



ระบบวัดค่าจุดศูนย์กลางความดันแบบเวลาจริงสำหรับประเมินความสามารถ ในการทรงตัวในผู้สูงอายุ

A real-time center of pressure measurement system for postural balance assessment in the elderly

พุฒิพงศ์ ขุนทรง¹ พงศกร บำรุงไทย^{1*} ประภาพรณ เกษราพงศ์¹ ทรงชัย จิตภักดีบดินทร์¹
กิตติพงษ์ เยาวจา¹ รุ่งเพชร สงวนพงษ์² และ น้ำผึ้ง ปุญญนิรันดร์²

¹ คณะวิศวกรรมศาสตร์ ศรีราชา มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ วิทยาเขตศรีราชา ชลบุรี 20230

² คณะกายภาพบำบัด มหาวิทยาลัยหัวเฉียวเฉลิมพระเกียรติ สมุทรปราการ 10540

Putthipong Khunsong¹, Pongsakon Bamrungthai^{1*}, Prapapan Ketsarapong¹,
Songchai Jitpakdeebodin¹, Kittipong Yaovaja¹, Rungpetch Sanguanpong²,
and Numpung Punyanirun²

¹ Faculty of Engineering at Sriracha, Kasetsart University, Chonburi 20230

² Faculty of Physical Therapy, Huachiew Chalermprakiet University, Samutprakarn 10540

Received: 2 June 2022/ Revised: 5 October 2022/ Accepted: 10 October 2022

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้นำเสนอการพัฒนาระบบวัดค่าจุดศูนย์กลางความดัน (Center of pressure, COP) แบบเวลาจริงเพื่อประเมินความสามารถในการทรงตัวขณะยืนนิ่งในผู้สูงอายุ ระบบที่พัฒนาขึ้นประกอบด้วย 2 ส่วน ได้แก่ ส่วนโครงสร้างและส่วนโปรแกรม โดยส่วนโครงสร้างมีการติดตั้งอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดจำนวน 2 อัน เพื่อรับรู้ค่าแรงกดที่เท้าแต่ละข้างของผู้รับการประเมินในขณะที่ยืนบนอุปกรณ์ดังกล่าว โดยข้อมูลสามารถจัดเก็บเข้าสู่คอมพิวเตอร์ ซึ่งระยะห่างระหว่างอุปกรณ์ทั้งสองสามารถปรับตามระยะห่างระหว่างเท้าได้ ส่วนโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นใช้แสดงค่าการกระจายตัวเชิงพื้นที่ของแรงกดและค่าจุดศูนย์กลางความดันเพื่อใช้ประเมินความสามารถในการทรงตัวแบบเวลาจริง ผลลัพธ์ของการประเมินพร้อมด้วยข้อมูลของผู้รับการประเมินจัดเก็บอยู่ในไฟล์คอมพิวเตอร์ซึ่งสามารถนำมาใช้ติดตามผลและวิเคราะห์เพิ่มเติมได้ ผลการทดสอบกับผู้สูงอายุจำนวน 30 คน แสดงว่าค่าร้อยละอัตราส่วนความดันของเท้าซ้ายและเท้าขวาที่ได้จากระบบที่ถูกพัฒนาขึ้นสอดคล้องกับร้อยละอัตราส่วนน้ำหนักเท้าซ้ายและเท้าขวาจากเครื่องชั่งน้ำหนักกระบอกเดิม โดยมีค่าความแตกต่างเฉลี่ยที่ร้อยละ 5.54 และระยะเยื้องค่าศูนย์กลางความดันที่วัดได้มีความสัมพันธ์กับค่าอัตราส่วนความแตกต่างการลงน้ำหนักเท้าเป็นสมการเชิงเส้น โดยสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ (R^2) เท่ากับ 0.94 รวมทั้งผลการประเมินความพึงพอใจของผู้ใช้งานแสดงให้เห็นถึงความพึงพอใจที่สูงกว่าระบบเดิมที่ใช้เครื่องชั่งน้ำหนักในทุกด้าน อันได้แก่ การใช้งานที่ง่ายและดีขึ้น การแสดงผลที่ชัดเจนและรวดเร็ว รวมถึงสามารถบันทึกข้อมูลได้

คำสำคัญ: การประเมินความสามารถในการทรงตัว ค่าจุดศูนย์กลางความดัน อุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด การทรงตัวขณะยืนนิ่ง



Abstract

This research presents the development of a real-time center of pressure measurement system for static balancing assessment in the elderly. The system consists of two parts: the structure and the software. The structure was equipped with two pressure sensing devices that sensed the pressure value of each foot while the assessee was standing on the devices. The sensing data can be stored in a computer. The distance between the two devices can be adjusted according to the distance between the assessee's feet. In the software part, a program was developed to visualize the spatial pressure distribution and show the center of pressure (COP) position which the latter provides the assessment of balancing capability in real-time. The results, along with the assessee's data, were stored in computer files that can be used for further follow-up and analysis. The evaluation results conducted among 30 elderly assesseees show that the pressure ratio percentage between left and right foot, from the developed system, is correspond to the weight ratio percentage between left and right foot, from the existing weighing scale; with the mean difference percentage of 5.54. The relationship between the deviation of center of pressure and the pressure ratio between the two feet is linear equation; with the decision coefficient (R^2) of 0.94. The user satisfaction assessment results show that the developed system has higher satisfaction than the existing weighing scale in all aspects which are ease of use, clear and fast display, and ability to store data.

Keyword: Postural balance assessment, Center of pressure, Pressure sensor, Static balance

บทนำ

ประเทศไทยก้าวสู่สังคมผู้สูงอายุตั้งแต่ประมาณปี พ.ศ. 2543-2544 เนื่องจากอัตราการเกิดและอัตราการตาย ที่ลดลงอย่างต่อเนื่อง [1] เพื่อรองรับสถานการณ์ดังกล่าว ภาครัฐจึงได้มีการวางแผนนโยบายและมาตรการในด้านต่าง ๆ ที่ครอบคลุมทั้งทางด้านสังคมและคุณภาพชีวิต [2] จากการสำรวจประชากรผู้สูงอายุโดยสำนักงานสถิติแห่งชาติในปี พ.ศ. 2564 [3] แสดงข้อมูลที่สำคัญ ได้แก่ สถิติการหกล้ม ซึ่งหมายถึง การที่ผู้สูงอายุหกล้มจากทำยืนหรือการพลัด ตกจากเตียง/เก้าอี้ หรือการตกจากที่สูง พบว่ามีผู้สูงอายุที่ เข้าร่วมการสำรวจจำนวนมากถึงร้อยละ 6.4 เคยหกล้มใน ระหว่าง 6 เดือนก่อนวันสัมภาษณ์ โดยมีสาเหตุสำคัญคือ การสะดุด การลื่น และพื้นต่างระดับ เมื่อพิจารณาปัจจัยเสี่ยง การหกล้มของผู้สูงอายุสามารถแบ่งออกได้ 2 กลุ่ม คือ (1) ปัจจัยภายในร่างกาย หมายถึง การเปลี่ยนแปลงภายใน ร่างกาย ได้แก่ ความเสื่อมทางการมองเห็นทำให้เกิดความผิด

พลาดในการรับรู้พื้นและเกิดการล้มได้ การเปลี่ยนแปลงของ ระบบโครงสร้างและกล้ามเนื้อ รวมทั้งกลไกในการทำงานของ อวัยวะต่าง ๆ ที่ควบคุมการทรงตัวมีประสิทธิภาพลดลง และ (2) การเปลี่ยนแปลงของร่างกายจากความเจ็บป่วยและ ความผิดปกติ เช่น ภาวะความดันโลหิตต่ำ ซึ่งส่งผลให้เลือด ไปเลี้ยงสมองลดลง ทำให้เป็นลมและหกล้มตามมาได้ [4]

