเซอร์วัดน้ำหนักเพื่อยืนยันความปกติของการกระจายข้อมูลก่อนการใช้สถิติ t-test (Mishra et al., 2019) ซึ่งพบว่าผลการทดสอบไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > .05$) จึงสรุปว่าข้อมูลมีการกระจายปกติ (Normal distribution) และสามารถใช้อัตถิ t-test ได้อย่างเหมาะสม ทำการวิเคราะห์ Bland-Altman Plot เพื่อนำเสนอกราฟข้อมูลความสอดคล้องระหว่างเซนเซอร์วัดน้ำหนักกับเครื่องชั่งมาตรฐาน โดยกราฟในแกน X แสดงค่าเฉลี่ย (Mean) และแกน Y แสดงความต่าง (Difference) ของการวัดทั้งสองวิธี พร้อมทั้งแสดงขอบเขต LoA (limits of agreement = mean \pm 1.96.SD) รวมทั้งได้ทำการวิเคราะห์ค่าความคลาดเคลื่อนมาตรฐานของการวัด (Standard Error of Measurement; SEM) ค่า Minimal Detectable Change ที่ระดับความเชื่อมั่น 95% (MDC95) และค่าสัมประสิทธิ์การแปรผัน (Coefficient of Variation; CV%) โดยค่า CV% ที่มีค่าต่ำกว่าหรือเท่ากับ 5% จัดอยู่ในระดับดีเยี่ยม ค่าระหว่าง 5–10% จัดอยู่ในระดับดี ค่าระหว่าง 10–15% จัดอยู่ในระดับยอมรับได้ และค่าที่มากกว่าหรือเท่ากับ 15% จัดอยู่ในระดับต่ำหรือไม่น่าเชื่อถือ (Franklin et al., 2024)

ผลการวิจัย

ตารางที่ 2 แสดงค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และค่าความแตกต่างเชิงปฏิบัติ (Absolute difference) ของการวัดน้ำหนักแผ่นเหล็กทั้ง 10 ระดับ ด้วยเครื่องชั่งมาตรฐานและเซนเซอร์วัดน้ำหนัก ในการทดสอบรอบที่ 1 และรอบที่ 2 ผลการวิเคราะห์พบว่า ค่าเฉลี่ยที่วัดได้จากเซนเซอร์วัดน้ำหนักมีความใกล้เคียงกับเครื่องชั่งมาตรฐานในทุกระดับน้ำหนัก โดยมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ต่ำ แสดงให้เห็นว่าเซนเซอร์วัดน้ำหนักสามารถวัดน้ำหนักได้อย่างสม่ำเสมอและใกล้เคียงกับค่าอ้างอิง และยังพบว่าค่าความแตกต่างเชิงปฏิบัติระหว่างเครื่องชั่งมาตรฐานและเซนเซอร์วัดน้ำหนักอยู่ในระดับต่ำ คือ ≤ 2.2 กิโลกรัม และมีค่าเฉลี่ยน้อยกว่า 1 กิโลกรัม ในการทดสอบทั้งสองรอบ แสดงให้เห็นว่าเซนเซอร์วัดน้ำหนักมีความเที่ยงตรงสูงและผลการวัดใกล้เคียงกับเครื่องชั่งมาตรฐาน ผลการวิเคราะห์เปรียบเทียบความแตกต่างค่าน้ำหนักแผ่นเหล็กที่ได้อัดโดยเครื่องชั่งมาตรฐาน และเซนเซอร์วัดน้ำหนักด้วยสถิติ Paired t-test พบว่าการวัดด้วยเครื่องชั่งมาตรฐานในรอบที่ 1 และ 2 ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.457$) ขณะที่การวัดด้วยเซนเซอร์วัดน้ำหนักในรอบที่ 1 และ 2 มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.006$) นอกจากนี้ ค่าเฉลี่ยระหว่างการวัดด้วยเครื่องชั่งมาตรฐานและเซนเซอร์วัดน้ำหนักในรอบที่ 1 มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ($p = 0.011$) โดยในรอบที่ 2 ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ ($p = 0.080$)

ตารางที่ 2 ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และค่าความแตกต่างเชิงปฏิบัติ ในการทดสอบรอบที่ 1 และ 2

