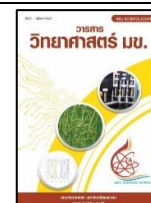




KKU SCIENCE JOURNAL

Journal Home Page : <https://ph01.tci-thaijo.org/index.php/KKUSciJ>

Published by the Faculty of Science, Khon Kaen University, Thailand



การพัฒนาเซนเซอร์ไวต่อแรงกดจากแผ่นฟิล์มนำไฟฟ้าสำหรับ

การประยุกต์ใช้ในงานกายภาพบำบัด

Development of a Force Sensing Resistor (FSR) from Conductive Film for Applications in Physical Therapy

นวปฏล กิตติอมรกุล¹ ประนมกร ชูศรี¹ และ วชิราภรณ์ ชูพันธ์^{1*}

Navapadol Kittiamornkul¹, Pranomkorn Choosri¹ and Wachiraporn Choopan^{1*}

¹สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์สุขภาพ มหาวิทยาลัยคริสเตียน จังหวัดนครปฐม 73000

¹Department of Biomedical Engineering, College of Health Sciences, Christian University of Thailand, Nakhon Pathom, 73000, Thailand

บทคัดย่อ

การวิจัยครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาและประเมินสมรรถนะของเซนเซอร์ไวต่อแรงกดที่สร้างจากแผ่นฟิล์มนำไฟฟ้าสำหรับการประยุกต์ใช้ในงานกายภาพบำบัด โดยทำการทดสอบฟิล์มสองชนิด ได้แก่ Treee MD30-60 และ Mommy Sensitive เทียบกับค่าแรงมาตรฐานจากเครื่อง Digital Force Gauge (DFG50) ภายใต้แรงกดมาตรฐานช่วง 0 - 60 นิวตัน บนฐานรองโฟมที่มีค่าสัมประสิทธิ์ความยืดหยุ่นต่างกัน 2 ชนิด (โฟมอ่อนและโฟมแข็ง) ซึ่งทำหน้าที่เป็นฐานรองรับเพื่อกระจายแรงกดและจำลองสภาวะความยืดหยุ่นของชั้นกล้ามเนื้อ ใช้สถิติการวิเคราะห์ข้อมูล คือ การหาค่าเฉลี่ย (Mean) ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (SD) การวิเคราะห์ลักษณะการตอบสนองและการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์ความแปรปรวน (CV) เพื่อประเมินความเสถียรและความแม่นยำของเซนเซอร์ ผลการวิจัยพบว่า ฟิล์ม Treee MD30-60 มีความเหมาะสมที่สุด โดยสามารถตรวจวัดแรงกดได้ครอบคลุมช่วงการใช้งานจริง (0 - 60 นิวตัน) มีลักษณะการตอบสนองแบบไม่เป็นเชิงเส้น (Non-linear) แต่มีความซ้ำเติมที่ดีและมีค่าสัมประสิทธิ์ความแปรปรวน (CV) ต่ำสุดที่ร้อยละ 7.98 ในขณะที่ฟิล์ม Mommy Sensitive ไม่สามารถตอบสนองบนพื้นผิวที่มีความยืดหยุ่นได้ ผู้วิจัยจึงนำฟิล์ม Treee MD30-60 มาพัฒนาระบบต้นแบบวัดแรงกดแบบ 4 จุด ประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Mega 2560 ซึ่งสามารถแสดงผลค่าแรงเป็นหน่วยนิวตันได้แบบเรียลไทม์ ต้นแบบดังกล่าวแสดงศักยภาพในการต่อยอดสู่การสร้างเครื่องมือวัดเชิงวิศวกรรมที่มีต้นทุนต่ำ และสามารถปรับใช้ในงานวิจัยหรือระบบวัดแรงกดทางกายภาพบำบัดที่ต้องการความแม่นยำสูง

ABSTRACT

This research focuses on the development and performance evaluation of a Force Sensing Resistor (FSR) based on conductive films for applications in Physical Therapy. Two types of conductive films, Treee MD30-60 and Mommy Sensitive, were tested against reference force values from a Digital Force Gauge (DFG50) under a standard force range of 0 - 60 Newtons. The experiments were conducted on foam substrates with two different elasticity coefficients (soft and hard foam), which functioned as a supportive

*Corresponding Author, E-mail: touch2wachi@gmail.com

base to distribute pressure and simulate the elasticity of muscle layers. The statistical data analysis used included the determination of Mean, Standard Deviation (SD), response characteristics analysis, and the Coefficient of Variation (CV) to evaluate the stability and accuracy of the sensors. The results revealed that the Treee MD30-60 film was the most suitable candidate, capable of measuring force across the 0 - 60 N range. It exhibited a non-linear response but demonstrated good repeatability, with a minimum Coefficient of Variation (CV) of 7.98%. Conversely, the Mommy Sensitive film failed to respond effectively on flexible surfaces. Consequently, the researchers utilized the Treee MD30-60 film to develop a 4-point pressure sensing prototype system, processed by an Arduino Mega 2560 microcontroller, capable of displaying real-time force values in Newtons. This prototype demonstrates significant potential for further development into a cost-effective engineering measurement tool and is adaptable for research or Physical Therapy pressure measurement systems requiring high precision.

คำสำคัญ: แผ่นฟิล์มนำไฟฟ้า เซนเซอร์ไวต่อแรงกด ภายภาพบำบัด การวัดแรงกด

Keywords: Conductive Film, Force Sensing Resistor (FSR), Physical Therapy, Pressure Measurement

บทนำ

การประเมินแรงกด (force) เป็นปัจจัยสำคัญในหลายสาขาวิชาโดยเฉพาะอย่างยิ่งในงานด้านกายภาพบำบัดและหัตถการบำบัดซึ่งแรงกดที่ใช้ในการรักษาและฟื้นฟูสมรรถภาพมีผลโดยตรงต่อประสิทธิภาพและความปลอดภัยของผู้ป่วย การออกแรงกดที่เหมาะสมจำเป็นต้องอาศัยประสบการณ์และความชำนาญของนักกายภาพบำบัด หากใช้แรงกดมากเกินไปอาจก่อให้เกิดการบาดเจ็บต่อเนื้อเยื่อ ข้อต่อหรือกระดูกของผู้ป่วยได้ ปัญหาสำคัญที่พบในปัจจุบัน คือ การถ่ายทอดความรู้เกี่ยวกับระดับน้ำหนักมือที่เหมาะสมไปยังนักศึกษาหรือผู้ฝึกหัดใหม่ทำได้ยากเนื่องจากเป็นทักษะที่รับรู้ด้วยความรู้สึกเฉพาะบุคคลและขาดเครื่องมือวัดเชิงปริมาณที่ชัดเจน แม้ปัจจุบันจะมีเครื่องมือวัดแรงทางการแพทย์ที่มีมาตรฐาน แต่ส่วนใหญ่มีมูลค่าสูง ขนาดใหญ่ และใช้งานยากในบริบทของการฝึกสอนภาคปฏิบัติ ดังนั้น การพัฒนาเซนเซอร์วัดแรงกดที่มีต้นทุนต่ำ ยืดหยุ่น น้ำหนักเบา และสามารถแสดงผลแบบเรียลไทม์เพื่อใช้เป็นสื่อการสอน จึงมีความสำคัญที่จะช่วยให้นักศึกษาเรียนรู้วิธีการออกแรงกดได้อย่างถูกต้อง แม่นยำ และปลอดภัย

จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าการพัฒนาเซนเซอร์วัดแรงกด (Force Sensors) แบบยืดหยุ่นโดยใช้วัสดุและเทคนิคที่หลากหลาย (Bednarz III *et al.*, 2023) เช่น การประยุกต์ใช้วัสดุที่มีคุณสมบัติไพโซอิเล็กทริก (Piezoelectric) เช่น PVDF เพื่อผลิตเซนเซอร์สัมผัสที่มีน้ำหนักเบา (Tang *et al.*, 2025) รวมถึงการใช้วัสดุคอมโพสิตนำไฟฟ้า เช่น ยางธรรมชาติปรับปรุงพื้นผิวร่วมกับพอลิเมอร์นำไฟฟ้า (PEDOT : PSS) และเส้นลวดนาโนโลหะเงิน (Ag NWs) ซึ่งให้การตอบสนองทางไฟฟ้าเชิงกลสูง (กิตติพงศ์, 2562) นอกจากนี้ ยังมีงานวิจัยที่มีการนำเซนเซอร์ไปประยุกต์ใช้ในรูปแบบอุปกรณ์สวมใส่ (Wearable Devices) เพื่อตรวจวัดการเคลื่อนไหวหรือการยึดตัวของวัสดุเป็นหลัก (Farooq and Sazonov, 2015; Cochrane *et al.*, 2010; Tan *et al.*, 2020; Liang *et al.*, 2024; Takamatsu *et al.*, 2021) แต่ยังคงขาดการศึกษาที่นำคุณสมบัติของฟิล์มนำไฟฟ้ามาประยุกต์ใช้เพื่อวัดแรงกดในแนวตั้ง (Vertical Pressure) อย่างจริงจังโดยเฉพาะในบริบทของการจำลองความยืดหยุ่นของชั้นกล้ามเนื้อเพื่อใช้เป็นอุปกรณ์ช่วยสอนในงานกายภาพบำบัด ซึ่งเป็นช่องว่างการวิจัยที่สำคัญ

จากที่มาและความสำคัญดังกล่าว งานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาและประเมินสมรรถนะของเซนเซอร์ไวต่อแรงกด (Force Sensing Resistor: FSR) จากแผ่นฟิล์มนำไฟฟ้าเพื่อนำมาประยุกต์ใช้เป็นเครื่องมือวัดน้ำหนักมือสำหรับหัตถการบำบัด โดยความสำเร็จของงานวิจัยจะประเมินจากการทดสอบเทียบกับเครื่องมือมาตรฐาน (Digital Force Gauge) ในช่วงแรงกดใช้งานจริง 0 - 60 นิวตัน ซึ่งเซนเซอร์จะต้องมีลักษณะการตอบสนองที่ซ้ำเดิม (Repeatability) และมีความคลาดเคลื่อนต่ำเพื่อให้สามารถนำไปพัฒนาต่อยอดเป็นสื่อการสอนที่มีประสิทธิภาพและต้นทุนต่ำได้จริง

วิธีการดำเนินการวิจัย

การวิจัยนี้สามารถแบ่งการทดลองออกเป็น 2 การทดลอง คือ การทดสอบประสิทธิภาพของฟิล์มนำไฟฟ้าระหว่างรุ่น Treee MD30-60 และ Mommy Sensitive และการพัฒนาเซนเซอร์วัดแรงกดสำหรับใช้ทดสอบแรงกดในทางกายภาพบำบัด โดยคุณสมบัติของฟิล์มนำไฟฟ้าทั้งสองชนิดในการวิจัยนี้แสดงในตารางที่ 1

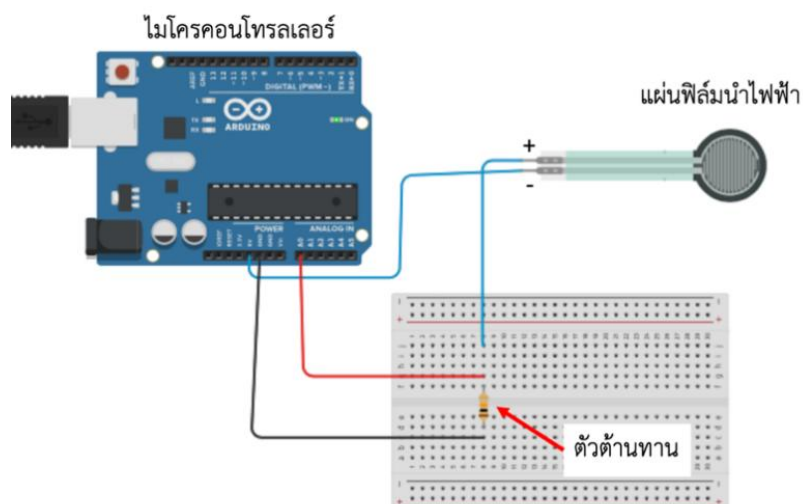
ตารางที่ 1 โครงสร้างและคุณสมบัติของฟิล์มนำไฟฟ้า Treee MD30-60 และ Mommy Sensitive

Treee MD30-60	Mommy Sensitive
วัสดุ: ABS	วัสดุ: ABS
ขนาด: ความยาว ~60 mm ความกว้าง ~5.8 mm	ขนาด: ความยาว ~45.7 mm ความกว้าง ~45.7 mm
แรงกดที่ตอบสนองได้: 0 - 30 kg (non-linear)	แรงกดที่ตอบสนองได้: 0 - 20 kg (non-linear)
ความหนา: < 0.6 mm	ความหนา: < 0.3 mm
Response time (เวลาในการตอบสนอง): < 1 ms	Response time (เวลาในการตอบสนอง): < 1 ms
Recovery time (เวลากลับสู่ค่าเดิมหลังปล่อย): < 15 ms	Recovery time (เวลากลับสู่ค่าเดิมหลังปล่อย): < 15 ms
อุณหภูมิใช้งาน: -20°C ถึง 60°C	อุณหภูมิใช้งาน: -20°C ถึง 60°C

จากตารางที่ 1 จะเห็นว่าคุณสมบัติของฟิล์มนำไฟฟ้าทั้ง 2 ชนิด มีคุณสมบัติใกล้เคียงกัน โดยต่างกันตรงการตอบสนองแรงกด และความหนาของฟิล์ม การพัฒนาเซนเซอร์วัดแรงกดสำหรับใช้ทดสอบแรงกดในทางกายภาพบำบัดมีรายละเอียดดังนี้

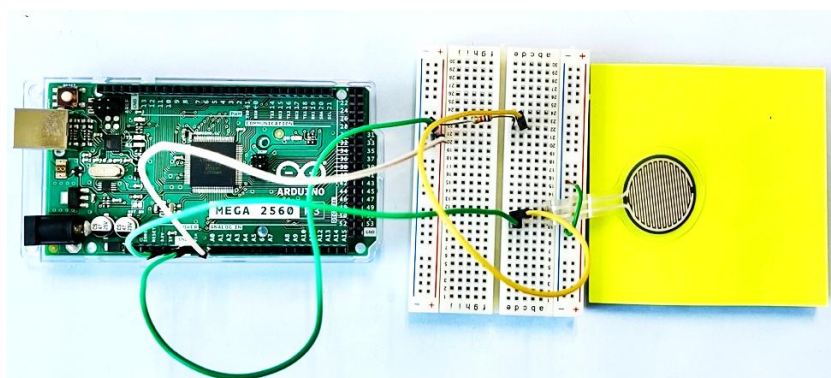
1. การทดสอบประสิทธิภาพของฟิล์มนำไฟฟ้าระหว่างรุ่น Treee MD30-60 และ Mommy Sensitive

ในส่วนนี้จะเน้นขั้นตอนการออกแบบวงจรให้การส่งงานฟิล์มนำไฟฟ้า ทั้งสองชนิด เพื่อให้รับค่าแรงกดและแสดงผลออกทางจอ LCD โดยวงจรของฟิล์มแต่ละชนิดมีดังรูปที่ 1 โดยในเบื้องต้นจะจำลองการต่อวงจรบนโปรแกรม Autodesk Tinkercad Circuits ซึ่งเป็นโปรแกรมชนิด Freeware สามารถจำลองวงจรก่อนต่อจริง เพื่อลดความเสียหายของอุปกรณ์ที่อาจเกิดจากการต่อวงจรผิดพลาด และสามารถยืนยันผลการต่อวงจรในเบื้องต้นได้ ซึ่งในการต่อวงจรควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์นี้ จะต้องใช้ตัวต้านทานขนาด 100 k Ω ซึ่งระบุใน data sheet ของเซนเซอร์ ในการจำกัดกระแสไฟฟ้าที่เข้าสู่แผ่นฟิล์มนำไฟฟ้า



รูปที่ 1 วงจรการควบคุมแผ่นฟิล์มนำไฟฟ้าจากโปรแกรม Autodesk Tinkercad Circuits

หลังจากการทดสอบวงจรจำลองผ่านโปรแกรม Autodesk Tinkercad Circuits แล้วทำการต่อวงจรจริง เพื่อเตรียมนำไปทดสอบการวัดค่าแรงกดจริงต่อไป โดยวงจรที่ต่อได้จริงจะแสดงในรูปที่ 2



