



การพัฒนาไบโอเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดก๊าซเอทานอล

วิทยานิพนธ์

ของ

เมขลา อินสว่าง

เสนอต่อมหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา

หลักสูตร ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาฟิสิกส์

มีนาคม 2565

ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร



การพัฒนาไปโอเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดก๊าซเอทานอล

วิทยานิพนธ์

ของ

เมขลา อินสว่าง

เสนอต่อมหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา

หลักสูตร ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาฟิสิกส์

มีนาคม 2565

ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร

การพัฒนาไบโอเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดก๊าซเอทานอล

วิทยานิพนธ์

ของ

เมขลา อินสว่าง

เสนอต่อมหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา

หลักสูตร ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาฟิสิกส์

มีนาคม 2565

ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร

DEVELOPMENT OF BIOSENSORS FOR ETHANOL GAS DETECTION

BY

MEKHALA INSAWANG

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for

The Master of Science Degree in Physics

at Sakon Nakhon Rajabhat University

March 2022

All Right Reserved by Sakon Nakhon Rajabhat University



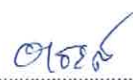


ใบรับรองวิทยานิพนธ์
มหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาฟิสิกส์

ชื่อเรื่องวิทยานิพนธ์ การพัฒนาไบโอเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดก๊าซเอทานอล

ชื่อผู้ทำวิทยานิพนธ์ เมชลา อินสว่าง

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

 ประธานกรรมการสอบ กรรมการสอบและ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ดร.วิรัตน์ เจริญบุญ) และผู้ทรงคุณวุฒิ (ศาสตราจารย์ ดร.ทศวรรษ สีตะวัน) ประธานที่ปรึกษา
วิทยานิพนธ์
 กรรมการสอบและ กรรมการสอบ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ก้องภพ ชากามาตย์) กรรมการที่ปรึกษา (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.หรรษกร วรธนะสาร)
วิทยานิพนธ์
 กรรมการสอบ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อาธรณ์ วรอัต์)

คณะกรรมการบริหารหลักสูตรรับรองแล้ว


.....
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.หรรษกร วรธนะสาร)
ประธานหลักสูตร
มหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร

บัณฑิตวิทยาลัยรับรองแล้ว


.....
(รองศาสตราจารย์ ดร.ศิกานต์ เพ็ชรธัญญกรณ์)
ผู้อำนวยการบัณฑิตวิทยาลัย
มหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร

เมื่อวันที่ 16 เดือน มีนาคม พ.ศ. 2565
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร

ประกาศขอบคุณ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี ด้วยความกรุณาและความช่วยเหลือ เป็นอย่างดีจาก ศาสตราจารย์ ดร.ทศวรรษ สีตะวัน ประธานกรรมการที่ปรึกษา วิทยานิพนธ์ และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ก้องภพ ชากามาตย์ กรรมการที่ปรึกษา วิทยานิพนธ์ที่กรุณาแนะนำ เสนอแนะ และตรวจแก้ไขข้อบกพร่องต่าง ๆ ด้วยความเอาใจ ใส่ตลอดมา ตั้งแต่เริ่มต้นจนสำเร็จเรียบร้อย ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง และ ขอกราบขอบพระคุณคณาจารย์ทุกท่านที่ให้การช่วยเหลือการทำวิจัยครั้งนี้เป็นอย่างดี

ขอขอบคุณ เจ้าหน้าที่ศูนย์ความเป็นเลิศด้านพลังงานทางเลือก สถาบันวิจัย และพัฒนา มหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร ที่ได้ให้ข้อมูลที่เป็นประโยชน์และเอื้อเฟื้อสถานที่ ในการดำเนินการวิจัย

ขอขอบคุณสาขาวิชาไฟฟ้าและอิเล็กทรอนิกส์ คณะอุตสาหกรรมและ เทคโนโลยี มหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร ที่เอื้อเฟื้อสถานที่ตลอดจนอุปกรณ์และเครื่องมือ ในการดำเนินการวิจัย

ขอขอบคุณสาขาวิชาชีววิทยา คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัย ราชภัฏสกลนคร ที่เอื้อเฟื้อสถานที่และเครื่องมือในการดำเนินการวิจัย

ขอขอบคุณสาขาวิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัย ราชภัฏสกลนคร ที่เอื้อเฟื้อสถานที่และเครื่องมือในการดำเนินการวิจัย

คุณค่าและประโยชน์จากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ผู้วิจัยขอมอบแต่บิดา มารดาของ ผู้วิจัย และบูรพาจารย์ทุกท่าน ที่ได้อบรมสั่งสอนจนผู้วิจัยสามารถดำรงตนและบรรลุผล สำเร็จในปัจจุบัน

เมขลา อีนสว่าง

| | |
|------------------|---|
| ชื่อเรื่อง | การพัฒนาไบโอเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดก๊าซเอทานอล |
| ผู้วิจัย | เมขลา อินสว่าง |
| กรรมการที่ปรึกษา | ศาสตราจารย์ ดร.ทศวรรษ สีตะวัน ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ก้องภพ ชามามาตย์ |
| ปริญญา | วท.ม. (ฟิสิกส์) |
| สถาบัน | มหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร |
| ปีที่พิมพ์ | 2565 |

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้ได้พัฒนาไบโอเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดก๊าซเอทานอลในอากาศ โดยใช้ SiO_2 และ PI เป็นโครงสร้างชั้นสัญญาณ เราเลือกเอนไซม์แอลกอฮอล์ดีไฮโดรจีเนส (ADH) และโคเอนไซม์นิโคตินาไมด์อะดีนีนไดนิวคลีโอไทด์ (NAD^+) เป็นไบโอเซนเซอร์ โดยใช้วิธี DC แมกนีตรอนสปัตเตอริง เอนไซม์ ADH/ NAD^+ ถูกตรึงบนขั้วไฟฟ้า Ag โดยสารเชื่อมไขว้กอลลูตารอลดีไฮด์ 25 wt. % ทดสอบประสิทธิภาพผลการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลพบว่า แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ของเรา มีการตอบสนองสูงภายใต้ความเข้มข้นของก๊าซเอทานอลน้อยตั้งแต่ 300 ppb ไปจนถึงความเข้มข้นมากสูงสุดถึง 1819 ppm มีการตอบสนองทางเคมีไฟฟ้าอย่างรวดเร็ว 3 วินาที และใช้เวลาในการกู้คืน 1-2 นาที นอกจากนี้ SiO_2 มีคุณสมบัติที่ดีเยี่ยมซึ่งได้ให้ข้อได้เปรียบที่สำคัญสำหรับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์แบบสวมใส่ได้ที่มีขนาดกะทัดรัด ใช้งานง่าย และลดการสัมผัสโดยตรงกับผู้ดื่มแอลกอฮอล์ ในรุ่นต่อไปมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ของเราสามารถนำไปประยุกต์ใช้กับเทคโนโลยีในการพัฒนาเซนเซอร์หรือนำไปใช้สำหรับการวิเคราะห์สารอื่น ๆ ต่อไปได้

คำสำคัญ: แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์, ขั้วไฟฟ้าฟิล์มบาง, เอนไซม์แอลกอฮอล์ดีไฮโดรจีเนส

| | |
|--------------------|---|
| TITLE | Development of Biosensors for Ethanol Gas Detection |
| AUTHOR | Mekhala Insawang |
| ADVISORS | Prof. Dr.Tosawat Seetawan Asst. Prof. Dr.Kongphope Chaarmart |
| DEGREE | M.Sc. (Physics) |
| INSTITUTION | Sakon Nakhon Rajabhat University |
| YEAR | 2022 |

ABSTRACT

This work developed a biosensor for the measurement of ethanol gas in the air. The biosensors were synthesized by mixing signal layer materials containing SiO₂ and polyimide (PI) substrates using the enzyme Alcohol Dehydrogenase (ADH) and coenzyme Nicotinamide Adenine Dinucleotide (NAD⁺) as a biosensor. The electrodes were coated on biosensors by DC magnetron sputtering method for test the response performance of the developed biosensors. The ADH/NAD⁺ was immobilized on the Ag electrode by Glutaric dialaehyde 25 wt. % cross-linking procedure. It was found that, our alcohol biosensors can be exhibited sensing ethanol gas at even low concentrations since 300 ppb to very high concentrations up to 1819 ppm, response time 3 s and recovery times 1–2 minutes. The biosensors showed good sensitivity, selectivity. Furthermore, SiO₂ substrate has excellent, which provides significant advantages for wearable electronic device that compact, easy to use and reduce direct contact with alcoholics. In next generation, module alcohol biosensors for wearable electronic devices can adoption to technology in sensor development and applied for further analysis of other substances.

Keywords: Alcohol biosensor, Thin films electrode, Alcohol Dehydrogenase

สารบัญ

| บทที่ | หน้า |
|--|------|
| 1 บทนำ | 1 |
| ภูมิหลัง | 1 |
| วัตถุประสงค์ | 3 |
| ความมุ่งหมายของการวิจัย | 4 |
| ความสำคัญของการวิจัย | 4 |
| ขอบเขตของการวิจัย | 4 |
| กรอบแนวคิดของการวิจัย | 4 |
| นิยามศัพท์เฉพาะ | 6 |
| 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง | 7 |
| ไบโอเซนเซอร์ (Biosensor) | 7 |
| ด้านการแพทย์ (Medical) | 8 |
| ด้านสิ่งแวดล้อม (Environment) | 9 |
| ด้านอุตสาหกรรม (Industrial) | 9 |
| แอลกอฮอล์ (Alcohol) | 10 |
| นิยามของภาวะเมาสุรา (Alcohol intoxication) | 12 |
| กลไกของการเกิดภาวะเมาสุรา (Mechanisms of Alcohol intoxication) | 12 |
| อาการเมาสุรา (Alcoholism) | 15 |
| การสังเกตอาการเมาสุรา (Observation of Alcoholism) | 16 |
| วิธีวิเคราะห์สำหรับการตรวจวัดปริมาณแอลกอฮอล์ (Analysis method of alcohol determination) | 18 |
| แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ (Alcohol Biosensor) | 20 |

สารบัญ (ต่อ)

| บทที่ | หน้า |
|--|------|
| โครงสร้างวัสดุชั้นสัญญาณ (Structure of material channel layer) | 22 |
| กระบวนการเคลือบฟิล์มบาง (Thin film coating process) | 25 |
| การก่อฟิล์มบาง (Thin film formation) | 26 |
| โครงสร้างฟิล์มบาง (Thin film structure) | 29 |
| ระบบการเคลือบฟิล์มแบบดีซีแมกนีตรอนสเปตเตอริง (DC magnetron sputtering film coating system) | 30 |
| การตรึงเอนไซม์ (Immobilizing Enzyme) | 35 |
| การประดิษฐ์มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ (Fabricated Alcohol biosensor module) | 36 |
| มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซ (MQ-3 gas sensor module) | 36 |
| การทดสอบแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ (Alcohol biosensor) | 38 |
| ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) | 39 |
| อาดูอิโน้ (Arduino) | 41 |
| 3 วิธีดำเนินการวิจัย | 45 |
| การสังเคราะห์ฟิล์มบาง Ag โดยวิธี DC แมกนีตรอนสเปตเตอริง (Synthesis of Ag thin film by DC Magnetron sputtering) | 46 |
| การเตรียมโครงสร้างชั้นสัญญาณ (Preparation signal layer structure) | 46 |
| การสังเคราะห์ฟิล์มบาง Ag (Synthesis Ag thin film) | 47 |
| การเตรียมแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ (Preparation of Alcohol biosensor) | 48 |
| สารเคมี (Chemical) | 48 |
| การเตรียมสารเคมี (Chemical preparation) | 48 |
| การวัดลักษณะเฉพาะของฟิล์มบาง (Measurement of Ag Thin Film Characteristics) | 52 |

สารบัญ (ต่อ)

| บทที่ | หน้า |
|--|------|
| โครงสร้างผลึก (Crystal structure) | 52 |
| โครงสร้างจุลภาค (Microstructure) | 54 |
| การประดิษฐ์มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ (Fabricated of the Alcohol biosensor module) | 54 |
| การเปรียบเทียบผลการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลของมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซ ต้นแบบ กับมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ และมอดูลแอลกอฮอล์ ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ (Response performance test) | 55 |
| การปรับเทียบค่าการวัด (Measurement calibration) | 55 |
| วิเคราะห์ประสิทธิภาพผลการตอบสนอง (Response performance analysis) .. | 58 |
| 4 ผลและการอภิปราย | 59 |
| การศึกษาลักษณะเฉพาะของฟิล์มบาง Ag (Characterization of Ag thin film) | 59 |
| ผลการศึกษาลักษณะบ่งชี้ของฟิล์มบาง Ag (Characterization of Ag thin films) | 59 |
| โครงสร้างผลึกของฟิล์มบาง Ag (Crystal structure of Ag thin films) | 60 |
| ขนาดผลึกของฟิล์มบาง Ag (Crystal size of Ag thin films) | 62 |
| ค่าคงที่แลตทิซ (Lattice constant) | 63 |
| ประสิทธิภาพผลการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอล (Response performance of ethanol gas) | 64 |
| มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ (Module Alcohol biosensors) | 64 |
| มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ (Module MQ-3 Alcohol biosensors) | 68 |
| ความไวในการวัดของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ (Power of Sensitivity body (Ps) of MQ-3 Alcohol biosensors) | 71 |
| ปฏิกิริยาออกซิเดชันของเอนไซม์ (Enzymatic oxidation) | 71 |

สารบัญ (ต่อ)

| บทที่ | หน้า |
|---|------|
| ความไวในการตรวจวัดของเส้นโค้ง VRL (Sensitivity curve of the VRL)..... | 72 |
| ความไวในการวัดของเซนเซอร์ (Sensitivity body of Sensors) | 76 |
| 5 สรุปผลและข้อเสนอแนะ | 81 |
| สรุปผล | 81 |
| ข้อเสนอแนะ | 81 |
| บรรณานุกรม | 84 |
| ภาคผนวก | 96 |
| ภาคผนวก ก ข้อมูลผลการวัดและวิธีการคำนวณ | 97 |
| ภาคผนวก ข ผลงานตีพิมพ์และเผยแพร่ | 115 |
| ประวัติย่อของผู้วิจัย | 125 |

บัญชีตาราง

| ตาราง | หน้า |
|---|------|
| 1 ระดับความเข้มข้นแอลกอฮอล์ในคนที่ไม่เคยดื่มสุรา | 15 |
| 2 สมบัติทั่วไปของ SiO_2 | 23 |
| 3 แสดงข้อมูลทางเทคนิคสำหรับการทดสอบวงจรพื้นฐาน | 58 |
| 4 เงื่อนไขที่ใช้ในกระบวนการสัปดาห์เตอริง Ag | 59 |
| 5 เปรียบเทียบค่ามาตรฐานและการคำนวณโครงสร้างผลึกของฟิล์มบาง Ag | 63 |
| 6 แสดงผลการวัดแอลกอฮอล์ในแอลกอฮอล์ที่มีความเข้มข้นต่างกัน | 75 |

บัญชีภาพประกอบ

| ภาพประกอบ | หน้า |
|--|------|
| 1 RID Impact Pathway | 5 |
| 2 ลักษณะการทำงานของไบโอเซนเซอร์ | 8 |
| 3 แสดงสูตรโครงสร้างของแอลกอฮอล์ | 10 |
| 4 กระบวนการไกลโคไลซิส | 11 |
| 5 สูตร 1 หน่วยมาตรฐาน | 13 |
| 6 การทดสอบอากาศเมาสูราโดยการตะแจมูก | 16 |
| 7 การทดสอบอากาศเมาสูราโดยวิธีการเดิน | 16 |
| 8 การทดสอบอากาศเมาสูราโดยวิธีการยื่นขาเดียว | 17 |
| 9 โครงสร้างผลึกของ SiO_2 ที่ถ่ายโดยกล้อง Scanning Electron Microscope (SEM) ที่กำลังขยายที่ต่างกัน ภาพ a ที่กำลังขยาย 100.000× ภาพ b ที่กำลังขยาย 50.000× ภาพ c ที่กำลังขยาย 20.000× และภาพ d ที่กำลังขยาย 150.000× | 23 |
| 10 พื้นผิวของซิลิกอนที่ถ่ายโดยกล้อง Field Emission Scanning Electron Microscope (FESEM) | 24 |
| 11 การก่อเกิดฟิล์มบาง | 28 |
| 12 ลักษณะโครงสร้างของฟิล์มบาง | 29 |
| 13 แผนผังระบบดีซีแมกนีตรอนสปัตเตอริง | 31 |
| 14 การเคลื่อนที่ของอนุภาคอิเล็กตรอนในสนามแม่เหล็ก | 31 |
| 15 การเคลื่อนที่ของอนุภาคในสนามต่างๆ โดยที่ a, b และ c เป็นการเคลื่อนที่ของอนุภาคประจุในสนามแม่เหล็กอย่างเดียว ส่วน d และ e เป็นการเคลื่อนที่ของอนุภาคประจุในสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้าร่วมกันในลักษณะต่าง ๆ | 33 |

บัญชีภาพประกอบ (ต่อ)

| ภาพประกอบ | หน้า |
|--|------|
| 16 การจัดสนามแม่เหล็กและแนวการกัดกร่อนของเปปัสสารเคลือบในระบบพลาสมา แมกนีตรอนสปีดเตอริง | 34 |
| 17 มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซ (ก) มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซเมื่อมองจากด้านข้าง (ข) วงจรอิเล็กทรอนิกส์ของมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซ (ค) Smoke หรือตัวตรวจจذبก๊าซ | 37 |
| 18 โครงสร้างของมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซ | 38 |
| 19 มอดูลตัวรับส่งสัญญาณ nRF24L01 พร้อม LED | 38 |
| 20 การต่อเซนเซอร์ MQ-3 เข้ากับมอดูลตัวรับส่งสัญญาณ nRF24L01 | 39 |
| 21 Arduino IDE | 41 |
| 22 ขั้นตอนในการทำวิจัย | 45 |
| 23 ขั้นตอนในการทำความสะอาดแผ่น SiO ₂ และ PI | 46 |
| 24 แสดงกระบวนการสังเคราะห์ฟิล์มบาง Ag ด้วยวิธี DC แมกนีตรอนสปีดเตอริง (ก) ระบบ DC แมกนีตรอนสปีดเตอริง (ข) SiO ₂ และ PI substrate ก่อนการสปีดเตอริง (ค) เป้าเงิน (ง) พลาสมาจากเป้าเงิน (จ) ความดันห้องสุญญากาศ (ฉ) SiO ₂ และ PI substrate ภายหลังการสปีดเตอริง | 47 |
| 25 ขั้นตอนในการเตรียมสารละลายเอนไซม์ ADH (ก) เอนไซม์ ADH จากยีสต์ <i>Saccharomyces cerevisiae</i> (ข) ชั่งเอนไซม์ ADH จำนวน 0.3 mg (ค) เอนไซม์ ADH จำนวน 0.3 mg ในบีกเกอร์ (ง) นำเอนไซม์ ADH จำนวน 0.3 mg ผสมกับ สารละลายฟอสเฟสบัฟเฟอร์ 100 μ L (pH 7.5) | 49 |
| 26 ขั้นตอนในการเตรียมสารละลายโคเอนไซม์ NAD ⁺ (ก) โคเอนไซม์ NAD ⁺ (ข) ทำการ ชั่งโคเอนไซม์ NAD ⁺ มาจำนวน 6 mg (ค) โคเอนไซม์ NAD ⁺ จำนวน 6 mg ใน บีกเกอร์ (ง) นำโคเอนไซม์ NAD ⁺ จำนวน 6 mg ผสมกับสารละลายฟอสเฟส บัฟเฟอร์ 100 μ L (pH 7.5) | 50 |

บัญชีภาพประกอบ (ต่อ)

| ภาพประกอบ | หน้า |
|--|------|
| 27 การเตรียมสารละลายแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ | 51 |
| 28 แสดงขั้นตอนในการตรึงเอนไซม์โดยการหดยาสารละลายเอนไซม์ลงบนวัสดุของ SiO ₂ และ PI (ก) SiO ₂ /Ag/ADH sample 2 (ข) PI/Ag/ADH sample 2 (ค) นำไปพักไว้ใน โถดูดความชื้น (ง) โครงสร้างของ SiO ₂ /Ag/ADH sample 2 (จ) โครงสร้างของ PI/Ag/ADH sample 2 ในสารละลาย PBS | 52 |
| 29 เครื่อง X-Ray Diffractometer | 53 |
| 30 กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด | 54 |
| 31 แสดงขั้นตอนในการประดิษฐ์มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ | 55 |
| 32 แสดงวิธีการทดสอบก๊าซเอทานอล (ก) การทดสอบผลการตอบสนองต่อก๊าซ เอทานอลของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ (ข) วัสดุโครงสร้างชั้น สัญญาณที่พัฒนาขึ้น จากภาพคือโครงสร้างของ SiO ₂ /Ag/ADH sample 1 และ PI/Ag/ADH sample 1 (ค) แสดงวงจรมอดูลของเซนเซอร์ (ง) การทดสอบก๊าซ เอทานอลของมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์ อิเล็กทรอนิกส์ | 57 |
| 33 แสดงโครงสร้างชั้นสัญญาณของฟิล์มบาง Ag (ก) SiO ₂ /Ag/ADH sample 1 (ข) SiO ₂ /Ag/ADH sample 2 (ค) PI/Ag/ADH sample 1 (ง) PI/Ag/ADH sample 2 . | 60 |
| 34 เปรียบเทียบกราฟผล XRD ของฟิล์มบาง Ag บนวัสดุรองรับ SiO ₂ | 61 |
| 35 เปรียบเทียบกราฟผล XRD ของฟิล์มบาง Ag บนวัสดุรองรับ PI | 61 |
| 36 ภาพขยายรูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ที่มุม 2 θ เท่ากับ 38.26155 | 62 |
| 37 โครงสร้างผลึกของฟิล์มบาง Ag มีลักษณะผลึกแบบ Face-centered cubic แสดง อะตอมซึ่งเป็นทรงกลมแข็งใน unit cell | 63 |

บัญชีภาพประกอบ (ต่อ)

| ภาพประกอบ | หน้า |
|--|------|
| 38 แสดงภาพถ่าย SEM ของฟิล์มบาง Ag (ก) (ข) ฟิล์มบาง Ag ที่เคลือบบนวัสดุ SiO ₂ และ PI ที่กำลังขยาย 5.000x (ค) (ง) ฟิล์มบาง Ag ที่เคลือบบนวัสดุ SiO ₂ และ PI ที่กำลังขยาย 10.000x | 64 |
| 39 มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ | 65 |
| 40 แสดงความไวในการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลของมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ที่อุณหภูมิ 25 °C | 66 |
| 41 แสดงความไวในการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลของมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ที่สภาพแวดล้อมทั่วไป | 67 |
| 42 แสดงโครงสร้างของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์กับ มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบ | 68 |
| 43 แสดงความไวในการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์กับมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบที่อุณหภูมิ 25 °C | 70 |
| 44 แสดงความไวในการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์กับมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบที่สภาพแวดล้อมทั่วไป | 70 |
| 45 แผนผังแสดงการเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันระหว่างเอนไซม์ ADH และโมเลกุลของก๊าซเอทานอลในอากาศ | 71 |
| 46 แสดงเส้นโค้ง VRL ของแอลกอฮอล์ในอากาศบริสุทธิ์ | 72 |
| 47 แสดงเส้นโค้ง VRL ของแอลกอฮอล์ในสภาพแวดล้อมทั่วไป | 73 |
| 48 แสดงความไวในการวัดของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์กับมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบในห้องควบคุมที่มีอุณหภูมิ 25 °C | 77 |
| 49 แสดงความไวในการวัดของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์กับมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบในสภาพแวดล้อมทั่วไป | 78 |

บทนำ

ภูมิหลัง

การตรวจวัดความเข้มข้นของแอลกอฮอล์ในเลือดมีบทบาทสำคัญในทางการแพทย์และทางนิติวิทยาศาสตร์ (Rothschild, Mastin, & Willer, 2006; Dula, Dwyer, Wo, & Leverng, 2007) การขับรณภายใต้อิทธิพลของแอลกอฮอล์แสดงถึงความกังวลด้านความปลอดภัยซึ่งถือเป็นเรื่องสำคัญ การตรวจวัดความเข้มข้นของแอลกอฮอล์ในเลือดอย่างรวดเร็วจึงเป็นที่ต้องการอย่างยิ่งเพื่อลดความเสี่ยงของอุบัติเหตุร้ายแรง (Mishra, et al., 2020) สอดคล้องกับการระงับใช้หรือเพิกถอนใบอนุญาตขับขี่ในพระราชบัญญัติจราจรทางบกของประเทศไทยและอีกหลาย ๆ ประเทศซึ่งระดับความเข้มข้นของแอลกอฮอล์ในเลือดตั้งแต่ 200 ppm (20 mg%) ขึ้นไปมีความผิดตามกฎหมาย ด้วยเหตุนี้จึงมีการพัฒนาอุปกรณ์อัจฉริยะที่สามารถตรวจวัดสารได้อย่างรวดเร็วทั้งในทางเคมี ฟิสิกส์ และชีววิทยา การตรวจวัดเป็นไปในหลากหลายรูปแบบและได้ขยายขอบเขตสำหรับประยุกต์ใช้ไปยังอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่สวมใส่ได้ โดยเฉพาะสำหรับการตรวจสอบแบบไร้สาย (Kim, et al., 2018, p. 825) เช่น มอดูล MQ-3 สำหรับตรวจวัดก๊าซแอลกอฮอล์ MQ-3 เซนเซอร์เซมิคอนดักเตอร์สำหรับตรวจวัดก๊าซแอลกอฮอล์มีความไวในการวัดที่ดีในช่วงของแอลกอฮอล์ที่กว้างและมีข้อดีคือมีอายุการใช้งานที่ยาวนาน ราคาถูก เหมาะสำหรับการใช้งานหลากหลายในการตรวจจับแอลกอฮอล์ที่ความเข้มข้นต่างกันและเป็นวงจรอย่างง่าย ใช้กันอย่างแพร่หลายในเครื่องเตือนแก๊สภายในประเทศ ในอุตสาหกรรมสัญญาณเตือนแก๊สแอลกอฮอล์และเครื่องตรวจจับแอลกอฮอล์แบบพกพา (Winsen, 2022)

ปัจจุบันมีวิธีการที่หลากหลายสำหรับการตรวจวิเคราะห์แอลกอฮอล์ ได้แก่ การตรวจวิเคราะห์ด้วยวิธีสเปกโตรเมตริก วิธีโครมาโตกราฟี และวิธีตรวจวิเคราะห์จากลมหายใจ โดยการตรวจวัดความเข้มข้นของแอลกอฮอล์หรือการหักเหของแสง (Kitagawa, et al., 1991; Blanke & Decker, 1987) อย่างไรก็ตามวิธีการตรวจวิเคราะห์แบบสเปกโตรเมตริก และวิธีโครมาโตกราฟียังคงมีข้อจำกัดบางประการ เช่น ใช้เวลานานและซับซ้อน การเตรียมตัวอย่างเป็นเรื่องยากจำเป็นต้องมีเครื่องมือวิเคราะห์ที่มีราคาแพง

(Vijayakumar, Csörgei, Heller, & Gorton, 1996) รวมไปถึงวิธีตรวจวิเคราะห์แอลกอฮอล์จากลมหายใจ วิเคราะห์ผลโดยการเป่าลมหายใจเข้าเครื่องตรวจวัดแอลกอฮอล์ผ่านทางหลอดเป่าแอลกอฮอล์ (ซึ่งเป็นหลอดพลาสติก) (วิไล ชินเวชกิจวานิชย์, ชนิตา พลานุเวช และสมชาย อิศระวานิชย์, 2541, หน้า 108) มีการสัมผัสโดยตรงระหว่างผู้ดื่มกับเครื่องตรวจวัด และจำเป็นที่จะต้องเปลี่ยนหลอดเป่าแอลกอฮอล์อย่างต่อเนื่อง ดังนั้น จึงมีความต้องการที่เพิ่มขึ้นสำหรับวิธีการตรวจวัดแอลกอฮอล์ที่รวดเร็ว แม่นยำ และราคาไม่แพง (Gülce, Gülce, Kavanoz, Coskun, & Yildiz, 2002) คือ “แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์” เป็นเซนเซอร์แอลกอฮอล์ชีวภาพซึ่งเป็นอีกหนทางเลือกที่น่าสนใจและมีความเหมาะสม เพราะได้มีการนำสารชีวภาพ เช่น เอนไซม์ มาใช้เป็นตัวตรวจจับสารที่ต้องการตรวจวัด และการเลือกใช้เอนไซม์แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์จะให้ผลที่ตอบสนองเฉพาะเจาะจงต่อสารที่ต้องการตรวจวัด (เอทานอล) (Kuswandi, Irmawati, Hidayat, Jayus, & Ahmad, 2014, p. 2135) เราเลือกใช้เอนไซม์แอลกอฮอล์ดีไฮโดรจีเนส (ADH) ตรึงบนขั้วไฟฟ้า ซึ่งขั้วไฟฟ้าของเอนไซม์ที่ได้จะแสดงคลื่นไฟฟ้าที่ดีเยี่ยมสำหรับการออกซิเดชันของโคเอนไซม์นิโคตินาไมด์อะดีนไดนิวคลีโอไทด์ (NAD⁺) (Cai, Xue, Zhou, & Yang, 1996, p. 339) เอนไซม์ดีไฮโดรจีเนสจะเร่งปฏิกิริยาออกซิเดชันในสถานะที่มีออกซิเจนเป็นสับสเตรทร่วม (ในสถานะทางเคมีที่ราบรื่น) แนวทางนี้ขึ้นอยู่กับพันธะเคมีของปัจจัยร่วม สามารถตรวจสอบได้โดยวิธีอินฟราเรดสเปกโทรสโกปี ซึ่งจะนำไปสู่ประสิทธิภาพที่ดีในแง่ของความเสถียรในระยะยาวของการตอบสนองทางเคมีไฟฟ้า (Wang, Etienne, Quiles, Kohring, & Walcarius, 2012, p. 111) และยังหลีกเลี่ยงการแทรกแซงจากสารออกซิไดซ์อื่น ๆ ในตัวอย่าง (Mullor, Cabezudo, Ordieres, & Ruiz, 1996; Santos, Freire, & Kubota, 2003; Sprules, Hartley, Wedge, Hart, & Pittson, 1996) เราตัดสินใจเลือกใช้วัสดุ 2 ชนิด ได้แก่ ซิลิกอนไดออกไซด์ (SiO₂) และพอลิไธไมด์ (PI) ซิลิกอนมีคุณสมบัติเป็นโลหะออกไซด์ที่มีความว่องไวสูง การตอบสนองและการฟื้นตัวเร็ว สามารถตรวจจับได้แม้ความเข้มข้นของสารต่ำ (Kolmakov, Klenov, Lilach, Stemmer, & Moskovits, 2005; Jin, Park, Kim, & Lee, 2012; Park, An, Ko, Jin, & Lee, 2012; Kwon, Kim, Lee, Chin, Seong, & Lee, 2012) SiO₂ มีพื้นที่ผิวมาก โครงสร้างที่มีรูพรุนช่วยเพิ่มการตอบสนองของก๊าซเนื่องจากอัตราส่วนพื้นที่ผิวต่อปริมาตรสูง (Sun, Liu, Meng, Liu, Jin, Kong, & Liu, 2012; Kim, et al., 2016) และ PI มีคุณสมบัติเป็นพอลิเมอร์ที่มีประสิทธิภาพสูง เนื่องจากมีความเสถียรทางเคมี ความร้อน และการฉายรังสีที่ดีเยี่ยม ความแข็งแรงทางกลสูง และฉนวนไฟฟ้าที่เชื่อถือได้ มี

การประยุกต์ใช้กันอย่างแพร่หลายในไมโครอิเล็กทรอนิกส์ที่ล้ำสมัย (Tsai & Huang, 2006; Haixia, et al., 2019, pp. 22143) และยังพบว่า PI มีการใช้งานเป็นเมมเบรนในการตรึง เอนไซม์ เนื่องจากมีความคงตัวทางเคมีที่ดีและมีปฏิกิริยาต่ำ (Ghaemy, & Nasab, 2010; Chou, Kuo, Chang, Yeh, & Chang, 2010; Jiang, Liu, Wu, Li, & Jin, 2006; Jin & Ishii, 2005) นอกจากนี้เรายังเลือกใช้ซิลเวอร์ (Ag) เป็นขั้วไฟฟ้าเนื่องจาก Ag มีคุณสมบัติที่มีความยืดหยุ่นสูง มีการนำไฟฟ้าที่ดี และมีความโปร่งใสสูง (Kim, et al., 2015; Kim, et al., 2017; Park, et al., 2016; Choi, et al., 2015; Lee, et al., 2013) มีความทนทานต่อการกัดกร่อนและใช้กันอย่างแพร่หลายในขั้วไฟฟ้าที่มีความยืดหยุ่นและเซนเซอร์ที่มีความยืดหยุ่น (Li, Ding, & Yang, 2019) Ag จึงมีความเหมาะสมสำหรับนำมาใช้เป็นขั้วไฟฟ้า

ดังนั้น ผู้ทำวิจัยจึงมีความสนใจที่จะพัฒนาไบโอเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดก๊าซเอทานอลที่สวมใส่ได้ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ ลดการสัมผัสโดยตรงกับผู้ดื่ม การวิเคราะห์ผลเร็ว และมีราคาถูกกว่าเมื่อเทียบกับเครื่องตรวจวัดแอลกอฮอล์จากลมหายใจ 1. เราเลือกใช้ตัวรับรู้แอลกอฮอล์ MQ-3 เป็นอุปกรณ์ต้นแบบซึ่งมีราคาถูก 2. ประดิษฐ์มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ และเลือกวัสดุ 2 ชนิดสำหรับใช้เป็นโครงสร้างชั้นสัญญาณประกอบไปด้วย SiO₂ และ PI เราเลือกใช้เอนไซม์ ADH โคเอนไซม์ NAD⁺ เป็นไบโอเซนเซอร์ ตรึงบนขั้วไฟฟ้า Ag โดยใช้วิธี DC แมกนีตรอนสปีดเตอริง และ 3. ทดสอบประสิทธิภาพผลการตอบสนองของแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ที่พัฒนาขึ้นทั้ง 2 ตัวอย่าง ได้แก่ มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ กับมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ สำหรับชิ้นงานนี้เราสามารถนำไปประยุกต์ใช้หรือต่อยอดไปยังอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่สวมใส่ได้ชนิดอื่น ๆ หรือตรวจวิเคราะห์สารหรือก๊าซชนิดอื่น ๆ ต่อไป ได้ในอนาคต

วัตถุประสงค์

1. เพื่อสังเคราะห์วัสดุโครงสร้างชั้นสัญญาณประกอบไปด้วย SiO₂ และ PI โดยใช้เอนไซม์ ADH และโคเอนไซม์ NAD⁺ เป็นไบโอเซนเซอร์
2. เพื่อทดสอบประสิทธิภาพการตอบสนองของแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ที่พัฒนาขึ้น

ความมุ่งหมายของการวิจัย

1. พัฒนาและประดิษฐ์มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์
2. ตรวจสอบวัดก๊าซเอทานอลได้ในช่วงอุณหภูมิกว้าง การวิเคราะห์ผลรวดเร็ว
3. ลดการสัมผัสโดยตรงกับผู้ดื่มแอลกอฮอล์
4. ได้องค์ความรู้ และผลงานตีพิมพ์ในวารสารระดับนานาชาติ

ความสำคัญของการวิจัย

1. พัฒนาและประดิษฐ์มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดก๊าซเอทานอลที่สวมใส่ได้ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์
2. เพิ่มพูนความรู้ในศาสตร์สาขาวิชาฟิสิกส์ที่รวมเอาความรู้ในสาขาวิชาต่าง ๆ ได้แก่ ชีวเคมี อิเล็กทรอนิกส์ มาประยุกต์ใช้ในการพัฒนาต่อยอดคุณสมบัติของฟิล์ม
3. สามารถนำไปประยุกต์ใช้หรือพัฒนาในการตรวจวัดสารชนิดอื่น

ขอบเขตของการวิจัย

1. วัสดุโครงสร้างชั้นสัญญาณประกอบไปด้วย SiO_2 และ PI ใช้เอนไซม์ ADH และโคเอนไซม์ NAD^+ เป็นไบโอเซนเซอร์ ตรึงบนขั้วไฟฟ้า Ag โดยวิธี DC แมกนีตรอนสปีดเตอริง
2. ทดสอบประสิทธิภาพผลการตอบสนองของแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ที่พัฒนาขึ้น
3. เปรียบเทียบผลการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลของ มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ ก๊าซต้นแบบกับ มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ และมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ในห้องปฏิบัติการ
4. เซนเซอร์ใช้ตรวจวัดก๊าซเอทานอล

กรอบแนวคิดของการวิจัย

กรอบแนวคิดของการวิจัยและการพัฒนาไบโอเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดก๊าซเอทานอลแสดงในภาพประกอบ 1

RID impact pathway

มีความสำคัญในทางการแพทย์ และอุตสาหกรรม

ต้องผ่านกระบวนการแยกตัวอย่าง เช่น การกลั่น การระเหย ซึ่งอาจใช้เวลานานและเครื่องมือมีราคาแพง

ต้องการผู้ปฏิบัติงานที่ได้รับการอบรม

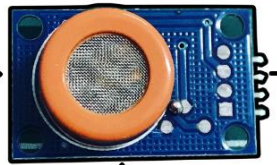
ต้องการเซนเซอร์ตรวจวัดก๊าซระบบ Real Time ราคาถูก

ต้องการเซนเซอร์ตรวจวัดก๊าซชีวภาพที่ใช้งานง่าย ไม่ซับซ้อน และกะทัดรัด

ลดการสัมผัสโดยตรงระหว่างผู้ต็มกับเครื่องมือตรวจวัด

เซนเซอร์ก๊าซชีวภาพ

ประเด็นปัญหา



เทคนิควิธี

- การสังเคราะห์ฟิล์มบาง Ag
- การศึกษาลักษณะเฉพาะของฟิล์มบาง Ag
- การตรึงเอนไซม์ ADH/NAD+
- การประดิษฐ์มอดูลเซนเซอร์ก๊าซชีวภาพ
- ทดสอบประสิทธิภาพของเซนเซอร์

วิธีการทดลอง

ผลที่คาดว่าจะได้รับ

- เทคนิคการสังเคราะห์ฟิล์มบางด้วยวิธีดีซีแมกนีตรอนสปีดเตอริง
- เทคนิคการตรึงเอนไซม์แบบเชื่อมไขว้
- เทคนิคการเชื่อมขั้วไฟฟ้าด้วยวิธีการบัดกรี

- เซนเซอร์ก๊าซชีวภาพสำหรับตรวจวัดก๊าซเอทานอล
- เซนเซอร์ก๊าซชีวภาพระบบ Real Time
- ความจำเพาะต่อก๊าซเอทานอล ความไวในการวัด ความเสถียร และความสามารถในการกู้คืน
- เซนเซอร์ก๊าซชีวภาพสำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์
- เซนเซอร์ตรวจวัดก๊าซราคาถูก

ภาพประกอบ 1 RID Impact Pathway

นิยามศัพท์เฉพาะ

แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ (Alcohol biosensor) หมายถึง อุปกรณ์ที่ใช้วัดค่าการเปลี่ยนแปลงของปริมาณทางฟิสิกส์เช่น อุณหภูมิ ความดัน ก๊าซ นิยมเรียกชื่อตามชนิดของสารที่ต้องการติดตาม (อัญชลี สำเภา, 2554) โดยอาศัยพื้นฐานการนำสารที่มีความไวทางชีวภาพเช่น เอนไซม์ มาใช้ร่วมกับเครื่องมือทางอิเล็กทรอนิกส์ที่สามารถรับและแปลงสัญญาณทางฟิสิกส์ให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้า (พัฒนา เหล่าไพบุลย์, 2536)

ขั้วไฟฟ้าฟิล์มบาง (Thin film electrode) หมายถึง วัสดุแอคทีฟที่ประกอบไปด้วยชั้นสัญญาณที่มีความหนาตั้งแต่นาโนเมตรไปจนถึงไมโครเมตร มีการตอบสนองทางเคมีไฟฟ้าอย่างรวดเร็วเนื่องจากประจุไฟฟ้าชั้นมีความหนาและบางสม่ำเสมอ เป็นอุปกรณ์ที่มีประสิทธิภาพสูงและเหมาะสมสำหรับรวมเข้ากับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์แบบพกพา (Minghao & Xinliang, 2019, pp. 338)

เอนไซม์แอลกอฮอล์ดีไฮโดรจีเนส (Alcohol Dehydrogenase : ADH) หมายถึง สารทางชีวภาพที่มีการออกซิไดซ์โมเลกุลซัลเฟอร์โดยปฏิกิริยารีดักชันที่ถ่ายทอดไฮดรอนประจุลบของไฮโดรเจน (Hydride, H^-) ไปยังตัวรับอิเล็กตรอนคือโคเอนไซม์นิโคตินาไมด์อะดีนีนไดนิวคลีโอไทด์ (β – Nicotinamide Adenine Dinucleotide : NAD^+) โมเลกุลของแอลกอฮอล์ที่ถูกออกซิไดซ์เป็นแอลดีไฮด์ ได้แก่ เอทานอล ซึ่งจะถูกออกซิไดซ์เป็นอะซีทัลดีไฮด์โดยเอนไซม์ ADH (Rojo, 2009)

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

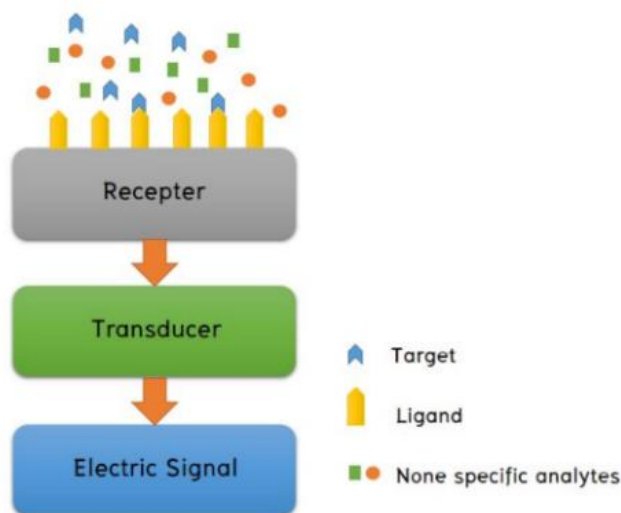
เอกสารที่เกี่ยวข้อง

1. ไบโอสเซนเซอร์ (Biosensor)

ไบโอสเซนเซอร์เป็นเทคนิคที่มีการนำสารชีวโมเลกุล หรือ สารชีวภาพไปติดกับตัวตรวจวัดทางไฟฟ้าหรือทรานส์ดิวเซอร์ทำให้สามารถวัดปริมาณสารตัวอย่างได้อย่างรวดเร็วและมีความจำเพาะเจาะจงกับสารที่ต้องการตรวจวัด ซึ่งประกอบไปด้วย 2 ส่วน ที่สำคัญ คือ ส่วนของสารชีวภาพและส่วนของทรานส์ดิวเซอร์หรือตัววัดสัญญาณซึ่งทำหน้าที่แปลงสัญญาณทางไฟฟ้า (ภาพประกอบ 2) หลักการทำงานของไบโอสเซนเซอร์ขั้นแรกจะทำการตรึงสารชีวภาพบนตัวตรวจวัด สารที่ต้องการตรวจวัดจะจับกับสารชีวภาพอย่างจำเพาะเจาะจง เรียกขั้นตอนนี้ว่า “กลไกการจดจำทางชีวภาพ ” จากการเข้าจับกันของสารที่ต้องการตรวจวัดกับสารชีวภาพทำให้เกิดปฏิกิริยาทางชีวเคมีและเกิดการเปลี่ยนแปลงของอิเล็กตรอน แสง การเปลี่ยนแปลงดังกล่าวจะเข้าสู่ตัวแปลงสัญญาณ หลังจากนั้นตัวแปลงสัญญาณรับและเปลี่ยนสัญญาณเฉพาะเป็นสัญญาณไฟฟ้าทำให้สามารถอ่านค่าได้เรียกขั้นตอนนี้ว่า “เทคนิคการรับและแปลงสัญญาณทางฟิสิกส์ ” ค่าที่ได้ทำให้ทราบปริมาณของสารที่ตรวจวัด (Chaubey & Malhotra, 2002, pp. 441–456)

ปัจจุบันมีงานวิจัยและพัฒนาไบโอสเซนเซอร์สำหรับการตรวจวัดปริมาณสารต่าง ๆ เป็นจำนวนมาก ทั้งนี้เนื่องจากความก้าวหน้าทางเทคโนโลยีการตรึงสารชีวภาพ การปรับปรุงสารชีวภาพ และการปรับปรุงทรานส์ดิวเซอร์ การพัฒนาด้านชิ้นส่วนไฟฟ้าที่มีขนาดเล็ก รวมทั้งการพัฒนาไมโครคอมพิวเตอร์ ซึ่งประกอบไปด้วยไมโครคอมพิวเตอร์ที่สามารถเชื่อมต่อเข้ากับเครื่องมือหลายชนิดทำให้สามารถนำมาใช้งานที่อ่านผลอย่างต่อเนื่องให้ข้อมูลขณะนั้น และช่วยผลักดันให้ขอบข่ายทางด้านไบโอสเซนเซอร์มีการพัฒนา

รุดหน้าไปอย่างรวดเร็ว (โสภา กลิ่นจันทร์, 2544) ขอบข่ายงานด้านต่าง ๆ ที่นำไบโอเซนเซอร์ไปประยุกต์ใช้แบ่งออกเป็นสามกลุ่มใหญ่ ๆ ดังนี้



ภาพประกอบ 2 ลักษณะการทำงานของไบโอเซนเซอร์

1.1 ด้านการแพทย์ (Medical)

จัดเป็นขอบข่ายที่มีประโยชน์ และเป็นตลาดที่ใหญ่ที่สุดของการวิจัยและพัฒนาไบโอเซนเซอร์ อีกทั้งเป็นที่ต้องการมากยิ่งขึ้นในอนาคต เอนไซม์ไบโอเซนเซอร์ถูกนำมาประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์ และพัฒนาออกสู่ตลาดการค้าเพื่อใช้ในการตรวจวิเคราะห์สารทางชีวภาพที่มีความสำคัญ เช่น ไบโอเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดปริมาณน้ำตาลกลูโคสในเลือดของสิ่งมีชีวิต (In vivo measurement) ที่สามารถติดตามระดับน้ำตาลในเลือดอย่างต่อเนื่องให้ผลการตอบสนองแบบเรียลไทม์ (Real Time) ซึ่งสามารถทราบผลการวัดได้ทันทีในกรณีที่แพทย์ต้องการวินิจฉัยโรคและต้องการตัดสินใจอย่างรวดเร็วโดยไม่ต้องเจาะเลือดผู้ป่วย (Wilson & Hu, 2000, pp. 2693–2704) นอกจากนี้ยังมีเอนไซม์ไบโอเซนเซอร์แอนติบอดีหรือที่เรียกว่า “อิมมูโนเซนเซอร์” มีการนำมาใช้ในการวินิจฉัยโรคทางการแพทย์ เช่น การตรวจวัดสารก่อมะเร็ง ซึ่งเป็นสัญญาณแรกในการบ่งบอกถึงโรคมะเร็งคือ การถูกทำลายของดีเอ็นเอ ดังนั้น เมื่อสารก่อมะเร็งเข้าสู่ร่างกาย จะทำปฏิกิริยากับดีเอ็นเอทำให้ดีเอ็นเอส่วนนี้เกิดการเสียหายหรือถูกทำลาย ทำให้ร่างกายไม่สามารถซ่อมแซมส่วนนี้ได้เซลล์ที่เกิดการเปลี่ยนแปลงเหล่านี้จะเกิดการเพิ่มจำนวนใน

ขณะที่ระบบภูมิคุ้มกันของร่างกายไม่สามารถควบคุมได้ และกลายเป็นเนื้อร้ายหรือเซลล์มะเร็ง ไบโอดีเซนเซอร์ที่อาศัยแอนติบอดีเป็นสารชีวภาพสามารถพัฒนาในลักษณะเป็นชิป (Chip) สามารถตรวจสอบส่วนของดีเอ็นเอที่ถูกทำลายไปได้โดยการจุ่มชิป (ที่มีสารแอนติบอดีถูกตรึงอยู่ที่ผิวหน้า) ลงในน้ำปัสสาวะของผู้ป่วย โพรตีนซึ่งเป็นสารประกอบของแอนติบอดีจะทำหน้าที่เหมือนเป็นระบบภูมิคุ้มกันของร่างกายในการจับกับสารแปลกปลอมอย่างจำเพาะเจาะจง ส่วนของดีเอ็นเอที่จับกับแอนติบอดีจะเกิดการเรืองแสงเมื่อนำไปสแกนด้วยเลเซอร์ ข้อมูลที่ได้จากการสแกนบ่งบอกหรือประเมินได้ถึงอันตรายที่เกิดจากมะเร็ง นอกเหนือจากนี้ยังมีการวัดปริมาณสารส่งสัญญาณทางระบบประสาท ฮอร์โมน และสารเมตาบอไลต์อื่น ๆ (Elliott, 2001)

1.2 ด้านสิ่งแวดล้อม (Environment)