น้ำหนัก แผ่นเหล็ก (กิโลกรัม)	ผลการทดสอบ (กิโลกรัม)					
	Test 1			Test 2		
	เครื่องชั่ง มาตรฐาน ($M \pm SD$)	เซนเซอร์วัด น้ำหนัก ($M \pm SD$)	Absolute Difference	เครื่องชั่ง มาตรฐาน ($M \pm SD$)	เซนเซอร์วัด น้ำหนัก ($M \pm SD$)	Absolute Difference
10	9.98 ± 0.06	10.10 ± 0.05	0.12	10.02 ± 0.06	10.03 ± 0.06	0.01
20	20.05 ± 0.01	20.07 ± 0.06	0.02	20.42 ± 0.32	20.37 ± 0.64	0.05
30	30.43 ± 0.03	30.12 ± 0.13	0.31	30.43 ± 0.03	29.72 ± 0.58	0.71
40	40.60 ± 0.09	40.03 ± 0.03	0.57	40.60 ± 0.09	41.50 ± 0.45	0.90
50	50.47 ± 0.06	50.07 ± 0.12	0.40	50.45 ± 0.05	51.27 ± 0.25	0.82
60	60.30 ± 0.00	59.17 ± 0.29	1.13	60.33 ± 0.06	61.38 ± 0.53	1.05
70	70.13 ± 0.10	69.97 ± 0.42	0.16	70.15 ± 0.09	71.87 ± 0.32	1.72
80	80.23 ± 0.23	79.32 ± 0.32	0.91	80.08 ± 0.03	82.23 ± 0.24	2.15
90	90.13 ± 0.14	88.86 ± 0.31	1.27	90.22 ± 0.29	91.87 ± 0.32	1.65
100	99.87 ± 0.08	97.97 ± 0.10	1.90	99.82 ± 0.03	98.85 ± 0.31	0.97

M; Mean (ค่าเฉลี่ย), *SD*; Standard Deviation (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน)

ผลการศึกษาความน่าเชื่อถือของเซนเซอร์วัดน้ำหนักในการประเมินน้ำหนักของวัตถุน้ำหนักคงที่จำนวน 10 ระดับ พบว่า ค่า ICC เท่ากับ 0.999 (95%CI = 0.985–1.000, $p < 0.001$) ซึ่งจัดอยู่ในระดับดีมาก สำหรับค่าความน่าเชื่อถือของเครื่องชั่งมาตรฐาน พบว่าค่า ICC เท่ากับ 1.00 (95%CI = 1.00–1.00, $p < 0.001$) ซึ่งมีค่าอยู่ในระดับมากเช่นกัน ผลการศึกษาความเที่ยงตรงของเซนเซอร์วัดน้ำหนักเปรียบเทียบเครื่องชั่งมาตรฐานของการทดสอบรอบที่ 1 และรอบที่ 2 พบว่า มีค่าความเที่ยงตรงอยู่ในระดับดีมาก โดยทดสอบรอบที่ 1 ค่า ICC เท่ากับ 1.000 (95% CI = 0.997–1.000, $p < 0.001$) และการทดสอบรอบที่ 2 ค่า ICC เท่ากับ 1.000 (95% CI = 0.998 –1.000, $p < 0.001$) ดังแสดงในตารางที่ 3

ตารางที่ 3 ค่าความน่าเชื่อถือและความเที่ยงตรงของเซนเซอร์วัดน้ำหนักเปรียบเทียบกับเครื่องชั่งมาตรฐาน

การประเมิน	ค่า ICC	ช่วงความเชื่อมั่น (95% CI)	<i>p-value</i>
ความน่าเชื่อถือ (Reliability)			
เซนเซอร์วัดน้ำหนัก	0.999	0.985 – 1.000	< 0.001
เครื่องชั่งมาตรฐาน	1.000	1.000 – 1.000	< 0.001
ความเที่ยงตรงเชิงสหสัมพันธ์ (Concurrent validity)			
การทดสอบรอบที่ 1 (Test 1)	1.000	0.997 – 1.000	< 0.001
การทดสอบรอบที่ 2 (Test 2)	1.000	0.998 – 1.000	< 0.001

