

# การพัฒนาเครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอดด้วยตัววัดรับรู้การไหลชนิดท่อปีโตต์

## The Development of a Spirometer with Pitot tube sensors

ปฏิวดี โชติมล<sup>1,2\*</sup>, ไกลตา ศรีสิงห์<sup>3</sup>, สุชาติ แย้มเม่น<sup>4</sup>  
Phatiwat Chotimol<sup>1,2\*</sup>, Klaita Srisingh<sup>3</sup>, Suchart Yammen<sup>4</sup>

<sup>1</sup>หน่วยวิจัยชีวการแพทย์ด้านวิทยาศาสตร์ของหัวใจและหลอดเลือด คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร พิษณุโลก 65000 ประเทศไทย  
<sup>2</sup>ภาควิชาเทคโนโลยีหัวใจและทรวงอก คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร พิษณุโลก 65000 ประเทศไทย E-mail: pattiwat02@gmail.com  
<sup>3</sup>ภาควิชาวิศวกรรมเวชศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร พิษณุโลก 65000 ประเทศไทย E-mail: klaita2007@hotmail.com  
<sup>4</sup>ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร พิษณุโลก 65000 ประเทศไทย E-mail : sucharty@nu.ac.th  
\*Corresponding author: pattiwat02@gmail.com

### บทคัดย่อ

มลภาวะทางอากาศส่งผลต่อสุขภาพของประชากรทั่วโลก โดยเฉพาะผู้ป่วยโรคระบบทางเดินหายใจ การตรวจคัดกรองผู้ป่วยโรคระบบทางเดินหายใจด้วยเครื่องวัดสมรรถภาพปอดถือเป็นวิธีมาตรฐานที่ทำได้ง่ายและไม่ซับซ้อน การตรวจคัดกรองผู้ป่วยโรคปอด จึงมีความจำเป็นอย่างยิ่งเพื่อช่วยให้ผู้ป่วยได้รับการรักษาทันเวลา ก่อนที่การดำเนินของโรคจะรุนแรงถึงขั้นเสียชีวิต อย่างไรก็ตามประเทศไทยต้องนำเข้าเครื่องมือวัดสมรรถภาพปอดซึ่งมีราคาแพง ดังนั้น ในงานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาเครื่องวัดสมรรถภาพปอดพร้อมนำผลการตรวจวัดสมรรถภาพปอดและเปรียบเทียบกับผลการตรวจวัดเครื่องวัดสมรรถภาพปอด Vyntus® Spiro USB PC spirometer จากกลุ่มอาสาสมัครสุขภาพดี จำนวน 30 คน ซึ่งแบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม (กลุ่มละ 15 คน) พบว่า ค่าของ FVC, FEV<sub>1</sub>, FEV<sub>1</sub>/FVC, FEF25-75%, PEF และ FEF-max ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อทดสอบด้วย independent t-test ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติด้วย p-value เท่ากับ 0.491, 0.151, 0.099, 0.110, 0.151, 0.143 ตามลำดับ และร้อยละของความแตกต่างค่า FVC, FEV<sub>1</sub>, FEV<sub>1</sub>/FVC, FEF25-75%, PEF, FEF-max มีค่าเท่ากับ -3.61, -7.41, -4.59, -12.65, -9.59 และ -9.92 ตามลำดับ สรุปเครื่องวัดสมรรถภาพปอดที่พัฒนาขึ้นสามารถวัดค่าการทำงานของปอดได้ใกล้เคียงกับเครื่องมือมาตรฐานที่นำมาอ้างอิง อย่างไรก็ตาม ควรมีการปรับปรุงอัลกอริทึมที่ใช้ในการประมวลผลค่าการทำงานของปอดให้สอดคล้องและถูกต้องเพิ่มขึ้นมากพอที่จะนำไปทดสอบกับผู้ป่วยโรคระบบทางเดินหายใจต่อไป

**คำสำคัญ:** เครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอด, ตัววัดรับรู้การไหลชนิดท่อปีโตต์, โรคระบบทางเดินหายใจ

### Abstract

An air pollution is a world-wide problem including with significant public health implications, particularly respiratory disease. Clinically evaluating respiratory disease using a spirometer is a standard procedure. The procedure is easy for administers. Examining patients with the pulmonary disease, especially in both remote and rural areas, is an important screening step to avoid the worsening of their conditions, and even death. However, spirometer machines are expensive in Thailand, being an imported device. To overcome this situation, the objective of our research was to develop a spirometer device that is able to be manufactured locally. We tested our device against the Vyntus® Spiro USB PC spirometer for the comparative accuracy of our results. Thirty healthy participants (15 for our device and 15 for Vyntus® Spiro USB PC spirometer) were selected as the sample subjects. The results showed that the values of FVC, FEV<sub>1</sub>, FEV<sub>1</sub>/FVC, FEF25-75%, PEF and FEF-max obtained from both the spirometers were no statistically significant difference with independent t-test p-value of 0.491, 0.151, 0.099, 0.110, 0.151, 0.143, respectively. In addition, the percentage difference of FVC, FEV<sub>1</sub>, FEV<sub>1</sub>/FVC, FEF25-75%, PEF, FEF-max was -3.61, -7.41, -4.59, -12.65, -9.59 and -9.92, respectively. In conclusion, the spirometer developed in

our project provided lung function readings close to commercial spirometer values. Further development of the processing and displaying software is undertaken to improve the accuracy of the device for it. This is to be considered appropriate for future diagnostic use in patients with pulmonary disease.