การพัฒนาไบโอดีเซนเซอร์ในด้านนี้ในทางการค้าเป็นการพัฒนาสำหรับการตรวจวัดในภาคสนามซึ่งต้องการไบโอดีเซนเซอร์ที่สามารถเคลื่อนย้ายได้ อีกทั้งทนทานต่อสภาพของการวัดได้ดี ปัจจุบันพัฒนาเป็นเซนเซอร์ขนาดเล็กที่สามารถวัดแบบออนไลน์ได้ เช่น การตรวจวัดปริมาณของไนเตรท/ไนไตรท์ใน Activated sludge มีการตรึงเซลล์แบคทีเรียไว้ในหัววัดแล้วปิดผิวหน้าไว้ด้วยเยื่อหุ้มเซลล์ เมื่อออกของไนเตรท/ไนไตรท์แพร่ผ่านเยื่อหุ้มเซลล์เข้าไป แบคทีเรียที่อยู่ในหัววัดจะเปลี่ยนออกของดังกล่าวให้เป็น Nitrous oxide สามารถตรวจวัดด้วยวิธีการเคมีไฟฟ้าได้ (Larsen, Damgaard, & Kjaer, 2000, pp. 2463–2468) มีการประยุกต์ใช้ไบโอดีเซนเซอร์ชนิดอื่น ๆ ทางด้านนี้ เช่น บีโอดีเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดของเสียอินทรีย์สาร ไบโอดีเซนเซอร์ตรวจวัดสารพิษ เช่น ยาฆ่าแมลงพวกออร์กาโนฟอสเฟสและคาร์บอเมต เป็นต้น (Roger & Gerlach, 1999)

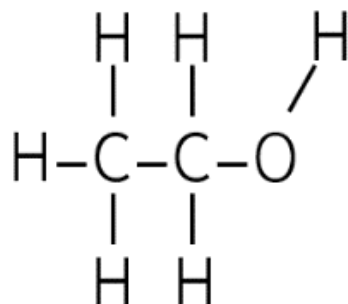
1.3 ด้านอุตสาหกรรม (Industrial)

อุตสาหกรรมด้านอาหารหรืออุตสาหกรรมการหมัก มีความต้องการของระบบตรวจวัดและควบคุมแบบอัตโนมัติเพื่อติดตามข้อมูลในระหว่างการผลิต รวมทั้งควบคุมกระบวนการให้ดำเนินไปในทิศทางที่ต้องการเพื่อให้ได้ผลิตภัณฑ์ที่มีคุณภาพ การตรวจวัดทางด้านอุตสาหกรรมอาหาร เช่น การวัดสารปนเปื้อน สารพิษ สารปรุงแต่งในอาหาร ปัจจุบันสามารถพัฒนาไบโอดีเซนเซอร์สำหรับการตรวจวัดการปนเปื้อนในอาหารเพื่อนำมาใช้งานสำหรับภาคสนามได้ ซึ่งสามารถตรวจวัดความเข้มข้นของจุลินทรีย์ที่ทำให้เกิดโรคได้หลาย ๆ ชนิดในเวลาเดียวกัน เช่น จุลินทรีย์ที่ทำให้เกิดโรคที่แตกต่างกันถึง 12 ชนิด ภายในเวลาน้อยกว่า 1–2 h การตรวจวัดโดยทั่วไปใช้เวลาอย่างน้อย 12 h หรือ

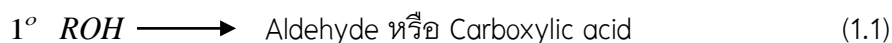
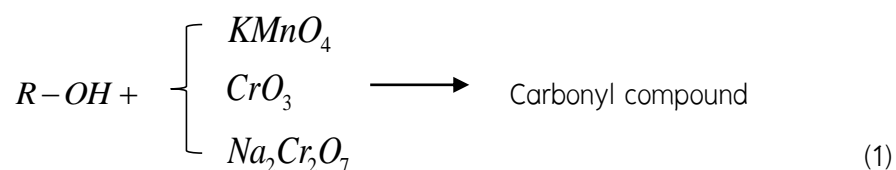
มากกว่า จากรายงานการวิจัยพบว่าการประยุกต์ใช้ไบโอเซนเซอร์ในการตรวจวัดจุลินทรีย์ที่ทำให้เกิดโรคในอาหารจำพวกเนื้อให้ความไวในการตรวจวัดถึง 100 cell/mm ในระดับเวลาเป็นนาที การตรวจวัดทั่วไปในห้องปฏิบัติการให้ความไวในการตรวจวัดเพียง 5,000 cell/mm ภายในเวลา 8-24 h ด้านอุตสาหกรรมอาหาร เช่น ไบโอเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดความสดของเนื้อ ไบโอเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดปริมาณแลคเตทในการควบคุมคุณภาพของไวน์และโยเกิร์ต ด้านอุตสาหกรรมการหมัก เช่น การตรวจวัดกรดอะมิโน เพนนิซิลิน หรือใช้ไบโอเซนเซอร์ในการควบคุมปริมาณน้ำตาลซูโครสในการผลิตน้ำเชื่อม รวมไปถึงใช้ไบโอเซนเซอร์ในการควบคุมปริมาณของเอทานอลในเครื่องดื่มแอลกอฮอล์ เป็นต้น (Anonymous, 2000)

2. แอลกอฮอล์ (Alcohol)

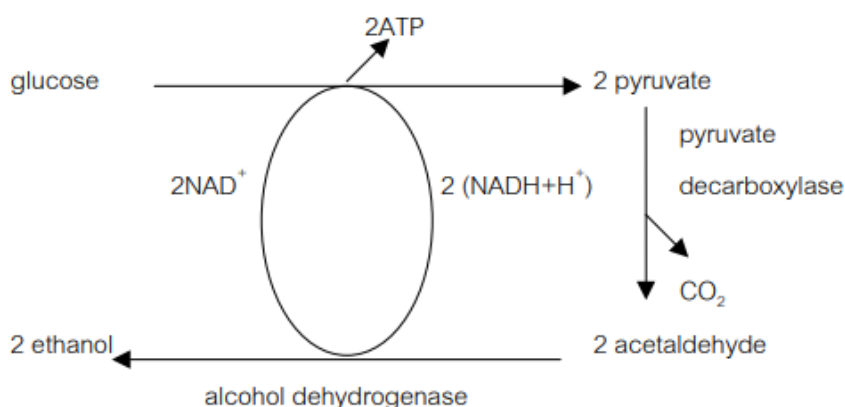
Lieber (1991) แอลกอฮอล์เป็นสารประกอบอินทรีย์ที่มีหมู่ไฮดรอกซิล (Hydroxyl group OH) สูตรทางเคมีคือ C_2H_5OH (ภาพประกอบ 3) ต่ออยู่กับอะตอมของคาร์บอน โดยที่เมทานอล (Methanol) เป็นจำนวนอะตอมที่มีคาร์บอนน้อยที่สุด 1 อะตอม (C1) แอลกอฮอล์โมเลกุลขนาดเล็กระหว่าง C1-C3 สามารถละลายน้ำได้ดีและสมบัติการละลายน้ำจะลดลงเมื่อจำนวนอะตอมคาร์บอนเพิ่มขึ้น ในปฏิกิริยาเคมีทั่วไปการออกซิเดชันของแอลกอฮอล์ปฐมภูมิ (Primary alcohol) จะได้ผลิตภัณฑ์เป็นแอลดีไฮด์ (Aldehyde) ซึ่งสามารถเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันต่อไปเป็นกรดคาร์บอกซิลิก (Carboxylic acid) ส่วนการออกซิเดชันของแอลกอฮอล์ทุติยภูมิ (Secondary alcohol) จะได้คีโตน (Ketone) ในขณะที่การออกซิเดชันของแอลกอฮอล์ตติยภูมิ (Tertiary alcohol) จะเกิดขึ้นได้ยาก (สมการที่ 1, 1.1, 1.2, 1.3) (นงพงา จรัสโสภณ, 2559)



ภาพประกอบ 3 แสดงสูตรโครงสร้างของแอลกอฮอล์



แอลกอฮอล์ มาจากภาษาอารบิก คำว่า Al-kohl ที่ชาวอาหรับใช้เรียก เครื่องดื่มประเภทยาของ ของมีนเมาต่าง ๆ ได้แก่ รัม เหล้า ไวน์องุ่น เบียร์ ซึ่งในอดีต แอลกอฮอล์สามารถเกิดขึ้นเองตามธรรมชาติก่อนที่มนุษย์จะรู้จักวิธีการผลิตแอลกอฮอล์ จากยีสต์ แอลกอฮอล์มีหลายชนิดหลายรูปแบบตามน้ำหนักของโมเลกุลที่ประกอบขึ้นมา เช่น เอทิลแอลกอฮอล์ เมทิลแอลกอฮอล์ บิวทิลแอลกอฮอล์ และโพรพิลแอลกอฮอล์ แอลกอฮอล์ชนิดดื่มได้คือ เอทิลแอลกอฮอล์ หรือ เอทานอล โดยคำว่า เอทานอล คิดค้นขึ้น เมื่อปี พ.ศ. 2435 มาจากคำว่า Ethane กับ Ol ส่วนสุดท้ายของแอลกอฮอล์ (องค์การสุรา, 2560) การหมักเอทานอลของยีสต์นั้นเกิดจากการที่น้ำตาลกลูโคสถูกเปลี่ยนไปตามวิถีไกลโคไลซิส (ภาพประกอบ 4) จนได้ไพรูเวต จากน้ำตาลกลูโคส 1 โมเลกุล จะให้ไพรูเวต 2 โมเลกุล จากนั้นไพรูเวตเกิด Decarboxylation โดยเอนไซม์ Pyruvate decarboxylase เป็นตัวเร่งการสร้างแอลดีไฮด์ซึ่งจะเปลี่ยนเป็นเอทานอลโดยมีเอนไซม์ แอลกอฮอล์ดีไฮโดรจีเนสเป็นตัวเร่งปฏิกิริยา (Panchal, & Tavares, 1990)



ภาพประกอบ 4 กระบวนการไกลโคไลซิส

ที่มา : (Panchal, & Tavares, 1990)

เครื่องดื่มแอลกอฮอล์ถ้าหากบริโภคมากเกินไปอาจส่งผลเสียต่อสุขภาพได้ โดยตรงและส่งผลกระทบต่อเศรษฐกิจและสังคมโดยรวม เช่น ก่อให้เกิดการเสพติด พิษ จากแอลกอฮอล์ก่อให้เกิดโรคเรื้อรัง ปัญหาความยากจน ปัญหาอาชญากรรม ปัญหา ครอบครัว และปัญหาอุบัติเหตุจราจร ซึ่งทุกภาคส่วนต้องร่วมกันในการแก้ไขโดยเฉพาะอย่างยิ่งปัญหาอุบัติเหตุจราจร ซึ่งมากกว่าร้อยละ 50 ของอุบัติเหตุที่เกิดขึ้นทั้งหมดมี สาเหตุมาจากการบริโภคเครื่องดื่มแอลกอฮอล์ ทั้งนี้โดยความเสี่ยงในการเกิดอุบัติเหตุ จราจรในแต่ละครั้งจะเพิ่มสูงขึ้นตามระดับแอลกอฮอล์ในกระแสเลือดของผู้ขับขี่ ซึ่งส่งผล ทำให้เกิดการบาดเจ็บและเสียชีวิต (สำนักกฎหมาย, 2552, หน้า 140)

2.1 นิยามของภาวะเมาสุรา (Alcohol intoxication)

พระราชบัญญัติจราจรทางบก (2560) ภาวะเมาสุราเป็นภาวะที่บุคคลมี อาการไม่สบายจากพิษของแอลกอฮอล์หลังจากดื่มสุราเข้าไปปริมาณหนึ่ง ซึ่งทำให้เกิด อาการผิดปกติทางร่างกายจิตใจและพฤติกรรม ความสามารถในการทำหน้าที่ต่าง ๆ บกพร่อง โดยเฉพาะในการขับขี่ยานพาหนะและการควบคุมเครื่องจักรกล ในประเทศไทย ได้กำหนดระดับแอลกอฮอล์ในเลือด (Blood Alcohol Concentration : BAC) สำหรับผู้ขับขี่ ไม่ให้เกิน 0.05 g% ตามกฎกระทรวงฉบับที่ ๒๑ (พ.ศ. ๒๕๖๐) ออกความตามใน พระราชบัญญัติจราจรทางบก พ.ศ. ๒๕๖๒ โดยมีเนื้อหา ดังนี้

“ข้อ 3 ถ้ามีปริมาณแอลกอฮอล์ในเลือดดังต่อไปนี้ให้ถือว่าเมาสุรา กรณีตรวจวัดจากเลือด เกิน 50 mg% เว้นแต่ผู้ขับขี่ในกรณีดังต่อไปนี้ที่มีปริมาณแอลกอฮอล์ในเลือดเกิน 20 mg%

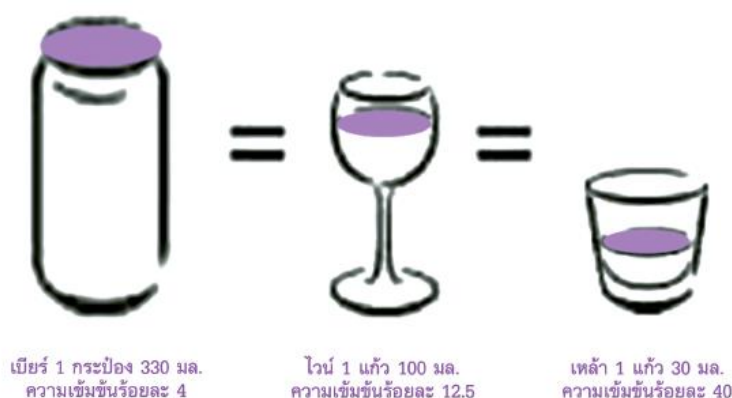
- (ก) ผู้ขับขี่ซึ่งมีอายุต่ำกว่า 20 ปีบริบูรณ์
- (ข) ผู้ขับขี่ซึ่งได้รับใบอนุญาตขับรถชั่วคราวตามกฎหมายว่าด้วยรถยนต์
- (ค) ผู้ขับขี่ซึ่งมีใบอนุญาตขับขี่สำหรับรถประเภทอื่นที่ใช้แทนกันไม่ได้
- (ง) ผู้ขับขี่ซึ่งไม่มีใบอนุญาตขับขี่ หรืออยู่ระหว่างถูกพักใช้หรือเพิกถอน ใบอนุญาตขับขี่ ”

ดังนั้นการมีระดับแอลกอฮอล์ในเลือดสูงเกินระดับนี้จึงสามารถเรียกได้ว่า “เมาสุรา ” ตามกฎหมายการขับขี่ยานพาหนะในประเทศไทย

2.2 กลไกของการเกิดภาวะเมาสุรา (Mechanisms of Alcohol intoxication)

การเมาสุราเกิดขึ้นได้จากการดื่มเครื่องดื่มที่ผสมแอลกอฮอล์ในปริมาณ มากกว่าปกติ การดื่มประมาณ 5 หน่วยดื่มมาตรฐานขึ้นไปสำหรับผู้ชาย หรือ 4 หน่วยดื่ม มาตรฐานขึ้นไปสำหรับผู้หญิงในเวลา 2 h จะทำให้มีระดับแอลกอฮอล์ในเลือดสูงถึง 0.08

g/dl ผู้ชายที่น้ำหนักตัว 68 kg เมื่อดื่มสุราปริมาณ 1 หน่วยมาตรฐาน (ภาพประกอบ 5) สามารถเพิ่มระดับแอลกอฮอล์ในเลือดให้สูงถึง 0.015–0.020 g/dl/h ระดับแอลกอฮอล์ในเลือดนิยมวัดเป็นหน่วยของปริมาณมวลของแอลกอฮอล์ (g) ต่อปริมาตรของเลือด 1 หน่วย (dl) เช่น ระดับแอลกอฮอล์ในเลือด 0.05 g/dl หมายความว่า ในเลือดปริมาณ 1 dl มีมวลแอลกอฮอล์ 0.05 g เป็นต้น (Dalawari, 2014)



ภาพประกอบ 5 สุรา 1 หน่วยมาตรฐาน

ที่มา : (Dalawari, 2014)

เมื่อแอลกอฮอล์เข้าสู่ร่างกาย แอลกอฮอล์ประมาณร้อยละ 10–20 จะถูกดูดซึมจากกระเพาะอาหาร แอลกอฮอล์ที่เหลือร้อยละ 80–90 ถูกดูดซึมผ่านลำไส้เล็ก การรับประทานอาหารร่วมด้วยช่วยเพิ่มการดูดซึมแอลกอฮอล์และใช้เวลาเพียง 1–3 h ในการดูดซึมแอลกอฮอล์ โดยทั่วไประดับความเข้มข้นของแอลกอฮอล์ในเลือดจะเพิ่มสู่ระดับสูงสุดในเวลา 30–90 min ซึ่งขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายประการ ได้แก่ ปริมาณการดื่ม อัตราเร่งของการดื่ม ชนิดของแอลกอฮอล์ การดื่มรวดเดียวทำให้ระดับของแอลกอฮอล์ในเลือดสูงกว่าการดื่มเบียร์หรือไวน์ในขณะท้องว่าง การดื่มเบียร์ทำให้ระดับของแอลกอฮอล์สูงกว่าการดื่มวิสกี้ไม่ว่าจะเป็นในเวลาว่างหรือรับประทานอาหาร (Mitchell, Teigen, & Ramchandani, 2014) และอัตราการดูดซึมโดยการดื่มแอลกอฮอล์ขณะท้องว่างจะช่วยเพิ่มปริมาณการดูดซึม ส่วนการดื่มหลังอาหารจะช่วยลดปริมาณการดูดซึม (Ramchandani, Bosron, & Li, 2001) รวมไปถึงอายุ เพศ ลักษณะทางพันธุกรรม (Roine, et al., 1993)

พิษแอลกอฮอล์จะเพิ่มขึ้นตามระดับแอลกอฮอล์ในเลือด อัตราการดูดซึมมีความสัมพันธ์โดยตรงกับความรุนแรงของภาวะคนเมาสุรา คนที่มีภาวะอ้วนกับคนที่ผอมสูงที่มีน้ำหนักเท่ากัน เมื่อดื่มแอลกอฮอล์ในปริมาณเท่ากัน คนที่มีภาวะอ้วนจะมีระดับแอลกอฮอล์ในเลือดสูงกว่าในคนที่ผอมสูง เนื่องจากมีมวลไขมันมากกว่ามวลกล้ามเนื้อ พื้นที่กระจายแอลกอฮอล์สู่เนื้อเยื่อมีน้อยทำให้แอลกอฮอล์คงระดับสูงอยู่ในเลือด รวมไปถึงถึงผู้หญิงเนื่องจากผู้หญิงมีมวลไขมันมากกว่าแต่มีพื้นที่เป็นน้ำน้อยกว่าผู้ชาย เมื่อดื่มสุราในปริมาณเท่ากันผู้หญิงจะมีระดับแอลกอฮอล์ในเลือดสูงกว่าผู้ชาย (Thomasson, 1995)

แอลกอฮอล์ที่ถูกดูดซึมเข้าไปในร่างกายแล้วประมาณร้อยละ 90 จะถูกร่างกายเผาผลาญทำลายโดยผ่านกระบวนการออกซิเดชัน (Oxidation) ในตับ ส่วนที่เหลือร้อยละ 10 จะถูกขับออกในรูปของของเหลวและไอระเหย โดยทั่วไปร่างกายสามารถเผาผลาญแอลกอฮอล์ในอัตรา 0.015 g/dl/h (พิสัยเท่ากับ 0.010-0.030 g/dl/h) คนที่ดื่มสุราที่มีความเข้มข้นร้อยละ 40 แอลกอฮอล์สามในสี่ส่วนจะถูกเผาผลาญภายใน 1 h แอลกอฮอล์ประมาณ 1 หน่วยดื่มมาตรฐานจะถูกทำลายหมดภายใน 1 h คนที่ดื่มสุรามานานจะมีความทนทานต่อการเปลี่ยนแปลงไป ทำให้การเผาผลาญเร็วขึ้นกว่าปกติ ผลทำให้ร่างกายของบุคคลนั้นเกิดการปรับตัวถึงแม้ดื่มสุราในปริมาณมากแต่ไม่มีอาการเมาสุรา แต่ถ้าหากดื่มในปริมาณมากจนเกินไปและระยะเวลาสะสมจะส่งผลทำให้เกิดโรคได้ เช่น โรคตับ ส่งผลทำให้การเผาผลาญแอลกอฮอล์เริ่มช้าลง ดื่มแอลกอฮอล์ได้น้อยลงแต่เมาเร็วขึ้น (Marczinski & Fillmore, 2009) การเผาผลาญแอลกอฮอล์จะถูกทำลายด้วยเอนไซม์จากกระบวนการต่าง ๆ ดังนี้

2.2.1 วิธีออกซิเดชัน (Oxidative Pathway) (Manzo & Saavedra, 2010)

(ก) เอนไซม์แอลกอฮอล์ดีไฮโดรจีเนส เป็นเอนไซม์หลักในการกำจัดเอทานอลโดยเฉพาะคือ Class I ADH โดยมีโคเอนไซม์คือ นิโคตินาไมด์อะดีนไดนิวคลีโอไทด์เป็นตัวร่วมปฏิกิริยาทำให้ได้ Free Radicals และ Acetaldehyde ทำลายเซลล์ตับ

(ข) เอนไซม์ไซโทโครม P450 2E1 (CYP2E1) Cytochrome P450 2E1 เอนไซม์จะถูกกระตุ้นเมื่อมีการบริโภคเอทานอลเป็นเวลานาน พบในตับ สมอง จากกระบวนการเมทาบอลิซึมได้ Hydroxyethyl Superoxide Anion และ Hydroxyl Radicals

(ค) เอนไซม์แคททาเลส (Catalase) สามารถออกซิไดซ์เอทานอลได้โดยเปลี่ยน Hydrogen Peroxide (H_2O_2) เป็น H_2O

2.2.2 วิถีเพนโตสฟอสเฟต (Pentose phosphate Pathways) ทำให้เกิด Fatty Acid Ethyl Esters (FAEEs) จากปฏิกิริยาระหว่างแอลกอฮอล์และกรดไขมันสร้างโมเลกุลไขมันซึ่งประกอบด้วยฟอสฟอรัสในรูปของ Phosphatidyl Ethanol มีเอนไซม์ที่เกี่ยวข้องคือ เอนไซม์ฟอสโฟลิเพส (Phospholipase D : PLD) ซึ่งเปลี่ยน Phospholipids (Primarily Phosphatidylcholine) ให้กลายเป็น Phosphatidic Acid (Jumlongkul, 2016)

2.3 อาการเมาสุรา (Alcoholism)

อาการเมาสุรามีลักษณะที่แสดงออกได้ตั้งแต่อารมณ์เปลี่ยนแปลงง่าย การยับยั้งชั่งใจเสียไป ส่งผลทำให้มีพฤติกรรมที่ไม่เหมาะสม พุดไม่ชัด เดินเซ กระตุก สมาธิและความจำบกพร่องจนกระทั่งหมดสติ หรือถึงขั้นเสียชีวิตได้ โดยอาการที่แสดงออกเหล่านี้แปรผันตรงกับระดับแอลกอฮอล์ในเลือดของผู้ดื่ม

(สาวิตรี อัจฉรวงศ์กรชัย, 2557) การดื่มแอลกอฮอล์เร็วกว่าอัตราการทำลายแอลกอฮอล์ปกติของร่างกาย ส่งผลทำให้ระดับความเข้มข้นของแอลกอฮอล์ในเลือดเพิ่มสูงขึ้นเป็นอาการเมาสุราที่มีระดับแตกต่างกันตามระดับเข้มข้นของแอลกอฮอล์ในเลือด (ตาราง 1) (เบญจพร ปัญญาอง, 2553)

ตาราง 1 ระดับความเข้มข้นแอลกอฮอล์ในคนที่ไม่เคยดื่มสุรา

ที่มา : (สาวิตรี อัจฉรวงศ์กรชัย, 2557)

| ปริมาณการดื่มสุรา (หน่วยมาตรฐาน) | BAC mg/100 mL (g%) | อาการเมาสุรา |
|--|------------------------|---|
| เบียร์ 2 กระป๋องหรือ 1 ขวดใหญ่ (2 หน่วย) | 30 (0.03) | ครีครึ้น ขาดความยับยั้งชั่งใจ พุดมากแต่ขาด สาระ ขาดสมาธิ การตัดสินใจบกพร่อง |
| เบียร์ 2 ขวดใหญ่ (4 หน่วย) | 50 (0.05) | เพิ่มความเสี่ยงต่ออุบัติเหตุ บาดเจ็บ และ พฤติกรรมรุนแรง |
| เบียร์ 6 ขวดใหญ่ (12 หน่วย) | 150 (0.15) | พุดไม่ค่อยชัด เดินเซ สับสน ไม่รู้เวลา-สถานที่- บุคคล เพิ่มความเสี่ยงที่จะหกล้มและกระตุกหัก |
| เหล้าขาว-สี 1 แบน (16 หน่วย) | 200 (0.20) | สติสัมปชัญญะเปลี่ยนแปลง สับสน ง่วงซึมแต่ สามารถปลุกให้ตื่นได้ ทำอะไรไปแล้วจำไม่ได้ |
| เหล้าขาว-สี 1.5-2 แบน หรือ $\frac{3}{4}$ - 1 ขวด (24-40 หน่วย) | 300-500 (0.30-0.50) | ล้าลึกอาเจียน หยุดหายใจ หมดสติ ถึงขั้นเสียชีวิต |

BAC = Blood Alcohol Concentration (BAC)

2.4 การสังเกตอาการเมาสุรา (Observation of Alcoholism)

WikiHow (2020) ผู้มีภาวะเมาสุรามีลักษณะอาการที่แสดงออกทางร่างกายและพฤติกรรมหลายด้านซึ่งผู้ใกล้ชิดสามารถสังเกตและประเมินได้เบื้องต้น ดังนี้

2.4.1 สังเกตจากการแสดงออกทางร่างกาย อารมณ์และพฤติกรรม

(ก) ตาเยิ้มและแดง หรือหนังตาหย่อน ลืมตาไม่ค่อยไหว อย่างไรก็ตามอาการตาแดงอาจมาจากสาเหตุโรคภูมิแพ้หรือโรคอื่น ๆ จึงควรดูอาการอื่นร่วมด้วย

(ข) สังเกตกลิ่นกาย คนเมาสุราจะมีกลิ่นแอลกอฮอล์ซึมออกมาจากร่างกาย (พบได้มากในกลุ่มเด็กและเยาวชน)

(ค) การควบคุมการเคลื่อนไหว คนที่มีอาการเมาสุรามักจะเดินเป็นเส้นตรงไม่ได้ เดินโซเซ มือสั่น ซึ่งมีวิธีการสังเกตอาการทางร่างกายเบื้องต้น ดังนี้

วิธีที่หนึ่ง “แตะจมูกตัวเอง ” (ภาพประกอบ 6)

ให้บุคคลที่สงสัยว่าเมาสุราหลับตา ยึดแขนออกไปข้างหน้าแล้วชี้นิ้ว จากนั้นงอศอกและนำเอานิ้วมาแตะที่จมูก พยายามแตะปลายจมูกโดยไม่ลืมตา หากแตะปลายจมูกไม่ได้ แปลว่าอาจเมาแล้ว



ภาพประกอบ 6 การทดสอบอาการเมาสุราโดยการแตะจมูก
ที่มา : (WikiHow, 2020)

วิธีที่สอง “เดินแล้วหัน ” (ภาพประกอบ 7) ให้บุคคลนั้นยืนตัวตรง จากนั้นเดินสลับเท้าแบบสลับซ้าย 9 ก้าว เป็นเส้นตรง หันตัวด้วยเท้า 1 ข้าง จากนั้นเดินสลับเท้าแบบสลับซ้ายอีก 9 ก้าว หากเอาสลับเท้าซ้ายไม่ได้ ต้องใช้แขนช่วยพยุง หรือล้ม แปลว่าอาจเมาแล้ว



ภาพประกอบ 7 การทดสอบอาการเมาสุราโดยวิธีการเดิน
ที่มา : (WikiHow, 2020)

วิธีที่สาม “ยืนขาเดียว ” (ภาพประกอบ 8) ให้บุคคลนั้นยืนตัวตรง ยกขาข้างหนึ่งขึ้นจากพื้น 15 cm เริ่มนับ “1000, 1001, 1002...” จนกว่าจะครบ 30 s หากตัวเซ วางเท้าลง เขย่ง หรือใช้แขนทรงตัว แปลว่าอาจเมาแล้ว



ภาพประกอบ 8 การทดสอบอาการเมาสุราโดยวิธีการยืนขาเดียว
ที่มา : (WikiHow, 2020)

(ง) การควบคุมอารมณ์และพฤติกรรม พูดโพล่งเสียงดัง พูดจาไม่เหมาะสม ผู้ดื่มสุรามักจะสับสนหรือดีด้วย แต่คนที่ปกติไม่สับสนหรืออาจจะจุกหรือสับสนในขณะที่มีอาการเมาสุราก็ได้ซึ่งเป็นอาการแสดงเริ่มแรกที่สามารถสังเกตได้

(จ) พูดไม่ชัดเจน พูดอ้อแอ้ รวบคำเข้าด้วยกัน จนอาจฟังไม่รู้เรื่อง เป็นอาการที่พบได้บ่อยในคนที่เมาสุรา แต่ก็อาจจะเกิดจากภาวะทางสมองอื่น ๆ ได้ด้วยเช่นกัน นอกจากนี้คนเมาสุราอาจพูดตะกุกตะกัก พูดช้าลงเหมือนนึกคำพูดไม่ออก หรือพูดซ้ำซากวนไปมากก็ได้

(ฉ) พูดจาและกิริยาไม่เหมาะสม คนเมาสุรามักมีการตัดสินใจและความยับยั้งชั่งใจบกพร่องจึงมักแสดงกิริยาวาจาที่ไม่เหมาะสม เช่น พูดจาเกี้ยวพาราสี ลวนลามผู้อื่น พูดจាក้าวร้าวหาเรื่องคนอื่น หรือพูดตลกสกปรกที่ไม่เหมาะสมกับกาลเทศะ และเป็นกิริยาวาจาที่คน ๆ นั้นไม่มีในภาวะปกติ

(ช) อารมณ์เปลี่ยนแปลงง่ายและแสดงอารมณ์ออกอย่างไม่เหมาะสม คนเมามักมีอารมณ์เปลี่ยนแปลงขึ้นลงอย่างรวดเร็ว เช่น เต็มใจร้องไห้เดียวหัวเราะอย่างไม่เห็นเหตุผลหรือแสดงอารมณ์เศร้าหรือก้าวร้าวสลับไปมา เป็นต้น

(ซ) สังเกตจากการติดต่อสื่อสารกับบุคคลอื่นด้วยวิธีอื่น ๆ คนเมาสุราบางคนอาจจะโทรศัพท์หรือส่งข้อความทางโทรศัพท์ไปยังคนที่เขาไม่ได้ติดต่ออยู่เป็นประจำเช่น คนรักเก่า ครูบาอาจารย์ ญาติพี่น้องหรือเพื่อนฝูงที่เขาเคยรู้จักในอดีต คำพูดหรือข้อความที่เขาส่งมานั้นอาจสะกดผิด ๆ ถูก ๆ หรือมีเนื้อหาไม่เหมาะสม

(ณ) สังเกตระดับการรู้สึกตัว ผู้ที่ดื่มสุราเข้าไปปริมาณมาก โดยเฉพาะถ้าดื่มอย่างรวดเร็วอาจมีอาการซึมมากหรือหมดสติก็ได้ ซึ่งเป็นภาวะฉุกเฉินที่ต้องได้รับการดูแลช่วยเหลืออย่างรีบด่วน

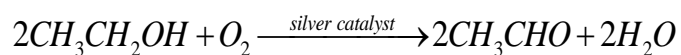
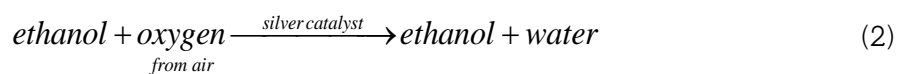
2.4.2 ประเมินจากปริมาณเครื่องดื่มแอลกอฮอล์ที่ผู้นั้นดื่มไป รูปร่างหรือน้ำหนักตัว ดังได้กล่าวแล้วว่าอาการเมาสุราจะขึ้นกับอัตราการเผาผลาญแอลกอฮอล์ของร่างกาย ซึ่งขึ้นกับปริมาณและความเร็วในการดื่มสุราเข้าไป อัตราการดูดซึม และปัจจัยด้านสรีรวิทยาของผู้ดื่ม

2.5 วิธีวิเคราะห์สำหรับการตรวจวัดปริมาณแอลกอฮอล์ (Analysis method of alcohol determination)

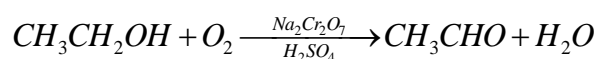
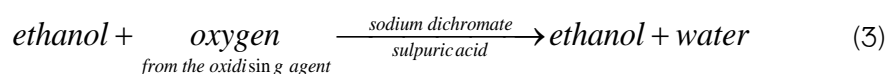
กฎกระทรวงฉบับที่ ๒๑ (พ.ศ. ๒๕๖๐) ออกตามความในพระราชบัญญัติจราจรทางบก พ.ศ. ๒๕๒๒ ได้กำหนดหลักเกณฑ์และวิธีการทดสอบผู้ขับขี่ว่าเมาสุราหรือไม่ ให้ตรวจวัดปริมาณแอลกอฮอล์ในเลือดของผู้ขับขี่โดยใช้วิธีการตามลำดับดังนี้ ตรวจวัดจากลมหายใจด้วยเครื่องมือหรืออุปกรณ์ที่ใช้ในการตรวจหรือทดสอบ ตรวจวัดจากปัสสาวะ และตรวจวัดจากเลือด (สำนักกฎหมาย, 2552, หน้า 144)

2.5.1 วิธีการตรวจวัดแอลกอฮอล์จากลมหายใจ (Breathalyzer method) สามารถตรวจวัดได้โดยใช้เครื่องมือหรืออุปกรณ์ เช่น เครื่องตรวจวัดแอลกอฮอล์โดยวิธีการเป่าลมหายใจ เมื่อเครื่องสามารถตรวจจับไอระเหยของเอทานอลในอากาศได้ สารละลายไดโครเมต (Dichromate solutions) จะเปลี่ยนสีจากสีส้มเป็นสีเขียว ระดับของการเปลี่ยนสีสัมพันธ์กับระดับของแอลกอฮอล์ที่ถูกขับออกมาจากลมหายใจ ไอระเหยของเอทานอลจะเกิดการออกซิไดซ์เมื่อทำปฏิกิริยากับออกซิเจนในอากาศผ่านตัวเร่งปฏิกิริยา คือ เงิน (Silver) (สมการที่ 2) (GCSE Chemistry, 2021) ปัจจุบันมีการใช้เครื่องตรวจวัดแอลกอฮอล์โดยวิธีการเป่าลมหายใจ หลังจากมีการออกกฎหมายจราจรทางบกเกี่ยวกับการตรวจจับผู้ขับขี่ยานพาหนะขณะเมาสุรา นับเป็นวิธีที่สะดวกในการปฏิบัติงานภาคสนาม เช่น การตั้งด่าน การตรวจจับสามารถให้ผลได้รวดเร็ว สำหรับหลักการที่ใช้ในการตรวจวัดด้วยวิธีนี้มีทั้งการใช้วิธีการทางเคมี และวิธีแก๊สโครมาโตกราฟี นอกจากนี้ยังมีการใช้หลักการการดูดซับรังสีอินฟราเรด หลังจากการตรวจวัดแอลกอฮอล์จากลมหายใจมีการคำนวณกลับไปเป็นแอลกอฮอล์ในเลือดโดยนำตัวเลข 2,100 มาคูณค่าที่ได้ เนื่องจากสัดส่วนของแอลกอฮอล์ในลมหายใจต่อเลือดนั้นเฉลี่ยเท่ากับ 1 : 2,100 (Alveolar air : arterial blood) (Lekcharoenkul & Seburam, 2011) ปัจจุบันเครื่องตรวจวัดแอลกอฮอล์โดย

การเป่าลมหายใจแบบมาตรฐานสามารถคำนวณค่าความเข้มข้นของแอลกอฮอล์ในเลือดออกมาได้โดยตรง (วิศวะ, 2563)



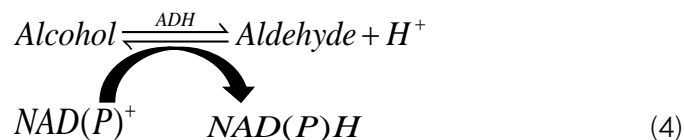
2.5.2 วิธีการตรวจวัดทางเคมี (Chemical method) เป็นการตรวจวิเคราะห์ในห้องปฏิบัติการโดยใช้ปฏิกิริยาเคมีเพื่อหาแอลกอฮอล์ในสิ่งส่งตรวจต่าง ๆ เช่น ปัสสาวะ เลือด หลักการเกิดปฏิกิริยา คือ แอลกอฮอล์มีคุณสมบัติเป็นตัวรีดิวซ์สามารถออกซิไดซ์โครเมียมอ็อกไซด์ที่มีประจุ 6^+ ไปเป็นโครเมียมอ็อกไซด์ที่มีประจุ 3^+ ในสารละลายกรด (สีเขียว) (สมการที่ 3) จากนั้นนำมาวัดสีที่เปลี่ยนไปโดยใช้เครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ และสามารถคำนวณหาปริมาณแอลกอฮอล์ได้โดยการเทียบค่าการดูดกลืนแสงของสารมาตรฐานที่ทราบความเข้มข้น วิธีนี้นับว่าเป็นวิธีที่ประหยัดค่าใช้จ่ายตามห้องปฏิบัติการ ซึ่งโรงพยาบาลชุมชนทั่วไปสามารถทำการตรวจวัดได้โดยใช้เครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ แต่ยังมีข้อจำกัดคือ ตัวรีดิวซ์อื่น ๆ เช่น เมทานอล คีโตน อัลดีไฮด์ สามารถทำปฏิกิริยากับสารละลายกรดทำให้เกิดการแปลผลที่ผิดพลาดได้ อย่างไรก็ตามสารเหล่านี้ก็พบได้ไม่บ่อยในสิ่งส่งตรวจทั่วไป สำหรับการตรวจสอบที่ใช้หลักการนี้และแพร่หลายคือวิธีของ Widmark และ Conway (GCSE Chemistry, 2021)



2.5.3 วิธีการตรวจวัดโดยใช้เครื่องแก๊สโครมาโตกราฟี (Gas chromatographic method) คือการแยกสารออกจากกัน โดยใช้เทคนิคการแยกสารผสมที่สามารถเปลี่ยนเป็นแก๊สได้ที่อุณหภูมิที่กำหนด เมื่อสารนั้นถูกเปลี่ยนให้เป็นแก๊สแล้วให้สารเหล่านั้นผ่านเข้าไปยังคอลัมน์ที่บรรจุด้วย Stationary phase โดยอาศัยการพาไปของ Mobile phase หรือ Carrier gas สารผสมเหล่านั้นจะเกิดการแยกออกจากกันได้ด้วยการกระจายตัวที่แตกต่างกันของแก๊สหรือไอระหว่าง Mobile phase กับ Stationary phase ที่มีของเหลวอยู่บนของแข็ง หรือมีค่า Partition coefficient ต่างกัน ในการวิเคราะห์หา

คุณลักษณะทางเคมีของเมทานอลหรือเอทานอลในสุรา สามารถทำได้โดยการฉีดตัวอย่างเข้าไปในเครื่องแก๊สโครมาโทกราฟีและให้ความร้อนที่ Injector ประมาณ 250 C ตัวอย่างจะมีการเปลี่ยนสภาพไปเป็นแก๊สผ่านเข้าไปในคอลัมน์ที่บรรจุด้วย Active solid และควบคุมอุณหภูมิของคอลัมน์ไว้ที่ 60 C โดยใช้แก๊สฮีเลียมเป็น Carrier gas ทำให้สารผสมเหล่านี้เกิดการแยกออกจากกัน ข้อดีของวิธีนี้คือไม่มีสารรบกวน แต่ต้องใช้อุปกรณ์ที่มีราคาค่อนข้างสูง (กรมสรรพสามิต, 2560, หน้า 12)

2.5.4 วิธีการตรวจวัดทางชีวเคมี (Biochemical method) เป็นการตรวจหาปริมาณเอทานอลโดยใช้เอนไซม์ ADH ซึ่งจะเปลี่ยนเอทานอลให้เป็นอะเซตัลดีไฮด์ เปลี่ยนแปลงเป็นกรดแอซิดิก โดยเอนไซม์ ADH (Lieber, 1991) ปฏิกิริยาของเอนไซม์ ADH เป็นปฏิกิริยาเปลี่ยนแปลงแบบผันกลับได้ระหว่างแอลกอฮอล์และแอลดีไฮด์ โดยมี NAD^+ /NADH เป็นตัวรับส่งอิเล็กตรอน (สมการที่ 4) สามารถพบเอนไซม์ชนิดนี้ในสิ่งมีชีวิตหลากหลาย เช่น สัตว์ ฟิช จุลินทรีย์ (Anthony, 1992) ตรวจวิเคราะห์ได้ด้วยเครื่องสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ที่ความยาวคลื่น 340 nm ข้อดีของวิธีนี้คือ ง่ายและไม่ต้องใช้เครื่องมือพิเศษ รวมไปถึงเอนไซม์ ADH มีคุณสมบัติไม่ทำปฏิกิริยากับเมทิลแอลกอฮอล์ อะซีโตน แต่สามารถทำปฏิกิริยาได้เล็กน้อยกับไอโซโพรพิลแอลกอฮอล์ และบิวทิลแอลกอฮอล์ (Lekcharoenkul & Seburam, 2011)



3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ (Alcohol Biosensors)

3.1 ก๊าซเซนเซอร์ (Gas sensors)

Joseph, Penrose, & Yao (2003) ก๊าซเซนเซอร์ เป็นอุปกรณ์แปลงสัญญาณสำหรับเครื่องวัดหนึ่ง ๆ ทำหน้าที่คล้ายจมูกของหุ่นยนต์ที่เปลี่ยนปริมาณทางฟิสิกส์ เช่น การสั่นสะเทือน ปริมาณทางเคมี ปฏิกิริยาเคมีต่าง ๆ ให้เป็นปริมาณทางไฟฟ้า สมบัติของก๊าซเซนเซอร์ที่สำคัญคือ

(ก) ความไวในการตอบสนอง (Response time) ตอบสนองอย่างรวดเร็วในทันทีเมื่อก๊าซที่ทำการวัดมาสัมผัสกับเซนเซอร์

(ข) ความไวในการวัด (Sensitivity) ความแตกต่างของปริมาณก๊าซ คุณสมบัติข้อนี้จะมีค่าสำคัญเฉพาะกรณีก๊าซที่เราวัดปริมาณน้อย ๆ หรือต้องการความถูกต้องในการวัดสูงเท่านั้น

(ค) ความจำเพาะ (Selectivity) สามารถแยกแยะความแตกต่างระหว่างก๊าซที่ต้องการตรวจวัดกับก๊าซที่ไม่ต้องการตรวจวัด เช่น เซนเซอร์สำหรับตรวจวัดก๊าซเอทานอลจะจำเพาะเฉพาะก๊าซเอทานอลเท่านั้น

(ง) ความเสถียร (Stability) ผลในการวัดก๊าซคงที่ ไม่เสื่อมสภาพเร็ว เพื่อให้เซนเซอร์สามารถใช้ได้อย่างต่อเนื่อง

(จ) พิสัยการวัด (Dynamic range) ช่วงกว้างของการวัดเซนเซอร์ บางตัวสามารถวัดก๊าซปริมาณตั้งแต่ 100–1,000 ppm (Part per millions : ppm) แต่บางตัวใช้วัดใน Range 10–15 ppm

สามารถแบ่งออกเป็น 4 ประเภท ดังนี้

3.1.1 เซนเซอร์ตัวเร่งปฏิกิริยา (Catalytic sensor) หลักการทำงานคือ เมื่อมีก๊าซผ่านเข้ามาถึงตัวเซนเซอร์จะส่งผลให้ค่าความต้านทานในวงจรบริดจ์เกิดการไม่สมดุล และส่งสัญญาณเอาต์พุตออกมา ซึ่งเป็นค่าที่แปรผันแบบเป็นสัดส่วนกับความหนาแน่นของก๊าซเซนเซอร์ชนิดนี้มีข้อดีคือ ราคาไม่แพง มีอายุการใช้งานที่ยาวนาน ง่ายต่อการออกแบบในการใช้งาน รวมถึงมีความทนทานสูงอีกด้วย ส่วนข้อเสียคือ อาจมีผลกระทบที่เป็นพิษได้จากสารเร่งปฏิกิริยาที่ฉาบเคลือบบนขดลวดไฟฟ้า เซนเซอร์ชนิดนี้เหมาะกับการตรวจวัดก๊าซติดไฟได้ (Combustible gases)

3.1.2 เซนเซอร์ไฟฟ้าเคมี (Electrochemical sensor) หลักการทำงานคือ โครงสร้างที่อยู่ภายในประกอบไปด้วยสารอิเล็กโทรไลต์และจะทำปฏิกิริยากับก๊าซที่ผ่านเข้ามาในเซนเซอร์ มีข้อจำกัดคือสามารถตรวจวัดก๊าซได้บางชนิด เช่น คลอรีน คาร์บอนมอนอกไซด์ ไฮโดรเจนซัลไฟด์ และไฮโดรเจน เซนเซอร์ชนิดนี้เหมาะสำหรับตรวจวัดก๊าซพิษที่ไม่ติดไฟ

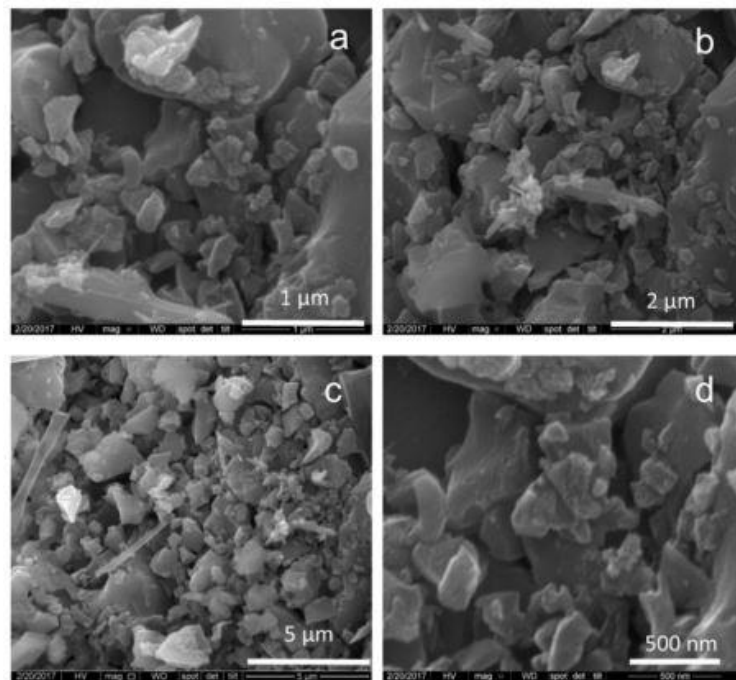
3.1.3 เซนเซอร์อินฟราเรด (Infrared sensor) หลักการทำงานคือ ใช้อุปกรณ์ประเภทแสงทำหน้าที่ตรวจวัดก๊าซ เซนเซอร์ชนิดนี้มีข้อดีคือ ไม่เกิดผลกระทบที่เป็นพิษจากสารเร่งปฏิกิริยาภายในตัวเซนเซอร์ ส่วนข้อเสียคือลำแสงที่ใช้ในการตรวจวัดก๊าซอาจถูกเบี่ยงเบนโดยสิ่งกีดขวางอื่น ๆ เซนเซอร์ชนิดนี้เหมาะกับการตรวจวัดก๊าซติดไฟ

3.1.4 เซนเซอร์สภาพของแข็ง (Solid state sensor) หลักการทำงานคือ เมื่อมีก๊าซผ่านเข้ามายังตัวเซนเซอร์ โครงสร้างภายในที่ประกอบไปด้วยสารกึ่งตัวนำคือ ดีบุกออกไซด์ (Tin Oxide) ซึ่งมีคุณสมบัติเฉพาะตัวทำการตอบสนองต่อก๊าซที่ผ่านเข้ามา โดยเกิดการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทาน ข้อดีคือ สามารถตรวจวัดก๊าซได้หลายชนิดในระดับหน่วย ppm อีกทั้งราคาไม่แพง มีอายุการใช้งานที่ยาวนานและมีความทนทานสูงอีกด้วย แต่มีข้อเสียคือ อาจมีความจำเป็นต้องปรับตั้งเครื่องบ่อย เนื่องจากอาจเกิดความผิดพลาดในการอ่านค่าได้เมื่อเซนเซอร์ตอบสนองกับก๊าซที่ปะปนอยู่ในธรรมชาติ เซนเซอร์ชนิดนี้เหมาะสมสำหรับการตรวจวัดก๊าซพิษที่ไม่ติดไฟ

3.2 โครงสร้างวัสดุชั้นสัญญาณ (Structure of material channel layer)

โครงสร้างวัสดุชั้นสัญญาณประกอบไปด้วย SiO_2 และ PI ใช้เอนไซม์ ADH และโคเอนไซม์ NAD^+ เป็นไบโอเซนเซอร์ ตรึงบนขั้วไฟฟ้า Ag โดยวิธี DC แมกนีตรอน สปีดเตอริงมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