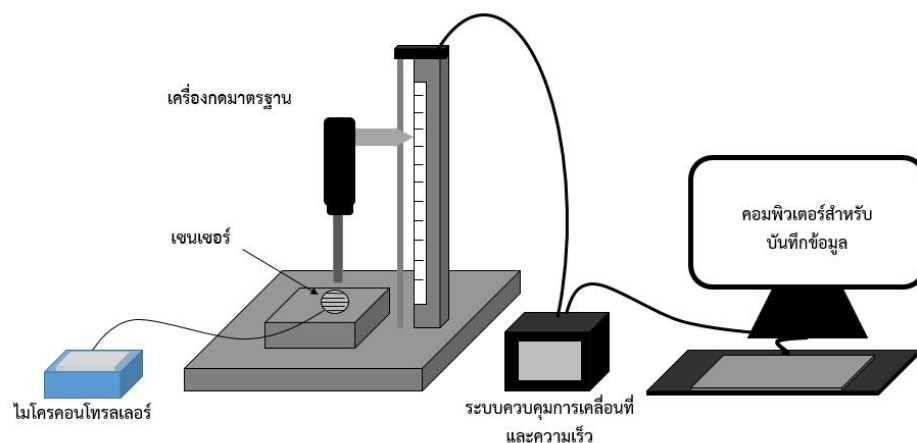
รูปที่ 2 วงจรการควบคุมแผ่นฟิล์มนำไฟฟ้าจริงก่อนนำไปทดสอบวัดค่าแรงกด

หลังจากนั้นจะเป็นขั้นตอนการทดสอบวัดแรงกด โดยจะนำเซนเซอร์ที่เชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ มาทดสอบกับเครื่องกดมาตรฐาน (Digital Force Gauge) รุ่น DFG50 (BRAVO) ดังแสดงในรูปที่ 3 ซึ่งเป็นเครื่องวัดแรงกดแบบดิจิทัลจากบริษัท Tech Quality ประเทศไทย และทำการติดตั้งบนระบบบอลสกรู (ball-screw actuator) และ มีตัวควบคุมทิศทางการเคลื่อนที่ (motion controller PMCS201) ซึ่งสามารถกำหนดความเร็วและระยะการเคลื่อนที่ได้อย่างแม่นยำ ก่อนใช้งานมีการสอบเทียบด้วยตุ้มน้ำหนักมาตรฐาน 10 - 500 กรัม ตามวิธีการของ Klinchongkon et al. (2025) โดยค่าแรงกดที่วัดได้จะมีหน่วยเป็น gram-force (gf) ในช่วงแรกของการทดลองนี้จะต้องทำการวัดหาค่าแรงกดอ้างอิงของเครื่อง Digital Force Gauge เพื่อใช้เป็นค่ามาตรฐานในการเปรียบเทียบกับค่าแรงกดที่ได้จากเซนเซอร์ต้นแบบ ซึ่งหลังจากได้ค่ามาตรฐานแล้วจึงทำการทดสอบกับเซนเซอร์วัดแรงกดต้นแบบ



รูปที่ 3 เครื่องกชมาตรฐาน (Digital Force Gauge) รุ่น DFG50

การทดสอบวัดค่าแรงกดต้องมีการจัดเตรียมอุปกรณ์ต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 4 ค่าแรงกดที่วัดได้จากเซนเซอร์ต้นแบบ จะถูกบันทึกไว้ในคอมพิวเตอร์ เพื่อนำไปใช้ในการคำนวณทางสถิติ และนำไปเปรียบเทียบกับค่าอ้างอิงของเครื่อง Digital Force Gauge ที่วัดได้ในช่วงแรก โดยการทดลองนี้จะทำการเก็บผลการทดลองวัดค่าแรงกด 14 ครั้ง เพื่อให้ค่าที่ได้มีความเที่ยงตรงมากที่สุด



รูปที่ 4 การเตรียมการทดลอง (Experiment setup)

2. การพัฒนาเซนเซอร์วัดแรงกดสำหรับใช้ทดสอบแรงกดในทางกายภาพบำบัด

หลังจากดำเนินการทดสอบฟิล์มนำไฟฟ้าแล้ว จะนำผลลัพธ์ของฟิล์มมาประยุกต์เป็นเซนเซอร์วัดแรงกดในทางกายภาพบำบัด โดยสามารถเลือกวัดค่าตามตำแหน่งที่ต้องการกดได้พร้อมกัน 4 จุด ในเวลาเดียวกัน เพื่ออำนวยความสะดวกในการใช้งาน มีการแปลงหน่วยจาก gram-force (gf) ให้เป็นหน่วย นิวตัน (N) เพื่อความสะดวกในการอ่านค่า โดยสมการในการแปลงหน่วย gram-force (gf) ให้เป็นหน่วยนิวตัน (N) มีดังนี้

$$1 \text{ gf} = 1 \text{ g} \times g = 0.001 \text{ kg} \times 9.80665 \text{ m/s}^2 \quad (1)$$

หรือ

$$1 \text{ gf} = 0.00980665 \text{ N} \quad (2)$$

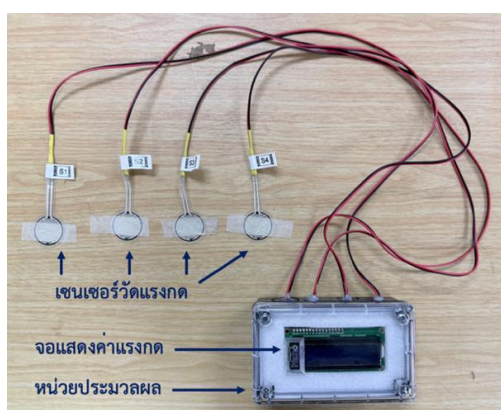
ในส่วนของการประมวลผล งานวิจัยนี้เลือกใช้ Arduino Mega 2560 เป็น microcontroller ในการประมวลผลค่าที่วัดได้จาก sensor ทั้ง 4 ตัว เนื่องจาก Arduino Mega 2560 สามารถรองรับ port การเชื่อมต่อได้จำนวนมาก และมีสมรรถนะในการประมวลผลค่าจะเซนเซอร์ทั้ง 4 ตัวพร้อมกันได้ในเวลาเดียวกัน โดยเซนเซอร์ทั้ง 4 จะต่อเข้ากับช่องสัญญาณ analog ของ Arduino Mega 2560 จากนั้นค่าสัญญาณ analog ตั้งแต่ 0 (ไม่มีแรงกด) จนถึง 1023 (แรงกดสูงสุด) จะส่งเข้ามาประมวลผลโดยแปลงค่าเป็นแรงดันไฟฟ้าก่อน (ดังสมการที่ 3) จากนั้นค่าแรงดันไฟฟ้าจะถูกแปลงต่อเป็นค่าความต้านทานที่เซนเซอร์อ่านได้ (Ω) (ดังสมการที่ 4) ซึ่งเครื่องต้นแบบเซนเซอร์วัดแรงกด แสดงอยู่ในรูปที่ 5

$$\text{voltage} = \text{analogValue} \times (\text{VCC} / 1023.0) \quad (3)$$

เมื่อ voltage คือ ค่าแรงดันไฟฟ้าที่อ่านได้จากเซนเซอร์ (V)
 analogValue คือ ค่าสัญญาณ analog ที่อ่านได้จากเซนเซอร์ (0 - 1023)
 VCC คือ ค่าแรงดันไฟเลี้ยงที่จ่ายให้กับเซนเซอร์

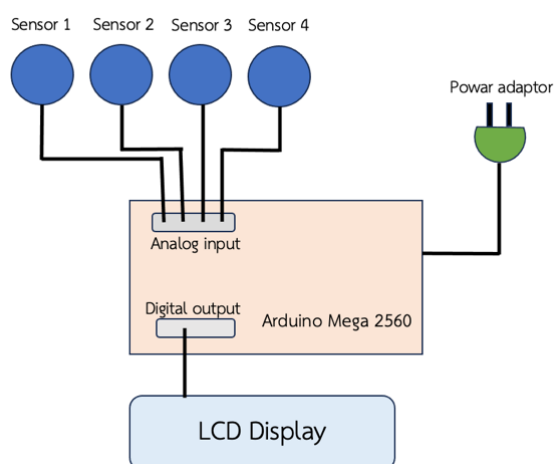
$$\text{rFSR} = (\text{R_FIXED} * (\text{VCC} - \text{voltage})) / \text{voltage}; \quad (4)$$