**Keywords:** Spirometer, Pitot tube sensors, Respiratory disease

## 1. บทนำ

โรคระบบทางเดินหายใจส่วนล่าง (Lower Respiratory Disease) จัดเป็นโรคเรื้อรังที่เป็นปัญหาสำคัญทางด้านสาธารณสุข องค์การอนามัยโลก (World Health Organization) รายงานว่า โรคระบบทางเดินหายใจส่วนล่างเป็นสาเหตุการเสียชีวิตเป็นอันดับที่ 3 รองจากโรคหัวใจขาดเลือด (Ischemic Heart Disease) และ ภาวะสมองขาดเลือด (Stroke) ในปี ค.ศ. 2011 [1] จากรายงานของสำนักนโยบายและยุทธศาสตร์ สำนักงานกระทรวงสาธารณสุข พ.ศ. 2556 รายงานการจัดอันดับผู้ป่วยนอก พบว่าโรคระบบทางเดินหายใจเป็นโรคที่พบมากที่สุด มีรายงานผู้ป่วย 1,000 รายที่เข้ารับการรักษาในแผนกผู้ป่วยนอกจะพบผู้ป่วยที่มารักษาด้วยโรคระบบทางเดินหายใจ 473 คน [2] โรคระบบทางเดินหายใจส่วนล่างแบ่งออกเป็น 2 กลุ่มอาการ คือโรคปอดอุดกั้นเรื้อรัง (Chronic Obstructive Pulmonary Disease : COPD) และโรคปอดถูกจำกัดการขยายตัว (Restrictive Pulmonary Disease) ปัจจัยเสี่ยงที่ทำให้เกิดโรครดังกล่าว ได้แก่ การติดเชื้อโรค ความดันโลหิตสูง การสูบบุหรี่ มลภาวะของฝุ่นละออง ควินสารเคมีที่ถูกสูดเข้าไปในระบบทางเดินหายใจ การเผาไหม้เชื้อเพลิงในการประกอบอาหาร (biomass fuel) [3, 4] และสิ่งแวดล้อมในที่ทำงาน ถือเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้มนุษย์ป่วยเป็นโรคระบบทางเดินหายใจ โดยอาชีพที่เสี่ยงที่จะป่วยเป็นโรครนี้ได้แก่ ตำรวจ เกษตรกร คนงานในโรงงานต่างๆ เช่น โรงสีข้าว โรงงานน้ำตาล โรงงานทอผ้า โรงงานผลิตสารเคมี อู่ซ่อมเรือ คนงานก่อสร้าง เป็นต้น [5, 6, 7] การตรวจประเมิน สมรรถภาพปอด วิธีที่ใช้บ่อยที่สุดคือ สไปโรเมตรี โดยใช้เครื่องมือที่เรียกว่า สไปโรมิเตอร์เพราะทำได้ง่าย ให้ข้อมูลเชื่อถือได้ดี และเป็นเครื่องมือที่ไม่ซับซ้อน [8] แม้ว่าในประเทศไทยจะมีการใช้เครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอดเพื่อใช้ในการประเมิน วินิจฉัย และติดตามผลการรักษา โรคระบบทางเดินหายใจส่วนล่าง อย่างไรก็ตาม เครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอดมีการนำเข้าจากต่างประเทศ และมีราคาแพง จากการรายงานของสถาบันความปลอดภัยในการทำงานกรมสวัสดิการ จำนวนเครื่องวัดสมรรถภาพปอดในเขตพื้นที่ทางภาคเหนือมีจำนวนน้อยมาก

เมื่อเทียบกับจำนวนโรงพยาบาล คิดเป็น 16.8 % ของจำนวนโรงพยาบาลทั้งหมด [9]

เครื่องวัดสมรรถภาพปอดมีหน่วยรับรู้ (sensors unit) เป็นส่วนประกอบที่สำคัญในการวัดค่าของพารามิเตอร์ต่างๆ ที่สามารถนำมาสร้างกราฟความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตรอากาศกับเวลาซึ่งเรียกว่า “Spirogram” เพื่อใช้ในการบ่งบอกสมรรถภาพของปอด พารามิเตอร์ที่กล่าวมาข้างต้น เช่น ความเร็วของอากาศ และปริมาตรอากาศ เป็นต้น [10] ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยได้เลือกใช้ตัววัดรับรู้การไหลของอากาศผ่านท่อปีโตต์ (pitot tube sensor) ซึ่งมีลักษณะเป็นท่อทรงกระบอก 2 อัน ที่ใช้วัดความแตกต่างของความดัน (differential pressure) ในช่วงเวลาที่มีการหายใจเข้า (inspiration) และหายใจออก (expiration) ของผู้ป่วย [11] โดยวิธีการเปลี่ยนแปลงจากความดันเชิงความเร็ว (velocity head) เป็นแรงดันกระทบ (impact pressure) หรือความดันที่หยุดนิ่ง (stagnation pressure)