3.2.1 ซิลิกอนไดออกไซด์ (Silicon dioxide : SiO_2) มีลักษณะโครงสร้างเป็นผลึก (ภาพประกอบ 9) มีสีเทา สมบัติกึ่งโลหะ เป็นฉนวนกันความร้อนที่ดี สัญลักษณ์ทางเคมีคือ Si ซิลิกอนเป็นธาตุที่มีมากเป็นอันดับสองของโลก ปริมาณร้อยละ 25.7 รองจากออกซิเจน โดยทั่วไปจะไม่พบซิลิกอนบริสุทธิ์ในธรรมชาติแต่จะพบเป็นสารประกอบออกไซด์ (มีโลหะผสมอยู่ เช่น แกรไฟต์ แร่ใยหิน เฟลสปาร์ และไมกา) ในรูปของผลึกซึ่งมีซิลิกอน 1 อะตอม และออกซิเจน 2 อะตอม เป็นที่รู้จักกันดีคือซิลิกาและควอทซ์ (คุณสมบัติแสดงในตาราง 2) (Lier, 1979) ข้อดีของการเลือกใช้ SiO_2 มีหลายประการคือ มีคุณสมบัติเป็นสารกึ่งตัวนำโลหะออกไซด์ที่มีความไวในการตรวจจับสารสูง (High sensitive) การตอบสนองเร็ว (Fast response) และเวลาการฟื้นตัวเร็ว (Recovery time) (Kaci, Keffous, Hakoum, & Mansri, 2015, pp. 27–30) สอดคล้องกับ Jaiswal, Singh, & Chandra (2021, pp. 128862) ที่ใช้ SiO_2 เป็นโครงสร้างในการตรวจจับก๊าซไนโตรเจนไดออกไซด์ (NO_2) พบว่า SiO_2 มีคุณสมบัติที่มีพื้นที่ผิวมาก และโครงสร้างของรูพรุนมีขนาดเล็กเพียง $3 \mu\text{m}$ (ภาพประกอบ 10) ด้วยขนาดของรูพรุนที่เล็กมากถึงระดับไมโครเมตรผลทำให้มีความไวในการตรวจจับสารสูง



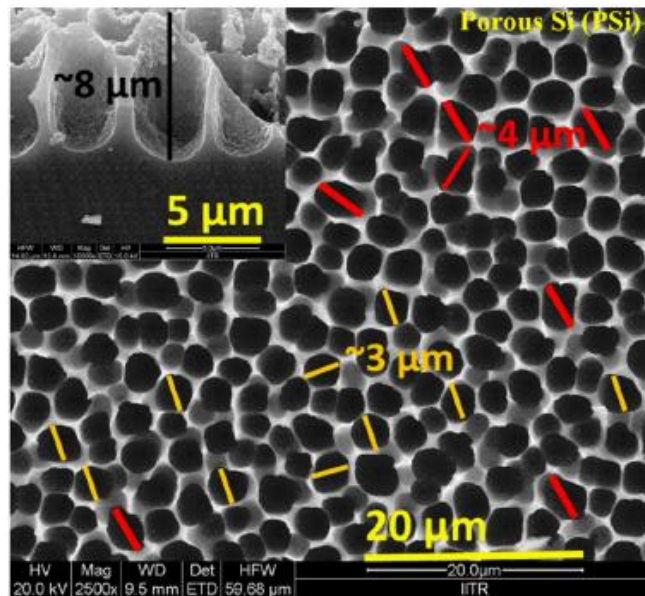
ภาพประกอบ 9 โครงสร้างผลึกของ SiO_2 ที่ถ่ายโดยกล้อง Scanning Electron Microscope (SEM) ที่กำลังขยายที่แตกต่างกัน ภาพ a ที่กำลังขยาย 100.000× ภาพ b ที่กำลังขยาย 50.000× ภาพ c ที่กำลังขยาย 20.000× และภาพ d ที่กำลังขยาย 150.000×

ที่มา : (Joni, Nulhakim, Vanitha, & Panatarani, 2018, pp. 4)

ตาราง 2 สมบัติทั่วไปของ SiO_2

ที่มา : (สยามเคมี, 2563)

| | |
|----------------|---|
| ชื่อทั่วไป | Silica, Quartz, Free Crystalline Silica, Silica Flour |
| สถานะ | ของแข็งสีขาว ไม่มีกลิ่น |
| สูตรโมเลกุล | SiO_2 |
| น้ำหนักโมเลกุล | 60.084 g/mol |
| ความถ่วงจำเพาะ | 2.2–2.6 |
| จุดเดือด | > 2,200 °C |
| จุดหลอมเหลว | 1,713 °C |
| การละลาย | ไม่ละลายน้ำ ละลายได้โดยการหลอมกับด่าง ไม่ละลายในกรดยกเว้นไฮโดรฟลูออริก |
| การติดไฟ | ไม่ติดไฟ |



ภาพประกอบ 10 พื้นที่ผิวของซิลิกอนที่ถ่ายโดยกล้อง Field Emission Scanning Electron Microscope (FESEM)

ที่มา : (Jaiswal, Singh, & Chandra, 2021)

3.2.2 พอลิไอมิด (Poly-imide : PI) PI มีคุณสมบัติทางกลสูง ทนต่อสารเคมีได้ดี ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกต่ำ และมีเสถียรภาพทางความร้อนสูง ในช่วงไม่กี่ปีที่ผ่านมาวัสดุเซนเซอร์ที่ทำจาก PI ได้รับความสนใจอย่างมากเนื่องจากวิธีการเตรียมที่เรียบง่าย ความเหนียวของสารเคมี และความคงตัวทางกลและทางความร้อน ความเข้ากันได้ทางชีวภาพสูง (Ghosh & Mittal, 1996; Mittal, 1984; Wilson, Stenzenberger, Hergenrother, 1990) ดังนั้นจึงมีการใช้งานที่หลากหลายและมีศักยภาพในเทคโนโลยีหลักหลายประการ ในบรรดาโพลีเมอร์นั้น PI มีความเสถียรที่อุณหภูมิสูง ทนต่อสารเคมีได้ดีเยี่ยม ความเสถียรทางไฮโดรไลติกสูง คุณสมบัติของกาว และความแข็งแรงเชิงกลที่ดี (Kinci, Köytepe, Pasahan, & Seckin, 2006; Abasiyanik & Mehmet, 2010; Aby, Aravind, Arockiadoss, Rakhi, & Ramaprabhu, 2010; Chi & Dong, 1993) เกณฑ์หลักในการเลือก PI เป็นวัสดุ นอกจากความเสถียรทางกลและทางความร้อนแล้วคือ ความสามารถในการทำซ้ำ ความทนทานต่อสารปนเปื้อน และมีความเหมาะสมสำหรับใช้ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์แบบยืดหยุ่นและเซนเซอร์แบบยืดหยุ่น (Aziz, 2012, pp. 199)

3.2.3 เอนไซม์แอลกอฮอล์ดีไฮโดรจีเนส (ADH) ทำหน้าที่เร่งปฏิกิริยาออกซิเดชันหรือรีดักชันทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงปฏิกิริยาเคมีของแอลกอฮอล์ แอลดีไฮด์

หรือคีโตน (Promden, 2013) โดยเอนไซม์ ADH เป็นชนิดที่ทำงานร่วมกับโคเอนไซม์คือ NAD^+ (Wang, Etienne, Quiles, Kohring, & Walcarius, 2012) ข้อดีของการเลือกใช้เอนไซม์ ADH คือ เป็นเอนไซม์ที่มีกิจกรรมสูง (High activity) (พิมพ์เพ็ญ พรเฉลิมพงศ์, 2020) มีคุณสมบัติจำเพาะต่อเอทานอล ลดการรบกวนจากสารออกซิไดซ์อื่น ๆ ในอากาศ (Mullor, Cabezudo, Ordieres, & Ruiz, 1996; Santos, Freire, & Kubota, 2003; Sprules, Hartley, Wedge, Hart, & Pittson, 1996) จึงมีความเหมาะสมสำหรับนำมาใช้เป็นตัวตรวจจับสารที่ต้องการตรวจวัด สอดคล้องกับ Luo, et al. (2008, pp. 1641–1647) ประดิษฐ์ไบโอเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดก๊าซเอทานอลโดยวิธี Screen-printed และใช้เอนไซม์ ADH และโคเอนไซม์ NAD^+ เป็นไบโอเซนเซอร์ พบว่าให้ผลการตอบสนองที่แม่นยำเฉพาะเจาะจง มีประสิทธิภาพมากกว่าเมื่อเทียบกับวิธีแก๊สโครมาโตกราฟี

3.2.4 ซิลเวอร์ (Silver : Ag) Ag มีคุณสมบัติการนำไฟฟ้าที่ดีเยี่ยม มีความโปร่งใสสูง (Choi, et al., 2015; Lee, et al., 2013) Li, Ding, & Yang, (2019) ออกแบบเซนเซอร์ความดันยืดหยุ่นที่มีการคัดเลือกสูงโดยใช้ Ag และ PI เป็นขั้วไฟฟ้า ใช้วิธีสังเคราะห์แบบ Situ ที่ช่วยลดปัญหาสายนาโนเงินหลุดออกจากพื้นผิวได้อย่างมีประสิทธิภาพ ซึ่งการเลือกใช้ Ag และ PI พบว่า มีคุณสมบัติในการคัดเลือกสูง คุณสมบัติในการทำขั้วที่ดีเยี่ยม มีความทนทานและเหมาะสมสำหรับใช้กับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ยืดหยุ่นได้ มีความทนทานต่อการงอและใช้กันอย่างแพร่หลายในขั้วไฟฟ้าแบบยืดหยุ่นและเซนเซอร์แบบยืดหยุ่น สอดคล้องกับ Tran, My, Tong, Tran, & Dinh, (2013) สังเคราะห์กราฟีน Ag คอมโพสิตเป็นขั้วไฟฟ้าสำหรับตรวจจับก๊าซแอมโมเนีย (NH_3) พบว่า Ag คอมโพสิตส่งผลให้ความไวของการตรวจจับก๊าซ NH_3 สูงขึ้น ซึ่งจะเห็นได้ว่า Ag มีการนำไปประยุกต์ในเซนเซอร์แบบยืดหยุ่นและขั้วไฟฟ้าแบบยืดหยุ่น ดังนั้นจึงมีความเหมาะสมสำหรับการนำ Ag มาใช้เป็นขั้วไฟฟ้าสำหรับการตรวจจับก๊าซเอทานอล

3.3 กระบวนการเคลือบฟิล์มบาง (Thin film coating process)

การเคลือบฟิล์มบางโปร่งใสในสุญญากาศครั้งแรกทำโดย Bunsen และ Grove ในปี ค.ศ. 1852 โดยพื้นฐานแล้วแนวคิดเกี่ยวกับการเคลือบในสุญญากาศหรือการเคลือบฟิล์มบางคือการเรียงตัว (Fabricated) โดยการตกเคลือบ (Deposition) ของสารเคลือบในลักษณะอะตอมเดี่ยวบนวัสดุรองรับ (Substrate) จนเกิดเป็นชั้นของฟิล์มที่บางมากในระดับนาโนเมตรถึงไมโครเมตร อย่างไรก็ตามการกล่าวได้ว่าฟิล์มใดเป็นฟิล์มบางอาจพิจารณาได้จากลักษณะการใช้งานว่าใช้ลักษณะด้านใดของฟิล์ม กล่าวคือ ถ้าเป็นการ

ใช้สมบัติเชิงผิวจะเรียกฟิล์มนั้นว่า “ฟิล์มบาง ” แต่ถ้าเป็นการใช้สมบัติเชิงปริมาตรจะเรียกฟิล์มนั้นว่า “ฟิล์มหนา ” ทั้งนี้จะเห็นได้ว่าฟิล์มเดียวกันสามารถเป็นได้ทั้งฟิล์มบางและฟิล์มหนาขึ้นอยู่กับลักษณะการใช้งาน (Bunshah, 1994)

Smith (1995) ปัจจุบันมีการนำฟิล์มบางมาประยุกต์ใช้เป็นโครงสร้างของชั้นสัญญาณเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดสารต่าง ๆ ที่ไม่ต้องใช้ตัวอย่างในปริมาณมาก เช่น กลูโคสไบโอเซนเซอร์ โปรทไบโอเซนเซอร์ รวมไปถึงแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ การเคลือบฟิล์มบางเป็นกระบวนการที่ทำให้สารเคลือบตกเคลือบลงบนผิววัสดุรองรับซึ่งสามารถทำได้ทั้งกระบวนการทางเคมี และทางฟิสิกส์ โดยพื้นฐานแล้วกระบวนการเคลือบฟิล์มบางมี 3 ขั้นตอนดังนี้

3.3.1 การสร้างสารเคลือบ (Source) โดยทั่วไปแล้วสารเคลือบอยู่ในรูปของของแข็ง ของเหลว ไอ หรือแก๊ส แต่สารเคลือบขณะที่อยู่ในกระบวนการเคลือบนั้นจำเป็นต้องอยู่ในรูปของไอระเหย ซึ่งวิธีการที่ทำให้สารเคลือบกลายเป็นไอระเหยสามารถทำได้หลายวิธี เช่น การให้ความร้อน หรือการระดมยิงด้วยอนุภาคพลังงานสูง เป็นต้น

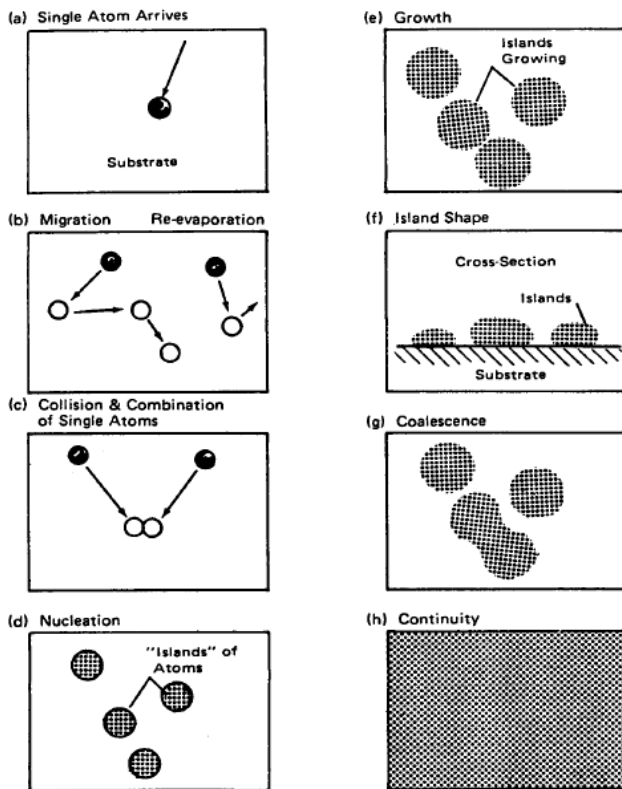
3.3.2 การเคลื่อนย้ายสารเคลือบมายังวัสดุรองรับ (Transport) ในภาวะสุญญากาศไอระเหยของสารเคลือบเคลื่อนที่เป็นเส้นตรงไปยังวัสดุรองรับ หรืออาจเคลื่อนที่ไปในลักษณะของไหลซึ่งทำให้ไอระเหยของสารเคลือบมีการชนกับอนุภาคอื่นภายในภาวะสุญญากาศ นอกจากนี้ไอระเหยอาจเคลื่อนที่ไปยังวัสดุรองรับในรูปแบบพลาสมาได้

3.3.3 การควบแน่น (Deposition) เป็นการพอกพูนและโตขึ้นจนกลายเป็นชั้นฟิล์มบางบนวัสดุรองรับ ส่วนของการควบแน่นและพอกพูนของชั้นฟิล์มบางนั้นขึ้นกับเงื่อนไขของวัสดุรองรับหรือการทำปฏิกิริยาของสารเคลือบกับวัสดุรองรับ ความสะอาดของผิววัสดุรองรับ ตลอดจนพลังงานที่ใช้ในการเคลือบ

3.4 การก่อฟิล์มบาง (Thin film formation)

Chapman (1980) การเกิดฟิล์มบางเกิดจากกระบวนการเคลือบฟิล์มในสุญญากาศ (ภาพประกอบ 11) เมื่อสารเคลือบจากแหล่งกำเนิดเคลื่อนที่มาถึงวัสดุรองรับ สารเคลือบที่กระทบผิววัสดุรองรับส่วนใหญ่จะอยู่ในรูปของอะตอมหรือโมเลกุล (ภาพประกอบ 11a) โดยพลังงานพันธะ (Bonding energy) ระหว่างอะตอมของสารเคลือบกับวัสดุรองรับและอุณหภูมิของวัสดุรองรับเป็นตัวกำหนดความสามารถในการแพร่ (Diffusion) ของสารเคลือบบนผิววัสดุรองรับ อะตอมของสารเคลือบจะตกกระทบผิววัสดุ

รองรับในตำแหน่งที่เรียกว่าตำแหน่งการดูดซับ (Adsorption site) ทำให้เกิดการเกาะติดหรือถ้ามีพลังงานมากพอก็สามารถกระโดดข้ามกำแพงพลังงานไปยังบริเวณที่อยู่ติดกันหรือหลุดออกจากตำแหน่งนั้นไป (ภาพประกอบ 11b) ในช่วงเวลาหนึ่งอะตอมของสารเคลือบอาจเกิดการระเหยกลับและเกิดการรวมตัวกันระหว่างอะตอมที่มีการแพร่ด้วยกัน เมื่ออะตอมของสารเคลือบรวมตัวกันอาจเกิดเป็นอะตอมคู่ (ภาพประกอบ 11c) ซึ่งมีความเสถียรมากกว่าอะตอมเดี่ยวการรวมตัวกันของอะตอมนั้นขึ้นอยู่กับความหนาแน่นของอะตอมเดี่ยวและอัตราการเคลือบ (Deposition rate) อะตอมคู่อาจรวมตัวกับอะตอมเดี่ยวแล้วกลายเป็นสามอะตอม หรือสี่อะตอม ลักษณะเช่นนี้เรียกว่า สภาวะการเกิดนิวเคลียส (Nucleation) (ภาพประกอบ 11d) ทำให้ได้กลุ่มอะตอมกึ่งเสถียร (Quasi-stable islands) จากนั้นกลุ่มอะตอมจะเริ่มโตขึ้นเรียกว่า การโตเป็นกลุ่มก้อน (Island growth) ขนาดของกลุ่มอะตอมจะใหญ่ขึ้นโดยมีจำนวนอะตอมเท่าเดิมหรือเพิ่มขึ้นเล็กน้อย (ภาพประกอบ 11e, 11f) การโตของกลุ่มอะตอมนี้จะเกิดขึ้นเรื่อย ๆ จนกระทั่งขอบของแต่ละกลุ่มอะตอมชนกัน เรียกว่า การรวมกันเป็นก้อนของกลุ่มอะตอม (Agglomeration) (ภาพประกอบ 11g) จากการศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบส่องผ่าน (Transmission Electron Microscopy : TEM) พบว่าขณะที่กลุ่มอะตอมรวมกันเป็นก้อนอะตอมจะมีพฤติกรรมคล้ายของเหลว (Liquid-like behavior) และมีการจัดเรียงทิศทางในเชิงผลึกวิทยา (Crystallographic orientation) ด้วยการรวมกันเป็นก้อนของกลุ่มอะตอมจะเกิดขึ้นจนกระทั่งเชื่อมต่อกันอย่างต่อเนื่อง (ภาพประกอบ 11h) แต่ในบางกรณีการเชื่อมต่อกันอย่างต่อเนื่องจะเกิดขึ้นได้อย่างสมบูรณ์เมื่อฟิล์มมีความหนาโดยเฉลี่ยประมาณ 0.04–0.05 μm ลักษณะผิวของฟิล์มขณะรวมกลุ่มอะตอมจะดูคล้ายเนินเขาและหุบเขา



ภาพประกอบ 11 การก่อเกิดฟิล์มบาง

ที่มา : (Chapman, 1980)

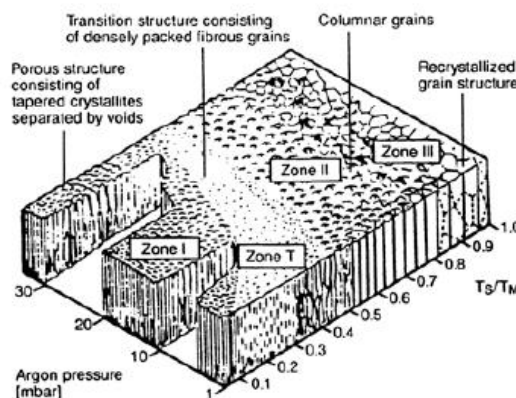
เมื่อพิจารณาการเกิดฟิล์มในสภาวะที่เป็นกลุ่มอะตอมพบว่าอาจเป็นกลุ่มของผลึกเดี่ยวหรือกลุ่มของผลึกคู่หรือมากกว่านั้น ซึ่งกลุ่มของอะตอมเหล่านี้จะตกเคลือบบนวัสดุรองรับที่เป็นวัสดุหลายผลึกทิศทางการจัดเรียงตัว (Orientation) ของแต่ละกลุ่มนั้นจะเป็นแบบสุ่ม (Random) ทำให้ได้ฟิล์มบางที่มีโครงสร้างหลายผลึก แต่ถ้ากลุ่มอะตอมเหล่านี้ตกเคลือบบนวัสดุรองรับที่เป็นผลึกเดี่ยว การจัดเรียงตัวของฟิล์มจะมีลักษณะเป็นผลึกเดี่ยวและเรียกรวมการเกิดฟิล์มแบบผลึกเดี่ยวนี้ว่า เอพิแทกซี (Epitaxy)

ถ้าอะตอมที่ผิวของวัสดุรองรับมีพลังงานเพียงพอ อะตอมเหล่านี้จะเคลื่อนที่เพื่อเลือกเข้าไปอยู่ในตำแหน่งที่มีพลังงานต่ำกว่าเสมอ ทั้งนี้ความสามารถในการเคลื่อนที่ (Mobility) ของอะตอมจะเพิ่มขึ้นถ้าอุณหภูมิที่ผิววัสดุรองรับสูงขึ้น นอกจากนี้การลดอัตราการเคลือบยังสามารถช่วยให้การโตของผลึกเกิดได้ดียิ่งขึ้น เพราะอะตอมมีเวลาในการโตมากพอ ดังนั้นถ้าอุณหภูมิในวัสดุรองรับสูงและมีอัตราการเคลือบต่ำจะได้ฟิล์มที่มีขนาดของเกรนใหญ่ขึ้น มีข้อบกพร่องในเกรนน้อยลงและได้ฟิล์มที่มีความหนาพอ

สำหรับการเชื่อมต่อกันอย่างสมบูรณ์ ในทางกลับกันถ้าอุณหภูมิวัสดุรองรับต่ำแต่อัตราเคลือบสูงก็จะให้ผลลักษณะเดียวกัน

3.5 โครงสร้างฟิล์มบาง (Thin film structure)

ชิวาร์ตน์ ม่วงพัฒน (2544) โครงสร้างฟิล์มบางเป็นไปตามเงื่อนไขของอัตราส่วนระหว่างอุณหภูมิเคลือบกับอุณหภูมิหลอมเหลว (T_s/T_m) แบ่งออกเป็น 4 ส่วนตามลักษณะโครงสร้างและสมบัติทางกายภาพ (ภาพประกอบ 12) ดังนี้



ภาพประกอบ 12 ลักษณะโครงสร้างของฟิล์มบาง

ที่มา : (ชิวาร์ตน์ ม่วงพัฒน, 2544)

(ก) บริเวณ 1 (Zone I) การเคลือบที่เกิดในช่วงอุณหภูมิต่ำและความดันขณะเคลือบมีค่าสูง อะตอมที่อยู่บนผิววัสดุรองรับจะมีค่าสัมประสิทธิ์การแพร่ต่ำ ทำให้เกิดการเกาะกันเป็นกลุ่มเล็ก ๆ กระจัดกระจายและเกิดเป็นโครงสร้างที่มีลักษณะเรียวยาวแบบ Tapers crystallites จากนิวเคลียสที่มีปริมาณจำกัดทำให้เกิดความหนาแน่นของโครงสร้างต่ำ มีช่องว่างขนาดความกว้างในระดับ 100 \AA ที่ T/T_m เท่ากับ 0-0.1 ความดัน 1 mtorr ถ้าความดันสูงบริเวณนี้จะขยายกว้างสู่บริเวณที่มีอุณหภูมิสูงขึ้นและทำให้ขนาดของผลึกเพิ่มขึ้นถ้า T/T_m เพิ่มขึ้น เนื่องจากที่ความดันสูงความหนาแน่นของแก๊สในภาชนะสุญญากาศมีมากขึ้น อุณหภูมิของสารเคลือบจะเคลื่อนที่ตกลงมาได้ยากขึ้น ทำให้อุณหภูมิของสารเคลือบตกลงมาได้น้อย และขณะที่ตกอาจรวมกับอนุภาคอื่นทำให้อุณหภูมิที่ตกลงมามีขนาดใหญ่และมีเวลาในการเคลื่อนที่เพื่อฟอร์มตัวเป็นนิวเคลียสมากขึ้นทำให้ช่องว่างระหว่างเกรนมีขนาดใหญ่ลักษณะของฟิล์มที่ซรุระเกิดจากขนาดของนิวเคลียสที่แตกต่างกันโดยอุณหภูมิมิผลต่อขนาดของฟิล์มและการระดมยิงจากไอออน

(ข) บริเวณ 2 (Zone T) เป็นบริเวณต้นแบบสำหรับการเคลือบฟิล์ม ด้วยระบบสปัตเตอร์ริงโดยที่ค่าของ T/T_m อยู่ในช่วง 0.1–0.5 ที่ความดันขณะเคลือบ ประมาณ 1 mtorr เกิดในช่วงระหว่างบริเวณ 1 และบริเวณ 2 อะตอมที่อยู่บนผิววัสดุรองรับ จะมีปริมาณมากขึ้นและได้รับพลังงานจากการชนของอนุภาคสารเคลือบทำให้อุณหภูมิของ วัสดุรองรับเพิ่มขึ้น ค่า Surface mobility เพิ่มขึ้นและโครงสร้างในบริเวณ I จะเข้าสู่บริเวณ T ซึ่งเริ่มมีเกรนยาว (Fibrous grain) เต็มพื้นที่และขอบเกรนมีความหนาแน่นสูงซึ่งจึงมีการ แพร่ของอะตอมผ่านขอบเกรนที่ไม่แข็งแรงนั้นเข้าเป็นเนื้อเดียวกันจนกลายเป็นคอลัมน์อาร์ (Columnar) ต่อไป โดยปราศจากช่องว่างที่ขอบ

(ค) บริเวณ 3 (Zone II) ที่บริเวณ 2 จะมีค่า T/T_m อยู่ระหว่าง 0.5–0.8 ที่ความดันขณะเคลือบประมาณ 1 mtorr จะเกิดการแพร่ที่รอยต่อระหว่างขอบเกรน จนเกิด เป็นโครงสร้างแบบคอลัมน์อาร์ที่เกิดจากการอยู่กันอย่างหนาแน่นของผลึกทั้งหลาย ขนาด ของเกรนและความหนาของฟิล์มจะเพิ่มขึ้นเนื่องจากอุณหภูมิในการเคลือบและอัตราการ เคลือบเพิ่มมีผลต่อ Surface mobility ของอะตอมและขนาดของคอลัมน์อาร์จะเพิ่มขึ้นเรื่อย ๆ เมื่ออุณหภูมิเพิ่มขึ้นเนื่องจากการแพร่ที่บริเวณรอยต่อระหว่างขอบคอลัมน์อาร์

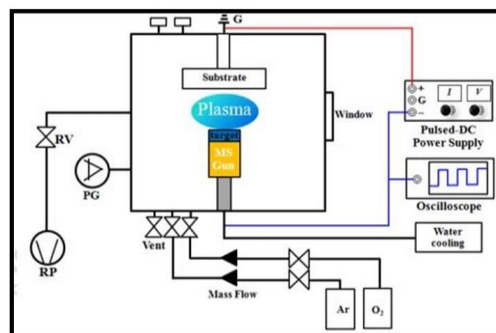
(ง) บริเวณ 4 (Zone III) บริเวณนี้อุณหภูมิสูงสุดและค่า T/T_m อยู่ ระหว่าง 0.8–1.0 ที่ความดันขณะเคลือบประมาณ 1 mtorr การแพร่จะมีค่าสูงส่งผลต่อ โครงสร้างสุดท้ายโครงสร้างที่ได้จะเป็นเกรนที่มีด้านเท่ากันหมดขนาดของคอลัมน์อาร์มี ขนาดใหญ่และความหนาแน่นเพิ่มขึ้น อย่างไรก็ตามที่อุณหภูมิสูงอาจจะทำให้เกิดการ จัดเรียงผลึกใหม่ (Recrystallization) เนื่องจากพลังงานสะสมจากความเคียด (Stored strain energy) เกิดขึ้นตั้งแต่ตอนเคลือบ เกรนที่เกิดขึ้นในขั้นตอนนี้จะเปลี่ยนจากคอลัมน์อาร์ เป็นผลึกเดี่ยว

3.6 ระบบการเคลือบฟิล์มแบบดีซีแมกนีตรอนสปัตเตอร์ริง (DC magnetron sputtering film coating system)

อัตราการเกิดสปัตเตอร์ริงนั้นจะขึ้นกับผลคูณระหว่างอีลด์และปริมาณ ไอออนที่วิ่งชนเป้าสารเคลือบ ดังนั้นการเพิ่มอัตราการสปัตเตอร์ริงนอกจากจะทำได้โดยการ เพิ่มอีลด์แล้วยังทำได้โดยการเพิ่มปริมาณไอออนที่วิ่งเข้าชนเป้าสารเคลือบ ในระบบดีซี สปัตเตอร์ริงนั้นทำได้เพียงการเพิ่มแรงดันไฟฟ้าระหว่างอิเล็กโทรด หรือเพิ่มความดันซึ่งจะมี ขีดจำกัดสูงสุดที่ความหนาแน่นกระแสประมาณ 1 mA/cm^2 และความดันประมาณ $1.33 \times 10^{-5} \text{ mbar}$ นอกจากนี้ยังพบว่าในระบบดีซีสปัตเตอร์ริงทั่วไปอะตอมของแก๊สที่เกิด

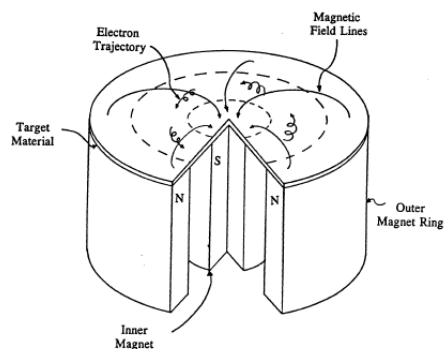
การไอออไนซ์มีค่าน้อยกว่า 1% แต่ยังมีข้อเสียคือเมื่อความดันเพิ่มสูงขึ้นจะทำให้ปริมาณแก๊สที่แทรกตัวในฟิล์มที่ได้มีค่าสูงด้วย (พิเชษฐ ลีมสุวรรณ และธนาธิกา รัตนะ, 2547)

Netinbag (2020) ต่อมามีการพัฒนาาระบบใหม่เรียกว่าระบบดีซีแมกนีตรอนสเปตเตอร์ริง (ภาพประกอบ 13) เป็นการสเปตเตอร์ที่มีการสะสมไอทางกายภาพของฟิล์มบางของวัสดุหนึ่งไปยังอีกวัสดุหนึ่งในระบบสุญญากาศซึ่งสารจะถูกระงับด้วยโมเลกุลก๊าซที่แตกตัวเป็นไอออน ทำให้สารมีพันธะที่ไม่แตกหักง่ายและฟิล์มมีความสม่ำเสมอ Smith (1995) เป็นการใช้นามแม่เหล็กช่วยโดยจ่ายสนามแม่เหล็กให้มีทิศทางกับผิวหน้าเป้าสารเคลือบและมีทิศทางกับสนามไฟฟ้าซึ่งช่วยเพิ่มระยะทางเดินอิเล็กตรอนให้ยาวขึ้น โดยสนามแม่เหล็กทำให้อิเล็กตรอนเคลื่อนที่เป็นทางโค้ง (ภาพประกอบ 14) ทำให้เกิดการไอออไนซ์เนื่องจากการชนระหว่างอิเล็กตรอนกับอะตอมแก๊สเฉื่อย



ภาพประกอบ 13 แผนผังระบบดีซีแมกนีตรอนสเปตเตอร์ริง

ที่มา : (ธีรวิทย์ สำเภา และอาชรรณ วรรณัด, 2559)



ภาพประกอบ 14 การเคลื่อนที่ของอนุภาคอิเล็กตรอนในสนามแม่เหล็ก

ที่มา : (Rickerby & Matthews, 1991)

ทั้งนี้จากการศึกษาการเคลื่อนที่ของอิเล็กตรอนในสนามแม่เหล็กพบว่า ถ้าอิเล็กตรอนมีทิศทางการเคลื่อนที่ตั้งฉากกับสนามแม่เหล็กอิทธิพลของสนามแม่เหล็กจะทำให้อนุภาคประจุเคลื่อนที่ในแนววงกลม (ภาพประกอบ 15a) ด้วยรัศมีภาพดังสมการที่ 5

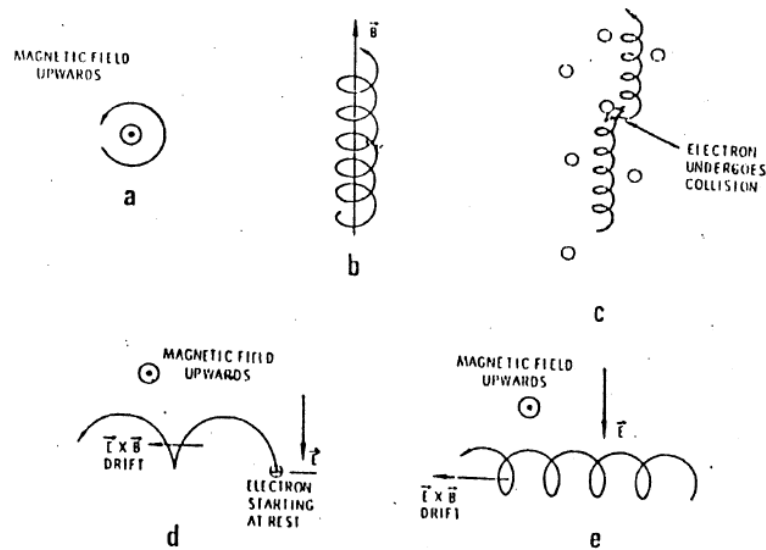
$$r = \frac{3.37(W)^{\frac{1}{2}}}{B} \quad (5)$$

เมื่อ W คือพลังงานของอิเล็กตรอนในหน่วย eV
 B คือความเข้มสนามแม่เหล็กในหน่วย gauss หมุนด้วยความถี่ไซโคลตรอน $\nu = 2.8 \times 10^6$ Hz

ถ้าพลังงานเฉลี่ยของอิเล็กตรอนในแนวตั้งฉากกับสนามแม่เหล็กมีค่า 10 eV และสนามแม่เหล็กมีค่าความเข้ม 100 gauss รัศมีการหมุนมีค่าเท่ากับ 0.1 cm ด้วยความถี่การหมุนเท่ากับ 2.8×10^8 Hz (ภาพประกอบ 15b) แสดงอิเล็กตรอนมีความเร็วส่วนหนึ่งในแนวขนานกับสนามแม่เหล็ก อิเล็กตรอนจะเคลื่อนที่หมุนควงรอบแนวสนามแม่เหล็กด้วยจำนวนเส้นแรงคงที่ค่าหนึ่ง ระหว่างนี้ถ้าอิเล็กตรอนชนกับอะตอมแก๊ส (ภาพประกอบ 15c) แนวการหมุนควงรอบสนามแม่เหล็กจะเปลี่ยนไปถ้าอิเล็กตรอนเคลื่อนที่ภายในสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้าซึ่งมีทิศทางการตั้งฉากกัน อำนาจของสนามทั้งสองนอกจากจะทำให้อิเล็กตรอนเคลื่อนที่ในแนวโค้งแล้วยังสามารถทำให้เกิดการเคลื่อนที่ในแนวตั้งฉากกับสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้า เรียกการเคลื่อนที่แบบนี้ว่า “การเคลื่อนที่แบบลอยเลื่อน” (Drift motion) ดังสมการที่ 6

$$V_E = \frac{10^8 E}{B} \quad (6)$$

เมื่อ E คือสนามไฟฟ้าหน่วยเป็น V/cm
 B คือความเข้มสนามแม่เหล็กในหน่วย Gauss

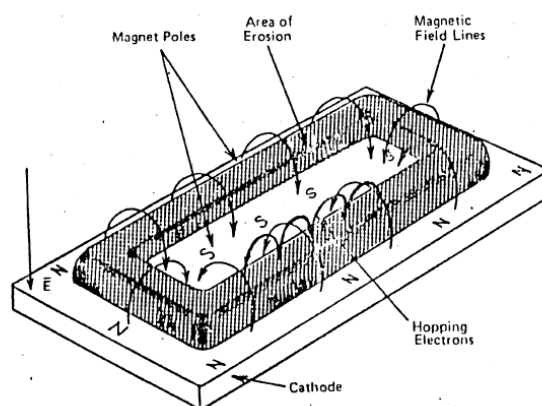


ภาพประกอบ 15 การเคลื่อนที่ของอนุภาคในสนามต่างๆ โดยที่ a, b และ c เป็นการเคลื่อนที่ของอนุภาคประจุในสนามแม่เหล็กอย่างเดียว ส่วน d และ e เป็นการเคลื่อนที่ของอนุภาคประจุในสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้าร่วมกันในลักษณะต่าง ๆ
ที่มา : (Bunshah, 1994)

กรณีสนามไฟฟ้าบริเวณคาร์คสเปซมีค่าประมาณ 1,000 V/cm และสนามแม่เหล็กมีค่าประมาณ 100 Gauss จะให้ค่าความเร็วลอยเลื่อน (Drift velocity) เท่ากับ 107 m/s ซึ่งเป็นค่าที่ค่อนข้างสูง กรณีพลังงานเริ่มต้นของอิเล็กตรอนมีค่าน้อยเมื่อเทียบกับพลังงานที่ได้รับจากสนามไฟฟ้าการเคลื่อนที่ของอิเล็กตรอนจะเป็นไปในรูปแบบ Cycloid (ภาพประกอบ 15d) ถ้าอิเล็กตรอนมีพลังงานเริ่มต้นสูงกว่าพลังงานที่ได้รับจากสนามไฟฟ้า การเคลื่อนที่แบบลอยเลื่อนจะอยู่ในแนววงกลมซ้อนกัน (ภาพประกอบ 15e) พฤติกรรมที่ปรากฏต่ออิเล็กตรอนนี้เด่นชัดมากถึงแม้จะใช้สนามแม่เหล็กมีค่าน้อย ๆ ระหว่าง 50–500 Gauss แต่จะมีผลในการเบี่ยงเบนแนวทางการเคลื่อนที่ของไอออนซึ่งมีมวลสูงกว่าอิเล็กตรอนมาก

ระบบสปีดเตอริงที่ใช้สนามแม่เหล็ก ช่วยเพิ่มปริมาณไอออนนั้นถ้าสนามแม่เหล็กมีทิศทางขนานกับสนามไฟฟ้าจะเรียกว่า สนามตามยาว (Longitudinal field)

จะทำให้ประสิทธิภาพการเพิ่มไอออนไม่สูงนักแต่ไม่ทำให้แนวการเกิดโกลด์ดิสซาร์จเปลี่ยนแปลงไปและยังสามารถรักษาความสม่ำเสมอของฟิล์มไว้ได้ดี กรณีของสนามแม่เหล็กตั้งฉากกับสนามไฟฟ้าเรียกว่า สนามตามขวาง (Transverse field) โดยกระบวนการเพิ่มปริมาณไอออนเกิดขึ้นดังนี้ หลังจากที่ไอออนบวกชนกับเป้าสารเคลือบและเกิดการปลดปล่อยอิเล็กตรอนชุดที่สองออกมาทำให้อิเล็กตรอนถูกกักอยู่ในบริเวณสนามแม่เหล็กใกล้แคโทด และเคลื่อนที่แบบรอยเลื่อนตามแนวผิวหน้าของแคโทด (ภาพประกอบ 16) ทำให้อิเล็กตรอนมีโอกาสชนกับโมเลกุลของแก๊สบริเวณผิวหน้าเป้าสารเคลือบมากขึ้นจนเพิ่มปริมาณไอออนสูงมากใกล้ผิวเป้าสารเคลือบ อิเล็กตรอนตัวใดที่ไม่ชนโมเลกุลของแก๊สจะเดินทางเป็นวงโค้งเข้าชนเป้าสารเคลือบและผลิตอิเล็กตรอนชุดที่สองมากขึ้นเป็นผลทำให้ไอออนถูกผลิตในปริมาณสูงมากและเกิดโกลด์ดิสซาร์จ ทำให้สเปซชาร์จจากไอออนบวกสูงที่ผิวแคโทดซึ่งอาจสั้นกว่าระยะปลดปล่อยการชนในดีซีสปัตเตอร์ริงที่ความดันใช้งานมาก แรงเคลื่อนไฟฟ้าเกือบทั้งหมดจะตกคร่อมบริเวณนี้และมีค่าสนามไฟฟ้าสูงกว่าบริเวณดาร์คสเปซในดีซีสปัตเตอร์ริงขณะไม่มีสนามแม่เหล็กมากทำให้ความต้องการแรงดันไฟฟ้าระหว่างขั้วอิเล็กโทรดของระบบแมกนีตรอนสปัตเตอร์ริงลดลงซึ่งปกติมีค่าประมาณ 300–800 V ถ้าใช้สนามแม่เหล็กกับแมกนีตรอนทรงกระบอกจะเรียกว่า แมกนีตรอนสปัตเตอร์ริงทรงกระบอก (Cylindrical magnetron sputtering) และถ้าใช้สนามแม่เหล็กกับระบบดีซีสปัตเตอร์ริงที่ใช้เป้าแบบแผ่นราบเรียกว่า พลาแนร์แมกนีตรอนสปัตเตอร์ริง (Planar magnetron sputtering)



ภาพประกอบ 16 การจัดสนามแม่เหล็กและแนวการกักตัวของเป้าสารเคลือบในระบบพลาแนร์แมกนีตรอนสปัตเตอร์ริง
ที่มา : (Chapman, 1980)

ประสิทธิภาพการเพิ่มโอโซนที่สูงมากในระบบแมกนีตรอนและพลาสมาที่เกิดขึ้นจะเข้มข้นมากบริเวณเป้าสารเคลือบทำให้อัตราการสับเตเตอร์ของระบบนี้มีค่าสูง ขณะที่แรงดันในระบบจะมีค่าต่ำ แรงดันไฟฟ้าระหว่างขั้วอิเล็กโทรดมีค่าเกือบคงที่ที่ทุกค่า การสับเตเตอร์แมกนีตรอนสับเตเตอร์ริงทรงกระบอกทั่วไปมีอัตราการสับเตเตอร์สูงกว่า 1.0 $\mu\text{m}/\text{min}$ และมีอัตราการเคลือบสูงกว่า 2.0 $\mu\text{m}/\text{min}$ ความหนาแน่นกระแสที่ผิวคาโทด 20.0 mA/cm^2 แรงดันไฟฟ้าระหว่างอิเล็กโทรดมีค่าระหว่าง 300–800 V ที่ความดันประมาณ 5.33×10^{-5} ประสิทธิภาพการเคลือบสูงชันกว่า 10 เท่าตัว นอกจากนี้สามารถขยายสเกลใช้กับระบบสับเตเตอร์ริงขนาดใหญ่ได้ง่ายเมื่อออกแบบการใช้งานร่วมกับระบบไตรโอดสับเตเตอร์ริงและสามารถเคลือบได้ที่ความดันต่ำถึง 10^{-5} mbar

3.7 การตรึงเอนไซม์ (Immobilizing Enzyme)

การตรึงเอนไซม์ หมายถึง การกำหนดหรือทำให้เอนไซม์อยู่ในขอบเขตที่จัดไว้โดยโมเลกุลอาจใหญ่ขึ้นด้วยการเชื่อมพันธะทางเคมีหรือไม่เกิดพันธะเคมี ข้อดีของการตรึงเอนไซม์คือสามารถนำเอนไซม์มาใช้ซ้ำได้ (Tran & Broun, 1975, pp. 1359–1364) การตรึงเอนไซม์แอลกอฮอล์ดีไฮโดรจีเนส และโคเอนไซม์นิโคตินาไมด์อะดีนีนไดนิวคลีโอไทด์ จะใช้ลักษณะการตรึงแบบเชื่อมไขว้

3.7.1 การตรึงแบบเชื่อมไขว้ (Cross-Linking) การเชื่อมไขว้เป็นวิธีที่อาศัยสารชนิดไบฟังก์ชันนอล (Bifunctional) หรือมัลติฟังก์ชันนอล (Multifunctional) เพื่อทำหน้าที่เชื่อมสารชีวภาพให้ยึดติดกับตัวตรวจวัด การเชื่อมไขว้กับเอนไซม์ด้วยวิธีนี้สามารถทำได้ทั้งเอนไซม์ชนิดเดียวกันหรือทำให้เกิดลักษณะการเชื่อมติดกันแบบร่างแหของโปรตีนที่แตกต่างกันมากกว่าหนึ่งชนิด ตัวอย่าง เช่น การเชื่อมพันธะระหว่างเอนไซม์กับเอนไซม์ เอนไซม์กับโปรตีน หรือเอนไซม์ที่มีมากกว่าหนึ่งชนิดกับโปรตีนชนิดที่มีน้ำหนักโมเลกุลสูง ทำให้เกิดการเชื่อมติดกันในลักษณะร่างแหหรือตาข่าย สามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการตรึงเอนไซม์ได้หลายชนิด (สุริยาภา จงจินากุล, 2556, หน้า 22) กลูตาโรลดีไฮด์เป็นสารชนิดไบฟังก์ชันนอลที่นำมาใช้เป็นสารเชื่อมไขว้ในเทคนิคไบโอเซนเซอร์ (Isabelle, 2004, pp. 790–802) โครงสร้างกลูตาโรลดีไฮด์ประกอบด้วยหมู่อัลดีไฮด์ 2 หมู่ ที่ปลายทั้ง 2 ข้างสามารถทำปฏิกิริยากับหมู่อะมิโนของเอนไซม์หรือโปรตีนด้วยพันธะโคเวเลนต์ การตรึงเอนไซม์ด้วยวิธีเชื่อมไขว้พบว่ามีข้อดีคือ เอนไซม์จะถูกยึดติดบนตัวตรวจวัดอย่างแข็งแรง เนื่องจากเกิดพันธะโคเวเลนต์ระหว่างเอนไซม์กับสารเชื่อมไขว้ ทำให้เกิดเทคนิค

ไบโอเซนเซอร์ที่มีความคงตัวสูง เพราะพันธะโคเวเลนต์เป็นพันธะที่แข็งแรง ตรึงง่ายและราคาถูก (Rinaudo, 2006, pp. 603–632)

3.7.2 การเชื่อมโยงด้วยพันธะโคเวเลนต์ (Covalant bonding) ไคโตซานเป็นไบโอโพลิเมอร์ชนิดหนึ่งซึ่งมีองค์ประกอบที่สำคัญอยู่ในรูปของดี-กลูโคซามีน ไคโตซานมีหมู่เอมีนในสายโซ่ มีสมบัติไม่เป็นพิษต่อสารชีวภาพ ด้วยคุณสมบัตินี้จึงได้นำไคโตซานมาประยุกต์ใช้สำหรับการตรึงเอนไซม์ในเทคนิคไบโอเซนเซอร์ (Qitong, 2014, pp. 277–280)

4. การประดิษฐ์มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ (Fabricated Alcohol biosensor module)

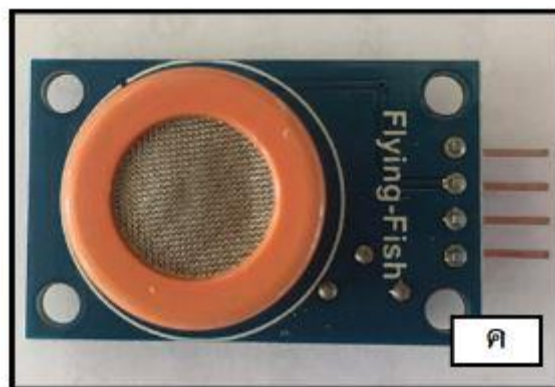
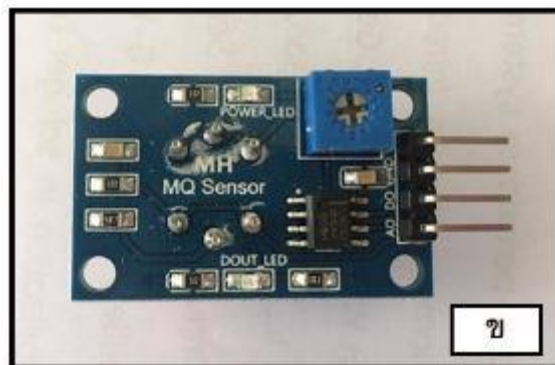
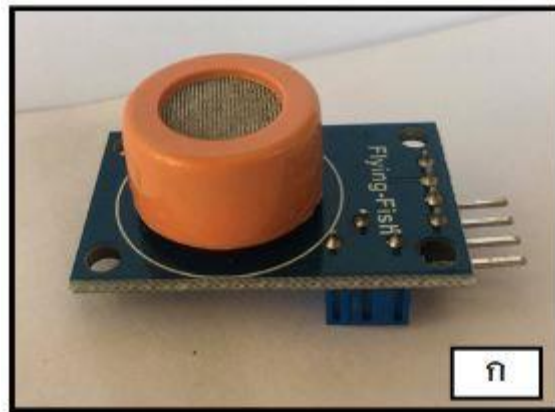
4.1 มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซ (MQ-3 gas sensor module)

มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซ (ภาพประกอบ 17) เป็นเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดก๊าซแอลกอฮอล์ หนึ่งในชุดเซนเซอร์ MQ สำหรับตรวจจับแก๊สและควันราคาถูก ให้ค่าออกมาเป็นดิจิตอล และอนาล็อก สามารถเลือกใช้งานได้ใช้งานกับไมโครคอนโทรลเลอร์ได้ตามต้องการ (ภาพประกอบ 18) โดยเซนเซอร์รุ่น MQ-3 มีความไวในการตรวจจับก๊าซเอทานอลได้ในช่วงตั้งแต่ 10 ถึง 1000 ppm ใช้แรงดันไฟฟ้า 5 V ในการทำงาน มีวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิตอล สามารถปรับความไวในการตรวจจับจากทริมพอต มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซจะถูกใช้เป็นอุปกรณ์ต้นแบบของมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ (LNW, 2021)

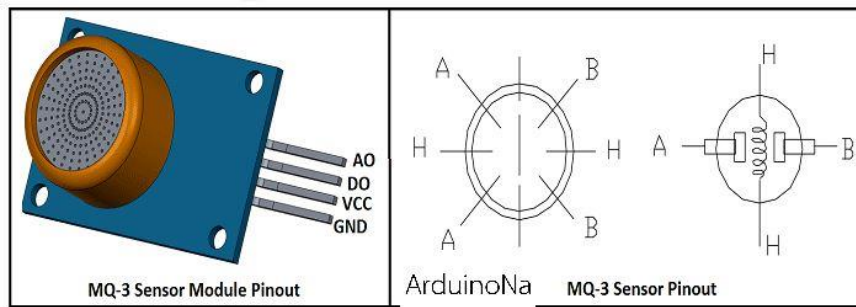
MQ-3 Semiconductor Sensor for Alcohol (2021) ตัวอย่าง Arduino Code สำหรับอ่านค่า MQ3 Gas Sensor Module

```
void setup()
{
  Serial.begin(9600);
}
void loop()
{
  int val;
  val=analogRead(0);
  Serial.println(val,DEC);
  delay(100);
```

}



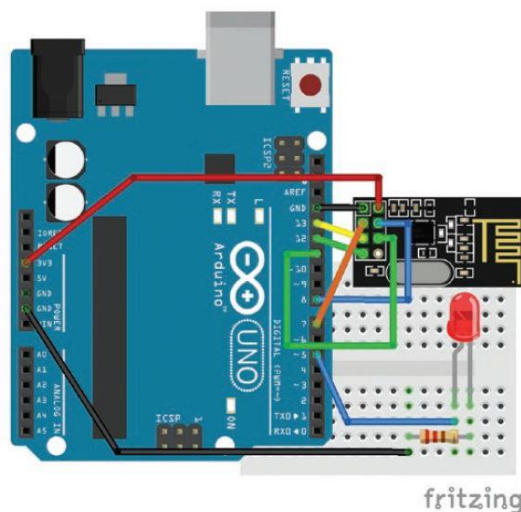
ภาพประกอบ 17 มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซ (ก) มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซเมื่อมองจาก
 ด้านข้าง (ข) วงจรอิเล็กทรอนิกส์ของมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซ (ค)
 Smoke หรือตัวตรวจจับก๊าซ



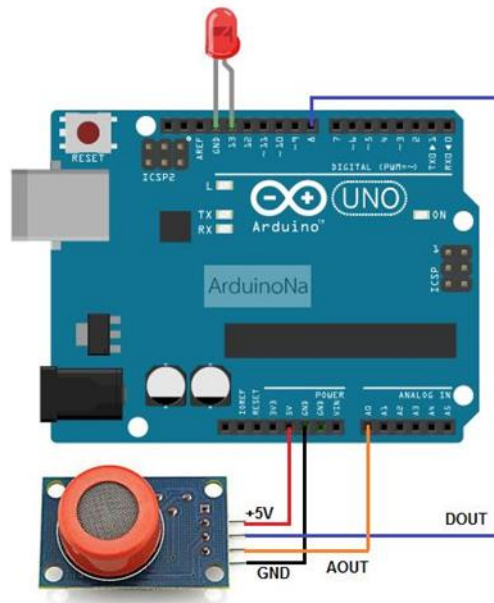
ภาพประกอบ 18 โครงสร้างของมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซ
ที่มา : (LNW, 2021)

4.2 การทดสอบแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ (Alcohol biosensor)

การทดสอบผลการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลและการเชื่อมต่อมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สามารถทำได้โดยต่อบอร์ดมอดูลตัวรับส่งสัญญาณ nRF24L01 ซึ่งเป็น Arduino ที่ใช้สื่อสารส่งข้อมูลแบบไร้สาย (ภาพประกอบ 19) รวมกับมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซต้นแบบ (ภาพประกอบ 20) แล้วนำไปทดสอบกับสารที่ต้องการตรวจวัด



ภาพประกอบ 19 มอดูลตัวรับส่งสัญญาณ nRF24L01 พร้อม LED
ที่มา : (Cameron, 2019)



ภาพประกอบ 20 การต่อเซนเซอร์ MQ-3 เข้ากับมอดูลตัวรับส่งสัญญาณ nRF24L01
ที่มา : (LNW, 2021)

4.3 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller)

ไมโครคอนโทรลเลอร์ (2563) ไมโครคอนโทรลเลอร์ คือ อุปกรณ์ที่มีหน่วยประมวลผลและความจำขนาดเล็กภายในตัวเอง สามารถรับส่งข้อมูลได้ทั้งแบบดิจิทัลและอนาล็อก ใช้พลังงานน้อยทำให้เป็นที่นิยมในการใช้งานในรูปแบบที่เรียกว่า Embedded ได้แก่ เครื่องใช้ไฟฟ้าอัจฉริยะต่าง ๆ โครงสร้างทั่วไปของไมโครคอนโทรลเลอร์นั้นสามารถแบ่งออกได้เป็น 5 ส่วน ดังนี้

4.3.1 หน่วยประมวลผลกลางหรือซีพียู (Central Processing Unit : CPU) คือหน่วยประมวลผลกลางของคอมพิวเตอร์เปรียบเสมือนสมองที่คอยทำหน้าที่ในการตัดสินใจหรือคำนวณข้อมูลคำสั่งที่ได้รับมา เป็นหัวใจหลักในการประมวลผล ทำหน้าที่ประมวลผลข้อมูลเชิงตรรกะ โดยมีกระบวนการพื้นฐานคือ 1. อ่านชุดคำสั่ง 2. ตีความชุดคำสั่ง 3. ประมวลผลชุดคำสั่ง 4. อ่านข้อมูลจากหน่วยความจำ 5. เขียนข้อมูลหรือส่งผลการประมวล (Advice, 2021)

4.3.2 หน่วยความจำ (Memory) สามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ หน่วยความจำที่มีไว้สำหรับเก็บโปรแกรมหลัก (Program memory) เปรียบเสมือนฮาร์ดดิสก์ของเครื่องคอมพิวเตอร์ตั้งโต๊ะ คือข้อมูลใด ๆ ที่ถูกเก็บไว้ในนี้จะไม่สูญหายไปแม้ไม่มีไฟเลี้ยง และหน่วยความจำข้อมูล (Data memory) ใช้เป็นเหมือนกระดานชดในการ

คำนวณของซีพียูและเป็นที่พักข้อมูลชั่วคราวขณะทำงาน แต่ถ้าหากไม่มีไฟเลี้ยงข้อมูลก็จะหายไปเหมือนกับหน่วยความจำแรม (RAM) ในเครื่องคอมพิวเตอร์ทั่วไป แต่สำหรับไมโครคอนโทรลเลอร์สมัยใหม่หน่วยความจำข้อมูลจะมีทั้งที่เป็นหน่วยความจำแรม ซึ่งข้อมูลจะหายไปเมื่อไม่มีไฟเลี้ยง และเป็น EEPROM (Erasable Electrically Read-Only Memory : EEPROM) ซึ่งสามารถเก็บข้อมูลได้แม้ไม่มีไฟเลี้ยง

4.3.3 ส่วนติดต่อกับอุปกรณ์ภายนอกหรือพอร์ต (Port) มี 2 ลักษณะคือพอร์ตอินพุต (Input port) และพอร์ตส่งสัญญาณหรือพอร์ตเอาต์พุต (Output port) ส่วนนี้จะใช้ในการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ภายนอกถือว่าเป็นส่วนที่สำคัญมาก ใช้ร่วมกันระหว่างพอร์ตอินพุตเพื่อรับสัญญาณ อาจจะใช้การกดสวิตช์ เพื่อนำไปประมวลผลและส่งไปยังพอร์ตเอาต์พุตเพื่อแสดงผล เช่น การติดสว่างของหลอดไฟ

4.3.4 ช่องทางเดินของสัญญาณหรือบัส (BUS) คือเส้นทางการแลกเปลี่ยนสัญญาณข้อมูลระหว่างซีพียู หน่วยความจำและพอร์ต เป็นลักษณะของสายสัญญาณจำนวนมากอยู่ภายในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์โดยแบ่งเป็นบัสข้อมูล (Data Bus) บัสแอดเดรส (Address Bus) และบัสควบคุม (Control Bus)

4.3.5 วงจรกำเนิดสัญญาณนาฬิกา (E-learning) นับเป็นส่วนประกอบที่สำคัญมากอีกส่วนหนึ่งเนื่องจากการทำงานที่เกิดขึ้นในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์จะขึ้นอยู่กับการกำหนดจังหวะ หากสัญญาณนาฬิกาที่มีความถี่สูงจังหวะการทำงานก็จะสามารถทำได้ถี่ขึ้นส่งผลทำให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวนั้นมีความเร็วในการประมวลผลตามไปด้วย เราสามารถเพิ่มคำสั่งในการควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ได้ด้วยการเขียนโปรแกรม เช่น

(ก) ภาษา A (Assemble Low Level) เขียนโปรแกรมหลายบรรทัด แต่การทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์มีความเร็วสุดเพราะถูกคอมไพล์เป็นภาษาเครื่อง

(ข) ภาษา C (Middle Level) เขียนโปรแกรมน้อยกว่าภาษา A ทำงานช้ากว่าเป็นวินาที แต่ปัจจุบันได้พัฒนาจนมีความเร็วในการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์ ให้ทำงานรวดเร็วจนเกือบเทียบเท่าภาษา A แล้ว

(ค) ภาษาแสตมป์ จัดเป็นภาษาที่ช่วยในการควบคุมโปรแกรม อุปกรณ์สามารถนำมาต่อยอดสำหรับการพัฒนาระบบไมโครคอนโทรลเลอร์ด้วยตระกูล PSI (Stamp) ได้แก่

- ภาษา Basic Stamp
- ภาษา Java Stamp

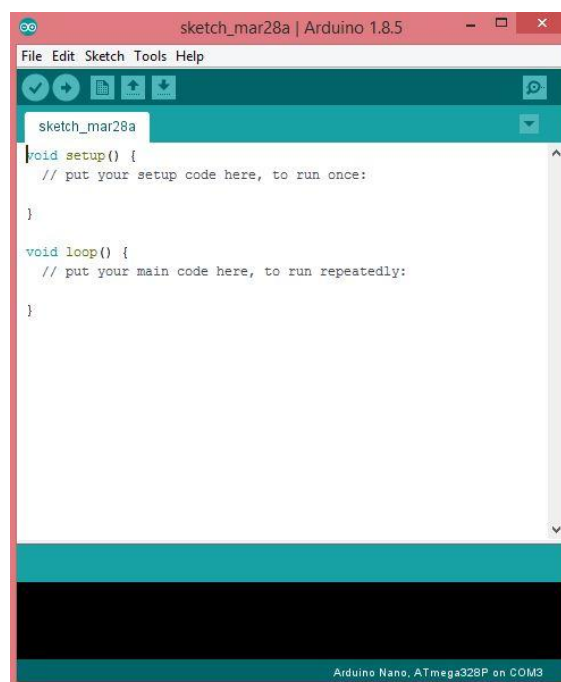
4.4 อาคูอิโน้ (Arduino)

Arduino (2016) Arduino คือ ไมโครคอนโทรลเลอร์ชนิด Open-Source Platform สำหรับการสร้างต้นแบบทางอิเล็กทรอนิกส์ โดยมีจุดมุ่งหมายให้ Arduino Platform เป็น Platform ที่ง่ายต่อการใช้งาน, โดย Arduino Platform ประกอบไปด้วย 2 ส่วนที่สำคัญดังนี้

4.4.1 ฮาร์ดแวร์ (Hardware) เป็นบอร์ดอิเล็กทรอนิกส์ขนาดเล็กที่มี ไมโครคอนโทรลเลอร์ (MCU) เป็นชิ้นส่วนหลัก ถูกนำมาประกอบร่วมกับอุปกรณ์ อิเล็กทรอนิกส์อื่น ๆ เพื่อให้ง่ายต่อการใช้งานหรือที่เรียกว่า บอร์ด Arduino โดยบอร์ด Arduino เองก็มีหลายรุ่นให้เลือกใช้ โดยในแต่ละรุ่นอาจมีความแตกต่างกันในเรื่องของ ขนาดของบอร์ดหรือสเปค เช่น จำนวนของขารับส่งสัญญาณ แรงดันไฟที่ใช้ ประสิทธิภาพ ของ MCU เป็นต้น

4.4.2 ซอฟต์แวร์ (Software) ประกอบไปด้วย

- (ก) Arduino ใช้ภาษา C/C++ สำหรับเขียนโปรแกรมควบคุม MCU
- (ข) Arduino IDE เป็นเครื่องมือสำหรับเขียนโปรแกรมด้วยภาษา Arduino คอมไพล์ (Compile) และอัปโหลดโปรแกรมลงบอร์ด (ภาพประกอบ 21)



ภาพประกอบ 21 Arduino IDE

งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ไชยยันต์ โอรส (2556) ศึกษาและเปรียบเทียบคุณสมบัติโมลิบดีนัมไดรอกไซด์ (MoO_3) และดีบุกไดรอกไซด์ (SnO_2) เพื่อใช้เป็นโครงสร้างของฟิล์มบางสำหรับตรวจวัดก๊าซเอทานอลด้วยวิธีแมกนีตรอนสเปกโตรสโกปี พบว่าทินออกไซด์สามารถตรวจวัดก๊าซเอทานอลได้ดีกว่าที่ 50 ppm อุณหภูมิ 240 °C ส่วนโมลิบดีนัมไดรอกไซด์สามารถตรวจวัดได้ที่ 100 ppm อุณหภูมิ 400 °C ซึ่งทินออกไซด์สามารถตรวจวัดก๊าซเอทานอลได้ดีกว่าเนื่องจากว่ามีโครงสร้างแบบแท่งนาโนทำให้มีพื้นที่ผิวมากกว่าส่วนโมลิบดีนัมไดรอกไซด์ มีลักษณะโครงสร้างแบบรูปปลายเข็มมีพื้นที่ผิวน้อยกว่า

Mitsubayashi, Yokoyama, Takeuchi, & Karube (1994, p. 3297) ประดิษฐ์แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์แบบก๊าซเฟสสำหรับตรวจวัดก๊าซเอทานอลโดยใช้เอนไซม์แอลกอฮอล์ออกซิเดส (Alcohol Oxidase : AOD) เป็นไบโอเซนเซอร์ตรึงบนขั้วไฟฟ้า พบว่าสามารถตรวจวัดก๊าซเอทานอลได้ในช่วงของความเข้มข้นกว้างตั้งแต่ 0.358–1242 ppm แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์มีความสามารถในการคัดเลือกเอทานอลสูง เมื่อมีสารเคมีเฟสก๊าซอื่น ๆ และให้การตอบสนองที่เล็กน้อยต่อสารเคมีเหล่านี้

Bihar, et al. (2016, p. 1) ประดิษฐ์แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์แบบกระดาษในรูปแบบใช้แล้วทิ้งพร้อมทรานซิสเตอร์ไฟฟ้าเคมีสำหรับตรวจจับไอระเหยเอทานอล โดยใช้เอนไซม์ ADH และโคเอนไซม์ NAD^+ เป็นไบโอเซนเซอร์ ตรึงบนทรานซิสเตอร์ไฟฟ้าเคมีอินทรีย์ (Organic Electrochemical Transistor : OECT) ด้วยอิเล็กโทรไลต์เจล วัสดุ OECT เป็นพอลิเมอร์ประเภท Poly (3,4-ethylenedioxythiophene) และ Poly (styrenesulfonate) (PEDOT : PSS) โดยพิมพ์ลงบนกระดาษ พบว่า สามารถตรวจจับไอระเหยของเอทานอลได้ในช่วงตั้งแต่ 10–200 ppm การใช้ OECT แบบพิมพ์มีส่วนช่วยในการพัฒนาเครื่องตรวจวัดแอลกอฮอล์แบบใช้แล้วทิ้ง

Kuretake, Kawahara, Motooka, & Uno. (2017, unpagged) ประดิษฐ์แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ก๊าซไฟฟ้าเคมี โดยใช้เอนไซม์ออกซิเดสเป็นไบโอเซนเซอร์ตรึงบนขั้วไฟฟ้าคาร์บอนบนกระดาษโครมาโทกราฟีสำหรับตรวจจับไอระเหยของเอทานอล โดยใช้วิธีการพิมพ์สกรีน พบว่า แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สามารถตรวจจับไอระเหยเอทานอลได้ในช่วง 50–500 ppm ซึ่งชี้ให้เห็นถึงความสามารถในการตรวจจับไอระเหยของเอทานอลในลมหายใจโดยใช้เอนไซม์

Samuel Lim, Soh, Poh, & Liu (2017, p. 58) ศึกษาและเปรียบเทียบคุณสมบัติของไททาเนียมไดออกไซด์ (TiO_2) แบบเรียวไทเทรตออกไซด์ (BaTiO_3) สำหรับตรวจวัดแอลกอฮอล์โดยวิธีสปู๊เอ็มแมกนีตรอนสปัตเตอริง (Magnetron sputting : UBM) ที่มีและไม่มี TiO_2 nano-rods เคลือบอยู่บนซิลิกอนวาเฟอร์ ทำการตรวจวัดแอลกอฮอล์ที่อุณหภูมิ 25 °C โดยใช้เอทานอลที่มีความเข้มข้น 1.6×10^3 , 7.9×10^3 , 3.94×10^4 และ 1.579×10^5 ppm พบว่าในตัวอย่างของไททาเนียมไดออกไซด์ แบบเรียวไทเทรตออกไซด์ที่มี TiO_2 nano-rods มีความไวต่อเอทานอลมากกว่าในไททาเนียมไดออกไซด์ แบบเรียวไทเทรตออกไซด์ที่ไม่มี TiO_2 nano-rods และแบบเรียวไทเทรตออกไซด์ที่มี TiO_2 nano-rods แสดงเวลาในการฟื้นตัวที่สม่ำเสมอมากขึ้นแม้ความเข้มข้นของเอทานอลเพิ่มขึ้น

Singhleeuwon, Thanasin, & Khambum (2017, p. 69) พัฒนาเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดก๊าซเอทานอลเพื่อเป็นอุปกรณ์ควบคุมการติดเครื่องรถจักรยานยนต์ โดยใช้มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตรวจจับไอระเหยเอทานอลในลมหายใจและเปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้าโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ชนิด Arduino พบว่าถ้าหากความเข้มข้นของแอลกอฮอล์ในเลือดของผู้ขับขี่เกินหรือเท่ากับ 50 mg% อุปกรณ์จะตัดการทำงานของระบบจุดระเบิดออก ทำให้ไม่สามารถติดเครื่องยนต์ได้

Kim, et al. (2018, p. 825) พัฒนาฟิล์มบางโปร่งใสที่สามารถสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์สำหรับตรวจวัดก๊าซเอทานอลโดยวิธี DC แมกนีตรอนสปัตเตอริง ด้วยการรวมเข้ากับมอดูลบลูทูธและระบบไร้สาย (เสาสัญญาณ) โครงสร้างชั้นสัญญาณประกอบไปด้วยอินเดียมไดออกไซด์ อนุภาคนาโนแพลตินัม ($\text{In}_2\text{O}_3/\text{Pt}$ nanoparticle) ใช้ซิลเวอร์นาโน (AgNW) เป็นขั้วไฟฟ้า พบว่ามีการตอบสนองของสูงภายใต้ไอระเหยเอทานอลที่มีความเข้มข้นน้อยตั้งแต่ 95 ppb ไปจนถึง 732 ppm สามารถตรวจวัดได้ในช่วงอุณหภูมิกว้างตั้งแต่ -40 °C ถึง 125 °C และมีความเสถียรในการใช้งานมากถึง 155 วัน

Arakawa, et al. (2019, p. 245) ประดิษฐ์แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์แบบเรียลไทม์ (Bio-sniffer) สำหรับตรวจจับไอระเหยเอทานอลบนผิวหนัง โดยใช้เอนไซม์ ADH และโคเอนไซม์ NAD^+ เป็นไบโอเซนเซอร์ พบว่า สามารถตรวจจับไอระเหยของเอทานอลบนผิวได้ในช่วง 25 ppb ถึง 128 ppm ค่าเอาต์พุตสูงสุดอยู่ที่ประมาณ 70 นาที่ หลังจากดื่มแล้วค่อย ๆ ลดลง

Lawson, et al. (2019, p. 306) ประดิษฐ์เซนเซอร์ MOX สำหรับตรวจวัดแอลกอฮอล์ในเหยือกด้วยวิธีอาร์เอฟแมกนีตรอนสปัตเตอริง (RF Magnetron sputtering)

โดยใช้ดีบุกไดออกไซด์ (SnO_2) เป็นโครงสร้างของฟิล์ม เซนเซอร์ MOX ประกอบไปด้วย เซนเซอร์ 3 ตัวสำหรับตรวจจับเอทานอล อะซิโตน และความชื้นที่รวมอยู่ในสายรัดข้อมือ ผิดหนึ่งจะปล่อยความเข้มข้นของแอลกอฮอล์ในเลือดออกมาในรูปของเหงื่อ สอดคล้องกับ จลนศาสตร์ของเลือด ลมหายใจ และเหงื่อ ทดสอบกับเซนเซอร์ MOX อีก 6 ประเภท ได้แก่ TGS8100, MICS5524, CCS803, TGS2620 และ TGS2602 ที่ความเข้มข้นของเอทานอล 10 และ 50 ppm ความชื้น 50 % พบว่าเซนเซอร์ MOX SnO_2 มีผลการตอบสนองสูงกว่า เซนเซอร์ MOX ทั้ง 6 ประเภท ที่ระดับการตอบสนอง 7.8

Mishra, et al. (2020, p. 1) ประดิษฐ์อุปกรณ์ตรวจจับไฟฟ้าเคมีรูปแบบแหวน สำหรับตรวจวัดแอลกอฮอล์ในน้ำลายโดยใช้วิธีการพิมพ์สกรีน (Screen printing) แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์แบบแอมเพอโรเมตริกบนฝางแหวนติดตั้งบนบอร์ด อิเล็กทรอนิกส์ และใช้เอนไซม์แอลกอฮอล์ออกซิเดสเป็นไบโอเซนเซอร์ สามารถตรวจวัด แอลกอฮอล์ได้โดยการหยดน้ำลายลงบนแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ ลักษณะการใช้งานเป็น การเปลี่ยนฝาปิดวงแหวนขั้วไฟฟ้าตรวจจับแบบใช้แล้วทิ้ง ผลการวิเคราะห์พบว่าสามารถ ตรวจวัดเอทานอลได้และให้ผลการวิเคราะห์ข้อมูล 3 นาที

Taha, et al. (2020, p. 1) พัฒนาเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดก๊าซเอทานอลโดยการสังเคราะห์ฟิล์มไททาเนียมไดออกไซด์ (TiO_2) Hydroxyapatite nano-composites วัสดุผสมที่เคลือบบนพื้นผิวแก้วโดยใช้วิธีการพิมพ์สกรีน พบว่าในองค์ประกอบของ (TiO_2)-HAp 1wt% ความเข้มข้นเอทานอล 10 ppm มีการตอบสนองและฟื้นตัวอย่างรวดเร็วที่ 20 และ 170 วินาที อุณหภูมิที่ทำงานคือ 33, 35 และ 55 °C สามารถตรวจวัดก๊าซเอทานอล ได้อย่างมีประสิทธิภาพแม้อยู่ในสภาพแวดล้อมที่มีความเข้มข้นของก๊าซเอทานอลต่ำ

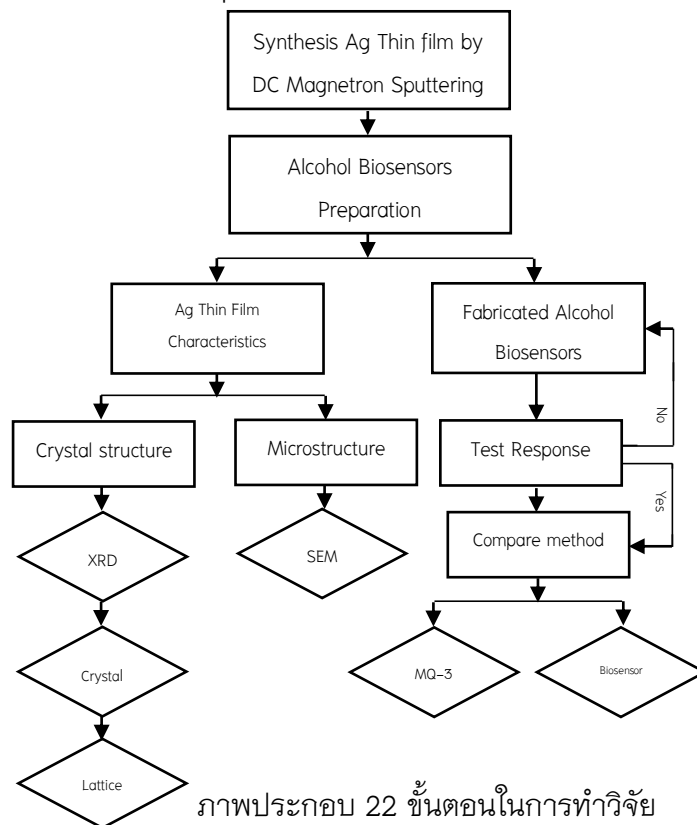
บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

ในบทที่ 3 กล่าวถึงรายละเอียดของวิธีดำเนินการวิจัย (ภาพประกอบ 22) วัสดุ อุปกรณ์ และเครื่องมือตลอดจนขั้นตอนในการดำเนินการวิจัยโดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

1. การสังเคราะห์ฟิล์มบาง Ag โดยวิธี DC แมกนีตรอนสปัตเตอริง
2. การเตรียมแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์
3. การวัดลักษณะเฉพาะของฟิล์มบาง Ag
4. การประดิษฐ์มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์
5. การเปรียบเทียบผลการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลของมอดูล MQ-3

เซนเซอร์ก๊าซต้นแบบ กับมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ และมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์



ภาพประกอบ 22 ขั้นตอนในการทำวิจัย

1. การสังเคราะห์ฟิล์มบาง Ag โดยวิธี DC แมกนีตรอนสปัตเตอร์ริง

(Synthesis of Ag thin film by DC Magnetron sputtering) ดัดแปลงจากวิธีของ

(Kim et al., 2018, p. 826)

1.1 การเตรียมโครงสร้างชั้นสัญญาณ (Preparation signal layer structure)

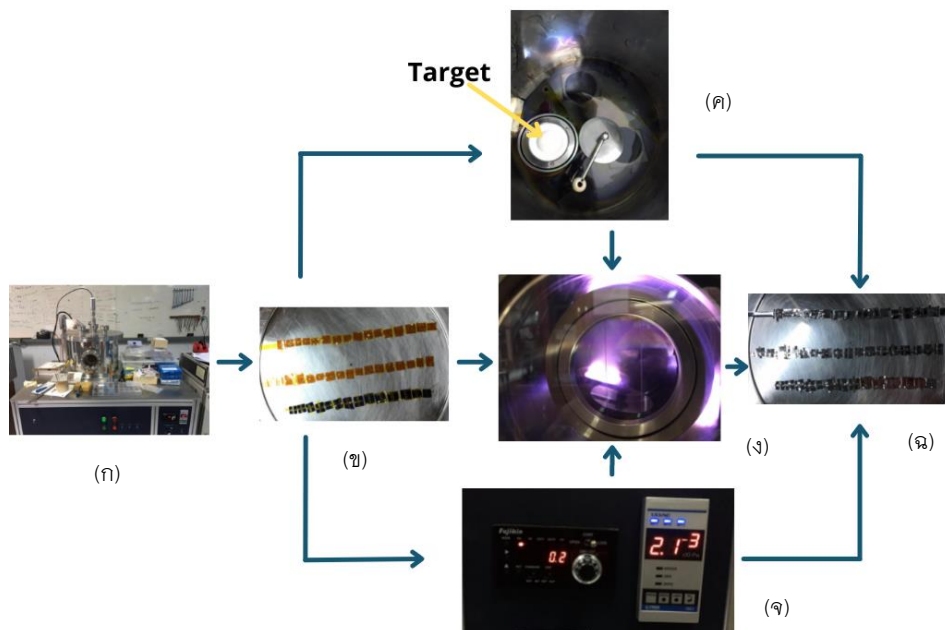
ลำดับแรกเตรียม SiO_2 และ PI ขนาด $5 \times 5 \text{ mm}^2$ ทำความสะอาดด้วยการล้างสะเทือนของคลื่นอัลตราโซนิกตามขั้นตอนดังนี้ (ภาพประกอบ 23) ภาพประกอบ 23 (ก) แสดงวิธีการทำความสะอาดแผ่น SiO_2 ขั้นตอนที่ 1 นำ SiO_2 ขนาด $5 \times 5 \text{ mm}^2$ มาแช่ในอะซิโตน ขั้นตอนที่ 2 ทำความสะอาดด้วยการล้างสะเทือนด้วยคลื่นอัลตราโซนิก ขั้นตอนที่ 3 นำ SiO_2 ขนาด $5 \times 5 \text{ mm}^2$ ล้างด้วยน้ำกลั่น ขั้นตอนที่ 4 ทำความสะอาดด้วยการล้างสะเทือนด้วยคลื่นอัลตราโซนิกเป็นเวลาอย่างละ 10 นาที ตามลำดับ ภาพประกอบ 23 (ข) แสดงวิธีการทำความสะอาดแผ่น PI ขั้นตอนที่ 1 แช่แผ่น PI ขนาด $5 \times 5 \text{ mm}^2$ กับอะซิโตน ขั้นตอนที่ 2 ทำความสะอาดด้วยการล้างสะเทือนด้วยคลื่นอัลตราโซนิก ขั้นตอนที่ 3 นำแผ่น PI ขนาด $5 \times 5 \text{ mm}^2$ ล้างในน้ำกลั่น ขั้นตอนที่ 4 ทำความสะอาดด้วยการล้างสะเทือนด้วยคลื่นอัลตราโซนิกเป็นเวลาอย่างละ 10 นาที ตามลำดับ ภาพประกอบ 23 (ค) นำแผ่นวัสดุของ SiO_2 และ PI มาทำให้แห้งภายใต้การไหลผ่านไนโตรเจนโดยใช้เตาเผาแบบท่อ (Tube furnace) ภาพประกอบ 23 (ง) กำหนดเงื่อนไขการให้ความร้อนที่อุณหภูมิ $250 \text{ }^\circ\text{C}$ 4 h เพื่อกำจัดสารอินทรีย์ตกค้าง



ภาพประกอบ 23 ขั้นตอนในการทำความสะอาดแผ่น SiO_2 และ PI

1.2 การสังเคราะห์ฟิล์มบาง Ag (Synthesis Ag thin film) หลังจากกระบวนการล้างเสิร์ฟสมบูรณ์ ต่อมาสร้างรูปแบบของขั้วไฟฟ้า Ag โดยใช้ระบบ DC แมกนีตรอนสปัตเตอริง (ภาพประกอบ 24) ที่ศูนย์วิจัยเทอร์โมอิเล็กทรอนิกส์ สถาบันวิจัยและพัฒนา มหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร ประกอบไปด้วยเครื่องจ่ายไฟฟ้าแบบดีซี (Dc Power Supply) ปืนแมกนีตรอนสปัตเตอริง (Magnetron Sputtering Gun) ที่อยู่ในสุญญากาศ และระบบหล่อเย็นปืนแมกนีตรอนสปัตเตอริง ต่อมาเตรียมฟิล์มบาง Ag ในห้องสุญญากาศ (Vacuum Chamber) ที่มีความดัน (Base Pressure) 2.1 mT ภายใต้บรรยากาศแก๊สอาร์กอน (Ar 99.99%) อัตราการไหล $23.3 \pm 0.1 \text{ cm}^3/\text{min}$ ความดันการทำงานรวม (Total Working Pressure) 50 mT เครื่องจ่ายไฟฟ้าความต่างศักย์สูงแบบดีซีที่ความถี่คงที่ 17.24 kHz ทำการปรับกระแส/ศักย์ไฟฟ้าที่ขั้วแคโทดในขณะที่สปัตเตอริงเพื่อหาเงื่อนไขที่เหมาะสม โดยวัสดุของ SiO_2 และ PI อยู่ห่างจากเป้าสปัตเตอริง 5.0 cm ใช้เวลา 15 นาที สำหรับการเคลือบฟิล์ม Ag หนา $1 \mu\text{m}$ และเป็นเงื่อนไขเวลาที่เหมาะสมในการเตรียมฟิล์มบาง Ag

DC magnetron sputtering process



ภาพประกอบ 24 แสดงกระบวนการสังเคราะห์ฟิล์มบาง Ag ด้วยวิธี DC แมกนีตรอนสปัตเตอริง (ก) ระบบ DC แมกนีตรอนสปัตเตอริง (ข) SiO_2 และ PI substrate ก่อนการสปัตเตอริง (ค) เป้าเงิน (ง) พลาสมาจากเป้าเงิน (จ) ความดันห้องสุญญากาศ (ฉ) SiO_2 และ PI substrate ภายหลังการสปัตเตอริง

2. การเตรียมแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ (Preparation of Alcohol biosensor)

2.1 สารเคมี (Chemical)

1. Alcohol Dehydrogenase จาก *Saccharomyces cerevisiae* ≥ 300 units/mg protein 25.31 mg (SIGMA-ALDRICH) เก็บรักษาที่อุณหภูมิต่ำ -20°C
2. beta-Nicotinamide Adenine Dinucleotide hydrate 98+% 1 g (GERMANY) เก็บรักษาที่อุณหภูมิต่ำ -20°C
3. Albumine bovine serum for biochemistry additional reagent IGSS protease free 10 g (UNITED STATES OF AMERICA) เก็บรักษาที่อุณหภูมิต่ำ -20°C
4. Glutaric dialdehyde 25 wt. % solution in water 1 L (BELGIUM) เก็บรักษาที่อุณหภูมิต่ำ $2-8^{\circ}\text{C}$
5. Sodium phosphate dibasic anhydrous 1 kg (FRANCE)
6. Sodium phosphate monobasic 1 kg (FRANCE)
7. น้ำกลั่น

2.2 การเตรียมสารเคมี (Chemical preparation)

2.2.1 เตรียมสารละลายฟอสเฟสบัฟเฟอร์ 100 mL (Stock) ดัดแปลงจากวิธีของ (Cai, Xue, Zhou, & Yang, 1997, p. 341) โดยใช้สมการที่ 7 สำหรับการเตรียมสารละลาย

$$M = \frac{wt.(g)}{M.W.} \times \frac{1}{L} \quad (7)$$

เมื่อ M = ความเข้มข้นในหน่วยโมลาร์ จำนวนโมลของสารในสารละลาย 1 L เรียกว่า โมลต่อลิตร (mol/L)

$wt.(g)$ = น้ำหนักของสาร (g)

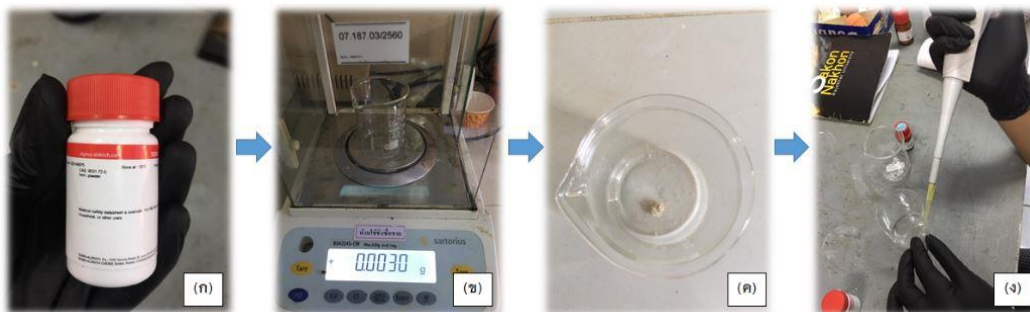
$M.W.$ = มวลโมเลกุลของสาร (g/mol)

$\frac{1}{L}$ = จำนวนโมลของสารในสารละลาย 1 L

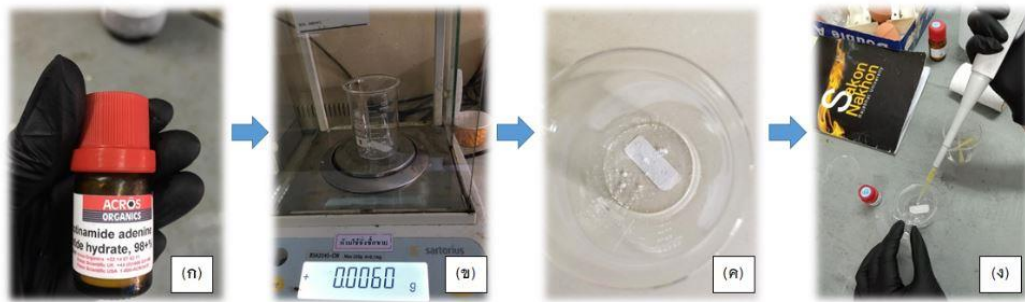
เตรียมสารละลายความเข้มข้น 0.1 mol/L ของ Sodium phosphate dibasic anhydrous (Na_2HPO_4) โดยการชั่ง Na_2HPO_4 มา 0.71 g ละลายน้ำปริมาตรเล็กน้อยแล้วถ่ายใส่ขวดวัดปริมาตรขนาด 50 mL ต่อมาเตรียมสารละลาย 0.1 mol/L

Sodium phosphate monobasic (NaH_2PO_4) ซึ่งสารละลายของ NaH_2PO_4 มา 0.6 g ละลายน้ำปริมาณเล็กน้อยแล้วถ่ายใส่ขวดวัดปริมาตรขนาด 50 mL หลังจากนั้นนำสารละลายของ Na_2HPO_4 และ NaH_2PO_4 ผสมเข้าด้วยกันแล้วปรับ pH ของสารละลายเป็น pH 7.5 โดยใช้สารละลายของเกลือโซเดียมไฮดรอกไซด์ (NaOH) และสารละลายของกรดไฮโดรคลอริก (HCl) สารละลายทั้งหมดกลั่นเป็น 2 เท่า กับน้ำกลั่น จะได้สารละลายฟอสเฟสบัฟเฟอร์ 100 mL เก็บไว้ในตู้เย็นที่อุณหภูมิ 4°C ก่อนการใช้งาน

2.2.2 เตรียมสารละลายแอลกอฮอล์โบไอเซนเซอร์ 200 μL (Stock) ดัดแปลงจากวิธีของ (Luo, et al., 2008, p. 1642) โดยการนำเอนไซม์ ADH จำนวน 3 mg และโคเอนไซม์ NAD^+ จำนวน 6 mg ผสมในสารละลายฟอสเฟสบัฟเฟอร์อย่างละ 100 μL ความเข้มข้น 0.1 mol/L (pH 7.5) หลังจากนั้นนำมาผสมให้เข้ากันจะได้สารละลายแอลกอฮอล์โบไอเซนเซอร์จำนวน 200 μL (ภาพประกอบ 25 และ 26)

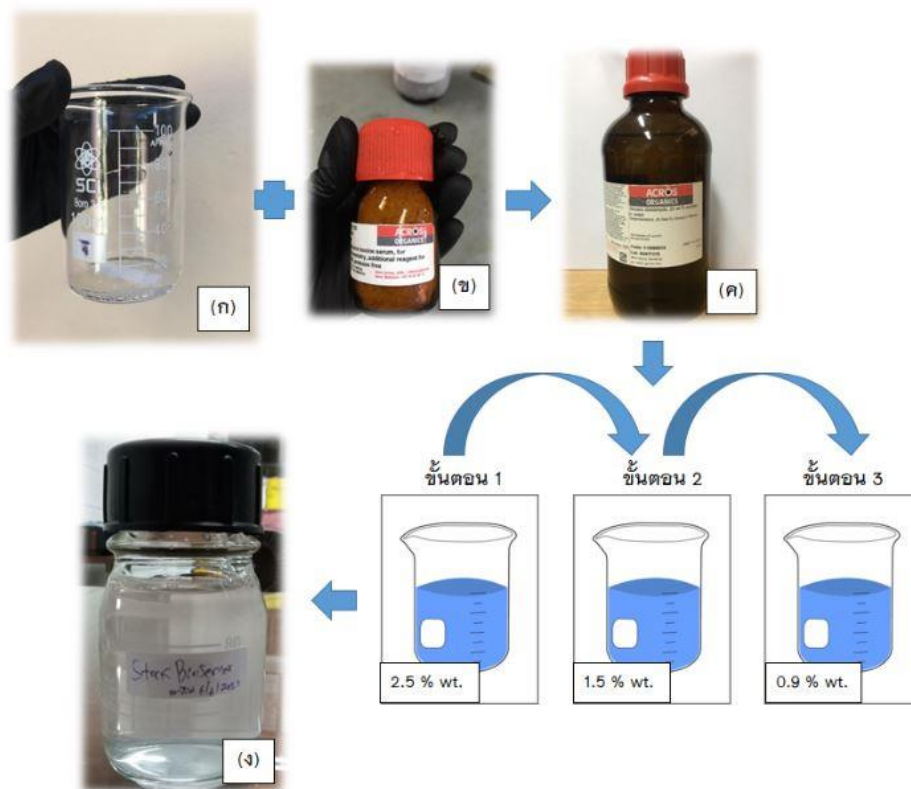


ภาพประกอบ 25 ขั้นตอนในการเตรียมสารละลายเอนไซม์ ADH (ก) เอนไซม์ ADH จากยีสต์ *Saccharomyces cerevisiae* (ข) ชั่งเอนไซม์ ADH จำนวน 0.3 mg (ค) เอนไซม์ ADH จำนวน 0.3 mg ในปิเกตเจอร์ (ง) นำเอนไซม์ ADH จำนวน 0.3 mg ผสมกับสารละลายฟอสเฟสบัฟเฟอร์ 100 μL (pH 7.5)



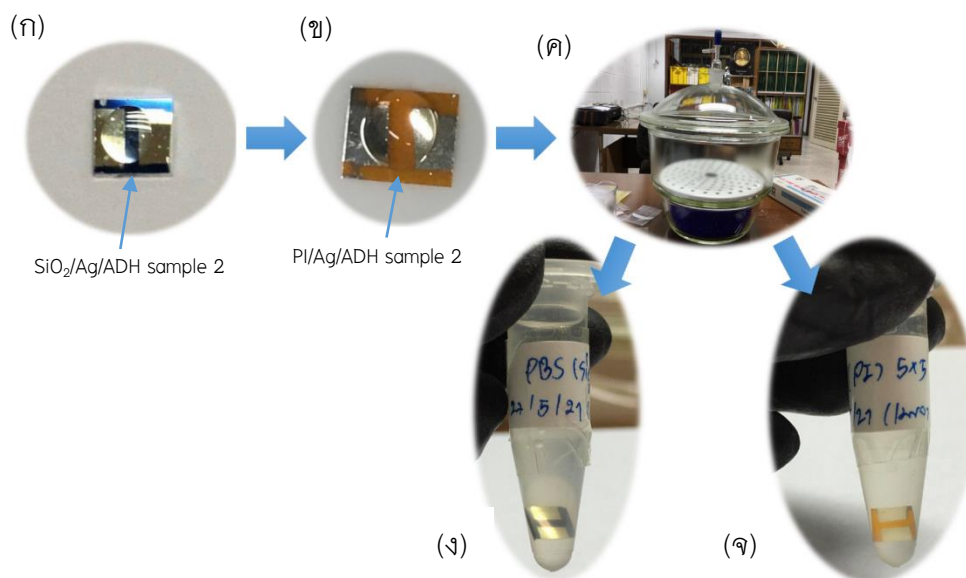
ภาพประกอบ 26 ขั้นตอนในการเตรียมสารละลายโคเอนไซม์ NAD^+ (ก) โคเอนไซม์ NAD^+ (ข) ทำการชั่งโคเอนไซม์ NAD^+ มาจำนวน 6 mg (ค) โคเอนไซม์ NAD^+ จำนวน 6 mg ในปิ๊กเกอร์ (ง) นำโคเอนไซม์ NAD^+ จำนวน 6 mg ผสมกับ สารละลายฟอสเฟสบัฟเฟอร์ 100 μL (pH 7.5)

2.2.3 เตรียมสารละลายแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับการตรึงเอนไซม์ (ภาพประกอบ 27) ดัดแปลงจากวิธีของ (Cai, Xue, Zhou, & Yang, 1997, p. 342) เตรียมสารละลายแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับการตรึงเอนไซม์ตามขั้นตอนดังนี้ ภาพประกอบ 27 (ก) เตรียมสารละลายเอนไซม์ ADH มาจำนวน 200 μL ภาพประกอบ 27 (ข) นำสารละลายเอนไซม์ ADH ที่เตรียมไว้จำนวน 200 μL ผสมกับโบไวน์ซีรัมอัลบูมิน 4 mg ภาพประกอบ 27 (ค) เตรียมสารละลายกลูตาโรลดีไฮด์ 25% w/v ขั้นตอนที่ 1 เจือจางสารละลายกลูตาโรลดีไฮด์จากความเข้มข้น 25% w/v ให้มีความเข้มข้น 2.5% w/v ขั้นตอนที่ 2 เจือจางสารละลายกลูตาโรลดีไฮด์จากความเข้มข้น 2.5% w/v ให้มีความเข้มข้น 1.5% w/v ขั้นตอนที่ 3 เจือจางสารละลายกลูตาโรลดีไฮด์จากความเข้มข้น 1.5% w/v ให้มีความเข้มข้น 0.9% w/v ตามลำดับ ซึ่งสารกลูตาโรลดีไฮด์มีคุณสมบัติเป็นสารเชื่อมไขว้แบบ Bifunctional ทั้งหมดเติมลงในสารละลายเอนไซม์ ADH ภาพประกอบ 27 (ง) สารละลายแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ที่เตรียมได้หลังจากนั้นนำไปเก็บไว้ในอุณหภูมิ 4 °C 5 h ก่อนการนำไปใช้งาน



ภาพประกอบ 27 การเตรียมสารละลายแอลกอสอลส์ไปโอเซนเซอร์

2.3 วิธีการตรึงเอนไซม์ (Immobilizing enzyme method) ดัดแปลงจากวิธีของ (Cai, Xue, Zhou, & Yang, 1997, p. 342) โดยขั้นแรกนำโครงสร้างฟิล์มบาง Ag ที่ได้จากขั้นตอนที่ 1.2 มาทำการตรึงเอนไซม์แอลกอสอลส์ไปโอเซนเซอร์ที่เตรียมไว้บนขั้วไฟฟ้า Ag ตามกระบวนการเชื่อมไขว้กอลลูตารอลดีไฮด์แบบ Cross-Linking โดยการหยดสารละลายเอนไซม์ไปโอเซนเซอร์ปริมาตร $10 \pm 20 \mu\text{L}$ โดยใช้ไมโครปิเปต (Micropipettes) ขนาด 10–100 μL ลงบนผิวหน้าของขั้วไฟฟ้า Ag แล้วนำไปพักไว้ในโถดูดความชื้น (Desiccator) เป็นระยะเวลาหนึ่งเพื่อให้เกิดเจล ตามด้วยนำไปพักไว้ในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ (pH 7.5) ที่อุณหภูมิ 4°C อย่างน้อย 5 h (ภาพประกอบ 28) ก่อนการนำไปใช้งาน ตรวจสอบการยึดหรือการร่อนของพันธะในโมเลกุลของเอนไซม์โดยวิธีอินฟราเรดสเปกโทรสโกปี



ภาพประกอบ 28 แสดงขั้นตอนในการตรึงเอนไซม์โดยการหยดสารละลายเอนไซม์ลงบนวัสดุของ SiO_2 และ PI (ก) $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2 (ข) $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2 (ค) นำไปพักไว้ในโถดูดความชื้น (ง) โครงสร้างของ $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2 (จ) โครงสร้างของ $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2 ในสารละลาย PBS

3. การวัดลักษณะเฉพาะของฟิล์มบาง (Measurement of Ag Thin Film Characteristics)

3.1 โครงสร้างผลึก (Crystal structure) ในขั้นตอนนี้จะนำฟิล์มบาง Ag มาศึกษาโครงสร้างลักษณะบ่งชี้ ได้แก่ โครงสร้างของผลึก ขนาดของผลึก ค่าคงที่แลตทิซ และโครงสร้างจุลภาคซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

3.1.1 โครงสร้างผลึกของฟิล์มบาง (Crystal structure thin film) ศึกษาได้โดยนำโครงสร้างชั้นสัญญาณมาวิเคราะห์ด้วยเครื่องวิเคราะห์การเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ (X-Ray Diffractometer) งานวิจัยนี้ใช้เครื่อง X-Ray Diffractometer : XRD-6100 Shimadzu, Japan (ภาพประกอบ 29) ในห้องปฏิบัติการ ศูนย์วิจัยเทอร์โมอิเล็กทรอนิกส์ สถาบันวิจัยและพัฒนา มหาวิทยาลัยราชภัฏสุราษฎร์ธานี โดยการเปรียบเทียบกับฐานข้อมูลของ ICDD (International Centre for Diffraction)



