

การวัดอัตราการหายใจโดยใช้ตัวต้านทานไวต่อแรง

Respiratory Rate Measurement Using Force Sensitive Resistor

สาริศา อีร์อำพน¹ จารุพิชญา ปัญญาภาว¹ พรไพสิน สุวรรณพิทักษ์² และ นิพนธ์ อีร์อำพน^{3*}

¹ห้องวิจัยปัญญาเชิงคำนวณ คณะ
วิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
และ โครงการห้องเรียนวิทยาศาสตร์ใน
โรงเรียนโดยการกำกับดูแลของ
มหาวิทยาลัย (วมว.) โรงเรียนสาธิต
มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ คณะ
ศึกษาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
โรงเรียนสาธิตมหาวิทยาลัยเชียงใหม่
คณะศึกษาศาสตร์
มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
³ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะ
วิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
และ ห้องวิจัยปัญญาเชิงคำนวณ คณะ
วิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
* ผู้รับผิดชอบบทความ
nipon.t@cmu.ac.th

บทคัดย่อ

ในงานวิจัยนี้นำเสนอวิธีการวัดอัตราการหายใจของมนุษย์ โดยใช้ตัวต้านทานไวต่อแรงในการวัดแรงจากการเคลื่อนไหวบริเวณหน้าอกหรือช่องท้อง เทคนิคการประมวลผลสัญญาณดิจิทัล ประกอบด้วย การทำให้สัญญาณราบเรียบ และการปรับค่าเฉลี่ยสัญญาณให้เป็นศูนย์ ถูกนำมาใช้เพื่อลดสัญญาณที่ไม่ต้องการ ได้แก่ สัญญาณรบกวน (Noise) และสัญญาณแปลกปลอม (Artifacts) และทำให้ลดความซับซ้อนในการหาจุดยอดของสัญญาณ การทดสอบกับหุ่นยนต์จำลองมนุษย์ที่โปรแกรมตั้งอัตราการหายใจไว้ที่ 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 55 และ 60 ครั้งต่อนาที แสดงให้เห็นว่าการวัดอัตราการหายใจที่ได้จากวิธีการที่นำเสนอ มีสมรรถนะดีมาก โดยให้ผลในรูปการพล็อตค่าอัตราการหายใจที่เวลาต่างๆ ได้ใกล้เคียงกับค่าอัตราการหายใจจริงมาก และนอกจากนี้ เมื่อพิจารณาค่าเฉลี่ยจากการทดสอบ 11 ครั้งด้วยการตั้งค่าอัตราการหายใจ 11 ค่า วิธีการที่นำเสนอยังให้ค่าเฉลี่ยของค่าความคลาดเคลื่อนสัมบูรณ์เฉลี่ย (Mean Absolute Error (MAE)) เพียง 0.22 ครั้งต่อนาที และค่าเฉลี่ยของค่ารากที่สองของความคลาดเคลื่อนเฉลี่ย (Root Mean Square Error (RMSE)) เพียง 0.32 ครั้งต่อนาทีเท่านั้น

คำสำคัญ: อัตราการหายใจ สัญญาณชีพ ตัวต้านทานไวต่อแรง เซนเซอร์วัดการหายใจ การลดสัญญาณรบกวน และสัญญาณแปลกปลอม

Received: 1 Feb 2026
Revised: 8 Apr 2026
Accepted: 9 Apr 2026

Abstract

In this research, we propose a respiratory rate monitoring method using a force sensitive resistor (FSR) to measure the force from chest or abdominal movement. Two digital signal processing techniques including the signal smoothing and the mean adjustment are applied to reduce unwanted additional signals, i.e., noise and artifacts. The applications of these techniques result in less complexity in signal peak detection. The tests on a human-model robot with 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 55 and 60 breaths-per-minute settings demonstrate a very good performance of the proposed method. The plotted results show that the proposed method yields the rates very close to the actual respiratory rates at any given time instances. In addition, considering the average values over 11 tests using 11 actual respiratory rates, it yields the average of the mean absolute error (MAE) of 0.22 and the average of the root mean square error (RMSE) of 0.32.

Keywords: Respiration rate, Vital sign, Force sensitive resistor, Respiration sensor, Noise and artifact reduction

1. บทนำ

สัญญาณชีพเป็นสิ่งที่บ่งบอกถึงการมีชีวิต มีองค์ประกอบ 4 อย่าง คือ อุณหภูมิ (Body temperature: T) ชีพจร (Pulse: P) การหายใจ (Respiration: R) และความดันโลหิต (Blood pressure: BP) โดยถือว่าเป็นองค์ประกอบพื้นฐานของการประเมินภาวะสุขภาพ (Health status) ของบุคคล และเป็นสิ่งบ่งชี้ถึงการทำหน้าที่ของกลไกการรักษาภาวะดุลยภาพ (Homeostasis) หรือภาวะสมดุลของสิ่งแวดล้อมภายในร่างกาย การเปลี่ยนแปลงสัญญาณชีพสามารถเกิดขึ้นได้ด้วยปัจจัยเงื่อนไขต่างๆ หากเป็นเวลานานจะสะท้อนให้เห็นถึงภาวะขาดดุลยภาพของร่างกาย [1]

การหายใจเข้าเกิดจากกล้ามเนื้อกลั่มเนื้อหายใจเข้า (Inspiratory muscles) ได้แก่ กลั่มเนื้อกระบังลม (Diaphragm) เกิดการหดตัว ทำให้เกิดการเพิ่มปริมาตรอากาศ กลั่มเนื้อระหว่างซี่โครงด้านนอก (External intercostal muscles) ช่วยยกซี่โครงขยับไปข้างหน้าร่วมกับขึ้นบน เพื่อเพิ่มปริมาตรอากาศ กลั่มเนื้อสเตอร์โนไคลโดมาสทอยด์ (Sternocleidomastoid muscle) ซึ่งเป็นกลั่มเนื้อบริเวณคอ ช่วยในการยกกระดูกอกขึ้น กลั่มเนื้อสคาไลน์ (Scalene muscle) ซึ่งเป็นอีกกลุ่มกลั่มเนื้อบริเวณคอ ช่วยในการยกซี่โครง 2 คู่แรก และกลั่มเนื้อเซอร์ราตัสแอนทีเรียร์ (Serratus anterior muscle) หรือกลั่มเนื้อนักมวย (Boxer's muscle) ซึ่งหุ้มรอบ ๆ ซี่โครง ช่วยยกซี่โครงทางด้านข้างและด้านหน้า

การหายใจออกเกิดจากกลุ่มกลั่มเนื้อหายใจออก (Expiratory muscle) ได้แก่ กลั่มเนื้อระหว่างซี่โครงด้านใน (Internal intercostal muscles) ที่ช่วยดึงซี่โครงไปข้างหลังและลงด้านล่าง และกลั่มเนื้อหน้าท้อง (Rectus abdominis muscle) ช่วยกดอวัยวะในช่องท้องขึ้นไป เพื่อเพิ่มแรงดันภายในช่องท้อง [2] จะเห็นได้ว่า การหายใจเข้าเกิดการยกของซี่โครง และการหายใจออกเกิดการดึงซี่โครงลงไปตามล่าง โดยการยกตัวและดึงตัวของซี่โครงทำให้เกิดแรงบริเวณช่วงอก