ICC; Intraclass Correlation Coefficient

การวิเคราะห์ Bland-Altman Plot แสดงให้เห็นว่าผลการวัดจากเซนเซอร์วัดน้ำหนักมีความสอดคล้องสูงกับเครื่องชั่งมาตรฐาน โดยค่าความแตกต่างส่วนใหญ่อยู่ใกล้เส้นค่าเฉลี่ยและอยู่ในขอบเขตความเชื่อมั่น 95% (Limits of agreement) ทั้งในการทดสอบรอบที่ 1 และรอบที่ 2 สะท้อนว่าเซนเซอร์วัดน้ำหนักให้ผลการวัดที่มีความเที่ยงตรงและไม่เบี่ยงเบนเชิงระบบจากเครื่องชั่งมาตรฐานอย่างมีนัยสำคัญ ดังแสดงในภาพที่ 4 และผลการทดสอบรอบที่ 1 ในการวัดน้ำหนักแผ่นเหล็กด้วยเซนเซอร์วัดน้ำหนักเมื่อเปรียบเทียบกับเครื่องชั่งมาตรฐานพบว่าค่าเฉลี่ยที่วัดได้ของทั้งสองอุปกรณ์มีความใกล้เคียงกันในทุกระดับ โดยค่าคลาดเคลื่อนมาตรฐาน (SEM) อยู่ระหว่าง 0.025–0.289 กิโลกรัม และค่าการเปลี่ยนแปลงที่ตรวจจับได้อย่างน้อย (MDC95) อยู่ในช่วง 0.070–0.800 กิโลกรัม ขณะที่ค่าความแปรปรวนสัมพัทธ์ (CV%) อยู่ในช่วง 0.06–0.50% ซึ่งถือว่าอยู่ในระดับต่ำมาก แสดงถึงความน่าเชื่อถือในการวัดของเซนเซอร์วัดน้ำหนัก ดังข้อมูลแสดงในตารางที่ 4 สำหรับผลการทดสอบรอบที่ 2 พบว่าเครื่องชั่งมาตรฐานให้ค่าที่มีความคงที่สูง ขณะที่เซนเซอร์วัดน้ำหนักยังคงให้ผลที่ใกล้เคียงกันในทุกระดับ โดยมีค่า SEM อยู่ในช่วง 0.236–0.635 กิโลกรัม ค่า MDC95 อยู่ระหว่าง 0.655–1.760 กิโลกรัม และค่า CV% อยู่ในช่วง 0.29–3.12% แม้ว่าค่า SEM และ MDC95 ในบางระดับจะสูงกว่ารอบแรก แต่โดยรวมยังถือว่าอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ แสดงให้เห็นว่าเซนเซอร์สามารถวัดซ้ำได้อย่างน่าเชื่อถือในระดับที่สอดคล้องกับเครื่องชั่งมาตรฐาน ดังข้อมูลแสดงในตารางที่ 5

ตารางที่ 4 แสดงค่าน้ำหนักของแผ่นเหล็กในการทดสอบรอบที่ 1 (Test 1)

น้ำหนักแผ่น เหล็ก (กิโลกรัม)	เครื่องชั่งมาตรฐาน (กิโลกรัม)				เซนเซอร์วัดน้ำหนัก (กิโลกรัม)				SEM	MDC 95	CV%
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	$M \pm SD$	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	$M \pm SD$			
10	9.95	10.05	9.95	9.98 ± 0.06	10.10	10.15	10.05	10.10 ± 0.05	0.05	0.139	0.50
20	20.05	20.06	20.05	20.05 ± 0.01	20.10	20.00	20.10	20.07 ± 0.06	0.058	0.160	0.29
30	30.4	30.45	30.45	30.43 ± 0.03	30.10	30.25	30.00	30.12 ± 0.13	0.126	0.349	0.42
40	40.65	40.65	40.50	40.60 ± 0.09	40.03	40.05	40.00	40.03 ± 0.03	0.025	0.070	0.06
50	50.5	50.5	50.40	50.47 ± 0.06	50.00	50.20	50.00	50.07 ± 0.12	0.115	0.32	0.23
60	60.3	60.3	60.30	60.30 ± 0.00	59.00	59.00	59.50	59.17 ± 0.29	0.289	0.800	0.49
70	70.25	70.1	70.05	70.13 ± 0.10	69.50	70.30	70.10	69.97 ± 0.42	0.416	1.154	0.60
80	80.1	80.1	80.50	80.23 ± 0.23	79.50	78.95	79.50	79.32 ± 0.32	0.318	0.88	0.4
90	90.05	90.05	90.30	90.13 ± 0.14	88.50	89.03	89.05	88.86 ± 0.31	0.312	0.865	0.35
100	99.85	99.95	99.80	99.87 ± 0.08	97.85	98.05	98.00	97.97 ± 0.10	0.104	0.289	0.11

M; Mean (ค่าเฉลี่ย), *SD*; Standard Deviation (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน), SEM, Standard Error of Measurement (ค่าความคลาดเคลื่อนมาตรฐานของการวัด), MDC, Minimal Detectable Change at 95%, CV%, Coefficient of Variation.

ตารางที่ 5 แสดงค่าน้ำหนักของแผ่นเหล็กในการทดสอบรอบที่ 2 (Test 2)

น้ำหนักคงที่ (กิโลกรัม)	เครื่องชั่งมาตรฐาน (กิโลกรัม)				เซนเซอร์วัดน้ำหนัก (กิโลกรัม)				SEM	MDC	CV%
	ครั้งที่			M±SD	ครั้งที่			M±SD			
	1	2	3		1	2	3				
10	20.60	20.05	20.60	10.02 ± 0.06	10.00	10.10	10.00	10.03 ± 0.06	0.058	0.16	0.58
20	30.45	30.40	30.45	20.42 ± 0.32	21.10	20.00	20.00	20.37 ± 0.64	0.635	1.76	3.12
30	40.65	40.50	40.65	30.43 ± 0.03	29.05	30.00	30.10	29.72 ± 0.58	0.58	1.606	1.95
40	50.50	50.40	50.45	40.60 ± 0.09	41.05	41.95	41.50	41.50 ± 0.45	0.45	1.247	1.08
50	60.40	60.30	60.30	50.45 ± 0.05	51.10	51.15	51.55	51.27 ± 0.25	0.247	0.684	0.48
60	70.25	70.10	70.10	60.33 ± 0.06	61.05	62.00	61.10	61.38 ± 0.53	0.535	1.482	0.87
70	80.10	80.10	80.05	70.15 ± 0.09	72.10	71.50	72.00	71.87 ± 0.32	0.321	0.891	0.45
80	90.05	90.05	90.55	80.08 ± 0.03	82.50	82.05	82.15	82.23 ± 0.24	0.236	0.655	0.29
90	99.80	99.80	99.85	90.22 ± 0.29	92.10	92.00	91.50	91.87 ± 0.32	0.321	0.891	0.35
100	20.60	20.05	20.60	99.82 ± 0.03	98.50	99.01	99.05	98.85 ± 0.31	0.307	0.85	0.31