ภาพประกอบ 29 เครื่อง X-Ray Diffractometer

3.1.2 ขนาดผลึกของฟิล์มบาง (Size of crystal) การหาขนาดผลึกของฟิล์มบาง Ag ที่เคลือบได้สามารถวิเคราะห์ได้จากรูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์จากเครื่อง X-Ray Diffractometer โดยใช้ Scherrer Equation ในการคำนวณหาขนาดผลึกของฟิล์มบางที่ได้ดังสมการที่ 8

$$L = \frac{k\lambda}{\beta \cos\theta} \quad (8)$$

| | | |
|-------|-----------|---|
| เมื่อ | L | ขนาดผลึกของฟิล์มบาง |
| | k | ค่าคงที่เท่ากับ 0.9 |
| | λ | ความยาวคลื่นของรังสีเอกซ์ ($CuK_{\alpha} = 1.5406$) |
| | β | ความกว้างครึ่งหนึ่งของพีคที่มีความเข้มข้นสูงสุด |
| | θ | ครึ่งหนึ่งของมุมตรงจุดศูนย์กลางพีค |

3.1.3 ค่าคงที่แลตทิซ (Lattice parameter) วิเคราะห์จากรูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์โดยใช้สมการการหาระยะห่างระหว่างระนาบผลึกของฟิล์มบางดังสมการที่ 9

$$d_{hkl} = \frac{a}{\sqrt{h^2 + k^2 + l^2}} \quad (9)$$

3.2 โครงสร้างจุลภาค (Microstructure) สำหรับการศึกษาลักษณะทาง
 ลัทธิฐานวิทยาของฟิล์มบาง (Structure channel layer) ในงานวิจัยนี้ใช้กล้องจุลทรรศน์
 อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscope : SEM) (ภาพประกอบ 30) ใน
 ห้องปฏิบัติการทางชีววิทยา สาขาวิชาชีววิทยา มหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร



ภาพประกอบ 30 กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

4 การประดิษฐ์มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ (Fabricated of the Alcohol biosensor module)

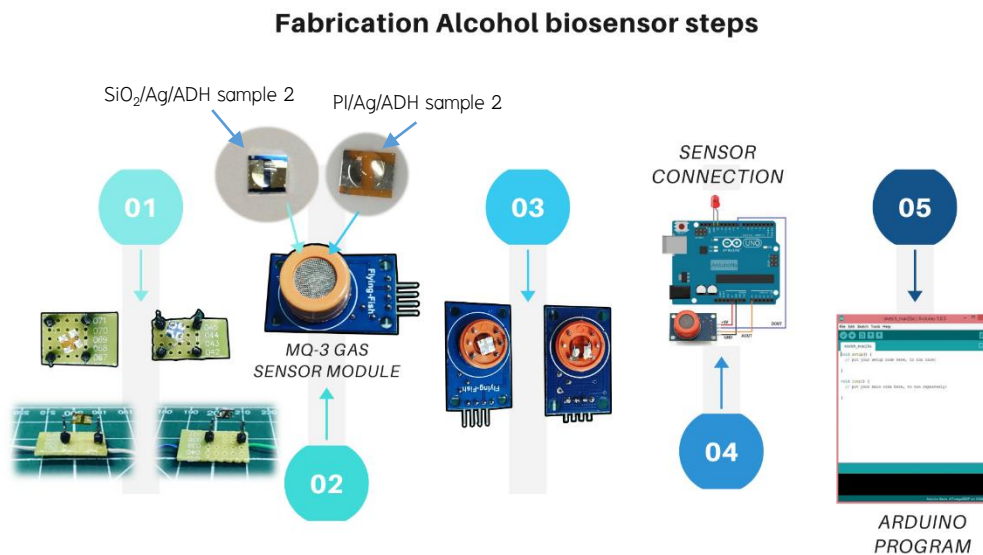
วิธีการประดิษฐ์มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์
 อิเล็กทรอนิกส์ และมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ (ภาพประกอบ 31) สามารถ
 ดำเนินการตามขั้นตอนดังต่อไปนี้

1. นำโครงสร้างวัสดุของ $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1, 2 และ $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$
 sample 1, 2 รวมเข้ากับแผง PCB เชื่อมขั้วไฟฟ้าด้วยวิธีการบัดกรี (step 01) และทดสอบผล
 การตอบสนองต่อโมเลกุลก๊าซเอทานอลในอากาศ เมื่อมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์
 สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์สามารถตอบสนองต่อโมเลกุลก๊าซเอทานอล เรา
 จะทำการประดิษฐ์ต้นแบบ มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ในลำดับถัดไป

2. นำมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์
 อิเล็กทรอนิกส์ที่ได้จากขั้นตอนที่ 1 ทั้ง 3 ตัวอย่าง ได้แก่ $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1,
 $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 และ $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2 รวมเข้ากับมอดูลต้นแบบ MQ-3 (step
 02) step ที่ 03 เผยให้เห็นโครงสร้างของ $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 และ $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample
 2

3. หลังจากนั้นนำมาต่อเข้ากับมอดูลตัวรับส่งสัญญาณ nRF24L01 เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ชนิด Arduino UNO R3 (step 04)

4. คอมพิวเตอร์อัปโหลดเข้าวงจรโดยใช้โปรแกรม Arduino (step 05)



ภาพประกอบ 31 แสดงขั้นตอนในการประดิษฐ์มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์

5. การเปรียบเทียบผลการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลของมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซต้นแบบ กับมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ และมอดูล แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ (Response performance test) ดัดแปลงจากวิธีของ (Singhleeuwon, Thanasin, & Khambun, 2017, pp. 69–77)

5.1 การปรับเทียบค่าการวัด (Measurement calibration) วิธีการวัด (ภาพประกอบ 32) โดยการสร้างกราฟเทียบค่าการวัด (Calibration curve) ระดับ แอลกอฮอล์ของมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซต้นแบบ กับมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ และมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ ประกอบไปด้วยโครงสร้างวัสดุของ $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1, $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2, $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 และ $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2 โดยใช้เครื่องตีผสมแอลกอฮอล์ (เหล้า) ที่มีความเข้มข้นตั้งแต่ร้อยละ 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40 โดยใช้สมการที่ 10

$$C_1V_1 = C_2V_2 \quad (10)$$

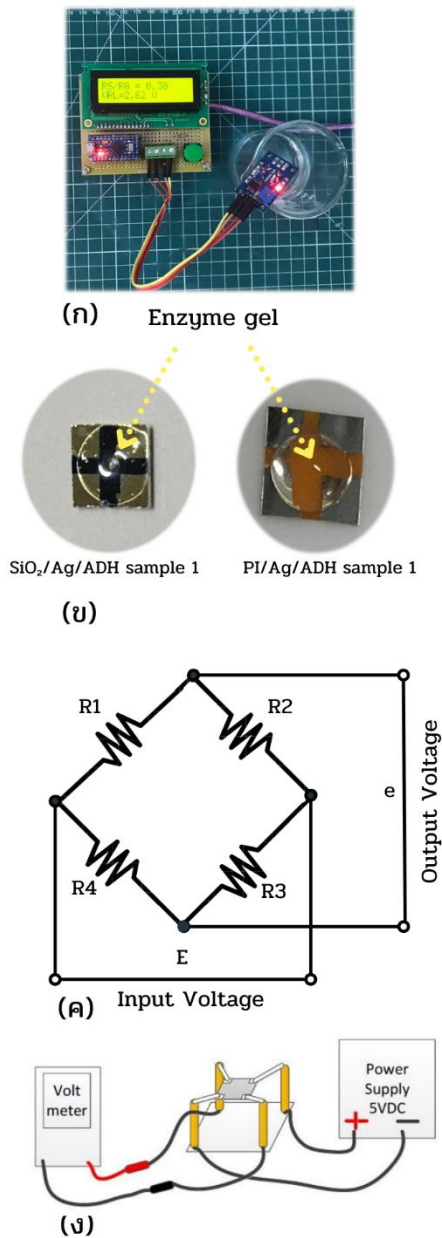
C_1 ความเข้มข้นเริ่มต้น

C_2 ความเข้มข้นที่ต้องการ

V_1 ปริมาตรเริ่มต้น

V_2 ปริมาตรที่ต้องการ

ทดลองในห้องปฏิบัติการโดยแบ่งการทดลองออกเป็น 2 ส่วน คือ 1. ทดลองในห้องควบคุมที่มีอุณหภูมิ 25 °C (Condition) และ 2. ทดลองในห้องที่ไม่ได้ควบคุม (Uncondition) จับเวลาเพื่อรอการระเหยของก๊าซเอทานอล อ่านและบันทึกค่าความต้านทานไฟฟ้าจากมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซต้นแบบ มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ และมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ในไมโครคอนโทรลเลอร์ทุก ๆ 30 s หรือจนกว่าค่าความต้านทานไฟฟ้าคงที่ บันทึกผลการทดลองเพื่อนำไปใช้ในการประมวลผลต่อไป



ภาพประกอบ 32 แสดงวิธีการทดสอบก๊าซเอทานอล (ก) การทดสอบผลการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ (ข) วัสดุโครงสร้างชั้นสัญญาณที่พัฒนาขึ้น จากภาพคือโครงสร้างของ $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 และ $\text{Pt}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 (ค) แสดงวงจรบริดจ์ของเซนเซอร์ (ง) การทดสอบก๊าซเอทานอลของมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์

5.2 วิเคราะห์ประสิทธิภาพผลการตอบสนอง (Response performance analysis) วิเคราะห์ประสิทธิภาพผลของการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลของมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซต้นแบบ มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ และมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์จากค่าความต้านทานไฟฟ้าในขั้นตอนที่ 5.1 โดยใช้สมการที่ 11 ในการวิเคราะห์ผล ข้อมูลทางเทคนิคสำหรับการทดสอบวงจรพื้นฐาน (Basic test loop) แสดงในตารางที่ 3

$$P_s = V_c^2 \times R_s / (R_s + R_L)^2 \quad (11)$$

ตาราง 3 แสดงข้อมูลทางเทคนิคสำหรับการทดสอบวงจรพื้นฐาน

| Model No. | | | MQ-3 |
|------------------------|-----------------------|----------|---|
| Sensor Type | | | Semiconductor |
| Standard Encapsulation | | | Bakelite (Black Bakelite) |
| Detection Gas | | | Alcohol gas |
| Concentration | | | 5-40% Ethanol |
| Circuit | Loop Voltage | V_c | $\leq 24V$ DC |
| | Heater Voltage | V_H | 5.0V \pm 0.2V AC or DC |
| | Load Resistance | R_L | Adjustable |
| Character | Heater Resistance | R_H | 31 Ω \pm 3 Ω (Room Tem) |
| | Heater consumption | P_H | ≤ 900 mW |
| | Sensing Resistance | R_s | 2K Ω -20K Ω (in 5-40% Ethanol) |
| | Sensitivity | S | $R_s(\text{in air})/R_s(5-40\% \text{ Ethanol}) \geq 5$ |
| | Slope | α | $\leq 0.6(R_{300\text{ppm}}/R_{100\text{ppm}} \text{ Alcohol})$ |
| Condition | Tem. Humidity | | 20 °C \pm 2 °C ; 65% \pm 5%RH |
| | Standard test circuit | | $V_c: 5.0V \pm 0.1V$; $V_H: 5.0V \pm 0.1V$ |
| | Preheat time | | Over 48 hours |

P_s = Power of Sensitivity Body

บทที่ 4

ผลและการอภิปราย

ในบทนี้เป็นการรายงานผลการวิจัยและวิเคราะห์ผลการวิจัย ประกอบไปด้วย รายละเอียดดังต่อไปนี้

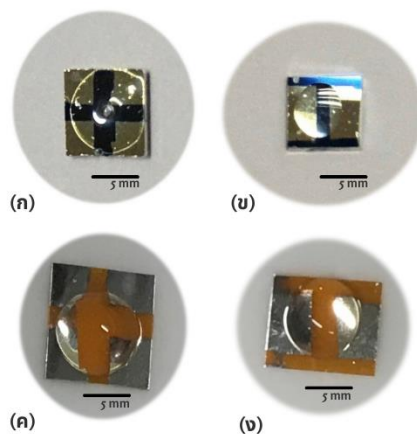
1. การศึกษาลักษณะเฉพาะของฟิล์มบาง Ag
2. ประสิทธิภาพผลการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอล
3. ความไวในการวัดของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์

1. การศึกษาลักษณะเฉพาะของฟิล์มบาง Ag (Characterization of Ag thin film)

1.1 ผลการศึกษาลักษณะบ่งชี้ของฟิล์มบาง Ag (Characterization of Ag thin films) การสังเคราะห์ฟิล์มบาง Ag บนวัสดุของ SiO₂ และ PI ด้วยระบบดีซีแมกนีตรอน สเปคเตอริง ในกระบวนการสังเคราะห์ฟิล์มบาง Ag อยู่ภายใต้ห้องสุญญากาศที่ความดัน 2.1 mTorr ภายใต้บรรยากาศแก๊สอาร์กอน (Ar 99.99%) และความดันการทำงานรวม 57 mTorr ปรับกระแส/ศักย์ไฟฟ้าเพื่อหาเงื่อนไขสำหรับการสเปคเตอริง โดยค่ากระแส/ศักย์ไฟฟ้าที่ทำให้เกิดพลาสมาอยู่ที่ 310 V ใช้กระแส/ศักย์ไฟฟ้าสำหรับการสเปคเตอริงคือ 40 mA/620 V หรือประมาณ 25 W ใช้เวลาในการสังเคราะห์ 15 นาที ดังแสดงในตาราง 4 ตาราง 4 เงื่อนไขที่ใช้ในกระบวนการสเปคเตอริง Ag

| | |
|-------------------------|-----------------------|
| Base Pressure (mT) | 2.1 |
| Operating Pressure (mT) | 50 |
| DC Power (W) | 25 |
| Substrates | SiO ₂ , PI |
| Gas atmosphere | Ar |
| Deposition time (min) | 15 |

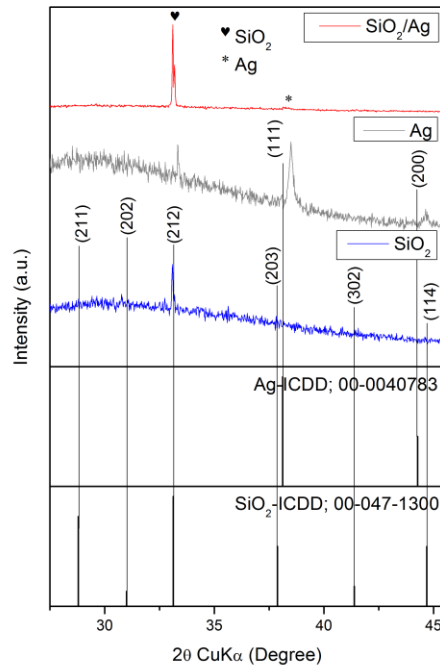
ลักษณะภายนอกของฟิล์มบาง Ag ที่เคลือบบนโครงสร้างของ $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ และ $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ พบว่าผิวหน้าของฟิล์มบาง Ag มีสีเงิน ลักษณะเรียบเนียน สะท้อนแสง ติดแน่นกับแผ่นวัสดุรองรับ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 33



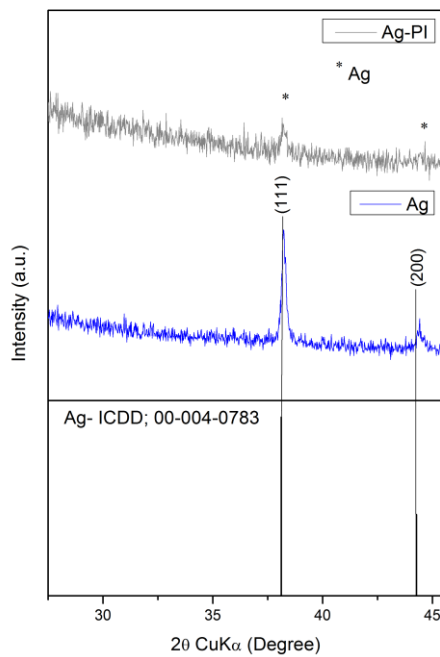
ภาพประกอบ 33 แสดงโครงสร้างชั้นสัญญาณของฟิล์มบาง Ag (ก) $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 (ข) $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2 (ค) $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 (ง) $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2

1.2 โครงสร้างผลึกของฟิล์มบาง Ag (Crystal structure of Ag thin films)

สำหรับรูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์จากเทคนิค XRD บนวัสดุ $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ (ภาพประกอบ 34) พบรูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ของ SiO_2 ที่มีมุม 2θ 28.7 $^{\circ}$ 31.0 $^{\circ}$ 33.1 $^{\circ}$ 37.9 $^{\circ}$ 41.3 $^{\circ}$ และ 44.6 $^{\circ}$ และพบรูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ของ Ag ที่มีมุม 38.3 $^{\circ}$ และ 44.3 $^{\circ}$ หากพิจารณารูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ของ SiO_2 และ Ag ซึ่งใช้ตำแหน่งการอ้างอิงจากมาตรฐาน ICDD เลขที่ 00-047-1300 และ 00-004-0783 พบว่า การเกิดฟิล์มบางของ Ag บนวัสดุของ SiO_2 โดย SiO_2 มีระนาบเท่ากับ (211), (202), (212), (203), (302) และ (114) สามารถกล่าวได้ว่าฟิล์มบางที่เคลือบบนวัสดุ SiO_2 คือฟิล์มบางของ Ag โดยมีระนาบ (111) และ (200) โดยที่ระนาบ (111) เป็น Preferred Orientation ส่วนฟิล์มบาง Ag ที่เคลือบบนวัสดุ PI พบรูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์และระนาบของฟิล์มบาง Ag (ภาพประกอบ 35) ในลักษณะเดียวกันคือมีมุม 38.3 $^{\circ}$ และ 44.3 $^{\circ}$ มีระนาบ (111) และ (200) สอดคล้องกับงานวิจัยของ Nasehnejad, Nabiyouni, & Shahraki (2017, p. 2485) พบรูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์จากเทคนิค XRD ของฟิล์มบาง Ag ที่มีมุม 38.41 $^{\circ}$ และ 44.53 $^{\circ}$

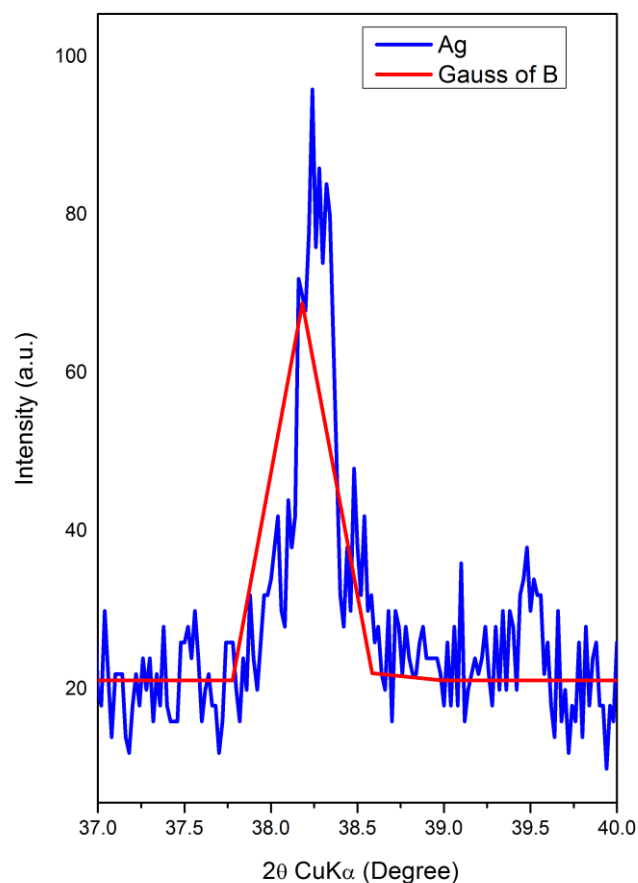


ภาพประกอบ 34 เปรียบเทียบกราฟผล XRD ของฟิล์มบาง Ag บนวัสดุรองรับ SiO₂



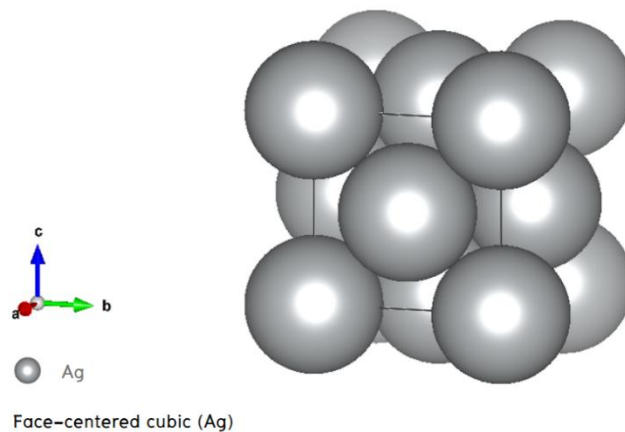
ภาพประกอบ 35 เปรียบเทียบกราฟผล XRD ของฟิล์มบาง Ag บนวัสดุรองรับ PI

1.3 ขนาดผลึกของฟิล์มบาง Ag (Crystal size of Ag thin films) ขนาดผลึกของฟิล์มบาง Ag หาได้จาก Scherrer Equation โดยอาศัยรูปแบบการเลี้ยวเบนของรังสีเอกซ์ที่ระนาบสูงสุด (111) ที่มุม 2θ เท่ากับ 38.26155 (ภาพประกอบ 36) พบว่าฟิล์มบาง Ag มีขนาดของผลึกเท่ากับ 31.99 nm ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Sakara, Kawamura, Kiba, Abe & Kim (2020, p. 2) ที่ศึกษาลักษณะเฉพาะของฟิล์มบาง Ag สังเคราะห์ด้วยระบบดีซีแมกนีตรอนสปัตเตอริงภายใต้บรรยากาศของแก๊สอาร์กอนที่ 2 mTorr พบขนาดผลึกของฟิล์มบาง Ag มีค่าอยู่ในช่วงระหว่าง 30–40 nm และ Osanyinlusi, Alabi, Yusuf & Orosun (2020, p. 2079) ที่ศึกษาคุณสมบัติโครงสร้างของฟิล์มบาง Ag พบขนาดผลึกของฟิล์มบาง Ag มีค่าอยู่ในช่วง 26–36 nm



ภาพประกอบ 36 ภาพขยายรูปแบบการเลี้ยวเบนรังสีเอกซ์ที่มุม 2θ เท่ากับ 38.26155

1.4 ค่าคงที่แลตทิซ (Lattice constant) จากผลของ XRD พบว่า ฟิล์มบาง Ag ที่ศึกษาในงานวิจัยนี้มีโครงสร้างผลึกแบบเฟซเซ็นเตอร์คิวบิก (Face-centered cubic) (ภาพประกอบ 37) ซึ่งค่าคงที่แลตทิซของฟิล์มบาง Ag ที่สังเคราะห์ได้หาได้จากสูตรการคำนวณการหาระยะห่างระหว่างระนาบผลึกในระบบผลึกที่มีโครงสร้างแบบเฟซเซ็นเตอร์คิวบิก สอดคล้องกับงานวิจัยของ Rauf, Ahmed, Nasim, Khan, & Gul (2016, p. 1) ศึกษา ลักษณะเฉพาะของฟิล์มบาง Ag พบว่า มีโครงสร้างผลึกในรูปแบบเฟซเซ็นเตอร์คิวบิก รวมถึง Abdulhussain, Khadayeir, & Taly (2018, p. 130) และ Jang, Kim, & Hwang (2021, p. 176) ศึกษา ลักษณะเฉพาะของฟิล์มบาง Ag สังเคราะห์ด้วยระบบดีซีแมกนีตรอน สเปคโตรริง พบว่า ฟิล์มบาง Ag ที่สังเคราะห์ได้มีโครงสร้างผลึกในรูปแบบเฟซเซ็นเตอร์คิวบิกเช่นเดียวกัน เมื่อนำมาคำนวณหาค่าคงที่แลตทิซ พบว่า ฟิล์มบาง Ag ที่สังเคราะห์ได้มีค่าคงที่แลตทิซเท่ากับ 4.072 \AA ซึ่งเพิ่มขึ้นเมื่อเทียบกับเฟสอ้างอิงมาตรฐานของ ICDD เลขที่ 00-004-0783 (ตาราง 8) โดยมีค่าคงที่แลตทิซเท่ากับ 4.086 \AA

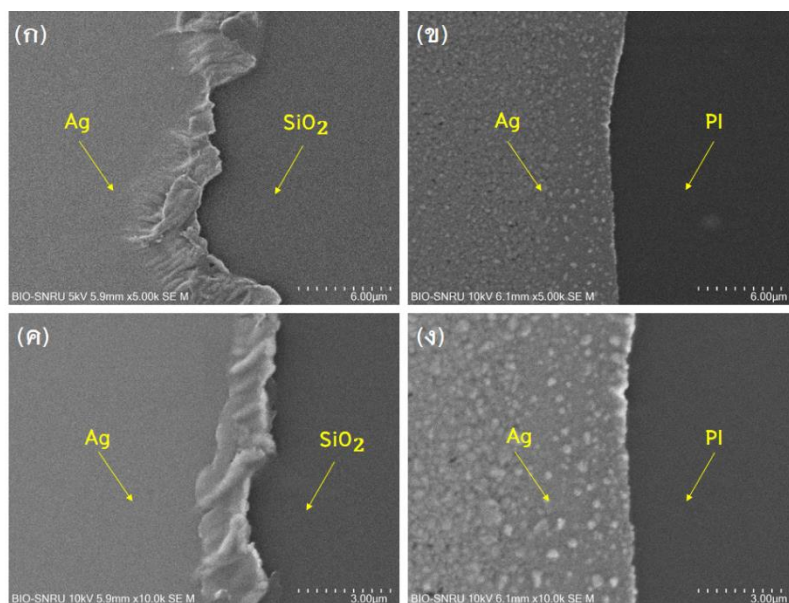


ภาพประกอบ 37 โครงสร้างผลึกของฟิล์มบาง Ag มีลักษณะผลึกแบบ Face-centered cubic แสดงอะตอมซึ่งเป็นทรงกลมแข็งใน unit cell

ตาราง 5 เปรียบเทียบค่ามาตรฐานและการคำนวณโครงสร้างผลึกของฟิล์มบาง Ag

| Standard (ICDD; 00-004-0783) | | | | Ag thin film synthetic | | | | |
|------------------------------|----------------------------|-------|-----------------------------------|-----------------------------|----------------------------|-----------------------|-------------------------|-----------------------------------|
| Peak position (2θ) | D-spacing (\AA) | (hkl) | Lattice constant (\AA) | Peak position (2θ) | D-spacing (\AA) | FWHM (\AA) | Crystallite size D (nm) | Lattice constant (\AA) |
| 38.116 | 2.359 | 111 | 4.086 | 38.261 | 2.350 | 0.262 | 31.985 | 4.072 |

1.5 โครงสร้างจุลภาค (Microstructure) ภาพถ่าย SEM (ภาพประกอบ 38) แสดงลักษณะพื้นผิวของอนุภาคฟิล์มบาง Ag ที่เคลือบบนวัสดุของ SiO₂ และ PI ที่กำลังขยาย 5.000 x และ 10.000x พบว่า สัณฐานวิทยาของฟิล์มบาง Ag ที่มีความหนา 1 μm เคลือบบนวัสดุของ SiO₂ และ PI มีผิวเรียบ โดยฟิล์มบาง Ag ที่เคลือบบนวัสดุ SiO₂ มีผิวเรียบและติดแน่นมากกว่าฟิล์มบาง Ag ที่เคลือบบนวัสดุของ PI ภายใต้ข้อกำหนดเงื่อนไขการสัปดาห์เดียวกัน สอดคล้องกับงานวิจัยของ Mohammed, Abdulridha, & Abd (2018, p. 615) ที่ศึกษาลักษณะเฉพาะของฟิล์มบาง Ag พบว่า ผิวของฟิล์มบาง Ag ที่ความหนา 1 μm มีผิวเรียบเช่นเดียวกัน



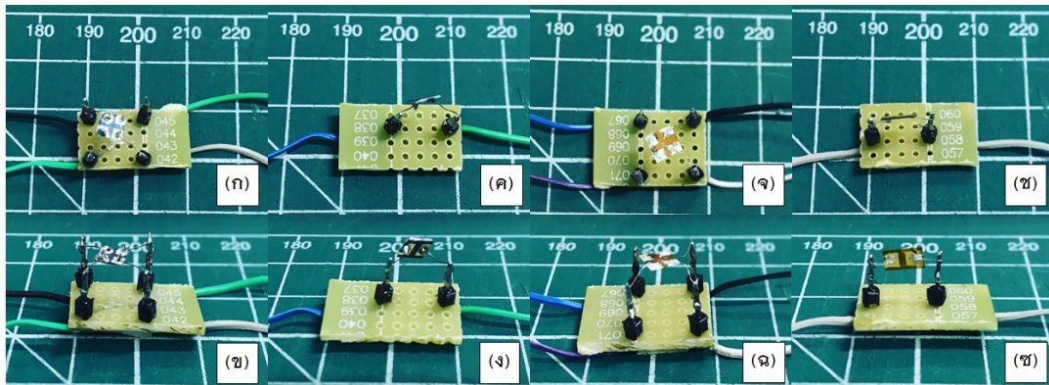
ภาพประกอบ 38 แสดงภาพถ่าย SEM ของฟิล์มบาง Ag (ก) (ข) ฟิล์มบาง Ag ที่เคลือบบนวัสดุ SiO₂ และ PI ที่กำลังขยาย 5.000x (ค) (ง) ฟิล์มบาง Ag ที่เคลือบบนวัสดุ SiO₂ และ PI ที่กำลังขยาย 10.000x.

2. ประสิทธิภาพผลการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอล (Response performance of ethanol gas)

2.1 มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ (Module Alcohol biosensors)

มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ (Module Alcohol biosensors for wearable electronic devices) (ภาพประกอบ 39) ดังนี้ ภาพประกอบ 39 (ก) (ข) แสดง Module Alcohol biosensor SiO₂/Ag/ADH sample 1

ภาพประกอบ 39 (ค) (ง) แสดง Module Alcohol biosensor SiO_2 Ag/ADH sample 2
 ภาพประกอบ 39 (จ) (ฉ) แสดง Module Alcohol biosensor PI/Ag/ADH sample 1 และ
 ภาพประกอบ 39 (ช) (ซ) แสดง Module Alcohol biosensor PI/Ag/ADH sample 2
 ทดสอบประสิทธิภาพผลการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลของมอดูลแอลกอฮอล์
 ไบโอเซนเซอร์ โดยการวัดค่าความต้านทานไฟฟ้า (RS/RO) แสดงในภาพประกอบ 40 และ
 41

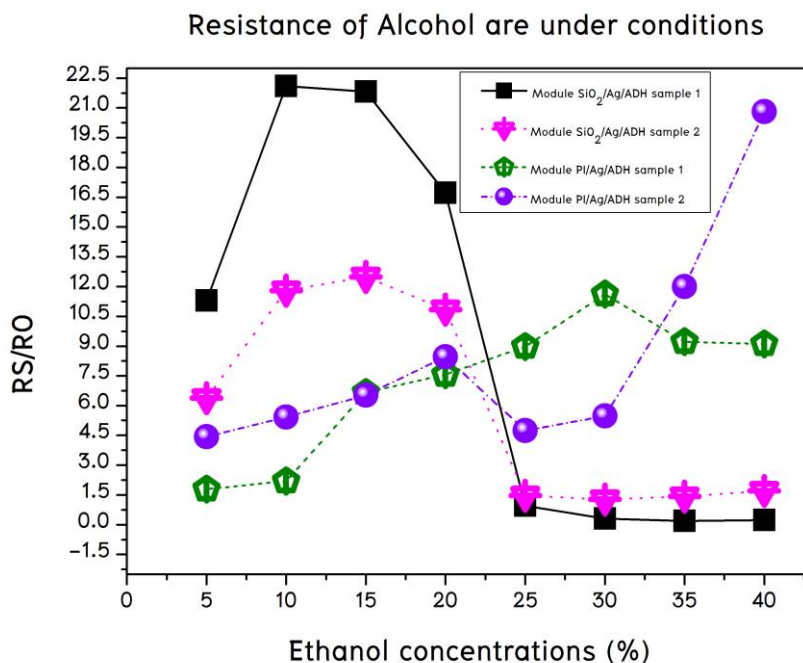


ภาพประกอบ 39 มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์

การวัดค่าความต้านทานไฟฟ้า (RS/RO) ของมอดูลแอลกอฮอล์
 ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ (ภาพประกอบที่ 40 และ 41)
 ประกอบไปด้วยมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 มอดูล
 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2 มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์
 PI/Ag/ADH sample 1 และมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ PI/Ag/ADH sample 2 พิกัด
 แนวตั้งเชิงตัวเลขแสดงถึงอัตราส่วนของความต้านทานของเซนเซอร์ (RS/RO) และพิกัด
 แนวนอนแสดงความเข้มข้นของก๊าซ RS หมายถึง ความต้านทานในก๊าซต่าง ๆ RO
 หมายถึง ความต้านทานของเซนเซอร์ที่ความเข้มข้นของเอทานอล 5, 10, 15, 20, 25, 30,
 35 และ 40% การทดสอบทั้งหมดดำเนินการภายใต้เงื่อนไขการทดสอบมาตรฐานที่ 25
 $^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}; 65\% \pm 5\% \text{RH}$ ของแอลกอฮอล์ในห้องควบคุม และ $31^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}; 66\% \pm 5\% \text{RH}$ ของ
 แอลกอฮอล์ในสภาพแวดล้อมทั่วไป ซึ่งประสิทธิภาพของเครื่องมือวัดที่ดีจะต้องมีค่า
 RS/RO อยู่ในช่วง Dynamic Rang 0.001 ถึง 0.999 หากปริมาณก๊าซเอทานอลในอากาศมี
 มากเกินกว่าเซนเซอร์จะสามารถตรวจจับได้ เซนเซอร์จะอ่านค่าเป็น 0 และถ้าหาก

เซนเซอร์อ่านค่า RS/RO ที่มากกว่า 1 หมายความว่าปริมาณก๊าซเอทานอลในอากาศที่เซนเซอร์สามารถตรวจจับได้นั้นมีค่าน้อย

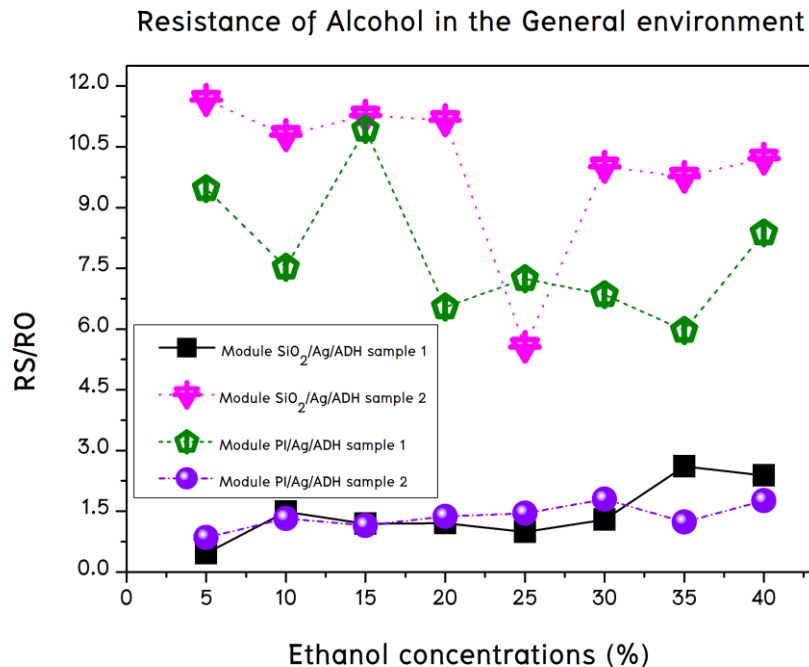
จากผลการทดลอง พบว่า Module Alcohol biosensor $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 มีค่า RS/RO อยู่ในช่วงระหว่าง 0.191 ถึง 22.09 ในห้องควบคุมที่มีอุณหภูมิ 25°C และ 0.461 ถึง 2.609 ในสภาพแวดล้อมทั่วไป ต่อมา Module Alcohol biosensor $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2 มีค่า RS/RO อยู่ในช่วงระหว่าง 1.7 ถึง 12.49 ในห้องควบคุมที่มีอุณหภูมิ 25°C และ 5.56 ถึง 11.66 ในสภาพแวดล้อมทั่วไป ลำดับถัดมาคือ Module Alcohol biosensor $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 มีค่า RS/RO อยู่ในช่วงระหว่าง 1.786 ถึง 11.622 ในห้องควบคุมที่มีอุณหภูมิ 25°C และ 5.964 ถึง 10.928 ในสภาพแวดล้อมทั่วไป และ Module Alcohol biosensor $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2 มีค่า RS/RO อยู่ในช่วงระหว่าง 4.426 ถึง 20.81 ในห้องควบคุมที่มีอุณหภูมิ 25°C และ 0.85 ถึง 5.794 ในสภาพแวดล้อมทั่วไป



ภาพประกอบ 40 แสดงความไวในการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลของมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ที่อุณหภูมิ 25°C

จากภาพประกอบที่ 40 จะเห็นได้ว่าในช่วงของความเข้มข้นของแอลกอฮอล์ตั้งแต่ 5% ไปจนถึง 20% Module Alcohol biosensor $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 และ 2 ตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลได้ดีกว่า Module Alcohol biosensor $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1

และ 2 และ Module Alcohol biosensor $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 และ 2 จะตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลได้ดีกว่าในช่วงของความเข้มข้นของแอลกอฮอล์ตั้งแต่ร้อยละ 25% ไปจนถึง 40% ภายใต้การทดสอบมาตรฐานที่ $25 \text{ }^\circ\text{C} \pm 2 \text{ }^\circ\text{C}; 65\% \pm 5\% \text{RH}$



ภาพประกอบ 41 แสดงความไวในการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลของมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ที่สภาพแวดล้อมทั่วไป

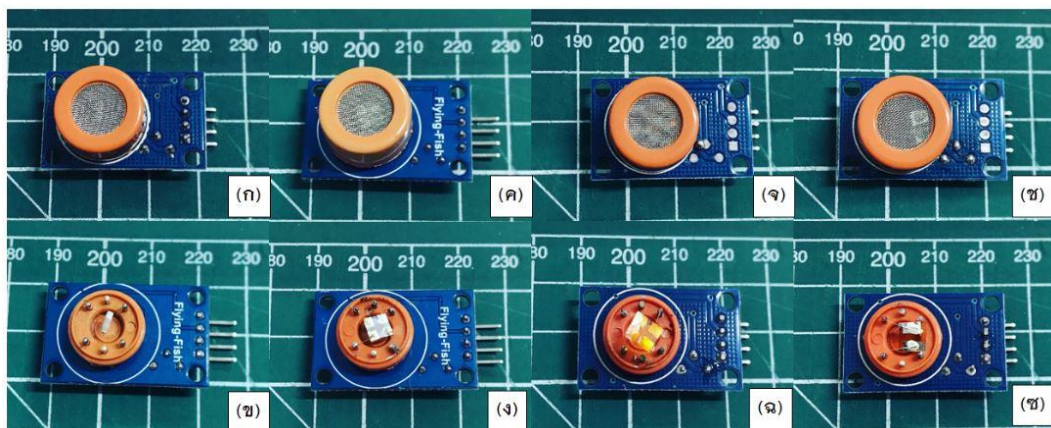
จากภาพประกอบที่ 41 จะเห็นได้ว่ามอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์โครงสร้างของ $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 และ $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2 ตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลได้ดีกว่า มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์โครงสร้างของ $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2 และ $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 ในทุกช่วงความเข้มข้นของแอลกอฮอล์ภายใต้สภาพแวดล้อมทั่วไป จากผลการทดลองข้างต้นช่วยยืนยันประสิทธิภาพการเลือกใช้วัสดุที่มีประสิทธิภาพและราคาถูกซึ่งวัสดุ PI มีราคาถูกกว่าเมื่อเทียบกับ SiO_2

จากผลการทดลองข้างต้นสามารถสรุปได้ว่า มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ สามารถตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลได้โดยการประเมินจากค่า RS/RO ที่เปลี่ยนแปลง หลังจากนั้นเราจะนำโครงสร้างของมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ไปประดิษฐ์เป็น

มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์โดยใช้มอดูล MQ-3 gas sensor เป็นมอดูลต้นแบบ เพื่อใช้เป็นเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดก๊าซเอทานอลแบบกะทัดรัดและใช้งานง่าย

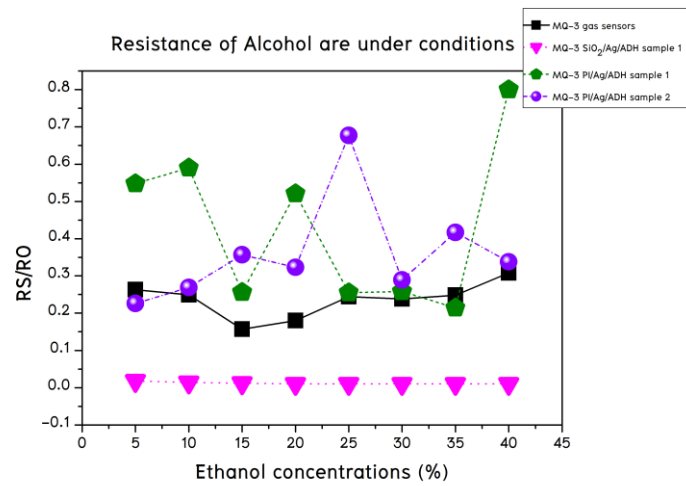
2.2 มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ (Module MQ-3 Alcohol biosensors)

แพลตฟอร์มที่สวมใส่ได้เป็นกลยุทธ์ปัญญาประดิษฐ์ที่ได้รับความสนใจในปัจจุบัน หลังจากประดิษฐ์มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์แล้ว ความคืบหน้าล่าสุดในการผลิตมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์คือการประดิษฐ์เซนเซอร์ตรวจจับก๊าซชีวภาพโดยใช้มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซเป็นมอดูลตัวต้นแบบ ซึ่งเป็นอุปกรณ์เซนเซอร์ก๊าซราคาถูก อุปกรณ์เซนเซอร์ก๊าซทั้งหมดแสดงในภาพประกอบ 42 และเผยให้เห็นโครงสร้างของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์กับมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบ ดังนี้ ภาพประกอบ 40 (ก) (ข) คือ มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซต้นแบบเผยให้เห็นโครงสร้างของ $Al_2O_3/Au/SnO_2$ ภาพประกอบ 40 (ค) (ง) คือ มอดูล MQ-3 Alcohol biosensor $SiO_2/Ag/ADH$ sample 1 ภาพประกอบ 40 (จ) (ฉ) คือ มอดูล MQ-3 Alcohol biosensor $PI/Ag/ADH$ sample 1 และภาพประกอบ 40 (ช) (ซ) คือ มอดูล MQ-3 Alcohol biosensor $PI/Ag/ADH$ sample 2 เราสาธิตมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ที่ทำงานแบบไร้สายได้พร้อมมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบได้โดยการจ่ายไฟ DC 5 V สำหรับทดสอบประสิทธิภาพผลการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอล โดยการวัดค่าความต้านทานไฟฟ้า (RS/RO) ของเซนเซอร์ ประสิทธิภาพความไวในการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลแสดงในภาพประกอบ 43 และ 44

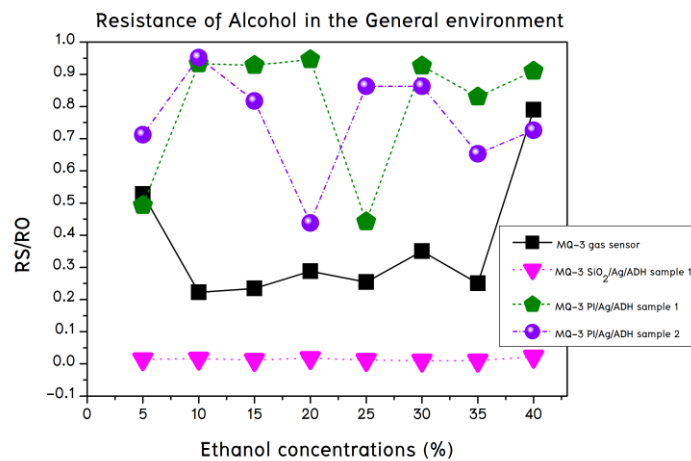


ภาพประกอบ 42 แสดงโครงสร้างของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์กับ มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบ

การทดสอบประสิทธิภาพผลการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลในอากาศของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์กับมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบเราใช้มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซเป็นข้อมูลอ้างอิงและสอบเทียบกับมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ของเรา มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ที่พัฒนาขึ้นนั้นได้รับการทดสอบภายใต้สภาวะมาตรฐานที่ $25\text{ }^{\circ}\text{C}\pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}; 65\%\pm 5\%\text{RH}$ ของแอลกอฮอล์ในห้องควบคุม และ $31\text{ }^{\circ}\text{C}\pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}; 65\%\pm 5\%\text{RH}$, $31\text{ }^{\circ}\text{C}\pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}; 66\%\pm 5\%\text{RH}$, $29\text{ }^{\circ}\text{C}\pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}; 66\%\pm 5\%\text{RH}$ และ $27\text{ }^{\circ}\text{C}\pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}; 65\%\pm 5\%\text{RH}$ ของแอลกอฮอล์ในสภาพแวดล้อมทั่วไป เมื่อเซนเซอร์สามารถตรวจจับก๊าซเอทานอลในอากาศได้จะเกิดการเปลี่ยนแปลงค่า RS/RO ของเซนเซอร์ โดยค่า RS/RO จะแสดงค่าที่ 1 ซึ่งหมายถึงสภาพที่ไม่มีโมเลกุลของเอทานอล ADH ถูกกำหนดให้เป็นตัวตรวจจับ ข้อมูล RS/RO จะเกิดการเปลี่ยนแปลงเมื่อเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันระหว่างเอนไซม์และก๊าซเอทานอล จากการทดสอบประสิทธิภาพผลการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลของเซนเซอร์ในช่วงความเข้มข้นของแอลกอฮอล์ตั้งแต่ร้อยละ 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35 และ 40% แอลกอฮอล์ พบว่า มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบมีค่า RS/RO อยู่ในช่วงระหว่าง 0.18 ถึง 0.308 ในห้องควบคุมที่มีอุณหภูมิ 25 C และ 0.222 ถึง 0.79 ในสภาพแวดล้อมทั่วไป ต่อมามอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ SiO₂/Ag/ADH sample 1 มีค่า RS/RO อยู่ในช่วงระหว่าง 0.014 ถึง 0.01 ในห้องควบคุมที่มีอุณหภูมิ 25 °C และ 0.012 ถึง 0.022 ในสภาพแวดล้อมทั่วไป ลำดับถัดมาคือ มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ PI/Ag/ADH sample 1 มีค่า RS/RO อยู่ในช่วงระหว่าง 0.214 ถึง 0.59 ในห้องควบคุมที่มีอุณหภูมิ 25 C และ 0.442 ถึง 0.946 ในสภาพแวดล้อมทั่วไป และมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ PI/Ag/ADH sample 2 มีค่า RS/RO อยู่ในช่วงระหว่าง 0.226 ถึง 0.677 ในห้องควบคุมที่มีอุณหภูมิ 25 °C และ 0.4383 ถึง 0.952 ในสภาพแวดล้อมทั่วไป ตามลำดับ



ภาพประกอบ 43 แสดงความไวในการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์กับมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบที่อุณหภูมิ 25 °C



ภาพประกอบ 44 แสดงความไวในการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์กับมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบที่สภาพแวดล้อมทั่วไป

ภาพประกอบที่ 43 และ 44 แสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพในการตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลภายใต้ห้องควบคุมที่มีอุณหภูมิ 25 °C และสภาพแวดล้อมทั่วไป จากภาพประกอบที่ 43 จะเห็นได้ว่ามอดูล MQ-3 Alcohol biosensor PI/Ag/ADH sample 1 และมอดูล MQ-3 PI/Ag/ADH sample 2 ตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลได้ดีกว่า มอดูล MQ-3

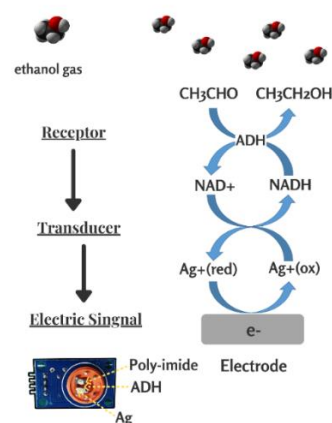
เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบและมอดูล MQ-3 SiO₂/Ag/ADH sample 2 ภายใต้ห้องควบคุมที่มีอุณหภูมิ 25 C และภาพประกอบที่ 44 จะเห็นได้ว่า มอดูล MQ-3 Alcohol biosensor PI/Ag/ADH sample 1 และมอดูล MQ-3 PI/Ag/ADH sample 2 ตอบสนองต่อก๊าซเอทานอลได้ดีกว่า มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบและมอดูล MQ-3 SiO₂/Ag/ADH sample 2 เช่นเดียวกันแม้ภายใต้สภาพแวดล้อมทั่วไป โดยค่า RS/RO จะอยู่ในช่วง 0.001 ถึง 0.999 ค่า RS/RO ที่เพิ่มขึ้นแสดงถึงความสามารถในการตรวจจับก๊าซเอทานอลในอากาศ จากผลการทดลองข้างต้นในภาพประกอบที่ 43 และ 44 ถ้าต้องการข้อมูลให้เป็นเส้นตรงมากกว่านี้ควรใช้เครื่องมือวัดที่มีความละเอียดมากขึ้น

3. ความไวในการวัดของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ (Power of Sensitivity body (Ps) of MQ-3 Alcohol biosensors)

3.1 ปฏิกริยาออกซิเดชันของเอนไซม์ (Enzymatic oxidation)

ในสภาวะของอากาศที่มีโมเลกุลของก๊าซเอทานอล ADH จะจับกับโมเลกุลของก๊าซเอทานอลและเกิดปฏิกริยาออกซิเดชันระหว่างเอนไซม์ ADH และก๊าซเอทานอล (ภาพประกอบ 45) ADH ซึ่งเป็นตัวตรวจจับจะจับกับโมเลกุลของเอทานอลอย่างเฉพาะเจาะจงในอากาศโดยมีออกซิเจนเป็นสับสเตรทร่วมเป็นไปในรูปแบบของปฏิกริยาแบบผันกลับได้และมีขั้วไฟฟ้าทำ Ag ทำหน้าที่เป็นทรานสดิวเซอร์แปลงสัญญาณทางเคมีไฟฟ้า เมื่อไม่มีโมเลกุลของก๊าซเอทานอลในอากาศตัวตรวจจับจะเข้าสู่สภาวะกึ่งคืนในเวลา 1-2 นาที

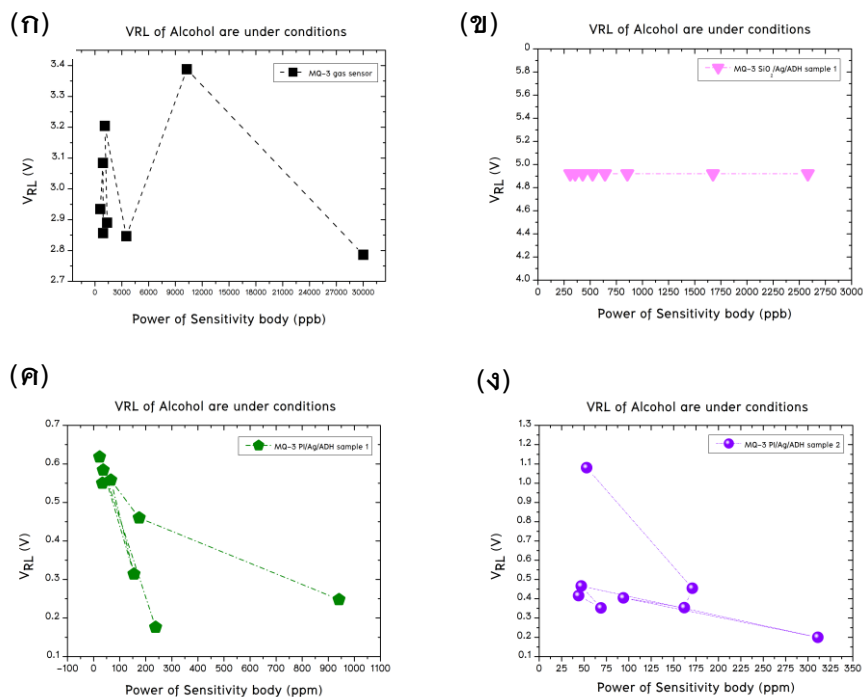
ENZYMATIC OXIDATION



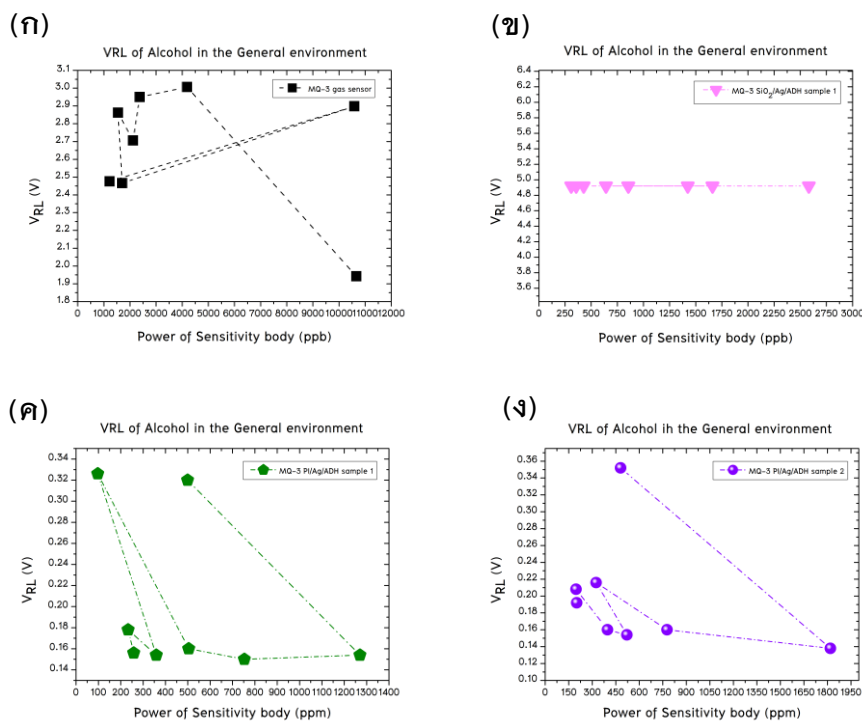
ภาพประกอบ 45 แผนผังแสดงการเกิดปฏิกริยาออกซิเดชันระหว่างเอนไซม์ ADH และโมเลกุลของก๊าซเอทานอลในอากาศ

3.2 ความไวในการตรวจวัดของเส้นโค้ง VRL (Sensitivity curve of the VRL)

เส้นโค้ง VRL (ภาพประกอบ 46 และ 47) หมายถึงแรงดันลูป (VC) ใช้ในการตรวจจับแรงดัน (VRL) บนความต้านทานโหลด เส้นโค้ง VRL บ่งบอกถึงความสามารถในการตรวจจับก๊าซเอทานอลแปลงผกผันกับการจ่ายพลังงานไฟฟ้าของเซนเซอร์ โดยมีวัสดุเป็นตัวแปรต้น ขั้วไฟฟ้า เป็นตัวแปรตาม อุณหภูมิและความชื้นเป็นตัวแปรควบคุม ภาพประกอบ 46 และ 47(ก) แสดงเส้นโค้ง VRL ของมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบ ภาพประกอบ 46 และ 47(ข) แสดงเส้นโค้ง VRL ของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ซิลิโคนไฮดรอกไซด์ $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 ภาพประกอบ 46 และ 47(ค) แสดงเส้นโค้ง VRL ของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ซิลิโคนไฮดรอกไซด์ $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 และภาพประกอบ 46 และ 47(ง) แสดงเส้นโค้ง VRL ของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ซิลิโคนไฮดรอกไซด์ $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2 ผลการวัดแอลกอฮอล์แสดงในตาราง 9



ภาพประกอบ 46 แสดงเส้นโค้ง VRL ของแอลกอฮอล์ในอากาศบริสุทธิ์



ภาพประกอบ 47 แสดงเส้นโค้ง VRL ของแอลกอฮอล์ในสภาพแวดล้อมทั่วไป

จากภาพประกอบที่ 46 และ 47 กราฟแสดงค่าแรงดัน VRL แสดงถึงความไวในการตรวจวัดแอลกอฮอล์ที่ความเข้มข้นของเอทานอลตั้งแต่ 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35 และ 40% ค่า VRL จะเกิดการเปลี่ยนแปลงทางเคมีไฟฟ้าเมื่อเซนเซอร์สามารถตรวจจับก๊าซเอทานอลในอากาศได้ เราแบ่งช่วงค่าแรงดัน VRL ออกเป็น 3 ช่วงดังนี้ ช่วงที่ 1 ค่าแรงดัน VRL ที่มีค่าอยู่ในช่วงระหว่าง 0.001 ถึง 1.999 จัดอยู่ในช่วงค่าแรงดัน VRL ที่มีค่าน้อย ช่วงที่ 2 ค่าแรงดัน VRL ที่มีค่าอยู่ในช่วงระหว่าง 2.000 ถึง 3.999 จัดอยู่ในช่วงค่าแรงดัน VRL ที่มีค่าปานกลาง และช่วงที่ 3 ค่าแรงดัน VRL ที่มีค่าอยู่ในช่วงระหว่าง 4.000 ถึง 5.000 จัดอยู่ในช่วงค่าแรงดัน VRL ที่มีค่ามาก จากกราฟแสดงค่าแรงดัน VRL ในภาพประกอบที่ 46 และ 47 สามารถสรุปได้ดังนี้ กราฟที่ 46 และ 47(ก) แสดงค่าแรงดัน VRL เปรียบเทียบกับความไวในการตรวจจับก๊าซเอทานอลในอากาศสามารถสรุปได้ว่า MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบใช้พลังงานไฟฟ้าปานกลางและสามารถตรวจจับก๊าซเอทานอลได้ที่ช่วงของความเข้มข้นน้อยตั้งแต่ 1 ถึง 30 ppm ต่อมา กราฟที่ 46 และ 47(ข) คือ มอดูล MQ-3 Alcohol biosensor SiO₂/Ag/ADH sample 1 ใช้พลังงานไฟฟ้ามากและตรวจจับก๊าซเอทานอลได้ที่ช่วงของความเข้มข้นน้อยมากในระดับ ppb ตั้งแต่ 309 ppb ไปจนถึงถึง 3 ppm ลำดับถัดมาคือ กราฟที่ 46 และ 47(ค) (ง) คือ มอดูล MQ-3 Alcohol

biosensor PI/Ag/ADH sample 1, 2 ใช้พลังงานไฟฟ้าน้อยและสามารถตรวจจับก๊าซเอทานอลได้ในช่วงของความเข้มข้นตั้งแต่ช่วงความเข้มข้นน้อยไปจนถึงช่วงของความเข้มข้นมากตั้งแต่ 23 ถึง 1270 ppm และ 44 ถึง 1819 ppm ตามลำดับ ดังนั้น มอดูล MQ-3 Alcohol biosensor based on PI/Ag/ADH sample 1, 2 สามารถตรวจจับก๊าซเอทานอลได้ในช่วงของความเข้มข้นของแอลกอฮอล์ได้กว้างกว่า มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบ และมอดูล มอดูล MQ-3 Alcohol biosensor based on SiO₂/Ag/ADH sample 1 จากผลการทดลองข้างต้นแสดงให้เห็นถึงความไม่คงที่ของแรงดัน VRL ที่แปรผันตรงกับความเข้มข้นของแอลกอฮอล์เนื่องจากเครื่องมือยังคงมีความเสถียรน้อย โดยมีวัสดุ อุณหภูมิ และความชื้นเป็นตัวแปรสำคัญ

ตาราง 6 แสดงผลการวัดแอลกอฮอล์ในแอลกอฮอล์ที่มีความเข้มข้นต่างกัน

| ความ เข้มข้นของ แอลกอฮอล์ (%) | แรงดัน VRL ภายใต้สภาวะแอลกอฮอล์ในอากาศบริสุทธิ์ | | | | | | | | แรงดัน VRL ภายใต้สภาวะแอลกอฮอล์ในสภาพแวดล้อมทั่วไป | | | | | | | |
|--|---|-------|--------------------------|------|-----------|-------|-----------|-------|--|-------|--------------------------|------|-----------|-------|-----------|-------|
| | MQ-3 gas | | MQ-3 | | MQ-3 | | MQ-3 | | MQ-3 gas | | MQ-3 | | MQ-3 | | MQ-3 | |
| | sensor | | SiO ₂ /Ag/ADH | | PI/Ag/ADH | | PI/Ag/ADH | | sensor | | SiO ₂ /Ag/ADH | | PI/Ag/ADH | | PI/Ag/ADH | |
| | module | | sample 1 | | sample 1 | | sample 2 | | module | | sample 1 | | sample 1 | | sample 2 | |
| | (ppb) | VRL | (ppb) | VRL | (ppm) | VRL | (ppm) | VRL | (ppb) | VRL | (ppb) | VRL | (ppm) | VRL | (ppm) | VRL |
| 5 | 30025 | 2.786 | 2582 | 4.92 | 940.671 | 0.248 | 53.234 | 1.08 | 10661 | 1.942 | 2582 | 4.92 | 499.023 | 0.32 | 481.093 | 0.352 |
| 10 | 10284 | 3.388 | 1675 | 4.92 | 174.625 | 0.46 | 171.331 | 0.454 | 4188 | 3.006 | 1424 | 4.92 | 1269.92 | 0.154 | 1818.947 | 0.138 |
| 15 | 351 | 2.846 | 855 | 4.92 | 65.765 | 0.558 | 162.253 | 0.354 | 2376 | 2.95 | 855 | 4.92 | 753.417 | 0.15 | 776.629 | 0.16 |
| 20 | 1112 | 3.204 | 641 | 4.92 | 155.20 | 0.314 | 94.026 | 0.404 | 2119 | 2.706 | 641 | 4.92 | 503.726 | 0.16 | 325.355 | 0.216 |
| 25 | 137 | 2.89 | 523 | 4.92 | 36.880 | 0.584 | 310.58 | 0.2 | 1544 | 2.862 | 1660 | 4.92 | 96.536 | 0.326 | 521.481 | 0.154 |
| 30 | 600 | 2.934 | 428 | 4.92 | 34.060 | 0.55 | 47.385 | 0.466 | 1702 | 2.466 | 428 | 4.92 | 358.506 | 0.154 | 397.241 | 0.16 |
| 35 | 900 | 3.084 | 356 | 4.92 | 22.517 | 0.618 | 69.175 | 0.352 | 10584 | 2.898 | 356 | 4.92 | 233.271 | 0.178 | 197.260 | 0.208 |
| 40 | 917 | 2.856 | 309 | 4.92 | 238.417 | 0.176 | 43.687 | 0.416 | 1220 | 2.476 | 309 | 4.92 | 257.560 | 0.156 | 200.750 | 0.192 |
| \bar{X} VRL V | 2.999 | | 4.92 | | 0.439 | | 0.466 | | 2.663 | | 4.92 | | 0.200 | | 0.198 | |

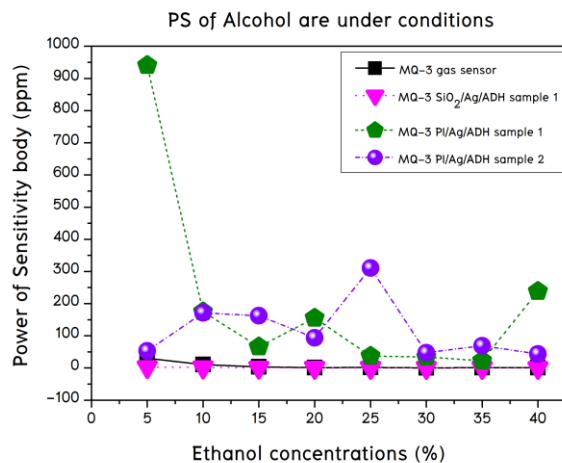
จากตาราง 6 แสดงผลการวัดแอลกอฮอล์ในแอลกอฮอล์ที่ความเข้มข้นต่างกัน พบว่า เส้นโค้ง VRL แสดงถึงความสามารถในการตรวจจับก๊าซเอทานอลที่แปลงผันตรงกับการจ่ายพลังงานไฟฟ้าของเซนเซอร์ ดังนี้ มอดูล MQ-3 ก๊าซเซนเซอร์ตัวต้นแบบใช้แรงดัน VRL ในการจ่ายพลังงานไฟฟ้าของเซนเซอร์โดยมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 2.999 V และ 2.633 V มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ SiO₂/Ag/ADH sample 1 ใช้แรงดัน VRL ในการจ่ายพลังงานไฟฟ้ามีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 4.92 V เท่ากัน มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ PI/Ag/ADH sample 1 ใช้แรงดัน VRL ในการจ่ายพลังงานไฟฟ้ามีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 0.439 V และ 0.200 V และมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ PI/Ag/ADH sample 2 ใช้แรงดัน VRL ในการจ่ายพลังงานไฟฟ้ามีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 0.466 V และ 0.198 V ภายใต้เงื่อนไขของแอลกอฮอล์ในห้องควบคุมที่มีอุณหภูมิ 25 °C และสภาพแวดล้อมทั่วไป จะเห็นได้ว่า มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ PI/Ag/ADH sample 1 และ 2 ใช้แรงดัน VRL ในการจ่ายพลังงานไฟฟ้าน้อยกว่า มอดูล MQ-3 ก๊าซเซนเซอร์ตัวต้นแบบ และมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ SiO₂/Ag/ADH sample 1 คิดเป็น 2% และ 4% ตามลำดับ ซึ่งความสามารถในการประหยัดพลังงานคือคุณสมบัติที่สำคัญของแพลตฟอร์มปัญญาประดิษฐ์

3.3 ความไวในการวัดของเซนเซอร์ (Sensitivity body of Sensors)

ความไวในการวัดของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์กับมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบ กำหนดเงื่อนไขในการทดสอบที่ $\leq 0.6(31\Omega \pm 3\Omega)25\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}; 65\% \pm 5\% \text{RH}$ ของแอลกอฮอล์ในห้องควบคุม และ $\leq 0.6(31\Omega \pm 3\Omega)31\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}; 65\% \pm 5\% \text{RH}, 31\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}; 66\% \pm 5\% \text{RH}, 29\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}; 66\% \pm 5\% \text{RH}$ และ $27\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}; 65\% \pm 5\% \text{RH}$ ของแอลกอฮอล์ในสภาพแวดล้อมทั่วไป

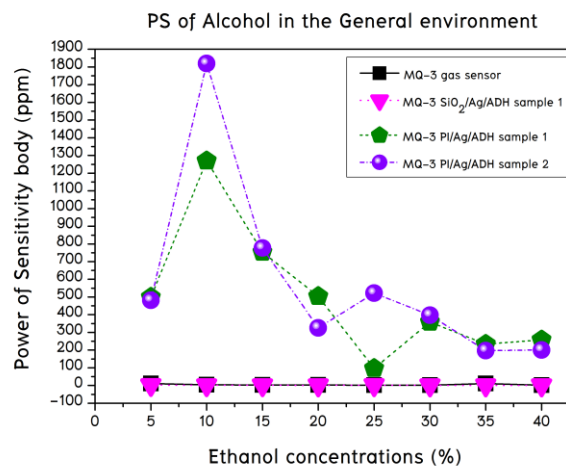
การทดสอบความไวในการวัดของเซนเซอร์ของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์กับมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบ (ภาพประกอบ 48 และ 49) พบว่าในห้องควบคุมที่มีอุณหภูมิ 25 °C มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบสามารถตรวจวัดก๊าซเอทานอลได้ในช่วงระหว่าง 1 ถึง 30 ppm และ 1 ถึง 10 ppm ในสภาพแวดล้อมทั่วไป มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ของเราสามารถตรวจวัดก๊าซเอทานอลได้ในช่วงระหว่าง 309 ppb ถึง 941 ppm โดยมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ SiO₂/Ag/ADH sample 1 สามารถตรวจวัดก๊าซเอทานอลได้ในช่วงระหว่าง 309 ppb ถึง 3 ppm มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ PI/Ag/ADH sample 1 สามารถตรวจวัดก๊าซ

เอทานอลได้ในช่วงระหว่าง 23 ถึง 941 ppm และมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ PI/Ag/ADH sample 2 สามารถตรวจวัดก๊าซเอทานอลได้ในช่วงระหว่าง 44 ถึง 311 ppm ในห้องควบคุมที่มีอุณหภูมิ 25 °C (ภาพประกอบ 48) ในสภาพแวดล้อมทั่วไป มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ของเราสามารถตรวจวัดก๊าซเอทานอลได้ในช่วงระหว่าง 309 ppb ถึง 1819 ppm โดยมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ SiO₂/Ag/ADH sample 1 สามารถตรวจวัดก๊าซเอทานอลได้ในช่วงระหว่าง 309 ppb ถึง 3 ppm มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ PI/Ag/ADH sample 1 สามารถตรวจวัดก๊าซเอทานอลได้ในช่วงระหว่าง 97 ถึง 1270 ppm และมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ PI/Ag/ADH sample 2 สามารถตรวจวัดก๊าซเอทานอลได้ในช่วงระหว่าง 197 ถึง 1819 ppm (ภาพประกอบ 49) ที่ความเข้มข้นของเอทานอล 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35 และ 40% สอดคล้องกับงานวิจัยของ (Bihar, et al., 2016) ที่ประดิษฐ์แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดก๊าซเอทานอลโดยใช้พอลิเมอร์ 3, 4-ethylenedioxythiophene และ polystyrenesulfonate เป็นชั้นสเตรต โดยวิธี screen printed บนกระดาษ และใช้เอนไซม์ ADH โคเอนไซม์ NAD⁺ เป็นไบโอเซนเซอร์ พบว่า สามารถตรวจจับไอระเหยของเอทานอลได้ที่ช่วงความเข้มข้นตั้งแต่ 100 ถึง 200 ppm แต่ยังคงมีความเสถียรในการใช้งานน้อยกว่า เพราะว่าเป็นแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์แบบใช้แล้วทิ้ง



ภาพประกอบ 48 แสดงความไวในการวัดของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์กับมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบในห้องควบคุมที่มีอุณหภูมิ 25 °C

จากภาพประกอบที่ 48 แสดงความไวในการวัดของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์กับมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบในห้องควบคุมที่มีอุณหภูมิ 25 C พบว่า มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ PI/Ag/ADH sample 1 และมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ PI/Ag/ADH sample 2 สามารถตรวจจับก๊าซเอทานอลได้มากกว่าโครงสร้างของมอดูล MQ-3 ก๊าซเซนเซอร์ตัวต้นแบบและมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ SiO₂/Ag/ADH sample 1 โดยมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ PI/Ag/ADH sample 1 สามารถตรวจจับก๊าซเอทานอลได้สูงที่สุดมากถึง 940 ppm และมีความเหมาะสมมากที่สุดสำหรับใช้เป็นเซนเซอร์ตรวจจับก๊าซเอทานอลภายใต้ห้องควบคุมที่มีอุณหภูมิ 25 C



ภาพประกอบ 49 แสดงความไวในการวัดของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์กับมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบในสภาพแวดล้อมทั่วไป

จากภาพประกอบที่ 49 แสดงความไวในการวัดของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์กับมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบในห้องควบคุมที่มีอุณหภูมิ 25 C พบว่า มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ PI/Ag/ADH sample 2 และมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ PI/Ag/ADH sample 1 สามารถตรวจจับก๊าซเอทานอลได้มากกว่าโครงสร้างของมอดูล MQ-3 ก๊าซเซนเซอร์ตัวต้นแบบและมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ SiO₂/Ag/ADH sample 1 โดยมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ PI/Ag/ADH sample 2 สามารถตรวจจับก๊าซเอทานอลได้สูงที่สุดมากถึง

1819 ppm และมีความเหมาะสมมากที่สุดสำหรับใช้เป็นเซนเซอร์ตรวจจับก๊าซเอทานอล ภายใต้สภาวะสภาพแวดล้อมทั่วไป

จะเห็นได้ว่ามอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ของเราเมื่อสอบเทียบ กับมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบ พบว่า สามารถตรวจวัดก๊าซเอทานอลได้ที่มีความหนาแน่นของก๊าซเอทานอลในอากาศได้สูงสุดมากถึง 1819 ppm ในขณะที่ มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบสามารถตรวจวัดก๊าซได้ที่มีความหนาแน่นสูงสุด 30 ppm สาเหตุที่ มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบตรวจวัดก๊าซเอทานอลได้น้อยกว่ามอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ของเราเนื่องจากว่ามอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบมีโครงสร้างคือ $Al_2O_3/Au/SnO_2$ ตัวตรวจจับคือ SnO_2 มีคุณสมบัติในการตรวจวัดสารได้หลายชนิดนอกเหนือจากก๊าซเอทานอล ได้แก่ แก๊สโซลีน, CH_4 , LPG, CO, Hexane และอากาศซึ่งรวมถึงความชื้น ฝุ่นละออง และ O_2 (เอกสารข้อมูลเพิ่มเติมแสดงในภาคผนวก ก) และไม่ได้เฉพาะเจาะจงต่อก๊าซเอทานอลเท่านั้น ในขณะที่มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ของเรา เราใช้ตัวตรวจจับคือ เอนไซม์ ADH ที่ทำงานร่วมกับโคเอนไซม์ NAD^+ ซึ่งเป็นสารชีวภาพและมีความจำเพาะต่อก๊าซเอทานอลมากกว่า โอกาสที่จะเกิดการแทรกแซงจากสารออกซิไดซ์อื่น ๆ ในอากาศจึงน้อยกว่า ผลทำให้ตรวจวัดก๊าซเอทานอลได้ในช่วงของความหนาแน่นของก๊าซในอากาศได้กว้างกว่า สอดคล้องกับ (Mullor, Cabezudo, Ordieres, & Ruiz, 1996; Santos, Freire, & Kubota, 2003; Sprules, Hartley, Wedge, Hart, & Pittson, 1996) ที่ประดิษฐ์แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์แบบแอมเพอโรเมตริกและเลือกใช้เอนไซม์ ADH เป็นตัวตรวจจับ พบว่า สามารถตรวจวัดเอทานอลได้อย่างเฉพาะเจาะจงและยังหลีกเลี่ยงจากการแทรกแซงจากสารออกซิไดซ์อื่น ๆ ในตัวอย่าง และยังสอดคล้องกับงานวิจัยของ (Kuretake, Kawahara, Motooka & Uno, 2017) ที่ประดิษฐ์ไบโอเซนเซอร์เซลล์ไฟฟ้าเคมีที่ใช้เอนไซม์ AOD ตรึงบนกระดาษโครมาโตกราฟีสำหรับการตรวจจับก๊าซเอทานอล พบว่า ไบโอเซนเซอร์เซลล์ไฟฟ้าเคมีบนกระดาษโครมาโตกราฟีสามารถตรวจจับก๊าซเอทานอลได้ในช่วงของความเข้มข้นตั้งแต่ 50 ถึง 500 ppm ในสภาพอากาศที่ไม่มี O_2 ซึ่งแสดงให้เห็นถึงข้อได้เปรียบของการเลือกใช้เอนไซม์ ADH ของมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ของเรา สอดคล้องกับ (Wang, Etienne, Quiles, Kohring, & Walcarus, 2012) ศึกษาเอนไซม์ที่ใช้เป็นตัวเร่งปฏิกิริยาทางชีวภาพที่มีประสิทธิภาพสูง พบว่า เอนไซม์ดีไฮโดรจีเนสจะเร่งปฏิกิริยาออกซิเดชันในสภาวะที่มีออกซิเจนเป็นสับสเตรทร่วม

ต่อมาเราวิเคราะห์ผลการสอบเทียบมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ ไบโอเซนเซอร์โครงสร้าง $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 ของเรา กับมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซ ตัวต้นแบบ พบว่า มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์โครงสร้าง $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 สามารถตรวจวัดความหนาแน่นโมเลกุลของก๊าซเอทานอลในอากาศได้แม้ความหนาแน่นของโมเลกุลก๊าซน้อยกว่าความเข้มข้นต่ำสุด 309 ppb ไปจนถึงความเข้มข้นสูงสุด 3 ppm สอดคล้องกับงานวิจัยของ (Kolmakov, Klenov, Lilach, Stemmer, & Moskovits, 2005; Jin, Park, Kim, & Lee, 2012; Park, An, Ko, Jin, & Lee, 2012; Kwon, Kim, Lee, Chin, Seong, & Lee, 2012; Sun, Liu, Meng, Liu, Jin, Kong, & Liu, 2012; Kim, et al., 2016) ที่ระบุเอาไว้ว่า SiO_2 มีคุณสมบัติโครงสร้างที่เป็นรูพรุนช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการดูดซับก๊าซแม้ความเข้มข้นของสารต่ำ แต่ในขณะเดียวกันมีข้อจำกัดบางประการในการหลีกเลี่ยงต่อการใช้วัสดุ SiO_2 ต่อมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซต้นแบบ (เอกสารข้อมูลเพิ่มเติมแสดงในภาคผนวก ก) ซึ่งในข้อมูลคู่มือของมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซต้นแบบได้ระบุเอาไว้ว่า เซนเซอร์จะต้องหลีกเลี่ยงการสัมผัสกับพันธะของซิลิกอนทุกรูปแบบซึ่งอาจส่งผลโดยตรงต่อการให้ค่าเซนเซอร์ที่ไม่ถูกต้องและคลาดเคลื่อนได้ การใช้โครงสร้างของ SiO_2 เป็นข้อจำกัดเฉพาะในมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซตัวต้นแบบเท่านั้น ผลทำให้มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ของเราสามารถตรวจวัดความเข้มข้นของก๊าซเอทานอลได้สูงสุดเพียง 3 ppm และน้อยกว่าเมื่อเทียบกับ มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซต้นแบบ แต่ในขณะเดียวกันมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ของเราสามารถตอบสนองต่อโมเลกุลของก๊าซเอทานอลในอากาศได้แม้ใช้โครงสร้างของ SiO_2 ทั้ง 2 ตัวอย่าง ดังนั้นสามารถสรุปได้ว่าวัสดุ SiO_2 มีข้อจำกัดในการตรวจจับก๊าซเอทานอลเฉพาะในมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซต้นแบบเท่านั้น

บทที่ 5

สรุปผลและข้อเสนอแนะ

สรุปผล

เราสาธิตแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ครั้งแรกที่ประดิษฐ์ด้วยมอดูลเซนเซอร์ก๊าซ MQ-3 ใช้ SiO₂ และ PI เป็นทรานซิสเตอร์ไฟฟ้าเคมีที่รวมเข้ากับเอนไซม์ ADH และ โคเอนไซม์ NAD⁺ แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ของเรานั้นประดิษฐ์ขึ้นได้ง่ายโดยใช้เทคนิค DC แมกนีตรอนสปัตเตอริง ซึ่งผลิตขึ้นโดยใช้ต้นทุนที่ไม่แพงและง่ายต่อการรวมเข้าด้วยกัน เราได้พิสูจน์แล้วว่าแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ของเราสามารถตรวจจับก๊าซเอทานอลในอากาศได้ เราใช้มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซต้นแบบสำหรับการสอบเทียบ พบว่า แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ของเราสามารถตรวจจับก๊าซเอทานอลได้แม้ความเข้มข้นของสารน้อยตั้งแต่ 300 ppb ไปจนถึงความเข้มข้นของสารมากถึง 1819 ppm ความเร็วในการตรวจวัด 3 s และความเร็วในการกู้คืน 1-2 นาที เซนเซอร์ตรวจวัดก๊าซเอทานอลระบบไร้สายมีจุดเด่นในการลดการสัมผัสโดยตรงระหว่างผู้ดื่มกับเครื่องมือตรวจวัด นอกจากนี้มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ของเรายังสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในรุ่นต่อไปกับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ชนิดอื่น ๆ ได้อีกด้วย เพราะง่ายต่อการรวมเข้าด้วยกัน เช่น มอดูลเซนเซอร์ระบบไร้สายหรือการประดิษฐ์วงจร RCL ในท้ายที่สุดนี้แพลตฟอร์มแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ของเราที่ใช้ SiO₂/Ag/ADH, PI/Ag/ADH จึงเป็นอีกหนทางเลือกกลยุทธ์ปัญญาประดิษฐ์สำหรับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่สวมใส่ได้จริง

ข้อเสนอแนะ

1. สายขั้วไฟฟ้า Ag หลุดได้ง่ายในมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ ดังนั้นจึงควรศึกษาวิธีการเชื่อมขั้วไฟฟ้าหลาย ๆ วิธีเพื่อเพิ่มความเสถียรให้กับขั้วไฟฟ้า

2. พิล์มบาง Ag ติดแน่นในวัสดุ SiO_2 มากกว่า PI ดังนั้นจึงควรหาเงื่อนไขที่เหมาะสมที่สุดในการสั้ตเตอริงฟิล์มบาง Ag บนวัสดุ PI เพื่อเพิ่มความเสถียรในการใช้งาน

บรรณานุกรม

บรรณานุกรม

- กรมสรรพสามิต. (2560). *คู่มือมาตรฐานการวิเคราะห์สินค้าและของกลาง*. เข้าถึงได้จาก <https://bit.ly/3sDkWPW>. 19 มกราคม 2564.
- ชีวารัตน์ ม่วงพัฒน์. (2544). *การสร้างและศึกษาลักษณะของอิเลคโทรดประเภทฟิล์มบางไปรงแสง*. วิทยานิพนธ์ วศ.ม. กรุงเทพฯ: มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี.
- ไชยยันต์ ไอร์ส. (2556). *การเตรียมโมลลิบดีนัมไดรอกไซด์โครงสร้างระดับนาโนโดยวิธีแมกนีตรอนสปัตเตอริงสำหรับการประยุกต์ใช้ในการตรวจวัดก๊าซ*. นครปฐม: มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลรัตนโกสินทร์.
- ธีรวุฒิ สำเภา และอาภรณ์ วรอัฒ. (2559). *การสังเคราะห์ฟิล์มบางสิดเทลลูไรด์ด้วยระบบแมกนีตรอนสปัตเตอริงแบบพัลส์ดีซี*. สกลนคร: มหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร.
- นงพงา จรัสโสภณ. (2559). *ปฏิกิริยาของแอลกอฮอล์*. เข้าถึงได้จาก <https://bit.ly/38FrEwU>. 14 มกราคม 2564.
- เบญจพร ปัญญาญง. (2553). *คู่มือการปฐมพยาบาลผู้ที่มีปัญหาจากการดื่มสุรา*. เชียงใหม่: พิมพ์เดือนต์.
- พระราชบัญญัติจราจรทางบก. (2560). *กฎกระทรวงฉบับที่ ๒๑*. เข้าถึงได้จาก <http://www.ratchakitcha.soc.go.th/DATA/PDF/2560/A/059/1.PDF>. 10 ตุลาคม 2563.
- พัฒนา เหล่าไพบูลย์. (2536). *ไบโอเซนเซอร์*. *วิศวกรรมสาร ม.ช.*, 20, 39-47.
- พิเชษฐ ลิมสุวรรณ และธณัฐธา รัตนะ. (2547). *การวิจัยและพัฒนาการเคลือบผิวโลหะด้วยวิธีสปัตเตอริงตามแผนปรับโครงสร้างอุตสาหกรรม ระยะที่ 2 รายงานการวิจัยประจำปี 2547 ของสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัยร่วมกับสำนักงานเศรษฐกิจอุตสาหกรรม*. กรุงเทพฯ: ภาควิชาฟิสิกส์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี.
- พิมพ์เพ็ญ พรเฉลิมพงศ์. (2563). *แอลกอฮอล์ดีไฮโดรจีเนส*. เข้าถึงได้จาก <https://bit.ly/3kuZXK4>. 15 กันยายน 2563.

- วิไล ชินเวชกิจวานิชย์, ชนิตา พลาณูเวช และสมชาย อิศระวานิชย์. (2541). การวัดระดับ แอลกอฮอล์ในเลือดภายหลังการดื่มเครื่องดื่มที่มีแอลกอฮอล์. *วารสารการวิจัยระบบสาธารณสุข*, 6(2), 106–116.
- วิศวะ. (2563). *ประเภทเครื่องเป่าแอลกอฮอล์*. เข้าถึงได้จาก <https://bit.ly/35yzbft>. 15 กันยายน 2563.
- สยามเคมี. (2563). *ซิลิกา (Silica/SiO₂) และประโยชน์ซิลิกา*. เข้าถึงได้จาก <https://bit.ly/3oS28dQ>. 10 ตุลาคม 2563.
- สารานุกรมเสรี. (2563). *ไมโครคอนโทรลเลอร์*. เข้าถึงได้จาก <https://bit.ly/35XWMFp>. 8 ธันวาคม 2563.
- สาวิตรี อัจฉางค์กรชัย. (2557). *ปัญหาและความผิดปกติจากดื่มสุรา: ความสำคัญและการดูแลรักษาในประเทศไทย*. สงขลา: คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์.
- สำนักกฎหมาย. (2552). *เครื่องดื่มแอลกอฮอล์*. *วารสารจตุรนิติ*, 6, 1–178.
- สุริยาภา จงจินากุล. (2556). *การพัฒนาไบโอเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดกลูโคส*. วิทยานิพนธ์ วท. ม. ปทุมธานี: มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลธัญบุรี.
- โสภา กลิ่นจันทร์. (2544). *ไบโอเซนเซอร์กับการประยุกต์ใช้*. *สารวิชาการพระจอมเกล้าพระนครเหนือ*, 4, 62–64.
- องค์การสุรา. (2560). *แอลกอฮอล์คืออะไร*. เข้าถึงได้จาก <https://bit.ly/3qtndDG>. 2 พฤศจิกายน 2563.
- อัญชลี สำเภา. (2554). *ไบโอเซนเซอร์*. *MTEC*, 13–18.
- Abasiyanik, MF. & Mehmet, S. (2010). Immobilization of glucose oxidase on reagentless ferrocene-containing polythiophene derivative and its glucose sensing application. *J. Electroanal. Chem*, 639, 21–26.
- Abdulhussain, Dr., Khadayeir, A., & Taly, R.S. (2018). Study the effect of magnet icfield on the properties of silver thin films prepared by dc sputtering. *AL-Qadisiyah Journal of Pure Science*, 23(3), 130–139.
- Aby, TT., Aravind, SSJ., Arockiadoss, T., Rakhi, RB., & Ramaprabhu, S. (2010). Metal decorated graphene nanosheets as immobilization matrix for amperometric glucose biosensor. *Sensor. Actuat. B-Chem*, 145, 71–77.

- Advice. CPU. Retrieved from <https://bit.ly/3nNaTE6>. January 15th, 2021.
- Anonymous. (2000). Biosensors detecting contaminated meat. *Poptronics*, 1, 9.
- Anthony, C. (1992). The structure of bacterial quinoprotein dehydrogenase. *Int J Biochem*, 24, 29–39.
- Arakawa, T., Suzuki, T., Tsujii, M., Iitani, K., Chien, P-J., Ye, M., ... Mitsubayashi, K. (2019). Real-time monitoring of skin ethanol gas by a high-sensitivity gas phase biosensor (bio-sniffer) for the non-invasive evaluation of volatile blood compounds. *Biosensors and Bioelectronics*, 129, 245–253.
- Arduino. (2016). *What is Arduino*. Retrieved from <https://wp.me/p7OfTN-a>. October 12th, 2020.
- Aziz, P. (2012). Sensor Applications of Polyimides. *INTECH*, 199–214.
- Bihar, E., Deng, Y., Miyake, T., Saadaoui, M., Malliaras, G.G., & Rolandi, M. (2016). A Disposable paper Breathalyzer with an alcohol sensing organic electrochemical transistor. *SCIENTIFIC REPORTS*, 1–6.
- Blanke, RV., & Decker, WJ. (1987). Analysis of toxic substance. In: Tietz NW, editor. *Fundamentals of clinical chemistry*. Philadelphia, PA. *WB Saunders Co*, 869–905.
- Bunshah, R.F. (1994). *Handbook of Deposition Technologies for Films and Coating* (2nd ed). New Jersey: Noyes Publications.
- Cai, CX., Xue, KH., Zhou, YM., & Yang, H. (1997). Amperometric biosensor for ethanol based on immobilization of alcohol dehydrogenase on a nickel hexacyanoferrate modified microband gold electrode. *Talanta*, 44(3), 39–47.
- Cameron, N. (2019). *Arduino Applied: Comprehensive Projects for Everyday Electronics*. UK: Edinburgh.
- Chapman, B. (1980). *Glow Discharge Processes*. New York: John Wiley & Sons.
- Chaubey, A., & Malhotra, BD. (2002). Biosensors and bioelectronics. *Elsevier*, 17(7), 441–456.

- Chi, Q. & Dong, S. (1993). Flow-injection analysis of glucose at an amperometric glucose sensor based on electrochemical codeposition of palladium and glucose oxidase on a glassy carbon electrode. *Anal. Chim. Acta*, 278, 17–23.
- Choi, S., Park, J., Hyun, W., Kim, J., Kim, J., Lee, Y.B. ... Kim, D.-H. (2015). Stretchable heater using ligand-exchanged silver nanowire nanocomposite for wearable articular thermotherapy. *ACS Nano*, 9, 6626–6633.
- Chou, WY., Kuo, CW., Chang, CW., Yeh, BL., & Chang, MH. (2010). Tuning surface properties in photosensitive polyimide. Material design for high performance organic thin-film transistors. *J. Mater. Chem*, 20, 5474–5480.
- Dalawari, P. (2014). *Ethanol Level*. Retrieved from <http://emedicine.medscape.com/article/2090019-overview>. September 10th 2020.
- Dula, CS., Dwyer, Wo., & Leverng, G. (2007). Policing the drunk driver: measuring law enforcement involvement in reducing alcohol-impaired driving. *J Safety Res*, 38(2), 67–72.
- Elliott, L. (2001). Gold chip finds cancer in glowing DNA. *Design News*, 56, 35.
- GCSE Chemistry. *Oxidation of Ethanol*. Retrieved from <http://bit.ly/3bMMj3Q>. January 14th, 2021.
- Ghaemy, M. & Nasab, SMA. (2010). Synthesis and identification of organosoluble polyimides: Thermal, photophysical and chemiluminescence properties. *Polym. J*, 42, 648–656.
- Ghosh, MK. & Mittal, KL. (1996). Polyimides: fundamentals and applications. *New York: Marcel Dekker*, 126–130.
- Gülce, H., Gülce, A., Kavanoz, M., Coskun, H., & Yildiz, A. (2002). A new amperometric enzyme electrode for alcohol determination. *Biosensor Bioelectron*, 17(5), 17–21.
- Haixia, Qi., Xiulong, Wang., Tangsong, Zhu., Juan, Li., Lei, Xiong., & Feng, L. (2019). Low Dielectric Poly(imide siloxane) Films Enabled by a well-Defined

- Disiloxane-Linked Alkyl Diamine. *American Chemical Society*, 4, 22143–22151.
- Iler, R. K. (1979). *The Chemistry of Silica*, John Wiley & Sons, NY.
- Isabelle, M. (2004). Glutaraldehyde: behavior in aqueous solution, reaction with proteins, and application to enzyme crosslinking. *Bio Techniques*, 37, 790–802.
- Jaiswal, J., Singh, P., & Chandra, R. (2021). Low-temperature highly selective and sensitive NO₂ gas sensors using CdTe-functionalized ZnO₂ filled porous Si hybrid hierarchical nanostructured thin films. *Sensors and Actuators: B. Chemical*, 327, 128862.
- Jang, S.G., Kim, Y.D., & Hwang, M-N. (2021). Dependence of the Generation Behavior of Charged Nanoparticles and Ag Film Growth on Sputtering Power during DC Magnetron Sputtering. *Electronic Materials Letters*, 17, 172–180.
- Jiang, LZ., Liu, JG., Wu, DZ., Li, HQ., & Jin, RG. (2006). A methodology for the preparation of nanoporous polyimide films with low dielectric constants. *Thin Solid Films*, 510, 241–246.
- Jin, CH., Park, SH., Kim, HS., & Lee, C. (2012). *Sens Actuators B*, 161, 223.
- Jin, XZ. & Ishii, H. (2005). Novel positive-type photosensitive polyimide with low dielectric constant. *J. Appl. Polym. Sci*, 98, 15–21.
- Joni, IM., Nulhakim, L., Vanitha, M., & Panatarani, C. (2018). Characteristics of crystalline silica (SiO₂) particles prepared by simple solution method using sodium silicate (Na₂ SiO₃) precursor. *3rd Padjadjaran International Physics Symposium*, 1080, 12006.
- Joseph, R., Penrose, W., & Yao, S. (2003). Sensors Chemical Sensors Electrochemical Sensors and ECS, BCPS Department, Illinois Institute of Technology Chicago. *USA Journal of the Electro Chemical Society*, 150(2), 11–16.

- Jumlongkul, A. (2016). *A Comparative Study of Ethyl Alcohol Concentrations in Postmortem Blood and Vitreous Humor*. Master of Science Thesis, Mahidol University, Nakhon Pathom, Thailand.
- Kaci, S., Keffous, A., Hakoum, S., & Mansri, A. (2015). Hydrogen sensitivity of the sensors based on nanostructured lead sulfide thin films deposited on α -SiC:H and p-Si(100) substrates. *Vacuum*, 116, 27–30.
- Kim, B.-Y., Cho, J.S., Yoon, J.-W., Na, C.W., Lee, C.-S., Ahn, J.H. ... Lee, J.-H. (2016). Extremely sensitive ethanol sensor using Pt-doped SnO₂ hollow nanospheres prepared by Kirkendall diffusion. *Sens Actuators B Chem*, 234, 353–360.
- Kim, J., Kim, M., Lee, M.-S., Kim, K., Ji, S., Kim, Y.-T. ... Park, J.-U. (2017). Wearable smart sensor systems integrated on soft contact lenses for wireless ocular diagnostics. *Nat Commun*, 8, 14997.
- Kim, S.-Y., Kim, J., Cheong, W.H., Lee, I.J., Lee, H., Im, H.-G. ... Park, J.-U. (2018). Alcohol gas sensor capable of wireless detection using In₂O₃/Pt nanoparticles and Ag nanowires. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 259, 825–832.
- Kinci, E., Köytepe, S., Pasahan, A., & Seckin, T. (2006). Preparation and characterization of an aromatic polyimide and its use as a selective membrane for H₂O₂. *Turk. J. Chem*, 30, 277–285.
- Kitagawa, Y., Kitabatake, K., Suda, M., Muramatsu, H., Ataka, T., Mori, E. ... Karube, I. (1991). Amperometric detection of alcohol in beer using a flow cell and immobilized alcohol dehydrogenase. *Anal Chem*, 63(20), 2391–2393.
- Kolmakov, A., Klenov, D.O., Lilach, Y., Stemmer, S., & Moskovits, M. (2005). *Nano Lett*, 5, 667.
- Kuretake, T., Kawahara, S., Motooka, M., & Uno, S. (2017). An Electrochemical Gas Biosensor Based on Enzymes Immobilized on Chromatography Paper for Ethanol Vapor Detection. *Sensors*, 17(2), 281.

- Kuswandi, B., Irmawati, T., Hidayat, A.M., Jayus, J., & Ahmad, M. (2014). A Simple Visual Ethanol Biosensor Based on Alcohol Oxidase Immobilized onto Polyaniline Film for Halal Verification of Fermented Beverage Samples. *Sensors*, 14, 2135–2149.
- Kwon, YJ., Kim, HS., Lee, SM., Chin, IJ., Seong, TY., & Lee, WI. (2012). *Sens Actuators B*, 173, 441.
- Larsen, L.H., Damgaard, L.R., & Kjaer, T. (2000). Fast responding biosensor for on-line determination of nitrate/nitrite in activated sludge. *Water Research*, 34, 2463–2468.
- Lawson, B., Aguir, K., Fiorido, T., Martini-Laithier, V., Bouchakour, R., Burtey, S, ... Bendahan, M. (2019). Skin alcohol perspiration measurements using MOX sensors. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 280, 306–312.
- Lee, M.-S., Lee, K., Kim, S.-Y., Lee, H., Park, J., Choi, K.-H. ... Park, J.-U. (2013). High-performance transparent and stretchable electrodes using graphene-metal nanowire hybrid structures. *Nano Lett*, 13, 2814–2821.
- Lekcharoenkul, W. & Seburam, W. (2011). *Effect of Alcohol in Mouthwash and Mouth Spray on The Use of Breath Alcohol Analyzer; Lion Model*. Master of Science Thesis, Khon Kaen University, Khon Kaen, Thailand.
- Li, Hongfang., Ding, Guifu., & Yang, Zhuoqing. (2019). A High Sensitive Flexible Pressure Sensor Designed by Silver Nanowires Embedded in Polyimide (AgNW-PI). *Micromachines*, 10(3), 206.
- Lieber, CS. (1991). Alcohol liver and nutrition. *J Am Coll Nutr*, 10(6), 2–32.
- Lieber, CS. (1991). Hepatic Metabolic and Toxic Effects of Ethanol: 1991 Update. *ALCOHOLISM CLINICAL & EXPERIMENTAL RESEARCH*, 1530–0277.
- LNW. (2021). *MQ-3 Gas Sensor Ethanol*. Retrieved from <https://bit.ly/39JM6gx>. February 4th, 2021.
- LNW. (2021). *MQ-3 Gas Sensor Ethanol*. Retrieved from <https://bit.ly/2Y1st2j>. January 21th, 2021.

- Luo, P., Xie, G., Liu, Y., Xu, H., Deng, S., & Song, F. (2008). Electrochemical detection of blood alcohol concentration using a disposable biosensor based on screen-printed electrode modified with Nafion and gold nanoparticles. *Research Gate*, 46(11), 1641–1647.
- Manzo Avalos, S., & Saavedra Molina, A. (2010). Cellular and Mitochondrial effects of Alcohol Consumption. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 7(12), 4281–4303.
- Marczinski, CA. & Fillmore, MT. (2009). Acute alcohol tolerance on subjective intoxication and simulated driving performance in binge drinkers. *Psychol Addict Behav*, 23(2), 38–47.
- Minghao, Yu. & Xinliang, F. (2019). Thin-Film Electrode-Based Supercapacitors. *Joule*, 3(2), 338–360.
- Mishra, K.R., Sempionatto, R.J., Li, Z., Brown, C., Galdino, M.N., Shah, R., Liu, S. ... Wang, J. (2020). Simultaneous detection of salivary Δ^9 – tetrahydrocannabinol and alcohol using a Wearable Electrochemical Ring Sensor. *Talanta*, 211, 120757.
- Mitchell, MC., Teigen, EL., & Ramchandani, VA. (2014). Absorption and peak blood alcohol concentration after drinking beer, wine, or spirits. *Alcohol Clin Exp Res*, 12355.
- Mitsubayashi, K., Yokoyama, K., Takeuchi, T., & Karube, I. (1994). Gas-Phase Biosensor for Ethanol. *Anal. Chem*, 66, 3297–3302.
- Mittal, KL. (1984). Polyimides: synthesis, characterization and application. *New York Plenum Press*, 1–10.
- Mohammed, A.M., Abdulridha, M.W. & Abd, N.A. (2018). Thickness Effect on Some Physical Properties of the Ag Thin Films Prepared by Thermal Evaporation Technique. *Journal of Global Pharma Technology*, 613–619.
- Mohammed, A.M., Abdulridha, M.W., & Abd, N.A. (2018). Thickness Effect on Some Physical Properties of the Ag Thin Films Prepared by Thermal Evaporation Technique. *Journal of Global Pharma Technology*, 10(3), 613–619.