Centers for Disease Control and Prevention ประเทศสหรัฐอเมริกา สรุปอัตราการหายใจของมนุษย์ตามช่วงอายุต่าง ๆ [3] ดังแสดงในตารางที่ 1 ในขณะที่ American Lung

Association ประเทศสหรัฐอเมริกา กล่าวว่า อัตราการหายใจในขณะที่พักของคนปกติในวัยผู้ใหญ่มีค่าเฉลี่ย 12 ถึง 20 ครั้งต่อนาที หากมีอัตราการหายใจต่ำกว่า 12 ครั้งต่อนาที หรือมากกว่า 25 ครั้งต่อนาที อาจจะเป็นสัญญาณบ่งบอกถึงความผิดปกติของร่างกาย [4] นอกจากนี้ การเพิ่มหรือลดอัตราการหายใจ จะมีผลต่อการระบายอากาศของร่างกายอย่างมาก [5] โดยการระบายอากาศของร่างกายมีส่วนสำคัญต่อการรับก๊าซออกซิเจนและระบายคาร์บอนไดออกไซด์ หากมีการระบายอากาศลดลงหรือเพิ่มขึ้น ย่อมมีผลทำให้สมดุลในร่างกายบกพร่องไป [6]

ตารางที่ 1 อัตราการหายใจของมนุษย์ตามช่วงอายุ [3]

อายุ	อัตราการหายใจ (ครั้งต่อนาที)
1 เดือน	40-60
6 เดือน	25-40
1 ถึง 3 ปี	22-30
4 ถึง 6 ปี	20-24
7 ถึง 9 ปี	18-24
10 ถึง 13 ปี	16-22
14 ถึง 18 ปี	14-22
มากกว่า 18 ปี	12-20

เป็นที่น่าสนใจว่า เมื่อเทียบกับการวัดสัญญาณชีพอื่น ๆ แล้ว การวัดอัตราการหายใจได้รับการพัฒนาเป็นระบบน้อยมาก ทั้งนี้ เนื่องจากเป็นระบบที่ไม่สามารถวัดได้แบบตรงไปตรงมาเหมือนการวัดสัญญาณชีพอื่น เช่น การใช้อิเล็กโทรดทางไฟฟ้าเพื่อวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG) หรือสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalogram: EEG) หรือสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyogram: EMG) ฯลฯ

งานวิจัยนี้เลือกใช้เซนเซอร์ที่สามารถวัดแรงที่มากกระทำได้ หลักการของเซนเซอร์ประเภทนี้ คือ การเปลี่ยนแรงให้เป็นกระแสไฟฟ้าด้วยวิธีต่างๆ เช่น Piezoelectric materials, Strain gauges หรือ Capacitive change [7] อย่างไรก็ตาม งานวิจัยนี้เลือกใช้ตัวต้านทานไวต่อแรง (Force sensitive resistor: FSR)

ที่มีหลักการทำงาน คือ การมีความต้านทานแปรเปลี่ยนตามแรงที่มากระทำ ลักษณะที่สำคัญคือเป็นเซนเซอร์ที่เป็นแผ่นปรับโค้งได้ตามพื้นผิวที่สัมผัส ทำให้สามารถนำไปใช้บนพื้นผิวที่ไม่เรียบได้ โดยเลือกตำแหน่งการติดตั้งเซนเซอร์ให้ได้รับแรงยกตัวของทรงอกมากที่สุด และพยายามจำกัดแรงอื่นที่มากระทำ เพื่อให้ได้อัตราการหายใจที่ถูกต้องที่สุด ส่วนปัญหาของสัญญาณที่ไม่ต้องการอันอาจเกิดจากสัญญาณรบกวนหรือสัญญาณแปลกปลอมจากแรงที่ไม่เกี่ยวข้องกับการหายใจ ผู้วิจัยจะใช้การประมวลผลสัญญาณดิจิทัลจัดการกับแรงอื่นที่ไม่ต้องการเหล่านี้

บทความนี้มีโครงสร้างดังต่อไปนี้ หัวข้อต่อไปจะเป็นการกล่าวถึงผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง ในหัวข้อที่ 3 จะได้อธิบายถึงการออกแบบและสร้างวิธีการเพื่อทดสอบเซนเซอร์ที่ใช้ตัวต้านทานไวต่อแรง หัวข้อที่ 4 จะแสดงผลการทดสอบการวัดด้วยวิธีการที่นำเสนอ โดยมีกรอภิปรายผลในบทที่ 5 ท้ายที่สุด บทที่ 6 เป็นสรุปงานวิจัยและนำเสนอแนวทางพัฒนาต่อไปในอนาคต

2. งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ปัจจุบันมีเซนเซอร์วัดอัตราการหายใจหลายประเภท ทั้งเซนเซอร์ความถี่ต่ำ ที่มีข้อดีคือสามารถวัดได้โดยตรง ไม่มีความซับซ้อน แต่มีอุปสรรคจากการเคลื่อนไหวที่ส่งผลต่อค่าที่ได้ การรบกวนจากสิ่งแวดล้อม และจำเป็นต้องสัมผัสกับผิวหนังโดยตรง ในขณะที่เซนเซอร์ความถี่สูงที่เป็นการทำงานแบบไร้สาย ไม่ต้องสัมผัสกับร่างกาย เช่น การใช้ดอปเปอร์เรดาร์ [8] แต่มีข้อเสียคือใช้พลังงานสูง มีปัญหาในการส่งข้อมูล และมีความซับซ้อน [9] จะเห็นได้ว่าเซนเซอร์ที่ได้กล่าวมาข้างต้นจำเป็นที่จะต้องให้ผู้ใช้อยู่นิ่งที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้ การขยับตัวเพียงเล็กน้อย จะมีผลต่อความถูกต้องของค่าอัตราการหายใจที่วัดได้

ในอีกด้านหนึ่ง ยังมีความพยายามในการพัฒนาเซนเซอร์สำหรับการวัดอัตราการหายใจโดยเฉพาะ โดยมีงานวิจัยที่พัฒนาเซนเซอร์แบบพกที่สามารถตรวจจับการหายใจโดยใช้หลักการวัดค่าความจุไฟฟ้า (Capacitive method) โดยอาศัยการเปลี่ยนแปลงของระยะห่างระหว่างเส้นใยนำไฟฟ้าในผ้า เมื่อร่างกายเคลื่อนไหวระหว่างการหายใจ โดยแรงที่เกิดขึ้นมาจากการเปลี่ยนแปลงความจุของปอด ทั้งนี้ยังมีจุดที่ควรปรับปรุง เช่น การลดสัญญาณรบกวน ความทนทานต่อการซัก ความสะดวกสบายในการสวมใส่ และการ

เชื่อมต่อกับอุปกรณ์อื่น ๆ [10] นอกจากนี้ ยังมีผลงานวิจัย [11] ซึ่งใช้เทคนิคการพิมพ์สกรีนในการสร้างเซนเซอร์สำหรับการวัดอัตราการหายใจ โดยถูกสร้างด้วยการพิมพ์วัสดุตัวนำบนวัสดุยืดหยุ่นด้วยลวดลายจํารูปเกือกม้า เพื่อหลีกเลี่ยงการกระจุกตัวของความเค้น (Stress concentration) และยังคงการนำไฟฟ้าขณะยืดตัว หลักการทำงานอาศัยการวัดการเปลี่ยนแปลงของความต้านทานไฟฟ้าเมื่อมีแรงยืด ซึ่งช่วยคำนวณความถี่การหายใจเมื่อวางเซนเซอร์บนทรงอก