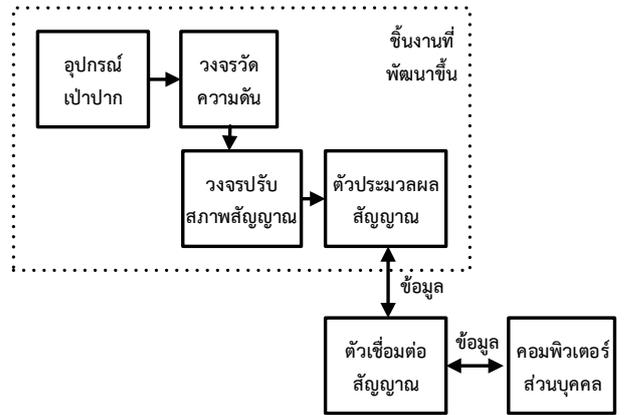
ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยเลือกใช้วงจรไมโครอิเล็กทรอนิกส์ (Micro-electromechanical system: MEMS) เป็นตัวแปลงค่าความแตกต่างของความดัน (ข้อมูลเชิงกล) จากหน่วยวัดรับรู้การไหลของอากาศผ่านท่อปีโตต์ให้เป็นข้อมูลในรูปแบบสัญญาณทางไฟฟ้าที่สามารถป้อนเข้าสู่ตัวประมวลผลข้อมูลดิจิทัลเพื่อให้ได้รับข้อมูลขาออกเป็นค่าสมรรถภาพปอด ในปัจจุบัน อุปกรณ์ MEMS มีขนาดเล็ก ราคาถูก และทำงานร่วมกับวงจรไมโครอิเล็กทรอนิกส์อื่น ๆ ได้ จึงเป็นที่นิยมใช้งานทางการแพทย์อีกด้วย [12] ดังนั้น คณะผู้วิจัย จึงมีแนวคิดพัฒนาเครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอด โดยใช้ตัววัดรับรู้การไหลของอากาศผ่านท่อปีโตต์ร่วมกับ MEMS และตัวประมวลผลข้อมูลดิจิทัล พร้อมทั้งทดสอบประสิทธิภาพ และร้อยละความแตกต่างระหว่างเครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอดที่พัฒนาขึ้นมาเทียบกับประสิทธิภาพของเครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอดชนิด Vyntus® Spiro USB PC spirometer นอกจากนี้ คณะผู้วิจัยคาดหวังว่าสามารถนำเครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอดที่พัฒนาขึ้นไปใช้ปฏิบัติงานจริงกับโรงพยาบาลในชนบทที่ขาดแคลนเครื่องมือในการประเมินความผิดปกติของโรคระบบทางเดินหายใจกับปอดในระยะเริ่มต้น (early detection) เพื่อสนับสนุนให้ผู้รับบริการ

ทางการแพทย์ได้รับการวินิจฉัยและรับการรักษาได้อย่างถูกต้องและเร็วยิ่งขึ้น

## 2. วัสดุอุปกรณ์และวิธีการดำเนินงานวิจัย

### 2.1 ออกแบบและสร้างชิ้นงานในส่วนฮาร์ดแวร์

ผู้วิจัย ได้ออกแบบ พัฒนา และทดสอบเครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอดซึ่งประกอบด้วย 3 ส่วนหลักคือ ส่วนชิ้นงานส่วนเชื่อมต่อสัญญาณ และส่วนคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล ดังแสดงไว้ในรูปที่ 1 ในส่วนชิ้นงาน มีหน้าที่รับลมดูด/ลมเป่าจากอุปกรณ์เป่าปาก (disposable mouthpiece) ผ่านเข้าสู่วงจรวัดความดันและวงจรปรับสภาพสัญญาณ (signal conditioner) ที่ทำหน้าที่ปรับสภาพข้อมูลทางไฟฟ้า (ค่าความต่างของความดัน) ให้เหมาะสมก่อนเข้าสู่ด้านขาเข้าของตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัลขนาด 32 บิต รุ่น ST32F1 ดังแสดงไว้ในรูปที่ 1(ก) เมื่อประมวลเสร็จแล้ว จะส่งข้อมูลออกไปยังส่วนเชื่อมต่อสัญญาณซึ่งทำหน้าที่สื่อสารข้อมูลระหว่างส่วนชิ้นงานกับส่วนคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลผ่านทาง high speed USB รุ่น 4.3 ดังรูปที่ 1 (ข) โดย คอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลมีหน้าที่รับข้อมูลพื้นฐานของผู้รับบริการทางการแพทย์ เช่น ชื่อ-สกุล รหัสผู้ป่วย เพศ อายุ น้ำหนัก และส่วนสูง และรับข้อมูลอัตราการไหลกับปริมาตรอากาศเข้า/ออกปอดจากชิ้นงานและทำการประมวลผลข้อมูลดิจิทัลเหล่านี้เพื่อให้ได้รับค่าการตรวจวัดสมรรถภาพปอด พร้อมทั้งแสดงผลค่าการตรวจวัดสมรรถภาพปอดสำหรับการประเมินความผิดปกติของโรกระบบทางเดินหายใจและปอดของผู้ทดสอบ/ผู้ป่วยในรูปแบบตารางข้อมูลและแผนภาพแสดงผล