M; Mean (ค่าเฉลี่ย), SD; Standard Deviation (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน), SEM, Standard Error of Measurement (ค่าความคลาดเคลื่อนมาตรฐานของการวัด), MDC, Minimal Detectable Change at 95%, CV%, Coefficient of Variation.

การอภิปรายผลการวิจัย

ผลการศึกษานี้แสดงให้เห็นว่าเซนเซอร์วัดน้ำหนักที่ติดตั้งในต้นแบบเครื่องออกกำลังกายกล้ามเนื้อสำหรับเด็กที่มีภาวะสมองพิการมีค่าความน่าเชื่อถือ (Reliability) และความเที่ยงตรงเชิงสหสัมพันธ์ (Concurrent validity) ในระดับดีมาก สำหรับกลไกการทำงาน เซนเซอร์วัดน้ำหนัก Load cell รุ่น YZC-664 ประกอบด้วย Strain gauge ที่เปลี่ยนแรงกดเชิงกลเป็นสัญญาณไฟฟ้า และใช้ HX711 module ที่มีความละเอียดสูง (24 บิต) ทำให้สามารถตรวจจับแรงได้อย่างแม่นยำและลดสัญญาณรบกวน อีกทั้งในการศึกษานี้เซนเซอร์ยังได้รับการสอบเทียบจากศูนย์ CICRMUTI โดยมีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยกว่า 1 กิโลกรัม อย่างไรก็ตาม ผลการศึกษาพบว่าการเก็บข้อมูลในรอบที่ 1 เซนเซอร์มีแนวโน้มให้ค่าสูงกว่ามาตรฐานในช่วงน้ำหนักต่ำ และให้ค่าต่ำกว่ามาตรฐานในช่วงน้ำหนักสูง ขณะที่ในการทดสอบรอบที่ 2 พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยของเซนเซอร์วัดน้ำหนักมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นอย่างชัดเจนในช่วงน้ำหนักที่สูงกว่า 60 กิโลกรัม โดยเฉพาะที่ระดับ 90 และ 100 กิโลกรัม ซึ่งมีค่าความคลาดเคลื่อนมากกว่า +1.5 กิโลกรัม การเพิ่มขึ้นของค่าความคลาดเคลื่อนดังกล่าวอาจสะท้อนถึงประสิทธิภาพด้านความเที่ยงตรงของเซนเซอร์ที่อาจจะลดลงได้เมื่อเวลาผ่านไป รวมทั้งข้อจำกัดของโครงสร้างทางวิศวกรรมของต้นแบบเครื่องออกกำลังกาย โดยเฉพาะการรับแรงกดของ Footpad ที่อาจเกิดการยุบตัวหรือเปลี่ยนรูป (Deformation) ภายใต้ภาระน้ำหนักสูง ทำให้แรงที่ส่งผ่านสู่เซนเซอร์มีการกระจายไม่สม่ำเสมอ ส่งผลให้ค่าที่วัดได้มีความคลาดเคลื่อนเพิ่มขึ้นในช่วงน้ำหนักระดับสูง ดังนั้นในอนาคตหากมีการนำอุปกรณ์ไปประยุกต์ใช้ในช่วงน้ำหนักสูงอาจจำเป็นต้องมีการเสริมความแข็งแรงของโครงสร้างหรือปรับตำแหน่งการติดตั้งเซนเซอร์ เพื่อเพิ่มความเสถียรของอุปกรณ์และลดความคลาดเคลื่อนของการวัด และหากมีการนำอุปกรณ์ไปใช้จริงในทาง

คลินิกควรพิจารณาเรื่องการสอบเทียบ (Calibration) อุปกรณ์อย่างสม่ำเสมอเพื่อคงความถูกต้องของการวัด อีกทั้งควรพิจารณาทำการศึกษาเพื่อทดสอบประสิทธิภาพเซนเซอร์วัดน้ำหนักหลายชนิด รวมถึงศึกษาผลจากการติดตั้งเซนเซอร์วัดน้ำหนักในตำแหน่งที่แตกต่างกันบน Footpad เพื่อเปรียบเทียบความเที่ยงตรง ความน่าเชื่อถือ และความเสถียรของอุปกรณ์ การดำเนินการดังกล่าวไม่เพียงช่วยเพิ่มความถูกต้องของการวัด แต่ยังเป็นแนวทางที่สนับสนุนให้เกิดการพัฒนาอุปกรณ์ต้นแบบไปสู่การใช้งานจริงในเชิงคลินิกและในงานวิจัยอย่างมีประสิทธิภาพ

