

อุปกรณ์แสดงอุณหภูมิและความชื้นของชุดสายช่วยหายใจ

ศุภชัย กล้ารบ^{1*} และ สุรพันธ์ ยิ้มมัน²

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์การวิจัยเพื่อ 1) ออกแบบและสร้างอุปกรณ์แสดงอุณหภูมิและความชื้นของชุดสายช่วยหายใจ 2) ทดสอบค่าผิดพลาดอุปกรณ์แสดงอุณหภูมิและความชื้นของชุดสายช่วยหายใจ โดยในการออกแบบได้ใช้เซ็นเซอร์วัดอุณหภูมิและความชื้นในอากาศ ประมวลผลด้วยราสเบอรี่-พาย แสดงผลทางหน้าจอแอลซีดี จากนั้นส่งข้อมูลผ่านระบบฐานข้อมูลสามารถแสดงข้อมูลอุณหภูมิและความชื้นผ่านระบบออนไลน์ และอุปกรณ์สมาร์ทโฟนได้ จากการทดสอบเทียบค่ามาตรฐานกับเครื่อง Gas flow analyzer พบว่าการออกแบบและสร้างอุปกรณ์วัดอุณหภูมิและความชื้นของชุดสายช่วยหายใจ สามารถนำไปใช้เป็นอุปกรณ์ในการแสดงค่าอุณหภูมิและความชื้นของชุดสายช่วยหายใจได้จริง วัดอุณหภูมิมีค่าผิดพลาด 0.29 % ความชื้นมีค่าผิดพลาด 0 % และผลของการพัฒนาได้ผ่านการประเมินการใช้งานจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญของโรงพยาบาลราชวิถี

คำสำคัญ: เครื่องช่วยหายใจ; เซ็นเซอร์วัดอุณหภูมิและความชื้น; ไมโครคอนโทรลเลอร์

รับพิจารณา: 4 สิงหาคม 2560

แก้ไข: 6 ตุลาคม 2563

ตอบรับ: 8 ธันวาคม 2565

¹ นักศึกษาปริญญาโท ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

² รองศาสตราจารย์ ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

* ผู้นิพนธ์ประสานงาน โทร. 08-4970-2713 อีเมล: suppachai.glarob@gmail.com

Temperature and Humidity Monitor of Breathing Tube Device

Suppachai Galrob^{1*} and Surapun Yimman²

Abstract

This research objective was to 1) Invent and design device for temperature and humidity monitoring of breathing tube. 2) Test for temperature and humidity monitoring of breathing tube. Temperature and humidity sensors were analyzed by Raspberry pi and showed in LCD displayed screen. Variables was sent to database and show via website or smart phone. Testing calibrates which Gas Flow Analyzer. The result showed temperature and humidity variables can recorded and monitor. This device, it can apply with Heater humidifier in real life practice. Temperature error is 0.29 %. Humidity error is 0 %. The designed device has been evaluated by the specialists of Rajavithi Hospital.

Keywords: Ventilator; Temperature and Humidity Sensor; Microcontroller

Received: August 4, 2017

Revised: October 6, 2020

Accepted: December 8, 2022

¹ Master Degree Student, Department of Industrial Physics and Medical Instrumentation, Faculty of Applied Science, King Mongkut's University of Technology North Bangkok

² Associate Professor, Department of Industrial Physics and Medical Instrumentation, Faculty of Applied Science, King Mongkut's University of Technology North Bangkok

* Corresponding Author Tel. 08-4970-2713 email: Suppachai.glarob@gmail.com

1. บทนำ

ระบบทางเดินหายใจมีระบบกลไกธรรมชาติ [1] ในการรักษาอุณหภูมิและความชื้นของก๊าซในปอดให้มีความชื้นสัมพัทธ์ 100% ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ซึ่งมีความสำคัญ คือ เป็นการรักษาอุณหภูมิของร่างกายไม่ให้เสียความร้อน ป้องกันการเสียน้ำจากร่างกายและทำให้รักษานาามัยของปอด (Lung hygiene) เกิดขึ้นได้อย่างปกติไม่เกิดการคั่งค้างของเสมหะ (Retained secretion) และภาวะถุงลมปอดแฟบ (Atelectasis) ในคนปกติที่มี Systemic hydration เพียงพอ การหายใจทางจมูกและทางเดินหายใจส่วนตัวจะเป็น Natural Heater และ Humidifier ทำหน้าที่รักษาอุณหภูมิและความชื้นของก๊าซที่หายใจเข้าหรือออก การที่ผู้ป่วยได้รับการรักษาด้วย O₂ Therapy ในการ ใช้เครื่องช่วยหายใจ และใช้ Artificial airway จำเป็น ต้องให้อุณหภูมิและความชื้นควบคู่ด้วย เนื่องจากอุณหภูมิและความชื้นของก๊าซที่ใช้ในการรักษาต่ำกว่าอุณหภูมิและความชื้นที่ร่างกายต้องการ เพื่อป้องกันความผิดปกติของเยื่อบุทางเดินหายใจ (Airway epithelium) ทางเดินหายใจอุดตัน (Airway Obstruction) หลอดลมหดตัว (Bronchospasm) ถุงลมปอดแฟบ (Atelectasis) อุณหภูมิร่างกายต่ำกว่าปกติ (Hypothermia) เป็นต้น ความผิดปกติเหล่านี้มักจะเกิดขึ้นเมื่อ Cilia สัมผัสกับก๊าซที่มี AH ต่ำกว่า 25 mg/L (เวลา 1 ชั่วโมง) หรือ AH ต่ำกว่า 30 mg/L (เวลา 24 ชั่วโมง) ต้องให้มี AH ไม่ต่ำกว่า 33 mg/L ก็จะไม่เกิดภาวะแทรกซ้อน อีกทั้งอุณหภูมิที่สูงเกิน 43 °C จะทำให้เกิดการบาดเจ็บจากความร้อนได้ สำหรับการให้อุณหภูมิและความชื้นในเครื่องช่วยหายใจ ยอมรับค่าอุณหภูมิและความชื้นที่ Y-piece อยู่ระหว่าง 34-41 °C และ 33-44 mg/L หรือ RH 57-100%

การให้ความชื้นและอุณหภูมิของการจ่ายอากาศในเครื่องช่วยหายใจ [2] ให้ระดับอุณหภูมิและความชื้นที่พอเหมาะเป็นสิ่งสำคัญ ทำโดยการปรับระดับแผ่น Heater ของ Heated Humidifier อุณหภูมิที่ต่ำไม่เพียงแต่จะทำให้ความชื้นไม่เพียงพอและเกิดการแห้งของเยื่อบุทางเดินหายใจแล้ว ยังทำให้ผู้ป่วยรู้สึกไม่สบายตัว อุณหภูมิที่สูงเกินไป ก็ทำให้ผู้ป่วยรู้สึกไม่สบายตัวเช่นกัน บางรายอาจเกิดการพุพองในเยื่อระบบทางเดินหายใจได้ (Respiratory Epithelium) อุณหภูมิที่เพียงพอของก๊าซในการหายใจเข้าเกี่ยวข้องกับกาเกิดอุบัติการณ์ที่ลดลงของการคั่งของลม