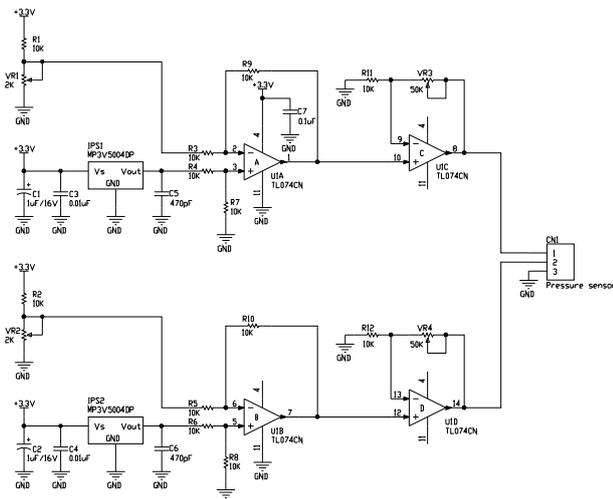
(ก) สถาปัตยกรรมเครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอดที่ผู้วิจัยพัฒนาขึ้น



(ข) เครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอดที่ผู้วิจัยพัฒนาขึ้น

รูปที่ 1 แสดงลักษณะเครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอด

ในการออกแบบเครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอด มีความจำเป็นต้องสร้างวงจรปรับสภาพสัญญาณดังแสดงไว้ในรูปที่ 2 ซึ่งต้องรับข้อมูลอัตราการไหลกับปริมาตรอากาศเข้า/ออกปอดด้วยตัววัดรับรู้ความแตกต่างความดันของอากาศชนิด MP3V5004DP จำนวน 2 ตัว สำหรับตรวจวัดปริมาตรอากาศเข้า และตรวจวัดปริมาตรอากาศออก เมื่อ MP3V5004DP รับปริมาตรอากาศเข้าหรือปริมาตรอากาศออก แล้ว จะส่งสัญญาณออกไปยังวงจรกรองสัญญาณรบกวน A สำหรับการวัดปริมาตรอากาศเข้า และวงจรกรองสัญญาณ B สำหรับการวัดปริมาตรอากาศออก จากนั้นสัญญาณทั้งสองที่ได้รับจะถูกนำไปขยายสัญญาณผ่านตัวขยายสัญญาณ C และ D เพื่อปรับขนาดของสัญญาณให้เหมาะสมกับสัญญาณขาเข้าของตัวประมวลผลข้อมูลต่อไป



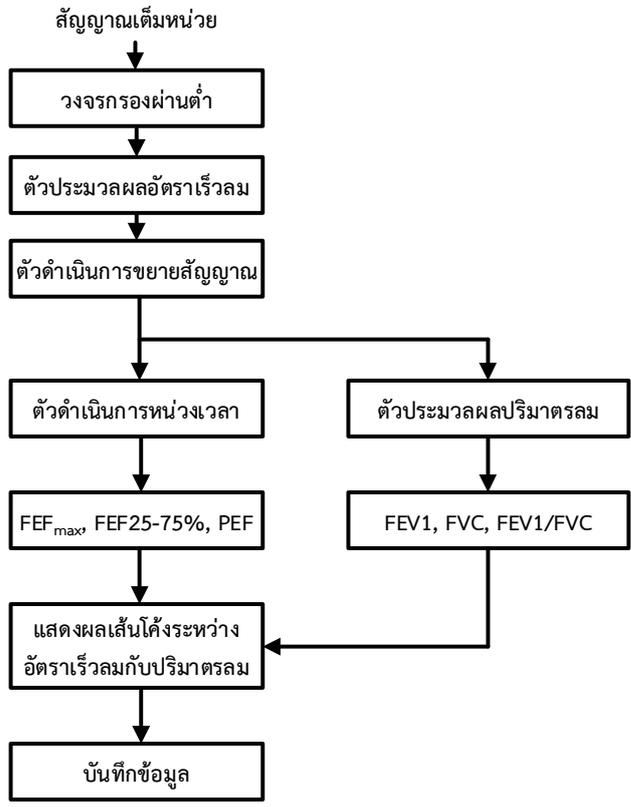
รูปที่ 2 แผนผังวงจรปรับสภาพสัญญาณ

2.2 ออกแบบโปรแกรมในส่วนของซอฟต์แวร์

เมื่อตัวประมวลผลข้อมูลได้รับข้อมูลปริมาตรอากาศเข้าและปริมาตรอากาศออกเทียบกับเวลาแล้วจะทำการประมวลผลข้อมูลให้ได้ค่าวัดการตรวจวัดสมรรถภาพปอดด้วยขั้นตอนวิธีการคำนวณผ่านโปรแกรม MATLAB-simulink [13]