เมื่อ rFSR คือ ค่าความต้านทานที่เซนเซอร์อ่านได้ (Ω)
 R_FIXED คือ ค่าความต้านทานคงที่ที่ต่อเข้ากับเซนเซอร์ (100 k Ω)

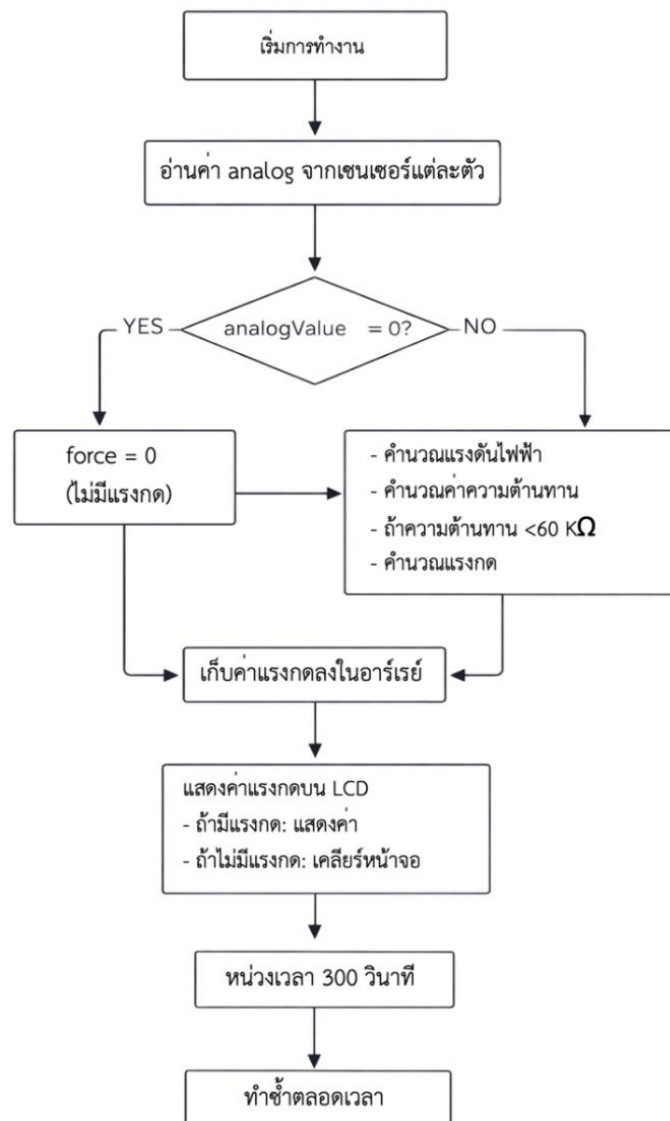


รูปที่ 5 เครื่องต้นแบบเซนเซอร์วัดแรงกด เพื่อใช้ทดสอบแรงกดในทางกายภาพบำบัด

ผังการออกแบบอุปกรณ์ และขั้นตอนการทำงานของเครื่องต้นแบบสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 6



รูปที่ 6 ผังการออกแบบอุปกรณ์เครื่องต้นแบบ



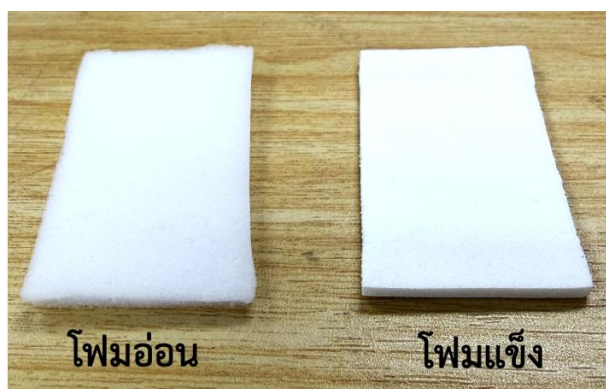
รูปที่ 7 ขั้นตอนการทำงานของเครื่องต้นแบบ

ผลการวิจัยและวิจารณ์ผล

ผลการวิจัยนี้สามารถแบ่งการทดลองออกเป็น 2 การทดลอง คือ การทดสอบประสิทธิภาพของฟิล์มนำไฟฟ้าระหว่างรุ่น Treee MD30-60 และ Mommy Sensitive และการพัฒนาเซนเซอร์วัดแรงกดสำหรับใช้ทดสอบแรงกดในทางกายภาพบำบัด โดยมีรายละเอียดดังนี้

1. ผลการทดสอบประสิทธิภาพของฟิล์มนำไฟฟ้าระหว่างรุ่น Treee MD30-60 และ Mommy Sensitive

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงผลการทดสอบประสิทธิภาพของฟิล์มนำไฟฟ้า 2 ชนิด โดยเทียบกับค่าแรงกดที่ได้จากเครื่องกดมาตรฐาน เนื่องจากแผ่นฟิล์มนำไฟฟ้ามีขนาดที่บางมาก ๆ ไม่สามารถวัดแรงกดจากโปรบของเครื่องมาตรฐานได้โดยตรง ดังนั้นผู้วิจัยจึงเลือกใช้โฟมที่มีลักษณะในการยืดหยุ่น และคืนตัวได้ดีเป็นฐานรองให้กับฟิล์มนำไฟฟ้า โดยผู้วิจัยจะต้องทำการหาค่าแรงกดของโฟมเพื่อเป็นอ้างอิงในการคำนวณหาแรงกดของฟิล์มที่ต้องการวัด ผู้วิจัยได้เลือกใช้โฟม 2 ชนิด ได้แก่ โฟมอ่อน (reference 1) และโฟมแข็ง (reference 2) เป็นอ้างอิงในการทดสอบ



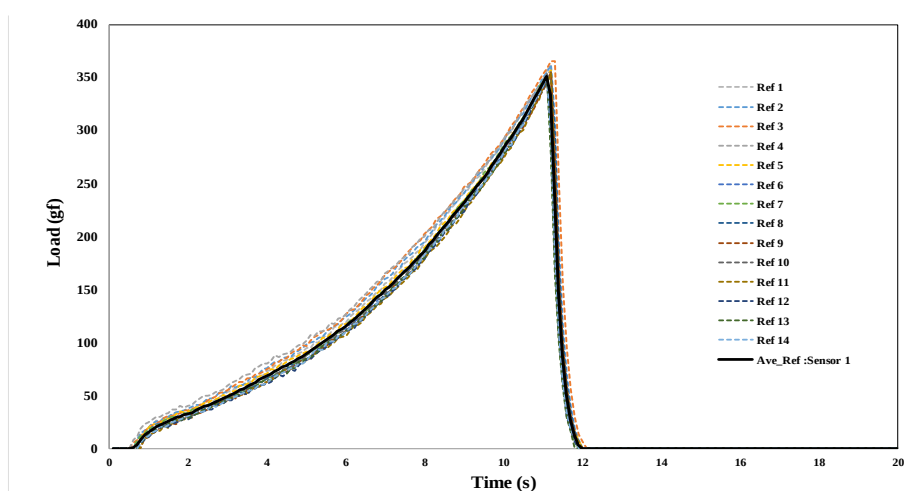
รูปที่ 8 วัสดุอ้างอิง (โฟมอ่อนและโฟมแข็ง)

ผู้วิจัยทำการวัดค่าแรงกดของโฟมอ่อนและโฟมแข็งด้วยเครื่องกดมาตรฐานจำนวน 14 ครั้ง แต่ละครั้งใช้เวลาในการกด 20 วินาที เพื่อให้ครอบคลุมช่วงการตอบสนองของโฟมกับหัววัดมาตรฐาน ผลการทดลองมีดังนี้

ตารางที่ 2 ผลค่าแรงกดมาตรฐานอ้างอิงของโฟมอ่อน (Reference 1) จากเครื่องกดมาตรฐาน (Digital Force Gauge) รุ่น DFG50