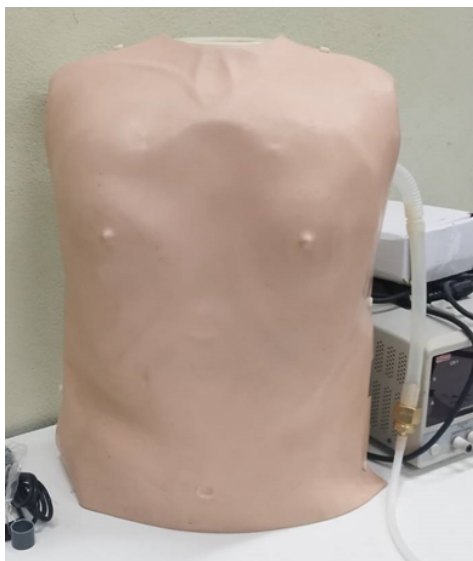
การตรวจหาภาวะหยุดหายใจขณะหลับ (Sleep apnea) เป็นปัญหาที่น่าสนใจ และนำมาสู่การพัฒนาระบบการวัดอัตราการหายใจ โดยเฉพาะช่วงเวลาที่มีอัตราการหายใจเป็นศูนย์จากการหยุดหายใจ โดยที่ต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาได้รับการพัฒนาใน [12] เพื่อช่วยในการตรวจหาภาวะหยุดหายใจขณะหลับ เครื่องมือดังกล่าวถูกออกแบบให้ใช้งานง่ายและมีราคาไม่แพง เพื่อใช้ในการคัดกรองที่บ้าน แทนการตรวจในโรงพยาบาล โดยการใช้ท่อที่มีคุณสมบัติพิเศษเพื่อช่วยลดการสูญเสียสัญญาณ มีหลักการทำงานคือตรวจจับเสียงหายใจจากจมูกและปาก ในขณะที่มีงานวิจัยทางด้านวัสดุศาสตร์เพื่อแก้ปัญหานี้ โดยที่ไฮโดรเจลถูกนำมาใช้ทำเป็นเซนเซอร์เพื่อตรวจวัดสัญญาณชีพของมนุษย์ [13] เนื่องจากมีคุณสมบัติที่เหมาะสม โดยเป็นการรวมเซนเซอร์ไฮโดรเจล PGBL ที่ผสมเจลาตินกับเบต้ากลีเซโรฟอสเฟต และลิเทียมคลอไรด์ ทำให้ได้เซนเซอร์ที่มีความยืดหยุ่นสูง สามารถใช้เพื่อตรวจจับการหายใจแบบเรียลไทม์ และสามารถติดตามปัญหาการหยุดหายใจขณะหลับได้ โดยนำเซนเซอร์มาใส่บนผิวหนังบริเวณทรงอก เพื่อจับการขยายและการหดตัวของทรงอกระหว่างการหายใจ

3. การออกแบบและสร้างวิธีการเพื่อทดสอบเซนเซอร์ที่ใช้ตัวต้านทานไวต่อแรง

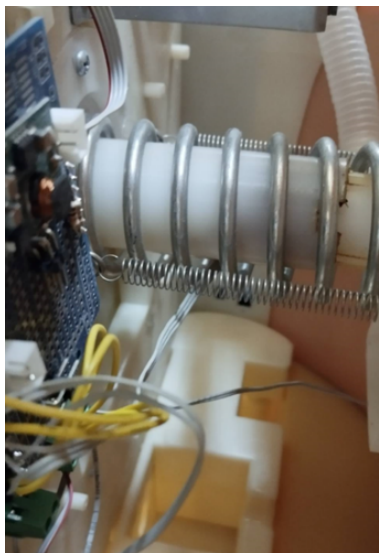
3.1 ส่วนวงจรวัดสัญญาณจากเซนเซอร์

วงจรวัดอัตราการหายใจใช้ตัวต้านทานไวต่อแรง (Force Sensitive Resistors: FSR) (บริษัท Sparkfun/Adafruit) ซึ่งมีพื้นที่รับแรง 1.75 นิ้ว x 1.5 นิ้ว เป็นเซนเซอร์รับแรง สัญญาณอนาล็อกจากเซนเซอร์ถูกส่งต่อเข้าที่พอร์ตอนพุตอนาล็อกของบอร์ด ESP32-WROOM-32D (XXSR69) ซึ่งใช้ชิป ESP32-D0WD-V3 และมีหน่วย

ความจำชนิด Serial Peripheral Interface Flash ขนาด 4 MB สัญญาณดิจิทัลจากบอร์ด ESP32-WROOM-32D (XXSR69) นี้จะถูกส่งต่อเข้าเครื่องคอมพิวเตอร์ผ่านพอร์ต USB เพื่อจัดเก็บและประมวลผลต่อไป โดยตลอดทั้งงานวิจัยนี้ ในการวัดสัญญาณจากเซนเซอร์วัดแรงที่ใช้ตัวต้านทานไวต่อแรง ผู้วิจัยตั้งค่าให้บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ใช้อัตราการสุ่ม F_s เท่ากับ 100 Hz



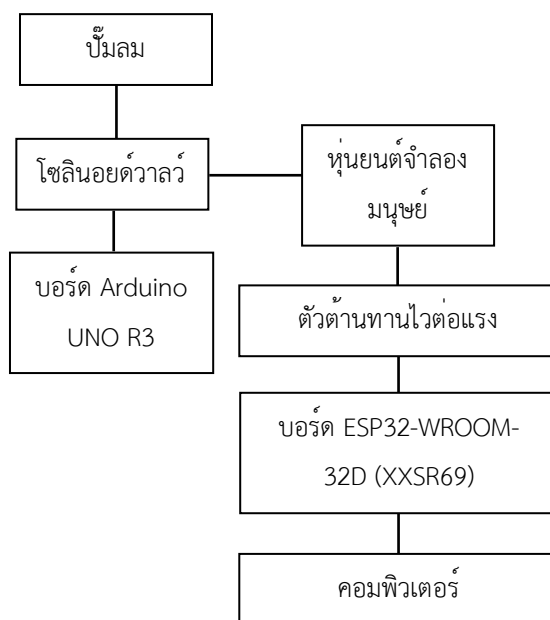
รูปที่ 1 หุ่นยนต์จำลองมนุษย์สำหรับจำลองการหายใจ



รูปที่ 2 ด้านในบริเวณใต้ราวนมของหุ่นยนต์จำลองมนุษย์

รูปที่ 1 แสดงหุ่นยนต์จำลองมนุษย์สำหรับจำลองการหายใจที่ใช้ในงานวิจัยนี้ โดยมีด้านในของหุ่นยนต์แสดงดังในรูปที่ 2

ในงานวิจัยนี้ โซลินอยด์วาล์วถูกนำมาใช้ในการควบคุมอัตราการหายใจของหุ่นยนต์ โดยโซลินอยด์วาล์วด้านอากาศเข้าต่อเข้ากับปั๊มลม และด้านอากาศออกต่อเข้ากับหุ่นยนต์จำลองมนุษย์สำหรับจำลองการหายใจ โดยมีการใช้รีเลย์ในการควบคุมกระแสไฟฟ้าที่ส่งไปยังโซลินอยด์วาล์ว และเครื่องวัดอัตราการไหลของอากาศ (Air flow meter) ในการควบคุมอัตราการไหลของอากาศเข้าไปยังถุงปอดจำลองภายในหุ่นยนต์จำลองมนุษย์ ในการกำหนดอัตราการหายใจ ผู้วิจัยตั้งค่าโดยใช้บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino UNO R3 แผนผังการทำงานของวิธีการวัดอัตราการหายใจในงานวิจัยนี้แสดงได้ดังรูปที่ 3



รูปที่ 3 แผนผังการทำงานของวิธีการวัดอัตราการหายใจในงานวิจัยนี้

3.2 ส่วนการประมวลผลสัญญาณ

การประมวลผลสัญญาณดิจิทัลเป็นส่วนที่สำคัญอีกส่วนหนึ่งในงานวิจัยนี้ เนื่องจากสัญญาณที่วัดได้จากเซนเซอร์ที่ใช้ตัวต้านทานไวต่อแรงมีสัญญาณรบกวน (Noise) และสัญญาณแปลกปลอม (Artifacts) จำนวนมาก โดยสัญญาณรบกวนเกิดได้จากอุปกรณ์ในวงจร ในขณะที่สัญญาณแปลกปลอมเกิดจากแรงอื่น ๆ ที่ไม่ใช้ในการเคลื่อนไหวของช่องท้องของหุ่นยนต์จำลองมนุษย์ เช่น แรงที่เกิดจากการสั่นในหุ่นยนต์ระหว่างการทดลอง เป็นต้น ด้วยเหตุนี้ อัลกอริทึมที่ใช้ในการวัดอัตราการหายใจจำเป็นต้องลดสัญญาณ

รบกวนและสัญญาณแปลกปลอมเหล่านี้ และทำให้สามารถเห็นสัญญาณที่เกิดจากแรงกระตุ้นของช่องท้องของหุ่นยนต์เป็นหลัก

อัลกอริทึมที่ใช้ในการวัดอัตราการหายใจจากสัญญาณ $x(n)$ ที่ได้จากการวัดแรงมี 4 ขั้นตอนดังต่อไปนี้

3.2.1 ขั้นตอนการทำให้สัญญาณราบเรียบ (Smoothing)

การหาค่าเฉลี่ยในหน้าต่างสี่เหลี่ยมผืนผ้าใช้ในการทำให้สัญญาณราบเรียบ นั่นคือ

$$x_s(n) = \frac{1}{M_s} \sum_{i=0}^{M_s-1} x(n-i) \quad (1)$$

โดยที่ $x_s(n)$ คือ สัญญาณเอาต์พุตที่มีความราบเรียบขึ้น และขนาดของหน้าต่างที่ใช้ในงานวิจัยนี้ M_s ถูกตั้งค่าเท่ากับครึ่งหนึ่งของอัตราการสุ่ม F_s ซึ่งครอบคลุม 0.5 วินาทีย้อนหลัง

3.2.2 ขั้นตอนการทำให้สัญญาณมีค่าเฉลี่ยเป็นศูนย์ (Mean adjustment)

สัญญาณราบเรียบ $x_s(n)$ ที่ได้อาจจะยังคงมีการเปลี่ยนแปลงของเส้นฐาน (Baseline) ค่อนข้างสูง จึงต้องมีการปรับฐานให้สัญญาณไปอยู่รอบ ๆ ค่าศูนย์ ทั้งนี้เพื่อลดความซับซ้อนในการหาจุดยอดของสัญญาณในขั้นตอนต่อไป การปรับสัญญาณให้มีค่าเฉลี่ยเป็นศูนย์สามารถทำได้โดย

$$x_0(n) = x_s(n) - \frac{1}{M_0} \sum_{i=0}^{M_0-1} x_s(n-i) \quad (2)$$

โดยที่ $x_0(n)$ คือ สัญญาณเอาต์พุตที่มีการปรับให้ค่าเฉลี่ยของสัญญาณเข้าใกล้ศูนย์ และขนาดของหน้าต่างที่ใช้ในงานวิจัยนี้ M_0 ถูกตั้งค่าเท่ากับครึ่งหนึ่งของอัตราการสุ่ม F_s ซึ่งครอบคลุม 0.5 วินาทีย้อนหลัง เช่นเดียวกับในขั้นตอนก่อนหน้านี้

3.2.3 ขั้นตอนการหาจุดยอดของสัญญาณ (Peak detection)

โดยทั่วไป การหาจุดยอดของสัญญาณจะมีความซับซ้อนมากเท่าใดจะขึ้นอยู่กับสัญญาณที่พิจารณา ในงานวิจัยนี้ การดำเนินการใน 2 ขั้นตอนแรกทำให้การหาจุดยอดของสัญญาณมีความซับซ้อนน้อยลงมาก ทั้งนี้เนื่องจากสัญญาณ ณ จุดนี้จะมีจุดยอดที่ชัดเจนกว่าสัญญาณดิบมาก ด้วยเหตุนี้ การหาจุดยอดของ

สัญญาณจึงสามารถทำได้ด้วยวิธีการที่ไม่ซับซ้อน นั่นคือ ตัดสินใจว่าหน่วยเวลา $(n-10)$ เป็นจุดยอด ถ้า

$$\begin{aligned} &(x_0(n-20) < x_0(n-10)) \text{ and} \\ &(x_0(n-12) < x_0(n-10)) \text{ and} \\ &(x_0(n-11) < x_0(n-10)) \text{ and} \\ &(x_0(n-9) < x_0(n-10)) \text{ and} \\ &(x_0(n-8) < x_0(n-10)) \text{ and} \\ &(x_0(n) < x_0(n-10)) \end{aligned} \quad (3)$$

ซึ่งมีแนวคิดที่ไม่ซับซ้อนมาก นั่นคือ เมื่อ $x_0(n-10)$ คือจุดยอดที่มีขนาดสูงสุด แคมเบลที่อยู่รอบ ๆ ก็ควรจะมีความต่ำกว่าแคมเบลนี้ ซึ่งในที่นี้ แคมเบลรอบ ๆ ที่พิจารณา ได้แก่ แคมเบลที่อยู่ห่าง 1, 2 และ 10 หน่วยเวลา ทั้งด้านซ้ายและขวาของแคมเบลที่พิจารณา

3.2.4 ขั้นตอนการคำนวณหาอัตราการหายใจ (Respiratory rate determination)

เมื่อได้จุดยอดของสัญญาณแล้ว การคำนวณหาอัตราการหายใจในหน่วยครั้งต่อนาที สามารถทำได้โดย

$$R(k) = \frac{60F_s}{P(k) - P(k-1)} \quad (4)$$

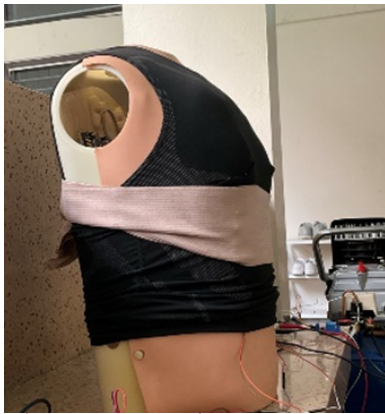
โดยที่ $R(k)$ คือ อัตราการหายใจ ณ จุดยอดที่ k และ $P(k)$ คือ หน่วยเวลาของจุดยอดที่ k