ในการออกแบบโปรแกรม MATLAB สำหรับคำนวณค่าการตรวจวัดสมรรถภาพปอดซึ่งใช้ในการประเมินความผิดปกติของโรคระบบทางเดินหายใจและปอดของผู้ป่วย สามารถอธิบายได้ตามแผนผังขั้นตอนการทำงานของเครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอด ดังแสดงในรูปที่ 3 เริ่มจากนำสัญญาณเต็มหน่วย (ค่าความต่างความดัน) ที่ได้รับจากวงจรปรับสภาพสัญญาณในส่วนชิ้นงานที่พัฒนาขึ้นมาผ่านวงจรกรองผ่านต่ำเพื่อลดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีการแปลงฟูเรียร์เต็มหน่วย ต่อมาประมวลผลข้อมูลเพื่อหาค่าอัตราเร็วลมพร้อมปรับขนาดให้เหมาะสมเข้าสู่ช่วงหน่วงทางเวลาเพื่อคำนวณค่าการตรวจวัดสมรรถภาพปอด เช่น FVC (forced vital capacity), FEV<sub>1</sub> ( forced expiratory volume in one second), FEV<sub>1</sub>/FVC, FEF 25 – 75% (forced expiratory flow at 25 – 75% of FVC) และ PEF (peak expiratory flow) โดยที่ “FVC” คือ ปริมาตรสูงสุดของอากาศที่หายใจออกอย่างรวดเร็วและแรงเต็มที่จนสุดจากตำแหน่งที่หายใจเข้าเต็มที่มีหน่วยเป็นลิตรที่ body temperature, ambient pressure, saturated with water vapor (BTPS), “FEV<sub>1</sub>” คือ ปริมาตรของอากาศที่ถูกขับออกในวินาทีแรกของการหายใจออกอย่างรวดเร็วและแรงเต็มที่จากตำแหน่งหายใจเข้าเต็มที่มีหน่วยเป็นลิตร และที่ BTPS, “FEV<sub>1</sub>/FVC” คือ ค่าที่ได้รับจากผลหารค่า FEV<sub>1</sub> ด้วย FVC และคูณด้วย 100 หน่วยเป็นร้อยละซึ่งเรียกได้อีกอย่างหนึ่งว่า

percent FEV<sub>1</sub> (% FEV<sub>1</sub>), “FEF 25 – 75%” คือ ค่าเฉลี่ยของอัตราการไหลของอากาศในช่วงกลางของ FVC มีหน่วยเป็นลิตรต่อวินาที หรือลิตรต่อวินาที ที่ BTPS และ “PEF” คือ อัตราการไหลของอากาศหายใจออกที่สูงที่สุด จะเกิดขึ้นในช่วงต้นของการหายใจออกอย่างรวดเร็วและแรงเต็มที่ จากตำแหน่งหายใจเข้าเต็มที่มีหน่วยเป็นลิตรต่อวินาทีหรือ ลิตรต่อวินาที ที่ BTPS [8]



รูปที่ 3 แผนผังการทำงานของเครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอด

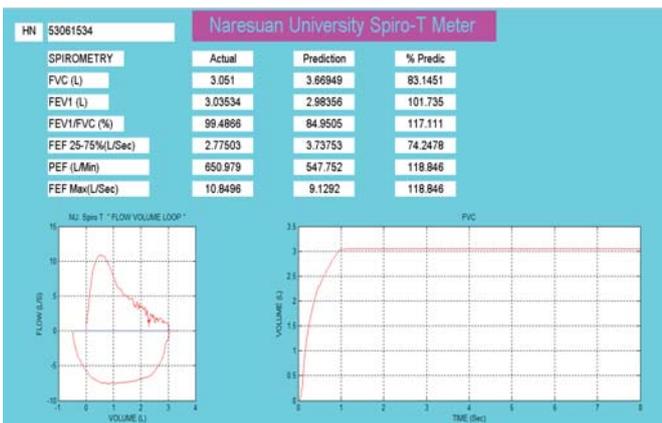
ในการออกแบบส่วนรับข้อมูลพื้นฐานของโปรแกรมวัดสมรรถภาพปอด จะประกอบไปด้วยหน้าต่างรับข้อมูลพื้นฐานดังแสดงไว้ในรูปที่ 4 ดังนี้

- ชื่อ นามสกุลของผู้ป่วย
- วัน เดือน ปีเกิด
- รหัสผู้ป่วย (ID)
- เพศ
- อายุ
- น้ำหนัก
- ส่วนสูง
- ดัชนีมวลกาย
- ข้อมูลประวัติการสูบบุหรี่
- วันที่ทำการตรวจ

- ชื่อ-นามสกุลของผู้ตรวจ

รูปที่ 4 หน้าต่างสำหรับลงทะเบียนรายชื่อผู้ป่วย

ในการแสดงผลการตรวจวัดสมรรถภาพปอดดังกล่าวที่ได้รับมาแสดงบนหน้าต่างแสดงผล และนำผลข้อมูลมาเขียนเป็นรูปแบบเส้นโค้งความสัมพันธ์ระหว่างอัตราเร็วอากาศกับปริมาตรอากาศในรูปแบบแผนภาพ ดังแสดงไว้ในรูปที่ 5



