



โครงการ

ออกแบบและสร้างวงจรอิเล็กทรอนิกส์ไฮบริดภายในช่องปากแบบไร้สาย

Design and Fabrication of Wireless Intraoral Hybrid Electronics

นางสาวศินี คงแก้ว

Ms. Wasinee Kongkaew

ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

ในปัจจุบันโรคแพ้อาหารที่มีความสูงถึงขั้นเสียชีวิต กำลังมีอัตราเพิ่มขึ้นกับคนทั่วโลกอย่างรวดเร็ว มีข้อมูลการเข้ารับการรักษาในโรงพยาบาลในประเทศสหรัฐอเมริกา ระบุว่า ผู้คนมารักษาโรคแพ้อาหารเพิ่มขึ้น 3 เท่า จากปี 2536 ถึง 2549 เช่นเดียวกับประเทศอังกฤษที่มีผู้คนเป็นโรคแพ้อาหารเพิ่มขึ้นร้อยละ 72 จาก 1,015 คนเป็น 1,746 คน และล่าสุดจากการเผยแพร่อัตราการแพ้อาหารทั่วโลกพบว่าอัตราการแพ้ได้เพิ่มขึ้นจากปี 2503 ที่ในตอนแรกมีเพียงร้อยละ 3 ขยายตัวเป็นร้อยละ 7 ในปี 2561 [1.1] ซึ่งหนึ่งในสาเหตุสำคัญของอาการแพ้จะเกิดขึ้นหลังจากการดื่มนมวัวนั่นเอง

จากการศึกษาในปี 2550 พบว่าการแพ้นมอาจเป็นไปตลอดชีวิตเมื่อเทียบกับในอดีต โดยวัดจากการสำรวจเด็กที่แพ้นม 800 คน พบร้อยละ 19 เกิดภูมิแพ้เมื่ออายุ 4 ปี และร้อยละ 79 เกิดภูมิแพ้เมื่ออายุ 16 ปี จากประเด็นสำคัญดังกล่าวนี้ทำให้นักศึกษาได้เล็งเห็นปัญหาที่คาดว่าจะเกิดขึ้นในอนาคต นักศึกษาจึงทำการสืบค้นข้อมูลสาเหตุของโรคแพ้อาหารจากนมวัว พบว่าแท้จริงแล้วสาเหตุของโรคนี้ แบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม คือ

1. การแพ้โปรตีนในนมวัว ซึ่งเกิดจากการทำงานของระบบภูมิคุ้มกันผิดปกติ โดยระบบภูมิคุ้มกันเข้าใจว่าโปรตีนจากนมเป็นสารอันตรายต่อร่างกาย จึงกระตุ้นการผลิตสารแอนติบอดีชนิด Immunoglobulin E (IgE) ขึ้นเพื่อป้องกันร่างกาย ทำให้ครั้งต่อไปที่ร่างกายได้รับโปรตีนชนิดนี้ แอนติบอดี IgE จะเกิดปฏิกิริยาและส่งสัญญาณให้ระบบภูมิคุ้มกันปล่อยสารฮีสตามีน และสารเคมีอื่น ๆ [1.2] จนเกิดเป็นอาการแพ้ โดยโปรตีนในนมวัวที่ทำให้เกิดปฏิกิริยาแพ้ได้มี 2 ชนิดหลัก คือ 1. โปรตีนเคซีน อาการแพ้เคซีนมักปรากฏขึ้นเมื่อทารกอายุครบ 3 เดือน และจะหายเมื่อเด็กอายุ 3 ถึง 5 ปี โดยในปัจจุบันไม่ทราบแน่ชัดว่าทำไมสิ่งนี้ถึงเกิดขึ้น และ
2. โปรตีนเวย์ [1.3]

2. เกิดจากการย่อยน้ำตาลของน้ำตาลแล็กโทสบกพร่อง สำหรับน้ำตาลแล็กโทสเป็นน้ำตาลที่มีมากในน้ำนมของสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนม โดยในน้ำนมมนุษย์มีสูงถึงร้อยละ 7 น้ำนมวัว แพะ แกะ อูฐมีร้อยละ 4 โดยน้ำตาลชนิดนี้มีโมเลกุลใหญ่ก่อนจะถูกดูดซึมเข้าสู่ผิวเยื่อผนังลำไส้ต้องผ่านการย่อยด้วยเอนไซม์แล็กเทส ซึ่งน้ำย่อยนี้สร้างจากเยื่อผนังลำไส้เล็กเท่านั้น โดยปกติในทารกซึ่งทานนมเป็นอาหารหลัก จะมีปริมาณน้ำย่อยแล็กเทสมาก แต่เมื่อโตขึ้นร่างกายจะสร้างน้ำย่อยแล็กเทสลดลง ทำให้บางคนเกิดภาวะการย่อยน้ำตาลแล็กโทสบกพร่อง [1.4] ซึ่งในปัจจุบันประชากรวัยผู้ใหญ่ของโลกมีอาการแพ้นมวัวเนื่องจากสาเหตุนี้ถึงร้อยละ 65 โดยมักจะเกิดขึ้นบ่อยที่สุดในประเทศแถบเอเชีย โดยเฉพาะอย่างยิ่งในเอเชียตะวันออก ในแต่ละประเทศมีประชากรแพ้ประมาณร้อยละ 70 ถึง 100 แต่ส่วนใหญ่แล้วมักจะไม่เกิดอาการแพ้ที่รุนแรง มักจะมีอาการ เช่น ปวดท้อง ท้องอืด ท้องร่วง เป็นต้น [1.5] และในความเป็นจริงจากค่าเฉลี่ยของประชากรในวัยผู้ใหญ่ พบว่าสามารถทนต่อการดื่มนมวัวปริมาณ 250 มล./วันได้ โดยร่างกายจะไม่แสดงอาการแพ้ออกมา

คณะผู้จัดทำจึงมีความประสงค์ที่จะทำโครงการนี้โดยจะมุ่งเน้นการออกแบบวงจรตรวจจับโปรตีนในนมวัวหรือน้ำตาลแล็กโทสภายในช่องปากที่สามารถส่งสัญญาณจากอุปกรณ์ในช่องปากไปยังอุปกรณ์แสดงผล โดยมีการนำตัวตรวจวัดทางชีวภาพ (biosensor) มาประยุกต์ใช้ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดหาค่าความเข้มข้นของโปรตีนในนมวัวหรือน้ำตาลแล็กโทส ซึ่งค่าที่ได้รับมาจะมีการส่งผ่านระบบวงจรที่นักศึกษาได้ออกแบบไว้ และส่งไปยังอุปกรณ์แสดงผลแบบไร้สาย เพื่อให้ผู้ใช้งานได้รับทราบข้อมูล และสามารถป้องกันอาการแพ้ที่อาจจะเกิดขึ้นได้ในเวลาต่อมาได้ทันทั่วทั้ง นอกจากนี้ยังช่วยลดระยะเวลาการหาสาเหตุของอาการแพ้ที่เกิดขึ้นได้อีกด้วย

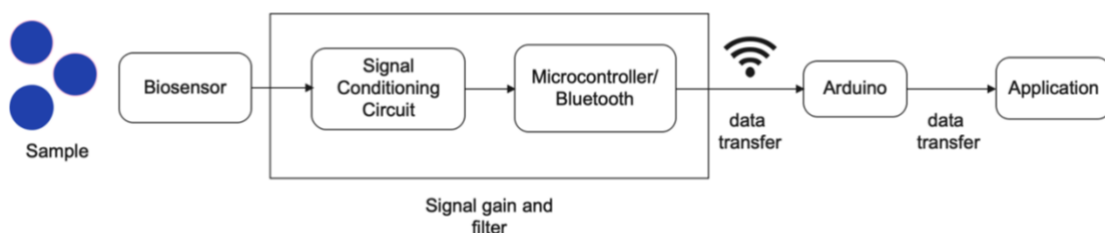
1.2 วัตถุประสงค์

1. เพื่อศึกษาตัวตรวจจับโปรตีนหรือน้ำตาลแล็กโทส
2. เพื่อออกแบบและสร้างวงจรตรวจจับโปรตีนหรือน้ำตาลแล็กโทส
3. เพื่อออกแบบอุปกรณ์รับส่งสัญญาณแบบไร้สายระหว่างอุปกรณ์ภายในโมเดลช่องปากและอุปกรณ์แสดงผล
4. เพื่อพัฒนาแอปพลิเคชันสำหรับเฝ้าระวัง, ตรวจวัด, วิเคราะห์ และประเมินความเสี่ยงสำหรับผู้มีอาการแพ้ในนมวัวในการดำเนินชีวิตประจำวัน

1.4 ขอบเขตของโครงการ

1. ออกแบบและสร้างวงจรตรวจจับโปรตีนในนมวัวหรือน้ำตาลแล็กโทส
2. ออกแบบและสร้างอุปกรณ์รับส่งสัญญาณแบบไร้สายระหว่างอุปกรณ์ภายในโมเดลช่องปากและอุปกรณ์แสดงผล
3. เขียนโปรแกรมการประมวลผล และการแสดงผลของข้อมูลผ่านแอปพลิเคชัน
4. จำลองการทำงานทั้งหมดของอุปกรณ์การตรวจจับภายในโมเดลช่องปากที่สามารถส่งสัญญาณไปยังอุปกรณ์แสดงผลได้

1.5 ब्ल็อกไดอะแกรม



รูปที่ 1.1 การรับส่งสัญญาณของการตรวจจับโปรตีนในนมวัวหรือน้ำตาลแล็กโทสภายในช่องปาก