การประเมินความน่าเชื่อถือและความเที่ยงตรงเป็นขั้นตอนสำคัญในการพัฒนาและใช้งานเครื่องมือวัด โดยเฉพาะในสาขาวิทยาศาสตร์สุขภาพ เพื่อให้มั่นใจว่าเครื่องมือสามารถวัดผลได้อย่างถูกต้องและให้ผลลัพธ์ที่สม่ำเสมอ ซึ่งนำไปสู่การวิเคราะห์และการวินิจฉัยที่แม่นยำ เครื่องมือที่มีค่าความน่าเชื่อถือและความเที่ยงตรงสูงจะเพิ่มความเชื่อมั่นในการตัดสินใจทางคลินิก ช่วยให้การวางแผนการดูแลผู้ป่วยมีประสิทธิภาพ และลดความเสี่ยงจากข้อผิดพลาดในการประเมินผล (Ahmed & Ishtiaq, 2021) ในปัจจุบันเซนเซอร์วัดน้ำหนักถูกนำมาใช้เป็นส่วนประกอบของเครื่องมือทางการแพทย์และการฟื้นฟูสมรรถภาพอย่างแพร่หลาย พร้อมทั้งมีการศึกษาวิจัยเพื่อประเมินความน่าเชื่อถือและความเที่ยงตรงของเซนเซอร์อย่างต่อเนื่อง เช่น การศึกษาของ Bombu et al. (2023) ที่ประเมินประสิทธิภาพของเซนเซอร์ในการวัดแรงถีบสูงสุดของกล้ามเนื้อขา พบค่าความน่าเชื่อถือในระดับดีมาก (ICC = 0.97–0.99) และ Juneau et al. (2024) ที่รายงานว่าเซนเซอร์สามารถวัดแรงกล้ามเนื้อเหยียดขาได้อย่างเที่ยงตรงและมีความน่าเชื่อถือ (ICC = 0.98–0.99) ซึ่งผลการศึกษานี้มีแนวโน้มสอดคล้องกับงานวิจัยดังกล่าว โดยพบว่าเซนเซอร์วัดน้ำหนักที่ติดตั้งในต้นแบบเครื่องออกกำลังกายสามารถวัดค่าได้อย่างเที่ยงตรง และมีค่าความน่าเชื่อถือในระดับดีมาก (ICC = 0.999–1.000) อย่างไรก็ตามค่าดังกล่าวที่สูงใกล้เคียงกับ 1.000 ดังกล่าวอาจเกิดจากสถานะการทดสอบในสถานะที่ควบคุมมาก โดยใช้วัตถุน้ำหนักคงที่วางบนแผ่นรองเท้าในสภาพแวดล้อมที่ปราศจากปัจจัยรบกวนภายในห้องปฏิบัติการ เช่น การวางน้ำหนักไม่สม่ำเสมอ ความสั่นไหวของร่างกายหรือแรงกดที่เปลี่ยนแปลงตามการรับน้ำหนักจริงของผู้ใช้งานเครื่องมือ เป็นต้น และการวิจัยนี้ไม่ได้ทดสอบในผู้ใช้งานจริง ซึ่งอาจนำไปสู่ค่าความน่าเชื่อถือและความแม่นยำที่สูงกว่าการใช้งานจริงในคลินิก