ในช่องอก (Pneumothorax) และลดอาการรุนแรงของโรคปอดเรื้อรัง (Chronic Lung Disease)

การควบคุม Heater Humidifier จะอยู่ในระบบปิดของชุดสายช่วยหายใจ (Breathing Tube) ของเครื่องช่วยหายใจ (Ventilator) ปัจจัยที่ทำให้อุณหภูมิและความชื้นของชุดสายช่วยหายใจเปลี่ยนแปลง ได้แก่ การเติมน้ำใน Chamber Humidifier บ่อย ๆ การปรับตั้งค่าในเครื่องช่วยหายใจ ความยาวของชุดสายช่วยหายใจ อุณหภูมิห้องหรืออุณหภูมิโดยรอบของเครื่องช่วยหายใจ เป็นต้น ทั้งนี้จำเป็นต้องมีการการปรับระดับอุณหภูมิจากแผ่น Heater ของอุปกรณ์ Heated Humidifier ให้มีอุณหภูมิและความชื้นที่เหมาะสมตามปัจจัยที่เปลี่ยนแปลงไป ดังนั้นการติดตามการแสดงผลอุณหภูมิและความชื้นหลังการปรับตั้งค่าอุณหภูมิ จึงมีความสำคัญสำหรับการดูแลผู้ป่วยที่ใช้เครื่องช่วยหายใจ

จากปัญหาและความต้องการที่กล่าวมาข้างต้น งานวิจัยนี้จึงได้มีการออกแบบอุปกรณ์วัดอุณหภูมิและความชื้นของชุดสายช่วยหายใจ โดยมีการออกแบบและสร้างจากเซนเซอร์วัดอุณหภูมิและความชื้นในอากาศ (Air temperature and humidity sensor) และชุดไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อนำไปใช้เป็นแนวทางในการสร้างอุปกรณ์วัดอุณหภูมิและความชื้นของชุดสายช่วยหายใจกับเครื่องช่วยหายใจแบบอิเล็กทรอนิกส์ ในโรงพยาบาลราชวิถีต่อไป

2. วัตถุประสงค์ของการวิจัย

2.1 เพื่อออกแบบและสร้างอุปกรณ์แสดงอุณหภูมิและความชื้นของชุดสายช่วยหายใจ

2.2 เพื่อทดสอบค่าผิดพลาดอุปกรณ์แสดงอุณหภูมิและความชื้นของชุดสายช่วยหายใจ

3. ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

3.1 ระบบการหายใจ (Breathing system) [3] เป็นกระบวนการซึ่งนำอากาศเข้าหรือออกจากปอดสิ่งมีชีวิตที่ต้องการออกซิเจนต้องการไปเพื่อปลดปล่อยพลังงานผ่านการหายใจระดับเซลล์ในรูปแบบเมตาบอลิซึมโมเลกุลพลังงานสูง เช่น กลูโคส การหายใจเป็นเพียงกระบวนการเดียว ซึ่งส่งออกซิเจนไปยังที่ที่ต้องการในร่างกายและนำคาร์บอนไดออกไซด์ออก อีกกระบวนการหนึ่งที่สำคัญเกี่ยวข้องกับการเคลื่อนที่ของเลือดโดยระบบไหลเวียน

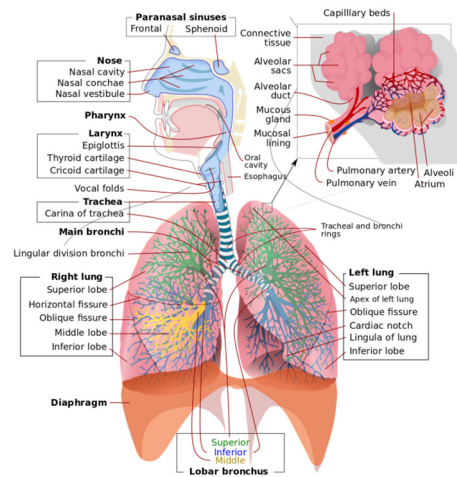
การแลกเปลี่ยนแก๊สเกิดขึ้นในถุงลมปอดโดยการแพร่ของแก๊สระหว่างแก๊สในถุงลมและเลือดในหลอดเลือดฝอยปอด เมื่อแก๊สที่ละลายนี้อยู่ในเลือด หัวใจบีบเลือดให้ไหลไปทั่วร่างกาย การหายใจของคนประกอบด้วย 2 ขั้นตอนใหญ่ ๆ ดังนี้

3.1.1 การหายใจภายนอก (External Respiration) เป็นการนำอากาศเข้าสู่ปอด การแลกเปลี่ยนแก๊สระหว่างปอดกับเลือด

3.1.2 การหายใจภายใน (Internal Respiration) การขนส่งแก๊สจากเลือดไปยังเซลล์และเนื้อเยื่อ ซึ่งจะทำให้ได้พลังงานในรูปของความร้อนทำให้ร่างกายอบอุ่นและ ATP ที่นำไปใช้ในกิจกรรมต่าง ๆ ของเซลล์ซึ่งเป็นจุดประสงค์สำคัญที่สุดของการหายใจ กระบวนการทำงานของระบบการหายใจ มีการแลกเปลี่ยนแก๊สที่ถุงลมอากาศเมื่อเข้าสู่ปอดจะไปอยู่ในถุงลม ซึ่งมีลักษณะกลมคล้ายลูกองุ่น ซึ่งปอดแต่ละข้างจะมีถุงลมข้างละ 150 ล้านถุง แต่ละถุงมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางไม่ถึง 0.1 มิลลิเมตร ถุงลมทุกอันจะมีหลอดเลือดฝอยมาห่อ หุ้มไว้ การแลกเปลี่ยนแก๊สคาร์บอนไดออกไซด์ออกซิเจน ไนโตรเจนและไอน้ำ ผ่านเข้าออกถุงลมโดยผ่านเยื่อบาง ๆ ของถุงลมเลือดจากหัวใจมาสู่ปอด เป็นเลือดที่มีออกซิเจนต่ำ คาร์บอนไดออกไซด์สูง เมื่อมาสู่ถุงลมจะมีการแลกเปลี่ยนแก๊สโดยออกซิเจนในถุงลมจะแพร่เข้าสู่เส้นเลือด ขณะเดียวกันคาร์บอนไดออกไซด์ในเส้นเลือดจะแพร่เข้าสู่ถุงลม แล้วขับออกทางลมหายใจออก