ครั้งที่	ค่าแรงกดเฉลี่ย (Average) ในเวลา 20 วินาที	ค่าแรงกดสูงสุด (Peak)	ครั้งที่	ค่าแรงกดเฉลี่ย (Average) ในเวลา 20 วินาที	ค่าแรงกดสูงสุด (Peak)
1	119.38 gf	361.00 gf	8	113.49 gf	353.50 gf
2	123.36 gf	362.00 gf	9	116.91 gf	355.50 gf
3	128.39 gf	365.50 gf	10	115.48 gf	353.00 gf
4	124.89 gf	357.00 gf	11	111.72 gf	354.50 gf
5	118.19 gf	367.00 gf	12	108.82 gf	346.00 gf
6	117.12 gf	355.50 gf	13	111.19 gf	351.50 gf
7	116.89 gf	352.00 gf	14	112.54 gf	350.50 gf

จากตารางที่ 2 นำผลแรงกดอ้างอิงบนโฟมอ่อนมาพล็อตเทียบกับเวลาในการกดจะได้กราฟดังรูปที่ 9



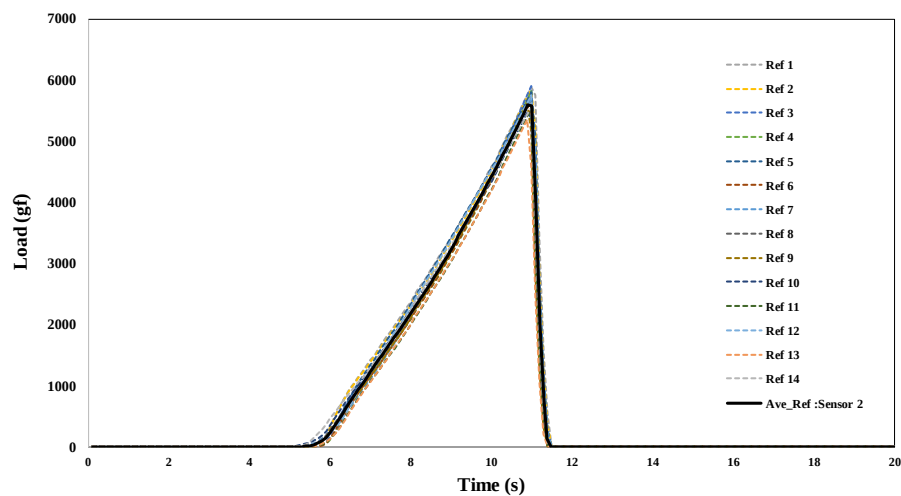
รูปที่ 9 แรงกดมาตรฐานอ้างอิงของโฟมอ่อน (Reference 1)

จากรูปที่ 9 เป็นกราฟการตอบสนองของหัวกดมาตรฐานที่กดลงบนโฟมอ่อน และทำให้โฟมอ่อนเริ่มมีการตอบสนองในวินาทีที่ 1 และมีค่าสูงขึ้นจนถึงวินาทีที่ 11 จากนั้นการตอบสนองเริ่มลดลงเนื่องจากหัวกดมาตรฐานเริ่มยกออกจากโฟมซึ่งทำให้สัญญาณที่ได้ออกมาเป็นศูนย์

ตารางที่ 3 ผลค่าแรงกดมาตรฐานอ้างอิงของโฟมแข็ง (Reference 2) จากเครื่องกดมาตรฐาน (Digital Force Gauge) รุ่น DFG50

ครั้งที่	ค่าแรงกดเฉลี่ย (Average) ในเวลา 20 วินาที	ค่าแรงกดสูงสุด (Peak)	ครั้งที่	ค่าแรงกดเฉลี่ย (Average) ในเวลา 20 วินาที	ค่าแรงกดสูงสุด (Peak)
1	1213.69 gf	5885.00 gf	8	1171.70 gf	5761.50 gf
2	1202.94 gf	5850.00 gf	9	1091.62 gf	5630.00 gf
3	1121.04 gf	5900.50 gf	10	1151.70 gf	5480.50 gf
4	1085.29 gf	5818.50 gf	11	1063.88 gf	5544.50 gf
5	1236.65 gf	5804.50 gf	12	1169.38 gf	5753.00 gf
6	1125.55 gf	5590.50 gf	13	1025.66 gf	5357.00 gf
7	1143.87 gf	5707.00 gf	14	1147.26 gf	5556.00 gf

จากตารางที่ 3 นำผลแรงกดอ้างอิงบนโฟมแข็งมาพล็อตเทียบกับเวลาในการกดจะได้กราฟดังรูปที่ 10

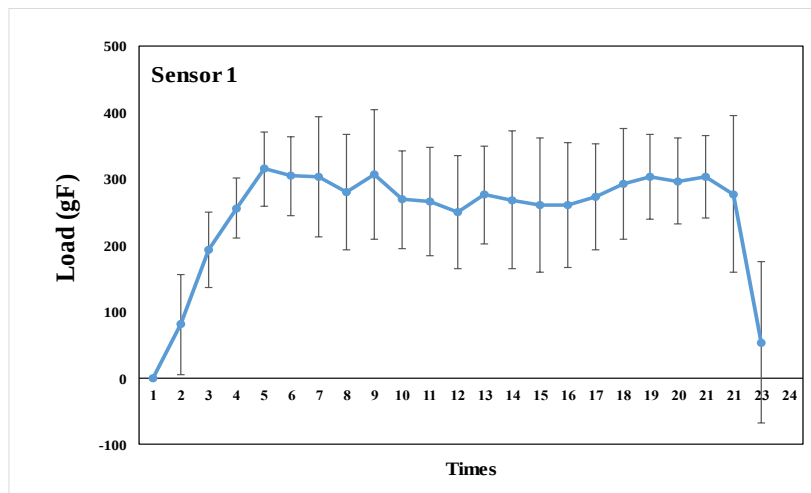


รูปที่ 10 แรงกดมาตรฐานอ้างอิงของโฟมแข็ง (Reference 2)

จากรูปที่ 10 เป็นกราฟการตอบสนองของหัวกดมาตรฐานที่กดลงบนโฟมแข็ง และทำให้โฟมแข็งเริ่มมีการตอบสนองในวินาทีที่ 6 และมีค่าสูงขึ้นจนถึงวินาทีที่ 11 จากนั้นการตอบสนองเริ่มลดลงเนื่องจากหัวกดมาตรฐานเริ่มยกออกจากโฟมซึ่งทำให้สัญญาณที่ได้ออกมาเป็นศูนย์

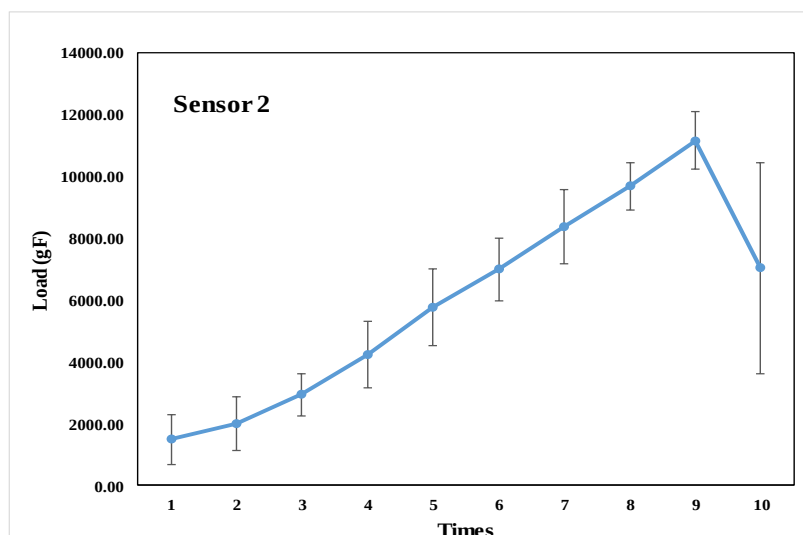
จากรูปที่ 9 และ 10 จะเห็นว่า กราฟทั้ง 14 ครั้ง มีการแปรค่าในลักษณะเดียวกัน และมีจุด peak ในช่วงเวลาเดียวกัน จากนั้นผู้วิจัยได้ทำการเฉลี่ยผลที่ได้ทั้ง 14 ครั้งเพื่อเป็นตัวแทนในการเปรียบเทียบผลกับฟิล์มนำไฟฟ้า (Ave_Ref: sensor 1 และ 2)