ในการวิจัยครั้งนี้พบว่าค่า CV% มีการเปลี่ยนแปลงระหว่างรอบการวัด โดยในรอบที่ 1 ค่า CV% อยู่ในช่วง 0.06–0.50% ซึ่งถือว่าเป็นค่าที่ต่ำมาก และสะท้อนถึงความแม่นยำสูงของอุปกรณ์ อย่างไรก็ตามในรอบที่ 2 ค่า CV% เพิ่มขึ้นอยู่ในช่วง 0.29–3.12% โดยเฉพาะที่ระดับน้ำหนัก 20–30 กิโลกรัม ซึ่งมีค่า CV% เท่ากับ 3.12% และ 1.95% ตามลำดับ ซึ่งถือว่าเป็นค่าที่สูงกว่ารอบที่ 1 มากพอสมควร ซึ่งบ่งชี้ว่าการทดสอบรอบที่ 2 อุปกรณ์อาจมีการเบี่ยงเบนเล็กน้อยในช่วงน้ำหนักต่ำ สาเหตุของความเบี่ยงเบนนั้นอาจเกิดจากความไม่เสถียรของแรงกดบน Footpad ลักษณะการจัดวางแผ่นน้ำหนักที่มีความแตกต่างกันในการวัดแต่ละครั้ง ประกอบกับความแตกต่างของขนาดแผ่นเหล็กระหว่างน้ำหนัก 10 กิโลกรัมและ 20 กิโลกรัม อาจทำให้ตำแหน่งการสัมผัสกับ Footpad เปลี่ยนแปลงเล็กน้อย ส่งผลต่อรูปแบบการกระจายแรงและอาจก่อให้เกิดความคลาดเคลื่อนของค่าที่วัดได้ หรืออาจเกิดจากความล้าเชิงกลของระบบ (Mechanical fatigue) ซึ่งส่งผลให้ค่า CV% สูงขึ้นในช่วงน้ำหนักต่ำ ซึ่งอาจมีผลต่อความสามารถของเซนเซอร์วัดน้ำหนักในการประเมินความเปลี่ยนแปลงเล็กน้อย (Minimal changes) และผลการวิเคราะห์ข้อมูลยังพบว่า ค่า SEM และ MDC95 ในบางระดับน้ำหนักมีค่าสูง โดยเฉพาะในการทดสอบรอบที่ 2 ที่ระดับน้ำหนัก 20 30 40 และ 60 กิโลกรัม ทั้งนี้ อาจส่งผลต่อการแปลผลทางคลินิก (Clinical interpretation)

โดยเฉพาะการตรวจจัดการเปลี่ยนแปลงที่มีขนาดเล็กในผู้ป่วยที่กล้ามเนื้ออ่อนแรงหรือในเด็กเล็ก ดังนั้น หากต้องการประยุกต์ใช้อุปกรณ์นี้เพื่อประเมินแรงกดหรือความแข็งแรงกล้ามเนื้อขาในกลุ่มผู้ป่วยเด็กที่มีภาวะสมองพิการ ควรออกแบบและพัฒนาระบบให้มีความเที่ยงตรงสูงขึ้นโดยเฉพาะในช่วงน้ำหนักต่ำ โดยอาจปรับปรุงตำแหน่งการติดตั้งเซนเซอร์หรือเพิ่มระบบควบคุมการกระจายแรงให้มีความสม่ำเสมอมากขึ้น เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพและความน่าเชื่อถือของการวัดในบริบทการใช้งานทางคลินิก

สรุปผลการวิจัย

การศึกษาครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินความน่าเชื่อถือและความเที่ยงตรงของเซนเซอร์วัดน้ำหนักที่ติดตั้งในตัวเครื่องออกกำลังกายกล้ามเนื้อขาสำหรับเด็กที่มีภาวะสมองพิการชนิด Spastic diplegia ภายใต้การทดสอบในระดับห้องปฏิบัติการ ผลการวิเคราะห์แสดงให้เห็นว่าอุปกรณ์สามารถวัดน้ำหนักได้อย่างเที่ยงตรงและมีความสอดคล้องกับเครื่องชั่งมาตรฐานในทุกระดับ โดยค่าที่ได้อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ อีกทั้งการวิเคราะห์ด้วย Bland-Altman plot ไม่พบความเบี่ยงเบนเชิงระบบที่มีนัยสำคัญเมื่อเปรียบเทียบกับเครื่องชั่งมาตรฐาน ดังนั้นผลการศึกษานี้จึงชี้ให้เห็นว่าเซนเซอร์วัดน้ำหนักมีประสิทธิภาพในเบื้องต้น และสามารถพัฒนาเพื่อนำไปประยุกต์ใช้ในงานวิจัยและในทางคลินิกต่อไป ทั้งนี้ หากมีการพัฒนาเครื่องมือไปสู่การใช้งานจริง ควรให้ความสำคัญกับการสอบเทียบ (Calibration) อย่างสม่ำเสมอเพื่อความถูกต้องและความน่าเชื่อถือของผลการวัด และควรพัฒนาเชิงวิศวกรรมเพิ่มเติม เช่น ระบบการอ่านการประมวลผลและการแสดงผลทันที (Real time) ระบบการบันทึกข้อมูลที่มีการวัดผลด้วยเซนเซอร์วัดน้ำหนัก เป็นต้น