3.2 โครงสร้างท่อทางเดินอากาศ [4] (Conducting Division) ดังรูปที่ 1 นับตั้งแต่โพรงจมูก (Nasal Cavity) ปาก คอหอย (Pharynx) กล่องเสียง (Larynx) หลอดลมใหญ่ (Trachea) หลอดลมเล็ก (Bronchi) จนกระทั่งถึงหลอดลมฝอย (Bronchioles) และหลอดลมฝอยส่วนปลาย (Terminal Bronchioles) ส่วนโพรงจมูก ปาก คอหอย กล่องเสียง และส่วนบนของหลอดลมใหญ่เป็นส่วนที่อยู่นอกช่องอก (Extrathoracic) ดังนั้นจึงไม่ถูกกระทบโดยการเปลี่ยนแปลงความดันในช่องอกระหว่างการหายใจ นอกจากนี้ภายในหลอดลมใหญ่ยังมีกระดูกอ่อน (Cartilage) รูปวงแหวนครึ่งวงเสริมอยู่ด้านหน้าและด้านข้าง เชื่อมต่อครบวงด้วยกล้ามเนื้อเรียบ หลอดลมใหญ่ส่วนล่างจะแตกแขนงเป็นหลอดลมเล็กซี่และขวาซึ่งยังคงมีวงแหวนกระดูกเสริมภายในอยู่ หลอดลมเล็กแต่ละด้าน

จะแตกออกเป็นสองแขนง (ที่มีขนาดแตกต่างกัน) เรื่อยไป โดยกระดูกอ่อนรูปวงแหวนจะหายไปหลอดลมเล็กส่วนที่อยู่ลึกเข้าไปในปอด แต่จะมีแผ่นกระดูกอ่อนเสริมโครงสร้างอยู่แทน การแตกแขนงจะเกิดขึ้นประมาณ 16 ครั้งจึงถึงหลอดลมฝอยส่วนปลายที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 0.6-0.8 มิลลิเมตร และภายในท่อนี้ไม่มีกระดูกอ่อนเสริมโครงสร้างอยู่เลย แต่กลับมีกล้ามเนื้อเรียบมากขึ้น แม้การแตกแขนงแต่ละครั้งจะทำให้ขนาดของท่อเล็กลงไปเรื่อยๆ แต่ในขณะเดียวกันจำนวนและพื้นที่หน้าตัดรวมของท่อทางเดินอากาศจะเพิ่มขึ้นอย่างมาก ผนังท่อทางเดินอากาศจะมีเยื่อ (Epithelial Cell) ซึ่งมีขน (Cilia) จำนวนมากปกคลุมอยู่นอกจากนี้ยังมี Goblet Cell ซึ่งทำหน้าที่ผลิตเมือก (Mucus) แทรกอยู่โดยทั่วไป เมื่อมีการระคายเคืองหรือเกิดการอักเสบเกิดขึ้นเรื้อรังอาจทำให้ขนาดหรือจำนวนของ Goblet Cell เพิ่มขึ้นมากขึ้น Mucus จำนวนมากนี้อาจอุดตันท่อทางเดินอากาศ ด้านการทำงานของ Cilia และทำให้เกิดการติดขัดของทางเดินหายใจได้ง่ายขึ้น



รูปที่ 1 โครงสร้างท่อทางเดินอากาศ (Conducting Division)

3.3 ระบบท่อทางเดินอากาศจะทำหน้าที่สำคัญ 4 ประการคือ [6]

3.3.1 เป็นทางเดินอากาศระหว่างบรรยากาศกับถุงลมปอด

3.3.2 ให้ความชื้นแก่อากาศที่จะผ่านเข้าสู่ปอด ในขณะที่อากาศจากบรรยากาศซึ่งมีความชื้นต่ำไหลผ่านท่อทางเดินอากาศเพื่อเข้าสู่ปอดนั้น จะมีการระเหยของน้ำจากของเหลวที่ถูกรสร้างและหลังจากต่อมบนผนังทาง

เดินอากาศส่วนต้น ทำให้อากาศที่ผ่านเข้าไปยังถุงลมปอด อิ่มตัวด้วยไอน้ำ (ความดันไอน้ำเพิ่มขึ้นเป็น 47 มิลลิเมตรปรอท) เหมาะสำหรับการแลกเปลี่ยนแก๊สผ่านผนังถุงลม การระเหยของน้ำจากผนังทางเดินอากาศนี้ นอกจากจะทำให้ อากาศที่ผ่านเข้า-ออกมีความชื้นสูงขึ้นแล้วยังเป็นการ ระบายความร้อนออกจากร่างกายเมื่อคนเราเป็นไข้หรือ อัตรการหายใจสูงกว่าปกติ การสูญเสียความร้อนและ สูญเสียน้ำออกจากร่างกายโดยวิธีนี้ (Insensible Heat & Water Loss) ก็จะมีมากขึ้นด้วย

3.3.3 อุ่นอากาศที่ผ่านเข้าสู่ปอดให้มีอุณหภูมิ สูงขึ้นเท่าหรือใกล้เคียงกับอุณหภูมิของร่างกาย โดยเลือด ที่มาเลี้ยงบริเวณท่อทางเดินอากาศจะถ่ายเทความร้อน ให้กับอากาศที่ไหลผ่านเข้ามาโดยวิธีการแผ่รังสีความร้อน (Heat Radiation) อุณหภูมิของอากาศที่สูงขึ้นจะช่วยเพิ่ม อัตราการแลกเปลี่ยนแก๊สที่บริเวณผนังถุงลมปอดให้สูงขึ้น

3.3.4 ทำความสะอาดอากาศที่จะผ่านเข้าสู่ปอด ด้วยวิธีการต่างๆ เช่น การกรองด้วยขนจมูกและการดักจับ ด้วยชั้นเยื่อเมือก (Mucus Lining) ที่เคลือบผนังทางเดิน อากาศอยู่ โดยขนหรือซิเลีย (Cilia) ของเซลล์เยื่อเมือกของ ทางเดินอากาศจะโบกพัดให้ชั้นเยื่อเมือกพร้อมด้วยสิ่ง แปรกลปลอมต่างๆ เคลื่อนย้อนเข้าสู่ลำคอและถูกขจัดทิ้ง โดยการกลืนหรือการขับออกทางจมูกและปากโดยไม่ผ่าน เข้าไปในปอด เรียกกลไกการโบกพัดชั้นเยื่อเมือกของซิเลีย นี้ว่า Mucociliary Escalator หน้าที่ต่างๆ ของระบบท่อ ทางเดินอากาศเหล่านี้จะทำให้อากาศจากภายนอกที่เข้าสู่ ปอดเป็นอากาศที่สะอาดมีอุณหภูมิที่เหมาะสมกับการ แลกเปลี่ยนแก๊สที่บริเวณถุงลมปอด และป้องกันไม่ให้ เนื้อเยื่อถุงลมแห้งจนเป็นอุปสรรคต่อการแลกเปลี่ยนแก๊ส กล่าวได้ว่าส่วนของท่อทางเดินอากาศนอกจากจะทำหน้าที่ เป็นทางเดินอากาศแล้ว ยังทำหน้าที่เสมือนเครื่องกรองและ เครื่องปรับอากาศของร่างกายด้วย