1.6 แผนการดำเนินงาน

กิจกรรม / รายละเอียดของงาน	เดือน										ผู้ตรวจสอบ	หมายเหตุ
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
ศึกษางานวิจัย - Wireless, intraoral hybrid electronics for real-time quantification of sodium intake toward hypertension management - Wireless, Room Temperature Volatile Organic Compound Sensor Based on Polypyrrole Nanoparticle Immobilized Ultrahigh Frequency Radio Frequency Identification Tag												เริ่มเดือนกรกฎาคม
ศึกษาทฤษฎีต่างๆ ที่เกี่ยวกับโครงงาน												
รายงานความก้าวหน้าครั้งที่1												
ปรึกษาหาแนวทางการสร้างตัวตรวจวัดทางชีวภาพร่วมกับคณะวิทยาศาสตร์												
ออกแบบวงจรรับสัญญาณจากตัวตรวจชีวภาพและส่งไปยัง Arduino board												
สร้างต้นแบบวงจร												
ทดสอบวงจรต้นแบบ												
เขียนโค้ดด้วยโปรแกรม Arduino												
ทดสอบโค้ดที่เขียนด้วยโปรแกรม Arduino												
ทดสอบครั้งที่ 1												
สร้างแอปพลิเคชัน												
ทดสอบครั้งที่2												
ทดสอบระบบการทำงานทั้งหมด												

1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถจำลองการทำงาน การตรวจจับโปรตีนในนมวัวหรือน้ำตาลแล็กโทสโดยผ่านอุปกรณ์รับส่งสัญญาณแบบไร้สายได้สำเร็จ
2. ได้เรียนรู้วิธีการออกแบบและสร้างอุปกรณ์ที่สามารถอยู่ในช่องปากได้ โดยจำลองผ่านโมเดลช่องปาก
3. สามารถเขียนโปรแกรมที่ใช้ในการประมวลผลข้อมูลที่ได้รับจากตัวตรวจจับโปรตีนในนมวัวหรือน้ำตาลแล็กโทสได้สำเร็จ
4. สามารถช่วยเหลือแพทย์ในการติดตามหรือรักษาผู้ที่มีอาการแพ้นมวัว
5. สามารถนำอุปกรณ์ต้นแบบไปประยุกต์ใช้ในการตรวจวัดต่ออาการแพ้ต่าง ๆ ได้ โดยจะต้องมีการเปลี่ยนตัวตรวจจับเฉพาะของอาการแพ้นั้น ๆ

1.8 เอกสารอ้างอิง

- [1.1] กรุงเทพธุรกิจ, “เพราะอะไร? คนทั่วโลกเสี่ยง 'แพ้อาหาร' เพิ่มมากขึ้น”,
[Online].Available: <https://www.bangkokbiznews.com/news/detail/905009>, October 29, 2020.
- [1.2] MIC Lab, “สาเหตุการแพ้นมวัว”,
[Online].Available: <https://www.miclabthailand.com/blog/detail/7>
- [1.3] Erica C., “Casein Allergy”,
[Online].Available: <https://www.healthline.com/health/allergies/casein>, February 2020.
- [1.4] พญ.ภณิดา แสงศักดิ์,
“ไขข้อข้องใจ..โรคแพ้โปรตีนนมวัวและการย่อยแล็กโทสบกพร่อง ต่างกันอย่างไร?”,
[Online].Available: https://www.phyathai.com/article_detail/3089/th, August 20, 2019.
- [1.5] ProCon.org, “Lactose Intolerance by Country”,
[Online].Available: <https://milk.procon.org/lactose-intolerance-by-country/>, March 26, 2020.

บทที่ 2

ทฤษฎีและผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในการจัดสร้างโครงงานออกแบบและสร้างวงจรอิเล็กทรอนิกส์ไฮบริดภายในช่องปากแบบไร้สาย จำเป็นต้องศึกษาทฤษฎีที่เกี่ยวข้องดังนี้

2.1 แนวความคิดหรือทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับตรวจตัววัดทางชีวภาพ

2.1.1 โพรตีนในน้ำนม

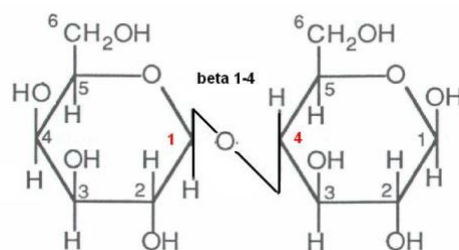
โพรตีนในน้ำนม แบ่งออกเป็น 2 ประเภท คือ เคซีนและเวย์

เคซีน (Casein) เป็นโปรตีนชนิดฟอสโฟโปรตีน (phosphoprotein) ที่พบในน้ำนมมีประมาณร้อยละ 80 ของโปรตีนทั้งหมดในน้ำนม โดยเคซีนจะรวมตัวกับฟอสฟอรัสและแคลเซียม ทำให้มีทั้งส่วนชอบน้ำและไม่ชอบน้ำเคซีนจึงมักอยู่รูปแบบของไมเซลล์ (micelle) ในนมเสมอ[2.1] ซึ่งเป็นส่วนที่ทำให้มีน้ำนมมีสีขาวขุ่น ในโปรตีนเคซีนเองก็จะแบ่งประเภทย่อยได้อีก 4 ประเภท คือ 1) Alpha S1 Casein 2) Alpha S2 Casein 3) Beta Casein และ 4) Kappa Casein

เวย์ (Whey) เป็นโปรตีนประเภทซีรัม พบในน้ำนมมีประมาณร้อยละ 20 ของโปรตีนทั้งหมดในน้ำนม โดยจะแบ่งประเภทย่อยได้อีก 5 ประเภท คือ 1) Alpha Lactalbumin 2) Beta Lactoglobulin 3) Serum Albumin 4) Immunoglobulins และ 5) Proteose peptone [2.2]

2.1.2 แล็กโทส (lactose)

แล็กโทส เป็นคาร์โบไฮเดรต ประเภทน้ำตาลโมเลกุลคู่ (disaccharide) ที่ประกอบด้วยน้ำตาลกลูโคส (glucose) 1 โมเลกุล กับ น้ำตาลกาแลคโตส (galactose) รวมตัวกันด้วยพันธะไกลโคไซด์ (glycosidic bond) ชนิดเบต้า -1, 4 (beta 1-4) แล็กโทสเป็นน้ำตาลที่พบเฉพาะในน้ำนมของสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนม จึงอาจเรียกว่า น้ำตาลนม (milk sugar) มีอยู่ในน้ำนมประมาณ 2.4-6.1% [2.3]



รูปที่ 2.1 โครงสร้างของแล็กโทส

2.1.3 ตัวตรวจวัดทางชีวภาพ (Biosensor)

ตัวตรวจวัดทางชีวภาพ คือ อุปกรณ์ที่สร้างขึ้นเป็นตัวเพื่อให้ติดตามสารที่ต้องการตรวจวัด โดยใช้สารชีวภาพ เช่น เอนไซม์ แอนติบอดี กรดนิวคลีอิก หรือดีเอ็นเอ ซึ่งมีความจำเพาะเจาะจงต่อสารที่ต้องการวิเคราะห์ และเมื่อสารชีวภาพจับกับสารที่ต้องการวิเคราะห์จะทำให้ เกิดการเปลี่ยนแปลงทางกายภาพหรือทางเคมีซึ่งมี ลักษณะเฉพาะ เช่น การผลิตสารที่เป็นตัวกลางทางไฟฟ้า ไอออน อิเล็กตรอน ความชื้น ออกซิเจน ความร้อน และสี ซึ่งจะมีทรานสดิวเซอร์ ทำหน้าที่แปลงสัญญาณเหล่านี้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้าเพื่อนำไปวิเคราะห์และแสดงผลในรูปแบบของข้อมูลที่เข้าใจได้ง่ายมากขึ้น

ประเภทของตัวตรวจวัดทางชีวภาพแบ่งตามหลักการทำงานสามารถแบ่งได้ ดังนี้

- 1) สารชีวภาพจับกับสิ่งที่ต้องการวิเคราะห์โดยตรง (direct recognition sensor) และวัดปริมาณการเปลี่ยนแปลงจากสารชีวภาพโดยตรงซึ่งจะสัมพันธ์กับปริมาณสิ่งที่ติดตาม
- 2) การติดตามปฏิกิริยาของสารชีวภาพทางอ้อม (indirect detection sensor) โดยติดตามจากผลิตภัณฑ์ที่เกิดขึ้นจากปฏิกิริยาระหว่างสารชีวภาพ กับสิ่งที่ต้องการวิเคราะห์ เมื่อทำการตรวจวัดสัญญาณของผลิตภัณฑ์ สัญญาณที่ได้จะแปรตามปริมาณสารที่ติดตาม [2.4]

ประเภทของตัวตรวจวัดทางชีวภาพแบ่งตามชนิดของทรานสดิวเซอร์สามารถแบ่งได้ ดังนี้

- 1) Electrochemical Biosensor เป็นตัวตรวจวัดทางชีวภาพไฟฟ้าเคมี ผลลัพธ์ของสัญญาณจะขึ้นอยู่กับปฏิกิริยาของเอนไซม์ที่เป็นตัวเร่งปฏิกิริยาที่ทำให้เกิดการใช้หรือสร้างอิเล็กตรอน ยกตัวอย่างเช่น ไรดอกซ์ เอนไซม์(Redox Enzymes) โดยตัวตรวจวัดทางชีวภาพชนิดนี้สามารถแบ่งแยกย่อยได้อีก 4 ประเภท ดังนี้
 - 1.1 Amperometric Biosensor เป็นตัวตรวจวัดทางชีวภาพที่มีทรานสดิวเซอร์ที่จะอาศัยปฏิกิริยาออกซิเดชัน-รีดักชันที่เกิดที่ผิวหน้าของขั้วไฟฟ้าแล้วเกิดการถ่ายเทอิเล็กตรอนขึ้น โดยมีสารตัวกลาง ทำหน้าที่รับส่งอิเล็กตรอนให้เข้าสู่ขั้วไฟฟ้า สัญญาณที่ได้จะเป็นสัญญาณกระแสที่มีความสัมพันธ์กับปริมาณสารที่ต้องการวิเคราะห์และแปรผันตามความหนาและคุณสมบัติการยอมให้สารผ่านของเยื่อเลือกผ่าน
 - ปฏิกิริยาออกซิเดชัน ปฏิกิริยาที่มีการให้อิเล็กตรอน
 - ปฏิกิริยารีดักชัน ปฏิกิริยาที่มีการรับอิเล็กตรอน
 - 1.2 Potentiometric Biosensor ตัวตรวจวัดทางชีวภาพประเภทนี้ทรานสดิวเซอร์จะอาศัยการวัดความหนาแน่นของประจุที่ผิวหน้าขั้วไฟฟ้าภายใต้สภาวะสมดุล โดยจะมี sensing membrane หรือ selective membrane เป็นตัวกำจัดการชนิดของสารที่ต้องการวัด ตัวอย่างวิธีการที่ใช้ในการตรวจวัดของเซนเซอร์ชนิดนี้ คือ วิธีการ Ion-Selective Electrodes (ISE)