- MQ-3 Semiconductor Sensor for Alcohol. Retrieved from <https://bit.ly/3bJOYLM> January 15th, 2021.
- Mullor, SG., Cabezudo, MS., Ordieres, AJ., & Ruiz, BL. (1996). Alcohol biosensor based on alcohol dehydrogenase and Meldola blue immobilized into a carbon paste electrode. *Talanta*, 43(7), 79–84.
- Nasehnejad, M., Nabiyouni, G., & Shahraki, G.M. (2017). Fractal analysis of nanostructured silver film surface. *Chinese Journal of Physics*, 55, 2484–2490.
- Netinbag. *DC Magnetron Sputtering*. Retrieved from <http://bit.ly/2LzZv1n>. December 21th, 2020.
- Osanyinlusi, O., Alabi, AB., Yusuf, KA., & Orosun, MM. (2020). Effects of Annealing on the Structural and Optical Properties of Silver Thin Films. *Journal of Applied Sciences and Environmental management*, 23(12), 2077–2080.
- Panchal, C.J. & Tavares, F.C.A. (1990). *Yeast strain selection for fuel ethanol production*. New York: Marcel Dekker Inc.
- Park, J., Kim, J., Kim, K., Kim, S.-Y., Hyung Cheong, W., Park, K. ... Park, J.-U. (2016). Wearable wireless gas sensors using highly stretchable and transparent structures of nanowires and graphene. *Nanoscale*, 8, 10591–10597.
- Park, M., Park, Y.J., Chen, X., Park, Y-K., Kim, M.-S., & Ahn, J.-H. (2016). MoS₂ – based tactile sensor for electronic skin application. *Adv Mater*, 28, 2556–2562.
- Park, SH., An, SY., Ko, HS., Jin, CH., & Lee, C. (2012). *ACS Appl Mater Interfaces*, 4, 3650.
- Ponpe Instruments. (2020). *Breath Alcohol Tester*. Retrieved from <https://bit.ly/2TPOqKf>. December 8th, 2020.
- Promden, W. (2013). Biochemistry of Bacterial Alcohol Dehydrogenase. *KKU Res. J*, 18(6), 1003–1020.

- Qitong, H. (2014). A sensitive and reliable dopamine biosensor was developed based on the Au@carbon dots–chitosan composite film. *Biosensor and Bioelectronics*, 52, 277–280.
- Ramchandani, VA., Bosron, WF., & Li, TK. (2001). Research advances in ethanol metabolism. *Pathol Biol*, 49(6), 76–82.
- Rauf, A., Ahmed, K., Nasim, F., Khan, A.N., & Gul, A. (2016). Optical and structural properties of Cr and Ag thin films deposited on glass substrate. *Materials Science and Engineering*, 146, 1–5.
- Rickerby, D.S. & Matthews, A. (1991). *Advanced Surface Coating: a Handbook of Surface Engineering*. New York: Chapman and Hall.
- Rinaudo, M. (2006). Chitin and chitosan: Properties and applications. *Progress in polymer science*, 31, 603–632.
- Roger, K.R., & Gerlach, C.L. (1999). Update on environmental biosensors. *Environmental Science & Technology*, 33, 500.
- Roine, RP., Gentry, RT., Lim RT, Jr., Helkkonen, E., Salaspuro, M., & Lieber, CS. (1993). Comparison of blood alcohol concentration after beer and whiskey. *Alcohol Clin Exp Res*, 17(7), 9–11.
- Rojo, F. (2009). Degradation of alkanes by bacteria. *Environ Microbiol*, 10(24), 77–90.
- Rothschild, ML., Mastin, B., & Willer, TW. (2006). Reducing alcohol impaired driving crashes through the use of social marketing. *Anal Prev*, 38(12), 18–30.
- Sakara, R., Kawamura, M., Kiba, T., Abe, Y., & Kim, H.K. (2020). Characteristics of Ag thin films sputter deposited using Ar or Kr gas under different pressure. *Surface & Coating Technology*, 388, 1–4.
- Samuel Lam, W.Y., Soh, C.B., Poh, C.J., & Liu, H.F. (2017). Alcohol Sensing Properties of Titanium Dioxide and Barium Nitrate Oxide Microstructure Device. *Procedia Engineering*, 216, 58–65.
- Santos, AS., Freire, RS., & Kubota, LT. (2003). Highly stable amperometric biosensor for ethanol based on Meldola's blue adsorbed on silica gel modified with niobium oxide. *J Electroanal Chem*, 547, 35–42.

- Singkhleewon, N., Thanasin, K., & Khambun, A. (2017). Development of A Motorcycle Ignition Controller by Measuring the Breath Alcohol Levels. *Advanced Science*, 17(2), 69–77.
- Smith, D.L. (1995). *Thin-film deposition: principle and practice*. New York: Chapman and Hall.
- Sprules, SD., Hartley, IC., Wedge, R., Hart, JP., & Pittson, R. (1996). A disposable reagentless screen-printed amperometric biosensor for the measurement of alcohol in beverages. *Anal Chim Acta*, 329(2), 15–21.
- Sun, Y.-F., Liu, S.-B., Meng, F.-L., Liu, J.-Y., Jin, Z., Kong, L.-T., & Liu, J.-H. (2012). Metal oxide nanostructures and their gas sensing properties: a review. *Sensors*, 12, 2610–2631.
- Taha, S., Begum, S., Narwade, N.V., Halge, I.D., Dadge, W.J., Mahabole, P.M., ... Bogle, A.K. (2020). Development of alcohol sensor using TiO₂ – Hydroxyapatite nano-composites. *Materials Chemistry and Physics*, 240, 122228.
- Thomasson, HR. (1995). Gender differences in alcohol metabolism. *Physiological responses to ethanol Recent Dev Alcohol*, 12, 63–79.
- Tran, C.M. & Broun, G. (1975). Construction and study of electrodes using cross-linked enzymes. *Analytical Chemistry*, 47, 1359–1364.
- Tran, T.Q., My, H.T. H., Tong, T.D., Tran, T.V., & Dinh, N.N. (2013). Synthesis and application of graphene-silver nanowires composite for ammonia gas sensing. *Research Gate*, 4(4), 2043–6262.
- Tsai, M-H. & Huang, S-L. (2006). Synthesis and Characteristics of polyimide/siloxane hybrid films for reliability adhesion. *Surface and Coatings technology*, 200(10), 3297–3302.
- Vijayakumar, AR., Csöregi, E., Heller, A., & Gorton, L. (1996). Alcohol biosensors based on coupled oxidase-peroxidase systems. *Anal Chim Acta*, 327(2), 23–34.

- Wang, Z., Etienne, M., Quiles, F., Kohring, G-W., & Walcarius, A. (2012). Durable – cofactor immobilization in sol–gel bio–composite thin films for reagentless biosensors and biosensors using dehydrogenase. *Biosensors and Bioelectronics*, 32, 111–117.
- WikiHow. (2020). *How to Know if You Are Drunk*. Retrieved from <https://www.wikihow.com/Know-if-You-Are-Drunk>. January 22th, 2021.
- WikiHow. (2020). *How to Recognize the Signs of Intoxication*. Retrieved from <https://www.wikihow.com/Recognize-the-Signs-of-Intoxication>. January 22th, 2021.
- Wilson, D., Stenzenberger, HD., & Hergenrother, PM. (1990). Polyimides. *New York: Blackie*, 1–21.
- Wilson, G.S. & Hu, Y. (2000). Enzyme–based biosensor for in vivo measurements. *Chemical Reviews*, 100, 2693–2704.
- Winsen, Z. (2022). SENSORS. Retrieved from <http://www.winsen-sensor.com/contract.html>. April 13th 2022.

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก

ข้อมูลผลการวัดและวิธีการคำนวณ

ตารางบันทึกค่า RS/RO ของมอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซต้นแบบ

| มอดูล MQ-3 เซนเซอร์ก๊าซต้นแบบ | | | | | | | | | | | | | | | | |
|--|------------|------------|------------|------------|------------|-----------|-------|------------|------------------|------------|------------|------------|-----------|-------|--|--|
| ระดับความ เข้มข้นของ แอลกอฮอล์ (ร้อยละ) | ห้องควบคุม | | | | | | | | ห้องไม่ได้ควบคุม | | | | | | | |
| | ครั้งที่ 1 | ครั้งที่ 2 | ครั้งที่ 3 | ครั้งที่ 4 | ครั้งที่ 5 | ค่าเฉลี่ย | S.D. | ครั้งที่ 1 | ครั้งที่ 2 | ครั้งที่ 3 | ครั้งที่ 4 | ครั้งที่ 5 | ค่าเฉลี่ย | S.D. | | |
| 5 | 0.203 | 0.291 | 0.281 | 0.271 | 0.271 | 0.263 | 0.035 | 0.47 | 0.52 | 0.58 | 0.51 | 0.56 | 0.528 | 0.043 | | |
| 10 | 0.271 | 0.241 | 0.271 | 0.211 | 0.251 | 0.249 | 0.025 | 0.22 | 0.22 | 0.22 | 0.22 | 0.23 | 0.222 | 0.004 | | |
| 15 | 0.165 | 0.125 | 0.135 | 0.165 | 0.195 | 0.157 | 0.028 | 0.22 | 0.24 | 0.24 | 0.24 | 0.23 | 0.234 | 0.009 | | |
| 20 | 0.19 | 0.16 | 0.18 | 0.19 | 0.18 | 0.18 | 0.012 | 0.32 | 0.33 | 0.24 | 0.33 | 0.22 | 0.288 | 0.054 | | |
| 25 | 0.26 | 0.25 | 0.25 | 0.21 | 0.25 | 0.244 | 0.019 | 0.27 | 0.28 | 0.24 | 0.24 | 0.24 | 0.254 | 0.019 | | |
| 30 | 0.27 | 0.26 | 0.27 | 0.21 | 0.18 | 0.238 | 0.041 | 0.37 | 0.35 | 0.33 | 0.34 | 0.36 | 0.35 | 0.016 | | |
| 35 | 0.25 | 0.25 | 0.23 | 0.29 | 0.22 | 0.248 | 0.027 | 0.25 | 0.25 | 0.23 | 0.25 | 0.27 | 0.25 | 0.01 | | |
| 40 | 0.31 | 0.30 | 0.30 | 0.31 | 0.32 | 0.308 | 0.008 | 0.84 | 0.74 | 0.77 | 0.83 | 0.77 | 0.79 | 0.043 | | |

ตารางบันทึกค่า RS/RO ของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์

| มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ SiO ₂ /Ag/ADH sample 1 | | | | | | | | | | | | | | | | |
|--|------------|------------|------------|------------|------------|-----------|-------|------------|------------------|------------|------------|------------|-----------|-------|--|--|
| ระดับความ เข้มข้นของ แอลกอฮอล์ (ร้อยละ) | ห้องควบคุม | | | | | | | | ห้องไม่ได้ควบคุม | | | | | | | |
| | ครั้งที่ 1 | ครั้งที่ 2 | ครั้งที่ 3 | ครั้งที่ 4 | ครั้งที่ 5 | ค่าเฉลี่ย | S.D. | ครั้งที่ 1 | ครั้งที่ 2 | ครั้งที่ 3 | ครั้งที่ 4 | ครั้งที่ 5 | ค่าเฉลี่ย | S.D. | | |
| 5 | 0.02 | 0.01 | 0.04 | 0.01 | 0.01 | 0.018 | 0.013 | 0.01 | 0.02 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.014 | 0.005 | | |
| 10 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.03 | 0.01 | 0.014 | 0.009 | 0.01 | 0.01 | 0.04 | 0.01 | 0.01 | 0.016 | 0.013 | | |
| 15 | 0.01 | 0.02 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.012 | 0.004 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.012 | 0.004 | | |
| 20 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.000 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.03 | 0.03 | 0.018 | 0.011 | | |
| 25 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.000 | 0.02 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.012 | 0.004 | | |
| 30 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.000 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.000 | | |
| 35 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.000 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.000 | | |
| 40 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.01 | 0.000 | 0.02 | 0.03 | 0.04 | 0.01 | 0.01 | 0.022 | 0.013 | | |

ตารางบันทึกค่า RS/RO ของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์

| มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ PI/Ag/ADH sample 1 | | | | | | | | | | | | | | |
|---|------------|------------|------------|------------|------------|-----------|-------|------------------|------------|------------|------------|------------|-----------|-------|
| ระดับความ เข้มข้นของ แอลกอฮอล์ (ร้อยละ) | ห้องควบคุม | | | | | | | ห้องไม่ได้ควบคุม | | | | | | |
| | ครั้งที่ 1 | ครั้งที่ 2 | ครั้งที่ 3 | ครั้งที่ 4 | ครั้งที่ 5 | ค่าเฉลี่ย | S.D. | ครั้งที่ 1 | ครั้งที่ 2 | ครั้งที่ 3 | ครั้งที่ 4 | ครั้งที่ 5 | ค่าเฉลี่ย | S.D. |
| 5 | 0.52 | 0.56 | 0.54 | 0.55 | 0.57 | 0.548 | 0.019 | 0.481 | 0.501 | 0.421 | 0.461 | 0.601 | 0.493 | 0.067 |
| 10 | 0.55 | 0.59 | 0.63 | 0.68 | 0.50 | 0.59 | 0.070 | 0.883 | 0.973 | 0.933 | 0.903 | 0.973 | 0.933 | 0.041 |
| 15 | 0.226 | 0.256 | 0.246 | 0.286 | 0.266 | 0.256 | 0.022 | 0.934 | 0.964 | 0.874 | 0.904 | 0.964 | 0.928 | 0.039 |
| 20 | 0.541 | 0.551 | 0.561 | 0.401 | 0.551 | 0.521 | 0.067 | 0.928 | 0.958 | 0.988 | 0.898 | 0.958 | 0.946 | 0.034 |
| 25 | 0.281 | 0.231 | 0.221 | 0.261 | 0.281 | 0.255 | 0.028 | 0.454 | 0.394 | 0.464 | 0.454 | 0.444 | 0.442 | 0.028 |
| 30 | 0.224 | 0.154 | 0.294 | 0.294 | 0.324 | 0.258 | 0.069 | 0.934 | 0.904 | 0.974 | 0.934 | 0.884 | 0.926 | 0.034 |
| 35 | 0.22 | 0.21 | 0.22 | 0.29 | 0.13 | 0.214 | 0.057 | 0.884 | 0.834 | 0.854 | 0.814 | 0.764 | 0.830 | 0.045 |
| 40 | 0.72 | 0.74 | 0.79 | 0.89 | 0.86 | 0.8 | 0.074 | 0.874 | 0.964 | 0.934 | 0.904 | 0.874 | 0.910 | 0.039 |

ตารางบันทึกค่า RS/RO ของมอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์

| มอดูล MQ-3 แอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์ PI/Ag/ADH sample 2 | | | | | | | | | | | | | | |
|---|------------|------------|------------|------------|------------|-----------|-------|------------------|------------|------------|------------|------------|-----------|-------|
| ระดับความ เข้มข้นของ แอลกอฮอล์ (ร้อยละ) | ห้องควบคุม | | | | | | | ห้องไม่ได้ควบคุม | | | | | | |
| | ครั้งที่ 1 | ครั้งที่ 2 | ครั้งที่ 3 | ครั้งที่ 4 | ครั้งที่ 5 | ค่าเฉลี่ย | S.D. | ครั้งที่ 1 | ครั้งที่ 2 | ครั้งที่ 3 | ครั้งที่ 4 | ครั้งที่ 5 | ค่าเฉลี่ย | S.D. |
| 5 | 0.20 | 0.25 | 0.22 | 0.19 | 0.27 | 0.226 | 0.034 | 0.65 | 0.62 | 0.78 | 0.63 | 0.88 | 0.712 | 0.114 |
| 10 | 0.291 | 0.281 | 0.271 | 0.261 | 0.241 | 0.269 | 0.019 | 0.97 | 0.98 | 0.95 | 0.98 | 0.88 | 0.952 | 0.042 |
| 15 | 0.271 | 0.351 | 0.381 | 0.401 | 0.381 | 0.357 | 0.051 | 0.861 | 0.861 | 0.831 | 0.801 | 0.731 | 0.817 | 0.054 |
| 20 | 0.261 | 0.221 | 0.431 | 0.401 | 0.301 | 0.323 | 0.090 | 0.3963 | 0.4663 | 0.3363 | 0.4763 | 0.5163 | 0.4383 | 0.072 |
| 25 | 0.481 | 0.601 | 0.721 | 0.841 | 0.741 | 0.677 | 0.139 | 0.931 | 0.861 | 0.891 | 0.741 | 0.891 | 0.863 | 0.073 |
| 30 | 0.341 | 0.261 | 0.311 | 0.181 | 0.351 | 0.289 | 0.070 | 0.871 | 0.711 | 0.841 | 0.901 | 0.991 | 0.863 | 0.102 |
| 35 | 0.571 | 0.471 | 0.501 | 0.201 | 0.341 | 0.417 | 0.147 | 0.611 | 0.651 | 0.621 | 0.651 | 0.731 | 0.653 | 0.047 |
| 40 | 0.196 | 0.366 | 0.456 | 0.386 | 0.286 | 0.338 | 0.100 | 0.926 | 0.636 | 0.656 | 0.686 | 0.726 | 0.726 | 0.117 |

ตารางบันทึกค่าความต้านทานไฟฟ้าของมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์

| มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ SiO ₂ /Ag/ADH sample 1 | | | | | | | | | | | | | | |
|---|------------|------------|------------|------------|------------|-----------|-------|------------------|------------|------------|------------|------------|-----------|-------|
| ระดับความ | ห้องควบคุม | | | | | | | ห้องไม่ได้ควบคุม | | | | | | |
| เข้มข้นของ | ครั้งที่ 1 | ครั้งที่ 2 | ครั้งที่ 3 | ครั้งที่ 4 | ครั้งที่ 5 | ค่าเฉลี่ย | S.D. | ครั้งที่ 1 | ครั้งที่ 2 | ครั้งที่ 3 | ครั้งที่ 4 | ครั้งที่ 5 | ค่าเฉลี่ย | S.D. |
| แอลกอฮอล์ | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) |
| (ร้อยละ) | | | | | | | | | | | | | | |
| 5 | 12.17 | 11.25 | 10.91 | 10.78 | 11.18 | 11.29 | 0.545 | 0.555 | 0.475 | 0.417 | 0.420 | 0.434 | 0.461 | 0.058 |
| 10 | 23.32 | 22.00 | 21.64 | 21.82 | 21.71 | 22.09 | 0.697 | 1.609 | 1.478 | 1.461 | 1.467 | 1.425 | 1.488 | 0.070 |
| 15 | 22.41 | 22.34 | 22.27 | 21.64 | 20.36 | 21.81 | 0.864 | 1.136 | 1.079 | 1.437 | 1.333 | 0.958 | 1.189 | 0.194 |
| 20 | 16.72 | 16.88 | 16.98 | 16.57 | 16.44 | 16.72 | 0.220 | 1.136 | 1.203 | 1.391 | 1.275 | 1.025 | 1.206 | 0.138 |
| 25 | 1.359 | 1.170 | 1.210 | 0.499 | 0.506 | 0.95 | 0.413 | 1.250 | 1.256 | 1.020 | 0.708 | 0.702 | 0.988 | 0.275 |
| 30 | 0.324 | 0.322 | 0.303 | 0.300 | 0.302 | 0.31 | 0.012 | 1.229 | 1.415 | 1.242 | 1.472 | 1.114 | 1.295 | 0.146 |
| 35 | 0.123 | 0.133 | 0.150 | 0.143 | 0.150 | 0.191 | 0.012 | 2.489 | 2.988 | 2.121 | 2.470 | 2.980 | 2.609 | 0.372 |
| 40 | 0.236 | 0.250 | 0.223 | 0.228 | 0.220 | 0.232 | 0.012 | 2.989 | 2.011 | 2.154 | 2.541 | 2.223 | 2.384 | 0.390 |

ตารางบันทึกค่าความต้านทานไฟฟ้าของมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์

| มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ SiO ₂ /Ag/ADH sample 2 | | | | | | | | | | | | | | |
|---|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|-------------------|--------------|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|-------------------|--------------|
| ระดับความ เข้มข้นของ แอลกอฮอล์ (ร้อยละ) | ห้องควบคุม | | | | | | | ห้องไม่ได้ควบคุม | | | | | | |
| | ครั้งที่ 1 (MΩ) | ครั้งที่ 2 (MΩ) | ครั้งที่ 3 (MΩ) | ครั้งที่ 4 (MΩ) | ครั้งที่ 5 (MΩ) | ค่าเฉลี่ย (MΩ) | S.D. (MΩ) | ครั้งที่ 1 (MΩ) | ครั้งที่ 2 (MΩ) | ครั้งที่ 3 (MΩ) | ครั้งที่ 4 (MΩ) | ครั้งที่ 5 (MΩ) | ค่าเฉลี่ย (MΩ) | S.D. (MΩ) |
| 5 | 6.18 | 6.06 | 6.39 | 6.47 | 6.76 | 6.37 | 0.271 | 11.88 | 11.33 | 11.89 | 11.50 | 11.72 | 11.66 | 0.245 |
| 10 | 11.54 | 11.82 | 11.73 | 11.99 | 11.94 | 11.80 | 0.179 | 10.69 | 10.63 | 10.84 | 10.68 | 11.12 | 10.79 | 0.199 |
| 15 | 12.48 | 12.35 | 12.57 | 12.42 | 12.61 | 12.49 | 0.106 | 11.44 | 11.13 | 11.14 | 11.18 | 11.45 | 11.27 | 0.163 |
| 20 | 1.935 | 1.926 | 1.833 | 1.759 | 1.750 | 1.841 | 0.088 | 11.91 | 11.80 | 10.36 | 10.90 | 10.84 | 11.16 | 0.667 |
| 25 | 7.89 | 7.52 | 7.13 | 7.39 | 7.38 | 7.462 | 0.278 | 7.81 | 6.34 | 5.44 | 4.20 | 4.03 | 5.56 | 1.571 |
| 30 | 1.251 | 1.293 | 1.665 | 1.094 | 1.060 | 1.273 | 0.241 | 9.98 | 9.85 | 9.99 | 10.12 | 10.10 | 10.01 | 0.108 |
| 35 | 11.32 | 11.39 | 11.44 | 11.85 | 11.11 | 11.42 | 0.270 | 9.65 | 9.80 | 9.75 | 9.73 | 9.85 | 9.76 | 0.075 |
| 40 | 8.54 | 8.75 | 8.58 | 8.84 | 8.80 | 8.70 | 0.134 | 10.09 | 10.13 | 10.16 | 10.27 | 10.38 | 10.21 | 0.118 |

ตารางบันทึกค่าความต้านทานไฟฟ้าของมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์

| มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ PI/Ag/ADH sample 1 | | | | | | | | | | | | | | |
|--|------------|------------|------------|------------|------------|-----------|-------|------------------|------------|------------|------------|------------|-----------|-------|
| ระดับความ | ห้องควบคุม | | | | | | | ห้องไม่ได้ควบคุม | | | | | | |
| เข้มข้นของ | ครั้งที่ 1 | ครั้งที่ 2 | ครั้งที่ 3 | ครั้งที่ 4 | ครั้งที่ 5 | ค่าเฉลี่ย | S.D. | ครั้งที่ 1 | ครั้งที่ 2 | ครั้งที่ 3 | ครั้งที่ 4 | ครั้งที่ 5 | ค่าเฉลี่ย | S.D. |
| แอลกอฮอล์ | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) |
| (ร้อยละ) | | | | | | | | | | | | | | |
| 5 | 1.752 | 1.648 | 1.892 | 1.714 | 1.928 | 1.786 | 0.119 | 9.47 | 9.27 | 9.76 | 9.30 | 9.53 | 9.466 | 0.198 |
| 10 | 2.241 | 2.079 | 2.140 | 2.222 | 2.293 | 2.195 | 0.085 | 7.32 | 7.42 | 7.56 | 7.96 | 7.36 | 7.524 | 0.260 |
| 15 | 6.65 | 6.88 | 6.35 | 6.56 | 6.84 | 6.656 | 0.216 | 10.61 | 10.66 | 10.86 | 11.24 | 11.27 | 10.928 | 0.313 |
| 20 | 7.01 | 7.44 | 7.59 | 8.47 | 7.28 | 7.558 | 0.553 | 6.55 | 6.49 | 6.48 | 6.66 | 6.54 | 6.544 | 0.072 |
| 25 | 8.57 | 8.60 | 8.57 | 9.74 | 9.40 | 8.976 | 0.556 | 7.05 | 7.39 | 7.42 | 7.27 | 7.09 | 7.244 | 0.169 |
| 30 | 10.59 | 11.11 | 11.52 | 12.30 | 12.59 | 11.622 | 0.827 | 6.67 | 6.82 | 6.55 | 7.08 | 7.13 | 6.85 | 0.252 |
| 35 | 10.55 | 11.49 | 8.02 | 7.44 | 8.59 | 9.218 | 1.727 | 5.72 | 5.97 | 5.96 | 6.03 | 6.14 | 5.964 | 0.154 |
| 40 | 9.13 | 9.01 | 9.19 | 9.10 | 9.09 | 9.104 | 0.065 | 8.66 | 8.41 | 8.15 | 8.08 | 8.58 | 8.376 | 0.256 |

ตารางบันทึกค่าความต้านทานไฟฟ้าของมอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์

| มอดูลแอลกอฮอล์ไบโอเซนเซอร์สำหรับสวมใส่ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ PI/Ag/ADH sample 2 | | | | | | | | | | | | | | |
|--|------------|------------|------------|------------|------------|-----------|-------|------------------|------------|------------|------------|------------|-----------|------|
| ระดับความ | ห้องควบคุม | | | | | | | ห้องไม่ได้ควบคุม | | | | | | |
| เข้มข้นของ | ครั้งที่ 1 | ครั้งที่ 2 | ครั้งที่ 3 | ครั้งที่ 4 | ครั้งที่ 5 | ค่าเฉลี่ย | S.D. | ครั้งที่ 1 | ครั้งที่ 2 | ครั้งที่ 3 | ครั้งที่ 4 | ครั้งที่ 5 | ค่าเฉลี่ย | S.D. |
| แอลกอฮอล์ | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) | (MΩ) |
| (ร้อยละ) | | | | | | | | | | | | | | |
| 5 | 4.42 | 4.48 | 4.92 | 4.31 | 4.00 | 4.426 | 0.332 | 0.888 | 0.999 | 0.791 | 0.784 | 0.788 | 0.85 | 0.09 |
| 10 | 5.02 | 5.94 | 5.38 | 5.37 | 5.40 | 5.422 | 0.330 | 1.284 | 1.296 | 1.310 | 1.313 | 1.416 | 1.3238 | 0.05 |
| 15 | 6.99 | 6.25 | 6.36 | 6.80 | 6.19 | 6.518 | 0.356 | 1.076 | 1.067 | 1.208 | 1.190 | 1.205 | 1.1492 | 0.07 |
| 20 | 7.42 | 7.02 | 8.63 | 9.02 | 10.19 | 8.456 | 1.274 | 1.349 | 1.382 | 1.379 | 1.400 | 1.351 | 1.3722 | 0.02 |
| 25 | 4.34 | 4.58 | 4.70 | 4.90 | 5.17 | 4.738 | 0.315 | 1.450 | 1.476 | 1.536 | 1.325 | 1.453 | 1.448 | 0.08 |
| 30 | 5.42 | 5.23 | 5.54 | 5.78 | 5.41 | 5.476 | 0.203 | 5.18 | 5.71 | 5.80 | 6.12 | 6.16 | 5.794 | 0.40 |
| 35 | 11.64 | 11.79 | 12.01 | 12.23 | 12.30 | 11.994 | 0.281 | 1.322 | 1.268 | 1.290 | 1.165 | 1.112 | 1.2314 | 0.09 |
| 40 | 20.12 | 20.89 | 21.55 | 22.00 | 19.49 | 20.81 | 1.023 | 5.20 | 5.38 | 5.66 | 6.15 | 6.42 | 5.762 | 0.51 |

การคำนวณ

Data sheet

MQ-3 Semiconductor Sensor for Alcohol

Sensitive material of MQ-3 gas sensor is SnO_2 , which with lower conductivity in clean air. When the target alcohol gas exist, The sensor's conductivity is more higher along with the gas concentration rising. Please use simple electrocircuit, Convert change of conductivity to correspond output signal of gas concentration.

MQ-3 gas sensor has high sensitivity to Alcohol, and has good resistance to disturb of gasoline, smoke and vapor. The sensor could be used to detect alcohol with different concentration, it is with low cost and suitable for different application.

Character

- * Good sensitivity to alcohol gas
- * Long life and low cost
- * Simple drive circuit

Application

- * Vehical alcohol detector
- * Portable alcohol detector

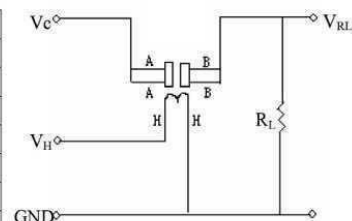
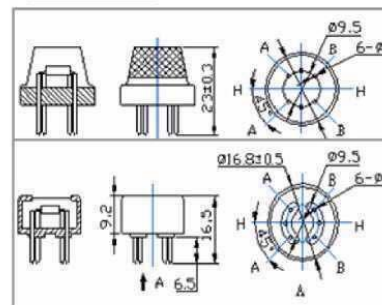
Technical Data

Basic test loop

| | | |
|------------------------|---------------------------|---|
| Model No. | MQ-3 | |
| Sensor Type | Semiconductor | |
| Standard Encapsulation | Bakelite (Black Bakelite) | |
| Detection Gas | Alcohol gas | |
| Concentration | 0.04-4mg/l alcohol | |
| Circuit | Loop Voltage | $V_e \leq 24V$ DC |
| | Heater Voltage | $V_H: 5.0V \pm 0.2V$ AC or DC |
| | Load Resistance | R_L Adjustable |
| Character | Heater Resistance | $R_H: 31\Omega \pm 3\Omega$ (Room Tem.) |
| | Heater consumption | $P_H \leq 900mW$ |
| | Sensing Resistance | $R_s: 2K\Omega - 20K\Omega$ (in 0.4mg/l alcohol) |
| | Sensitivity | $S: R_s(\text{in air})/R_s(0.4mg/L \text{ Alcohol}) \geq 5$ |
| | Slope | $\alpha \leq 0.6(R_{300ppm}/R_{100ppm} \text{ Alcohol})$ |
| Condition | Tem. Humidity | $20^\circ C \pm 2^\circ C; 65\% \pm 5\% RH$ |
| | Standard test circuit | $V_c: 5.0V \pm 0.1V;$ $V_H: 5.0V \pm 0.1V$ |
| | Preheat time | Over 48 hours |

$$P_s = V_c^2 \times R_s / (R_s + R_L)^2$$

Configuration



The above is basic test circuit of the sensor. The sensor need to be put 2 voltage, heater voltage (V_H) and test voltage (V_C). V_H used to supply certified working temperature to the sensor, while V_C used to detect voltage (V_{RL}) on load resistance (R_L) whom is in series with sensor. The sensor has light polarity, V_c need DC power. V_C and V_H could use same power circuit with precondition to assure performance of sensor. In order to make the sensor with better performance, suitable R_L value is needed:
Power of Sensitivity body (P_s):

Resistance of sensor(R_s): $R_s = (V_c/V_{RL} - 1) \times R_L$

Sensitivity Characteristics

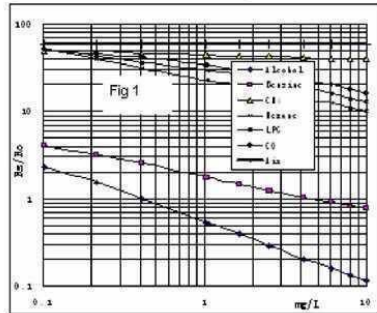


Fig.1 shows the typical sensitivity characteristics of the MQ-3, ordinate means resistance ratio of the sensor (R_s/R_o), abscissa is concentration of gases. R_s means resistance in different gases, R_o means resistance of sensor in 0.4mg/l alcohol. All test are under standard test conditions.

P.S.: Sensitivity to smoke is ignite 10pcs cigarettes in $8m^3$ room, and the output equals to 0.1mg/l alcohol

Influence of Temperature/Humidity

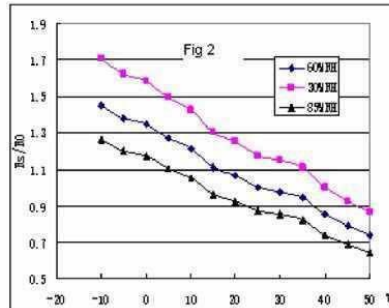
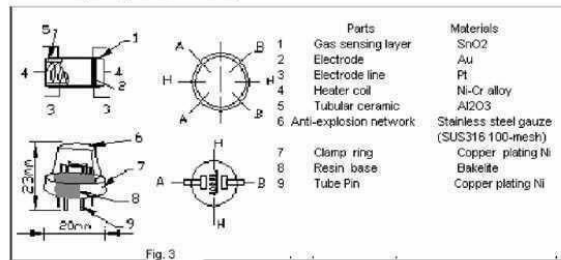


Fig.2 shows the typical temperature and humidity characteristics. Ordinate means resistance ratio of the sensor (R_s/R_o), R_s means resistance of sensor in 0.4mg/l alcohol under different tem. and humidity. R_o means resistance of the sensor in environment of 0.4mg/l alcohol, 20°C/65%RH

Structure and configuration



Structure and configuration of MQ-3 gas sensor is shown as Fig. 3, sensor composed by micro AL₂O₃ ceramic tube, Tin Dioxide (SnO₂) sensitive layer, measuring electrode and heater are fixed into a crust made by plastic and stainless steel net. The heater provides necessary work conditions for work of sensitive components. The enveloped MQ-4 have 6 pin, 4 of them are used to fetch signals, and other 2 are used for providing heating current.

Notification**1 Following conditions must be prohibited****1.1 Exposed to organic silicon steam**

Organic silicon steam cause sensors invalid, sensors must be avoid exposing to silicon bond, fixture, silicon latex, putty or plastic contain silicon environment

1.2 High Corrosive gas

If the sensors exposed to high concentration corrosive gas (such as H_2S , SO_x , Cl_2 , HCl etc), it will not only result in corrosion of sensors structure, also it cause sincere sensitivity attenuation.

1.3 Alkali, Alkali metals salt, halogen pollution

The sensors performance will be changed badly if sensors be sprayed polluted by alkali metals salt especially brine, or be exposed to halogen such as fluorin.

1.4 Touch water

Sensitivity of the sensors will be reduced when spattered or dipped in water.

1.5 Freezing

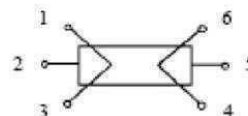
Do avoid icing on sensor's surface, otherwise sensor would lose sensitivity.

1.6 Applied voltage higher

Applied voltage on sensor should not be higher than stipulated value, otherwise it cause down-line or heater damaged, and bring on sensors' sensitivity characteristic changed badly.

1.7 Voltage on wrong pins

For 6 pins sensor, if apply voltage on 1、3 pins or 4、6 pins, it will make lead broken, and without signal when apply on 2、4 pins

**2 Following conditions must be avoided****2.1 Water Condensation**

Indoor conditions, slight water condensation will effect sensors performance lightly. However, if water condensation on sensors surface and keep a certain period, sensor' sensitivity will be decreased.

2.2 Used in high gas concentration

No matter the sensor is electrified or not, if long time placed in high gas concentration, it will affect sensors characteristic.

2.3 Long time storage

The sensors resistance produce reversible drift if it's stored for long time without electrify, this drift is related with storage conditions. Sensors should be stored in airproof without silicon gel bag with clean air. For the sensors with long time storage but no electrify, they need long aging time for stbilty before using.

2.4 Long time exposed to adverse environment

No matter the sensors electrified or not, if exposed to adverse environment for long time, such as high humidity, high temperature, or high pollution etc, it will effect the sensors performance badly.

2.5 Vibration

Continual vibration will result in sensors down-lead response then repute. In transportation or assembling line, pneumatic screwdriver/ultrasonic welding machine can lead this vibration.

2.6 Concussion

If sensors meet strong concussion, it may lead its lead wire disconnected.

2.7 Usage

For sensor, handmade welding is optimal way. If use wave crest welding should meet the following conditions:

2.7.1 Soldering flux: Rosin soldering flux contains least chlorine

2.7.2 Speed: 1-2 Meter/ Minute

2.7.3 Warm-up temperature: $100 \pm 20^\circ C$

2.7.4 Welding temperature: $250 \pm 10^\circ C$

2.7.5 1 time pass wave crest welding machine

If disobey the above using terms, sensors sensitivity will be reduced.

ตัวอย่างการคำนวณหาค่าแอลกอฮอล์

จงหาความหนาแน่นโมเลกุลของก๊าซเอทานอลในอากาศที่ความเข้มข้นของแอลกอฮอล์ร้อยละ 10 หรือ 50 mg/L ภายใต้เงื่อนไขที่ $27^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$; $66\% \pm 5\% \text{RH}$ ในหน่วย ppm และ ppb

กำหนดให้ $RS/RO = 0.952$

$$VRL = 0.138$$

จากสมการ $Ps = Vc^2 \times Rs / (Rs + RL)^2$

$Ps =$ Power of Sensitivity body

$$Vc^2 = \leq 24V \text{ DC}$$

$Rs =$ Rs(in air)/Rs(50 mg/L Alcohol ≥ 5)

$$= (0.952)(\leq 0.6(R_{300\text{ppm}}/R_{100\text{ppm}} \text{ Alcohol})) / (0.952)(50\text{mg/L Alcohol} \geq 5)$$

$$= (0.952)(\leq 0.6(31\Omega \pm 3\Omega(27^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C};$$

$$66\% \pm 5\% \text{RH})_{300\text{ppm}} / (0.952)(\leq 0.6(31\Omega \pm 3\Omega(27^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}; 66\% \pm 5\% \text{RH})_{100\text{ppm}}) / (0.952)(50 \text{ mg/L Alcohol} \geq 5)$$

$$Rs + RL^2 = Rs + 0.138^2$$

แทนค่าในสมการ

$$Ps = (\leq 24V)^2 \times (RS(\text{in air}) / RS(50 \text{ mg} / \text{L Alcohol} \geq 5)) / (RS + 0.138V)^2$$

$$Ps = (\leq 576V) \times (0.952)(\leq 0.6(R_{300\text{ppm}} / R_{100\text{ppm}})) / (0.952)(50 \text{ mg} / \text{L Alcohol} \geq 5) / (RS + 0.138V)^2$$

$$Ps = (\leq 576V) \times (0.952)(\leq 0.6(31\Omega \pm 3\Omega(27^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}; 66\% \pm 5\% \text{RH}))_{300\text{ppm}} / (31\Omega \pm 3\Omega(27^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}; 66\% \pm 5\% \text{RH}))_{100\text{ppm}}) / (0.952)(50 \text{ mg} / \text{L Alcohol} \geq 5) / (RS + 0.138V)^2$$

$$Ps = (\leq 576V) \times (0.952)(\leq 0.6(201.96 / 605.88)) / (0.952)(50 \text{ mg} / \text{L Alcohol} \geq 5) / (RS + 0.138V)^2$$

$$Ps = (\leq 576V) \times (0.952)(0.333) / (0.952)(50 \text{ mg} / \text{L Alcohol} \geq 5) / (RS + 0.138V)^2$$

$$Ps = (\leq 576V) \times (0.3170) / (47.6) \text{ mg} / \text{L Alcohol} \geq 5 / (RS + 0.138V)^2$$

$$Ps = (\leq 575V) \times (0.0066) \text{ mg} / \text{L Alcohol} \geq 5 / (0.0066 + 0.138V)^2$$

$$Ps = (3.8016) / (0.1446)^2 \text{ mg} / \text{L Alcohol} \geq 5$$

$$Ps = (3.8016) / (0.0209) \text{ mg} / \text{L Alcohol} \geq 5$$

$$Ps = 181.8947 \text{ mg} / \text{L Alcohol} \geq 5$$

เปลี่ยนจากหน่วย mg/L ให้เป็นหน่วย ppm หรือ ppb ดังนี้

$$\text{ppm} = (181.8947)(10)$$

$$1818.947 \text{ หรือ } 1819 \text{ ppm}$$

$$\text{ppb} = (181.8947)(1000)$$

$$18189.47 \text{ หรือ } 18190 \text{ ppb}$$

ที่ความเข้มข้นของแอลกอฮอล์ร้อยละ 10 สามารถวัดความเข้มข้นของโมเลกุลก๊าซเอทานอลในอากาศได้ 1819 ppm หรือ 18190 ppb

ตัวอย่างการคำนวณการเตรียมสารละลาย

Alcohol biosensor process

Preparation of Chemical

Stock Phosphate buffer solution 100 mL



NaH₂PO₄ 1 kg



Na₂HPO₄ 1 kg



คำนวณหาปริมาตรสารละลายจากสมการ

$$\text{จากสูตร } M = \frac{\text{wt. (g)}}{MW} \times \frac{1}{L}$$

ใช้ความเข้มข้น 0.1 mol/L ของ NaH₂PO₄ และ Na₂HPO₄ โดยชั่ง NaH₂PO₄ มา 0.71 g และ Na₂HPO₄ 0.6 g ละลายน้ำปริมาณเล็กน้อยแล้วถ่ายใส่ขวดวัดปริมาตรขนาด 50 mL

ผสมเข้าด้วยกัน ปรับค่า pH ด้วย NaOH และ HCl

1. เตรียมสารละลาย Na₂HPO₄ ความเข้มข้น 0.1 mol/L ปริมาตร 50 mL

$$\text{จากสูตร } M = \frac{\text{wt. (g)}}{M.W.} \times \frac{1}{L}$$

วิธีคำนวณ

มวลโมเลกุล (M.W.) ของ Na₂HPO₄ เท่ากับ 141.95 g/mol

$$\text{แทนค่าในสมการ } 0.1 \text{ mol} = \frac{\text{wt. (g)}}{141.95 \text{ g/mol}} \times \frac{50 \text{ mL}}{1,000 \text{ mL}}$$

$$\text{wt. (g)} = (0.1 \text{ mol})(141.95 \text{ g/mol}) \times \frac{50 \text{ mL}}{1,000 \text{ mL}}$$

$$\text{wt. (g)} = 0.71 \text{ g}$$

ดังนั้นเตรียมสารละลาย Na₂HPO₄ ความเข้มข้น 0.1 mol ปริมาตร 50 mL ต้องชั่ง Na₂HPO₄ มา 0.71 g ละลายน้ำปริมาณเล็กน้อยแล้วถ่ายใส่ขวดวัดปริมาตรขนาด 50 mL

2. เตรียมสารละลาย NaH_2PO_4 ความเข้มข้น 0.1 mol/L ปริมาตร 50 mL

จากสูตร
$$M = \frac{wt.(g)}{M.W.} \times \frac{1}{L}$$

วิธีคำนวณ

มวลโมเลกุล (M.W.) ของ NaH_2PO_4 เท่ากับ 119.96 g/mol

แทนค่าในสมการ
$$0.1 \text{ mol} = \frac{wt.(g)}{119.96 \text{ g/mol}} \times \frac{50 \text{ mL}}{1,000 \text{ mL}}$$

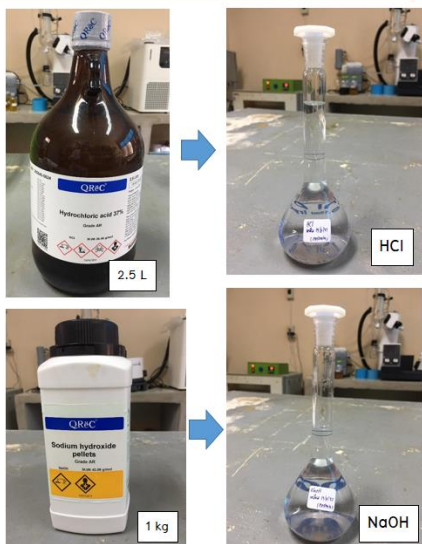
$$wt.(g) = (0.1 \text{ mol}) (119.96 \text{ g/mol}) \times \frac{50 \text{ mL}}{1,000 \text{ mL}}$$

$$wt.(g) = 0.6 \text{ g}$$

ดังนั้นเตรียมสารละลาย NaH_2PO_4 ความเข้มข้น 0.1 mol ปริมาตร 50 mL ต้องชั่ง NaH_2PO_4 มา 0.6 g ละลายน้ำปริมาณเล็กน้อยแล้วถ่ายใส่ขวดวัดปริมาตรขนาด 50 mL

Alcohol biosensor process (More)

Preparation NaOH and HCl solution 100 mL



คำนวณหาปริมาตรสารละลายจากสมการ

จากสูตร
$$M = \frac{wt.(g)}{M.W.} \times \frac{1}{L}$$

ใช้ความเข้มข้น 0.1 mol/L ของ NaOH และ HCl โดยชั่ง NaOH มา 0.4 g และเปิดสารละลาย HCl 0.15 mL ละลายน้ำปริมาณเล็กน้อยแล้วถ่ายใส่ขวดวัดปริมาตรขนาด 100 mL

3. เตรียมสารละลาย NaOH ความเข้มข้น 0.1 mol/L ปริมาตร 100 mL

จากสูตร $M = \frac{wt.(g)}{M.W.} \times \frac{1}{L}$

วิธีคำนวณ

มวลโมเลกุล (M.W.) ของ NaOH เท่ากับ 40.00 g/mol



แทนค่าในสมการ $0.1 \text{ mol} = \frac{wt.(g)}{40.00 \text{ g/mol}} \times \frac{100 \text{ mL}}{1,000 \text{ mL}}$

$$wt.(g) = (0.1 \cancel{\text{mol}})(40.00 \text{ g} / \cancel{\text{mol}}) \times \frac{100 \cancel{\text{mL}}}{1,000 \cancel{\text{mL}}}$$

$$wt.(g) = 0.4 \text{ g}$$

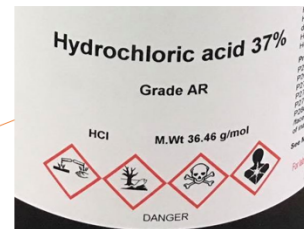
ดังนั้นเตรียมสารละลาย NaOH ความเข้มข้น 0.1 mol ปริมาตร 100 mL ต้องชั่ง NaOH มา 0.4 g ละลายน้ำปริมาณเล็กน้อยแล้วถ่ายใส่ขวดวัดปริมาตรขนาด 100 mL

4. เตรียมสารละลาย HCl ความเข้มข้น 0.1 mol/L ปริมาตร 100 mL

จากสูตร $M = \frac{wt.(g)}{M.W.} \times \frac{1}{L}$

วิธีคำนวณ

มวลโมเลกุล (M.W.) ของ HCl เท่ากับ 36.46 g/mol



แทนค่าในสมการ $0.1 \text{ mol} = \frac{wt.(g)}{36.46 \text{ g/mol}} \times \frac{100 \text{ mL}}{1,000 \text{ mL}}$

$$wt.(g) = (0.1 \cancel{\text{mol}})(36.46 \text{ g} / \cancel{\text{mol}}) \times \frac{100 \cancel{\text{mL}}}{1,000 \cancel{\text{mL}}}$$

$$wt.(g) = 0.15 \text{ g}$$

ดังนั้นเตรียมสารละลาย HCl ความเข้มข้น 0.1 mol ปริมาตร 100 mL บีบเปิด HCl มา 0.15 mL ละลายน้ำปริมาณเล็กน้อยแล้วถ่ายใส่ขวดวัดปริมาตรขนาด 100 mL

5. มีสารละลาย Glutaric dialaehyde 25 wt. % โดยปริมาตร ต้องการเตรียมสารละลาย Glutaric dialaehyde 2.5 wt. % ปริมาตร 100 mL

จากสูตร $C_1V_1 = C_2V_2$

C_1 = ความเข้มข้นของสารละลายที่มีอยู่ 25 % wt. โดยปริมาตร
 V_1 = ปริมาตรของสารละลายที่ต้องการเตรียม
 C_2 = ความเข้มข้นของสารละลายที่ต้องการเตรียม 2.5 % wt.
 V_2 = ปริมาตรของสารละลายที่ต้องการเตรียม 100 mL

แทนค่าในสมการ (25 % wt.) (V_1) = (2.5 % wt.) (100 mL)

$$V_1 = \frac{(2.5\% \text{ wt.})(100 \text{ mL})}{25\% \text{ wt.}}$$

$$V_1 = 10 \text{ mL}$$

ดังนั้นปริมาตรสารละลาย Glutaric dialaehyde 25 wt. % มา 10 mL แล้วปรับปริมาตรด้วยน้ำกลั่น 90 mL จะได้สารละลาย Glutaric dialaehyde 2.5 wt. %

6. เตรียมแอลกอฮอล์ (C_2H_5OH) ความเข้มข้นร้อยละ 15 จากเหล้าขาวความเข้มข้นร้อยละ 40 ปริมาตร 330 mL ดังนี้

จากสมการ $C_1V_1 = C_2V_2$

C_1 = ความเข้มข้นเริ่มต้นร้อยละ 40
 C_2 = ความเข้มข้นที่ต้องการร้อยละ 15
 V_1 = ปริมาตรเริ่มต้น ?
 V_2 = ปริมาตรที่ต้องการ 330 mL

แทนค่าในสมการ $C_1V_1 = C_2V_2$

$$(40) V_1 = (15) (330) \text{ mL}$$

$$(V_1) = \frac{(15) (330) \text{ mL}}{40}$$

$$V_1 = 123.75 \text{ mL}$$

ดังนั้นตวงเหล้าขาวร้อยละ 40 ปริมาตร 123.75 mL จะได้แอลกอฮอล์ที่มีความเข้มข้นร้อยละ 15

ค่าคงที่แลตทิซ

สมการการหาค่าคงที่แลตทิซ หาได้จาก

$$d_{hkl} = \frac{\alpha}{\sqrt{h^2 + k^2 + l^2}}$$

วิธีทำ

1. หาระยะห่างระหว่างระนาบผลึก

กำหนด $\lambda = 1.5406 \text{ \AA}$; มุม θ หน่วยเป็นเรเดียน แทนค่ามุม θ ในหน่วยเรเดียนในสมการจะได้ค่า d-spacing

$$2d_{hkl} \sin \theta = n\lambda$$

ที่ระนาบ (111) ; $d_{hkl} = 2.35044 \text{ \AA}$

2. หาค่าคงที่แลตทิซ (Lattice Constant)

Cubic ; $d_{hkl} = \frac{\alpha}{\sqrt{h^2 + k^2 + l^2}}$

ที่ระนาบ (111) ; $2.35044 = \frac{\alpha}{\sqrt{l^2 + l^2 + l^2}}$

$$\alpha = 2.35044(\sqrt{3})$$

$$\alpha = 4.072$$

ภาคผนวก ข

ผลงานตีพิมพ์และเผยแพร่

Insawang, M., Chaarmart, K., & Seetawan, T. (2022). Development of Biosensors for Ethanol Gas Detection. *Instrumentation Mesure Métrologie*, 21(2), 49–57.