3.4 ความชื้นของก๊าซที่หายใจ [6] ความชื้น (Humidity) ของก๊าซใด คือ ปริมาณไอน้ำของก๊าซนั้น ไอน้ำคือ น้ำที่อยู่ใน สถานะก๊าซ ไม่ใช่อยู่ในสถานะของเหลวหรือละอองน้ำ คำอื่นที่ใช้เรียกได้แก่ Water Vapor หรือ Molecular Water น้ำในสถานะของเหลวกลายเป็นไอน้ำได้ด้วยการ ระเหย (Evaporation) ส่วนไอน้ำจะกลายเป็นน้ำในสถานะ ของเหลวได้ด้วยการควบแน่น (Condensation) ปริมาณไอน้ำที่มีอยู่จริงในก๊าซหนึ่งหรือในอากาศ เรียกว่า ความชื้น

สมบูรณ์ (Absolute Humidity = AH) มีหน่วยเป็น มิลลิกรัมของน้ำต่อปริมาตรก๊าซ 1 ลิตร (mg/L หรือ g/m³) ซึ่งไอน้ำนี้จะมีคุณสมบัติเหมือนก๊าซอย่างหนึ่ง คือ มีความดันย่อย (Partial Pressure) ของไอน้ำด้วย เรียกว่า ความดันไอน้ำ (Water Vapor Pressure หรือ P_{H₂O}) ค่า P_{H₂O} จะ มากหรือน้อยเพียงใดขึ้นกับ AH ในขณะนั้น ปริมาณไอน้ำ ในอากาศและความดันไอน้ำจะขึ้นกับอุณหภูมิของอากาศ โดยปริมาณไอน้ำสูงสุด (หรือความชื้นสมบูรณ์สูงสุด) จะ สูงขึ้นตามอุณหภูมิของก๊าซที่สูงขึ้น ดังแสดงในตารางที่ 1 สัดส่วนของปริมาณไอน้ำที่มีอยู่จริงในขณะหนึ่ง ๆ (Actual AH) ต่อปริมาณไอน้ำสูงสุดที่จะพึงมีได้ในขณะนั้น (Maximum AH) เรียกว่าความชื้นสัมพัทธ์ (Relative Humidity = RH) มีหน่วยเป็น %

ตารางที่ 1 ความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิของอากาศกับ ปริมาณไอน้ำและความดันไอ

Temperature	Maximum AH (mg/L)	P _{H₂O} (mmHg)	AH at 100%RH	AH at 50%RH
0°C	5	5	5	2.5
21°C	18	18	18	9
22°C	20	20	20	10
25°C	23	24	23	11.5
30°C	30	32	30	15
31°C	32	34	32	16
32°C	34	36	34	17
33°C	36	38	36	18
34°C	38	40	38	19
35°C	40	42	40	20
36°C	42	44	42	21
37°C	44	47	44	22
38°C	46	50	46	23
39°C	49	52	49	24.5
40°C	51	55	51	25
100°C	598	760		

ถ้าบรรยากาศมี RH 100% หมายความว่า มีปริมาณ ไอน้ำสูงสุดเท่าที่จะพึงมีได้แล้ว หรืออิ่มตัวด้วยไอน้ำแล้ว ไอน้ำที่มากกว่าปริมาณนั้นจะไม่สามารถดำรงสภาพเป็นไอน้ำอยู่ได้ ต้องควบแน่นเป็นหยดน้ำ ส่วนน้ำในสถานะของเหลว ที่วางอยู่ในบรรยากาศที่มี RH 100% ก็ไม่สามารถระเหย กลายเป็นไอน้ำได้อีก แต่ถ้า RH ของบรรยากาศต่ำกว่า

100% หมายความว่าบรรยากาศนั้นยังไม่อิ่มตัวด้วยไอน้ำยังสามารถรับไอน้ำเพิ่มได้อีก น้ำในสถานะของเหลวที่วางไว้ในบรรยากาศที่มี RH ต่ำกว่า 100% จะระเหยกลายเป็นไอได้ตลอดเวลาจนกว่าจะหมด หรือจนกว่า RH จะกลายเป็น 100%

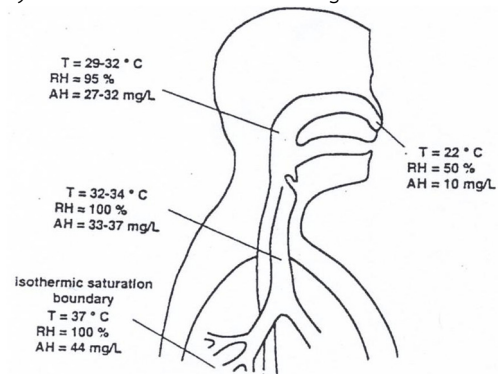
การรักษาอุณหภูมิและความชื้นภายในปอดให้มีความชื้นสัมพัทธ์ 100% ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส มีความสำคัญคือ เป็นการรักษาอุณหภูมิของร่างกายไม่ให้เสียความร้อน ป้องกันการเสียน้ำจากร่างกาย ทำให้รักษาอนามัยของปอด (Lung Hygiene) เกิดขึ้นได้อย่างปกติไม่เกิดการคั่งค้างของเสมหะ (Retained Secretion) โดยทำให้ Mucus เหลวไหลปกติ ไม่แห้งเหนียวและสามารถถูก Cilia โบกพัดออกมาได้ และมีอุณหภูมิและความชื้นสัมพัทธ์ปกติ ช่วยให้ Cilia ทำงานได้ปกติ

ในคนปกติที่มี Systemic Hydration เพียงพอ หายใจทางจมูก ลักษณะการหายใจปกติ จมูกและทางเดินหายใจส่วนต้น (Upper Airway) จะเป็น Natural Heater และ Humidifier ทำหน้าที่รักษาอุณหภูมิและความชื้นของก๊าซที่หายใจเข้า ซึ่งทำให้อากาศที่หายใจเข้ามี RH 100% และอุณหภูมิ 32-34°C ที่ Carina และมี RH 100% และอุณหภูมิ 37°C เท่าอุณหภูมิร่างกาย (หรือที่เรียกว่าอยู่ในสภาพ Body Temperature, Ambient Pressure, Saturated เรียกย่อว่า BTPS) ณ จุดที่ลึกลง