1.3 Impedimetric Biosensor มีหลักการที่ใช้ในการตรวจวัด คือ Electrochemical Impedance Spectroscopy (EIS) ซึ่งก็คือการวิเคราะห์ทางเคมีไฟฟ้าชนิดหนึ่งที่มีประโยชน์อย่างมากในการวิเคราะห์ลักษณะของระบบเซลล์เคมีไฟฟ้า เทคนิคนี้ได้ถูกนำมาใช้อย่างแพร่หลายในงานด้านวัสดุศาสตร์ เช่น ในการศึกษาลักษณะการเคลือบแบตเตอรี่ หรือเซลล์เชื้อเพลิง รวมไปถึงการวิเคราะห์การแพร่ของไอออนผ่าน

1.4 Voltammetric Biosensor เป็นตัวตรวจวัดทางชีวภาพที่มีทรานสดิวเซอร์ที่จะอาศัยการวัดการย้อนกลับของปฏิกิริยาออกซิเดชันหรือรีดักชันทางไฟฟ้าเคมี ยกตัวอย่างเช่น ตัวตรวจวัดทางชีวภาพที่ถูกสร้างขึ้นเพื่อสังเกตะคริลามิด (acrylamide) โดยใช้กาวคาร์บอนที่ชุบไฟฟ้าและปรับแต่งด้วยฮีโมโกลบิน(Hb) ซึ่งประกอบไปด้วยกลุ่มขาเทียม(Prosthetic Group) เรียกว่า ฮีม (heme) ที่จับกับเฮม ไบรด์ โดยชุบไฟฟ้าที่ถูกสร้างขึ้นแบบนี้จะก่อให้เกิดการย้อนกลับของปฏิกิริยาออกซิเดชันหรือรีดักชันทางไฟฟ้าเคมี

- 2) Piezoelectric Biosensor เป็นเซนเซอร์ที่ใช้ทฤษฎีในการสะสมพลังงานจากแรงกระทบลงบนแผ่นวัสดุ โดยเปลี่ยนพลังงานจลน์จากการเคลื่อนที่ให้เป็นพลังงานไฟฟ้า
- 3) Thermometric Biosensor เป็นตัวตรวจวัดทางชีวภาพที่มีทรานสดิวเซอร์ที่วัดการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ เช่น การวัดหรือประเมินปริมาณคอเลสเตอรอลในเลือด เพราะเมื่อคอเลสเตอรอลมีการออกซิไดส์ผ่านเอนไซม์ ความร้อนก็จะถูกสร้างขึ้นซึ่งสามารถวัดได้ผ่านตัวตรวจวัดทางชีวภาพ ซึ่งทำนองเดียวกันนี้ กลูโคส ยูเรีย กรดยูริก และเพนิซิลลินก็สามารถวัดด้วยตัวตรวจวัดทางชีวภาพชนิดนี้ได้
- 4) Resonant Biosensor ทรานสดิวเซอร์ในตัวตรวจวัดทางชีวภาพจะเป็นเหมือนคลื่นซึ่งสามารถทำให้เกิดการเชื่อมต่อระหว่างส่วนประกอบทางชีวภาพได้ เมื่อเกิดการเชื่อมต่อนี้มากขึ้นจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงซึ่งทำให้สามารถวัดค่าออกในรูปแบบความถี่ได้
- 5) Optical Biosensor เป็นตัวตรวจวัดทางชีวภาพที่นำเอาเทคโนโลยีทางด้านออปติคส์ และออปโตอิเล็กทรอนิกส์ เข้ามาประยุกต์ เพราะมีการรบกวนสัญญาณน้อยมาก มีความไวในการตรวจวัดตัวอย่างสารชีวภาพที่ใช้ในการวิเคราะห์ เช่น ATP NADP+ เป็นต้น
- 6) Magnetic Biosensor เป็นตัวตรวจวัดทางชีวภาพที่มีทรานสดิวเซอร์ที่วัดการเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็ก หรือคุณสมบัติอื่นของสนามแม่เหล็กเปลี่ยนแปลงไป เช่น ความเหนียวน้ำ ความต้านทาน เป็นต้น

ประเภทของตัวตรวจวัดทางชีวภาพแบ่งตามตามชนิดสารชีวภาพสามารถแบ่งได้ ดังนี้

1. Enzyme Biosensor เป็นตัวตรวจวัดทางชีวภาพที่ใช้เอนไซม์เป็นตัวที่ก่อให้เกิดปฏิกิริยาการเปลี่ยนแปลงของสารชีวภาพเป้าหมาย เช่น การเปลี่ยนแปลงโครงสร้างภายในสารชีวภาพ การปลดปล่อยก๊าซ เป็นต้น

2. DNA Biosensor เป็นตัวตรวจวัดทางชีวภาพชนิดหนึ่งซึ่งใช้ตรวจสอบสารเป้าหมายที่เป็นดีเอ็นเอ และใช้ตัวตรวจจับเป็นชิ้นดีเอ็นเอสังเคราะห์สายสั้นๆ ที่ออกแบบให้มีความจำเพาะสูงต่อดีเอ็นเอเป้าหมาย
3. Immunosensor เป็นตัวตรวจวัดทางชีวภาพที่อาศัยการจับกันอย่างจำเพาะระหว่างแอนติบอดีกับแอนติเจน ถ้าต้องการตรวจหาแอนติเจน ตัวตรวจวัดจะทำการตรึงแอนติบอดีไว้บนตัวตรวจวัด ซึ่งผลจากการจับกันจะทำให้สมบัติทางกายภาพหรือทางเคมีเปลี่ยนไป เช่น คุณสมบัติทางมวล [2.5]

2.1.4 Ion-selective electrode

วิธี Ion selective electrode แบ่งได้เป็น 2 วิธี ได้แก่ direct ion selective electrode (direct ISE) และ indirect ion selective electrode (indirect ISE) ทั้งสองวิธีเหมือนกันในแง่ของการวัด โดยวิธี direct ISE เป็นการวัดอิเล็กโทรไลต์โดยตรง ค่าตรวจวัดที่ได้จะสูงกว่าวิธี indirect ISE แต่วิธี indirect ISE เป็นวิธีที่ต้องมีการเจือจางตัวอย่างก่อนที่จะทำการตรวจวัด

ข้อดีของวิธี direct ISE เทียบกับวิธี indirect ISE

1. สามารถใช้ตัวอย่างทั้งที่เป็นซีรัม พลาสมา และเลือดครบได้
2. ไม่ต้องเจือจางตัวอย่างจึงตรวจได้รวดเร็วและถูกต้องกว่า
3. ไม่ถูกรบกวนจากไขมันและโปรตีน

ข้อเสียของวิธี direct ISE เทียบกับวิธี indirect ISE

1. Electrode มีอายุการใช้งานสั้น
2. ต้องใช้ตัวอย่างในการวัดจำนวนมากกว่าวิธี indirect ISE
3. ให้ค่าตรวจวัดสูงกว่าวิธี indirect ISE [2.6]

2.1.5 Electrochemical Impedance Spectroscopy (EIS)

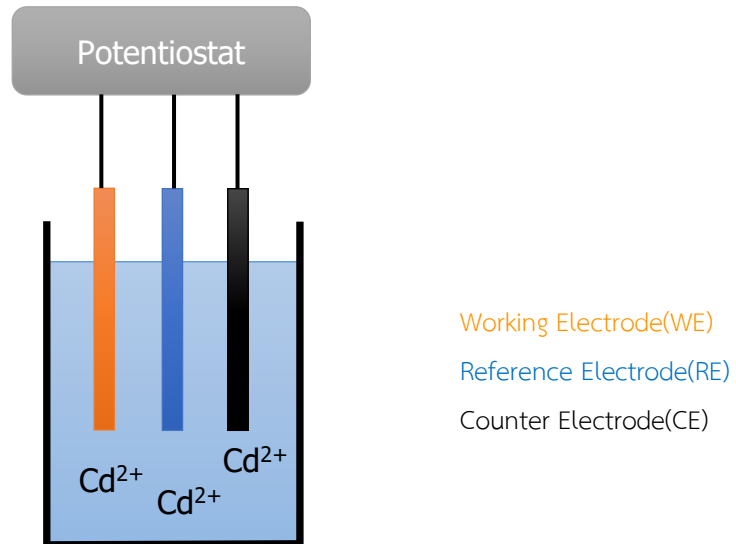
Electrochemical Impedance Spectroscopy (EIS) คือ การให้กระแสไฟฟ้าสลับในรูปฟังก์ชันไซน์ โดยควบคุมศักย์ไฟฟ้าที่มีค่าแอมพลิจูดต่ำในระดับ 10 – 50 มิลลิโวลต์ และปรับเปลี่ยนความถี่ได้ในช่วงระหว่าง 10^{-3} – 10^5 Hz เมื่อกำหนดศักย์ไฟฟ้าคงที่ค่าหนึ่งแล้ว เพิ่มศักย์ไฟฟ้าในรูปกระแสสลับป้อนให้แก่ระบบ แล้ววัดค่ากระแส จากค่ากระแสที่ได้จะสามารถนำไปวิเคราะห์ค่าอิมพีแดนซ์ของระบบเซลล์เคมีไฟฟ้า นั้นๆ ซึ่งค่าอิมพีแดนซ์สามารถใช้บ่งบอกคุณลักษณะการตอบสนองของกระแสไฟฟ้า ศักย์ไฟฟ้า หรือสัญญาณอื่นๆ ทางไฟฟ้าของวัสดุได้ [2.7]