ข้อจำกัดของงานวิจัย

การวิจัยครั้งนี้ได้พัฒนาและสร้างต้นแบบเครื่องออกกำลังกายกล้ามเนื้อขาสำหรับเด็กที่มีภาวะสมองพิการ ซึ่งสามารถทดสอบคุณสมบัติต่างๆ ภายในห้องปฏิบัติการเป็นหลัก และมีข้อจำกัดในการนำเครื่องมือไปทำการศึกษาวิจัยในมนุษย์ อีกทั้งในการทดสอบครั้งนี้ไม่ได้มีการสุ่มลำดับการวางน้ำหนัก ซึ่งผลที่ได้อาจได้รับอิทธิพลจากลำดับก่อนหลังของการวางน้ำหนักมากกว่าจากคุณสมบัติของอุปกรณ์เอง (Order effect) นอกจากนี้การวิจัยครั้งนี้ยังเป็นการทดสอบการใช้น้ำหนักแบบคงที่ (Static loading) ไม่ได้ทดสอบการตอบสนองต่อแรงแบบ Dynamic ซึ่งอาจเป็นลักษณะสำคัญของเครื่องออกกำลังกาย หากได้รับการพัฒนาเครื่องมือทั้งในด้านโครงสร้างและการทำงานให้มีประสิทธิภาพตามวัตถุประสงค์การใช้งาน รวมทั้งปรับปรุงการผลิตให้สอดคล้องกับมาตรฐานการผลิตเครื่องมือแพทย์หรือมาตรฐานอื่นที่เกี่ยวข้อง จะสามารถนำไปใช้ศึกษาวิจัยในมนุษย์ได้ต่อไป

ข้อเสนอแนะในการนำผลการวิจัยไปใช้

ผลการวิจัยครั้งนี้สามารถใช้เป็นแนวทางในการปรับปรุงและพัฒนาต้นแบบเครื่องออกกำลังกายไปสู่เครื่องออกกำลังกายกล้ามเนื้อขาที่มีคุณภาพและความเหมาะสมต่อการใช้งานจริงสำหรับเด็กที่มีภาวะสมองพิการได้เนื่องจากอุปกรณ์สามารถใช้ประเมินความแข็งแรงของกล้ามเนื้อก่อนและหลังการฝึกออกกำลังกายหรือการฟื้นฟูทางกายภาพบำบัด อีกทั้งยังเป็นข้อมูลสำคัญในการวางแผนโปรแกรมการออกกำลังกายเฉพาะรายบุคคลอย่างมีประสิทธิภาพ

ข้อเสนอแนะสำหรับการทำวิจัยครั้งต่อไป

1. การวิจัยในอนาคตควรมุ่งเน้นการพัฒนาเครื่องมือทั้งในด้านวัสดุและกระบวนการผลิตให้สอดคล้องกับมาตรฐานเครื่องมือแพทย์ เพื่อให้สามารถนำไปทดสอบได้ทั้งในกลุ่มเด็กทั่วไปและเด็กที่มีภาวะสมองพิการ และปรับปรุงพัฒนาเครื่องมือให้มีประสิทธิภาพขึ้น อีกทั้งควรตรวจสอบค่าความน่าเชื่อถือและความเที่ยงตรงของเครื่องมือและความน่าเชื่อถือของผู้วัดในการทดสอบภายใต้ภาวะที่มีการเคลื่อนไหว (Dynamic loading)

2. ควรศึกษาผลของการใช้โปรแกรมการออกกำลังกายร่วมกับการใช้เครื่องออกกำลังกายต่อความสามารถในการยืนและการเดิน ทั้งในระยะสั้นและระยะยาว รวมถึงการประเมินความไวของเซนเซอร์ในการตรวจจับการเปลี่ยนแปลงแรงของกล้ามเนื้อ (Responsiveness) ซึ่งจะช่วยยกระดับการพัฒนาเครื่องมือให้สามารถใช้ประเมินและติดตามสมรรถภาพกล้ามเนื้อได้อย่างครอบคลุม และควรศึกษาความคุ้มค่าเชิงเศรษฐศาสตร์ (Cost-effectiveness) หากมีการนำไปประยุกต์ใช้จริงในคลินิกหรือชุมชน

เอกสารอ้างอิง

- Abd Allah, N. E., Kamal, H. M., & Abd El-Hakim Abd El-Nabie, W. (2023). Association between pelvic inclination and balance in children with spastic diplegia. *Bulletin of Faculty of Physical Therapy, 28*(4), 1-6. <https://doi.org/10.1186/s43161-022-00115-6>
- Ahmed, I., & Ishtiaq, S. (2021). Reliability and validity: Importance in medical research. *Journal of the Pakistan Medical Association, 71*(10), 2401-2406. <https://doi.org/10.47391/JPMA.06-861>
- Barbosa, A. M., Camassuti, P. A. da S., Tamanini, G., Marcolino, A. M., Barbosa, R. I., & Fonseca, M. de C. R. (2015). Reliability and validity of a load cell device for hand grip strength assessment. *Fisioterapia e Pesquisa, 22*(4), 378-385. <https://www.scielo.br/j/fp/a/jkdDcbnQhCzHJRQ58gRbzZx/?lang=en&format=pdf>
- Bombu, M. R., Gomes, B. B., Santos, A., & Rama, L. (2023). Validity and reliability of a load cell sensor-based device for assessment of the isometric mid-thigh pull test. *Sensors, 23*(13), 1-9. <https://doi.org/10.3390/s23135832>
- Chaovalit, S., Dodd, K. J., & Taylor, N. F. (2021). Sit-to-stand training for self-care and mobility in children with cerebral palsy: A randomized controlled trial. *Developmental Medicine & Child Neurology, 63*(12), 1476–1482. <https://doi.org/10.1111/dmcn.14979>
- Cho, H. J., & Lee, B. H. (2020). Effect of functional progressive resistance exercise on lower extremity structure, muscle tone, dynamic balance and functional ability in children with spastic cerebral palsy. *Children, 7*(85), 2-13. <https://doi.org/10.3390/children7080085>