ไปกว่า Carina ประมาณ 5 เซนติเมตร หรือประมาณหลอดลมที่แยกแขนงครั้งที่ 3 (3rd Generation Bronchi) ตำแหน่งทางเดินหายใจที่ก๊าซที่หายใจเข้ามีสภาพ BTPS (37°C, RH 100%) นี้ เรียกว่า Isothermic Saturation Boundary (ISB) ตั้งแต่จุด ISB นี้ ลึกลงไปในปอดจะไม่มี การเสียน้ำจาก Mucous Blanket เกิดขึ้น (หรือเรียกว่าไม่มี Humidity difficulty เกิดขึ้นหลังจุดนี้) อุณหภูมิและความชื้นของก๊าซในตำแหน่งที่ลึกลงไปกว่า ISB จะคงที่เสมอ ไม่เปลี่ยนแปลงในขณะหายใจเข้าหรือหายใจออก ส่วนในตำแหน่งที่สูงกว่า ISB ขึ้นมา จะมีการเสียน้ำจาก Mucous Blanket เกิดขึ้นได้ นอกจากนี้ อุณหภูมิและความชื้นจะมีการเปลี่ยนแปลงตามการหายใจเข้าออก โดยจะต่ำลงในช่วงหายใจเข้า และสูงขึ้นในช่วงหายใจออก ในภาวะที่หายใจเข้าแห้งและเย็น หายใจทางปาก หายใจหอบ ลึกและเร็ว หายใจผ่าน Endotracheal Tube หรือ Tracheostomy Tube ISB จะเกิดขึ้นลึกลงกว่าปกติ

หมายความว่ามีความเสี่ยงน้ำจาก Mucous Blanket ของหลอดลมที่ลึกลงไปในปอดมากขึ้น เสี่ยงต่อการแห้งของเสมหะมากขึ้น เป็นภาวะที่จำเป็นต้องได้รับการควบคุมอุณหภูมิและความชื้นของก๊าซที่หายใจเข้า

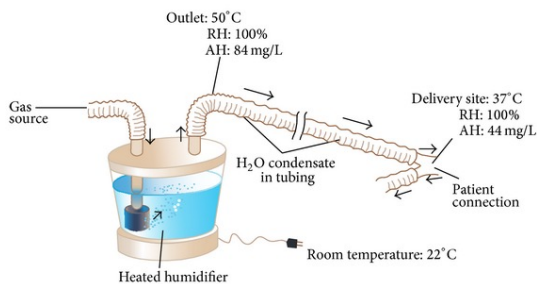
3.5 ข้อบ่งชี้การใช้ Humidity Therapy เพื่อควบคุมอุณหภูมิและความชื้นของก๊าซในปอด [6] หลักการทั่วไปคือ ทำให้อุณหภูมิและความชื้นของก๊าซเท่ากับอุณหภูมิและความชื้นที่ได้ในภาวะปกติ ซึ่งขึ้นอยู่กับตำแหน่งต่างๆ ที่ก๊าซเข้าสู่ร่างกาย ดังแสดงในรูปที่ 2 ผู้ป่วยที่หายใจผ่าน Endotracheal Tube หรือ Tracheostomy Tube จากรูปที่ 2 จะเห็นว่าในภาวะปกติ ก๊าซที่บริเวณนี้มี AH 33-37 mg/L โดยมี RH 100% ที่อุณหภูมิ 32-34°C จึงควรทำให้อากาศที่หายใจเข้า มี RH 100% ที่อุณหภูมิ 32-34°C บริเวณจุดนี้ มีการศึกษาถึงความชื้นอย่างต่ำที่จะทำให้ไม่ทำให้เกิดภาวะแทรกซ้อน คือไม่ให้เสมหะแห้ง หรือ Mucociliary Clearance ลดลง พบว่าเท่ากับ AH 22-33 mg/L หรือ RH 50-75% ที่ 37°C American National Standards Institutes (ANSI) และ International Standard Organization (ISO) ได้กำหนด AH ต่ำที่สุดสำหรับผู้ป่วยที่ Bypass Natural Airway นี้ว่าอย่างน้อยต้องมี AH 30 mg/L



รูปที่ 2 อุณหภูมิและความชื้นที่ตำแหน่งต่าง ๆ ในทางเดินหายใจในภาวะปกติ

3.6 เครื่องทำความชื้น (Humidifier) หรือเครื่องทำไอน้ำ [6] มีหลักการทั่วไปคือ มีน้ำผสมกับก๊าซ น้ำจะระเหยเป็นไอตามคุณสมบัติทาง Physics ของน้ำ ไอน้ำเหล่านี้จะไปกับก๊าซ ประสิทธิภาพของ Humidifier ขึ้นกับพื้นที่ผิวสัมผัสระหว่างน้ำและก๊าซ (Surface Area) ระยะเวลาที่ก๊าซสัมผัสกับน้ำ (Contact time) และที่สำคัญที่สุดคืออุณหภูมิของน้ำและของก๊าซ สำหรับ Humidifier ที่ไม่มี Heater ไม่ว่าจะมีประสิทธิภาพเพียงใดก็ไม่สามารถให้

ความชื้นได้ถึง 100% RH ที่อุณหภูมิห้อง เนื่องจากกระบวนการระเหยของน้ำต้องเสียความร้อนไป ทำให้ทั้งน้ำและก๊าซที่ออกจาก Humidifier ใหม่ ๆ มีอุณหภูมิลดต่ำกว่าอุณหภูมิห้อง เมื่อก๊าซเดินทางไกลจาก Humidifier อุณหภูมิของก๊าซก็จะสูงขึ้นเท่ากับอุณหภูมิห้อง ทำให้ความชื้นลดลงกว่าเมื่อออกจาก Humidifier ใหม่ ๆ จึงไม่มีทางได้ 100% RH ที่อุณหภูมิห้องนั้น การแก้ปัญหาโดยใช้ เครื่องทำความชื้นแบบ Heated Humidifier ดังรูปที่ 3



รูปที่ 3 เครื่องทำความชื้นแบบ Heated Humidifier [7]

3.7 เครื่องช่วยหายใจ (Respirator หรือ Ventilator) [8] เครื่องช่วยหายใจหมายถึง เครื่องมือหรืออุปกรณ์ที่สามารถทำให้เกิดสภาวะการไหลของอากาศเข้า-ออกในระบบทางเดินลมหายใจของผู้ใหญ่ ซึ่งจะมี 2 ลักษณะ คือ

3.7.1 แบบ Negative Pressure Ventilator (NPV) โดยการทำให้ความดันอากาศในเครื่องช่วยหายใจที่ล้อมรอบทรวงอกลดลงเป็นลบ ส่งผลให้ทรวงอก ขยายออก ความดันในระบบทางเดินหายใจและถุงลมจะลดลงต่ำกว่าบรรยากาศ ทำให้อากาศไหลเข้าปอดได้โดยไม่ต้องใช้ท่อช่วยหายใจ