2.1.6 Anodic Stripping Voltammetry

วิธีการวิเคราะห์โลหะหนัก โดยนำขั้วอิเล็กโทรด 3 ขั้ว ได้แก่

1. Working Electrode (WE) ขั้วที่มีการเกิดปฏิกิริยาทางเคมีไฟฟ้า

2. Reference Electrode (RE) ขั้วอ้างอิงศักย์ไฟฟ้าระหว่าง Working Electrode(WE) และ Reference Electrode(RE)
3. Counter Electrode (CE) ขั้วไฟฟ้าที่ช่วยให้มีกระแสไหลครบวงจร มาต่อเข้ากับ Potentiostat



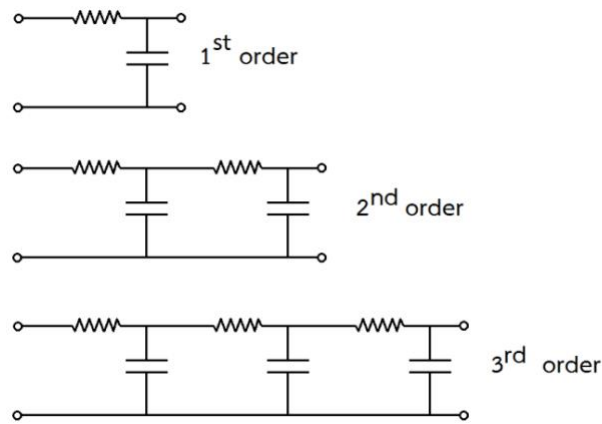
รูปที่ 2.2 การวิเคราะห์โลหะหนัก โดยนำขั้วอิเล็กโทรด 3 ขั้ว

เริ่มวิเคราะห์ด้วยการเหนี่ยวนำให้ Cd^{2+} มาสะสมที่ Working Electrode โดยให้ศักย์ไฟฟ้าคงที่ -1.5 V ซึ่งจะก่อให้เกิดปฏิกิริยารีดักชัน แล้วจึงค่อยๆ เพิ่มศักย์ไฟฟ้าตั้งแต่ -1.5 V ถึง 1.5 V และคงที่ศักย์ไฟฟ้าไว้ที่ 1.5 V เพื่อให้เกิดปฏิกิริยาออกซิเดชัน ซึ่งในขณะทำการเพิ่มศักย์ไฟฟ้าจะพบว่า จะมีค่าศักย์ไฟฟ้าค่าหนึ่งที่เกิดการเริ่มปฏิกิริยาออกซิเดชัน ซึ่งค่าศักย์ไฟฟ้านี้ในแต่ละโลหะหนักจะมีความแตกต่างกันไปทำให้สามารถแยกได้ว่าในสารละลายมีการปนเปื้อนโลหะชนิดอื่นหรือไม่ โดยสามารถนำไปวาดกราฟ Voltammogram (Stripping step) เพื่อการวิเคราะห์ปริมาณที่โลหะหนักอยู่ในสารละลาย [2.8]

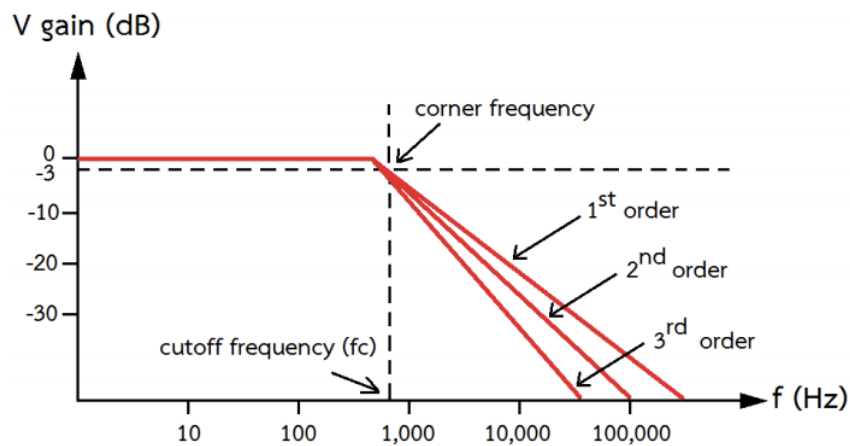
2.2 แนวความคิดหรือทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการสร้างวงจรและอุปกรณ์รับส่งสัญญาณไร้สาย

2.2.1 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Lowpass filter, LPF)

วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน เป็นวงจรที่ยอมให้สัญญาณความถี่ตั้งแต่ 0 Hz จนถึงความถี่ที่กำหนดผ่านไปได้ โดยที่ความถี่ที่สูงกว่านั้นจะถูกลดทอนไปตามลำดับ สามารถทำได้โดยการต่อตัวต้านทาน และตัวเก็บประจุ [2.9] ดังนี้



รูปที่ 2.3 วงจรความถี่ต่ำผ่าน



รูปที่ 2.4 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับลำดับการลดทอนความถี่ในวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

การคำนวณหาความถี่ตัด (cutoff frequency) ในวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (low pass filter, LPF) สามารถทำได้โดยใช้สมการ

$$\omega = \frac{1}{RC} = 2\pi f \quad (2.1)$$

โดย ω คือ ความถี่ตัดเชิงมุม มีหน่วยเป็น เรเดียน/วินาที (rad/s)

f คือ ความถี่ตัดเชิงเส้น มีหน่วยเป็น เฮิรตซ์ (Hz)

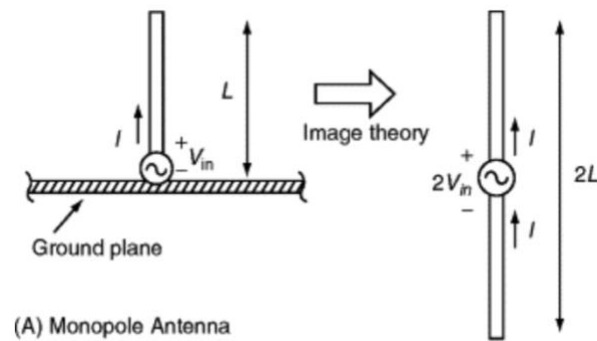
R คือ ความต้านทานไฟฟ้า มีหน่วยเป็น โอห์ม (Ω)

C คือ ความจุของตัวเก็บประจุ มีหน่วยเป็น ฟารัด (F)

2.2.2 สายอากาศโมโนโพล (Antenna monopole)

สายอากาศโมโนโพล คือ สายอากาศวิทยุซึ่งเป็นครึ่งหนึ่งของเสาอากาศไดโพล โดยสายอากาศโมโนโพลจะรวมกับระนาบกราวด์ที่มีมีความยาวพอสมควรแทนที่อีกครึ่งหนึ่งที่ไม่ได้กล่าวคือเสาอากาศไดโพล

มีสองส่วนในขณะที่สายอากาศโมโนโพลมีหนึ่งส่วนและจะแทนที่ครึ่งหนึ่งด้วยพื้นผิวที่เป็นตัวนำไฟฟ้าที่รู้จักกันในชื่อระนาบกราวด์ซึ่งมีพฤติกรรมเหมือนอีกครึ่งหนึ่งของสายอากาศไดโพล ด้วยระนาบกราวด์ที่มีขนาดใหญ่พอ สายอากาศโมโนโพลจึงมีความแข็งแรงเท่ากับสายอากาศไดโพลสามารถใช้งานในช่วงความถี่ตั้งแต่ kHz ถึง GHz ได้ [2.10]



รูปที่ 2.5 สายอากาศแบบโมโนโพล

2.2.3 เทคโนโลยีไร้สาย (Wireless Technology)

การสื่อสารไร้สายคือหนึ่งในวิธีการสื่อสารระหว่างอุปกรณ์สองตัวหรือมากกว่าที่ดีที่สุด เทคโนโลยีนี้จะทำการสื่อสารและส่งข้อมูลแบบไร้สายโดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เช่น ความถี่วิทยุ อินฟราเรดและดาวเทียม แทนการใช้สายเคเบิล จะทำงานในช่วงความถี่จำเพาะในช่วงแม่เหล็กไฟฟ้าตั้งแต่ 3 Hz ถึง 3000 GHz (3 THz) เรียกว่าคลื่นวิทยุ ตัวอย่างการสื่อสารแบบไร้สาย มีดังนี้