รูปที่ 5 หน้าต่างแสดงผลการตรวจวัดสมรรถภาพปอด

2.3 ทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอด

ในการทดสอบประสิทธิภาพของการใช้เครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอดที่พัฒนาขึ้น จะนำผลการตรวจวัดสมรรถภาพปอดมาเปรียบเทียบกับเครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอดมาตรฐาน Vyntus® Spiro USB PC spirometer โดยนำเครื่องทั้งสองไปทดสอบกับอาสาสมัครสุขภาพดี ทดสอบเครื่องละ 15 คน หน่วยงานปฏิบัติการภาควิชาเทคโนโลยีหัวใจและทรวงอก คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร รายงานข้อมูลเป็น ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลด้วย Shapiro-wilk test ทดสอบข้อมูลที่มีลักษณะเป็นข้อมูลต่อเนื่อง 2 กลุ่มที่เป็นอิสระต่อกัน และมีการแจกแจงแบบปกติด้วย independent t-test กำหนดระดับนัยสำคัญ ทางสถิติที่

0.05 การทดสอบเครื่องทั้งสองรูปแบบนี้ได้ผ่านการพิจารณารับรองของคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ตามเอกสารโครงการเลขที่ 243/57 ลงวันที่ 24 กันยายน พ.ศ. 2557

3. ผลการศึกษา

คณะผู้วิจัย สามารถพัฒนาเครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอดตามวัตถุประสงค์โดยมีส่วนชิ้นงานที่พัฒนาขึ้นประกอบกันเป็นอุปกรณ์เป่าปากและโปรแกรมสำหรับประมวลผลที่ติดตั้งอยู่ในคอมพิวเตอร์แบบพกพาดังแสดงไว้ในรูปที่ 6



รูปที่ 6 เครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอดที่ผู้วิจัยพัฒนาขึ้น

เมื่อนำเครื่องที่พัฒนาขึ้นมาทดสอบกับอาสาสมัครสุขภาพดีจำนวน 15 คน และนำเครื่องมาตรฐาน Vyntus® SPIRO USB PC Spirometer มาทดสอบกับอาสาสมัครสุขภาพดี จำนวน 15 คน จะได้ผลการวัดการทำงานของปอดทั้ง 2 เครื่อง ดังแสดงไว้ในตารางที่ 1 และร้อยละของความแตกต่างระหว่างเครื่องทั้งสองดังแสดงไว้ในตารางที่ 2

**ตารางที่ 1** แสดงผลการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยค่าการทำงานของปอด ระหว่างเครื่อง Vyntus® Spiro USB PC spirometer กับเครื่อง ตรวจวัดสมรรถภาพปอดที่สร้างขึ้น

ค่าการทำงานของปอด	เครื่องมาตรฐาน n = 15 (Mean ± SD)	เครื่องที่พัฒนาขึ้น n = 15 (Mean ± SD)	p-value
FVC (L)	3.53±0.60	3.66±0.41	0.491
FEV <sub>1</sub> (L)	3.11±0.46	3.35±0.43	0.151
FEV <sub>1</sub> /FVC (%)	89.31±5.66	93.51±7.69	0.099
FEF25-75% (L/sec)	3.77±0.84	4.28±0.859	0.110
PEF (L/min)	409.31±95.07	450.56±52.04	0.151
FEF-max (L/sec)	6.80±1.599	7.51±0.865	0.143

จากการวิเคราะห์ผลทางสถิติในตารางที่ 1 พบว่า ค่า FVC, FEV<sub>1</sub>, FEV<sub>1</sub>/FVC, FEF25-75%, PEF, FEF-max ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างเครื่องทั้งสอง และจะเห็นได้ว่าค่าการทำงานของปอดที่ได้จากเครื่องที่พัฒนาขึ้นมีค่าใกล้เคียงกับค่าการทำงานของปอดที่ได้จากเครื่องมาตรฐาน

**ตารางที่ 2** ร้อยละของความแตกต่างระหว่างเครื่อง Vyntus® Spiro USB PC spirometer กับเครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอดที่พัฒนาขึ้น

ค่าการทำงานของปอด	ร้อยละของความแตกต่าง (percentage difference)
FVC (L)	-3.60
FEV <sub>1</sub> (L)	-7.41
FEV <sub>1</sub> /FVC (%)	-4.59
FEF25-75% (L/sec)	-12.65
PEF (L/min)	-9.59
FEF-max (L/sec)	-9.92

จากผลการศึกษาในตารางที่ 2 พบว่า ร้อยละความแตกต่างของค่า FVC, FEV<sub>1</sub>, FEV<sub>1</sub>/FVC, FEF25-75%, PEF, FEF-max มีค่าเท่ากับ -3.61, -7.41, -4.59, -12.65, -9.59 และ -9.92 ตามลำดับ และจะเห็นได้ว่าค่าการทำงานของปอดที่ได้จากเครื่องทั้งสองมีร้อยละความแตกต่างกันอยู่ระหว่าง -12.65 ถึง -3.60