3.7.2 Positive Pressure Ventilator (PPV) เป็นการอัดดันอากาศเข้าสู่ปอดโดยตรง โดยการทำให้เกิดแรงดันบวกในช่อง หรือกล่องเก็บกักอากาศบริเวณส่วนต้นของเครื่องของระบบทางเดินลมหายใจ Power Transmission และ Drive Mechanism จนถึงระดับที่ต้องการ จากนั้น เครื่องก็จะผลักดันอากาศไหลเข้าสู่ปอดและถุงลม (Output Control Valve) เกิดแรงดันบวกในช่วงหายใจเข้าต่อมาได้มีการพัฒนาเครื่องช่วยหายใจมาตามลำดับ ตั้งแต่การใช้ อุปกรณ์และแรงคนเพื่ออัดดันอากาศเข้าสู่ปอด จนปรับมาเป็นการใช้แรงบีบอัดอากาศแรงดัน (Pneumatic Drive) มาเป็นตัวผลักดันให้ Ventilator ทำงาน โดยไม่ได้ใช้ไฟฟ้าเลย ก็คือ Bird Mark 7 ต่อมาได้พัฒนาให้ใช้ไฟฟ้า Electric

Power โดยใช้ไฟฟ้ากระแสสลับหรือแบตเตอรี่มาช่วยในการทำงานของเครื่อง เช่น Bennett MA- I, Servo 900, Emerson 3 - PV หรือ เป็นการทำงานแบบผสม (Mixed Power) คือ ใช้ทั้งแรงดันลมและพลังงานไฟฟ้าร่วมกัน อุปกรณ์คอมพิวเตอร์เป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้เครื่องช่วยหายใจเพิ่มประสิทธิภาพ และมีขีดความสามารถสูงขึ้นไปอย่างมากมาย ผู้ใช้จึงควรจะมีรู้ความเข้าใจในการเลือกใช้เครื่องช่วยหายใจ โดยพิจารณาให้มีคุณสมบัติและสมรรถนะที่สอดคล้องเหมาะสมกับสภาวะของผู้ป่วยและองค์กร โดยได้ประโยชน์ ประหยัด และมีประสิทธิภาพในภาพรวม



รูปที่ 4 การใช้งานของเครื่องช่วยหายใจแบบอิเล็กทรอนิกส์กับผู้ป่วยในหอผู้ป่วยหนัก (ICU)

3.8 หลักการวัดอุณหภูมิ [9] แบ่งตามการเปลี่ยนแปลงสมบัติได้เป็น 4 กลุ่ม ดังนี้

3.8.1 หลักการวัดอุณหภูมิโดยอาศัยการเปลี่ยนแปลงสมบัติทางไฟฟ้า ค่าสมบัติทางไฟฟ้าจะเปลี่ยนแปลงตามอุณหภูมิ เช่น เทอร์โมคัปเปิล (Thermocouple) ทำงานโดยอาศัยหลักการเปลี่ยนแปลงค่าแรงดันไฟฟ้า อาร์ทีดี (RTD) และเทอร์มิสเตอร์ (Thermistor) ทำงานโดยอาศัยหลักการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทาน เป็นต้น

3.8.2 หลักการวัดอุณหภูมิโดยอาศัยการเปลี่ยนแปลงสมบัติทางแสงและการแผ่รังสีการวัด อุณหภูมิที่สูงมาก ๆ ไม่สามารถใช้เครื่องมือวัด (Instrument) ดังกล่าวข้างต้นได้ เนื่องจากอาจทำให้เกิดความเสียหายต่อเครื่องมือวัด จึงจำเป็นต้องใช้เครื่องมือวัดชนิดพิเศษที่สามารถวัดอุณหภูมิได้โดยไม่ต้องสัมผัสกับวัตถุที่ต้องการวัด แต่อาศัยการวัดการแผ่รังสีความร้อนของวัตถุเพื่อบ่งบอกอุณหภูมิ โดยทั่วไปวัตถุในช่วงอุณหภูมิประมาณ 800 ถึง 1,800 องศาเซลเซียส แผ่รังสีออกมาในรูปของแสง

ในย่านที่ตามองเห็น ส่วนวัตถุในช่วงอุณหภูมิต่ำกว่า 800°C จนถึงอุณหภูมิห้อง วัตถุจะแผ่รังสีออกมาในย่านของรังสีอินฟราเรด (Infrared Radiation) ซึ่งอุณหภูมิแตกต่างกันความยาวคลื่นหรือความถี่ของรังสีที่แผ่ออกมาจากวัตถุจะแตกต่างกันด้วย เครื่องมือวัดอุณหภูมิที่อาศัยหลักการแผ่รังสี และสมบัติเชิงแสงนี้เรียกว่า ไพโรมิเตอร์ (Pyrometer) สามารถแบ่งประเภทตามหลักการการทำงานได้ 3 ประเภท คือ ไพโรมิเตอร์ชนิดเทียบความสว่างของไส้หลอด (Optical Pyrometer) ไพโรมิเตอร์ชนิดวัดการแผ่รังสี (Radiation Pyrometer) และไพโรมิเตอร์ชนิดอินฟราเรด (Infrared Pyrometer)

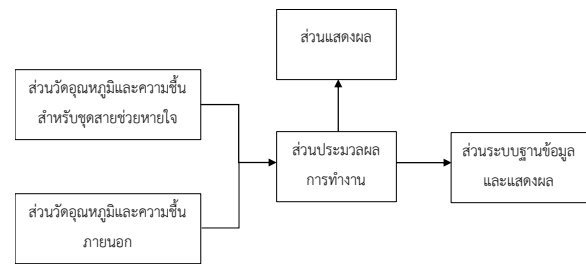
3.8.3 หลักการวัดอุณหภูมิโดยอาศัยการเปลี่ยนแปลงสมบัติทางกล หลักการวัดอุณหภูมิของเทอร์โมมิเตอร์ประเภทนี้มีหลายแบบขึ้นอยู่กับชนิดของเทอร์โมมิเตอร์ เช่น เทอร์โมมิเตอร์แบบของเหลวบรรจุในหลอดแก้วปิด (Liquid Filled in Glass Thermometer) ทำงานโดยอาศัยการเปลี่ยนแปลงการขยายตัวของของเหลวที่บรรจุอยู่ภายในหลอดแก้วเทอร์โมมิเตอร์แบบเปลี่ยนการขยายตัวเป็นความดัน (Pressure Thermometer) และเทอร์โมมิเตอร์แบบแถบโลหะคู่ (Bi-metal Thermometer) โดยเทอร์โมมิเตอร์ประเภทนี้มีช่วงของการวัดอุณหภูมิ (Range) ค่อนข้างแคบขึ้นอยู่กับวัสดุที่ใช้และชนิดของเทอร์โมมิเตอร์