เมื่อผู้วิจัยได้ค่าแรงกดของโฟมแข็งและโฟมอ่อนแล้วนั้น ผู้วิจัยได้นำเซนเซอร์ทั้ง 2 ชนิด มาทดสอบกับโฟมอ่อนและโฟมแข็ง ปรากฏว่าเซนเซอร์ชนิดและ Mommy Sensitive ไม่สามารถวัดค่าแรงกดบนโฟมอ่อนได้ เนื่องจากผลของการกระจายแรง (Force Distribution) โฟมอ่อนมีคุณสมบัติยืดหยุ่น และสามารถดูดซับแรงกดได้บางส่วน ทำให้แรงที่กระทำต่อเซนเซอร์ไม่ถ่ายทอดโดยตรง แต่ถูกกระจายไปยังพื้นที่กว้างขึ้น แรงเฉพาะจุดที่เซนเซอร์รับจึงลดลงมาก ดังนั้นผู้วิจัยจึงเลือกใช้โฟมแข็งเป็นวัสดุกำหนดค่าอ้างอิง จากนั้นทำการหาวัดค่าแรงกดของฟิล์มนำไฟฟ้าทั้ง 2 ชนิด ที่วางอยู่บนโฟมแข็ง ผลที่ได้แสดงดังรูปที่ 11 และ 12



รูปที่ 11 ผลของแรงกดจากฟิล์มนำไฟฟ้าชนิด Mommy Sensitive

จากรูปที่ 11 เป็นผลการวัดแรงกดจากฟิล์มนำไฟฟ้าชนิด Mommy Sensitive จะเห็นได้ว่าเมื่อเทียบกับแรงกดมาตรฐานอ้างอิงที่ 1 จะเห็นได้ว่ามีลักษณะการเปลี่ยนที่ไม่สอดคล้องกัน ดังนั้นฟิล์มนำไฟฟ้าชนิด Mommy Sensitive จึงไม่เหมาะสมที่จะนำมาหาแรงกดทางกายภาพบำบัด



รูปที่ 12 ผลของแรงกดจากฟิล์มนำไฟฟ้าชนิด Tree MD30-60

จากรูปที่ 12 ซึ่งแสดงผลการวัดแรงกดที่ได้จากเซนเซอร์ตัวที่ 2 เมื่อนำมาเปรียบเทียบกับค่าแรงกดมาตรฐานอ้างอิงที่ 2 พบว่าการตอบสนองของเซนเซอร์อยู่ในช่วงวินาทีที่ 1 - 10 ซึ่งแนวโน้มของกราฟที่ได้จากเซนเซอร์มีลักษณะการเปลี่ยนแปลงไปในทิศทางเดียวกันกับแรงกดอ้างอิงอย่างชัดเจน กล่าวคือ ค่าแรงกดที่วัดได้เพิ่มขึ้นและลดลงสอดคล้องกับช่วงเวลาที่มีการกดและคลายแรง รวมถึงมีตำแหน่งของจุดค่าสูงสุด (peak) ที่เกิดขึ้นในช่วงเวลาใกล้เคียงกัน แสดงให้เห็นว่าเซนเซอร์ตัวที่ 2 สามารถตอบสนองต่อแรงกดที่กระทำได้อย่างเหมาะสมภายใต้เงื่อนไขการทดลองที่กำหนด

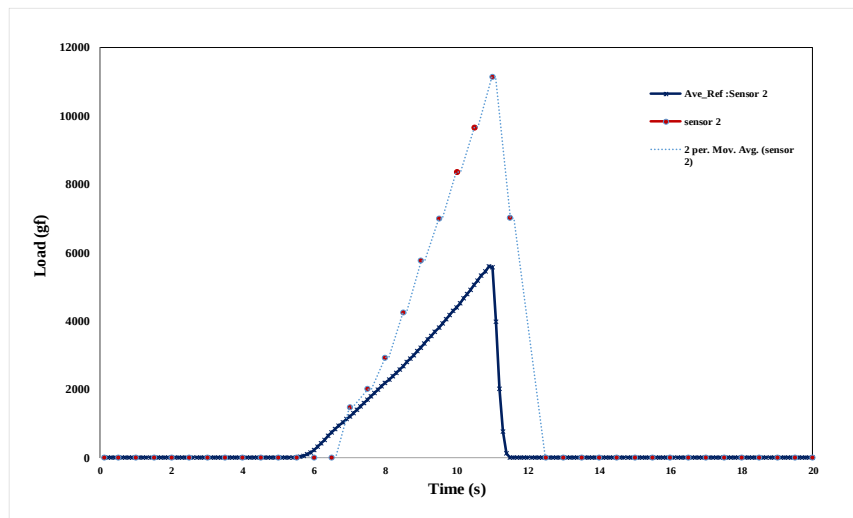
ความสอดคล้องดังกล่าวสะท้อนให้เห็นถึงศักยภาพของเซนเซอร์ตัวที่ 2 ในการถ่ายทอดและตรวจวัดแรงกดจากวัสดุอ้างอิงได้อย่างมีประสิทธิภาพ เมื่อเปรียบเทียบกับเซนเซอร์ตัวที่ 1 ซึ่งแสดงพฤติกรรมการตอบสนองที่ไม่สอดคล้องกับค่าอ้างอิง จากผลการวิเคราะห์เบื้องต้นนี้ ผู้วิจัยจึงดำเนินการวิเคราะห์ทางสถิติเพิ่มเติมเพื่อเพิ่มความน่าเชื่อถือของข้อมูลโดยนำค่าแรงกดช่วงที่เซนเซอร์ตัวที่ 2 (Tree MD30-60) มีการตอบสนองมาคำนวณหาค่า SD CI และ CV ดังตารางต่อไปนี้

ตารางที่ 4 ค่าทางสถิติต่าง ๆ ของแรงกดในช่วงเวลาที่เซนเซอร์ตัวที่ 2 (Tree MD30-60) กำลังตอบสนองต่อแรงกด

ตำแหน่งเวลา (วินาที)	ค่าเฉลี่ย (gF)	SD (gF)	CV (%)	CI ที่ 95% (gF)
1	1482.57	795.14	53.63	1482.57 ± 568.77
2	2010.89	867.32	43.13	2010.89 ± 620.40
3	2939.07	679.72	23.13	2939.07 ± 486.21
4	4245.68	1076.04	25.34	4245.68 ± 769.70
5	5773.87	1249.36	21.64	5773.87 ± 893.68
6	6999.02	1013.38	14.48	6999.02 ± 724.88
7	8374.06	1188.15	14.19	8374.06 ± 849.89
8	9687.19	773.06	7.98	9687.19 ± 552.98
9	11157.66	941.99	8.44	11157.66 ± 673.81
10	7028.35	3401.42	48.40	7028.35 ± 2433.06

จากตารางที่ 4 จะเห็นได้ว่าแต่ละจุดเวลาที่เซนเซอร์เริ่มมีการตอบสนองมีค่าทางสถิติไม่เท่ากัน โดยค่าที่มีความน่าเชื่อถือในระดับดี ($CV < 10\%$) จะอยู่ในช่วงวินาทีที่ 8 - 9 วินาที ซึ่งเป็นตำแหน่งที่มีแรงกดสูงที่สุด หรือเป็นช่วงที่ใช้งานจริงมีค่า error (CI) ต่ำ แม้ว่าค่า CV ในช่วงอื่นๆ จะมีความเสถียรอยู่ในระดับพอใช้ ($CV = 10 - 20\%$) หรือไม่เสถียร ($CV > 20\%$) แต่ช่วงเวลาก่อนหน้านั้นไม่ได้นำไปใช้ขณะที่ผู้ใช้งานปฏิบัติการ เนื่องจากไม่ใช่วัดแรงกดสูงสุด จึงไม่ส่งผลกระทบต่อการใช้งานจริง

จากรูปที่ 12 เป็นแรงกดที่ได้จากฟิล์มนำไฟฟ้าชนิด Tree MD30-60 ซึ่งจากกราฟจะเห็นได้ว่า ฟิล์มมีการตอบสนองต่อแรงที่กดคล้ายกับแรงกดมาตรฐานอ้างอิงที่ 2 (โฟมแข็ง) ดังนั้น ผู้วิจัยจึงทำการสร้างกราฟเทียบกันอีกครั้งระหว่างค่าแรงกดของฟิล์มนำไฟฟ้าชนิด Tree MD30-60 (รูปที่ 12) และแรงกดมาตรฐานอ้างอิงที่ 2 (รูปที่ 10) โดยแสดงการเปรียบเทียบในรูปที่ 13