1. บลูทูธ (Bluetooth) คือมาตรฐานการสื่อสารแบบไร้สายโดยใช้ระบบคลื่นที่ออกแบบมาสำหรับการเชื่อมต่อระยะใกล้สำหรับอุปกรณ์พกพาส่วนตัว โดยจะกำหนดชุดการสื่อสารที่จะทำให้อุปกรณ์ตรวจพบกันเอง รวมทั้งแสดงบริการที่อุปกรณ์มี อุปกรณ์ที่ใช้บลูทูธทุกเครื่องจะมีไมโครชิปขนาดเล็กที่สามารถส่งข้อมูลและสัญญาณเสียงได้ อุปกรณ์หนึ่งเครื่องทำหน้าที่เป็นตัวหลักในการตั้งค่าทั่วไป และอีกหนึ่งหรือหลายเครื่องจะทำงานเป็นอุปกรณ์ลูก อุปกรณ์หลักจะทำการเชื่อมต่อหาอุปกรณ์บลูทูธอื่นๆ และสร้างเส้นทางที่รับและส่งข้อมูลกันได้ อุปกรณ์บลูทูธจะใช้คลื่น 2.4 GHz ซึ่งเป็นช่วงคลื่นไม่ลงทะเบียนสำหรับอุตสาหกรรม วิทยาศาสตร์และการแพทย์ (ISM) สำหรับสัญญาณวิทยุ และทำการสื่อสารระหว่างอุปกรณ์ได้ในระยะสูงสุดที่ 100 เมตร
2. RFID (Radio Frequency Identification) ถือเป็นเทคโนโลยีในการระบุตัวตนอัตโนมัติซึ่งใช้สนามแม่เหล็กในคลื่นวิทยุเพื่อระบุสิ่งของ ที่ติดป้ายเมื่ออยู่ใกล้กับเครื่องอ่าน เทคโนโลยี RFID เป็นวิธีที่เรียบง่ายในการแลกเปลี่ยนข้อมูลระหว่างสองจุด ซึ่งก็คือเครื่องอ่าน/เครื่องเขียน และป้าย การ

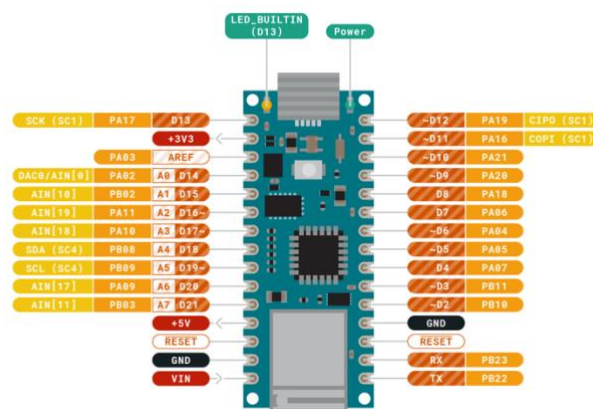
สื่อสารนี้ช่วยให้ระบุข้อมูลหรือองค์ประกอบภายในป้ายได้ และทำให้จัดการกระบวนการได้ง่ายขึ้น [2.11]

2.2.4 Arduino Nano 33 IoT

บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีขนาดเล็กรองรับไฟ 3.3V เท่านั้น สามารถใช้เทคโนโลยี Internet Of Things ร่วมกับ WIFI และสามารถสื่อสารโดยใช้วิธีแบบ BLE และ Bluetooth® ได้ [2.12]

ตารางที่ 1 คุณสมบัติของ Arduino Nano 33 IoT

คุณสมบัติ	Arduino Nano 33 IoT
Processor	SAMD21
Clock speed	48 MHz
CPU Flash Memory	256 KB
SRAM	32 KB
Wireless Protocols	WIFI 802.11b/g/n Bluetooth v4.2
Operating Voltage	3.3 V.



รูปที่ 2.6 Arduino Nano 33 IoT

2.3 ผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.3.1 Wireless, intraoral hybrid electronics for real-time quantification of sodium intake toward hypertension management

งานวิจัยนี้มีจุดมุ่งหมายในการวัดปริมาณโซเดียมและแสดงผลข้อมูลที่ได้รับ ณ เวลานั้นๆ เพื่อปรับปรุงนิสัยการกิน โดยใช้ระบบการสื่อสารแบบไร้สายระยะไกล และการนำวงจรรวมที่ออกแบบฝังอยู่ในแผ่นวัสดุยืดหยุ่นที่ระบายอากาศได้ติดลงบนรีเทนเนอร์ จากการศึกษางานวิจัยฉบับนี้นักศึกษาสามารถสรุปงานวิจัย ด้วยการแบ่งจากโครงสร้างของแผ่นวัสดุออกเป็น 4 ชั้น คือ

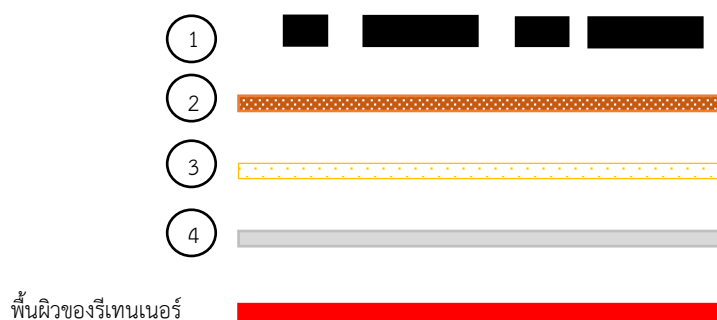
1. ชั้นวงจรรวม (ICs) ประกอบไปด้วย

- A microstructured ion-selective sodium sensor ตัวตรวจจับที่ออกแบบโดยยึดหลักการ Ion selective electrode (ISE)
- signal filtering/amplification โดยเลือกใช้อุปกรณ์กรองความถี่ต่ำผ่าน
- Bluetooth low-energy wireless telemetry
- Antenna โดยเลือกเป็นสายอากาศแบบโมโนโพล เพื่อเพิ่มอัตราขยายสูงสุด
- Microcoin Battery

2. ชั้นส่วนเชื่อมต่อระหว่างวงจรรวมและชั้นไดอิเล็กทริก (mesh interconnects)

3. ชั้นไดอิเล็กทริก (dielectric layer)

4. ชั้นระนาบกราวด์ (ground plane) [2.13]



รูปที่ 2.7 โครงสร้างของแผ่นวัสดุ 4 ชั้น

2.3.2 Wireless, Room Temperature Volatile Organic Compound Sensor Based on Polypyrrole Nanoparticle Immobilized Ultrahigh Frequency Radio Frequency Identification Tag

งานวิจัยนี้มีจุดมุ่งหมายในการประดิษฐ์ระบบเซ็นเซอร์ไร้สายที่ทำงานโดยใช้การระบุความถี่วิทยุ (RFID) โดยใช้กลุ่มของคาร์บอกซิลที่ทำให้เกิดฟังก์ชัน polypyrrole (C-PPy) nanoparticles (NPs) ซึ่งมีคุณสมบัติทางเคมีและไฟฟ้าที่สามารถนำมาแสดงลักษณะเฉพาะในการเปลี่ยนแปลงผ่านระบบเซ็นเซอร์ได้ สำหรับระบบเซ็นเซอร์ประกอบด้วยเสาอากาศที่ใช้ในการอ่าน RFID และ sensor tag ที่เคลือบด้วย C-PPy NPs ความถี่สูงพิเศษซึ่งหาได้ทั่วไป [2.14]

2.3.3 A compact, Portable and Low-cost Potentiostat with smartphone for Electrochemical Sensors

งานวิจัยนี้มีจุดมุ่งหมายเพื่อพัฒนา potentiostat ให้มีขนาดเล็กลง ใช้แบตเตอรี่ในการให้พลังงาน สามารถเป็นเครื่องมือที่พกพาได้ และสามารถวิเคราะห์ปฏิกิริยาทางไฟฟ้าเคมีได้ทั้งแบบ Amperometric mode และ Voltammetric mode ส่วนการพัฒนาสามารถแบ่งออกเป็นหลายส่วน โดยส่วนที่สำคัญคือส่วนการควบคุมที่ใช้ STM32 Nucleo 32 Microcontroller ซึ่งมีหน้าที่หลักคือ ควบคุมการเกิดสัญญาณที่นำไปใช้สร้างสัญญาณที่ก่อให้เกิดปฏิกิริยาทางไฟฟ้าเคมี ควบคุมส่วนที่ใช้ในการตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นใหม่จากปฏิกิริยาทางไฟฟ้าเคมี และควบคุมการส่งข้อมูลระหว่าง potentiostat และ smartphone สำหรับการพัฒนา potentiostat ของงานวิจัยนี้จะใช้ออปแอมป์ 7 ตัวในการพัฒนาเพื่อแปลงหรือตรวจจับสัญญาณ แสดงดังรูปที่ 2.8 ซึ่งฟังก์ชันออปแอมป์แต่ละตัวมีดังนี้

OA1 คือ วงจร differential amplifier

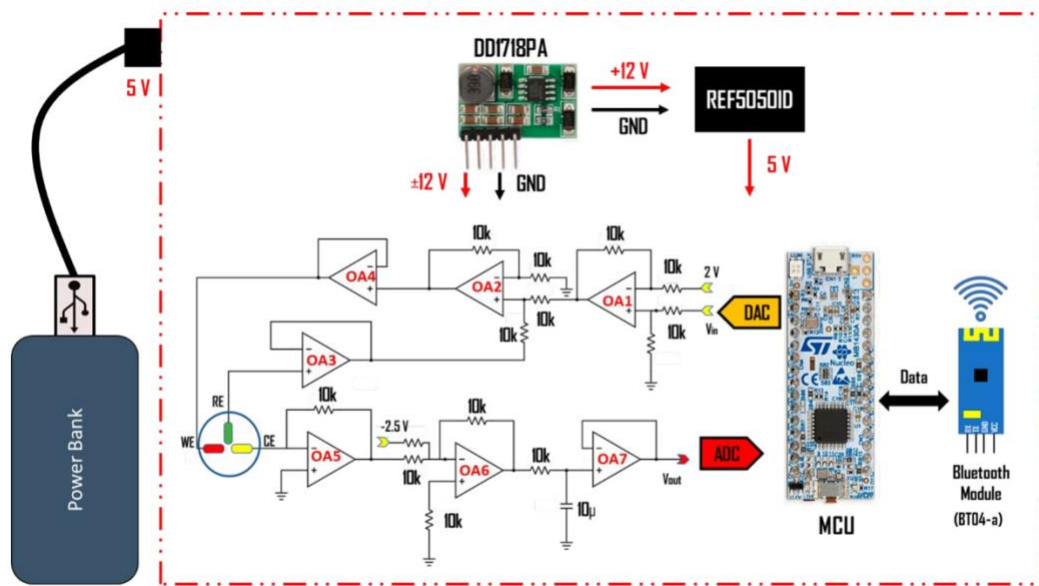
OA2 คือ วงจร non-inverting amplifier summing amplifier