ปัจจุบันระบบที่ใช้ในการประเมินการทรงตัวใน สถานพยาบาลของประเทศไทย แบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม กลุ่มที่ หนึ่งเป็นระบบที่มีความแม่นยำสูงสามารถพบได้ในสถาน พยาบาลขนาดใหญ่ ซึ่งนำเข้าจากต่างประเทศและมีราคาสูง กลุ่มที่สองเป็นระบบที่พบในสถานพยาบาลขนาดเล็ก ซึ่งเป็น ระบบที่ราคาไม่สูง ให้ผลการประเมินที่มีความละเอียดและ ความแม่นยำต่ำ การพัฒนาระบบเพื่อประเมินเสถียรภาพการ ทรงตัวจึงมีความสำคัญต่อการวินิจฉัยและติดตามความผิด ปกติทางร่างกาย รวมถึงการประเมินความเสี่ยงในการหกล้ม

ในผู้สูงอายุ ซึ่งการประเมินเสถียรภาพในการทรงตัวสามารถทำได้โดยใช้วิธีการต่าง ๆ เช่น การวิเคราะห์หาจุดศูนย์กลางมวล (Center of mass, COM) ซึ่งเป็นค่าตำแหน่งเฉลี่ยถ่วงน้ำหนักของร่างกาย โดยเมื่อฉายค่าดังกล่าวในแนวตั้งจะได้ค่าจุดศูนย์กลางความโน้มถ่วง (Center of gravity, COG) หรือการวิเคราะห์หาค่าจุดศูนย์กลางความดัน (Center of pressure, COP) ซึ่งเป็นจุดกึ่งกลางถ่วงน้ำหนักของแรงปฏิกิริยาที่พื้นกระทำกับฝ่าเท้า เป็นค่าที่ใช้ในการประเมินการทรงตัวของคนปกติและไม่ปกติตามหลักการพยาธิวิทยา (Pathology) [5] โดยค่าดังกล่าวสอดคล้องกับจุดศูนย์กลางความโน้มถ่วง ทั้งนี้เนื่องจากการหาค่าจุดศูนย์กลางความดันสามารถทำได้ง่าย จึงได้รับความนิยมอย่างแพร่หลายผ่านการใช้อุปกรณ์วัดประเภทต่าง ๆ เช่น

แผ่นตรวจวัดแรง (Force plate) เป็นอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดที่เท้าแต่ละข้างกระทำกับพื้น เช่น การนำตัวตรวจวัดความเครียด (Strain Gauge) จำนวน 3 ชุดมาสร้างระบบประเมินการทรงตัวที่ประมาณค่าจุดศูนย์กลางความโน้มถ่วง [6] การนำตัวตรวจวัดความเครียดจำนวน 4 ชุด ร่วมกับข้อมูลจากกล้อง Kinect เพื่อนำมาสร้างระบบประเมินท่าทางและความสัมพันธ์ของร่างกายผ่านระบบฝึกหัดด้วยการปฏิสัมพันธ์ความเป็นจริงเสมือน (Virtual reality interaction) [7] และสามารถศึกษางานวิจัยที่ใช้แผ่นตรวจวัดแรงเพิ่มเติมได้จาก Baoliang C และคณะ [8] นอกจากนี้มีการศึกษาอุปกรณ์ต่างๆ ที่เกี่ยวข้อง เช่น อุปกรณ์ตรวจวัดความดัน (Pressure sensing devices) ได้มีการพัฒนาระบบประเมินการทรงตัวโดยหาค่าจุดศูนย์กลางความดันที่พกพาได้ง่าย โดยมีการใช้ตัวตรวจวัดค่าจาก 2 ระบบคือ (1) แผ่นตรวจวัดแรง และ (2) แผ่นตรวจวัดความดัน (Pressure sensor platform) ทำมาจากเสื่อความดัน (Pressure mat) ที่มีตัวตรวจรู้อยู่จำนวน 72×48 ตัว เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ผ่าน BioMOBIUS เพื่อหาค่าระยะเยื้องค่าศูนย์กลางความดันพบว่าผลที่ได้จากการวัดทั้งสองระบบมีความสอดคล้องกัน [9] การสร้างเป็นอุปกรณ์สำหรับสวมใส่เท้า (In sole) เช่น การสร้างอุปกรณ์สำหรับสวมใส่เท้าด้วยตัวตรวจวัดความดัน 3 ตำแหน่ง ซึ่งสามารถหาค่าจุดศูนย์กลางความดัน ซึ่งมีความผิดพลาดสูงกว่าในกรณีใช้ตัวตรวจวัดความดัน 4-5 ตำแหน่ง

ราว 0.5 มิลลิเมตรในแนวนอน และ 1-2 มิลลิเมตรในแกนตั้ง [10] และการสร้างอุปกรณ์สำหรับสวมใส่เท้า flexible instrument insole (FII) ด้วยตัวตรวจวัดความดัน 24 ตำแหน่ง และนำข้อมูลมาเปรียบเทียบกับการใช้แผ่นตรวจวัดแรง พบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนร้อยละ 1.05 ถึง 2.34 [11] การประยุกต์ใช้ผลิตภัณฑ์ที่มีขายอยู่ทั่วไปเช่น อุปกรณ์ Wii board ซึ่งสามารถนำข้อมูลการกระจายตัวของแรงกดที่ได้มาประมวลผลหาค่าศูนย์กลางของแรงดันเพื่อวิเคราะห์ความสามารถในการทรงตัว [12]

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาระบบที่สามารถประเมินความสามารถในการทรงตัวขณะยืนนิ่งในผู้สูงอายุที่มีราคาไม่สูงเพื่อวัดความดันที่เท้ากระทำกับพื้นที่มีความละเอียดสูง เพื่อใช้หาค่าจุดศูนย์กลางความดัน (COP) โดยใช้อุปกรณ์ตรวจวัดความดัน 2 ชุด ซึ่งตรวจวัดได้รวดเร็ว สามารถประมวลผลและแสดงผลแบบเวลาจริง เหมาะสมกับการใช้งานในสถานพยาบาลระดับชุมชน เพื่อให้ประชากรส่วนใหญ่สามารถเข้าถึงได้ ใช้งานง่าย มีราคาไม่สูง และเหมาะสมกับสรีระของประชากรที่หลากหลาย

วิธีดำเนินการวิจัย

1.ภาพรวมของงานวิจัย

ระบบประเมินความสามารถในการทรงตัวแบบเดิมที่นำมาเปรียบเทียบในงานวิจัยนี้เป็นระบบที่ใช้จริงอยู่ในปัจจุบันในสถานพยาบาลระดับชุมชนหลายแห่ง โดยใช้เครื่องชั่งน้ำหนักที่เหมือนกันจำนวน 2 อัน และให้ผู้รับการประเมินยืนนิ่งดังภาพที่ 1 โดยวางเท้าบนเครื่องชั่งน้ำหนักข้างละหนึ่งอัน การทดสอบดังกล่าวสามารถใช้ระบุผลได้ว่าผู้รับการประเมินลงน้ำหนักเท่าเท่ากันหรือไม่ระหว่างเท้าซ้ายและเท้าขวา ซึ่งข้อมูลที่ได้มีความละเอียดต่ำและต้องอาศัยการบันทึกผลด้วยมือ อีกทั้งผู้รับการประเมินไม่สามารถทราบตัวตนยืนลงน้ำหนักไม่เท่ากัน เนื่องจากไม่ได้เห็นด้วยตาตัวเองอาศัยเพียงคำบอกของผู้ดูแลหรือนักกายภาพบำบัดที่ดูแลการทดสอบเท่านั้น ซึ่งหากผู้รับการประเมินต้องการเห็นค่าบนเครื่องชั่งน้ำหนักจะต้องก้มลงดูที่เท้าของตนเอง ทำให้ผลการประเมินมีความคลาดเคลื่อนอันเนื่องมาจากท่าทางที่เปลี่ยนไป