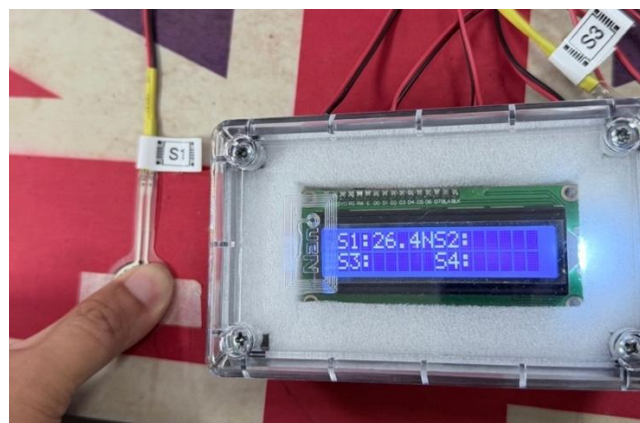
รูปที่ 13 กราฟแสดงระหว่างค่าแรงกดที่ได้จากฟิล์มนำไฟฟ้าชนิด Tree MD30-60 และจากมาตรฐานอ้างอิงที่ 2 (โฟมแข็ง)

จากรูปที่ 13 จะเห็นได้ว่าลักษณะการแปรค่าของฟิล์มนำไฟฟ้าชนิด Tree MD30-60 คล้ายกับมาตรฐานอ้างอิงที่ 2 (โฟมแข็ง) ซึ่งมีจุดสูงสุดของการรับน้ำหนักในตำแหน่งเดียวกัน ซึ่งทำให้ผู้วิจัยสามารถคำนวณแรงกดที่ได้จากฟิล์มนำไฟฟ้าชนิด Tree MD30-60 ในหน่วยของ gf ได้ โดยเทียบจากแรงกดมาตรฐาน

จากผลการทดสอบฟิล์มนำไฟฟ้าชนิด ทั้ง 2 ชนิด ทำให้ผู้วิจัยเลือกให้ฟิล์มนำไฟฟ้าชนิด Tree MD30-60 ในการพัฒนาอุปกรณ์ที่ใช้ทดสอบแรงกดในทางกายภาพบำบัดต่อไป

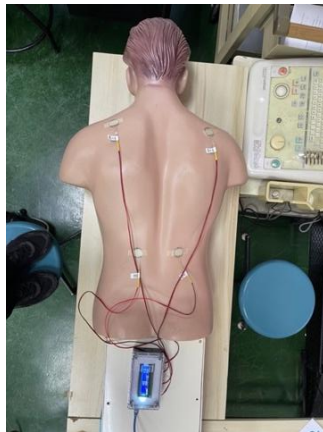
2. ผลการพัฒนาเซนเซอร์วัดแรงกดสำหรับใช้ทดสอบแรงกดในทางกายภาพบำบัด

จากผลการทดสอบฟิล์มนำไฟฟ้าในหัวข้อที่ผ่านมา ผู้วิจัยจึงเลือก ฟิล์มนำไฟฟ้าชนิด Tree MD30-60 มาพัฒนาเป็นเซนเซอร์วัดแรงกดทางกายภาพบำบัด โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อให้วัดแรงกดได้จำนวน 4 จุดในเวลาเดียวกัน โดยแสดงค่าผ่านทางจอ LCD และมีหน่วยการวัดเป็นนิวตัน (N) ผู้วิจัยจึงออกแบบและพัฒนาเครื่องต้นแบบ ดังแสดงในรูปที่ 5 ซึ่งจอ LCD จะแสดงค่าแรงกดของเซนเซอร์แต่ละตัว ในหน่วยนิวตัน ดังแสดงในรูปที่ 14



รูปที่ 14 จอแสดงผลแรงกดของเครื่องต้นแบบ

จากรูปที่ 14 เป็นตัวอย่างการแสดงผลค่าแรงกดบนเซนเซอร์ตัวที่ 1 (S1) บนจอ LCD โดยเครื่องต้นแบบนี้สามารถวัดค่าแรงกดจากเซนเซอร์พร้อมกันทั้ง 4 ตัวได้อย่างอิสระ ตัวอย่างการใช้งานสำหรับนักกายภาพบำบัดแสดงได้ดังรูปที่ 15



(ก)



(ข)

รูปที่ 15 (ก) ตัวอย่างการแปะเซนเซอร์บนร่างกาย (ข) ตัวอย่างการใช้งานวัดแรงกดในทางกายภาพบำบัด

จากรูปที่ 15 จะเห็นว่าผู้ใช้งานสามารถอ่านค่าแรงกดระหว่างออกแรงกดได้ตามเวลาจริง (real-time) เพื่อให้ผู้ใช้งานทราบว่าแรงกดขณะนั้นเหมาะสมกับอาการของผู้ป่วยหรือไม่ ไม่แรงจนสร้างความเจ็บปวดให้กับผู้ป่วย และไม่เบาจนไม่ส่งผลต่อการรักษา

วิจารณ์ผลการวิจัย

งานวิจัยนี้มีความเกี่ยวข้องเชิงประยุกต์สูงและตรงกับความต้องการจริงในงานกายภาพบำบัด โดยเฉพาะความต้องการระบบสะท้อนกลับ (feedback) ของแรงกดขณะทำหัตถการ ซึ่งทำให้ผลงานมีศักยภาพในการนำไปใช้งานได้จริง โดยแนวทางการเลือกใช้วัสดุแผ่นฟิล์มนำไฟฟ้าที่มีต้นทุนต่ำและความยืดหยุ่น นับเป็นแนวคิดที่ตอบโจทย์ทั้งในด้านความประหยัดและความสามารถในการใช้งานร่วมกับพื้นผิวโค้งเว้าของร่างกาย การทดลองได้ใช้เครื่องวัดแรงกดมาตรฐาน (Digital Force Gauge: DFG50) เป็นค่าอ้างอิง และมีการจำลองวงจรก่อนการปฏิบัติจริง (Tinkercad) ซึ่งถือเป็นแนวปฏิบัติที่ดีเพื่อลดความเสียหายของอุปกรณ์

จากการทดสอบเปรียบเทียบสมรรถนะของเซนเซอร์ พบว่าฟิล์มนำไฟฟ้าชนิด Mommy Sensitive ซึ่งมีโครงสร้างที่บางกว่าชนิด Tree MD30-60 ไม่สามารถตอบสนองบนฐานรองที่เป็นโฟมอ่อนได้ สาเหตุหลักเกิดจากเมื่อเซนเซอร์ที่มีความบางมาก ($< 0.3 \text{ mm}$) ถูกติดตั้งบนวัสดุรองรับที่มีความยืดหยุ่นสูง ค่าการตอบสนองของสัญญาณจะลดลงอย่างมีนัยสำคัญ ปรากฏการณ์นี้เกิดจากการกระจายแรงและการดูดซับแรงของวัสดุโฟม ทำให้แรงดันที่ถ่ายทอดมายังพื้นผิวของเซนเซอร์มีค่าต่ำกว่าแรงภายนอกที่กระทำจริง นอกจากนี้ ความไม่สม่ำเสมอของพื้นผิวโฟมเมื่อเกิดการยุบตัว ยังส่งผลให้ชั้นนำไฟฟ้าในโครงสร้างของเซนเซอร์สัมผัสกันไม่สมบูรณ์ ทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนและลักษณะการตอบสนองแบบฮิสเทอรีซิส (Hysteresis) ซึ่งความไม่เสถียรของสัญญาณบนวัสดุที่มีความยืดหยุ่นนี้ สอดคล้องกับงานวิจัยของ (Rinaldi *et al.*, 2016) ที่อธิบายถึงผลกระทบของวัสดุรองรับ (substrate) ที่มีต่อการกระจายแรงกดและการสูญเสียพลังงานเชิงกล ซึ่งส่งผลโดยตรงต่อประสิทธิภาพการวัดค่าความดันของเซนเซอร์แบบยืดหยุ่น