3.8.4 หลักการวัดอุณหภูมิโดยอาศัยการเปลี่ยนแปลงสมบัติทางเคมี เครื่องมือวัดอุณหภูมิประเภทนี้ทำงานโดยอาศัยอุณหภูมิเฉพาะที่สารเคมีละลายหรือเปลี่ยนสีเป็นจุดสังเกต เช่น อุปกรณ์วัดอุณหภูมิแบบดินสอ (Crayon Temperature Indicator) อุปกรณ์วัดอุณหภูมิแบบแล็กเกอร์ (Lacquer Temperature Indicator) อุปกรณ์วัดอุณหภูมิแบบเม็ดยา (Pellet Temperature Indicator) และอุปกรณ์วัดอุณหภูมิแบบแผ่นฉลาก (Label Temperature Indicator) เป็นต้น

4. วัสดุอุปกรณ์และวิธีวิจัย

4.1 การออกแบบอุปกรณ์แสดงอุณหภูมิและความชื้นของชุดสายช่วยหายใจ มีการออกแบบและสร้างโดยมีวัสดุอุปกรณ์ประกอบไปด้วย เซนเซอร์วัดอุณหภูมิและความชื้นในอากาศ (Air Temperature and Humidity Sensor) วงจรขยายสัญญาณ ชุดไมโครคอนโทรลเลอร์ และแสดงผลผ่านจอแสดงผลและระบบออนไลน์ โดยสามารถวัด

อุณหภูมิและความชื้นในอากาศของชุดสายช่วยหายใจได้ตามบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 5



รูปที่ 5 บล็อกไดอะแกรมการทำงานของอุปกรณ์แสดงอุณหภูมิและความชื้นของชุดสายช่วยหายใจ

4.2 การทดสอบเทียบค่าอุณหภูมิและความชื้นในชุดสายช่วยหายใจมีอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบดังนี้

4.2.1 เครื่องช่วยหายใจ (Ventilator)

4.2.2 เครื่องให้ความชื้น (Heated Humidifier)

4.2.3 อุปกรณ์แสดงอุณหภูมิและความชื้นของชุดสายช่วยหายใจ (Temperature & Humidity Monitor)

4.2.4 เครื่อง Gas Flow Analyzer

4.2.5 ปอดเทียม (Test Lung)

4.2.6 ท่อส่งอากาศ

4.3 วิธีการทดลอง

4.3.1 ติดตั้งอุปกรณ์ตามรูปที่ 6

4.3.2 ตั้งค่าในเครื่องช่วยหายใจดังนี้

1) Tidal Volume เท่ากับ 400 mL

2) Respiratory Rate เท่ากับ 15 breaths/

min

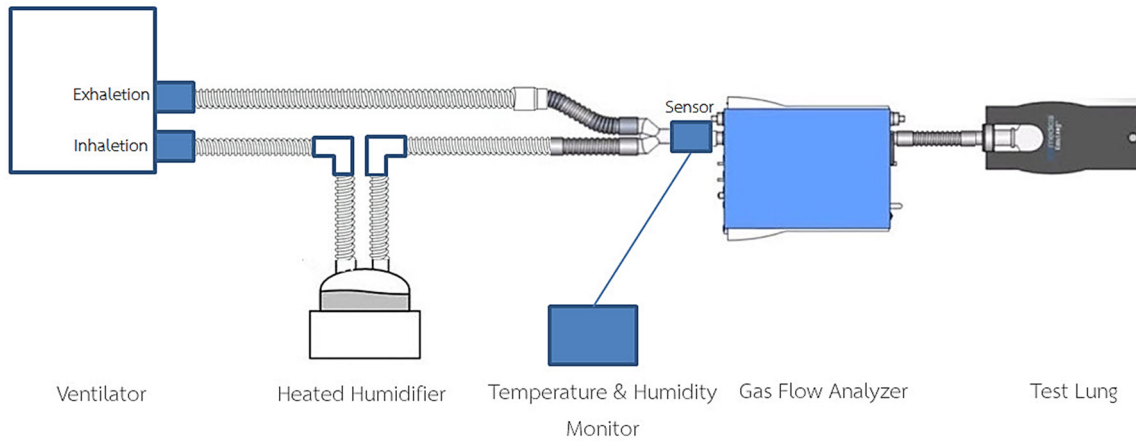
3) Peak Flow เท่ากับ 45 L/min

4) เปอร์เซ็นต์ออกซิเจน เท่ากับ 21%

4.3.3 เปิดเครื่อง Heated Humidifier ตั้งระดับอุณหภูมิที่ระดับ 9

4.3.4 ติดตั้งอุปกรณ์ทั้งหมดและเปิดเครื่องไว้ 40 นาที เพื่อให้เครื่องให้ความชื้นทำงานที่อุณหภูมิสูงสุดและความชื้นสูงสุด และเกิดการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิและความชื้นน้อยที่สุด

4.3.5 ทำการบันทึกค่าอุปกรณ์แสดงอุณหภูมิและความชื้นของชุดสายช่วยหายใจ เปรียบเทียบกับเครื่อง Gas Flow Analyzer



รูปที่ 6 การติดตั้งอุปกรณ์ทดสอบเทียบค่าอุณหภูมิและความชื้นในชุดสายช่วยหายใจ

5. ผลทดลอง

ผลการทดลองเป็นการแสดงผลของอุปกรณ์แสดงอุณหภูมิและความชื้นของชุดสายช่วยหายใจ วัดค่าอุณหภูมิและความชื้นในอากาศของชุดสายช่วยหายใจ ในเครื่องช่วยหายใจแบบอิเล็กทรอนิกส์ โดยใช้ผลเทียบค่ากับเครื่อง Gas Flow Analyzer ยี่ห้อ IMT รุ่น PF-300 ดังรูปที่ 7 พบว่าค่าเฉลี่ย Error (%) มีค่าผิดพลาดของอุณหภูมิที่ประมาณ 0.29 % และค่าความผิดพลาดของความชื้นที่ 0 % ดังตารางที่ 2



รูปที่ 7 การทดสอบเทียบค่ากับเครื่อง Gas Flow Analyzer

การเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิและความชื้นในชุดสายช่วยหายใจ เมื่อใช้อุปกรณ์แสดงอุณหภูมิและการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิและความชื้นในชุดสายช่วยหายใจ เมื่อใช้อุปกรณ์แสดงอุณหภูมิและความชื้นของชุดสายช่วยหายใจมาทำเป็นกราฟเปรียบเทียบกับเครื่อง Gas Flow Analyzer จะพบว่าการวัดค่าอุณหภูมิและความชื้นวัดค่าได้ใกล้เคียงกันดังแสดงในรูปที่ 8