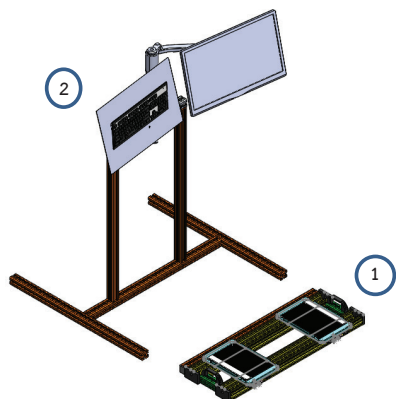
ภาพที่ 1 เจ้าหน้าที่ทำการสาธิตการประเมินความสามารถในการทรงตัวแบบเดิมโดยใช้เครื่องชั่งน้ำหนัก 2 อัน

บทความนี้นำเสนอการออกแบบและสร้างต้นแบบระบบประเมินความสามารถในการทรงตัวสำหรับผู้สูงอายุในขณะยืนนิ่ง (Static balance) แสดงผลผ่านหน้าจอคอมพิวเตอร์โดยที่ผู้รับการประเมินสามารถมองเห็นผลจากอุปกรณ์แบบเวลาจริง (Real-time) ซึ่งคำว่าเวลาจริงในที่นี้หมายถึงการนำผลการวัดที่ได้จากอุปกรณ์วัดมาคำนวณและแสดงผลการประเมินทันทีโดยไม่ได้อาศัยการประมวลผลภายหลัง (Post processing) ทั้งนี้เพื่อให้ผู้รับการประเมินเห็นผลการประเมินด้วยตนเองและยังใช้ในการฝึกการทรงตัวได้อีกด้วย โดยระบบที่พัฒนาขึ้นนี้แบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนโครงสร้างและส่วนโปรแกรม ส่วนโครงสร้าง หมายถึง ส่วนประกอบทางกายภาพทั้งหมดที่ใช้ในการติดตั้งอุปกรณ์ตรวจวัด คอมพิวเตอร์ อุปกรณ์แสดงผล และอุปกรณ์นำเข้าข้อมูลของคอมพิวเตอร์ (คีย์บอร์ดและเมาส์) และส่วนโปรแกรม หมายถึง โปรแกรมที่ใช้ในการควบคุมการทำงาน ซึ่งใช้ในการประมวลผลข้อมูลที่รับจากอุปกรณ์ตรวจวัดและแสดงผลการประเมินในรูปแบบกราฟิก รวมทั้งจัดเก็บข้อมูลรายละเอียดของผู้รับการประเมินในรูปแบบที่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ต่อไปได้ รายละเอียดที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบระบบทั้งสองส่วนจะกล่าวถึงในหัวข้อที่ 2 ถึง 4

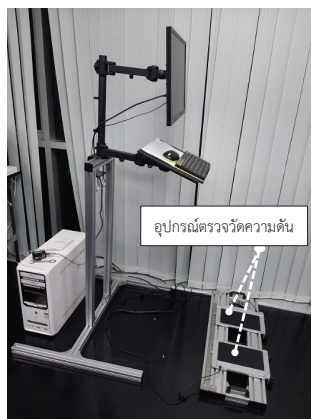
2.การออกแบบและวิเคราะห์ส่วนโครงสร้าง

ส่วนโครงสร้างของระบบประเมินความสามารถในการทรงตัวถูกออกแบบโดยใช้โปรแกรม SolidWorks แบ่งออกเป็น 2 ส่วน แสดงดังภาพที่ 2 (ก) อันได้แก่ (1) ฐานอุปกรณ์ตรวจวัด และ (2) ชุดประมวลผลและแสดงผล เพื่อให้อุปกรณ์นี้ใช้งานได้อย่างสะดวกและมีโครงสร้างที่ไม่ใหญ่หรือซับซ้อนจนเกินไป สามารถปรับระยะห่างระหว่างส่วนแสดงผลและส่วนฐานอุปกรณ์ตรวจวัดได้ตามความเหมาะสม ซึ่งระบบที่พัฒนาขึ้นใช้พื้นที่ในการติดตั้งน้อย มีความยืดหยุ่นต่อการใช้งานและสะดวกต่อการจัดเก็บ อีกทั้งยังสามารถใช้ร่วมกับราวคู่มือฝึกเดินสำหรับจับเพื่อเพิ่มความปลอดภัยในการใช้งานที่พบได้ในสถานพยาบาลหรือคลินิกกายภาพบำบัดโดยทั่วไป และระบบที่สร้างจริงแสดงดังภาพที่ 2 (ข)

ส่วนโครงสร้างใช้อลูมิเนียมโปรไฟล์ขนาด 40x40 มิลลิเมตร เป็นวัสดุหลัก เนื่องจากเป็นวัสดุที่หาได้ทั่วไปและง่ายต่อการประกอบ โดยในการออกแบบเริ่มจากการสร้างแบบจำลอง 3 มิติ และวิเคราะห์ความแข็งแรงของโครงสร้างสำหรับติดตั้งอุปกรณ์ตรวจวัดเมื่อมีแรงกดจากน้ำหนักมากระทำ เพื่อความปลอดภัยของผู้รับการประเมินและป้องกันความเสียหายที่อาจเกิดขึ้นต่ออุปกรณ์ตรวจวัดก่อนการสร้างชิ้นงานจริง



(ก)

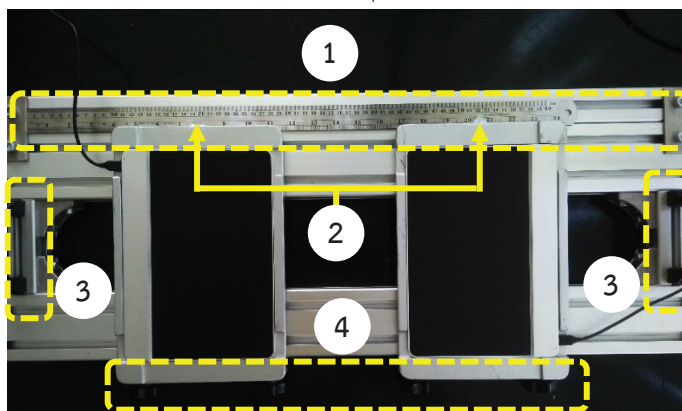


(ข)

ภาพที่ 2 ส่วนโครงสร้างของระบบ (ก) ต้นแบบจาก SolidWorks และ (ข) ระบบที่สร้างขึ้นจริง

ในการออกแบบส่วนฐานอุปกรณ์ตรวจวัด จะต้องสามารถรองรับผู้รับการประเมินที่มีน้ำหนักไม่เกิน 120 กิโลกรัมได้ และปรับการใช้งานให้เหมาะสมได้ตามสรีระของแต่ละคน ดังนั้น จึงได้มีการออกแบบแผ่นรองรับอุปกรณ์ตรวจวัด (Sensor support plate) ซึ่งเป็นส่วนสำหรับติดตั้งอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด ให้สามารถปรับระยะห่างระหว่างอุปกรณ์ตรวจวัดได้ตามระยะห่างระหว่างเท้าทั้งสอง

ข้างได้ แสดงดังภาพที่ 3 โดยใช้ไม้บรรทัดติดตั้งอยู่ปลายด้านบนของฐานอุปกรณ์ตรวจวัดและมีเครื่องหมายแสดงตำแหน่งขึ้นบนสเกลของไม้บรรทัดสำหรับใช้อ้างอิงตำแหน่งของอุปกรณ์ตรวจวัดแต่ละตัว มีกลไกการล็อกด้วยการหมุนเกลียว เพื่อป้องกันการเลื่อนของแผ่นรองรับอุปกรณ์ตรวจวัดแต่ละข้าง และมีที่จับทางด้านซ้ายและขวาสำหรับยกฐานอุปกรณ์ตรวจวัดเพื่อให้สะดวกต่อการขนย้าย



ภาพที่ 3 ฐานอุปกรณ์ตรวจวัดประกอบด้วยการปรับระยะห่างระหว่างเท้าโดยใช้ (1) ไม้บรรทัด และ (2) ตัวชี้ค่าสเกล ของไม้บรรทัด (3) ที่จับสำหรับการยก และ (4) กลไกการล็อกแผ่นรองรับอุปกรณ์ตรวจวัด

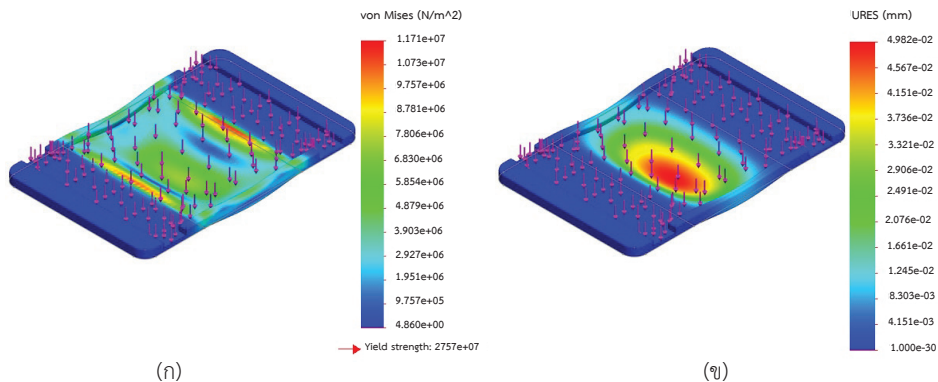
หลังจากนั้น โครงสร้างที่ได้ออกแบบไว้จะถูกนำมาวิเคราะห์เพื่อหาความเค้น (Stress) และระยะการเสียรูปที่เกิดขึ้นจากแรงกดต่อแผ่นรองรับอุปกรณ์ตรวจวัด โดยใช้วิธีระเบียบไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite element method, FEM)

เพื่อตรวจสอบความแข็งแรงของอุปกรณ์ โดยกำหนดให้มีแรงกดรวม 80 กิโลกรัม ต่อ 1 อุปกรณ์ตรวจวัด หรือคิดเป็นแรงเท่ากับ 784.8 N และกำหนดตาข่าย (Mesh) โดยใช้โปรแกรม SolidWorks Simulation ผลการจำลองการ



ทดสอบหาความเค้นเพื่อวิเคราะห์ความเสียหายที่อาจเกิดขึ้นกับวัสดุ แสดงดังภาพที่ 4 (ก) แสดงความเค้นสูงสุดมีค่าอยู่ที่ $1.171 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ ซึ่งน้อยกว่าค่า Yield stress ของอลูมิเนียม 1060 ที่มีค่า Yield stress อยู่ที่ $2.757 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ ซึ่งแสดงให้เห็นว่าแผ่นรองรับอุปกรณ์ตรวจวัดที่ออกแบบไว้สามารถรองรับแรงกดได้โดยไม่ก่อให้เกิดความเสียหายและมีระยะ

การเสียรูปสูงสุดที่ $4.982 \times 10^{-2} \text{ mm}$ ดังภาพที่ 4 (ข) ซึ่งสรุปได้ว่าแผ่นรองรับอุปกรณ์ตรวจวัดที่ออกแบบไว้แต่ละอันสามารถรับน้ำหนัก 80 กิโลกรัมได้ และเมื่อใช้งาน 2 ช่างพร้อมกัน จะสามารถรับน้ำหนักได้ 160 กิโลกรัม ซึ่งสูงกว่าข้อกำหนดในการออกแบบที่ 120 กิโลกรัม



ภาพที่ 4 ผลการจำลองเพื่อวิเคราะห์ความแข็งแรงของแผ่นรองรับอุปกรณ์ตรวจวัด (ก) ค่าความเค้น และ (ข) ระยะการเสียรูป

3.ระบบการวัดและการคำนวณค่าจุดศูนย์กลางความดัน (COP)

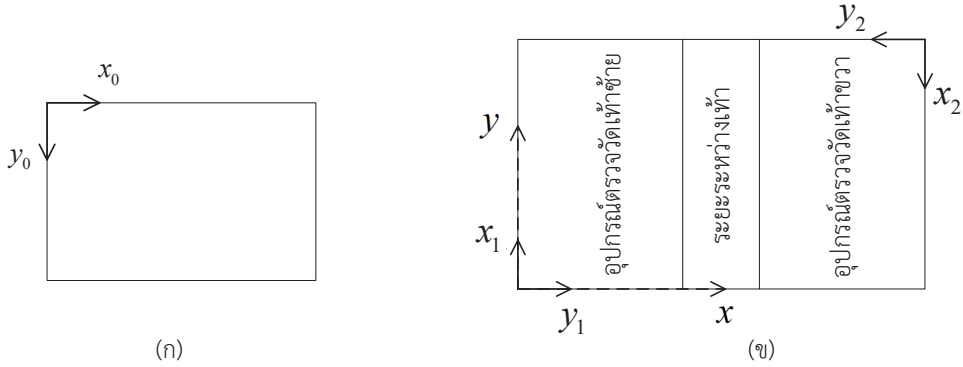
อุปกรณ์ตรวจวัดความดันที่ใช้มีชื่อทางการค้าว่า Sensel Morph เป็นอุปกรณ์ตรวจวัดความดันที่มีตัวตรวจวัดย่อยอยู่ภายใน มีจำนวน 185 ตัวในแนวนอน (x_0) และจำนวน 105 ตัวในแนวตั้ง (y_0) หรือรวมกัน 19,425 ตัว มีระยะห่างของระหว่างอุปกรณ์ตรวจวัดย่อยแต่ละตัวเท่ากับ 1.25 มิลลิเมตร โดยแต่ละตัวสามารถวัดค่าแรงกดได้ระหว่าง 5 กรัม ถึง 5 กิโลกรัม และค่าความเข้มของข้อมูลแบ่งออกเป็น 30,000 ระดับการวัด โดยมีค่าการตอบสนองที่ความละเอียดการวัดสูงสุดเท่ากับ 8 มิลลิวินาที และสามารถส่งข้อมูลแบบดิจิทัลไปยังคอมพิวเตอร์ได้

ที่แผ่นรองรับอุปกรณ์ตรวจวัด (Sensor support plate) ทำการติดตั้งอุปกรณ์ตรวจวัดสองชุด ที่มีพิกัดอ้างอิงของอุปกรณ์ตรวจวัด ดังภาพที่ 5 (ก) ที่อยู่ในพิกัดพิกเซลของข้อมูล (x_0, y_0) ถูกเปลี่ยนเป็นพิกัดระยะทาง (เซนติเมตร) โดยตำแหน่งของแผ่นรองรับอุปกรณ์ตรวจวัดอ้างอิงกับพิกัดของระบบการวัด (x, y) ดังภาพที่ 5 (ข) และกำหนดให้ข้อมูลความดันอยู่ในรูปของ $P(x_i, y_j)$ ข้อมูลจากอุปกรณ์ตรวจวัดสำหรับเท้าซ้าย (x_1, y_1) ต้องหมุนทิศทางทวนเข็มนาฬิกา 90 องศา ส่วนข้อมูลจากอุปกรณ์ตรวจวัดสำหรับเท้าขวา (x_2, y_2) หมุนทิศทางตามเข็มนาฬิกา 90 องศา และรวมกับค่าระยะห่างระหว่างเท้า โดยระยะห่างระหว่างเท้านำมาจากการป้อนข้อมูลของผู้รับการประเมิน

โดยที่ x_i คือ ค่าตำแหน่งในแนวนอน x ของหน่วยย่อยของอุปกรณ์ตรวจวัดตัวที่ i (เซนติเมตร)

y_j คือ ค่าตำแหน่งในแนวนอน y ของหน่วยย่อยของอุปกรณ์ตรวจวัดตัวที่ j (เซนติเมตร)

n, m คือ จำนวนอุปกรณ์ตรวจวัดย่อยในแนวนอนและแนวตั้ง



ภาพที่ 5 พิกัดอ้างอิง (ก) อุปกรณ์ตรวจวัด และ (ข) ระบบการวัดของแผ่นรองรับอุปกรณ์ตรวจวัดรวมทั้งสองเท้า

จากข้อมูลอุปกรณ์ตรวจวัดที่รับค่าความดันของเท้าซ้าย $(P(x_{i,L}, y_{j,L}))$ และเท้าขวา $(P(x_{i,R}, y_{j,R}))$ และสามารถนำข้อมูลดังกล่าวมาประมวลผลเป็นค่าร้อยละอัตราส่วนของความดันเท้าซ้ายและเท้าขวา (DP_{LR}) โดยจะได้ค่าการกระจายตัวเชิงพื้นที่ของแรงกดของเท้าแต่ละข้าง คำนวณจาก

$$DP_{LR} = \left[\frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (P(x_{i,L}, y_{j,L}))}{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (P(x_{i,R}, y_{j,R}))} - 1 \right] \times 100\% \quad (1)$$

ค่าจุดศูนย์กลางความดันเท้าซ้าย $COP_L(x, y)$ และเท้าขวา $COP_R(x, y)$ คำนวณจาก

$$COP_L(x) = \frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (x_{i,L} P(x_{i,L}, y_{j,L}))}{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (P(x_{i,L}, y_{j,L}))}, \quad COP_L(y) = \frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (y_{j,L} P(x_{i,L}, y_{j,L}))}{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (P(x_{i,L}, y_{j,L}))} \quad (2)$$

$$COP_R(x) = \frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (x_{i,R} P(x_{i,R}, y_{j,R}))}{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (P(x_{i,R}, y_{j,R}))}, \quad COP_R(y) = \frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (y_{j,R} P(x_{i,R}, y_{j,R}))}{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (P(x_{i,R}, y_{j,R}))} \quad (3)$$

เส้นกึ่งกลางความดันเท้าซ้ายและเท้าขวา (C_{LR}) ซึ่งใช้เป็นค่าอ้างอิงระยะกลางของยืนของผู้รับการประเมินเป็นค่าเฉลี่ยของค่าจุดศูนย์กลางความดันเท้าซ้ายและเท้าขวา คำนวณได้จาก

$$C_{LR} = \frac{COP_L(x) + COP_L(y)}{2} \quad (4)$$

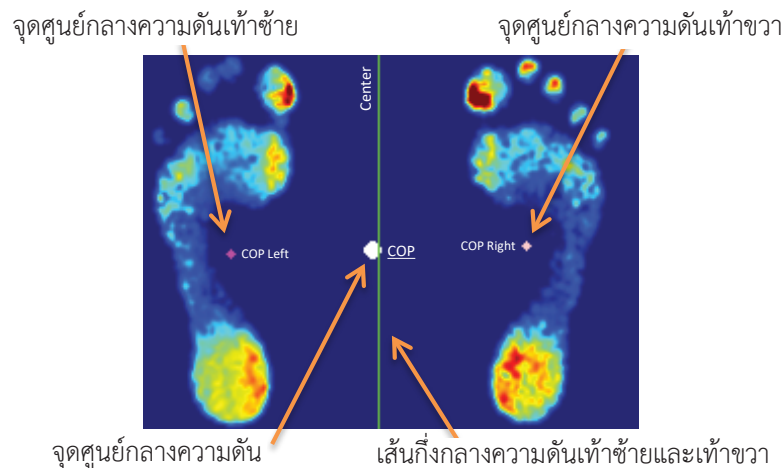
ค่าจุดศูนย์กลางความดัน $COP(x, y)$ คำนวณได้จากชุดข้อมูลรวมของระบบพิกัด

$$COP(x) = \frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (x_i P(x_i, y_j))}{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (P(x_i, y_j))}, \quad COP(y) = \frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (y_j P(x_i, y_j))}{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (P(x_i, y_j))} \quad (5)$$

ระยะเยื้องค่าศูนย์กลางความดัน (D_{COP}) เป็นค่าความแตกต่างของค่าจุดศูนย์กลางความดันและเส้นกึ่งกลางความดันเท้าซ้ายและเท้าขวา (เซนติเมตร) ใช้ในการระบุว่าผู้รับการประเมินยืนลงน้ำหนักเอียงไปทางซ้าย ทางขวา หรือ ยืนปกติ ซึ่งเป็นการนำค่าที่ได้จากการลงน้ำหนักมาประมวลผล ด้วยการเปรียบเทียบกับเส้นกึ่งกลางความดันเท้าซ้ายและ

ขวาซึ่งแทนตำแหน่งกึ่งกลางของการลงน้ำหนัก แสดงดังภาพที่ 6 กรณีที่ผู้รับการประเมินมีค่าจุดศูนย์กลางความดันเอียงไปทางซ้ายจะมีค่าระยะเยื้องค่าศูนย์กลางความดันเป็นค่าลบ เมื่อเอียงไปทางขวามีค่าดังกล่าวเป็นค่าบวก และเมื่อยืนปกติจะได้ค่าใกล้เคียงศูนย์

$$D_{COP} = COP(x) - C_{LR} \quad (6)$$



ภาพที่ 6 ค่าจุดศูนย์กลางความดัน $COP(x, y)$ จุดศูนย์กลางความดันเท้าซ้าย $COP_L(x, y)$ จุดศูนย์กลางความดันเท้าขวา $COP_R(x, y)$ และเส้นกึ่งกลางความดันเท้าซ้ายและเท้าขวา (C_{LR})

4.การออกแบบส่วนโปรแกรม

4.1 ขั้นตอนการทำงานของระบบ

ผู้ใช้งานระบบได้แก่ นักกายภาพบำบัดหรือบุคลากรทางการแพทย์ประจำสถานพยาบาล การใช้งานของระบบ เริ่มต้นจากผู้ใช้งานระบบวัดระยะห่างระหว่างเท้าของผู้รับการประเมินและปรับระยะห่างระหว่างแผ่นรองรับอุปกรณ์ตรวจวัดตามค่าดังกล่าว รวมทั้งกรอกรายละเอียดของผู้รับการประเมินลงในโปรแกรม จากนั้นให้ผู้รับการประเมินขึ้นไปยังยืนบนเครื่องและกดบันทึกค่าจำนวน 3 ครั้งเพื่อนำไปหาค่าเฉลี่ย

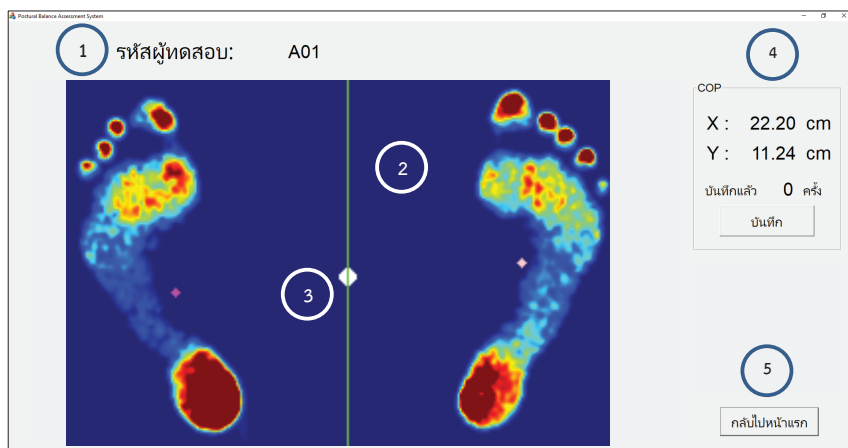
4.2 การออกแบบส่วนต่อประสานกับผู้ใช้แบบกราฟิก

โปรแกรมที่ใช้ในการควบคุมการทำงานของระบบถูกพัฒนาขึ้นโดยใช้ภาษาซีพลัสพลัส โดยใช้ Microsoft Visual Studio 2017 เป็นเครื่องมือในการพัฒนาทำงานบนระบบปฏิบัติการ Windows 10 โดยหน้าทดสอบของโปรแกรมแสดงดังภาพที่ 7

4.3 การบันทึกผลลัพธ์ที่ได้จากระบบ

เมื่อกดปุ่มบันทึก โปรแกรมจะทำการจัดเก็บข้อมูลของผู้รับการประเมินและค่าจุดศูนย์กลางความดันในรูปแบบของไฟล์ CSV (Comma-separated values) นอกจากนี้โปรแกรมยังได้บันทึกไฟล์รูปภาพกราฟิกแสดง

แรงกดจากเท้าของผู้รับการประเมิน และข้อมูลดิบที่ได้จากอุปกรณ์ตรวจวัดสามารถนำไปเปิดด้วยโปรแกรม Microsoft Excel แล้วนำมาพล็อตกราฟหรือวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรต่าง ๆ ได้ต่อไป

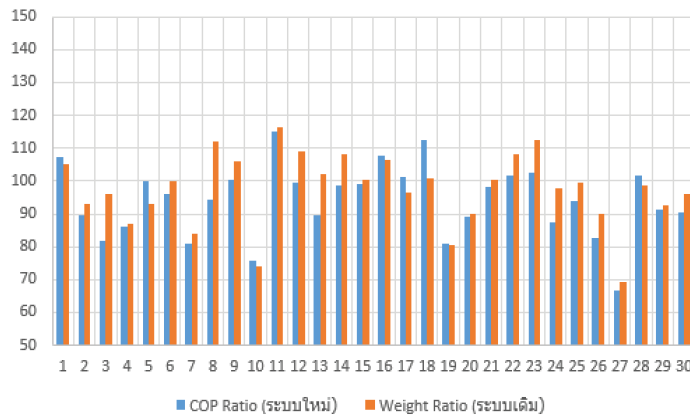


ภาพที่ 7 หน้าทดสอบของโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นซึ่งแสดงผลการประเมินความสามารถในการทรงตัวแบบกราฟิกประกอบด้วย (1) รหัสผู้รับการประเมิน, (2) หน้าจอกราฟิกแสดงแรงกดที่เท้า โดยมีเส้นสีเขียวเป็นเส้นกึ่งกลางระหว่างเท้าทั้งสองข้าง, (3) วงกลมแสดงตำแหน่ง COP รวม COP เท้าซ้าย และ COP เท้าขวา (4) ค่าตำแหน่ง COP รวม และปุ่มบันทึก และ (5) ปุ่มกลับไปหน้าแรก

ผลการวิจัย

ในการทดสอบระบบวัดค่าจุดศูนย์กลางความดัน (COP) แบบเวลาจริงเพื่อประเมินความสามารถในการทรงตัวขณะยืนนิ่งในผู้สูงอายุ (ระบบใหม่) มีการเปรียบเทียบข้อมูลกับระบบเดิมที่ใช้เครื่องชั่งน้ำหนัก โดยเก็บข้อมูลจากการทดสอบกับกลุ่มผู้รับการประเมิน ซึ่งเป็นผู้สูงอายุที่มีอายุระหว่าง 60 ถึง 89 ปี จำนวน 30 คน ที่มาเข้ารับบริการที่โรงพยาบาลส่งเสริมสุขภาพตำบลเมืองใหม่บางพลี ซึ่งเป็นการเลือกกลุ่มตัวอย่างที่เฉพาะเจาะจงในเชิงพื้นที่ในขั้นตอนการทดลองได้กำหนดให้ผู้รับการประเมินทุกคนยืนนิ่งและทรงตัวจำนวน 3 ครั้ง โดยใช้ระบบเดิมและระบบใหม่ เพื่อเก็บข้อมูลและหาค่าเฉลี่ยและนำข้อมูลทั้งหมดมาเปรียบเทียบกัน

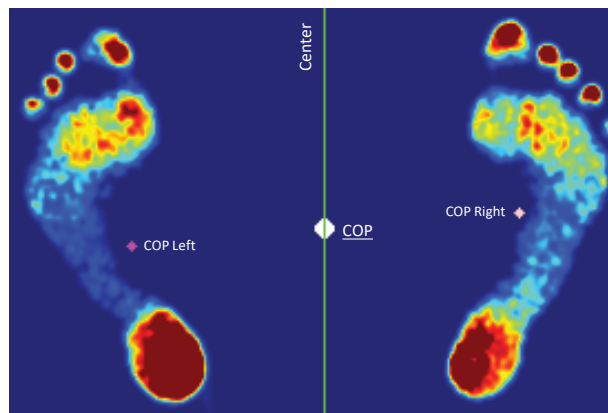
ระบบเดิมใช้เครื่องชั่งน้ำหนักแสดงค่าน้ำหนักของเท้าซ้ายและขวาโดยใช้คนจดบันทึกค่าเพื่อนำมาคำนวณค่าร้อยละอัตราส่วนน้ำหนักเท้าซ้ายและเท้าขวา ส่วนระบบใหม่ใช้การตรวจวัดความดันส่งข้อมูลเข้าสู่ระบบคอมพิวเตอร์เพื่อประมวลค่าต่าง ๆ โดยข้อมูลการกระจายตัวเชิงพื้นที่ของแรงกดของเท้าแต่ละข้างจะถูกนำมาคำนวณหาค่าร้อยละอัตราส่วนความดันของเท้าซ้ายและเท้าขวา (DP_{LR}) ผลการเปรียบเทียบแสดงดังภาพที่ 8 โดยค่าในแนวแกน Y เท่ากับ 100 หมายถึงการลงน้ำหนักเท่ากันระหว่างเท้าซ้ายและเท้าขวา ซึ่งกราฟที่ได้แสดงถึงความสอดคล้องกันระหว่างผลการประเมินที่ได้จากระบบเดิมและระบบใหม่โดยมีความแตกต่างของค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 5.54 และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 8.00