#### 4. อภิปรายผลการวิจัย

เครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอดที่พัฒนาขึ้นเป็นอุปกรณ์เป่าปากซึ่งสามารถเชื่อมต่อสื่อสารกับคอมพิวเตอร์พกพา และใช้เครื่องนี้ในการทดสอบการทำงานของปอดได้อย่างถูกต้องตามวัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย โดยได้ให้ผลการวัดการทำงานของปอดรูปแบบตัวเลข 6 ค่า ได้แก่ FVC, FEV<sub>1</sub>, FEV<sub>1</sub>/FVC,

FEF25-75%, PEF, FEF-max และสามารถแปลผลออกมาในรูปแบบกราฟ flow-volume loop ในขณะที่ทำการทดสอบและหลังจากประมวลผลการทดสอบ ได้เช่นเดียวกับงานวิจัยของ Maree DM และคณะ [14]

จากการทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอดที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับเครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอดยี่ห้อ Vyntus® Spiro USB PC spirometer พบว่า เครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอดที่พัฒนาขึ้นมีค่าเฉลี่ยของค่าการทำงานของปอดไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ กล่าวคือ เครื่องวัดสมรรถภาพปอดที่ผู้วิจัยพัฒนาขึ้นมีค่าเทียบเคียงกับเครื่องมาตรฐาน และจากผลการศึกษาในตารางที่ 2 พบว่า ร้อยละความแตกต่างของค่า FEF25-75% มีค่าเท่ากับ -12.65 ซึ่งเป็นร้อยละความแตกต่างที่ค่อนข้างสูง อันเนื่องมาจากสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจากกระบวนการวัดรับรู้การไหลของอากาศเข้าและอากาศออกขณะที่สุดลมหายใจเข้าออกของอาสาสมัคร ดังนั้น จึงควรมีการปรับปรุงวงจรกรองผ่านต่ำที่ลดสัญญาณรบกวนให้เพิ่มขึ้นกว่าเดิมที่ใช้งานอยู่ในปัจจุบัน นอกจากนี้ ร้อยละความแตกต่างของค่าการทำงานของปอดมีค่าน้อยกว่าศูนย์ แสดงถึงค่าการทำงานของปอดที่ได้จากเครื่องที่พัฒนาขึ้นสูงกว่าค่าการทำงานของปอดที่ได้จากเครื่องมาตรฐาน อย่างไรก็ตาม การศึกษาวิจัยในครั้งนี้ยังมีข้อจำกัดหลายประเด็น ดังนี้

- 1) การทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องมาตรฐานในอาสาสมัครทดสอบคนละกลุ่มกัน
- 2) จำนวนอาสาสมัครน้อยเกินไป
- 3) อาสาสมัครเป็นผู้มีสุขภาพดี จึงไม่สามารถทดสอบความจำเพาะและความไวของเครื่องมือได้
- 4) ในระหว่างการทดสอบ เส้นโค้งของ flow-volume loop บนหน้าจอแสดงผลแสดงไม่ต่อเนื่องอันเนื่องมาจากวงจรกรองผ่านต่ำยังกำจัดหรือลดปริมาณสัญญาณรบกวนได้ไม่เพียงพอ

จากปัญหาที่พบดังที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้น ผู้วิจัยมีข้อเสนอแนะ ดังนี้

- 1) ควรทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องในอาสาสมัครกลุ่มเดียวกันในจำนวนอาสาสมัครที่มากขึ้น
- 2) ควรทดสอบในอาสาสมัครที่เป็นโรคระบบทางเดินหายใจ เพื่อหาความจำเพาะ ความไว และความถูกต้องของเครื่อง
- 3) ในการตัดคลื่นรบกวนของสัญญาณ ควรปรับปรุงประสิทธิภาพการทำงานของวงจรกรองผ่านต่ำโดยการใส่ลำดับของวงจรกรองที่สูงขึ้น ตลอดจนการพัฒนาเทคนิคการเขียน

โปรแกรมในการคำนวณค่าการทำงานของปอดให้สามารถใช้งานได้ง่าย

## 5. สรุปผลการวิจัย

เครื่องวัดสมรรถภาพปอดที่ผู้วิจัยพัฒนาขึ้น สามารถวัดค่าการทำงานของปอดได้ 6 ค่า คือ FVC, FEV<sub>1</sub>, FEV<sub>1</sub>/FVC, FEF25-75%, PEF และ FEF-max เหมือนกับเครื่องมือมาตรฐาน และเมื่อนำไปทดสอบกับเครื่องมาตรฐานยี่ห้อ Vyntus® SPIRO USB PC Spirometer พบว่า ค่าการทำงานของปอดของทั้ง 2 เครื่องไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ นอกจากนี้ ยังพบว่า ร้อยละความแตกต่างของค่าการทำงานของปอดมีค่าอยู่ระหว่าง -12.65 ถึง -3.61 อันเนื่องมาจากสัญญาณรบกวนของข้อมูลที่ได้จากตัววัดรับรู้การไหลของอากาศเข้า/ออกผ่านท่อปอด อย่างไรก็ดี สามารถปรับปรุงแก้ไขปัญหาสัญญาณรบกวนนี้ได้ด้วยการออกแบบวงจรกรองผ่านต่ำที่มีอันดับสูงขึ้น