4. ผลการทดสอบสัญญาณที่วัดจากเซนเซอร์

หัวข้อนี้เป็นส่วนของการแสดงผลการทดสอบวัดอัตราการหายใจ โดยเซนเซอร์ที่ใช้ตัวต้านทานไวต่อแรง การทดสอบในส่วนนี้ใช้หุ่นยนต์จำลองมนุษย์ที่ผู้วิจัยสามารถกำหนดอัตราการหายใจได้ ทั้งนี้ เพื่อให้สามารถทราบความเป็นจริง (Ground truth) ของการหายใจของหุ่นยนต์ดังกล่าว ผู้วิจัยเขียนโปรแกรมควบคุมหุ่นยนต์ให้มีการหายใจ หรือการยับยั้งของช่องท้อง ซึ่งเป็นการเลียนแบบผลจากการเคลื่อนที่ขึ้นลงของกระบังลมระหว่างการหายใจในมนุษย์ โดยในงานวิจัยนี้ อัตราการหายใจของหุ่นยนต์จำลองมนุษย์ถูกตั้งค่าไว้ดังนี้ 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 55 และ 60 ครั้งต่อนาที

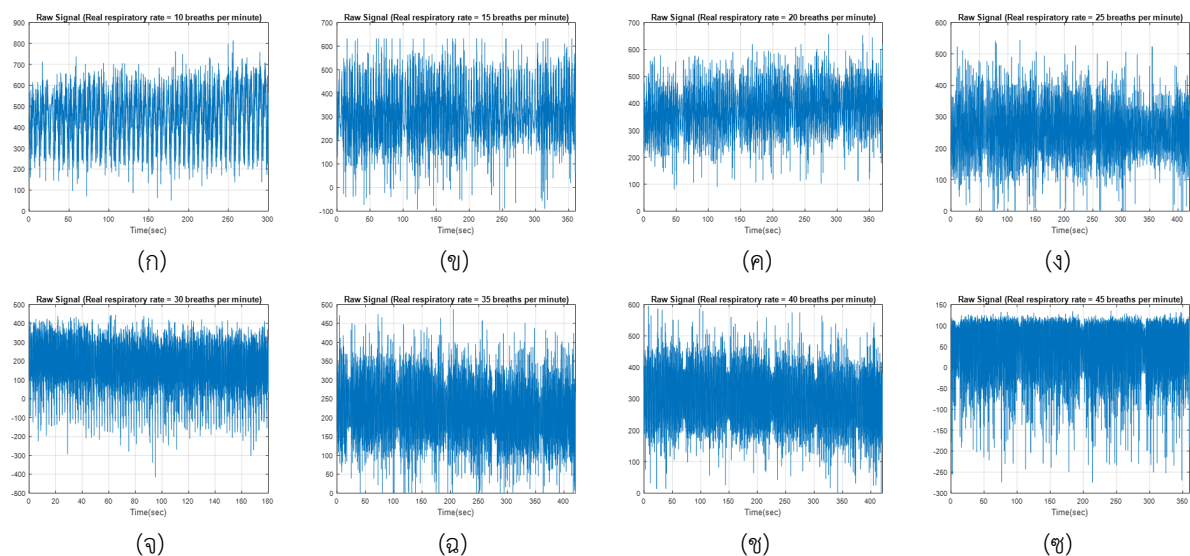
4.1 ผลการวัดสัญญาณจากเซนเซอร์

ตลอดทั้งงานวิจัยนี้ ในการวัดสัญญาณจากเซนเซอร์วัดแรงที่ใช้ตัวต้านทานไวต่อแรง ผู้วิจัยตั้งค่าให้บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ใช้อัตราการสุ่ม F_s เท่ากับ 100 Hz และมีการติดตั้งเซนเซอร์ให้อยู่ในตำแหน่งใต้ราวนมของหุ่นยนต์จำลองมนุษย์ เพื่อให้รับแรงที่เกิดจากการเคลื่อนไหวบริเวณช่องอกหรือช่องท้องมากที่สุด ดังในรูปที่ 4



รูปที่ 4 การติดตั้งเซนเซอร์บริเวณใต้ราวนมของหุ่นยนต์จำลองมนุษย์

รูปที่ 5 แสดงตัวอย่างสัญญาณดิบที่ได้จากการวัดจากหุ่นยนต์จำลองมนุษย์ที่อัตราการหายใจ 11 ค่าที่ได้กล่าวมาข้างต้น ตามลำดับ โดยจะเห็นได้ว่าข้อมูลดิบที่อัตราต่างๆ จะมีระยะเวลาในการเก็บสัญญาณที่แตกต่างกัน แต่สิ่งที่มีเหมือนกันคือ การมีสัญญาณรบกวนและสัญญาณแปลกปลอมจำนวนมาก



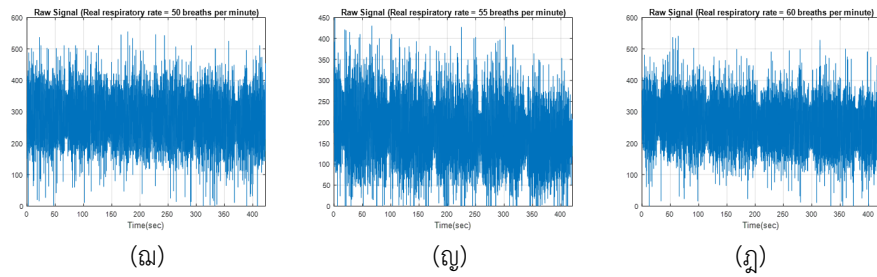
ซึ่งเป็นเหตุให้จำเป็นต้องประมวลผลสัญญาณเพื่อลดสัญญาณที่ไม่เกี่ยวข้องเหล่านี้ที่แทรกเข้ามา และทำให้เห็นยอดของสัญญาณที่เกิดจากการหายใจจริง ๆ ชัดเจนขึ้น

4.2 ผลการประมวลผลและวัดอัตราการหายใจจากสัญญาณดิบ

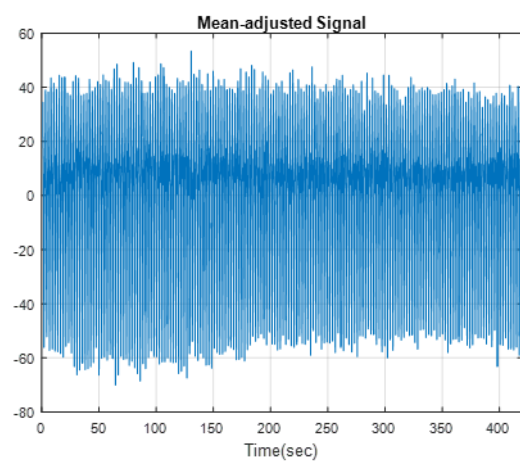
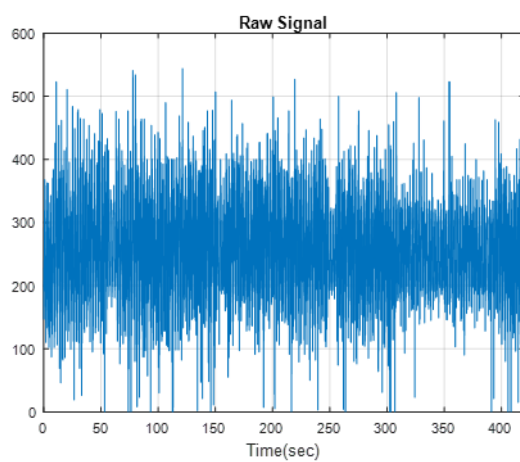
ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยมีการตั้งค่าอัตราการหายใจจริง 11 ค่า จึงไม่สามารถแสดงผลในแต่ละขั้นตอนการประมวลผลสัญญาณของการตั้งค่าได้ ดังนั้น จึงแสดงตัวอย่างเพียงบางส่วน เพื่อให้เห็นภาพว่าสัญญาณเปลี่ยนแปลงอย่างไรบ้างในแต่ละขั้นตอน

เมื่อพิจารณาตัวอย่างสัญญาณดิบจากเซนเซอร์เมื่อตั้งค่าอัตราการหายใจของหุ่นยนต์จำลองมนุษย์เท่ากับ 25 ครั้งต่อนาที ดังแสดงในรูปที่ 6 หลังจากผ่านขั้นตอนการทำให้ราบเรียบสัญญาณที่ได้มีความยุ่งเหยิงลดลงมาก แต่สัญญาณยังมีการขึ้นลง

และไม่อยู่ใกล้ศูนย์ ดังแสดงในรูปที่ 7 ซึ่งทำให้การหาจุดยอดยังซับซ้อนอยู่ แต่เมื่อมีการปรับค่าเฉลี่ยให้มีค่าเข้าใกล้ศูนย์ จึงได้สัญญาณดังในรูปที่ 8 ซึ่งอยู่บนเส้นฐานใกล้เคียงกัน และมีค่าเฉลี่ยเข้าใกล้ศูนย์ ทำให้มีขนาดของจุดยอดที่ใกล้เคียงกัน ซึ่งทำให้ลดความซับซ้อนในการหาจุดยอดลงมาก ดังแสดงในรูปที่ 9 ที่แสดงให้เห็นถึงตำแหน่งของจุดยอดโดยใช้เครื่องหมาย x สีแดง ตำแหน่งของจุดยอดเหล่านี้ถูกนำไปใช้เพื่อคำนวณค่าอัตราการหายใจ และให้ผลออกมาดังในรูปที่ 10 ซึ่งจะเห็นได้ว่า ในทุกช่วงเวลาการเก็บข้อมูลมากกว่า 400 วินาที ค่าที่คำนวณได้มีค่าใกล้เคียงเป็นอย่างมากกับค่าอัตราการหายใจจริง คือ 25 ครั้งต่อนาที

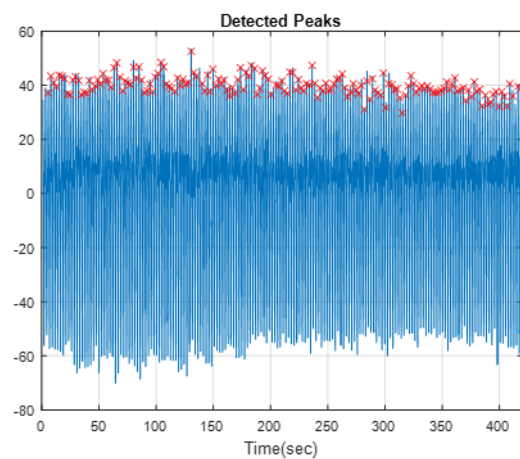
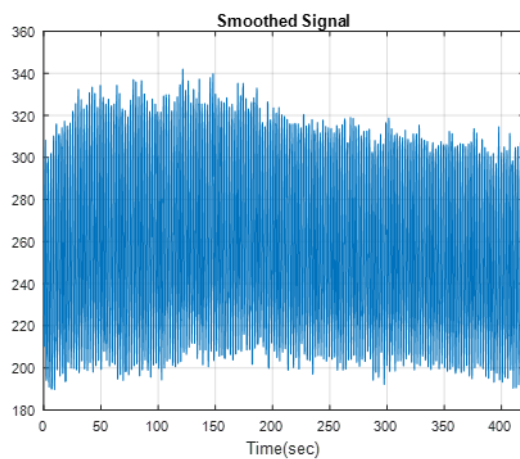


รูปที่ 5 สัญญาณดิบจากเซนเซอร์เมื่อตั้งค่าอัตราการหายใจของหุ่นยนต์จำลองมนุษย์เท่ากับ (ก) 10 (ข) 15 (ค) 20 (ง) 25 (จ) 30 (ฉ) 35 (ช) 40 (ซ) 45 (ณ) 50 (ญ) 55 (ณ) 60 ครั้งต่อนาที



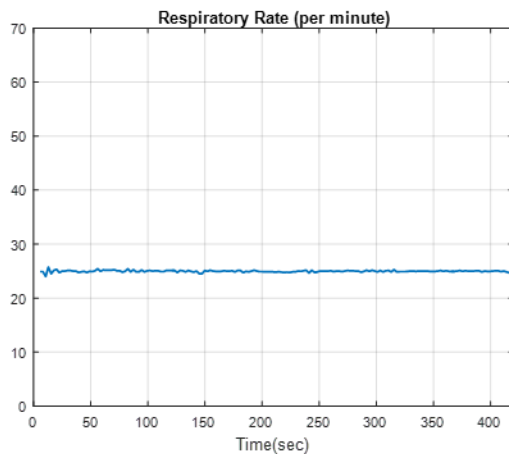
รูปที่ 6 สัญญาณดิบจากเซนเซอร์เมื่อตั้งค่าอัตราการหายใจของหุ่นยนต์จำลองมนุษย์เท่ากับ 25 ครั้งต่อนาที

รูปที่ 8 สัญญาณในรูปที่ 7 เมื่อผ่านขั้นตอนการทำให้สัญญาณมีค่าเฉลี่ยเป็นศูนย์



รูปที่ 7 สัญญาณดิบในรูปที่ 6 เมื่อผ่านขั้นตอนการทำให้สัญญาณราบเรียบ (Smoothing)

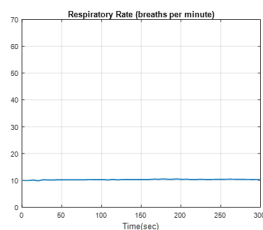
รูปที่ 9 สัญญาณในรูปที่ 8 เมื่อแสดงจุดที่เป็นยอดของสัญญาณด้วยเครื่องหมาย x สีแดง



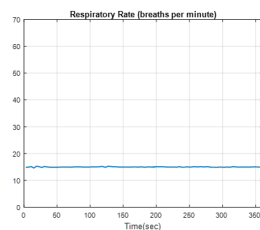
รูปที่ 10 อัตราการหายใจของสัญญาณดิบในรูปที่ 6 ที่ได้จากอัลกอริทึมที่นำเสนอ

จากตัวอย่างผลการประมวลผลสัญญาณในแต่ละขั้นตอนข้างต้น แสดงให้เห็นถึงหลักการทำงานของอัลกอริทึมที่นำเสนอผล