ภาพที่ 8 กราฟเปรียบเทียบผลการประเมินการทรงตัวระหว่างระบบเดิมและระบบใหม่

ภาพที่ 9 แสดงผลของผู้สูงอายุเพศชาย อายุ 76 ความสูง 157 มีระยะห่างระหว่างเท้า 25 เซนติเมตร น้ำหนัก 46 กิโลกรัม พบว่ามีค่าร้อยละอัตราส่วนความดันของเท้าซ้าย และเท้าขวาเท่ากับ -1.80 และมีระยะเอียงค่าศูนย์กลางความ

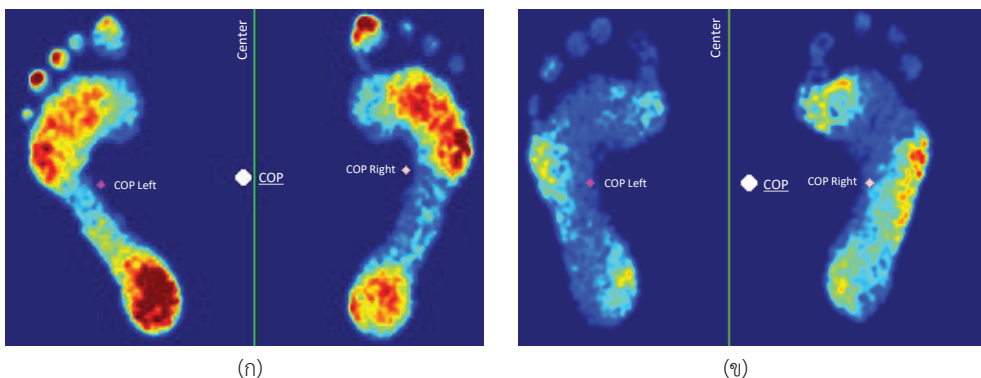
ดันเท่ากับ -0.10 เซนติเมตร โดยข้อมูลดังกล่าวสรุปว่าผู้รับการประเมินมีความสามารถในการทรงตัวขณะยืนนิ่งได้ดี โดยมีค่าจุดศูนย์กลางความดันอยู่ใกล้เคียงจุดกึ่งกลางระหว่างเท้า



ภาพที่ 9 ตัวอย่างผลการประเมินที่มีระยะเอียงค่าศูนย์กลางความดันใกล้เคียงศูนย์

ภาพที่ 10 (ก) แสดงผลของผู้สูงอายุเพศหญิง อายุ 73 ความสูง 162 มีระยะห่างระหว่างเท้า 23 เซนติเมตร น้ำหนัก 64 กิโลกรัม พบว่ามีค่าร้อยละอัตราส่วนความดันของเท้าซ้ายและเท้าขวาเท่ากับ -14.93 และมีระยะเอียงค่าศูนย์กลางความดันเท่ากับ -0.77 เซนติเมตร โดยข้อมูลดังกล่าวสรุปว่าผู้รับการประเมินมีแนวโน้มการยืนเอียงไปทางด้านซ้าย

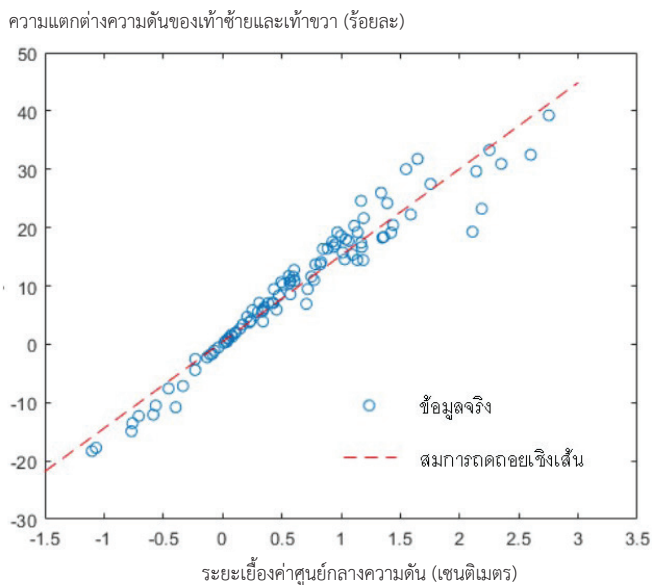
ภาพที่ 10 (ข) แสดงผลของผู้สูงอายุเพศหญิง อายุ 60 ความสูง 150 มีระยะห่างระหว่างเท้า 22 เซนติเมตร น้ำหนัก 48 กิโลกรัม พบว่ามีค่าร้อยละอัตราส่วนความดันของเท้าซ้ายและเท้าขวาเท่ากับ 24.19 และมีระยะเอียงค่าศูนย์กลางความดันเท่ากับ 1.39 เซนติเมตร โดยข้อมูลดังกล่าวสรุปว่าผู้รับการประเมินมีแนวโน้มการยืนเอียงไปทางด้านขวาชัดเจน



ภาพที่ 10 ตัวอย่างผลการประเมินที่มีค่าระยะเยื้องค่าศูนย์กลางความดัน (ก) เฒ่าช่าย และ (ข) เฒ่าชวา

เมื่อพิจารณาข้อมูลทั้งหมดเพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างระยะเยื้องค่าศูนย์กลางความดันเทียบกับค่าร้อยละอัตราส่วนความดันของเท้าซ้ายและเท้าขวาคือพบว่าเป็นสมการ

เชิงเส้นที่มีค่าสัมประสิทธิ์การถดถอยเท่ากับ 14.823 ค่าคงที่ของสมการถดถอยเท่ากับ 0.4081 และสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ (R^2) เท่ากับ 0.94 ดังภาพที่ 11



ภาพที่ 11 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเยื้องค่าศูนย์กลางความดันกับค่าร้อยละความแตกต่างความดัน ของเท้าซ้ายและเท้าขวา

จากกลุ่มผู้รับการประเมินจะมีการยื่นปกติร้อยละ 36.6 ยื่นเฒ่าช่ายเล็กน้อยและเฒ่าชวาเล็กน้อยเท่ากัน ร้อยละ 6.7 ยื่นเฒ่าช่ายร้อยละ 10 ยื่นเฒ่าชวาร้อยละ 20 และยื่นเฒ่าชวามากร้อยละ 20 เมื่อจัดกลุ่มพฤติกรรมกรายบุคคล ($\bar{D}_{COP}$) ดังต่อไปนี้

โดยการยื่นปกติเมื่อ $-0.25 < \bar{D}_{COP} < 0.25$
 การยื่นเฒ่าช่ายเล็กน้อยเมื่อ $-0.50 < \bar{D}_{COP} \leq 0.25$
 การยื่นเฒ่าชวาเล็กน้อยเมื่อ $-1.00 < \bar{D}_{COP} \leq -0.50$
 การยื่นเฒ่าช่ายเมื่อ $\bar{D}_{COP} \leq -1.00$
 การยื่นเฒ่าชวาเมื่อ $0.25 \leq \bar{D}_{COP} < 0.50$
 การยื่นเฒ่าช่ายมากเมื่อ $0.50 \leq \bar{D}_{COP} < 1.00$
 การยื่นเฒ่าชวามากเมื่อ $\bar{D}_{COP} \geq 1.00$