## 7. กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับทุนวิจัยจาก ทุนอุดหนุนการวิจัยจากงบประมาณรายได้อ่างทองวิทยามหาวิทยาลัยนเรศวร ประจำปีงบประมาณ พ.ศ.2558 งานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยความช่วยเหลืออย่างดียิ่งของคุณ นัดดา แปะดี นักรักษาการวิทยาศาสตร์การแพทย์ ที่อำนวยความสะดวก และให้ความช่วยเหลือในการทดสอบ เก็บข้อมูลเครื่องตรวจวัดสมรรถภาพปอด

## 8. เอกสารอ้างอิง

- [1] World health organization .(2012)The top 10 causes of death. Retrieved May 21, 2016, from, <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/en/>
- [2] Bureau of policy and strategy.(2013) Summary reports of outpatient and inpatient. Bangkok: Ministry of Public Health Thailand. (in Thai)
- [3] Po, J. Y., Fitzgerald, J. M., & Carlsten, C. (2011). Respiratory disease associated with solid biomass fuel exposure in rural women and children: systematic review and meta-analysis. *Thorax*, 66(3), 232-239. doi: 10.1136/thx.2010.147884 thx.2010.147884 [pii]
- [4] Halken, S., Host, A., Nilsson, L., & Taudorf, E. (1995). Passive smoking as a risk factor for development of

obstructive respiratory disease and allergic sensitization. *Allergy*, 50(2), 97-105.

- [5] Park, S. Y., Kim, H. R., & Song, J. (2014). Workers' Compensation for Occupational Respiratory Diseases. *Journal of Korean Medical Science*, 29, S47-S51. doi: 10.3346/jkms.2014.29.S.S47
- [6] Reid, P. A., & Reid, P. T. (2013). Occupational lung disease. *J R Coll Physicians Edinb*, 43(1), 44-48. doi: 10.4997/JRCP.2013.111
- [7] Occupational safety and health society, Sukhothai Thammathirat Open University. (2007). Occupational diseases, respiratory diseases, dermatitis and cancer. Retrieved April 24, 2015, from [http://www.safety-stou.com/UserFiles/File/54106\\_unit11.pdf](http://www.safety-stou.com/UserFiles/File/54106_unit11.pdf) (in Thai)
- [8] Thoracic Society of Thailand under Royal Patronage. (2002). Guidelines for Pulmonary Function Tests. Bangkok: Parpbim Ltd. (in Thai)
- [9] Department of labor and welfare, occupational safety and health bureau. (2015). Occupational medicine center the northern Thailand. Retrieved April 22, 2014, from: [http://www.oshthai.org/upload/file\\_linkitem\\_20110630074241\\_2.pdf](http://www.oshthai.org/upload/file_linkitem_20110630074241_2.pdf). (in Thai)
- [10] Goreke, U., Habibiabad, S., Azgin, K., Dogrusoz, Y. S., & Beyaz, M. I. (2016). The Development and Performance Characterization of Turbine Prototypes for a MEMS Spirometer. *Ieee Sensors Journal*, 16(3), 628-633. doi: 10.1109/Jsen.2015.2488104
- [11] Ruppel, G. (2003). Manual of pulmonary function testing (8th ed.). St. Louis, Mo.: Mosby.
- [12] Agarwal, V.V. (2008). Design and development of a low-cost spirometer with an embedded web server. *J. Biomedical Engineering and Technology*, 10(10):439-451.
- [13] Trauth, M. H. (2010). Introduction to MATLAB. *Matlab (R) Recipes for Earth Sciences*, Third Edition, 11- 36. doi: 10.1007/978-3-642-12762-5\_2
- [14] Maree, D. M., Videler, E. A., Hallauer, M., Pieper, C. H., & Bolliger, C. T. (2001). Comparison of a new desktop spirometer (Diagnosa) with a laboratory spirometer. *Respiration*, 68(4), 400-404. doi: 50534 [pii] 50534

## 9. ประวัติผู้วิจัย



ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ปฎิวัติ โชติมงคล  
อาจารย์ประจำ  
ภาควิชาเทคโนโลยีหัวใจและทรวงอก  
คณะสหเวชศาสตร์  
มหาวิทยาลัยนเรศวร



ผู้ช่วยศาสตราจารย์ แพทย์หญิงไอลดา  
ศรีสิงห์อาจารย์ประจำ  
ภาควิชาวิศวกรรมศาสตร์  
คณะแพทยศาสตร์  
มหาวิทยาลัยนเรศวร



รองศาสตราจารย์ ดร.สุชาติ แยมเม่น  
อาจารย์ประจำ  
ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
มหาวิทยาลัยนเรศวร