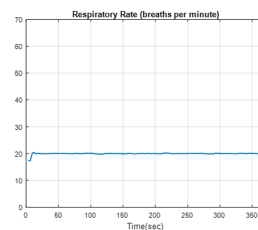
ดังกล่าวเป็นไปในลักษณะคล้ายกันในสัญญาณชุดอื่น ๆ เพื่อแสดงให้เห็นถึงผลการประมวลผลในสัญญาณทั้งหมด 11 ชุด สำหรับการตั้งค่าอัตราการหายใจจริงของหุ่นยนต์จำลองมนุษย์ที่ค่า 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 55 และ 60 ครั้งต่อนาที ผลสุดท้ายของการคำนวณอัตราการหายใจในแต่ละกรณีแสดงดังในรูปที่ 11(ก) ถึง 11(ฎ) ตามลำดับ โดยขอบเขตในแกนตั้งในแต่ละรูปถูกตั้งไว้เท่ากันทั้งหมดเป็น 0 ถึง 70 ครั้งต่อนาที เพื่อให้เห็นความแตกต่างในแต่ละกรณีได้ง่ายขึ้น รูปทั้ง 11 รูปดังกล่าวแสดงให้เห็นว่า อัตราการหายใจที่ได้จากอัลกอริทึมที่นำเสนอใกล้เคียงกับค่าอัตราการหายใจจริงมาก ตลอดช่วงเวลาที่มีการเก็บสัญญาณในแต่ละกรณี โดยจะสังเกตได้ว่า เมื่ออัตราการหายใจมากขึ้น ผลการวัดที่ได้จะมีการกระเพื่อมมากขึ้น



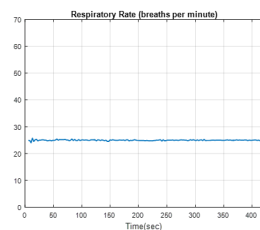
(ก)



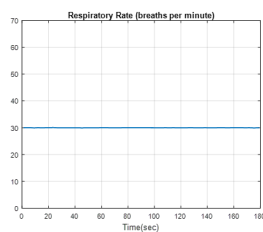
(ข)



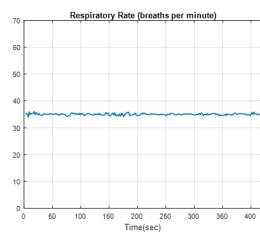
(ค)



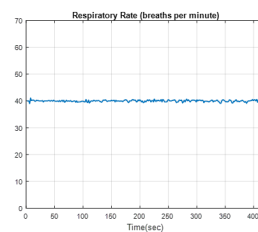
(ง)



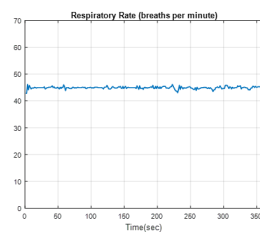
(จ)



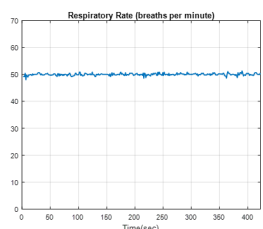
(ฉ)



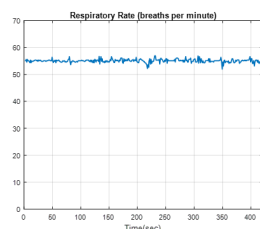
(ช)



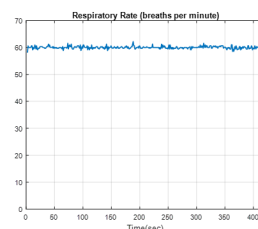
(ซ)



(ฌ)



(ฎ)



(ฏ)

รูปที่ 11 อัตราการหายใจของสัญญาณดิบในรูปที่ 5 ที่ได้จากอัลกอริทึมที่นำเสนอ โดยที่อัตราการหายใจจริงเท่ากับ (ก) 10 (ข) 15 (ค) 20 (ง) 25 (จ) 30 (ฉ) 35 (ช) 40 (ซ) 45 (ฌ) 50 (ญ) 55 (ฎ) 60 ครั้งต่อนาที

นอกจากผลการประมวลผลในรูปของพล็อตแล้ว เพื่อให้เห็นภาพรวมของสมรรถนะของวิธีการที่นำเสนอชัดเจนขึ้น จึงมีการคำนวณค่าความคลาดเคลื่อนสัมบูรณ์เฉลี่ย (Mean Absolute Error (MAE)) และค่ารากที่สองของความคลาดเคลื่อนเฉลี่ย (Root Mean Square Error (RMSE)) ดังแสดงในตารางที่ 2 โดยที่

$$MAE = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K |R(k) - R_{actual}| \quad (5)$$

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{K} \sum_{k=1}^K (R(k) - R_{actual})^2} \quad (6)$$

เมื่อ $R(k)$ คือ ค่าอัตราการหายใจที่วิธีการที่นำเสนอคำนวณได้ในจุดยอดที่ k โดยมีจำนวนจุดยอดที่คำนวณได้ทั้งหมด K จุด และ R_{actual} คือ ค่าอัตราการหายใจที่แท้จริงตามที่ตั้งค่าไว้

ตารางที่ 2 ผลการประเมินวิธีการที่นำเสนอในรูปของ Mean Absolute Error (MAE) และ Root Mean Square Error (RMSE)

อัตราการหายใจจริง (ครั้งต่อนาที)	MAE (ครั้งต่อนาที)	RMSE (ครั้งต่อนาที)
10	0.31	0.33
15	0.06	0.09
20	0.12	0.35
25	0.12	0.18
30	0.04	0.06
35	0.24	0.32
40	0.25	0.33
45	0.25	0.41
50	0.29	0.40
55	0.43	0.61
60	0.34	0.48

ผลการคำนวณแสดงดังในตารางที่ 2 โดยค่า MAE และ RMSE ที่แสดงมีค่าต่ำมาก ซึ่งสะท้อนให้เห็นถึงสมรรถนะการทำงานของวิธีการที่นำเสนอ

5. การอภิปรายผล

ผลการจัดเก็บและประมวลผลสัญญาณแสดงให้เห็นถึงความเป็นไปได้ในการนำเอาเซนเซอร์ที่ใช้ตัวต้านทานไวต่อแรงไปใช้ในการวัดค่าอัตราการหายใจ ผลที่ได้แสดงให้เห็นว่าการประมวลผลที่นำเสนอสามารถตอบโจทย์ที่มีได้ ผลการทดสอบในรูปของการพล็อตค่าอัตราการหายใจที่เวลาต่าง ๆ แสดงให้เห็นถึงสมรรถนะการวัดที่ให้ผลใกล้เคียงกับค่าอัตราการหายใจจริงจากหุ่นยนต์จำลองมนุษย์มาก ไม่ว่าจะเป็นอัตราการหายใจต่ำ ในระดับ 10 ครั้งต่อนาที หรือสูง ในระดับ 60 ครั้งต่อนาที จากพล็อตในรูปทั้ง 11 รูป แสดงให้เห็นว่า เมื่ออัตราการหายใจสูงขึ้น เช่น มากกว่า 45 ครั้งต่อนาที ผลการวัดที่ได้ในแต่ละช่วงเวลาจะมีการกระเพื่อมมากขึ้น ซึ่งก็ไม่น่าแปลกใจ เพราะหุ่นยนต์จำลองมนุษย์จะมีการสั่นสะเทือนมากขึ้นเมื่อมีการหายใจเร็วขึ้น การสั่นสะเทือนนี้เป็นผลให้เกิดสัญญาณที่ไม่ต้องการจากเซนเซอร์มากขึ้น และในท้ายที่สุด ทำให้เกิดสัญญาณแปลกปลอมมากขึ้น อย่างไรก็ตาม จะเห็นว่า อัลกอริทึมที่นำเสนอ ยังคงให้ผลการประมวลผลที่ใกล้เคียงกับความเป็นจริงมาก ไม่ว่าจะเป็นอยู่ในสถานการณ์แบบใด

นอกจากนี้ เมื่อใช้การคำนวณค่าความคลาดเคลื่อนสัมบูรณ์เฉลี่ย (Mean Absolute Error (MAE)) และค่ารากที่สองของความคลาดเคลื่อนเฉลี่ย (Root Mean Square Error (RMSE)) เพื่อประเมินสมรรถนะการวัดของวิธีการที่นำเสนอ ค่า MAE และ RMSE ที่ได้มีค่าต่ำมาก ต่ำกว่า 0.5 ครั้งต่อนาทีในเกือบทุกกรณี ยกเว้นเพียงกรณีที่อัตราการหายใจจริงเท่ากับ 55 ครั้งต่อนาที ที่มีค่า RMSE เท่ากับ 0.61 เมื่อพิจารณาค่าเฉลี่ยในทั้ง 11 กรณี จะพบว่า ค่าเฉลี่ยของ MAE มีค่า 0.22 ครั้งต่อนาที และค่าเฉลี่ยของ RMSE มีค่า 0.32 ครั้งต่อนาที

6. การสรุปงานวิจัย และแนวทางพัฒนาในอนาคต

ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยได้ออกแบบและสร้างวิธีการวัดค่าอัตราการหายใจของมนุษย์โดยใช้ตัวต้านทานไวต่อแรงและการประมวลผลสัญญาณดิจิทัล การทดสอบทำโดยใช้หุ่นยนต์จำลองมนุษย์ที่

สามารถโปรแกรมตั้งค่าอัตราการหายใจได้ ในการทดสอบ มีการตั้งค่าอัตราการหายใจจริงของหุ่นยนต์จำลองมนุษย์ที่ค่า 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 55 และ 60 ครั้งต่อนาที ผลการวัดค่าอัตราการหายใจที่ได้จากวิธีการที่นำเสนอ ทั้งการแสดงผลในรูปแบบการพล็อต หรือในรูปแบบตัวเลข แสดงให้เห็นว่า วิธีการที่นำเสนอนี้มีสมรรถนะที่ดี แผนการดำเนินการต่อไป คือ การนำวิธีการนี้ไปขยายผล สร้างระบบที่ซับซ้อนขึ้น เป็นระบบพกพาแบบไร้สาย และนำระบบดังกล่าวไปใช้ในกลุ่มตัวอย่างที่เป็นมนุษย์ เพื่อประเมินและวิเคราะห์ความแตกต่างของการวัดในหุ่นยนต์จำลองมนุษย์ และในมนุษย์จริง

7. กิตติกรรมประกาศ

ผู้เขียนขอขอบคุณโครงการห้องเรียนวิทยาศาสตร์ในโรงเรียน โดยการกำกับดูแลของมหาวิทยาลัย (วมว.) กระทรวงการอุดมศึกษา วิทยาศาสตร์ วิจัยและนวัตกรรม สำหรับการสนับสนุนโครงการวิจัย

8. เอกสารอ้างอิง

- [1] Christy Bowen, Lindsay Draper, Heather Moore, *Fundamentals of Nursing*. Texas: OpenStax, Rice University, 2024.
- [2] กิตติศักดิ์ ธานีทรัพย์, “เรียนรู้การฝึกหายใจ เรื่องง่าย ๆ ที่มีประโยชน์มากกว่าที่คิด,” *เวชบันทึกศิริราช*, ปีที่ 10 (2), หน้า 122–125, 2560.
- [3] Centers for Disease Control and Prevention. (5 January 2025). *Respiratory Rate*. [Online] Available : <https://www.cdc.gov/dengue/training/cme/ccm/page57286.html>
- [4] American Lung Association. (5 January 2025). *Understanding Vital Signs: The Importance of Your Respiratory Rate*. [Online] Available : <https://www.lung.org/blog/respiratory-rate-vital-signs>
- [5] วัลภา คุณทรงเกียรติ. *เปรียบเทียบค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงระหว่างการให้ออกาศภายในห้อง การให้ออกซิเจนที่มีอัตราไหล 5, 10, และ 15 ลิตรต่อนาที*

- ร่วมกับการทำให้ปอดขยายตัวภายหลังการดูดเสมหะทางท่อหลอดลมคอ. วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต. สาขาวิชาพยาบาลศาสตร. มหาวิทยาลัยเชียงใหม่, 2532.
- [6] นัฏฐกาล ลีลารุ่งระยับ. “ชีวเคมีและความบกพร่องทางระบบหายใจในกายภาพบำบัดและระบบทรวงอก,” *วารสารเทคนิคการแพทย์เชียงใหม่*, ปีที่ 31 (1), หน้า 42-56, 2541.
 - [7] John P. Bentley, *Principles of Measurement System*. 4th ed. Harlow. Pearson Education Limited, 2005.
 - [8] Miguel Hernandez-Aguila, Jose-Luis Olvera-Cerventes, Aldo-Eleazar Perez-Ramos, Alonso Corona-Chavez, “Methodology for the determination of human respiration rate by using Doppler radar and empirical modal decomposition,” *Scientific Reports*, Vol. 12, pp. 1-9, 2022. doi: 10.1038/s41598-022-12726-z
 - [9] Tauseef Hussain, Sana Ullah, Raúl Fernández-García, Ignacio Gil, “Wearable sensors for respiration monitoring: A review,” *Sensors (Basel, Switzerland)*, Vol. 23 (17), pp. 1-28, 2023. doi: 10.3390/s23177518
 - [10] Ji-Seon Kim, Tran Thuy Nga Troung, Jooyong Kim, “Development of embroidery-type sensor capable of detecting respiration using the capacitive method,” *Polymers*, Vol. 15 (3), pp. 1-15, 2023. doi: 10.3390/polym15030503
 - [11] Ala’aldeen Al-Halhouli, Ahmed Albagdady, Alexander Rabadi, Musab Hamdan. Jumana Abu-Khalaf, Mahmoud Abeeleh, “Screen-printed wearable sensors for continuous respiratory rate monitoring: fabrication, clinical evaluation, and point-of-care potential,” *Materials Advances*, Vol. 5 (24), pp. 9586-9595, 2024. doi: 10.1039/d4ma00510d
 - [12] ไตรสิทธิ์ เบญญูญสิทธิ์. *การพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา*. วิทยาศาสตรดุษฎีบัณฑิต. สาขาธุรกิจเทคโนโลยีและการจัดการนวัตกรรม. จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2562.

- [13] Ruonan Liu, Yanpeng Wang, Haoxiang Chu, Yiqi Li, Yehan Li, Yunjun Zhao, Ye Tian, Zhixiu Xia, “High-performance gelatin-based hydrogel flexible sensor for respiratory monitoring and human-machine interaction,” *Chemical Engineering Journal*, Vol. 502, pp. 1-10, 2024. doi: 10.1016/j.cej.2024.157975