อย่างไรก็ตาม งานวิจัยนี้ยังมีข้อจำกัดบางประการที่ต้องพิจารณา ประการแรก การทดสอบสมรรถนะของอุปกรณ์ในปัจจุบันยังจำกัดอยู่เพียงการทดสอบบนวัสดุจำลอง (ชั้นโฟม) และยังไม่ได้ทำการทดสอบในมนุษย์จริงทำให้ความซับซ้อนของพื้นผิวผิวหนัง ชั้นไขมัน และกล้ามเนื้อที่แท้จริงอาจส่งผลต่อการตอบสนองของเซนเซอร์ที่แตกต่างออกไป ประการที่สอง ในระยะการพัฒนานี้ อุปกรณ์ต้นแบบที่สร้างขึ้น มีความเหมาะสมที่จะนำไปใช้เป็นสื่อการสอนและการฝึกปฏิบัติสำหรับนักศึกษากายภาพบำบัดเพื่อฝึกการควบคุมน้ำหนักมือมากกว่าการนำไปใช้เป็นเครื่องมือวินิจฉัยหรือการรักษาในระดับคลินิกจริง เนื่องจากยังต้องอาศัยการทดสอบความแม่นยำทางคลินิกและมาตรฐานความปลอดภัยของเครื่องมือแพทย์เพิ่มเติม

สรุปผลการวิจัย

การวิจัยนี้เป็นการพัฒนาเซนเซอร์วัดแรงดึงต่อแรงกด (strain sensor) จากแผ่นฟิล์มนำไฟฟ้า เพื่อนำไปประยุกต์วัดแรงกดในงานกายภาพบำบัด (สามารถวัดได้พร้อมกัน 4 จุด และแสดงผลเป็นนิวตันบนจอ LCD) การวิจัยนี้มีการออกแบบวงจร และจำลองบน Autodesk Tinkercad ก่อนลงมือประกอบจริง (จำกัดกระแสด้วย $R = 100\text{ k}\Omega$ ในวงจรทดลอง) ในการทดสอบผู้วิจัยใช้เครื่องกดมาตรฐาน (Digital Force Gauge รุ่น DFG50) เป็นมาตรฐานการอ้างอิงเพื่อให้ได้ค่าแรง (หน่วย gf) แล้วแปลงเป็นนิวตัน (N) สำหรับแสดงผลบนระบบที่พัฒนา (Arduino Mega 2560 เป็น MCU) เนื่องจากแผ่นฟิล์มบางมาก ผู้วิจัยใช้ โฟมสองชนิด (โฟมอ่อนและโฟมแข็ง) เป็นฐานรองเพื่อให้ probe ของเครื่อง DFG50 กดได้เหมาะสม แล้วหาค่าอ้างอิงของโฟมก่อนนำมาคำนวณหาแรงจริงของฟิล์ม แต่ฟิล์มชนิด Mommy Sensitive ไม่สามารถวัดค่าแรงกดบนโฟมอ่อนได้ เนื่องจากผลของการกระจายแรง (Force Distribution) โฟมอ่อนมีคุณสมบัติยืดหยุ่น และสามารถดูดซับแรงกดได้บางส่วน ทำให้แรงที่กระทำต่อเซนเซอร์ไม่ถ่ายทอดโดยตรง ผู้วิจัยจึงเลือกใช้โฟมแข็ง หรือค่ามาตรฐานอ้างอิงที่ 2 เป็นค่าสอบเทียบ ฟิล์มนำไฟฟ้า สำหรับผลการทดลองฟิล์ม Mommy Sensitive ให้การเปลี่ยนแปลงที่ไม่ตรงกับแรงกดมาตรฐานอ้างอิง จึงไม่เหมาะสมสำหรับการวัดแรงกดทางกายภาพบำบัดในรูปแบบที่ทดลอง แต่ฟิล์มชนิด Treee MD30-60 ให้การตอบสนองที่มีลักษณะใกล้เคียงกับมาตรฐานอ้างอิงที่ 2 (โฟมแข็ง) โดยมี peak ตรงตำแหน่งเดียวกัน จึงถูกเลือกมาใช้พัฒนาต้นแบบเครื่องวัด 4 จุดที่แสดงค่าเป็นนิวตันบนจอ LCD และใช้งานแบบ real-time ได้

การต่อยอดงานวิจัยนี้ในอนาคต จึงควรมุ่งเน้นไปที่การประเมินประสิทธิภาพการใช้งานจริงในมนุษย์ โดยอาจเริ่มต้นจากการวัดระดับความพึงพอใจและศึกษาปัญหาการใช้งานผ่านกลุ่มตัวอย่างนักกายภาพบำบัด เพื่อนำข้อมูลป้อนกลับมาปรับแต่งแก้ไขอุปกรณ์ต้นแบบให้มีความเสถียร แม่นยำ และสามารถตอบโต้การใช้งานจริงได้อย่างสมบูรณ์แบบมากยิ่งขึ้น

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบพระคุณ มหาวิทยาลัยคริสเตียน ที่ให้การสนับสนุนทุนวิจัยประจำปีการศึกษา 2567 เลขที่สัญญา 002/2567 ทั้งนี้ ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ขวัญใจ กลิ่นจกกล ภาควิชาเทคโนโลยีอาหาร มหาวิทยาลัยศิลปากร ที่ให้ความอนุเคราะห์ในการทดสอบเซนเซอร์ด้วยเครื่องทดสอบแรงกดมาตรฐาน อันเป็นส่วนสำคัญที่ช่วยให้งานวิจัยฉบับนี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี

เอกสารอ้างอิง

- กิตติพงศ์ ทะนะ. (2562). การพัฒนาวัสดุนำไฟฟ้าบนยางธรรมชาติเพื่อใช้เป็นเซนเซอร์แบบยืดหยุ่น. วิทยานิพนธ์วิทยาศาสตร์ มหาบัณฑิต, มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์. ปทุมธานี: 87 หน้า
- Bednarz III, E., Dietrich, C., Hepner, B., Jr., Patel, J. and Sabouni, A. (2023). Determining Magnitudes of Forces at Known Locations through a Strain Gauge Force Transducer. *Sensors* 23(16): 7017. doi: 10.3390/s23167017.
- Cochrane, C., Lewandowski, M. and Koncar, V. (2010). A Flexible Strain Sensor Based on a Conductive Polymer Composite for in situ Measurement of Parachute Canopy Deformation. *Sensors*. 10(9): 8291 - 8303. doi: 10.3390/s100908291.
- Farooq, M. and Sazonov, E. (2015). Strain Sensors in Wearable Devices. In: Mukhopadhyay, S. (eds) *Wearable Electronics Sensors. Smart Sensors, Measurement and Instrumentation* 15: 221 - 239. Springer, Cham. doi: 10.1007/978-3-319-18191-2_9.

- Klinchongkon, K., Changpuen, P. and Khemmark, S. (2025). The Effects of Carboxymethyl Cellulose Impregnation on the Texture and Rehydration Properties of nata de coco Noodles. *Food Biophysics* 20(3): 97. doi: 10.1007/s11483-025-09987-2.
- Liang, D., Li, C., Han, P., Song, L. and Chen, Y. (2024). Flexible Strain Sensor Based on Metallized Polyurethane Conductive Sponge Using Laser Direct Writing Process. *Manufacturing Technology*. 24(5): 747 - 754. doi: 10.21062/mft.2024.080.
- Rinaldi, A., Tamburrano, A., Fortunato, M. and Sarto, M.S. (2016). A Flexible and Highly Sensitive Pressure Sensor Based on a PDMS Foam Coated with Graphene Nanoplatelets. *Sensors* 16(12): 2148. doi: 10.3390/s16122148.
- Takamatsu, S., Minami, K. and Itoh, T. (2021). Fabrication of highly stretchable strain sensor fiber by laser slitting of conductive-polymer-coated polyurethane film for human hand monitoring. *Sensors and Materials* 33(3): 1091 - 1102. doi: 10.18494/SAM.2021.2950.
- Tan, C., Dong, Z., Li, Y., Zhao, H., Huang, X., Zhou, Z., Jiang, J.W., Long, Y.Z., Jiang, P., Zhang, T.Y. and Sun, B. (2020). A high performance wearable strain sensor with advanced thermal management for motion monitoring. *Nature Communications* 11(1): 3530. doi: 10.1038/s41467-020-17301-6.
- Tang, J., Li, Y., Yu, Y., Hu, Q., Du, W. and Lin, D. (2025). Recent Progress in Flexible Piezoelectric Tactile Sensors: Materials, Structures, Fabrication, and Application. *Sensors* 25(3): 964. doi: 10.3390/s25030964.