- Franklin, E., Stebbings, G. k., Morse, C. I., Runacres, A., & Dos'Santos, T. (2024). Between session reliability of athletic performance and injury mitigation measures in female adolescent athletes in the United States. *Life*, *14*(7), 1-19. <https://doi.org/10.3390/life14070892>
- Goudriaan, M., Nieuwenhuys, A., Schless, S. H., Goemans, N., Molenaer, G., & Desloovere, K. (2018). A new strength assessment to evaluate the association between muscle weakness and gait pathology in children with cerebral palsy. *LOS ONE*, *11*, 1-22. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0191097>
- James, L. P., Roberts, L. A., Haff, G. G., Kelly, V. G., & Beckman, E. M. (2017). Validity and reliability of a portable isometric mid-thigh clean pull. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *31*(5), 1378–1386. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001201>
- Juneau, C. M., Oranchuk, D. J., Cahill, M., Forster, J. W., Diewald, S., Cronin, J. B., & Neville, J. (2024). Reliability and utility of load-cell derived force–time variables collected during a constrained and unconstrained isometric knee extension task on a plinth. *Journal of Science in Sport and Exercise*, *6*, 81 - 89. <https://doi.org/10.1007/s42978-022-00215-8>
- Keshavarzi, F., Azadinia, F., Talebian, S., & Rasouli, O. (2022). Test-retest reliability of a load cell setup, Ito, and timed loaded standing tests for measuring muscle strength and endurance in older adults with and without hyperkyphosis. *Musculoskeletal Science and Practice*, *58*(4), 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2021.102475>
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *Journal of Chiropractic Medicine*, *15*(2), 155–163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
- Mayer, A., & Lampis, A. (2024). A versatile monochord setup. An industrial robotic arm as bowing and plucking device. *Pub.mdw*, *7*(1), 1-15. <https://doi.org/10.21939/iwk-tech-report-1-2024>
- Meehanpong, P., & Chatdokmaiprai, K. (2018). Assessing quality of research instrument in nursing research. *Journal of The Royal Thai Army Nurses*, *19*(1), 9-15. <https://he01.tci-thaijo.org/index.php/JRTAN/article/view/121885/92855>
- Merino-Andres, J., Mateos-Lopez, A. G., Damiano, D. L., & Sanchez-Sierra, A. (2022). Effect of muscle strength training in children and adolescents with spastic cerebral palsy: A systematic review and metanalysis. *Clinical Rehabilitation*, *36*(1), 4–14. <https://doi.org/10.1177/02692155211040199>

- Mishra, P., Pandey, M. C., Singh, U., Gupta, A., Sahu, C., & Keshri, A. (2019). Descriptive statistics and normality tests for statistical data. *Annals of Cardiac Anaesthesia*, *22*(1), 67-72. https://doi.org/10.4103/aca.ACA_157_18
- Mokkink, L. B., Vet, H., Diemeer, S., & Eekhout, I. (2023). Sample size recommendations for studies on reliability and measurement error: An online application based on simulation studies. *Health Services and Outcomes Research Methodology*, *23*, 245-265. <https://doi.org/10.1007/s10742-022-00293-9>
- Novak, I., Morgan, C., Fahey, M., Finch-Edmondson, M., Galea, C., Hines, A., Langdon, K., Mc Namara, M., Paton, M. C. B., Popat, H., Shore, B., Khamis, A., Stanton, E., Finemore, O. P., Tricks, A., te Velde, A., Dark, L., Morton, N., & Badawi, N. (2020). State of the evidence traffic lights 2019: Systematic review of interventions for preventing and treating children with cerebral palsy. *Current Neurology and Neuroscience Reports*, *20*(3), 1-21. <https://doi.org/10.1007/s11910-020-1022-z>
- Panibatla, S., Kumar, V., & Narayan, A. (2017). Relationship between trunk control and balance in children with spastic cerebral palsy: A cross-sectional study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, *11*(9), YC05–YC08. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2017/28388.10649>
- O’Sullivan, R., Marron, A., & Brady, K. (2020). Crouch gait or flexed-knee gait in cerebral palsy: Is there a difference? A systematic review. *Gait & Posture*, *82*, 153-160. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.09.001>
- Zhou, J., Butler, E.E., & Rose, J. (2017). Neurologic correlates of gait abnormalities in cerebral palsy: Implications for treatment. *Frontiers in Human Neuroscience*, *11*, 1-20. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00103>