ตารางที่ 2 ค่าอุณหภูมิของอุปกรณ์แสดงอุณหภูมิชุดสายช่วยหายใจเปรียบเทียบกับเครื่อง Gas Flow Analyzer

เวลา (นาที)	ค่าอุณหภูมิ (°C)		อุณหภูมิ Error (%)	ค่าความชื้น (%)		ความชื้น Error (%)
	A	B		C	D	
40	36.8	36.9	0.27	100	100	0
45	36.8	37.0	0.54	100	100	0
50	37.0	37.1	0.27	100	100	0
55	37.0	37.1	0.27	100	100	0
60	37.0	37.1	0.27	100	100	0
65	37.0	37.1	0.27	100	100	0
70	37.1	37.2	0.27	100	100	0
75	37.1	37.2	0.27	100	100	0
80	37.1	37.2	0.27	100	100	0
85	37.1	37.2	0.27	100	100	0
90	37.1	37.2	0.27	100	100	0
ค่าเฉลี่ย			0.29	ค่าเฉลี่ย		0

** A = เครื่อง Gas Flow Analyzer (Temperature)

B = Simple Temperature

C = เครื่อง Gas Flow Analyzer (Humidity)

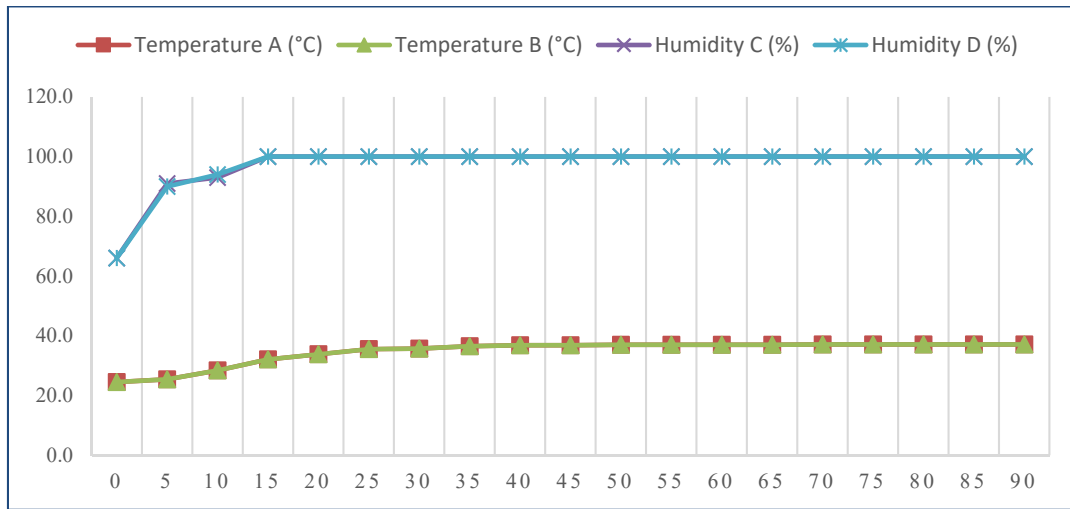
D = Simple Humidity

6. สรุปผลการวิจัย

จากการทดลองพบว่าอุปกรณ์แสดงอุณหภูมิและความชื้นของชุดสายช่วยหายใจสามารถวัดค่าอุณหภูมิและความชื้นในอากาศของชุดสายช่วยหายใจได้ ในเครื่องช่วยหายใจแบบอิเล็กทรอนิกส์ เมื่อเทียบค่ากับเครื่อง Gas Flow Analyzer ยี่ห้อ IMT รุ่น PF-300 แล้ว มีค่าผิดพลาดของอุณหภูมิที่ประมาณ 0.29% และค่าความผิดพลาดของความชื้นที่ 0% สามารถนำไปใช้เป็น

อุปกรณ์ในการแสดงค่าอุณหภูมิและความชื้นของสาย
ช่วยหายใจในได้จริง ได้ผ่านการประเมินการใช้งานจาก

ผศ.นพ.สถิตย์ นิรมิตรมหาปัญญา แพทย์ผู้เชี่ยวชาญ
ของโรงพยาบาลราชวิถี



รูปที่ 8 การวัดค่าของอุปกรณ์แสดงอุณหภูมิและความชื้นของชุดสายช่วยหายใจเทียบกับเครื่อง Gas Flow Analyzer

7. กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยฉบับนี้ สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยความเมตตา
ช่วยเหลืออย่างดียิ่งและอนุโมทนาเห็นชอบในการจัดทำ
งานวิจัยของท่านหัวหน้าภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรม
และอุปกรณ์การแพทย์ มหาวิทยาลัยพระจอมเกล้า
พระนครเหนือ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นพ.สถิตย์ นิรมิตร
มหาปัญญา แพทย์ผู้เชี่ยวชาญของโรงพยาบาลราชวิถี
ที่ได้ทำการประเมิน แนะนำและเสนอข้อคิดเห็นต่าง ๆ
ของการทำงานมาโดยตลอด

8. เอกสารอ้างอิง

- [1] R. D. Restrepo and B. K. Walsh, "Humidification During Invasive and Noninvasive Mechanical Ventilation," *Respiratory Care*, vol. 57, no. 5, pp. 782-788, 2012.
- [2] M. W. Davies, K. R. Dunster and D. W. Cartwright, "Inspired Gas Temperature in Ventilated Neonates," *Pediatric Pulmonology*, vol. 38, p. 50-54, 2014.
- [3] J. B. West, Best and Taylor's Physiological Basis of Medical Practice. 12th ed, Baltimore: William & Wilkins Company, 1990.
- [4] Department of Physiology, Faculty of Science Mahidol University, Physiology. 4th edition, Bangkok: Text And Journal Publication Company Limited, 2002. (in Thai)
- [5] J. Sobotta, J. Staubesand and R. Putz, Atlas der Anatomie des Menschen / 2 Brust, Bauch, Becken, untere Extremitäten, Haut, Urban & Schwarzenberg München, 1982.
- [6] D. J. Pierson, "Case Reports in Respiratory Care," *Respiratory Care*, vol. 49, no. 10, pp. 1186-1194, 2004.
- [7] H. S. Al Ashry and A. M. Modryka mien, "Humidification during Mechanical Ventilation in the Adult Patient," *BioMed Research International*, vol. 2014, pp. 1-12, 2014.



- [8] V. Tagoonhun and e. al, Basic of Ventilator, Pathumthani: Rangsit University Press., 2008. (in Thai)
- [9] S. Tangpanithandee, W. Thongchuer and O. Charitkuan, "Accuracy and Precision of Ear and Forehead Thermometers in Febrile Out-patients and Non-febrile Healthy Volunteers," *J Nurs Sci*, vol. 33, no. 4, pp. 103-113, 2015. (in Thai)