จากผลการประเมินความพึงพอใจของผู้ใช้งานระบบใหม่เปรียบเทียบกับระบบเดิม ได้แก่ การใช้งานง่าย ความสามารถในการอ่านค่าหรือบันทึกข้อมูลทำได้ง่าย การมีจอแสดงผลชัดเจน ความสามารถปรับระยะระหว่างเท้าได้ การแสดงผลได้ถูกต้อง และความเร็วในการแสดงผลจากระดับ 1 “มีความพึงพอใจน้อยมาก (Very Poor)” ถึงระดับ 5 “มีความพึงพอใจดีมาก (Excellent)” พบว่า ผลการประเมินเฉลี่ยของระบบเดิมอยู่ระหว่าง 3.52 ถึง 3.94 คะแนน และระบบใหม่อยู่ระหว่าง 4.67 ถึง 4.81 คะแนน โดยรวมระบบใหม่มีคะแนนเฉลี่ยในทุกหัวข้อเพิ่มขึ้น 0.965 คะแนน เมื่อเทียบกับระบบเดิม

อภิปรายและสรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้เป็นการพัฒนาระบบประเมินความสามารถในการทรงตัวขณะยืนนิ่งในผู้สูงอายุ โดยการใช้อุปกรณ์ตรวจวัดความดันและแสดงผลลัพธ์ของการประเมินได้แบบเวลาจริง ระบบที่พัฒนาขึ้นสามารถทำงานได้ตามวัตถุประสงค์ คือ อ่านค่าและบันทึกผลได้ง่าย และการแสดงผลที่รวดเร็วแบบเวลาจริง สามารถบอกพฤติกรรมการยืนเอียงซึ่งมีความสัมพันธ์กับข้อมูลจากระบบเดิมซึ่งใช้เครื่องชั่งน้ำหนัก 2 อัน จากการทดสอบกับกลุ่มผู้รับการประเมินที่เป็นผู้สูงอายุจำนวน 30 คน พบว่า ค่าร้อยละอัตราส่วนความดันของเท้าซ้ายและเท้าขวาที่ได้จากระบบที่ถูกพัฒนาขึ้นมีความสอดคล้องกับค่าร้อยละอัตราส่วนน้ำหนักเท้าซ้ายและเท้าขวาที่ได้จากระบบเดิม โดยพบว่ามี ความแปรปรวนเนื่องจากพฤติกรรมการยืนในแต่ละครั้งของผู้สูงอายุมีความไม่แน่นอน และจากการนำค่าจุดศูนย์กลางความดันที่ได้มาประมวลผลเพื่อหาค่าระยะเอียงค่าศูนย์กลางความดัน โดยอาศัยการคำนวณการถดถอยเชิงเส้นเพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างระยะเอียงค่าศูนย์กลางความดันกับค่าอัตราส่วนความแตกต่างการลงน้ำหนักเท้าของระบบที่พัฒนาขึ้นพบว่ามีความสัมพันธ์เป็นสมการเชิงเส้น ซึ่งแสดงว่าค่าจุดศูนย์กลางความดันที่ได้สามารถใช้ประเมินความสามารถในการทรงตัวได้ เมื่อสรุปผลกลุ่มผู้รับการประเมินนี้พบว่ามีพฤติกรรมยืนปกติหรือเอียงเล็กน้อยเท่ากับ

ร้อยละ 50 มีการยืนเอียงซ้ายร้อยละ 10 และยืนเอียงขวา ร้อยละ 40 และผู้รับการประเมินที่มีค่าเฉลี่ยระยะเอียงค่าศูนย์กลางความดันรายบุคคลสูงสุด 2.25 เซนติเมตร โดยในอนาคต ระบบที่นำเสนอนี้สามารถต่อยอดด้วยการนำข้อมูลที่วัดได้ไปประมวลผลเพิ่มเติม ยกตัวอย่างเช่น การวิเคราะห์รูปแบบการเปลี่ยนแปลงของจุดศูนย์กลางความดันในการทำนายหรือระบุความสามารถในการทรงตัว ในขณะเคลื่อนไหว รวมทั้งเพิ่มข้อมูลเกี่ยวกับท่าทางที่ได้จากกล้องเพื่อนำมาวิเคราะห์พฤติกรรมร่วมกับการใช้ค่าการกระจายตัวเชิงพื้นที่ของแรงกดและค่าจุดศูนย์กลางความดัน โดยผลลัพธ์ที่ได้สามารถใช้ในการวินิจฉัยและติดตามผลการประเมินเสถียรภาพในการทรงตัวของผู้รับการประเมินเป็นรายบุคคลได้

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับงบประมาณสนับสนุนจากทุนวิจัยโครงการวิจัยแบบบูรณาการ ประจำปีงบประมาณ 2562 คณะวิศวกรรมศาสตร์ ศรีราชา มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ วิทยาเขตศรีราชา

เอกสารอ้างอิง

1. ศูนย์เทคโนโลยีสารสนเทศและการสื่อสารกระทรวงการพัฒนาสังคม และความมั่นคงของมนุษย์. ประชากรสูงอายุไทย: ปัจจุบันและอนาคต. กรุงเทพฯ: กระทรวงการพัฒนาสังคมและความมั่นคงของมนุษย์; 2557.
2. ชมพูนุช พรหมภักดี. การเข้าสู่สังคมผู้สูงอายุของประเทศไทย. กรุงเทพฯ: สำนักวิชาการ สำนักงานเลขาธิการวุฒิสภา; 2556.
3. สำนักงานสถิติแห่งชาติ. การสำรวจประชากรสูงอายุในประเทศไทย พ.ศ. 2564. กรุงเทพฯ: สำนักงานสถิติแห่งชาติ กระทรวงดิจิทัลเพื่อเศรษฐกิจและสังคม; 2564.
4. ปริศนา รณสีดา. การป้องกันการหกล้มของผู้สูงอายุในชุมชน: บทบาทพยาบาลกับการดูแลสุขภาพที่บ้าน. วารสารพยาบาลสภาวิชาชีพไทย 2561;11(2):15-25.



5. Thierry P, Frédéric N. Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. *BioMed Res Int* 2015;2015:1–15.
6. Samir B, Mokhtar A, Youcef R. Force platform for postural balance analysis. In: 2012 11th International Conference on Information Science, Signal Processing and their Applications (ISSPA) 2-5 July 2012; Montreal, Canada; 2012. p. 854-8.
7. Octavian AP, Pedro SG, Alberto L, Francisco JF, José MDP, Gabriela P. Postural balance analysis using force platform for K-theragame users. In: 2016 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA) 15-18 May 2016; Benevento, Italy; 2016. p. 1-6.
8. Baoliang C, Peng L, Feiyun X, Zhengshi L, Yong W. Review of the Upright Balance Assessment Based on the Force Plate. *Int J Environ Res Public Health* 2021;18(2696):1-14.
9. Lorcan W, Barry RG, Denise M, Adrian B, Brian C. Development and Validation of a Clinic Based Balance Assessment Technology. In: 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS 30 August - 3 September 2011; Boston, USA; 2011. p. 1327-30.
10. Hussein AG, Serge M, Jean-Marc G. A real time study of the human equilibrium using an instrumented insole with 3 pressure sensors. In: 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 26-30 August 2014; Chicago, USA; 2014. p. 4968-71.
11. Amit KV, Srinivas P, Anoop KG, Sneha A, Sunil L, Deepak J. An instrumented flexible insole for wireless COP monitoring. In: 2017 8th International Conference on Computing, Communication and Networking Technologies (ICCCNT) 3-5 July 2017; Delhi, India; 2017. p. 1-5.
12. Martin GJ. Assessment of postural balance in community dwelling older adults. *Dan Med J* 2014;61(1):1-20.