OA3 และ OA4 คือ วงจร voltage follower

OA5 คือ วงจรที่เปลี่ยนกระแสเป็นแรงดัน ซึ่งวัดกระแสจากการเกิดปฏิกิริยาของ electrochemical ที่ WE

OA6 คือ วงจร inverting amplifier summing amplifier

OA7 คือ วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน



รูปที่ 2.8 แผนผังโคะแกรมการพัฒนามาร potentiostat

สรุปคือการเปรียบเทียบแรงดันระหว่าง WE และ RE จะต้องมีการแปลงสัญญาณกระตุ้น 0 ถึง 4 V ที่ได้จาก microcontroller เป็น -2 ถึง 2 V. แล้วมารวมกับแรงดันจาก RE ด้วยตัวแปลงสัญญาณ ซึ่งการเปรียบเทียบแรงดันระหว่าง WE และ RE ใน Voltammetric mode จะก่อให้เกิดกระแส ซึ่งเป็นผลการตอบสนองที่เราต้องวัดค่าออกมา โดยจะมีส่วนการแปลงค่ากระแสนั้นเป็นแรงดันที่มีทั้งค่าลบและบวก และจะนำค่าแรงดันที่ได้ไปแปลงเป็นแรงดันบวก 0 ถึง 5 V ซึ่งสามารถบันทึกได้ใน Microcontroller และนำมาส่งข้อมูลผ่านบลูทูธเป็นลำดับถัดไป [2.15]

2.4 เอกสารอ้างอิง

- [2.1] ผศ.ดร.พิมพ์เพ็ญ พระเฉลิมพงศ์, ศาสตราจารย์เกียรติคุณ ดร.นิธิยา รัตนานนท์, “Casein / เคซีน”, [Online].Available: <http://www.foodnetworksolution.com/wiki/word/0227/casein>, [Accessed: Aug 20, 2021].
- [2.2] ดร.น.สพ.มงคล แก้วสุทัศน์, “ทำไมคนถึงแพ้นมวัว”, [Online].Available: <https://m.chulabook.com/blog/35/83>, [Accessed: Aug 20, 2021].
- [2.3] ผศ.ดร.พิมพ์เพ็ญ พระเฉลิมพงศ์, ศาสตราจารย์เกียรติคุณ ดร.นิธิยา รัตนานนท์, “Lactose / น้ำตาลแล็กโทส”, [Online].Available: <http://www.foodnetworksolution.com/wiki/word/1036/lactose>, [Accessed: Aug 20, 2021].
- [2.4] ดร.อัญชลี สำเภา, “ไบโอเซนเซอร์ : การสร้าง การทำงาน และประโยชน์ของไบโอเซนเซอร์ (Biosensor: fabrication, operation and its applications)”, Jun-Mar 2008.

- [2.5] ElProCUS., “What is a Biosensor : Types & Its Applications”
[Online].Available: <https://www.elprocus.com/what-is-a-biosensor-types-of-biosensors-and-applications/>, [Accessed: Aug 22, 2021].
- [2.6] Carl C. Holbek et al., “Understanding the different values in electrolyte measurements”, [Online].Available: <https://acutecaretesting.org/en/articles/understanding-the-different-values-in-electrolyte-measurements>, 2002.
- [2.7] นางสาวรพรรณ พรหมศิลา, “งานวิจัยการศึกษาอิมพีแดนซ์สเปกโตรสโคปีเชิงเคมีไฟฟ้าของตัวตรวจวัดพอลิอะนิลีน สำหรับวัดการนำไฟฟ้าแบบไม่สัมผัส”, 2556.
- [2.8] Ittipon Jeerapan, “Anodic Stripping Voltammetry (ASV) for the Determination of Heavy Metals (in Thai)”, [Online].Available:<https://www.youtube.com/watch?v=26SiXYefVKE>, [Accessed: Sep 28, 2021].
- [2.9] ElectronicsTutorials., “Passive Low Pass Filter”,
[Online].Available: https://www.electronics-tutorials.ws/filter/filter_2.html, [Accessed: Aug 19, 2021].
- [2.10] Wai-Kai Chen., “Antenna Elements and Arrays”, The Electrical Engineering Handbook, Pages 569-583, 2005.
- [2.11] element14 Thailand, “เทคโนโลยีไร้สาย”,
[Online].Available: <https://th.element14.com/wireless-technology>, [Accessed: Aug 23, 2021].
- [2.12] Arduino, “Arduino Nano 33 IoT”,
[Online].Available: <https://docs.arduino.cc/hardware/nano-33-iot>, [Accessed: Oct 18, 2021].
- [2.13] Yongkuk Lee, Connor Howe, Saswat Mishra, Dong Sup Lee, Musa Mahmood, Matthew Piper, Youngbin Kim, Katie Tieu, Hun-Soo Byun, James P. Coffey, Mahdis Shayan, Youngjae Chune, Richard M. Costanzo, and Woon-Hong Yeo., “Wireless, intraoral hybrid electronics for real-time quantification of sodium intake toward hypertension management”, 22 May 2018.
- [2.14] Jaemoon Jun, Jungkyun Oh, Dong Hoon Shin, Sung Gun Kim, Jun Seop Lee, Wooyoung Kim, and Jyongsik Jang., “Wireless, Room Temperature Volatile Organic Compound Sensor Based on Polypyrrole Nanoparticle Immobilized Ultrahigh Frequency Radio Frequency Identification Tag”, American Chemical Society, 2016.
- [2.15] Watcharin Permwong, Chidkamon Thunkhamrak, Jantima Upan, Jaroon Jakmunee and Somkid Pencharee., “A Compact, Portable, and Low-cost Potentiostat with Smartphone for Electrochemical Sensors”, Chiang Mai J. Sci. 2020.

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงาน

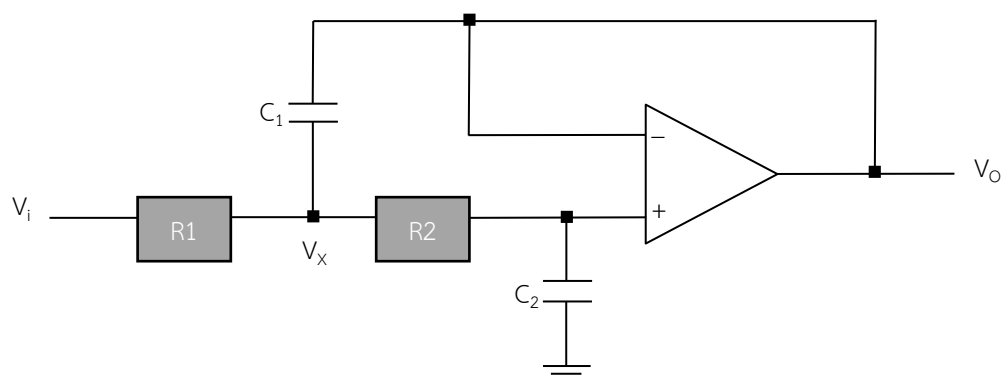
บทนี้จะกล่าวถึงวิธีการดำเนินงานของโครงงานออกแบบและสร้างวงจรอิเล็กทรอนิกส์ไฮบริดภายในช่องปากแบบไร้สาย

การทดสอบจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ ทดสอบวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่านและทดสอบการวัดแบบ Potentiometric mode โดยการทดสอบจะใช้โปรแกรม LTspice ช่วยในการวิเคราะห์ และสั่งให้จำลองการทำงานออกมา จากนั้นจึงต่อวงจรทดลองจริงโดยใช้เครื่องออสซิลอ스코ปในการวัด เพื่อเปรียบเทียบผลทดลองจริงกับผลทดลองในโปรแกรม

3.1 การทดลองการกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน

3.1.1 วงจรกรองพื้นฐานของ Sallen Key

รูปที่ 3.2 แสดงวงจรแบบพื้นฐานของ Sallen Key ซึ่งมีฟังก์ชันถ่ายโอนอันดับสอง ที่ใช้ออปแอมป์หนึ่งตัว



รูปที่ 3.2 วงจรพื้นฐานของวงจรกรองแบบ Sallen Key

Transfer function

$$V_x = i_{C2} R_2 + V_o \quad (3.1)$$

$$= R_2 C_2 S V_o + V_o \quad (3.2)$$

$$V_1 = V_o (R_2 C_2 S + 1) \quad (3.3)$$

$$i_{C2} = i_{C1} + i_{R1} \quad (3.4)$$

$$V_o S C_2 = (V_o - V_x) S C_1 + \frac{V_i - V_x}{R_1} \quad (3.5)$$

จากสมการ 3.3 และ 3.5

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{(SC_2R_2)SC_1R_1 + SC_2R_1 + SC_2R_2 + 1} \quad (3.6)$$

$$H(s) = \frac{\frac{1}{C_1C_2R_1R_2}}{s^2 + s\left(\frac{1}{C_1R_1} + \frac{1}{C_1R_2}\right) + \frac{1}{C_1C_2R_1R_2}} \quad (3.7)$$

$$w = \sqrt{\frac{1}{C_1C_2R_1R_2}} \quad (3.8)$$

การคำนวณหาค่าความถี่ตัด (cutoff frequency)

$$w = 2\pi f \quad (3.9)$$

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_1C_2R_1R_2}} \quad (3.10)$$

การทดสอบด้วยโปรแกรม LTspice

โดยออกแบบให้แต่ละ stage ได้ cut off frequency ที่ 1 kHz

Stage 1 กำหนด ให้ $R_1=1.2k\Omega$, $R_2=16.2k\Omega$, $C_1=100nF$, $C_2=10nF$

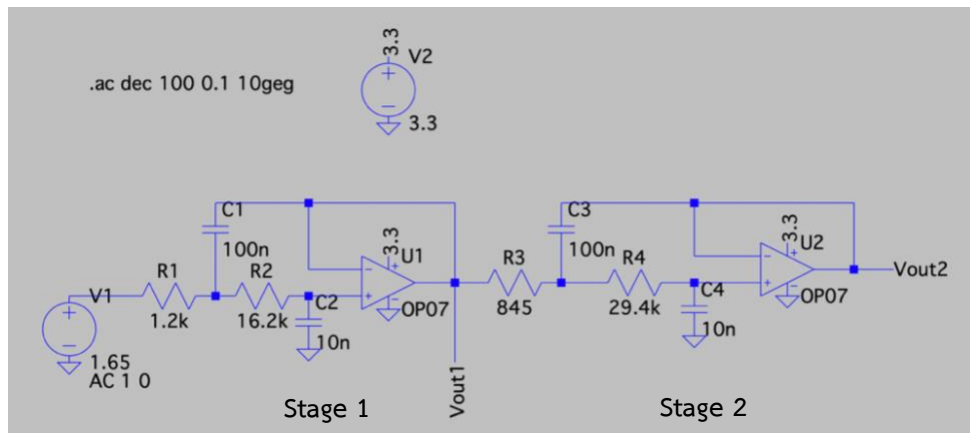
$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{100n \times 10n \times 1.2k \times 16.2k}} = 1142.49 \text{ Hz}$$

$$\text{Bode plots} = -20 \log(1142.49) = -61.15 \text{ dB}$$

Stage 2 กำหนด ให้ $R_3=845\Omega$, $R_4=29.4k\Omega$, $C_1=100nF$, $C_2=10nF$

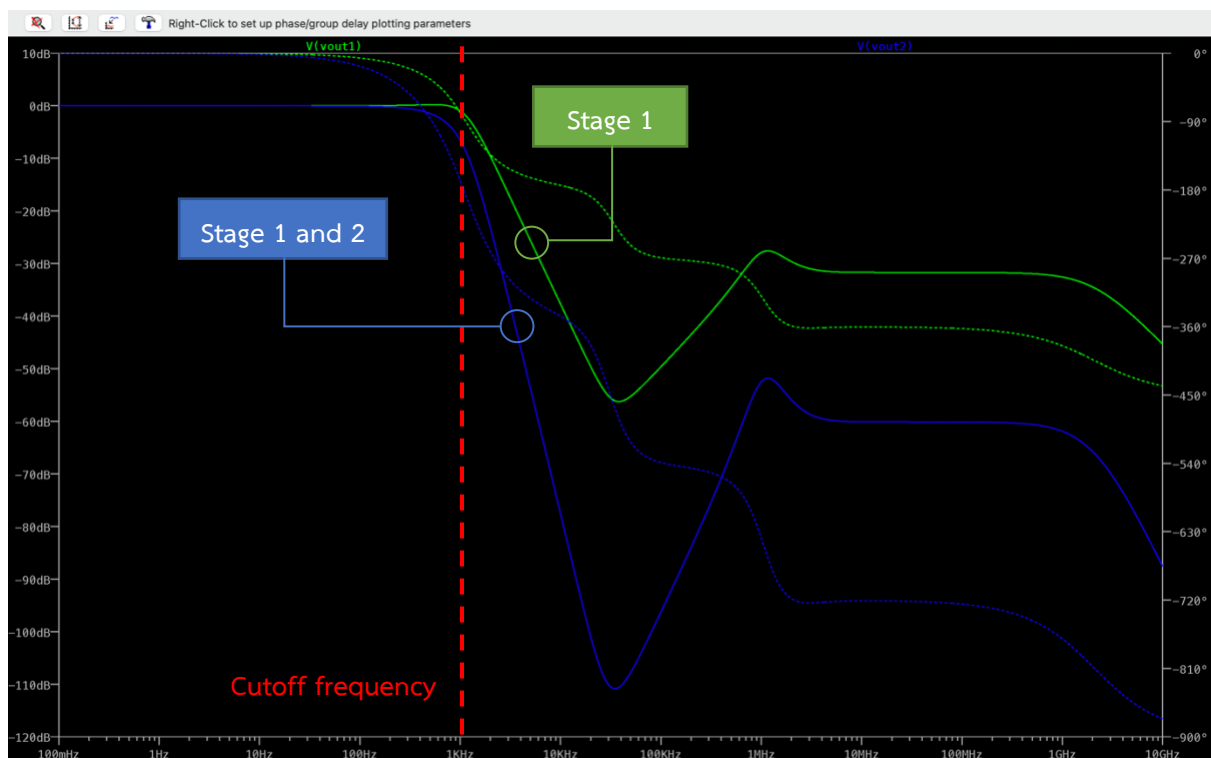
$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{100n \times 10n \times 845 \times 29.4k}} = 1009.76 \text{ Hz}$$

$$\text{Bode plots} = -20 \log(1009.76) = -60.08 \text{ dB}$$



รูป 3.3 วงจรกรองแบบ Sallen Key 2 stage

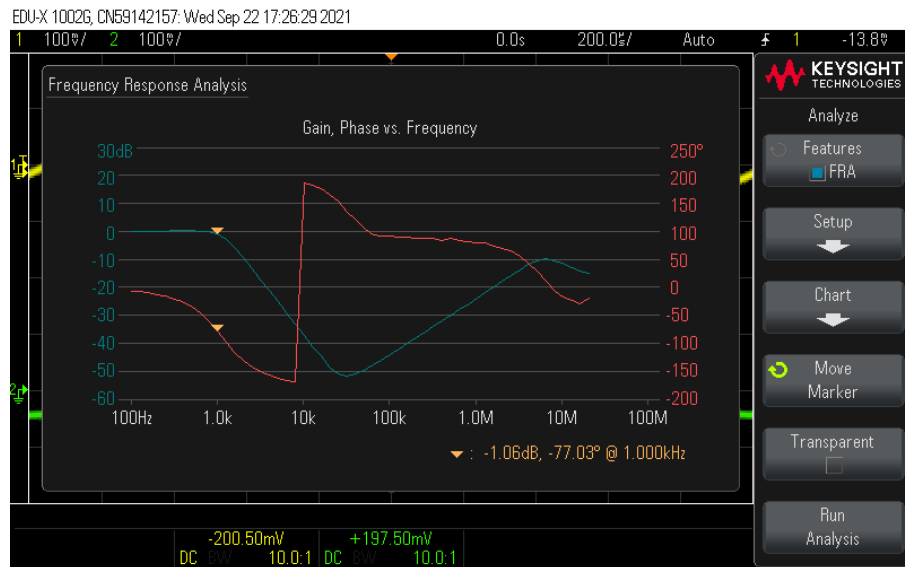
รูปที่ 3.4 แสดง cutoff frequency ของวงจรกรอง Sallen และ Key stage 1(เส้นสีเขียว) และรวม 2 stage(เส้นสีน้ำเงิน) ที่ประมาณ 1 kHz โดยที่ผลของการกรองความถี่ของการรวมวงจรทั้ง 2 stage ทำให้ได้ค่าลดทอนมากกว่าเดิม โดยมีค่าประมาณ -110 dB



รูป 3.4 กราฟตอบสนองความถี่ของวงจรกรอง Sallen Key 2 stage

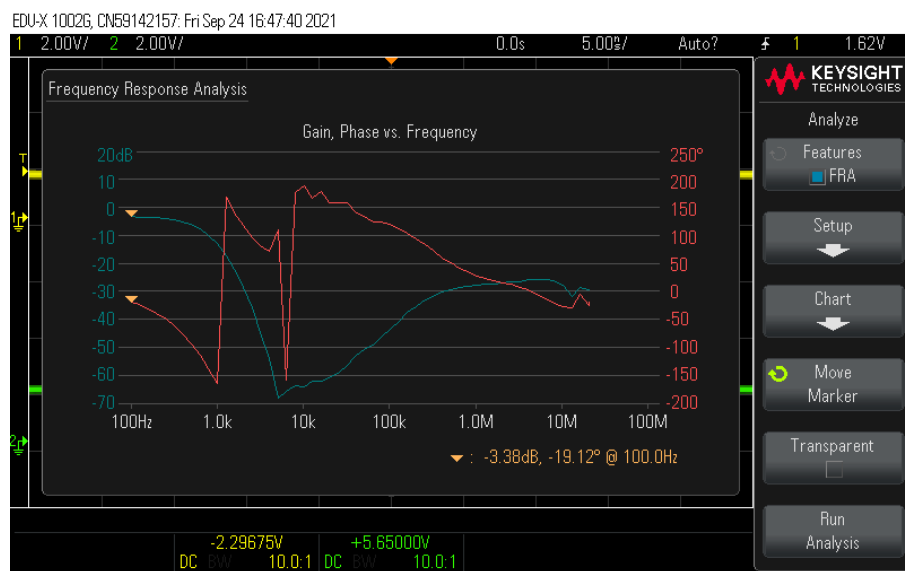
การทดสอบด้วยเครื่อง Oscilloscope

รูปที่ 3.5 แสดง cutoff frequency ของวงจรกรอง Sallen และ Key stage 1 ที่ประมาณ 1 kHz และมีการลดทอนประมาณ -50 Hz ซึ่งสูงกว่าผลการจำลองที่ได้จาก LTSpice



รูป 3.5 กราฟผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรอง Sallen Key stage 1

รูปที่ 3.6 แสดง cutoff frequency ของวงจรกรอง Sallen และ Key 2 stage ที่ประมาณ 1 kHz และมีการลดทอนประมาณ -70 Hz ซึ่งสูงกว่าผลการจำลองที่ได้จาก LTSpice มาก



รูป 3.6 กราฟผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรอง Sallen Key 2 stage

3.1.2 การออกแบบไฟเลี้ยงเดี่ยว

โดยออกแบบให้ Op-amp ใช้ไฟเลี้ยงขาบวก 3.3 V และขาลบ 0 V เนื่องจากบอร์ด Arduino nano 33 lot ไม่สามารถรองรับไฟเลี้ยงที่มากกว่า 3.3 V ได้ โดยขณะทำการทดสอบด้วยเครื่อง Oscilloscope จะเปลี่ยนค่า Offset เป็น 1.65 V เพื่อความสะดวกในการทดสอบ

3.2 การตั้งค่า Voltage switch control

เพื่อประยุกต์ในการทดสอบวงจรการวัดกระแส (Amperometric mode) และวงจรวัดความต่างศักย์ (Potentiometric mode) โดยกำหนดให้ Voltage source ของสวิตช์ให้ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าแตกต่างกันในแต่ละช่วงเวลา คือ

1. ที่เวลา 0 ถึง 0.2 s. ให้ความต่างศักย์ไฟฟ้า 1 V เปรียบได้กับสวิตช์ On
2. ที่เวลา 0.2001 ถึง 0.5 s. ให้ความต่างศักย์ไฟฟ้า 0 V เปรียบได้กับสวิตช์ Off
3. ที่เวลา 0.5 s. เป็นต้นไปให้ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า 1 V เปรียบได้กับสวิตช์ On

Time Domain Function

style: PWL(t0, V0, t1, V1...)

time1[s]: 0.2

value1[V]: 1

time2[s]: 0.2001

value2[V]: 0

time3[s]: 0.5

value3[V]: 0

time4[s]: 0.5001

value4[V]: 1

Additional PWL points

Make this information visible on the schematic ☒

Small Signal Parameters (.AC)

AC Amplitude: 0

AC Phase[*]: 0

Make this information visible on the schematic ☐

Parasitic Impedances

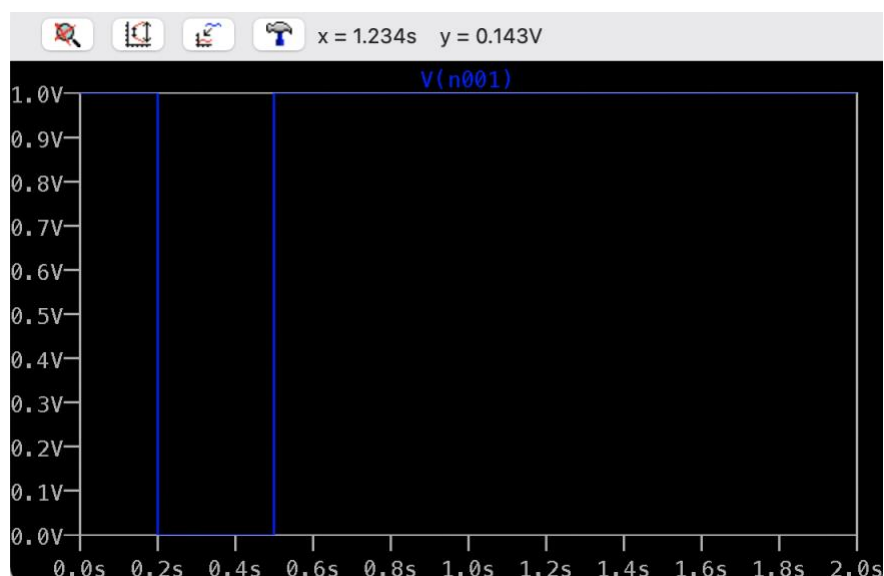
Series Resistance[Ω]:

Parallel Capacitance[F]:

Make this information visible on the schematic ☐

Cancel OK

รูปที่ 3.6 การตั้งค่า Voltage switch control



รูปที่ 3.7 ผลการจำลองการตั้งค่า Voltage switch control

3.3 การตั้งค่า Voltage switch control

เพื่อประยุกต์ในการทดสอบวงจรการวัดกระแส (Amperometric mode) และวงจรวัดความต่างศักย์ (Potentiometric mode) โดยทดสอบให้ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าแตกต่างกันในแต่ละช่วงเวลา คือ

1. ที่เวลา 0 ถึง 0.5 s. ให้ความต่างศักย์ไฟฟ้า 1.5 V
2. ที่เวลา 1 s. ให้ความต่างศักย์ไฟฟ้า 0 V
3. ที่เวลา 1.5 s. เป็นต้นไปให้ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า 1.5 V

Time Domain Function

style: **PWL(t0, V0, t1, V1...)**

time1[s]: 0.5

value1[V]: -1.5

time2[s]: 1

value2[V]: 0

time3[s]: 1.5

value3[V]: 1.5

time4[s]:

value4[V]:

Additional PWL points

Make this information visible on the schematic ☒

Small Signal Parameters (AC)

AC Amplitude: 0

AC Phase[*]: 0

Make this information visible on the schematic ☐

Parasitic Impedances

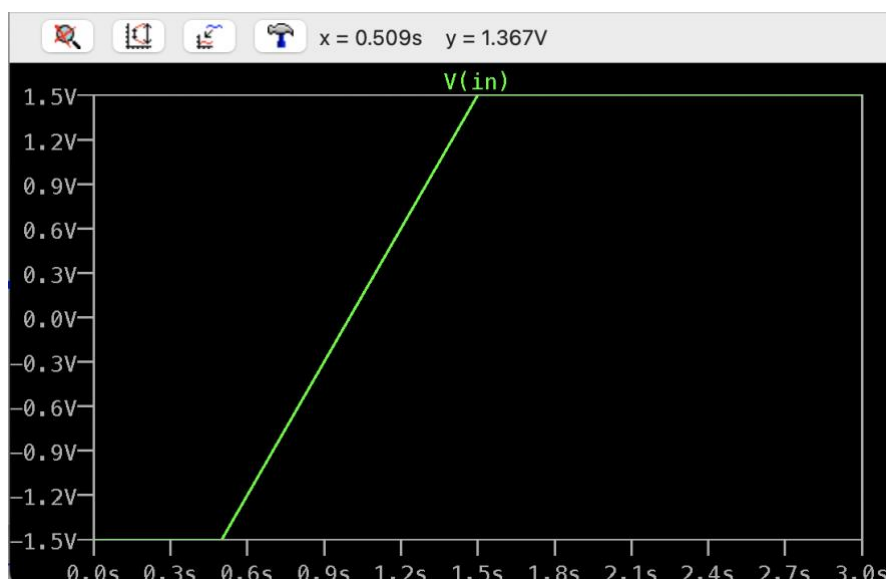
Series Resistance[Ω]:

Parallel Capacitance[F]:

Make this information visible on the schematic ☐

Cancel OK

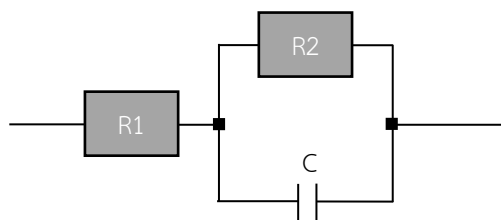
รูปที่ 3.8 การตั้งค่าแหล่งจ่ายแรงดัน



รูปที่ 3.9 ผลการจำลองการตั้งค่าแหล่งจ่ายแรงดัน

3.4 วงจรสมมูลของอิเล็กโทรด

รูปที่ 3.10 แสดงวงจรสมมูลของอิเล็กโทรด ที่เปรียบเทียบให้ R1 เป็นความต้านทานภายในสารละลาย R2 และ C เป็นคุณสมบัติที่ผิวหน้าขั้ว Working electrode (WE) โดยถ้าความเข้มข้นของสารละลายเปลี่ยนไปค่า C ก็เปลี่ยน ทำให้ความถี่ของวงจรเปลี่ยน



รูปที่ 3.10 วงจรสมมูลของอิเล็กโทรด

สรุปการดำเนินงาน

ศึกษาวิธีตรวจวิเคราะห์ Anodic Stripping Voltammetry ซึ่งเกี่ยวข้องกับการวัดโลหะหนักในสารละลาย ออกแบบ Voltage switch control เพื่อควบคุมการจ่ายแรงดันแก่วงจร ทดสอบการกรองสัญญาณของวงจรกรอง Sallen และ Key 2 stage และกำลังศึกษาวงจรสมมูลที่มีคุณสมบัติเหมือนอิเล็กโทรด นอกจากนี้นักศึกษาได้ทำการส่งข้ออุปกรณ์ต่างๆ ที่ใช้ในโครงงานเพิ่มเติมสำเร็จแล้ว

ปัญหาที่พบคือการทดสอบการกรองสัญญาณของวงจรกรอง Sallen และ Key 2 stage ได้ผลไม่เป็นตามที่คาดหวัง คือ ผลการลดทอนสูงกว่าผลที่วัดได้ด้วย LTspice และยังไม่ทราบวิธีที่ใช้ในการตรวจจับโปรตีนในนมวัวหรือน้ำตาลแล็กโทสที่แน่ชัด

ส่วนต่อไปที่จะทำการศึกษาและทดลองคือการทดสอบวงจรการวัดกระแส (Amperometric mode) พร้อมทั้งทดสอบวงจรวัดความต่างศักย์ (Potentiometric mode) จากนั้นก็จะทำการทดสอบการส่งสัญญาณจาก Microcontroller ไปยังคอมพิวเตอร์