Development of Biosensors for Ethanol Gas Detection

Mekhala Insawang¹, Kongphope Chaarmart², Tosawat Seetawan^{1*}

¹ Physics Program, Faculty of Science and Technology, Sakon Nakhon Rajabhat University, Sakon Nakhon 47000, Thailand

² Electrical and Electronic Program, Faculty of Industrial Technology, Sakon Nakhon Rajabhat University, Sakon Nakhon 47000, Thailand

Corresponding Author Email: t_seetawan@snru.ac.th

<https://doi.org/10.18280/i2m.210203>

ABSTRACT

Received: 5 February 2022

Accepted: 9 April 2022

Keywords:

alcohol biosensor, thin film electrode, DC magnetron sputtering method, gas sensor

This work developed a biosensor for the measurement of ethanol gas in the air. The biosensors were synthesized by mixing signal layer materials containing SiO₂ and polyimide (PI) substrates using the enzyme Alcohol Dehydrogenase (ADH) and coenzyme Nicotinamide Adenine Dinucleotide (NAD⁺) as a biosensor. The electrodes were coated on biosensors by DC magnetron sputtering method for test the response performance of the developed biosensors. The ADH/NAD⁺ was immobilized on the Ag electrode by Glutaric dialdehyde 25 wt. % cross-linking procedure. It was found that, alcohol biosensors can be exhibited sensing ethanol gas at even low concentrations from 300 ppb to very high concentrations up to 1900 ppm, response time 3 s, recovery times 1-2 minutes and good sensitivity. The SiO₂ substrate has excellent, which provides significant advantages for wearable electronic device that compact, easy to use and reduce direct contact with alcoholics. The alcohol biosensors can adoption in next generation to other electronic devices, because easy to integrate, such as a module alcohol biosensor with wireless or the fabrication of the RCL circuit. Furthermore, the alcohol biosensors based on SiO₂/Ag/ADH, PI/Ag/ADH is artificial intelligence strategy for stable practical wearable electronic devices.

1. INTRODUCTION

Blood alcohol determination plays an important role in laboratory medicine and forensic medicine for several reasons [1, 2]. Driving under the influence of alcohol represents a major safety concern due to the synergistic or additive effect of these substances of abuse. Cause in traffic accident such as car or motorcycle accident. Hence, rapid road-site testing of these substances is highly desired to reduce risks of fatal accidents [3]. Corresponding with the road traffic laws in Thailand and many countries, which stipulate that blood alcohol concentration 200 ppm violation of the Act. Artificial intelligence in practical capable strategy of physics, chemistry and biology sensing and diversity sensing have broadened the scope of various sensing applications to wearable electronics, especially for the wireless monitoring [4]. For example, the MQ-3 gas sensor module for detecting alcohol. MQ-3 Semiconductor sensor for alcohol gas has good sensitivity to alcohol in wide range and has advantages such as long lifespan. It is with low cost and suitable for various applications of detecting alcohol at different concentration and simple drive circuit. It is widely used in domestic alcohol gas alarm, industrial alcohol gas alarm and portable alcohol detector [5].

Nowadays, there are many methods are being used for alcohol measurement, such as spectrometric analysis and chromatographic analysis or breathalyzer, where the alcohol concentration or refractivity is detected [6, 7]. However, these methods are time-consuming and complex to perform laborious sample pre-treatment. In addition, expensive analytical apparatuses are necessary [8]. Including

breathalyzer analysis methods the results can be analyzed by inhaling the breath alcohol tester through the alcohol mouthpiece (mouthpiece plastic) [9]. Direct contact between the drinker and the detector, and it is necessary to constantly change the alcohol mouthpiece. Thus, there is an increasing requirement for rapid, accurate and inexpensive methods for blood alcohol determination [10]. Alcohol biosensors is another interesting and suitable alternative, because biosensors have biological substances such as enzyme used as a detector for the substance to be measured, and the choice of enzyme alcohol biosensors will give a specific response to the substance to be measured (ethanol) [11]. We are selected enzyme ADH immobilized on electrode. The resulting enzyme electrode exhibits excellent electrocatalysis for the oxidation of reduced NAD⁺ [12]. Enzyme dehydrogenase catalyzes oxidation in the conditions of oxygen as a co-substrate (in smooth chemical conditions). This approach based on chemical bonding of the cofactor (which was checked by infrared spectroscopy method) led to good performances in terms of long-term stability of the electrochemical response [13]. Thus, avoiding interferences due to the presence of oxidizable substances in samples [14-16]. We decided to use 2 materials such as Silicon dioxide and PI for structure thin film. 1. Silicon that have properties metal oxide semiconductors are widely used as sensor materials because of many advantages, high sensitivity, fast response, recovery, and low detection limits over other semiconductors [17-20]. Including have a large surface area. The porous structure improves gas absorption efficiency, because the high surface-to-volume ratio [21, 22]. 2. PI is regarded as high-performance

polymers because of their excellent chemical, thermal and irradiation stability, high mechanical strength and reliable electrical insulation. Nowadays there are state-of-the-art microelectronic applications [23, 24]. PI has found applications as enzyme immobilization membrane, due to their good chemical stability and low reactivity [25-28]. Moreover, we selected Ag used as electrodes for the fabricated to alcohol biosensors and module alcohol biosensors for wearable electronics devices. Ag it has excellent electrical conductivity, excellent repeatability and durability [29-32]. Flexing endurance and are broadly used in flexible electrodes and flexible sensors [33]. Thus, Ag is suitable for use as electrodes.

Therefore, the researcher is interested in developing Biosensors for the detection of ethanol gas for wearable electronic devices. Reduce direct contact with drinkers, high sensitivity, selectivity, rapid response and stability. Inexpensive compared to breath alcohol monitors. Then, we are selected MQ-3 gas sensor module used to it as prototype equipment due to inexpensive. Fabrication module alcohol biosensor for wearable electronic devices. 2 materials such as SiO₂ and PI use to Structure of thin film. Enzyme ADH and coenzyme NAD⁺ was used as biosensors, immobilization on Ag electrode by DC magnetron sputtering method. The efficiency of response alcohol biosensors developed was tested. Alcohol biosensors module and module alcohol biosensors for wearable electronic devices compare with MQ-3 gas sensor module prototype equipment. Furthermore, the technology has been applied to the development of sensors. Next generations, in this work, can be apply or connect to other wearable electronic devices, or used for further analysis of substances.

2. EXPERIMENTAL

2.1 Synthesis thin film by DC magnetron sputtering

2.1.1 Preparation signal layer structure

5-mm thick SiO₂ and PI substrate was ultrasonic cleaner with acetone and deionized water using times 10 minutes. After that 5-mm SiO₂, PI was take dried under nitrogen flow at temperature 250°C for 4 h for clean the structure by used Tube furnace.

2.1.2 Synthesis thin film

Formation a pattern of Ag electrode by DC magnetron sputtering methods, it consists of a DC power supply, Magnetron Sputtering Gun inside the vacuum and magnetron sputtering gun cooling system. After that preparation thin film in the vacuum chamber at base pressure 2.1 mT under Ar gas atmosphere Ar 99.99%, flow rating 23.3±0.1 cm³/min and total working pressure 50 mT. Constant frequency DC high voltage power supplies 17.24 kHz adjust the current/potential at the cathode terminals while sputtering, to find the right conditions. The signal layer structure is far from the sputtering target 5.0 cm, during sputtering there is no heating, while doing it takes 15 minutes. Which is the optimum time condition for thin film preparation.

2.2 Alcohol biosensor process

2.2.1 Chemicals

Alcohol Dehydrogenase from *Saccharomyces cerevisiae* ≥ 300 units/mg protein were obtained from Sigma chemical

company, and beta-Nicotinamide Adenine Dinucleotide hydrate 98+% (from Germany) used as received. Glutaric dialdehyde 25 wt.% solution in water obtained from Belgium, was diluted to 2.5 wt.% with deionized water. Albumine bovine serum for biochemistry additional reagent IGSS protease was obtained from United States of America. After that, preparation of the phosphate buffer solution by prepared with 0.1 mol/L Na₂HPO₄ and 0.1 mol/L NaH₂PO₄. Next process, all solutions was made up with deionized water. The ADH stock solution were preparation with 100 μL phosphate buffer solution (pH 7.5) and stored at 4°C.

2.2.2 Biosensor process

ADH/NAD⁺ was immobilized on the Ag electrode by glutaric dialdehyde/Albumine bovine serum cross-linking procedure. Enzymes solution was obtained by dissolving 3 mg of ADH and 6 mg of NAD⁺ in 100 μL of 0.1 mol/L (pH 7.5) phosphate buffer solution. ADH and NAD⁺ mixed with vigorous stirring, containing 8 mg Albumine bovine serum. And then the glutaric dialdehyde (2.5 wt. %) was dilute to 2.5% wt, 1.9% wt up to a final concentration of a 0.9% wt. with deionized water. The Glutaric dialdehyde 2.5% wt. which is a bifunctional cross-linking agent was added to the ADH/NAD⁺ solution. In the process, the solution was completely mixed. Next steps, the Ag electrodes was immobilized on ADH solution by used micropipettes size 10-100 μl, 10±20 μl enzyme solution was immobilized on them. This procedure, we can take repeated two or three times. After that, the enzyme electrodes was placed in a desiccator for sometimes to the gel formation. The resulting enzyme electrodes as receptor (defined as SiO₂/Ag/ADH, PI/Ag/ADH) and kept dry enzyme structure in phosphate buffer solution (pH 7.5) in refrigerator at 4°C 5 h before use.

2.3 Analytical method

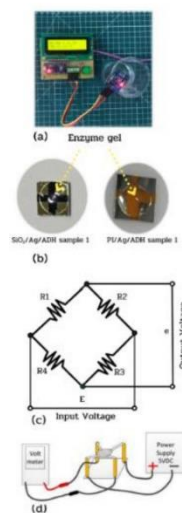


Figure 1. The ethanol gas test

Figure 1 shows the ethanol gas test (a) shown the Ethanol gas response to the MQ-3 alcohol biosensor module. (b) developed signal layer structure material, in figure for the structure of SiO₂/Ag/ADH sample 1 and PI/Ag/ADH sample 1. (c) shown the sensor bridge circuit (d) ethanol gas response test of Module Alcohol biosensor for wearable electronic devices.

3. RESULT AND DISCUSSION

3.1 XRD analysis

The X-ray diffraction pattern of Ag thin film deposition on SiO₂ and PI substrates shown in Figures 2, 3. The X-ray diffraction patterns of SiO₂ were found at an angle equal 38.3 and 44.3 degree. The X-ray diffraction pattern of SiO₂ is considered which uses the reference position from the ICDD standard number 00-047-1300, was found SiO₂ had a plane equal (211), (202), (212), (203), (302) and (114), respectively. The Ag thin film can be observed and the peak namely (111), (200) according to ICDD number card (00-004-0783) cubic type by plane (111) is Preferred Orientation. It can be said that the thin film coated on SiO₂ material is Ag thin film. As for the Ag thin films coated on the PI material, X-ray diffraction and plane diffraction patterns of the Ag thin films were observed in the same way, there are angles equal 38.3 and 44.3 degree. Crystallite size and lattice constant of main peak (111) are shown in Figure 4, were calculate the lattice constant of the Ag thin film prepared for installation from Eq. (1):

$$d_{hkl} = \frac{a}{\sqrt{h^2 + k^2 + l^2}} \quad (1)$$

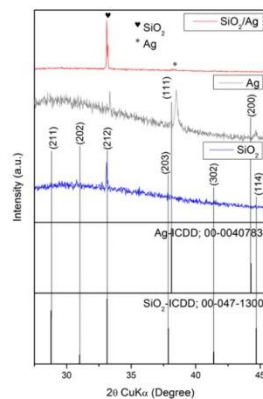


Figure 2. Comparison XRD pattern of thin film Ag based on SiO₂ at deposition times 15 minutes

The grain size was calculated by Scherrer equation from Eq. (2):

$$L_s = \frac{k\lambda}{\beta \cos \theta} \quad (2)$$

where, k is constant safe factor 0.9 for Face-centered cubic structure, λ is X-ray diffraction length $CuK\alpha=1.5406 \text{ \AA}$, β is full width half maximum intensity (FWHM), θ is the Bragg angle and compare to standard as shown in Table 1.

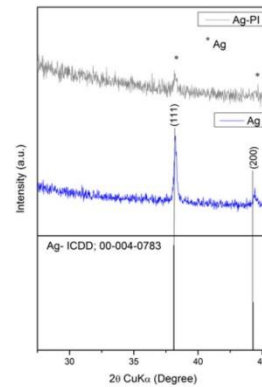


Figure 3. Comparison XRD pattern of thin film Ag based on PI at deposition times 15 minutes

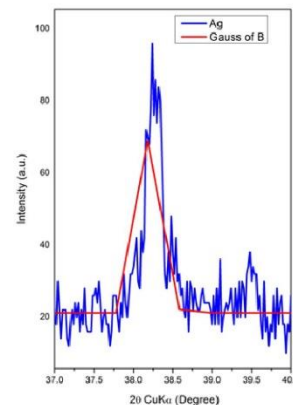


Figure 4. Equiangular X-ray diffraction pattern at an angle equal 2θ to 38.1164 degree

Table 1. A standard and calculated comparison of Ag thin film crystal structure

| Standard (ICDD: 00-004-0783) | | | | Ag thin film synthetic | | | | |
|------------------------------|---------------|-------|----------------------|-------------------------|---------------|----------|-------------------------|----------------------|
| Peak position (2 theta) | D-spacing (Å) | (hkl) | Lattice constant (Å) | Peak position (2 theta) | D-spacing (Å) | FWHM (Å) | Crystallite size D (nm) | Lattice constant (Å) |
| 38.116 | 2.359 | 111 | 4.086 | 38.261 | 2.350 | 0.262 | 31.985 | 4.072 |

3.2 SEM analysis

Microstructure, the SEM characterization showed the surface morphology of Ag thin film deposited on SiO₂ and PI substrate at different magnification 5.000x and 10.000x shown in Figure 5, Figure 5 (a) (b) shown Ag thin film on SiO₂ and PI at magnifications 5.000x and Figure 5 (c) (d) shown Ag thin film on SiO₂ and PI at magnifications 10.000x. The morphology of Ag thin films with a thickness of 1 μm coated on SiO₂ and PI materials has a smooth surface. Ag thin films coated on SiO₂ materials have a smoother and more graven surface than Ag thin films coated on PI materials, are under the same sputtering conditions.

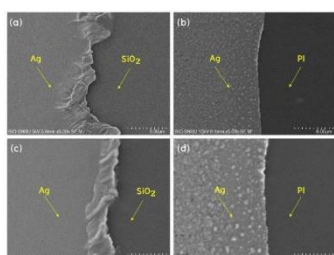


Figure 5. The SEM image of Ag thin film deposited on SiO₂ and PI substrate at magnifications 5.000x and 10.000 x

3.3 Sensing performance of Module Alcohol biosensors

Module alcohol biosensors for wearable electronic devices, as illustrated in Figure 6. Figure 6 (a) (b) is Module alcohol biosensor based on SiO₂/Ag/ADH sample 1, Figure 6 (c) (d) is Module alcohol biosensor based on SiO₂/Ag/ADH sample 2, Figure 6 (e) (f) is Module alcohol biosensor based on PI/Ag/ADH sample 1 and Figure 6 (g) (h) is Module alcohol biosensor based on PI/Ag/ADH sample 2. Module alcohol biosensors it can be detected to different gasses to ethanol are under conditions and general environment. All tests are under standard test condition at 25°C±2°C; 65%±5%RH of alcohol and 31°C±2°C; 66%±5%RH of alcohol in the general environment, respectively. Nevertheless, Module alcohol biosensor based on SiO₂/Ag/ADH and PI/Ag/ADH sample 2 tasted by Digital Multimeter Sefram series 7332 brand. In addition, Module alcohol biosensor based on SiO₂/Ag/ADH, PI/Ag/ADH sample 1 used a DC power supply to test by supplying 5 V to them, and then compare with resistance before and after exposure molecule ethanol gas in the air.

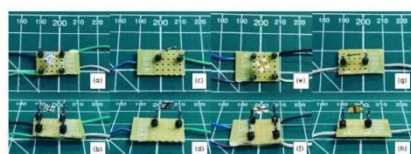


Figure 6. Module alcohol biosensors for wearable electronic devices developed

Electrical Resistivity (RS/RO) measurement of Module alcohol biosensors for wearable electronic devices, as

illustrated in Figures 7, 8. The value ordinate means resistance (R) ratio of the sensor (RS/RO), abscissa is concentration of gasses. RS means resistance in different gasses, RO means resistance of sensor in 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35 and 40% ethanol concentrations, respectively. Good instrument performance must be within an RS/RO value in the dynamic range of 0.001 to 0.999. If the value of ethanol in the air is more than the sensor can detect, the sensor will read a value 0, and if the sensor reads an RS/RO value greater than 1 that mean the volume of ethanol in the air that the sensor can detect in low concentration.

Experimental result it was found that, Module alcohol biosensor based on SiO₂/Ag/ADH sample 1 has an RS/RO range between 0.191 to 22.09 are under conditions and 0.461 to 2.609 in the general environment. Module alcohol biosensor based on SiO₂/Ag/ADH sample 2 has an RS/RO range 1.7 to 12.49 are under conditions and 5.56 to 11.66 in the general environment. Next, Module alcohol biosensor based on PI/Ag/ADH sample 1 has an RS/RO range 1.786 to 11.622 are under conditions, 5.964 to 10.928 in the general environment and Module alcohol biosensor based on PI/Ag/ADH sample 2 has an RS/RO range 4.426 to 20.81 are under conditions and 0.85 to 5.794 in the general environment.

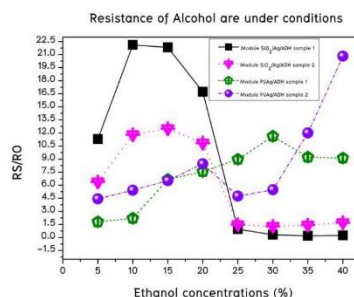


Figure 7. The typical sensitivity characteristics of the module alcohol biosensors are under conditions at temperature 25°C

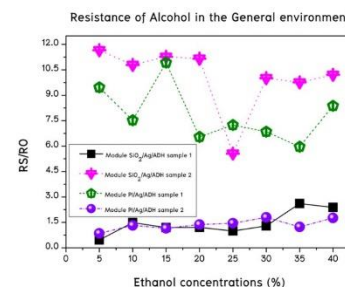


Figure 8. The typical sensitivity characteristics of the module alcohol biosensors in the general environment

Figure 7 can be seen that the alcohol concentration ranges from 5% to 20%, Module alcohol biosensor based on PI/Ag/ADH sample 1, 2 better responses to ethanol gas more than Module alcohol biosensor based on SiO₂/Ag/ADH sample 1, 2. Module alcohol biosensor SiO₂/Ag/ADH sample

1, 2 is more responsive to ethanol gas at the alcohol concentration range of 25% to 40% are under conditions.

It can be seen that the Module alcohol biosensors for wearable electronic devices based on $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 and $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2 better response to ethanol gas more than Module alcohol biosensor based on $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2 and Module alcohol biosensor based on $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 in all concentrations of alcohol are under general environment (Figure 8). The results of the intensive experiments confirmed the efficiency of the effective material selection and inexpensive, that PI material is cheaper compared to SiO_2 .

From the above information, it can be concluded that, Module alcohol biosensors for wearable electronic devices can response to ethanol gas in the air by estimated RS/RO value has changed. Next steps, we will modifications Module alcohol biosensors for electronic devices by fabrication with MQ-3 gas sensor module used as an equipment prototype for used sensors for detecting ethanol gas in type compact and easy to use. We selected MQ-3 gas sensor module as an equipment prototype because cheap cost around 60 baths in Thai and just equal 2 USD.

3.4 Sensing performance of MQ-3 Alcohol biosensors module developed

Wearable platforms are an artificial intelligent interest in this generation, after are made module alcohol biosensors, recent advance have been made by incorporating MQ-3 gas sensor module equipment prototype, as illustrated in Figure 9 and shows structure of them. Figure 9 (a) (b) are MQ-3 gas sensor module shown the internal structure which compound $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{Au}/\text{SnO}_2$, Figure 9 (c) (d) are MQ-3 alcohol biosensor module shown the internal structure which compound $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1, Figure 9 (e) (f) are MQ-3 alcohol biosensor module shown the internal structure which compound $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 and Figure 9 (g) (h) is MQ-3 alcohol biosensor module shown the internal structure which compound $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2, respectively.

Accordingly, we demonstrated wirelessly operable MQ-3 alcohol biosensors module with MQ-3 gas sensor module by supplying 5 V DC power supply. Rapid response to ethanol gas in both (RS/RO) value of the MQ-3 gas sensor module with MQ-3 alcohol biosensors module developed shown in Figures 10, 11. We used MQ-3 gas sensor module is reference and calibrations with MQ-3 alcohol biosensors module developed. The MQ-3 alcohol biosensors module developed are test under standard condition test at $25^\circ\text{C}\pm 2^\circ\text{C}$; $65\%\pm 5\%\text{RH}$ of alcohol and $31^\circ\text{C}\pm 2^\circ\text{C}$; $65\%\pm 5\%\text{RH}$, $31^\circ\text{C}\pm 2^\circ\text{C}$; $66\%\pm 5\%\text{RH}$, $29^\circ\text{C}\pm 2^\circ\text{C}$; $66\%\pm 5\%\text{RH}$ and $27^\circ\text{C}\pm 2^\circ\text{C}$; $65\%\pm 5\%\text{RH}$ of alcohol in the general environment.

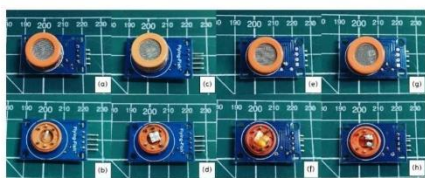


Figure 9. Structure of MQ-3 gas sensor module with MQ-3 Alcohol biosensors module developed

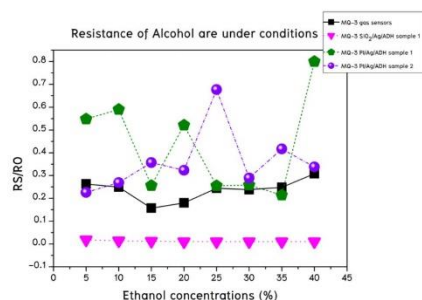


Figure 10. The typical sensitivity characteristics of the MQ-3 gas sensor module with MQ-3 alcohol biosensors module developed are under conditions temperature at 25°C

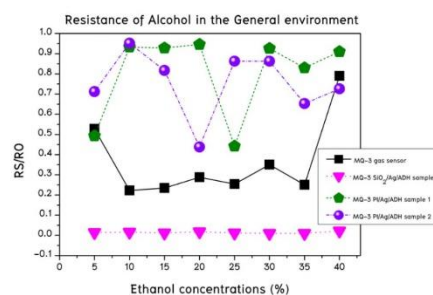


Figure 11. The typical sensitivity characteristics of the MQ-3 gas sensor module with MQ-3 alcohol biosensors module developed in the general environment

When exposure to ethanol gas MQ-3 alcohol biosensors module as illustrated in Figures 10, 11, RS/RO data will be chance when enzymatic oxidation of ethanol gas in the air. ADH defined as receptor, the RS/RO value shown a value of 1, which means no ethanol molecules in the air. It was found that, firstly MQ-3 gas sensor module equipment prototype has an RS/RO value in the range 0.18 to 0.308 and 0.222 to 0.79. Secondly, MQ-3 alcohol biosensor based on $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 has an RS/RO value in the range 0.014 to 0.01 and 0.012 to 0.022. Thirdly, MQ-3 alcohol biosensor based on $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 has an RS/RO value in the range 0.214 to 0.59 and 0.442 to 0.946. And last MQ-3 alcohol biosensor based on $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2 has an RS/RO value in the range 0.226 to 0.677 and 0.4383 to 0.952 are tests under standard conditions and general environment. Figures 10, 11 show response efficiency to ethanol gas of biosensors. In conclusion, MQ-3 alcohol biosensors based on $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1, 2 response better to ethanol gas more than MQ-3 gas sensor module equipment prototype and MQ-3 alcohol biosensors based on $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 are under conditions. In general environment, it was found that MQ-3 alcohol biosensor based on $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1, 2 responses better to ethanol gas more than MQ-3 gas sensor module equipment prototype and MQ-3 alcohol biosensors based on $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 also even under general environment.

3.5 Power of Sensitivity (Ps) body of the MQ-3 Alcohol biosensors module developed

Ps of MQ-3 Alcohol biosensors module developed with the MQ-3 gas sensor module are under conditions at $\leq 0.6(31\Omega \pm 3\Omega)$ $25^\circ\text{C} \pm 2^\circ\text{C}$; $65\% \pm 5\% \text{RH}$ of alcohol and under general environment at $\leq 0.6(31\Omega \pm 3\Omega)$ $31^\circ\text{C} \pm 2^\circ\text{C}$; $65\% \pm 5\% \text{RH}$, $31^\circ\text{C} \pm 2^\circ\text{C}$; $66\% \pm 5\% \text{RH}$, $29^\circ\text{C} \pm 2^\circ\text{C}$; $66\% \pm 5\% \text{RH}$ and $27^\circ\text{C} \pm 2^\circ\text{C}$; $65\% \pm 5\% \text{RH}$. As illustrated in Figures 12, 13 were calculate by Eq. (3):

$$P_s = V_c^2 \times R_s / (R_s + R_L)^2 \quad (3)$$

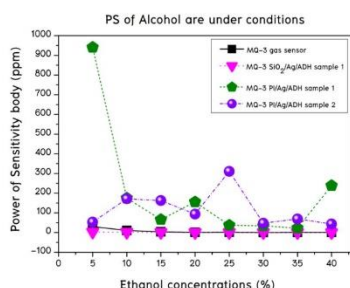


Figure 12. Ps body of the MQ-3 alcohol biosensors module developed with MQ-3 gas sensor module exposure to ethanol are under conditions temperature at 25°C

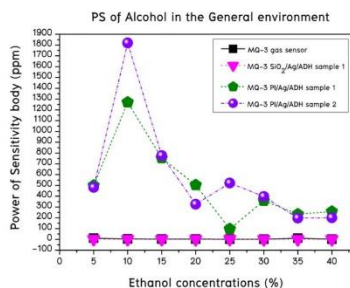


Figure 13. Ps body of the MQ-3 alcohol biosensors module developed with MQ-3 gas sensor module exposure to ethanol gas in general environment

Figures 12, 13 show the Ps body of the MQ-3 alcohol biosensors module developed with MQ-3 gas sensor module exposure to ethanol gas. It was found that, are under conditions the MQ-3 gas sensor module can detected ethanol gas dynamic range 1 to 30 ppm and 1 to 10 ppm in the general environment. As illustrated in Figures 12, 13. Our MQ-3 alcohol biosensors module it can be detected ethanol gas in the air in dynamic range 309 ppb to 941 ppm by MQ-3 alcohol biosensor based on $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 it can be detected at 309 ppb to 3 ppm, MQ-3 alcohol biosensor based on $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 it can be detected at 23 to 941 ppm and MQ-3 alcohol biosensor based on $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2 it can be detected at 44 to 311 ppm, as illustrated in Figure 12. In general environment, Our MQ-3 alcohol biosensors module it can be detected ethanol gas in dynamic range 309 ppb to 1900 ppm.

The MQ-3 alcohol biosensor based on $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 it can be detected at 309 ppb to 3 ppm, MQ-3 alcohol biosensor based on $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 it can be detected at 97 to 1270 ppm and MQ-3 alcohol biosensor based on $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2 it can be detected at 197 to 1819 ppm. Thus, the MQ-3 alcohol biosensor based on $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1, 2 can detected ethanol gas over a wider range of alcohol concentrations and suitable the most.

The Diagram showing the detector operation when the receptor detects ethanol gas of the MQ-3 alcohol biosensors module developed, coupled enzymatic oxidation of ethanol gas in the air as illustrated in Figure 14.

ENZYMATIC OXIDATION

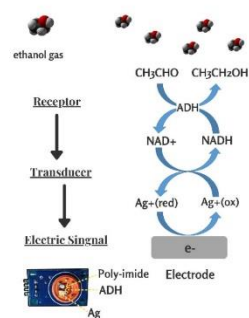


Figure 14. Enzymatic oxidation of ethanol gas in the air

Sensitivity curve of the VRL means the loop voltage (VC) is used to detect the voltage VRL on load resistance. Sensitivity curve of the VRL indicates the detection capability of ethanol gas inversely proportional to the sensor's electrical power supply, by the material being the translator of the electrode and the dependent variable, temperature and humidity as a control translator, as illustrated in Figures 15, 16. Figures 15, 16(a) shown the sensitivity curve of the VRL of MQ-3 gas sensor module, Figures 15, 16(b) are MQ-3 alcohol biosensor based on $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1, Figures 15, 16(c) are MQ-3 alcohol biosensor based on $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 and Figures 15, 16(d) are MQ-3 alcohol biosensor based on $\text{PI}/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 2 are test under standard conditions and general environment, Figures 15, 16. The graph shows that VRL value has changed the way electrochemical transistor when the receptor can sensing ethanol gas and recovered in the absence of ethanol gas in the air during 1-2 minutes.

Figures 15, 16 show sensitivity curve of the VRL in alcohol with different concentrations. Sensitivity curve of the VRL demonstrates the ability to detect ethanol gas inversely proportional to the sensor's electrical power supply. First, the MQ-3 gas sensor module equipment prototype VRL voltage is used to power the sensor with an average value of 2.999 V and 2.633 V, (Figures 15, 16(a)) when comparison between VRL voltage and Sensitivity to ethanol gas, it was found that, MQ-3 gas sensor module equipment prototype it uses moderate electrical power and can detected ethanol gas at a low concentration range. Second, the MQ-3 alcohol biosensors based on $\text{SiO}_2/\text{Ag}/\text{ADH}$ sample 1 VRL voltage is used to power the sensor with an average value of 4.92 V equal (Figures 15, 16(b)), it is very electrically powered and detects

ethanol gas at a very small range of concentrations in the ppb scale. Third, the MQ-3 alcohol biosensors based on PI/Ag/ADH sample 1 VRL voltage is used to power the sensor with an average value of 0.439 V and 0.200 V (Figures 15, 16(e)), it consumes little electricity and can detected ethanol gas at a range of concentrations from the low concentration to the high concentration range and the MQ-3 alcohol biosensors based on PI/Ag/ADH sample 2 VRL voltage is used to power the sensor with an average value of 0.466 V and 0.198 V (Figures 15, 16(d)), it consumes little electricity and can

detected ethanol gas at a range of concentrations from the low concentration to the high also as the MQ-3 alcohol biosensors based on PI/Ag/ADH sample 1, all test are under standard conditions and general environment. Finally, it can be concluded that, MQ-3 alcohol biosensors based on PI/Ag/ADH sample 1, 2 it uses less VRL voltage to power than MQ-3 gas sensor module equipment prototype and MQ-3 alcohol biosensors based on SiO₂/Ag/ADH sample 1 calculate 2% and 4% respectively. The ability to save energy is a key feature of the artificial intelligence platform.

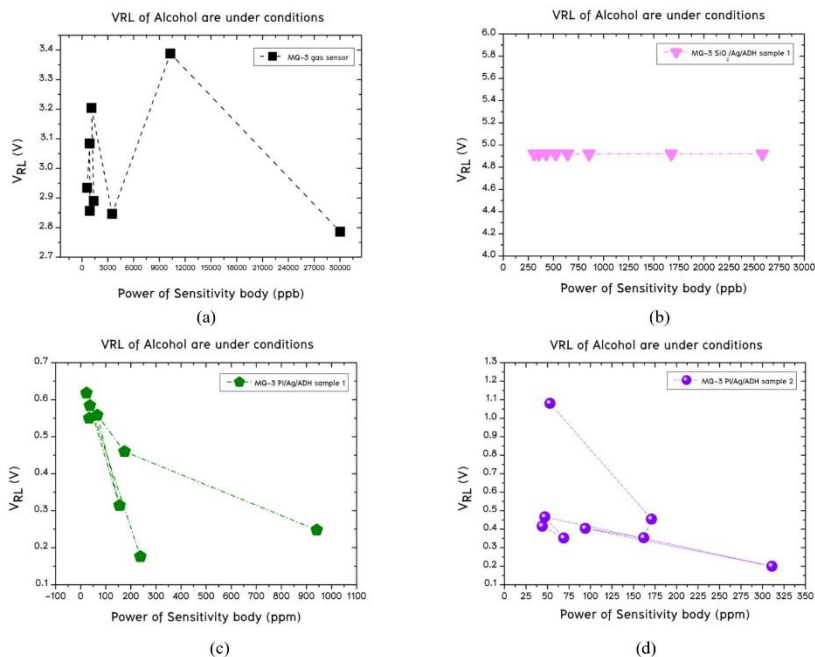
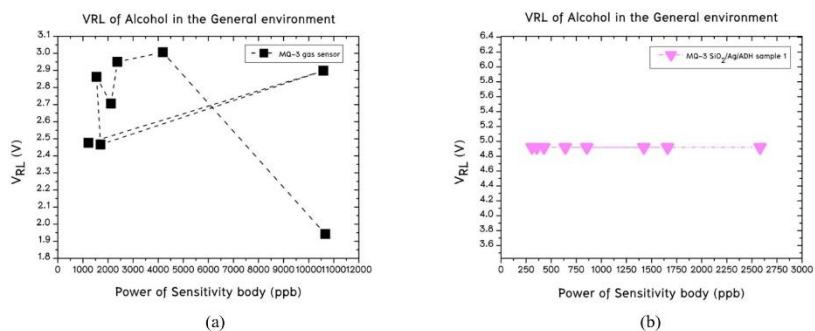


Figure 15. Sensitivity Curve of the VRL in Alcohol with different concentrations are under standard conditions



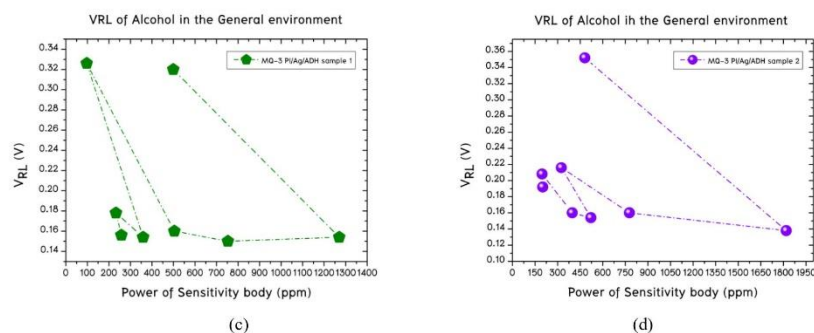


Figure 16. Sensitivity curve of the VRL in alcohol with different concentrations in the general environment

4. CONCLUSIONS

We demonstrated the first Alcohol biosensor made with MQ-3 gas sensor module based on SiO₂ and PI substrates is an electrochemical transistor integrated with the enzyme ADH and coenzyme NAD⁺. The alcohol biosensors are easy to fabricate using DC magnetron sputtering techniques, made on an inexpensive, easy to integrate. We showed that the alcohol biosensors detection ethanol gas in the air, calibration with the MQ-3 gas sensor module equipment prototype. It can be concluded from the experimental results, our MQ-3 alcohol biosensors based on PI/Ag/ADH sample 1, 2 can detected ethanol gas from the range of low concentration to the range of high concentration. Detects ethanol gas in a wider range compared with MQ-3 gas sensor module equipment prototype and MQ-3 alcohol biosensors based on SiO₂/Ag/ADH sample 1. In next generation, module alcohol biosensors can adoption to technology in sensor development and applied for further analysis of other substances.

ACKNOWLEDGMENT

This work is financial supported by Thailand Research Fund (TRF) Research Career Development Grant, (RSA6180070).

REFERENCES

- [1] Rothschild, M.L., Mastin, B., Willer, T.W. (2006). Reducing alcohol impaired driving crashes through the use of social marketing. *Accident Analysis & Prevention*, 38(6): 18-30. <http://dx.doi.org/10.1016/j.aap.2006.05.010>
- [2] Dula, C.S., Dwyer, W.O., Levens, G. (2007). Policing the drunk driver: measuring law enforcement involvement in reducing alcohol-impaired driving. *Journal of Safety Research*, 38(3): 67-72. <https://doi.org/10.1016/j.jsr.2006.10.007>
- [3] Mishra, K.R., Sempionatto, R.J., Li, Z., et al. (2020). Simultaneous detection of salivary Δ^9 -tetrahydrocannabinol and alcohol using a Wearable Electrochemical Ring Sensor. *Talanta*, 211: 120757. <http://dx.doi.org/10.1016/j.talanta.2020.120757>
- [4] Kim, S.Y., Kim, J., Cheong, W.H., et al. (2018). Alcohol gas sensor capable of wireless detection using In₂O₃/Pt nanoparticles and Ag nanowires. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 259: 825-832. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2017.12.139>
- [5] Winsen, Z. (2022). SENSORS. <http://www.winsensor.com/contract.html>, accessed on Apr. 13, 2022.
- [6] Kitagawa, Y., Kitabatake, K., Suda, M., et al. (1991). Amperometric detection of alcohol in beer using a flow cell and immobilized alcohol dehydrogenase. *Anal Chem.*, 63(20): 2391-2393. <http://dx.doi.org/10.1021/ac00020a036>
- [7] Blanke, R.V., Decker, W.J. (1987). Analysis of toxic substance. In: Tietz NW, editor. *Fundamentals of clinical chemistry*. Philadelphia, PA. WB Saunders Co, 869-905.
- [8] Vijayakumar, A.R., Csöregi, E., Heller, A., Gorton, L. (1996). Alcohol biosensors based on coupled oxidase-peroxidase systems. *Anal Chim Acta*, 327(3): 223-234. [https://doi.org/10.1016/0003-2670\(96\)00093-1](https://doi.org/10.1016/0003-2670(96)00093-1)
- [9] Chinvejitwanich, W., Panuvej, C., Issaravanich, S. (1998). Measurement the level of Blood Alcohol Concentration after drinking alcoholic beverages. *Journal of Health Systems Research*, 6(2): 106-116. <https://kb.hsri.or.th/dspace/bitstream/handle/11228/1098/jv6n2-2.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- [10] Gülce, H., Gülce, A., Kavanoz, M., Coskun, H., Yildiz, A. (2002). A new amperometric enzyme electrode for alcohol determination. *Biosensor Bioelectron*, 17(6-7): 517-521. [http://dx.doi.org/10.1016/S0956-5663\(02\)00008-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0956-5663(02)00008-8)
- [11] Kuswandi, B., Irmawati, T., Hidayat, A.M., Jayus, J., Ahmad, M. (2014). A simple visual ethanol biosensor based on alcohol oxidase immobilized onto polyaniline film for halal verification of fermented beverage samples. *Sensors*, 14(2): 2135-2149. <http://dx.doi.org/10.3390/s140202135>
- [12] Cai, C.X., Xue, K.H., Zhou, Y.M., Yang, H. (1997). Amperometric biosensor for ethanol based on immobilization of alcohol dehydrogenase on a nickel hexacyanoferrate modified microband gold electrode. *Talanta*, 44(3): 339-347. [http://doi.org/10.1016/S0039-9140\(96\)02049-8](http://doi.org/10.1016/S0039-9140(96)02049-8)
- [13] Wang, Z., Etienne, M., Quiles, F., Kohring, G.W., Walcarius, A. (2012). Durable cofactor immobilization

- in sol-gel bio-composite thin films for reagentless biosensors and bioreactors using dehydrogenases. *Biosensors and Bioelectronics*, 32(15): 111-117. <http://doi.org/10.1016/j.bios.2011.11.043>
- [14] Mullor, S.G., Cabezedo, M.S., Ordieres, A.J., Ruiz, B.L. (1996). Alcohol biosensor based on alcohol dehydrogenase and Meldola blue immobilized into a carbon paste electrode. *Talanta*, 43(5): 779-784. [http://doi.org/10.1016/0039-9140\(95\)01802-6](http://doi.org/10.1016/0039-9140(95)01802-6)
- [15] Santos, A.S., Freire, R.S., Kubota, L.T. (2003). Highly stable amperometric biosensor for ethanol based on Meldola's blue adsorbed on silica gel modified with niobium oxide. *J Electroanal Chem*, 547(2): 135-142. [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-0728\(03\)00186-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-0728(03)00186-4)
- [16] Sprules, S.D., Hartley, I.C., Wedge, R., Hart, J.P., Pittson, R. (1996). A disposable reagentless screen-printed amperometric biosensor for the measurement of alcohol in beverages. *Anal Chim Acta*, 329(3): 215-221. [https://doi.org/10.1016/0003-2670\(96\)00121-3](https://doi.org/10.1016/0003-2670(96)00121-3)
- [17] Kolmakov, A., Klenov, D.O., Lilach, Y., Stemmer, S., Moskovits, M. (2005). Enhanced gas sensing by individual SnO₂ nanowires and nanobelts functionalized with Pd catalyst particles. *Nano. Lett.*, 5(4): 667-673. <https://doi.org/10.1021/nl050082v>
- [18] Jin, C.H., Park, S.H., Kim, H.S., Lee, C. (2012). Ultrasensitive multiple networked Ga₂O₃-core/ZnO-shell nanorod gas sensors. *Sens Actuators B*, 161(1): 223-228. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2011.10.023>
- [19] Park, S.H., An, S.Y., Ko, H.S., Jin, C.H., Lee, C. (2012). Synthesis of nanograined ZnO nanowires and their enhanced gas sensing properties. *ACS Appl Mater Interfaces*, 4(7): 3650-3656. <https://doi.org/10.1021/am300741r>
- [20] Kwon, Y.J., Kim, H.S., Lee, S.M., Chin, I.J., Seong, T.Y., Lee, W.I. (2012). Enhanced ethanol sensing properties of TiO₂ nanotube sensors. *Sens Actuators B*, 173: 441-446. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2012.07.062>
- [21] Sun, Y.F., Liu, S.B., Meng, F.L., Liu, J.Y., Jin, Z., Kong, L.T., Liu, J.H. (2012). Metal oxide nanostructures and their gas sensing properties: A review. *Sensors*, 12(3): 2610-2631. <http://dx.doi.org/10.3390/s120302610>
- [22] Kim, B.Y., Cho, J.S., Yoon, J.W., et al. (2016). Extremely sensitive ethanol sensor using Pt-doped SnO₂ hollow nanospheres prepared by Kirkendall diffusion. *Sens Actuators B Chem*, 234: 353-360. <http://dx.doi.org/10.1016/j.snb.2016.05.002>
- [23] Tsai, M.H., Huang, S.L. (2006). Synthesis and Characteristics of polyimide/siloxane hybrid films for reliability adhesion. *Surface and Coatings Technology*, 200(10), 3297-3302. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2005.07.030>
- [24] Qi, H.X., Wang, X.L., Zhu, T.S., Li, J., Xiong, L., Liu, F. (2019). Low dielectric poly (imide siloxane) films enabled by a well-defined disiloxane-linked alkyl diamine. *American Chemical Society*, 4(26): 22143-22151. <https://doi.org/10.1021/acsomega.9b03302>
- [25] Ghaemy, M., Nasab, S.M.A. (2010). Synthesis and identification of organosoluble polyimides: Thermal, photophysical and chemiluminescence properties. *Polym. J.*, 42: 648-656. <https://doi.org/10.1038/pj.2010.57>
- [26] Chou, W.Y., Kuo, C.W., Chang, C.W., Yeh, B.L., Chang, M.H. (2010). Tuning surface properties in photosensitive polyimide. *Material design for high performance organic thin-film transistors*. *J. Mater. Chem.*, 20(26): 5474-5480. <http://doi.org/5474-5480>. 10.1039/c0jm00196a
- [27] Jiang, L.Z., Liu, J.G., Wu, D.Z., Li, H.Q., Jin, R.G. (2006). A methodology for the preparation of nanoporous polyimide films with low dielectric constants. *Thin Solid Films*, 510(1-2): 241-246. <https://doi.org/10.1016/j.tsf.2005.12.216>
- [28] Jin, X.Z., Ishii, H. (2005). Novel positive-type photosensitive polyimide with low dielectric constant. *J. Appl. Polym. Sci.*, 98(1): 15-21. <https://doi.org/10.1002/app.21994>
- [29] Kim, J., Kim, M., Lee, M.S., et al. (2017). Wearable smart sensor systems integrated on soft contact lenses for wireless ocular diagnostics. *Nat Commun.*, 8: 14997. <http://dx.doi.org/10.1038/ncomms14997>
- [30] Park, J., Kim, J., Kim, K., et al. (2016). Wearable wireless gas sensors using highly stretchable and transparent structures of nanowires and graphene. *Nanoscale*, 8(20): 10591-10597. <http://dx.doi.org/10.1039/C6NR01468B>
- [31] Choi, S., Park, J., Hyun, W., et al. (2015). Stretchable heater using ligand-exchanged silver nanowire nanocomposite for wearable articular thermotherapy. *ACS Nano*, 9(6): 6626-6633. <http://dx.doi.org/10.1021/acsnano.5b02790>
- [32] Lee, M.S., Lee, K., Kim, S.Y., et al. (2013). High-performance transparent and stretchable electrodes using graphene-metal nanowire hybrid structures. *Nano Lett*, 13(6): 2814-2821. <http://dx.doi.org/10.1021/nl401070p>
- [33] Li, H.F., Ding, G.F., Yang, Z.Q. (2019). A high sensitive flexible pressure sensor designed by silver nanowires embedded in polyimide (AgNW-PI). *Micromachines*, 10(3): 206. <https://doi.org/10.3390/mi10030206>

NOMENCLATURE

| | |
|--------------------------|--|
| SiO ₂ /Ag/ADH | Silicon Dioxide Silver Alcohol Dehydrogenase |
| PI/Ag/ADH | Poly-imide Silver Alcohol Dehydrogenase |

Greek symbols

| | |
|-----------|---|
| α | thermal diffusivity, m ² s ⁻¹ |
| β | thermal expansion coefficient, K ⁻¹ |
| θ | dimensionless temperature |
| λ | wavelength |

Subscripts

| | |
|------------------|-----------------------------------|
| SiO ₂ | silicon dioxide |
| PI | poly-imide |
| Ag | silver |
| ADH | alcohol dehydrogenase |
| NAD ⁺ | nicotinamide adenine dinucleotide |
| PBS | phosphate buffer solution |

ประวัติย่อของผู้วิจัย

ประวัติย่อของผู้วิจัย

| | |
|---------------------|---|
| ชื่อ-สกุล | นางสาวเมขลา อินสว่าง |
| วัน เดือน ปีเกิด | 1 มิถุนายน 2537 |
| สถานที่อยู่ปัจจุบัน | 114 หมู่ 9 ตำบลเชิงชุม อำเภอพรหมนิคม จังหวัด สกลนคร รหัสไปรษณีย์ 47130 |
| ตำแหน่งปัจจุบัน | ผู้ช่วยนักวิจัยโครงการ |
| สถานที่ทำงาน | ศูนย์ความเป็นเลิศด้านพลังงานทางเลือก สถาบันวิจัยและ พัฒนา มหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร 680 หมู่ 11 ถนน นิตโย อำเภอเมือง จังหวัดสกลนคร รหัสไปรษณีย์ 47000 |
| ประวัติการศึกษา | |
| พ.ศ. 2553 | ชั้นมัธยมศึกษาปีที่ 6 โรงเรียนบ้านบัวราษฎร์บำรุง อำเภอพรหมนิคม จังหวัดสกลนคร |
| พ.ศ. 2556 | วิทยาศาสตรบัณฑิต (วท.บ.) สาขาวิชาชีววิทยา มหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร |
| พ.ศ. 2561 | วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต (วท.ม.) สาขาวิชาฟิสิกส์ มหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร |