



## รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์ ประจำปีงบประมาณ 2559

ระบบตรวจวัดทางชีวภาพราคาถูกแบบเพียโซอิเล็กทริก

**Low Cost Piezoelectric Biosensor System**



ผศ.ดร.ดอน อิศรากร

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

๖๐๐๒๗๐๐๘๒

กันยายน พ.ศ. 2559

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รหัสโครงการ.....2559A11862017.....

## รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์ ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2559

ระบบตรวจวัดทางชีวภาพราคาถูกแบบเพียโซอิเล็กทริก  
Low Cost Piezoelectric Biosensor System



สนับสนุนโดย สำนักบริหารโครงการวิจัยส่งเสริมการวิจัย  
ในอุดมศึกษาและพัฒนามหาวิทยาลัยวิจัยแห่งชาติ  
สำนักงานคณะกรรมการการอุดมศึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ชื่อโครงการ (ภาษาไทย) ระบบตรวจวัดทางชีวภาพราคาถูกแบบเพียโซอิเล็กทริก

แหล่งเงิน โครงการส่งเสริมการวิจัยในอุดมศึกษา

ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2559 จำนวนเงินที่ได้รับการสนับสนุน 350,000 บาท

ระยะเวลาทำการวิจัย 1 ปี ตั้งแต่ 1 ตุลาคม 2558 ถึง 30 กันยายน 2559

ผศ.ดร.ดอน อิศรากร (หัวหน้าโครงการ)

ศุภวัฒน์ ชัยสวัสดิ์ (ผู้ช่วยวิจัย)

คณะวิศวกรรมศาสตร์ ภาควิชาวิศวกรรมการวัดและควบคุม

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

บทคัดย่อ

อุปกรณ์ตรวจวัดทางชีวภาพคืออุปกรณ์สำหรับตรวจปริมาณทางชีวภาพต่าง ๆ โดยในงานวิจัยฉบับนี้จะนำเสนอในส่วนของการตรวจวัดมวลทางชีวภาพบนแผ่นผลึกควอทซ์ เป็นอุปกรณ์ที่สามารถวัดมวลทางชีวภาพได้ในระดับนาโนกรัม โดยอาศัยหลักการความถี่สั่นพ้องที่เปลี่ยนแปลงกับมวลของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก ซึ่งอุปกรณ์นี้มีราคาที่สูงและขนาดใหญ่ไม่สะดวกในการเคลื่อนย้ายหรือใช้งานนอกสถานที่ได้ โดยในเครื่องมือวัดนี้จะมีเครื่องวิเคราะห์ห้อมพีแดนซ์สำหรับการวัดความถี่สั่นพ้องของแผ่นควอทซ์อยู่ซึ่งเป็นส่วนที่มีราคาสูงและมีขนาดใหญ่ การแก้ปัญหาดังกล่าวผู้วิจัยจึงเลือกวงจรเพียซ ซึ่งเป็นวงจรสำหรับขับแผ่นควอทซ์ปกติในวงจรดิจิทัล เป็นวงจรที่มีขนาดเล็กมากและมีราคาที่ถูกมากและมีประสิทธิภาพเพียงพอในการวัดค่าความถี่สั่นพ้องของแผ่นควอทซ์ แล้วนำมาสร้างเป็นระบบต้นแบบที่มีขนาดเล็ก มีความสามารถในการทำงานด้วยตัวเองโดยไม่ต้องอาศัยการต่อพ่วงเข้ากับคอมพิวเตอร์เพื่อที่จะสามารถนำไปใช้งานวัดมวลทางชีวภาพโดยคร่าว่นอกสถานที่ได้จริง

คำสำคัญ :

ตัวตรวจรู้ทางชีวภาพ (Biosensor)

การวัดค่าความต้านทานทางไฟฟ้า (Impedance measurement)

อุปกรณ์เปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าแบบเพียโซอิเล็กทริก (Piezoelectric Transducer)

ก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Research Title: Low Cost Piezoelectric Biosensor System

Researcher: Asst.Prof.Dr. Don Isarakorn

Faculty: Engineering Department: Instrumentation and Control Engineering

## ABSTRACT

This research presents a Quartz Crystal Microbalance (QCM) Biosensor. And comparison between pierce oscillator and impedance analysis techniques for measuring the frequency of the quartz crystal. The QCM analyzer based on pierce oscillator is designed, realized, and then compared to the impedance analyzer. The comparison is focused on accuracy and precision of measurement. The pierce oscillator in a completed-chip is employed in the QCM analyzing device to simplify the circuit of system. The frequency drift and standard deviation (SD) values which are obtained from resonant frequency measurement are studied to investigate the accurate and precise measurement of devices. In the experiment, an AT-cut quartz disc of crystal oscillator package HC49U is unloaded and loaded while it is being measured the frequency. From the experimental results, the QCM analyzer based on pierce oscillator and impedance analyzer have the approximate accuracy and precision of measurement. The QCM analyzer based on pierce oscillator has lower sensitivity due to the frequency drift.

Keywords :

Quartz Crystal Microbalance

Pierce Oscillator

Impedance analyzer

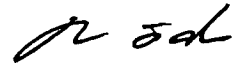
Piezoelectric Transducer

๒

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## กิตติกรรมประกาศ

การวิจัยครั้งนี้ได้รับทุนสนับสนุนการวิจัยจากสำนักบริหารโครงการส่งเสริมการวิจัยในอุดมศึกษา และพัฒนามหาวิทยาลัยวิจัยแห่งชาติ สำนักงานคณะกรรมการการอุดมศึกษา ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2559



ผศ.ดร.ดอน อิศรากร  
นาย สุภาวัฒน์ ชัยสวัสดิ์



ก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ค
สารบัญ.....	ง
สารบัญ(ต่อ).....	จ
สารบัญตาราง.....	ฉ
สารบัญภาพ.....	ช
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 การทบทวนวรรณกรรม.....	2
1.2 ความสำคัญและที่มาของปัญหา แนวทางความคิดในการวิจัย.....	2
1.3 วัตถุประสงค์และขอบเขตการวิจัย.....	4
1.4 วิธีดำเนินการวิจัย.....	5
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	5
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	6
2.1 ภาพรวมของเครื่องมือวัดทางชีวภาพชนิดต่าง ๆ.....	6
2.2 หลักการทำงานของเครื่องมือวัดมวลทางชีวภาพแบบ QCM.....	7
2.3 การสร้างความถี่สั่นพ้องของวัสดุเพียโซด้วยวงจรเพียซ.....	10
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	11
3.1 แนวความคิดการออกแบบ.....	11
3.2 ออกแบบวงจรเพียซออสซิลเลเตอร์.....	12
3.3 ออกแบบชิ้นงานต้นแบบ.....	14
3.4 การทดลองและบันทึกค่า.....	16

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่ 4 ผลการวิจัย .....	17
4.1 เปรียบเทียบค่าที่ได้จากการอ่านของทั้งสองระบบ .....	17
4.2 วิเคราะห์ผลการทดลอง .....	19
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ .....	21
5.1 สรุปผลการวิจัย .....	21
5.2 ข้อเสนอแนะ .....	21
บทที่ 6 ผลผลิต .....	22
รายงานสรุปการเงิน ประจำปีงบประมาณ 2559 .....	23
บรรณานุกรม/เอกสารอ้างอิง .....	24
ภาคผนวก .....	26
ประวัตินักวิจัย .....	31



จ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
1 เปรียบเทียบค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานและค่าตลาดเคลื่อนสัมพัทธ์	19



ณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญภาพ

ภาพที่	หน้า
1 เครื่อง Q-Sense E4 ของ QCM-D technology.....	3
2 แนวคิดการออกแบบเครื่องวัดมวลทางชีวภาพแบบพกพา.....	4
3 ภาพรวมของเครื่องมือวัดทางชีวภาพชนิดต่าง ๆ.....	6
4 ปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก.....	7
5 แผ่นผลึกควอทซ์ที่ใช้ในเครื่อง QCM.....	7
6 เครื่องวิเคราะห์อิมพีแดนซ์ Keysight E4990A.....	8
7 กราฟระหว่างอิมพีแดนซ์กับความถี่ของเพียโซ.....	8
8 หลักการทำงานของ QCM.....	9
9 ปรากฏการณ์ความถี่สั่นพ้องของ Glass Harmonica.....	9
10 วงจร Pierce Oscillator แบบพื้นฐาน.....	10
11 แนวความคิดการออกแบบเครื่องวัดมวลทางชีวภาพแบบ QCM.....	11
12 ไอซี Pierce Oscillator เบอร์ SN74LVC1GX04.....	12
13 รูปแบบการนับความถี่.....	13
14 รูปแบบการสั่นสะเทือน Thickness-shear Mode ของแผ่นควอทซ์แบบ AT-Cut.....	14
15 แทนสำหรับยึดแผ่นควอทซ์จากเครื่องพิมพ์สามมิติ.....	14
16 แผงวงจรต้นแบบของเครื่อง QCM แบบพกพา.....	15
17 ต้นแบบเครื่อง QCM แบบพกพา.....	15
18 ภายในของควอทซ์คริสตัลแพ็คเกจ HC-49U.....	16
19 วัดค่าความถี่สั่นพ้องด้วยเครื่อง Bode 100 Impedance Analyzer.....	16
20 กราฟแสดงค่าความถี่ที่อ่านได้จากวงจรเพียโซขณะไหลมวลขนาดต่าง ๆ.....	17
21 กราฟแสดงข้อมูลที่อ่านได้จากเครื่อง Bode 100.....	18
22 ฮาร์ดมอดินิกส์ของสัญญาณขับแผ่นควอทซ์จากเพียโซออสซิลเลเตอร์.....	20
23 กราฟแสดงความแตกต่าง Frequency Shift ของระบบ.....	20

ช

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 1

### บทนำ

เครื่องตรวจวัดทางชีวภาพ (Biosensor) คืออุปกรณ์สำหรับวัดปริมาณทางชีวภาพเช่น เซลล์ โปรตีน เอนไซม์ เป็นต้น โดยการฉาบสารตัวรับ (Receptor) ของสิ่งที่ต้องการจะวัดลงบนทรานสดิวเซอร์ (Transducer) เพื่อวัดการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นจากจำนวนของสิ่งที่ต้องการวัดมาเกาะ ซึ่งการเปลี่ยนแปลงแต่ละอย่างจะใช้ทรานสดิวเซอร์ที่แตกต่างกัน โดยในงานวิจัยชิ้นนี้จะนำเสนอ QCM (Quartz Crystal Microbalance) ซึ่งเป็น Biosensor ที่ใช้ทรานสดิวเซอร์เป็นเพียโซอิเล็กทริก (Piezoelectric) สำหรับวัดการเปลี่ยนแปลงด้านมวล โดยหลักการของมวลที่มีผลต่อความถี่สั่นพ้องของวัสดุ ซึ่งจะทำให้การวัดโดยการใส่สัญญาณที่ความถี่ต่างๆไปที่แผ่นควอทซ์และดูผลตอบสนองของความถี่เพื่อหาความถี่สั่นพ้องระหว่างที่ยังไม่ได้ผ่านสารที่ต้องการวัดและผ่านสารลงไป แล้วสังเกตความถี่สั่นพ้องที่เปลี่ยนไปจะสามารถนำมาคำนวณเป็นมวลที่มาเกาะได้

ในปัจจุบันเครื่อง QCM Biosensor ถูกสร้างขึ้นมาให้สำหรับใช้งานในห้องทดลอง กล่าวคือเป็นเครื่องมือวัดที่มีขนาดใหญ่เนื่องจากการวัดค่าความถี่สั่นพ้องโดยเทคนิควิเคราะห์อิมพีแดนซ์ (Impedance Analyzer) ซึ่งเครื่องวิเคราะห์อิมพีแดนซ์เป็นเครื่องมือวัดที่มีขนาดใหญ่และการใช้งานก็ต้องต่อเข้ากับคอมพิวเตอร์เพื่อนำข้อมูลออกมาวิเคราะห์ และมีราคาที่สูงมาก ซึ่งทำให้ไม่สะดวกในการนำเครื่องมือนี้ออกไปใช้งานวัดปริมาณทางชีวภาพต่าง ๆ ใต้นอกสถานที่ งานวิจัยชิ้นนี้เป็นการวิจัยเพื่อให้ได้อุปกรณ์ที่มีขนาดเล็กและความซับซ้อนน้อยมาแทนที่เครื่อง Impedance Analyzer ในการวัดความถี่สั่นพ้องของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก ในการสร้าง QCM Biosensor ในขนาดพกพาได้และสามารถทำงานได้โดยไม่ต้องมีอุปกรณ์ต่อพ่วงอื่น เพื่อสะดวกในการใช้งานเก็บตัวอย่างเบื้องต้นหรือใช้งานนอกสถานที่ได้

### 1.1 การทบทวนวรรณกรรม

ที่ผ่านมาได้มีงานวิจัยพัฒนาเกี่ยวกับเซ็นเซอร์ที่ใช้ในการวัดมวลทางชีวภาพ ซึ่งเป็นเซ็นเซอร์ที่มีประสิทธิภาพสูง โดยจะสามารถวัดมวลของชีวโมเลกุลได้ในระดับนาโนกรัม [1-10] โดยการวัดมวลนั้นจะแบ่งออกเป็น 2 ประเภทหลักๆคือแบบ Static และ Dynamic โดยแบบ Static นั้นจะใช้วิธีการโก่งงอของคานที่นำมวลมาวาง และแบบ Dynamic นั้นจะใช้วิธีการสั่นวัสดุที่ความถี่สั่นพ้อง และวัดมวลที่นำมาวางโดยการวัดความถี่สั่นพ้องที่เปลี่ยนไป [1, 4, 5] โดยการวัดแบบนี้จะต้องมีต้นกำเนิดการสั่น เพื่อนำไปสั่นคานที่ออกแบบความถี่สั่นพ้องไว้ โดยส่วนมากจะใช้เพียโซอิเล็กทริกในการกำเนิดการสั่น [2] ความถี่สั่นพ้องที่เปลี่ยนนั้นจะมีความหมายว่า ความถี่สั่นพ้องต่ำลงจะหมายถึงมวลที่มากขึ้น [11]

การวัดความถี่สั่นพ้องของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกนั้นปกติจะทำการวัดโดยการใช้เครื่องวิเคราะห์อิมพีแดนซ์ (Impedance Analyzer) โดยเครื่องนี้จะทำการวัดค่าอิมพีแดนซ์โดยการสร้างสัญญาณรูปไซน์ที่มีแอมพลิจูดค่าหนึ่งต่อเข้ากับวัสดุเพียโซอิเล็กทริกและเครื่องจะทำการปรับความถี่เพิ่มในขนาดที่ตั้งไว้ (Sweep Frequency) แล้วอ่านค่าสัญญาณผลตอบสนองจากเพียโซอิเล็กทริก โดยจะนำค่าแอมพลิจูดและเฟสที่อ่านได้มาคำนวณเป็นค่าอิมพีแดนซ์ในแต่ละความถี่ แล้วนำมาพล็อตกราฟ โดยความถี่ที่มีค่าอิมพีแดนซ์ต่ำที่สุดคือความถี่สั่นพ้อง

### 1.2 ความสำคัญและที่มาของปัญหา แนวทางความคิดในการวิจัย

#### 1.2.1 ความสำคัญและปัญหา

ในปัจจุบันทั่วโลกได้มีการพัฒนาเครื่องตรวจวัดทางชีวภาพ (Biosensor) ขึ้นมากมาย ซึ่งอุปกรณ์เหล่านี้สามารถนำมาประยุกต์ใช้ทางด้านต่างๆ เช่น อุตสาหกรรมอาหาร ชีวการแพทย์ การทหาร สิ่งแวดล้อม เป็นต้น ยกตัวอย่างเช่นใช้ในการวัดปริมาณสารเคมีต่างๆหรือเชื้อโรค สามารถทำได้โดยการนำสารที่มีหน้าที่การใช้งานเฉพาะ (functionalized material) มาเคลือบไว้บนตัวตรวจรู้ (sensor) ที่เตรียมไว้และนำสารที่ต้องการจะทดสอบมาหยดลงไป เพื่อให้สารที่ต้องการวัดมาเกาะกับสารที่มีหน้าที่การใช้งานเฉพาะ ที่เตรียมไว้ และทำการวัดมวลของสารที่ต้องการจะทดสอบโดยสามารถใช้เทคนิคการวัดค่าความถี่สั่นพ้อง (Resonant Frequency) ที่เปลี่ยนไป โดยความถี่ที่เปลี่ยนไปคือน้ำหนักของสารมีค่าเปลี่ยนไปจะหมายถึงปริมาณของสารที่ต้องการวัดได้ ซึ่งวิธีการวัดแบบนี้มีความแม่นยำ และความไวสูง

ในการวัดค่าความถี่สั่นพ้องนั้นจะต้องใช้ตัวกำเนิดการสั่นจากอุปกรณ์เปลี่ยนรูปพลังงาน (Transducer) เช่นเพียโซ (Piezo) มาสั่นวัสดุที่เตรียมไว้โดยยึดกับวัสดุ และใช้เครื่องวิเคราะห์อิมพีแดนซ์ มาวัดหาความต้านทานของเพียโซในแต่ละความถี่ ซึ่งความถี่ที่มีค่าความต้านทานต่ำสุดจะหมายถึงความถี่สั่นพ้อง โดยหากมีมวลทางชีวภาพมาจับกับวัสดุที่เตรียมไว้มาก ทำให้มีมวลโดยรวมเพิ่มขึ้น ความถี่สั่นพ้องจะมีค่าลดลงทำให้สามารถแปรเป็นปริมาณทางชีวภาพนั้นได้ และสามารถวัดความเข้มข้นของสารชีวภาพได้โดยการใส่สารที่จะทดสอบในปริมาตรค่าหนึ่งและนำมาคำนวณกับน้ำหนักสารที่มาเกาะกับวัสดุ

การวัดค่าความถี่สั่นพ้องโดยใช้เครื่องวิเคราะห์อิมพีแดนซ์นั้นเป็นวิธีที่ง่ายและสามารถวัด  
ได้ความละเอียดสูง แต่เนื่องจากเครื่อง Biosensor แบบ QCM ที่ใช้หลักการวัดวิเคราะห์  
อิมพีแดนซ์มีขนาดใหญ่มีราคาที่สูงและในการติดตั้งอาจจะต้องมีอุปกรณ์ต่อพ่วงหลายชิ้น ดัง  
แสดงในรูปที่ 1 จึงไม่เหมาะแก่การนำเครื่องมือนี้ไปใช้วัดนอกสถานที่ หรือไม่สามารถเข้าถึงองค์กร  
ที่มีทุนทรัพย์ไม่มากได้



รูปที่ 1 เครื่อง Q-Sense E4 ของ QCM-D technology

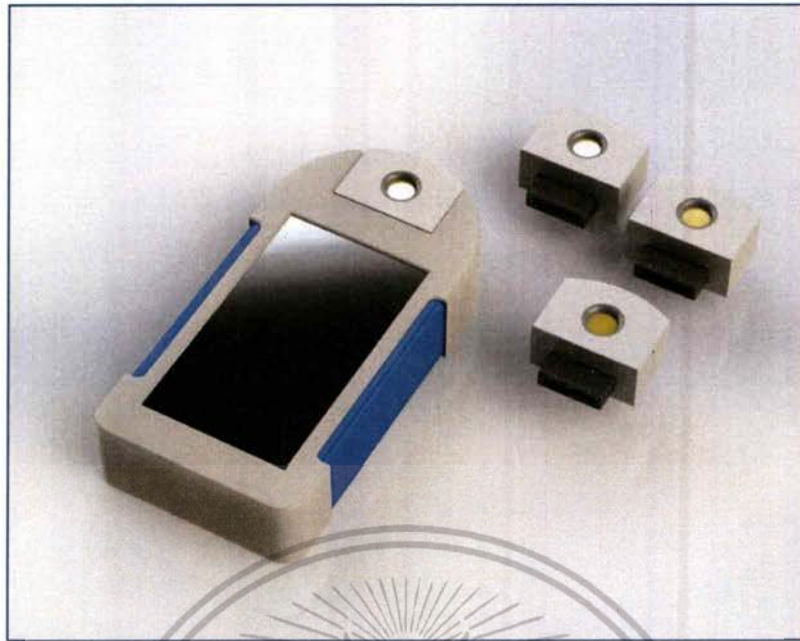
### 1.2.2 แนวทางความคิดในการวิจัย

ในโครงการวิจัยนี้ จะเป็นการออกแบบให้เครื่องมือวัดทางชีวภาพเป็นแบบพกพา  
(Handheld) โดยจะรวมอุปกรณ์ทั้งหมดไว้เป็นชิ้นเดียวและสามารถทำงานได้ด้วยตัวเองโดยไม่  
จำเป็นต้องต่อเข้ากับคอมพิวเตอร์ (Complete Device) ดังรูปที่ 2 และเน้นไปที่การเลือกคุณสมบัติ  
ของอุปกรณ์การวัดค่าความถี่สั่นพ้องของวัสดุเพียโซโซที่มีความซับซ้อนน้อยและความสามารถ  
เพียงพอแก่การวัดค่าเบื้องต้นแทนการใช้เครื่องวิเคราะห์อิมพีแดนซ์ ซึ่งจะช่วยให้ลดต้นทุนลงไป  
ได้มาก นอกจากนี้ ในงานวิจัยนี้จะดำเนินการศึกษาตัวตรวจรู้แบบเพียโซอิเล็กทรอนิกส์ในรูปแบบต่างๆ  
เพื่อให้สามารถบรรลุเป้าหมายในการสร้างระบบตรวจวัดทางชีวภาพราคาถูกและมีประสิทธิภาพ  
อย่างแท้จริง

### 1.2.3 แนวทางความคิดในการวิจัย

ในโครงการวิจัยนี้ จะเป็นการออกแบบให้เครื่องมือวัดทางชีวภาพเป็นแบบพกพา  
(Handheld) โดยจะรวมอุปกรณ์ทั้งหมดไว้เป็นชิ้นเดียวและสามารถทำงานได้ด้วยตัวเองโดยไม่  
จำเป็นต้องต่อเข้ากับคอมพิวเตอร์ (Complete Device) ดังรูปที่ 2 และเน้นไปที่การเลือกคุณสมบัติ  
ของอุปกรณ์การวัดค่าความถี่สั่นพ้องของวัสดุเพียโซโซที่มีความซับซ้อนน้อยและความสามารถ  
เพียงพอแก่การวัดค่าเบื้องต้นแทนการใช้เครื่องวิเคราะห์อิมพีแดนซ์ ซึ่งจะช่วยให้ลดต้นทุนลงไป  
ได้มาก นอกจากนี้ ในงานวิจัยนี้จะดำเนินการศึกษาตัวตรวจรู้แบบเพียโซอิเล็กทรอนิกส์ในรูปแบบต่างๆ  
เพื่อให้สามารถบรรลุเป้าหมายในการสร้างระบบตรวจวัดทางชีวภาพราคาถูกและมีประสิทธิภาพ  
อย่างแท้จริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ในเชิงพาณิชย์  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีกรณีการใช้



รูปที่ 2 แนวคิดการออกแบบเครื่องวัดมวลทางชีวภาพแบบพกพา

### 1.3 วัตถุประสงค์และขอบเขตการวิจัย

#### 1.3.1 วัตถุประสงค์

- พัฒนาเครื่องตรวจวัดมวลทางชีวภาพให้มีขนาดเล็ก ใช้งานง่าย
- ศึกษาชนิดวัสดุเพียงโซที่มีความเหมาะสมแก่งานและมีราคาต่ำ
- เลือกอุปกรณ์วัดที่มีความเหมาะสมทั้งประสิทธิภาพและราคา
- สร้างระบบต้นแบบที่สามารถใช้พัฒนาต่อยอดให้เพื่อผลิตได้ในอนาคต

#### 1.3.2 ขอบเขตการวิจัย

โครงการวิจัยนี้เป็นการพัฒนาต้นแบบเครื่องมือตรวจวัดทางชีวภาพขนาดพกพาในราคาต้นทุนที่ต่ำและสามารถนำไปผลิตใช้งานจริงได้ โดยการออกแบบให้อุปกรณ์ทั้งหมดรวมกันอยู่เป็นชิ้นเดียวเพื่อให้ง่ายต่อการพกพาและสามารถทำงานได้โดยไม่ต้องต่อเข้ากับคอมพิวเตอร์ จะมีการออกแบบหลัก อยู่สองส่วนคือ ส่วนของตัวเซนเซอร์ และส่วนของการวัดความถี่สั่นพ้องของวัสดุเพียงโซ โดยผู้วิจัยจะจำลองการวัดโดยการวัดจากน้ำหนักของน้ำหนัก เนื่องจากสามารถรู้น้ำหนักได้จากปริมาตรที่หยดลงไปเพื่อสามารถอ้างอิงจากการอ่านค่าจากเซ็นเซอร์ได้ โดยจะทำการวัดระหว่างเครื่องวิเคราะห์อิมพีแดนซ์กับวงจรที่วิจัยขึ้นมาใหม่เพื่อเปรียบเทียบคุณสมบัติของทั้งสองระบบ และสร้างเป็นต้นแบบที่พร้อมจะนำไปพัฒนาและผลิตออกใช้งานจริง

#### 1.4 วิธีดำเนินการวิจัย

การดำเนินการวิจัยจะแบ่งออกเป็น 5 ขั้นตอนดังนี้

##### ขั้นตอนที่ 1 ศึกษาคุณสมบัติของเพียโซ

ในขั้นตอนนี้จะทำการ Piezo Transducer ชนิดต่าง ๆ มาแล้ว ก็จะนำมาทดสอบคุณสมบัติว่าเป็นไปตามทฤษฎีหรือไม่ และจะทำการเลือก Piezo ที่มีความเหมาะสมในราคาที่ถูกที่สุด เนื่องจากเป็นอุปกรณ์ที่ใช้แล้วทิ้ง

##### ขั้นตอนที่ 2 ศึกษาวงจรในการวัดความถี่สั่นพ้องของเพียโซ

ขั้นตอนนี้จะทำการศึกษาค้นคว้าวงจรที่สามารถขับวัสดุเพียโซให้เกิดการสั่นพ้องได้ โดยจะเป็นวงจรที่มีความซับซ้อนน้อย มีต้นทุนที่ต่ำ และประสิทธิภาพเพียงพอต่อการใช้งาน

##### ขั้นตอนที่ 3 ออกแบบการเก็บค่าความถี่สั่นพ้องจากเพียโซ

หลังจากได้วงจรสร้างความถี่สั่นพ้องจากเพียโซที่เหมาะสมแล้ว ต่อมาคือการออกแบบระบบที่ใช้ในการวัดความถี่นั้น โดยจะต้องเป็นอุปกรณ์ที่สามารถทำงานด้วยตัวเอง และมีขนาดเล็กต้นทุนต่ำ เช่น ไมโครคอนโทรลเลอร์ แต่ต้องมีความสามารถเพียงพอในการวัดค่าได้

##### ขั้นตอนที่ 4 เปรียบเทียบคุณสมบัติเครื่องมือวัด

ในขั้นตอนนี้จะเป็นการเปรียบเทียบค่าที่ได้จากระบบที่สร้างขึ้นกับค่าที่อ่านได้จากเครื่องวิเคราะห์อิมพีแดนซ์ เพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบที่สร้างขึ้น ว่าเพียงพอต่อการใช้งานจริงได้หรือไม่

##### ขั้นตอนที่ 5 ออกแบบตัวอุปกรณ์ต้นแบบและ ระบบการทำงาน

หลังจากที่ได้ระบบที่มีคุณสมบัติเพียงพอต่อการใช้งานเบื้องต้นแล้ว ก็จะมีการรวมระบบเข้าด้วยกันเป็นอุปกรณ์สำเร็จรูปที่สามารถทำงานได้ด้วยตัวเอง (Complete device)

#### 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

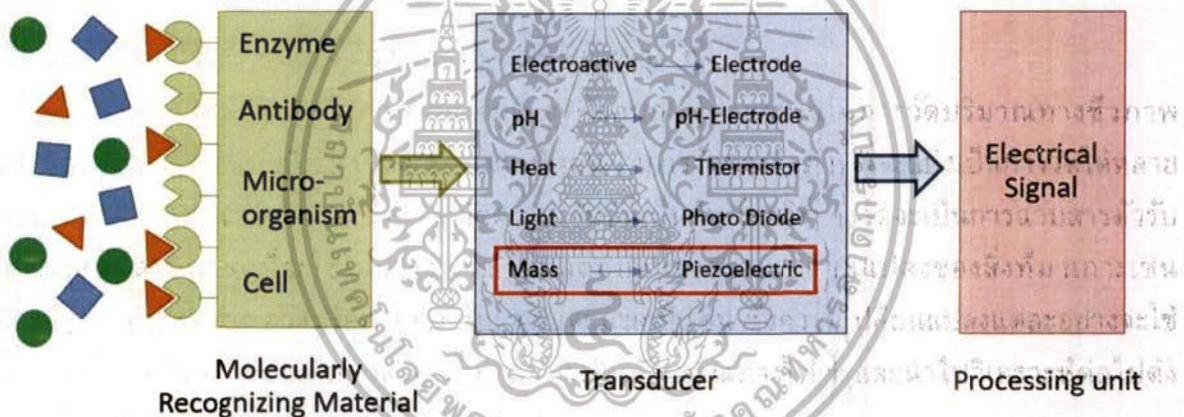
ต้นแบบเครื่องตรวจวัดทางชีวภาพและแนวทางการวิจัยสำหรับนำไปพัฒนาต่อเพื่อผลิตเป็นเครื่องมือวัดที่ใช้งานได้จริงและมีราคาต้นทุนในการผลิตที่ไม่สูง ให้เหมาะสมแก่การนำไปใช้งานจริง เป็นเครื่องมือที่สามารถพกพาไปใช้นอกสถานที่ได้ง่าย และติดตั้งใช้งานได้ง่าย สามารถเข้าถึงได้ง่าย

## บทที่ 2

### ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

#### 2.1 ภาพรวมของเครื่องมือวัดทางชีวภาพชนิดต่าง ๆ

เครื่องมือวัดทางชีวภาพ (Biosensor) คืออุปกรณ์สำหรับใช้ในการวัดปริมาณทางชีวภาพต่าง ๆ เช่น เอนไซม์ แอนติบอดี เซลล์ ฮอร์โมน เป็นต้น ในการวัดทางชีวภาพนี้จะแบ่งเป็นการวัดได้หลายแบบเช่น วัดปริมาณ วัดจำนวน วัดมวล วัดความเข้มข้น เป็นต้น โดยวิธีการวัดจะเป็นการจับสารตัวรับ (Receptor) ลงบนวัสดุที่จะใช้ในการวัด แล้วดูผลตอบสนองของความเปลี่ยนแปลงของสิ่งที่มาเกาะเช่น ศักย์ไฟฟ้า ค่ากรดต่าง ความร้อน ความทึบแสง และมวล เป็นต้น ซึ่งความเปลี่ยนแปลงแต่ละอย่างจะใช้ทรานสดิวเซอร์แต่ละชนิดเพื่อแปลงค่าเหล่านั้นมาเป็นสัญญาณทางไฟฟ้าและนำไปวิเคราะห์ต่อไปดังแสดงในรูปที่ 3

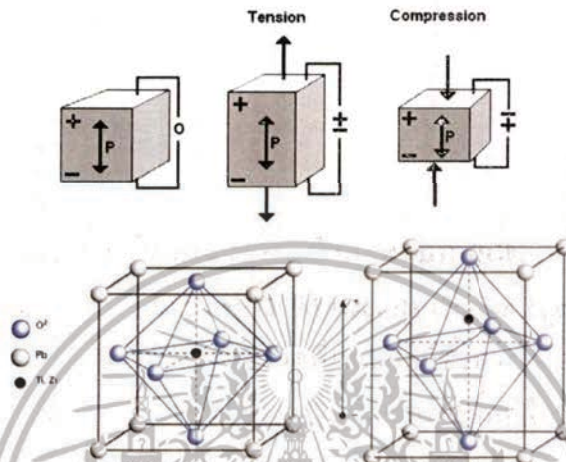


รูปที่ 3 ภาพรวมของเครื่องมือวัดทางชีวภาพชนิดต่าง ๆ

ในงานวิจัยชิ้นนี้จะนำเสนอเครื่อง QCM (Quartz Crystal Microbalance) ซึ่งเป็นเครื่องมือวัดมวลทางชีวภาพโดยใช้หลักการความสัมพันธ์ของความถี่สั่นพ้องที่แปรผกผันกับมวลของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก

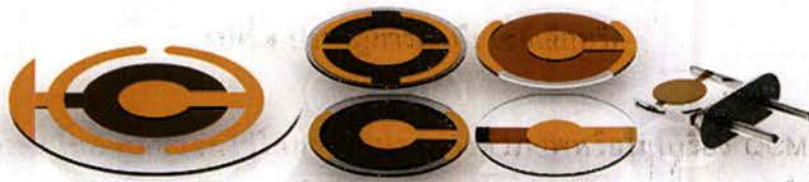
## 2.2 หลักการทำงานของเครื่องมือวัดมวลทางชีวภาพแบบ QCM

เครื่องมือวัดมวลทางชีวภาพแบบ QCM (Quartz Crystal Microbalance) ปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก โดยวัสดุเพียโซอิเล็กทริกนั้นคือวัสดุที่โมเลกุลมีขั้วทางไฟฟ้าซึ่งเมื่อถูกแรงกระทำจากภายนอกทำให้รูปร่างโมเลกุลเปลี่ยนไปทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าขึ้นที่ผิวของวัสดุทั้งสองฝั่งดังรูปที่ 4



รูปที่ 4 ปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก

วัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่ใช้ในการวัดมวลทางชีวภาพหรือในเครื่อง QCM นั้นคือแผ่นผลึกควอทซ์ดังรูปที่ 5 เช่นเดียวกับที่ใช้สร้างสัญญาณนาฬิกาของวงจรดิจิทัลต่าง ๆ เนื่องจากวัสดุชนิดนี้สามารถสร้างความถี่สั่นพ้องได้สูงถึงระดับเมกะเฮิรตซ์ (MHz) ทำให้สามารถตอบสนองกับมวลที่มีขนาดเล็กมากในระดับนาโนกรัมได้ [12-15]



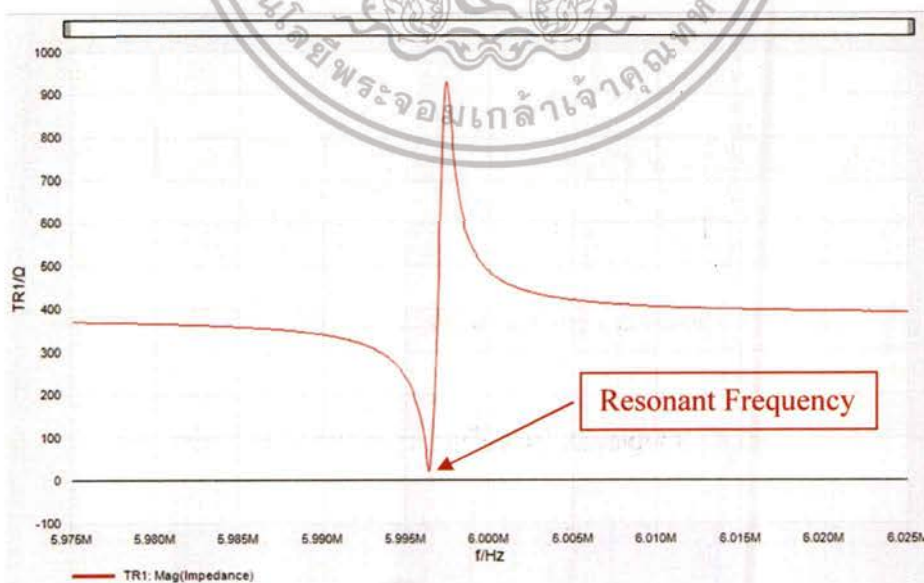
รูปที่ 5 แผ่นผลึกควอทซ์ที่ใช้ในเครื่อง QCM

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการวัดค่าความถี่สั่นพ้องของแผ่นควอเตอร์นั้นในทางปกติจะใช้หลักการวิเคราะห์อิมพีแดนซ์ด้วยเครื่อง Impedance Analyzer ดังรูปที่ 6 เครื่องนี้จะทำงานโดยการสร้างสัญญาณรูปไซน์โดยกำหนดแอมพลิจูดไว้ค่าหนึ่งและทำการปรับความถี่เพิ่มตามค่าที่กำหนดไว้ไปที่อุปกรณ์ที่ต้องการวัดค่าอิมพีแดนซ์ และเครื่องจะทำการอ่านค่าสัญญาณที่ออกมาจากอุปกรณ์นั้นโดยจะทำการอ่านค่าแอมพลิจูดและเฟสที่เปลี่ยนแปลงไปของสัญญาณอินพุตที่ใส่เข้าไป เพื่อนำมาวิเคราะห์ค่าอิมพีแดนซ์ในแต่ละความถี่ แล้วนำค่าอิมพีแดนซ์ในแต่ละความถี่มาพล็อตเป็นกราฟตามรูปที่ 7 ซึ่งเป็นผลตอบสนองของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก โดยความถี่ที่มีค่าอิมพีแดนซ์ต่ำที่สุดหมายถึงความถี่สั่นพ้องของเพียโซนั้น



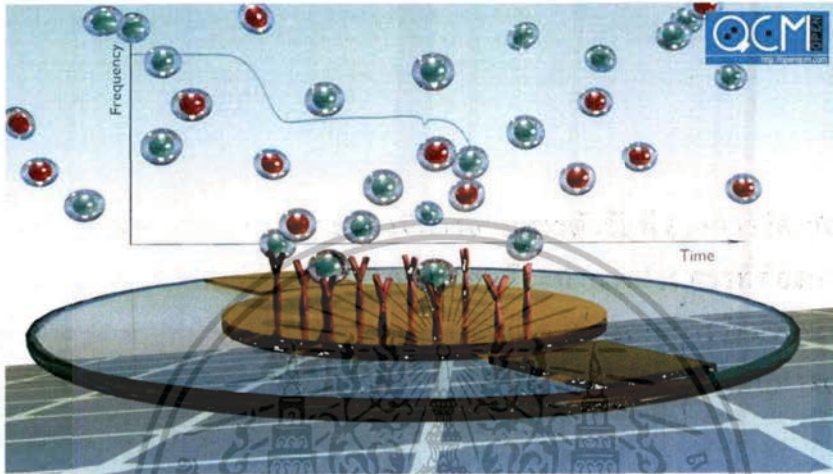
รูปที่ 6 เครื่องวิเคราะห์อิมพีแดนซ์ Keysight E4990A



รูปที่ 7 กราฟระหว่างอิมพีแดนซ์กับความถี่ของเพียโซ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการวัดมวลทางชีวภาพนั้นจะต้องมีการฉาบสารตัวรับที่ต้องการวัด (Receptor) ลงบนแผ่นควอทซ์ดังรูปที่ 8 และทำการวัดความถี่สั่นพ้องก่อนที่จะทำการผ่านสารที่ต้องการจะวัดเข้ามาที่แผ่นควอทซ์ เพื่อที่จะดูค่าความถี่เริ่มต้นของแผ่นควอทซ์นั้น ๆ เนื่องจากการวัดมวลจะดูจากความถี่สั่นพ้องที่เปลี่ยนไปจากเดิมโดยอาศัยปรากฏการณ์ของความถี่สั่นพ้องที่แปรผกผันกับมวลเช่นเดียวกับแก้วไวน์ Glass Harmonica ดังรูปที่ 9



รูปที่ 8 หลักการทำงานของ QCM



รูปที่ 9 ปรากฏการณ์ความถี่สั่นพ้องของ Glass Harmonica

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.3 การสร้างความถี่สั่นพ้องของวัสดุเพียโซด้วยวงจรเพียซ

จากการศึกษาค้นคว้าพบว่าการสร้างสัญญาณความถี่สั่นพ้องของแผ่นควอตซ์ในวงจรดิจิทัลนั้นใช้วงจรเพียซ-เกตออสซิลเลเตอร์ (Pierce-Gate Oscillator) ซึ่งวงจรมีความสามารถทำงานได้เพียงอย่างเดียวคือสร้างสัญญาณความถี่สั่นพ้องของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก ซึ่งต่างจากเครื่อง Impedance Analyzer ที่สามารถวิเคราะห์ข้อมูลได้หลายอย่างมาก แต่ใน QCM นั้นต้องการเพียงแต่ความถี่สั่นพ้องเท่านั้น ซึ่งวงจร Pierce Oscillator นั้นมีความซับซ้อนที่น้อยมาก คือมี Not-Gate และตัวเก็บประจุตั้งรูปที่ 10 ก็ สามารถทำงานได้ ทำให้ผู้วิจัยสนใจในการเลือกวงจรมานำแทนที่เครื่อง Impedance Analyzer เดิม

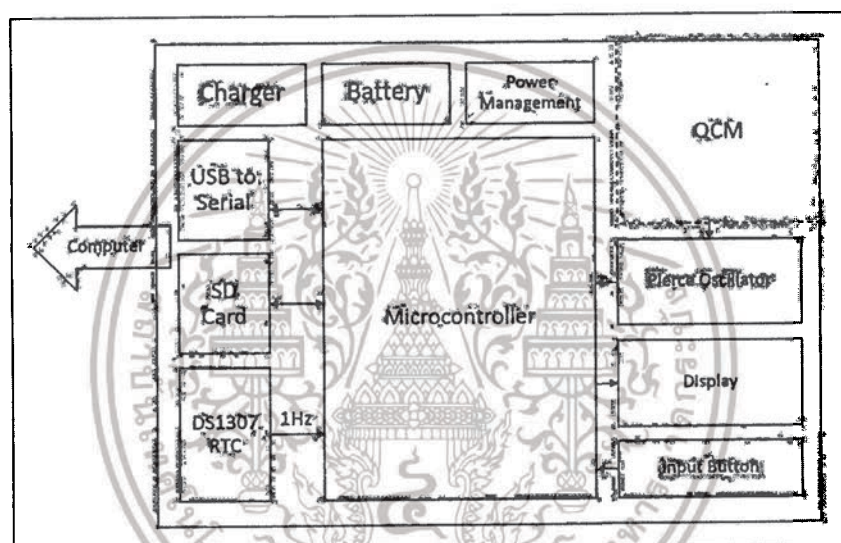


นอกจากนี้วงจร Pierce Oscillator ยังได้เปรียบในเรื่องความเร็วในการทำงานด้วยเนื่องจากสามารถสร้างสัญญาณความถี่สั่นพ้องได้แบบ Real-Time ต่างจากเครื่อง Impedance Analyzer ที่ต้องมีการทำ Sweep Frequency ซ้ำหลายรอบก่อนที่จะได้ความถี่สั่นพ้องออกมา ดังนั้นวงจร Pierce Oscillator จึงเป็นวงจรที่น่าสนใจในการนำมาใช้กับงานวิจัยชิ้นนี้

### บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย

#### 3.1 แนวความคิดการออกแบบ

ในงานวิจัยชั้นนำเสนออุปกรณ์ต้นแบบของ Biosensor แบบ QCM ในลักษณะอุปกรณ์แบบพกพาขนาดเล็กดังรูปที่ 4 ในข้างต้นซึ่งเป็นอุปกรณ์แบบ Complete Device ดังนั้นระบบภายในอุปกรณ์จึงจำเป็นต้องภาครับจากผู้ใช้ ส่วนแสดงผล หน่วยประมวลผล ส่วนจัดเก็บข้อมูล และระบบจัดการพลังงานอยู่ภายในอุปกรณ์ทั้งหมด ดังแสดงในรูปที่ 11



รูปที่ 11 แนวความคิดการออกแบบเครื่องวัดมวลทางชีวภาพแบบ QCM

ในส่วนของภาครับจากผู้ใช้งาน คือส่วนที่รับคำสั่งจากผู้ใช้งานในการสั่งการทำงานฟังก์ชันต่าง ๆ เช่น ปุ่มกด หรือทัชสกรีน เป็นต้น และจะส่งคำสั่งนั้นไปยังหน่วยประมวลผล แล้วจึงตอบสนองออกมาซึ่งส่วนแสดงผลเช่นจอ LCD หรือเสียงจากลำโพง เป็นต้น โดยในสองส่วนนี้จะเป็นส่วนหลักสำหรับการติดต่อสื่อสารระหว่างอุปกรณ์กับผู้ใช้งาน (User Interface)

ส่วนหลักในการทำงานของระบบคือส่วนประมวลผล เนื่องจากอุปกรณ์จะต้องสามารถนำค่าที่อ่านได้มาวิเคราะห์แปลงผลเพื่อที่จะแสดงให้ผู้ใช้งานทราบแล้วนั้นจึงต้องมีหน่วยประมวลผลภายในระบบ ซึ่งหน่วยประมวลผลนี้จะต้องมีประสิทธิภาพที่เหมาะสมกับการใช้งาน กล่าวคือหากหน่วยประมวลผลมีความเร็วที่สูงก็จะใช้พลังงานที่สูงตามดังนั้นในส่วนนี้ผู้วิจัยจะต้องเลือกหน่วยประมวลผลที่ใช้พลังงานน้อยที่สุดที่ยังสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพได้

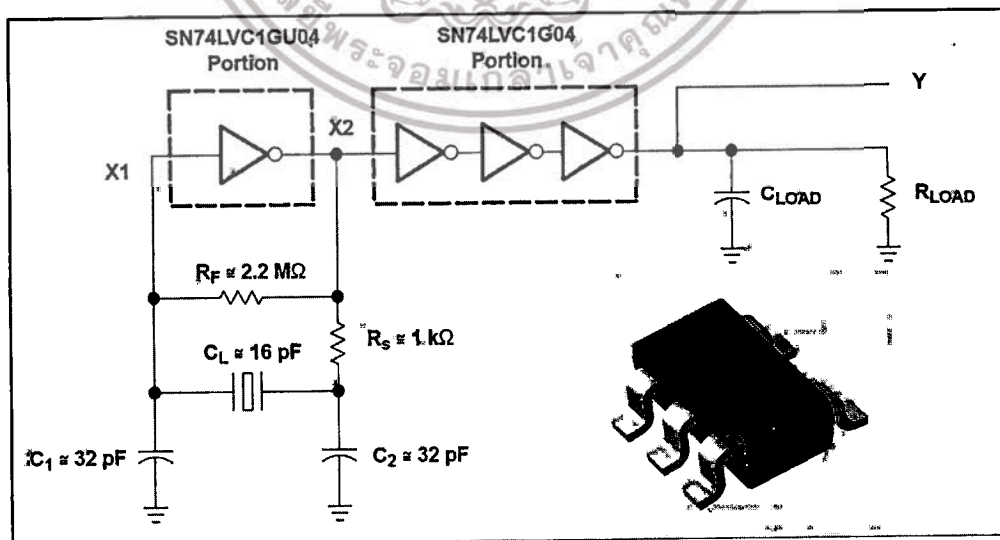
ในส่วนของระบบจัดการพลังงาน จะมีผลเกี่ยวเนื่องจากการใช้พลังงานของระบบทั้งหมดรวมกัน โดยจะต้องเลือกขนาดแบตเตอรี่ให้มีความเหมาะสมกับงานที่ใช้ กล่าวคือหากแบตเตอรี่มีขนาดความจุที่สูง จะทำให้มีขนาดและน้ำหนักที่สูงตาม อาจจะทำให้พกพาอุปกรณ์ไปใช้งานนอกสถานที่จริงได้ลำบาก ดังนั้นผู้วิจัยจะต้องคำนวณการใช้พลังงานร่วมกับเวลาในการใช้งานคร่าว ๆ เพื่อที่จะหาขนาดของแบตเตอรี่ที่มีขนาดเล็กที่สุดที่ยังมีความจุเพียงพอต่อการใช้งานจริง

ส่วนสุดท้ายคือส่วนการจัดการข้อมูล เนื่องจากอุปกรณ์ที่วางแผนไว้จะต้องเป็นอุปกรณ์ขนาดเล็ก พกพาไปใช้งานนอกสถานที่ได้ การจัดเก็บข้อมูลจึงเป็นเรื่องสำคัญอย่างหนึ่ง ซึ่งการจัดเก็บข้อมูลอาจจะจัดเก็บในรูปแบบ Text File ได้เนื่องจากมีขนาดเล็ก และจัดเก็บลงแผ่นข้อมูล SD Card ซึ่งมีความจุที่สูงมาก และสามารถถอดไปอ่านบนคอมพิวเตอร์ได้เนื่องจากอุปกรณ์มีขนาดที่จำกัดทำให้แสดงผลข้อมูลได้ไม่ดีนัก การส่งข้อมูลเข้าสู่คอมพิวเตอร์จึงเป็นเรื่องจำเป็นอย่างหนึ่งโดยจะอาศัยการส่งข้อมูลผ่านอินเตอร์เฟซที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายเช่น USB จะทำให้สามารถใช้งานได้สะดวกยิ่งขึ้น

ในส่วนการวัดค่านั้นผู้ใช้งานจะต้องมีการหยุดสารลงบนแผ่นควอทซ์ซึ่งจะทำให้แผ่นควอทซ์นั้นเป็อนกับสารตัวอย่างที่มาหยุดทำให้ไม่สามารถนำกลับมาใช้งานได้อีก ในส่วนนี้ผู้วิจัยจึงต้องออกแบบให้ผู้ใช้งานสามารถถอดเปลี่ยนแผ่นควอทซ์ได้โดยง่าย

### 3.2 ออกแบบวงจรเพียซออสซิลเลเตอร์

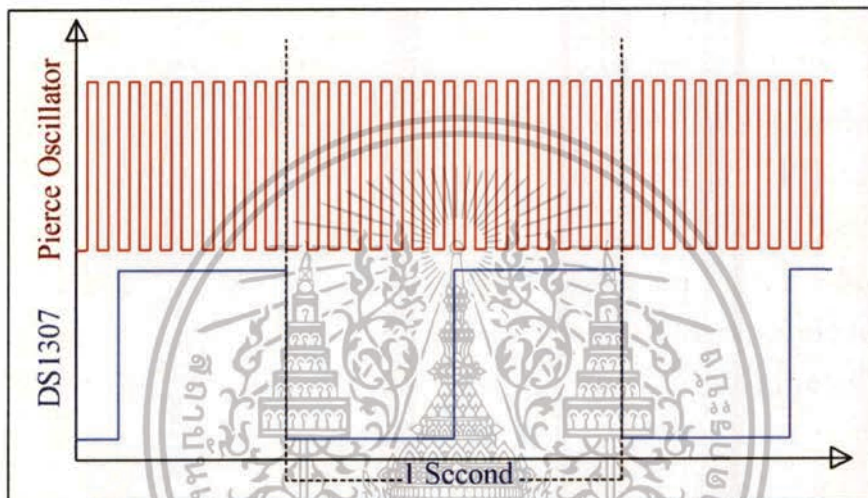
จากการศึกษาค้นคว้าพบว่าวงจร Pierce-Gate Oscillator นั้นน่าจะมีความเหมาะสมกับระบบมากที่สุด เนื่องจากมีขนาดเล็ก ความซับซ้อนน้อย มีราคาที่ถูก และใช้พลังงานต่ำมากทางผู้วิจัยจึงเลือกวงจรนี้มาเพื่อศึกษาและเปรียบเทียบประสิทธิภาพกับเครื่อง Impedance Analyzer



รูปที่ 12 ไอซี Pierce Oscillator เบอร์ SN74LVC1GX04

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื่องจากวงจร Pierce Oscillator นั้นเป็นวงจรพื้นฐานที่ใช้งานกันอย่างแพร่หลายอยู่แล้วในกลุ่มวงจรดิจิทัลในการสร้างสัญญาณนาฬิกา ดังนั้นจึงมีบริษัทผลิตชิพไอซีสำเร็จรูปที่รวมวงจร Pierce Oscillator นี้เข้าด้วยกันและปรับปรุงประสิทธิภาพให้เหมาะสมกับการนำไปใช้กับแผ่นควอตซ์อยู่แล้วดังรูปที่ 12 ซึ่งเป็นไอซีสำเร็จรูปขนาดเล็ก เบอร์ SN74LVC1GX04 เราจะเห็นได้ว่าในไอซีมีวงจรปรับปรุงสัญญาณขาออกเนื่องจากสัญญาณที่ไปขับแผ่นควอตซ์จะมีลักษณะเป็นสัญญาณรูปไซน์ และมีกระแสไหลน้อยมาก จึงมีการปรับปรุงสัญญาณให้กำลังขับที่ขาออกนั้นสูงขึ้นและออกมาเป็นสัญญาณรูปสี่เหลี่ยม ซึ่งทำให้สามารถนำไปนับความถี่ได้ง่ายยิ่งขึ้น

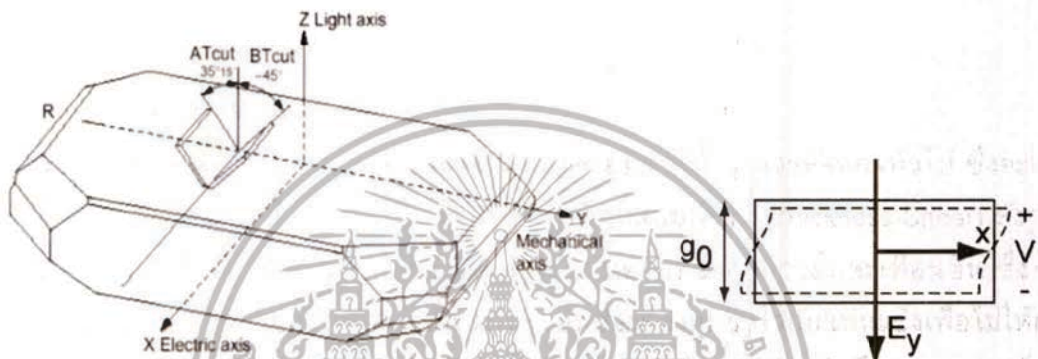


รูปที่ 13 รูปแบบการนับความถี่

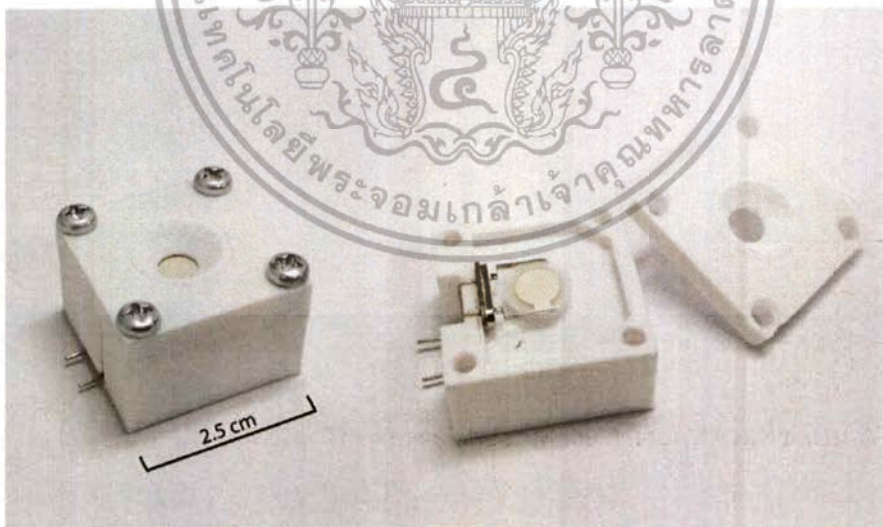
หลังจากได้สัญญาณความถี่สั้นพองจากแผ่นควอตซ์มาแล้วต่อมาจึงเป็นการวัดค่าความถี่ ในปกติทั่วไปแล้วการนับค่าความถี่นั้นจะทำได้ง่ายโดยการวัดสัญญาณขอขาสัญญาณในหนึ่งลูกและนำคาบเวลาที่ได้นั้นมาคิดส่วนกลับเป็นความถี่ โดยวิธีนี้จำเป็นจะต้องใช้ชิพที่มีความเร็วสูงมากเนื่องจากแผ่นควอตซ์ที่นิยมใช้ใน QCM นั้นมีความถี่อยู่ระหว่าง 1-20 MHz ดังนั้นผู้วิจัยจึงได้ออกแบบการนับค่าเทียบกับเวลา 1 วินาทีจากไอซี Real-Time Clock ที่มีความแม่นยำสูงอย่าง DS1307 โดยใน 1 วินาทีหากนับสัญญาณได้กี่ลูกก็จะแปลงเป็นเฮิร์ตซ์ได้โดยตรง โดยหาหยนับความละเอียดที่ 1 Hz ก็คือการนับสัญญาณใน 1 วินาที หากต้องการความละเอียด 0.1 Hz ก็คือการนับใน 10 วินาทีแล้วนำค่าที่ได้มาหาร 10 วิธีนี้จึงทำให้ชิพที่ไม่จำเป็นต้องมีความเร็วสูงมากนัก อาจเพียงแค่ 2 เท่าของความถี่ที่ต้องการวัดก็สามารถใช้งานได้แล้ว

### 3.3 ออกแบบชิ้นงานต้นแบบ

แผ่นควอทซ์ที่นำมาใช้ในการวัดนั้นจะเป็นแผ่นควอทซ์ที่ใช้ในวงจรดิจิทัลทั่วไป ซึ่งจะเป็นแผ่นควอทซ์วงกลมบางตัดแบบ AT-Cut ซึ่งจะทำให้การสั่นสะเทือนแบบเฉือน (Thickness-Shear) ดังรูปที่ 14 ในการสร้างความถี่สั่นพ้องที่แผ่นควอทซ์นั้นจะทำให้แผ่นควอทซ์เกิดการสั่นสะเทือนขึ้น ซึ่งการสั่นสะเทือนนี้มีผลโดยตรงกับความถี่สั่นพ้องดังนั้น แผ่นควอทซ์จะต้องถูกยึดไว้กับแท่นแข็งเพื่อไม่ให้เกิดการสั่นสะเทือนจากภายนอกเข้ามารบกวนระบบได้ดังรูปที่ 15 เป็นการสร้างเคสสำหรับยึดแผ่นควอทซ์จากเครื่องพิมพ์สามมิติ

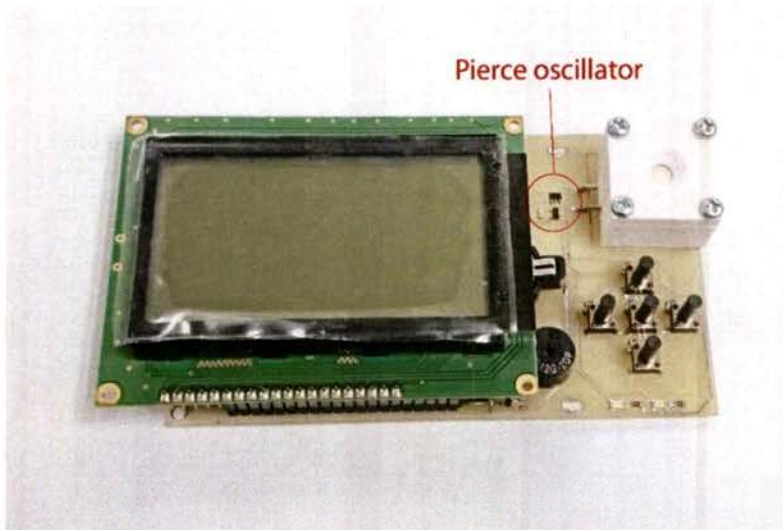


รูปที่ 14 รูปแบบการสั่นสะเทือน Thickness-shear Mode ของแผ่นควอทซ์แบบ AT-Cut



รูปที่ 15 แท่นสำหรับยึดแผ่นควอทซ์จากเครื่องพิมพ์สามมิติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 16 แผงวงจรต้นแบบของเครื่อง QCM แบบพกพา

เนื่องจากสัญญาณที่ขับแผ่นควอตซ์จากวงจรเพียซมีกระแสที่ต่ำมาก วัตถุประสงค์การรบกวนจากสัญญาณภายนอก ดังนั้นในการออกแบบวงจรนี้จะต้องอยู่ใกล้กับกับแผ่นควอตซ์ให้มากที่สุดตามรูปที่ 16 และเนื่องจากแผ่นควอตซ์เมื่อนำมาใช้งานเป็น Biosensor จะสามารถใช้งานได้เพียงครั้งเดียวตามที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น จึงต้องมีการออกแบบให้ส่วนนี้สามารถถอดเปลี่ยนได้โดยง่ายโดยจะเป็นโมดูลขนาดเล็กตามรูปที่ 15 และเสียบเข้ากับตัวกล่องตามรูปที่ 17 ในเวลาใช้งานได้



รูปที่ 17 ต้นแบบเครื่อง QCM แบบพกพา

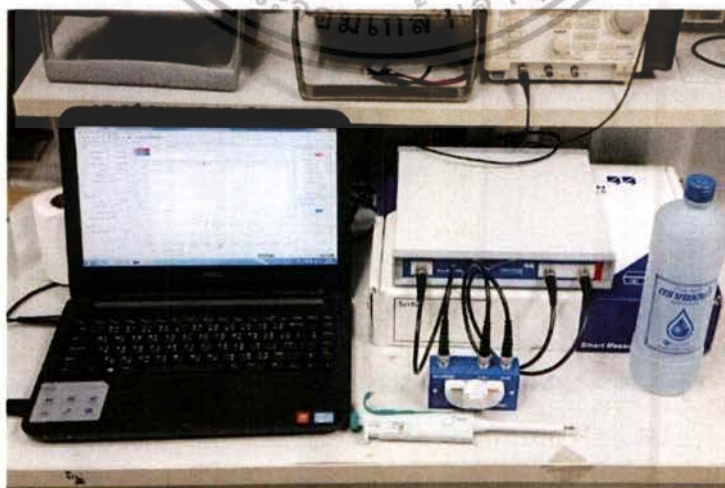
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.4 การทดลองและบันทึกค่า

ในการทดลองเพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบทั้งสองนั้น จึงจำเป็นต้องควบคุมตัวแปรอื่นที่จะมีผลต่อระบบด้วย โดยในการทำการทดลองจะใช้แผ่นควอทซ์แผ่นเดียวกันในการทดลอง จากการศึกษาพบว่านิยมใช้กันในช่วง 1-10 MHz โดยความถี่สูงจะทำให้สามารถวัดมวลได้ที่ขนาดน้อยลง แต่ขอบเขตการวัดก็จะแคบลงตามด้วย ทางผู้วิจัยจึงเลือกความถี่ 6MHz จากควอทซ์คริสตัลที่ใช้ในวงจรดิจิทัลแพ็คเกจ HC-49U ที่จะมีแผ่นควอทซ์วงกลมเส้นผ่านศูนย์กลาง 8 มม. อยู่ตามรูปที่ 18 แล้วนำมาวัดค่าความถี่สั่นพ้องเริ่มต้นโดยที่ยังไม่ได้โหลดมวล และที่โหลดมวลแล้ว โดยมวลที่จะมาทำการวัดจะใช้น้ำกลั่นในการวัด เนื่องจากรู้ค่ามวลต่อปริมาตรที่แน่นอน และยังสามารถชั่งออกแล้วทำการทดลองซ้ำได้บนแผ่นควอทซ์เดิม เนื่องจากไม่มีการเกาะของสารเคมีหลังการวัด โดยจะใช้เครื่อง Impedance Analyzer รุ่น Bode 100 ดังรูปที่ 19 มาเป็นตัวเปรียบเทียบ



รูปที่ 18 ภายในของควอทซ์คริสตัลแพ็คเกจ HC-49U



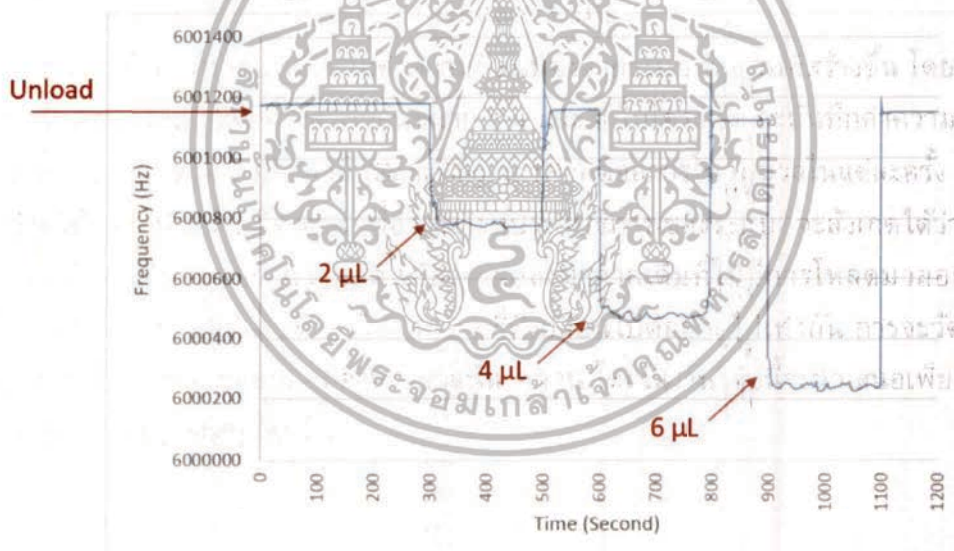
รูปที่ 19 วัดค่าความถี่สั่นพ้องด้วยเครื่อง Bode 100 Impedance Analyzer

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 4 ผลการวิจัย

### 4.1 เปรียบเทียบค่าที่ได้จากการอ่านของทั้งสองระบบ

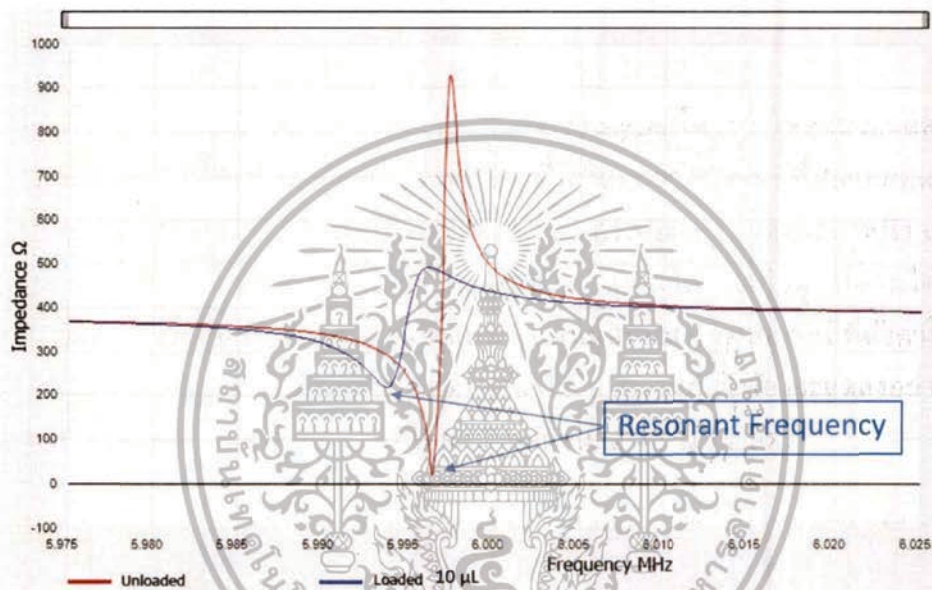
จากการทำการทดลองเพื่อเก็บค่าความถี่สั่นพ้องจากระบบต้นแบบที่สร้างขึ้น โดยทำการเก็บค่าที่ไม่มีการไหลดมวล และไหลดมวลน้ำกลั่นขนาด 2 4 และ 6 ไมโครลิตรและบันทึกค่าความถี่สั่นพ้องที่อ่านได้ทั้งหมด 200 ค่า หรือ 200 วินาที (Sampling at 1Hz) ต่อการไหลดมวลในแต่ละครั้ง ดังรูปที่ 20 แล้วจึงนำค่าที่ได้มาหาค่าความผิดพลาดเพื่อวิเคราะห์ประสิทธิภาพของระบบ จะสังเกตได้ว่า เมื่อมีการไหลดมวลลงไปบนแผ่นควอทซ์ ความถี่สั่นพ้องจะลดลงมาจากเดิมที่ไม่มีการไหลดมวลอย่างเห็นได้ชัดเจน ซึ่งมวลทางชีวภาพแต่ละชนิดจะให้ค่าความถี่ที่เปลี่ยนไปต่อมวลไม่เท่ากัน การจะวัดมวลแต่ละชนิดจึงต้องมีการ Calibrate ผลตอบสนองของมวลนั้น ๆ ก่อน โดยในงานวิจัยนี้จะนำเสนอเพียงค่าความถี่ที่เปลี่ยนไป (Frequency Shift) เท่านั้น



รูปที่ 20 กราฟแสดงค่าความถี่ที่อ่านได้จากวงจรเพียงขณะไหลดมวลขนาดต่าง ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากนั้นก็เก็บค่าที่อ่านได้จากเครื่อง Impedance Analyzer โดยการไหลตมวลงแต่ละระดับแบบเดียวกับกรทดลองของวงจรเพียช และทำการอ่านค่าที่ได้โดยการดูความถี่ที่ปลายยอดล่างสุดของอิมพีแดนซ์ในข้อมูลทีเครื่อง Bode 100 ส่งมา ซ้ำทั้งหมด 200 ครั้งต่อการไหลตมวลงค่าหนึ่ง เพื่อนำมาหาประสิทธิภาพแล้วจึงจะนำไปเปรียบเทียบกัน จากรูปที่ 21 แสดงให้เห็นข้อมูลทีอ่านได้จากเครื่อง Impedance Analyzer โดยแกนตั้งจะเป็นค่าอิมพีแดนซ์ แกนนอนจะเป็นค่าความถี่ทีตั้งค่าให้เครื่องทำการ Sweep จากภาพจะเห็นได้ว่า เมื่อมีการไหลตมวลงไป ค่าความถี่สันฟองจะลดลงอย่างเห็นได้ชัดจากเส้นสีแดงทีไม่ไหลตมวลง และเส้นสีน้ำเงินทีไหลตมวลงน้ำกลั่นขนาด 10 ไมโครลิตร



รูปที่ 21 กราฟแสดงข้อมูลทีอ่านได้จากเครื่อง Bode 100

เอกสารนี้เป็นเอกสารทีสงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

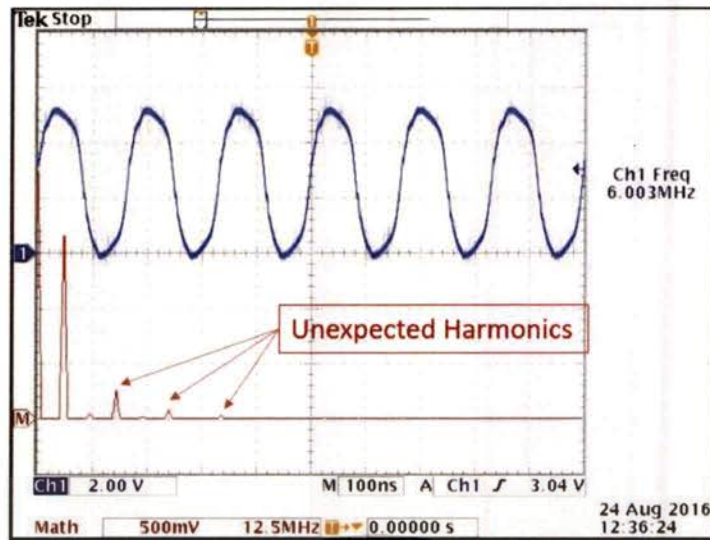
#### 4.2 วิเคราะห์ผลการทดลอง

นำข้อมูลที่อ่านได้จากการวัดความถี่สั่นพ้องของทั้งสองระบบมาหาค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard Deviation) ดังแสดงในตารางที่ 1 ซึ่งค่านี้จะหมายถึงความเที่ยงตรงของระบบ หากค่า SD ยิ่งมีค่าน้อยแปลว่าระบบมีความเที่ยงตรงสูง เมื่อนำค่า SD ที่ได้มาหาค่าคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ (Relative Error) พบว่ามีค่าที่ต่ำมาก และเมื่อเปรียบเทียบกันทั้งสองระบบให้ค่าความคลาดเคลื่อนที่ใกล้เคียงกันมากบ่งบอกถึงวงจรต้นแบบที่สร้างขึ้นมานั้นน่าจะมีประสิทธิภาพเพียงพอในการใช้งานได้จริง

		Unload	2 $\mu$ l	4 $\mu$ l	6 $\mu$ l
<b>Impedance Analyzer</b>	Mean (Hz)	5995763	5995319	5994844	5994205
	SD	0	19.0832	18.6024	10.2746
	Relative error (%)	0	0.000318	0.000310	0.000171
<b>Pierce Oscillator</b>	Mean (Hz)	6001179	6000786	6000484	6000244
	SD	1.0985	28.0505	23.9915	15.0675
	Relative error (%)	0.000183	0.000467	0.000399	0.000251

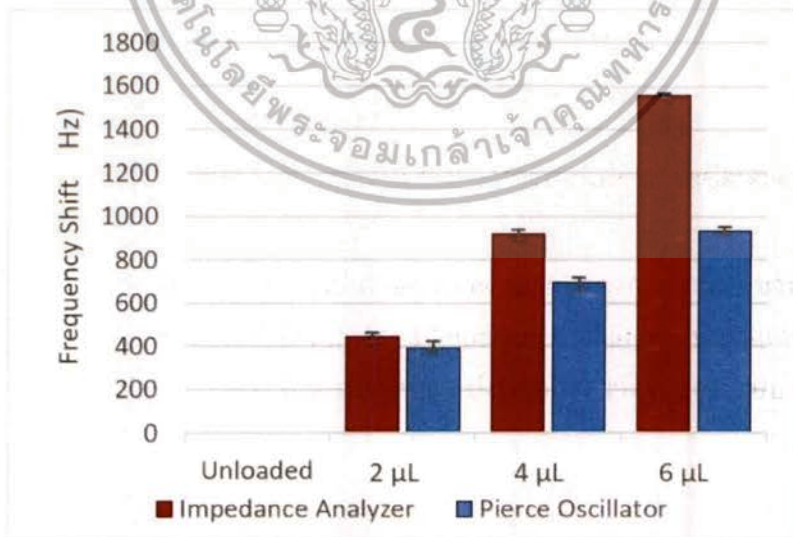
ตารางที่ 1 เปรียบเทียบค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานและค่าคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์

สังเกตว่า ความถี่สั่นพ้องเริ่มต้นของทั้งสองระบบไม่เท่ากัน ทั้งที่ทำการทดลองโดยใช้แผ่นควอตซ์แผ่นเดียวกัน เมื่อวิเคราะห์จากวงจรเพียงที่นำมาใช้ในการทดลองนี้จะเห็นได้ว่าอุปกรณ์ในการขับแผ่นควอตซ์นั้นคือ Not-Gate ซึ่งเป็นอุปกรณ์ทางดิจิทัล ทำให้สัญญาณความถี่ที่ไปขับแผ่นควอตซ์นั้นไม่ใช่สัญญาณรูปไซน์แต่ใกล้เคียงสัญญาณสี่เหลี่ยม เนื่องจากมีความถี่ฮาร์โมนิกส์อื่นเข้ามารวมด้วยตามรูปที่ 22 ซึ่งความถี่ฮาร์โมนิกส์เหล่านี้ทำให้ความถี่สั่นพ้องของแผ่นควอตซ์เปลี่ยนไปจากเดิม แต่ในการใช้นั้นจะเป็นการอ่านความถี่ที่เปลี่ยนไปจากเดิม (Frequency Shift) ดังนั้นปัญหานี้จึงไม่มีผลกระทบต่อการใช้งานแต่อย่างใด



รูปที่ 22 ฮาร์มอนิกของสัญญาณขับแผ่นควอทซ์จากเพียโซออสซิลเลเตอร์

เมื่อนำค่าความถี่สั่นพ้องที่เปลี่ยนไป (Frequency Shift) ของการทดลองมาพล็อตเป็นกราฟเพื่อดูแนวโน้มพบว่า Frequency Shift ที่ได้จากเครื่อง Impedance Analyzer นั้นในแต่ละชั้นจะมีความเปลี่ยนแปลงที่มากกว่าค่าที่ได้จากวงจรเพียโซ ดังรูปที่ 23 บ่งบอกถึงความไวของระบบ (Sensitivity) ที่มากกว่า



รูปที่ 23 กราฟแสดงความแตกต่าง Frequency Shift ของระบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 5

### สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

#### 5.1 สรุปผลการวิจัย

รายงานวิจัยฉบับนี้นำเสนอเครื่องมือวัดมวลทางชีวภาพแบบ QCM ในขนาดพกพาราคาถูก ซึ่งนำเสนอในส่วนของชนิดของแผ่นควอทซ์ที่นำมาใช้เป็นเซ็นเซอร์ และการออกแบบวงจรการวัด ค่าความถี่สั่นพ้องของแผ่นควอทซ์ โดยแผ่นควอทซ์ที่นำมาใช้เป็นเซ็นเซอร์นั้น ทางผู้วิจัยได้เลือกควอทซ์ คริสตัลแพคเกจ HC-49U ที่ใช้ในวงจรดิจิทัล เนื่องจากมีลักษณะเดียวกันกับแผ่นควอทซ์ที่ใช้เป็น เซ็นเซอร์ของเครื่องมือวัดที่มีขายปกติที่เป็นแผ่นดิสกัลมตัดแบบ AT-Cut มีย่านความถี่อยู่ที่ 1-20 MHz แต่แบบที่ใช้ในวงจรดิจิทัลมีราคาที่ถูกกว่ามาก ในส่วนของวงจรที่ใช้ในการสร้างสัญญาณความถี่สั่นพ้อง ของแผ่นควอทซ์นั้นใช้วงจร Pierce Oscillator จากไอซีเบอร์ SN74LVC1GX04 ซึ่งเป็นวงจรสำหรับขับ แผ่นควอทซ์ปกติในวงจรดิจิทัล โดยจะทำการนับจำนวนพัลส์เทียบกับฐานเวลา 1 วินาทีจากไอซี DS1307 เพื่อให้ได้ออกมาเป็นค่าความถี่ แล้วจึงนำข้อมูลที่อ่านได้มาเปรียบเทียบกับข้อมูลจากเครื่อง Impedance Analyzer พบว่าวงจรที่สร้างขึ้นมีค่าความเที่ยงตรงแม่นยำใกล้เคียงกับเครื่อง Impedance Analyzer มากแต่ต่างกันที่ Sensitivity ของการวัด ซึ่งการวัดโดยใช้วงจร Pierce Oscillator นั้นมี Sensitivity ที่ต่ำกว่า หมายถึงค่าที่วัดได้จะหยวนกว่าเครื่อง Impedance Analyzer แต่เพียงพอในการใช้ อ่านค่าเบื้องต้นในบางงาน โดยการอ่านค่าจาก Pierce Oscillator นั้นได้เปรียบในเรื่องความเร็วในการ อ่าน เนื่องจากวงจรนี้จะให้ค่าความถี่สั่นพ้องออกมาแบบ Real-Time เลย จึงใช้เวลาในการ Sampling ที่ ต่ำกว่ามาก และขนาดวงจรที่เล็กมากจึงสามารถนำไปสร้างเป็นเครื่องมือวัดแบบพกพาได้ สรุปได้ว่า เครื่องมือวัดทางชีวภาพแบบ QCM นี้สามารถนำวงจร Pierce Oscillator มาประยุกต์ใช้ได้และ เหมาะสมกับงานในการวัดแบบเบื้องต้น

#### 5.2 ข้อเสนอแนะ

ทางผู้วิจัยได้ทำการวัดค่าความถี่สั่นพ้องจากการไหลดมวลน้ำกลั่นเพียงอย่างเดียว เพื่อ เปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบ ในการพัฒนาเพิ่มเติมควรจะมีการทดลองอ่านค่าจากการไหลดมวล ทางชีวภาพ หรือมวลจะลองเช่น polystyrene microspheres หรือทำการทดลองอ่านค่าแบบมีการไหล ของของเหลว เพื่อที่จะหาค่า Calibrate และนำไปใช้งานจริงได้

ระบบของเครื่องมือวัดมวลทางชีวภาพแบบพกพาในงานวิจัยนี้จะมีเพียงโมดูลการเก็บค่าและ การสื่อสารที่นิยมใช้ เมื่อสร้างเป็นเครื่องมือใช้งานจริงผู้ประดิษฐ์สามารถเพิ่มฟังก์ชันต่าง ๆ ได้

## บทที่ 6

### ผลผลิต

#### 6.1 ผลงานบทความตีพิมพ์ จำนวน 1 เรื่อง

1. Subhawatt Jayasvasti, Don Isarakorn and Songmoung Nundrakwang, "Comparative Study of QCM Analyzers Based on Pierce Oscillator and Electromechanical Impedance Techniques" อยู่ในระหว่างการตีพิมพ์

#### 6.2 การจดอนุสิทธิบัตร/สิทธิบัตร จำนวน 1 เรื่อง

1. อยู่ในระหว่างดำเนินการ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รายงานสรุปการเงิน ประจำปีงบประมาณ 2559  
รหัสโครงการ สกอ.- 2559A11862017  
โครงการส่งเสริมการวิจัยในอุดมศึกษาและพัฒนามหาวิทยาลัยวิจัยแห่งชาติ  
สำนักงานคณะกรรมการการอุดมศึกษา

ชื่อมหาวิทยาลัย ..สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.....  
ชื่อโครงการ (ไทย) ..ระบบตรวจวัดทางชีวภาพราคาถูกแบบเพียโซอิเล็กทริก.....  
(อังกฤษ) ..Low Cost Piezoelectric Biosensor System.....  
ชื่อ-สกุลหัวหน้าโครงการวิจัยผู้รับทุน/ผู้วิจัย (อ./ดร./ผศ./รศ./ศ.) ..ผศ.ดร.ดอน อิศรากร.....  
รายงานในช่วงตั้งแต่วันที่ .. 1 เมษายน 2559..... ถึงวันที่ .. 30 กันยายน 2559.....  
ระยะเวลาดำเนินการ .. 1 .. ปี .. เดือน ตั้งแต่วันที่ .. 1 ตุลาคม 2558..... ถึงวันที่ .. 30 กันยายน 2559.....

รายจ่าย

หมวด	งบประมาณรวมทั้งโครงการ (บาท)	ค่าใช้จ่าย งวดปัจจุบัน	คงเหลือ (หรือเกิน)
1. ค่าตอบแทน			
2. ค่าจ้าง			
3. ค่าวัสดุ	350,000	140,000	0
4. ค่าใช้สอยอื่นๆ (ไปรตระบุเป็นข้อย่อย)			
รวม	350,000	140,000	0

จำนวนเงินที่ได้รับและจำนวนเงินคงเหลือ

จำนวนเงินที่ได้รับ .. สามแสนห้าหมื่นบาทถ้วน.....  
งวดที่ 1 ..... 210,000 ..... บาท ..... เมื่อ ..... 1 ตุลาคม 2558.....  
งวดที่ 2 ..... 140,000 ..... บาท ..... เมื่อ ..... 1 เมษายน 2559.....  
รวม ..... 350,000 ..... บาท.....

.....  
ลงนามหัวหน้าโครงการวิจัยผู้รับทุน

...../...../.....

.....  
ลงนามเจ้าหน้าที่การเงินโครงการ

...../...../.....

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บรรณานุกรม/เอกสารอ้างอิง

- [1] Xu T, Wang Z, Miao J, Yu L and Li C M 2008 Micro-machined piezoelectric membranebased immunosensor array Biosens. Bioelectron. **24** 638-643
- [2] Tsai J Z, Chen C J, Chen W Y, Liu J T, Liao C Y and Hsin Y M 2009 A new PZT piezoelectric sensor for gravimetric applications using the resonance-frequency detection Sens. Actuators, B **139** 259-264
- [3] Pang W, Yan L, Zhang H, Yu H, Kim E S and Tang W C 2006 Femtogram mass sensing platform based on lateral extensional mode piezoelectric resonator Appl. Phys. Lett. **88** 243503
- [4] Gonzalez-Castilla S, Olivares J, Clement M, Iborra E, Sangrador J, Malo J and Izpura J I 2008 Electrical detection of the mechanical resonances in AlN-actuated microbridges for mass sensing applications Appl. Phys. Lett. **92** 183506
- [5] Kwon T Y, Eom K, Park J H, Yoon D S, Kim T S and Lee H L 2007 In situ real-time monitoring of biomolecular interactions based on resonating microcantilevers immersed in a viscous fluid Appl. Phys. Lett. **90** 223903
- [6] Yang Y T, Callegari C, Feng X L, Ekinci K L and Roukes M L 2006 Zeptogram-scale nanomechanical mass sensing Nano Lett. **6** 583-586
- [7] Ilic B, Czaplewski D, Zalalutdinov M, Craighead H G, Neuzil P, Campagnolo C and Batt C 2001 Single cell detection with micro mechanical oscillators J. Vac. Sci. Technol. B **19** 2825- 2828
- [8] Shin S, Lee N -E, Park H -D, Park J -S and Lee J 2006 Piezoelectrically driven microtransducer mass sensors Integr. Ferroelectr. **80** 355-362
- [9] Carlen E T, Weinberg M S, Dube C E, Zapata A M and Borenstein J T 2006 Micromachined silicon plates for sensing molecular interactions Appl. Phys. Lett. **89** 173123
- [10] Nicu L, Guirardel M, Chambosse F, Rougerie P, Hinh S, Trevisiol E, Francois J -M, Majoral J -P, Caminade A -M, Cattan E and Bergaud C 2005 Resonating piezoelectric membranes for microelectromechanically based bioassay: detection of streptavidin-gold nanoparticles interaction with biotinylated DNA Sens. Actuators, B **110** 125-136
- [11] David Maraldo, Raj Mutharasan “Mass-change sensitivity of piezoelectric-excited millimeter-sized cantilever (PEMC) sensors: Model and experiments” Sensors and Actuators B **132** (2008) 140–148

- [12] Chang-Yu Lin, I-Yu Huang and En-Chang Wu, "The Effect of Glutaraldehyde Cross-Linking layer on QCM Based Alpha-Fetoprotein Biosensor," IEEE SENSORS Conference, pp. 379-383, 2009.
- [13] Z. Şen, I. Gürol, G. Gümüş, E. Musluoğlu, M. Harbeck and V. Ahsen, Z. Z. Öztürk, "Organophosphate Sensing with Vic-Dioximes using QCM Sensors," IEEE SENSORS Conference, pp. 2127- 2130, 2010.
- [14] Xiao-Lan Wei, Jing Zhang and Zhi-Hong Mo, "Regulation of Chemokine Receptor CXCR4 in HepG2 Cell Adhesion Sensing by QCM," International Conference on Human Health and Biomedical Engineering, pp. 1317- 1320, 2011.
- [15] Uraiwan Waiwijit, Kata Jaruwongrungeee, Nipa Chokesajjawatee, Jurairat Promjai, Tanom Lomas, Pornpimol Sritongkham, and Adisorn Tuantranont, "QCM-Based DNA Biosensor for Salmonella Typhimurium Detection", IEEE International Conference on Electron Devices and Solid State Circuit (EDSSC), pp.1-3, 2012.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# Comparative Study of QCM Analyzers Based on Pierce Oscillator and Electromechanical Impedance Techniques

Subhawatt Jayasvasti, Don Isarakorn and Songmoung Nundrakwang  
 Department of Instrumentation and Control Engineering,  
 Faculty of Engineering  
 King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang  
 Bangkok 10520, Thailand  
[kidon@kmitl.ac.th](mailto:kidon@kmitl.ac.th)

**Abstract**—This paper presents a comparison between pierce oscillator and impedance analysis techniques for measuring the frequency of the quartz crystal. The QCM analyzer based on pierce oscillator is designed, realized, and then compared to the impedance analyzer (Type bode 100). The comparison is focused on accuracy and precision of measurement. The pierce oscillator in a completed-chip is employed in the QCM analyzing device in order to simplify the circuit of system. The frequency drift and standard deviation (SD) values which are obtained from resonant frequency measurement are studied in order to investigate the accurate and precise measurement of devices. In the experiment, an AT-cut quartz disc of crystal oscillator package HC49U is unloaded and loaded while it is being measured the frequency. From the experimental results, the QCM analyzer based on pierce oscillator and impedance analyzer have the approximate accuracy and precision of measurement. The QCM analyzer based on pierce oscillator has lower sensitivity due to the frequency drift.

**Keywords**—Pierce Oscillator ; Accuracy and Precision of Resonant Frequency Measurement

## I. INTRODUCTION

In recent years, the quartz crystal microbalance (QCM) biosensor technology is not only increasingly important in various fields of work, but it also has received more attention from many researchers due to its low cost, high sensibility and high stability. Many QCM biosensors have been employed in the works of medical diagnostics, agricultures, and environmental monitoring [1-3]. The QCM biosensors typically consist of an oscillating quartz disc with circular electrodes on its surfaces, and a quartz driver circuit. When the liquid or mass is adsorbed or placed into a quartz surface, the oscillating frequency is decreased due to the characteristic of piezoelectric effect [4]. As consequence of this, the referential between resonant frequencies of a quartz disc with load and no-load on its surface is utilized to recognize the weight mass and viscosity of liquid or mass.

The popularity approaches for measuring the resonant frequency of the QCM biosensor are gate oscillator and electromechanical impedance techniques. However, both of them present advantages and disadvantages depending on the

application. Since the AT-cut quartz discs with resonant frequency higher than 1 MHz are commonly used in QCM biosensor in order to detect the minimum mass [5-8], the impedance analyzer which can measure high-frequency is required. Even though the high-frequency impedance analyzer can provide the high performance of measurement, it is expensive, needs to be calibrated to prevent measurement errors, and consists of the complicated circuit. On the other hand, the gate oscillator is cheap, low profile of circuit and can measure the high-frequency, but it provides the lower accuracy and precision of measurement.

The aim of this paper is to design and realize the QCM analyzer based on gate oscillator (pierce oscillator). Then, the fabricated QCM analyzer is investigated by detecting the liquid load on the surface of oscillating crystal. The errors in measured values of the fabricated QCM analyzer and the high-frequency impedance analyzer (Type bode 100) are lastly compared.

## II. DESIGN AND FABRICATION OF QCM ANALYZER BASED ON PIERCE OSCILLATOR

### A. Conceptual System

The conceptual QCM analyzer is a handheld and convenient device for both indoor and outdoor use, which consists of the frequency measurement circuit, data logger, and power management circuit as shown in Fig. 1.

In order to simplify the frequency measurement circuit, the pierce oscillator integrated circuit SN74LCV1GX04 is employed for detecting the frequency of quartz crystal as illustrated in Fig. 2. The frequency of quartz crystal through the pierce oscillator is going to be the Transistor-transistor logic (TTL) square wave, which can be directly counted using the internal timer counter module of microcontroller. To prevent the false of frequency counting, the pulse waves from pierce oscillator are compared to the pulse waves with calibrated frequency of 1 Hz from Real-time clock DS1037 while counting as shown in Fig.3.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

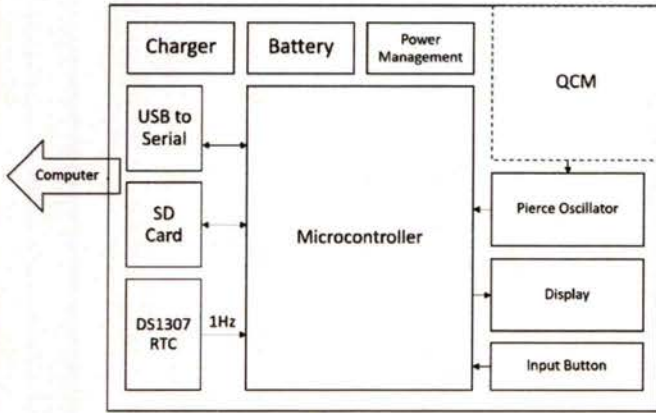


Fig. 1. Block diagram of conceptual QCM analyzer based on pierce oscillator

While the quartz crystal is being driven without based clamp or case, the external vibrations will produce the false results on frequency measurement, therefore in the Fig. 4 the quartz crystal is clamped and covered to prevent the disturbance of external vibration. In addition, the electrical signal from pierce oscillator for driving the quartz crystal is very weak which can easily be disturbed by the external electrical field (noise), consequently the pierce oscillator circuit is placed where closest with crystal oscillator as illustrate in Fig.5.

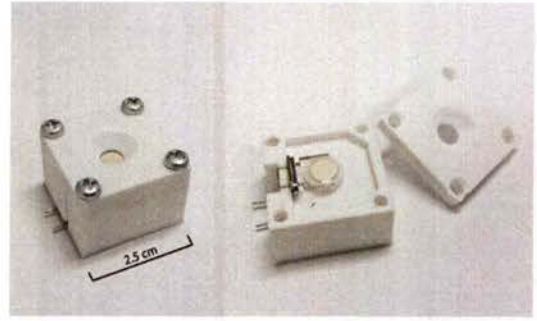


Fig. 4. Printed QCM case from 3D printer

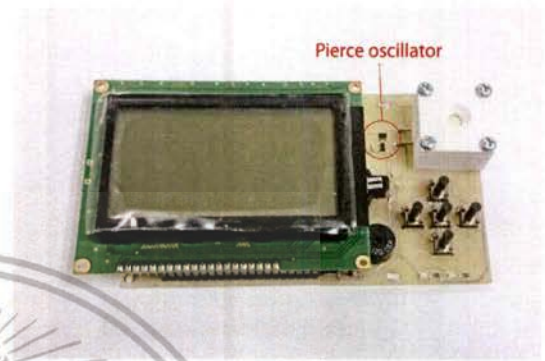


Fig. 5. Fabricated QCM analyzer based on pierce oscillator

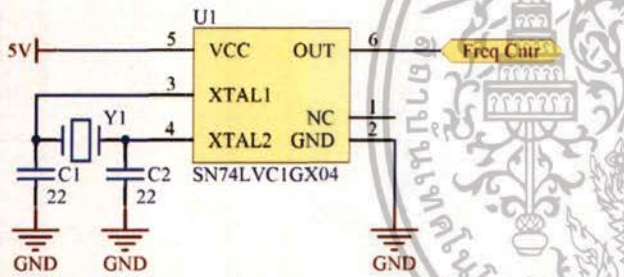


Fig. 2. A quartz crystal driver circuit.

### III. EXPERIMENTAL SETUP

To investigate the accurate and precise measurement of fabricated QCM analyzer based on pierce oscillator and the high-frequency impedance analyzer (Type bode 100), both of them are tested measuring the resonant frequency of a same quartz crystal. The AT-cut quartz disc of crystal oscillator package HC49U in Fig.6 is used for experiment, which has a diameter of 8mm and resonant frequency of 6 MHz. In the experiment, the QCM analyzers are used to measure the frequency of quartz disc which is unloaded and loaded with the 2, 4, and 6  $\mu\text{l}$  of distilled water on its surface.

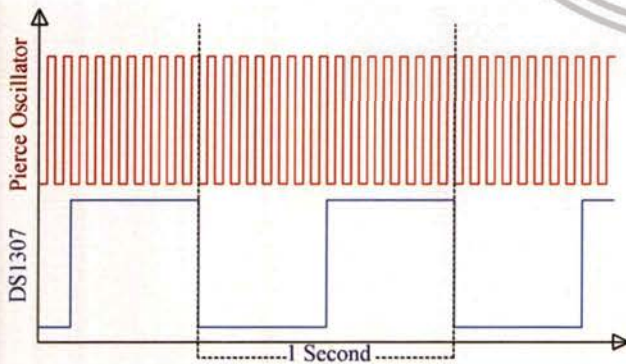


Fig. 3. The comparison between pulse waves of pierce oscillator and real-time clock DS1037

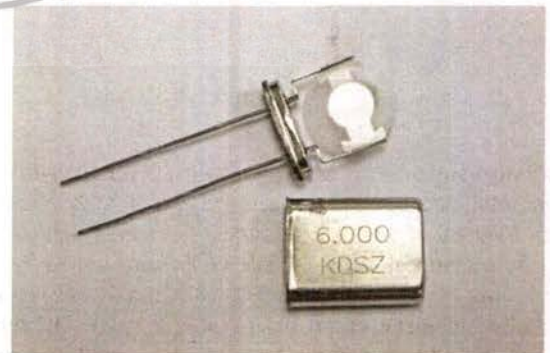


Fig. 6. A quartz disc of crystal oscillator package HC49U

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

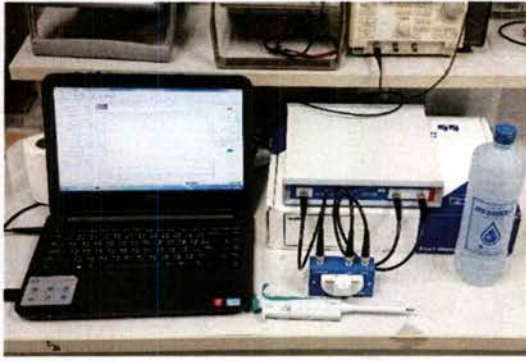


Fig. 7. Measurement setup of impedance analyzer (Type bode 100)

#### IV. RESULTS AND DISCUSSION

In Fig.8, the electrical signal from pierce oscillator for driving a quartz crystal is not the pure sine wave which is has many harmonics. These harmonic waves drive the quartz crystal in many vibration modes shape. Therefore, the measured resonant frequencies from pierce oscillator are not match to the measured resonant frequencies from the high-impedance analyzer as show in Table.1, though both of the pierce oscillator and the high-impedance analyzer are measured the same quartz crystal. These problems are not the core issue for the mass measurement, since the measured weight mass and viscosity of liquid or mass obtained from frequency drift.

To obtain the accurate and precise measurement of pierce oscillator and the high-frequency impedance analyzer (Type bode 100), the measured resonant frequencies and frequency drift are analyzed. Fig.9 shows the measured resonant frequencies from pierces oscillator. While the quartz crystal is unloaded and loaded with 2, 4, and 6  $\mu$ l of distilled water, its resonant frequency is dropped by 5995763, 5995319, 5994844, and 5994205 Hz, respectively; the measured resonant frequencies are the average values, since they are swing while the quartz crystal is loaded.

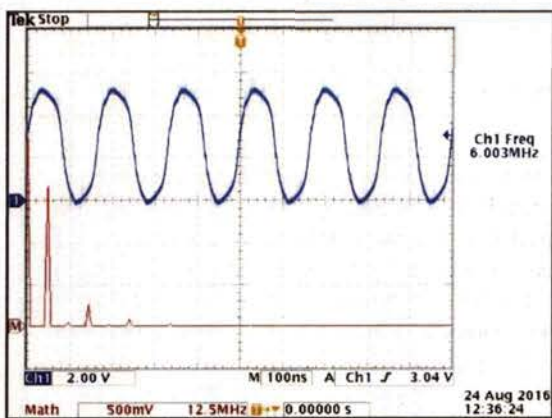


Fig. 8. The electrical signal from pierce oscillator for drving quatz crystal

Fig.10 illustrates the measurement results of impedance analyzer. The resonant frequencies of quartz crystal are obtained by using the impedance analyzer to measure the impedance magnitude of quartz crystal. During measurement, the impedance analyzer will sweep the frequencies with 1 Vrms through a reference resistance 50  $\Omega$  to a quartz crystal. As the graphs in Fig.10, the lowest point with minimum impedance is the resonant frequency.

To compare the precise measurement of pierce oscillator with the precise measurement of impedance analyzer, the measured resonant frequency of both pierce oscillator and impedance analyzer are plotted as the frequency drift in the Fig.11. As can be seen, the interaction between measured resonant frequency and quartz-crystal's proof mass of the two measurement techniques are not the same. But their frequency drift increasingly shifts in linear. Therefore, their precise measurement is quite the same.

In addition, the accurate measurements between the measurements of pierce oscillator and impedance analyzer can be compared by considering standard deviation (SD) and relative error of the measured resonant frequency. The standard deviation value is obtained from the resonant frequency measurement that implemented more than one time, which is demonstrated in Table 1. From Table 1, The SD values of impedance analyzer is less than the SD values of pierce oscillator, consequently the impedance analyzer has the better accuracy in frequency measurement. Even though, the pierce oscillator has lower accuracy, it is usable because its SD values or error are approximate to the SD values of an impedance analyzer

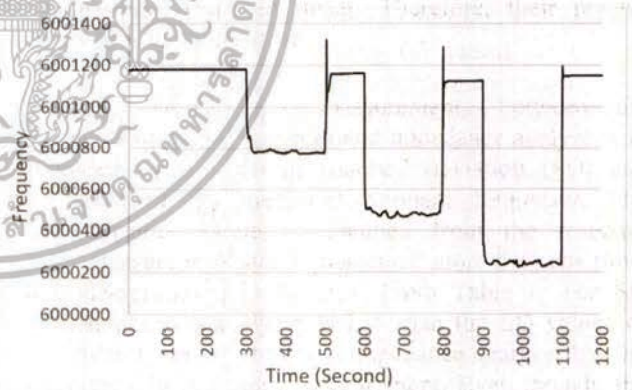


Fig. 9. The measured frequencies from QCM analyzer based on pierce oscillator

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

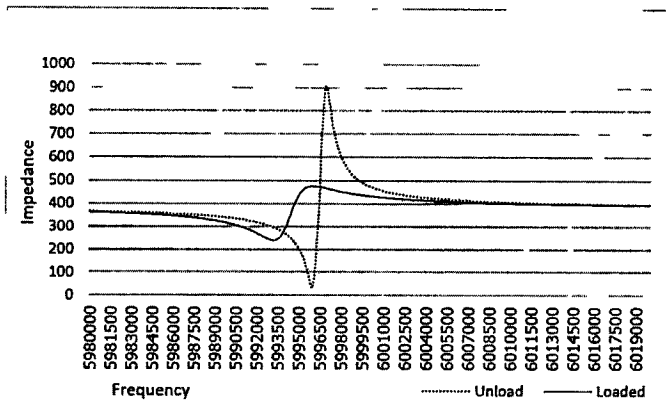


Fig. 10. The measured frequencies from impedance analyzer

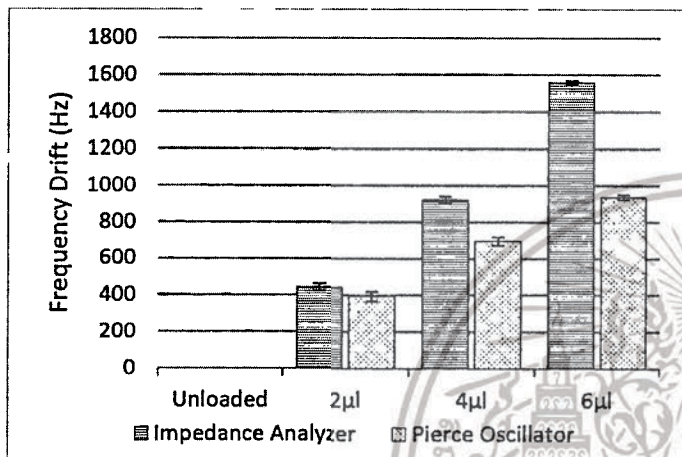


Fig. 11. Frequency drift of measured resonant frequency

TABLE I. THE MEASURED RESONANT FREQUENCIES AND STANDARD DEVIATION VALEUS

		Unload	2 $\mu$ l	4 $\mu$ l	6 $\mu$ l
Impedance Analyzer	Mean (Hz)	5995763	5995319	5994844	5994205
	SD	0	19.0832	18.6024	10.2746
	Relative error (%)	0	0.000318	0.000310	0.000171
Pierce Oscillator	Mean (Hz)	6001179	6000786	6000484	6000244
	SD	1.0985	28.0505	23.9915	15.0675
	Relative error (%)	0.000183	0.000467	0.000399	0.000251

## V. CONCLUSIONS

The comparison between pierce oscillator and impedance techniques for measuring the frequency of quartz crystal are drawn in this paper. The QCM analyzer based on pierce oscillator is designed and fabricated. The comparison is focused on the accurate and precise measurement of The QCM analyzer based on pierce oscillator and high-frequency impedance analyzer (Type bode 100), which is done by

following the parameters of frequency drift, standard deviation (SD) values and relative error. As the results, the accurate and precise measurement of QCM analyzer based on pierce oscillator is approximate to the accurate and precise measurement of impedance analyzer.

## ACKNOWLEDGMENT

Mr. Subhawatt Jayasvasti would like to express sincere appreciation to the Higher Education Research Promotion – National Research Universities (HERP - NRU) for the financial support in this research and acknowledge to King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMUTL), Bangkok, Thailand for supplying the excellent research facilities.

## REFERENCES

- [1] Matthew J. van der Werff, Yong J. Yuan and W. L. Xu, "Quartz Crystal Microbalance for Medical Diagnostics," 1st International Conference on Sensing Technology, pp. 500 - 5004, 2005.
- [2] Heydari, S. and Haghayegh, G.H, "Application of Nanoparticles in Quartz Crystal Microbalance Biosensors," Journal of Sensor Technology, vol. 4, pp. 81-100, 2014.
- [3] Palchetti, I, and Mascini, M, "Nucleic Acid Biosensors for Environmental Pollution Monitoring," Analyst, vol.133, pp. 846-854, 2008.
- [4] Bustabad E.A, Garcia.G, Rodriguez-Pardo.L, Faria.J, Perrot.H, Gabrielli.C, Bucur. B, Lazerges. M, Rose. D, Compere. C and Arnaud A, " A biosensor for detection of DNA sequences based on a 50MHz QCM electronic oscillator circuit," Sensors , vol. 1-3, pp. 687 – 690, October 2009.
- [5] Chang-Yu Lin, I-Yu Huang and En-Chang Wu, "The Effect of Glutaraldehyde Cross-Linking layer on QCM Based Alpha-Fetoprotein Biosensor," IEEE SENSORS Conference, pp. 379-383, 2009.
- [6] Z. Şen, I. Gürol, G. Gümüş, E. Musluoğlu, M. Harbeck and V. Ahsen, Z. Z. Öztürk, "Organophosphate Sensing with Vic-Dioximes using QCM Sensors," IEEE SENSORS Conference, pp. 2127- 2130, 2010.
- [7] Xiao-Lan Wei, Jing Zhang and Zhi-Hong Mo, "Regulation of Chemokine Receptor CXCR4 in HepG2 Cell Adhesion Sensing by QCM," International Conference on Human Health and Biomedical Engineering, pp. 1317- 1320, 2011.
- [8] Uraivan Waiwijit, Kata Jaruwongrungrsee, Nipa Chokesajjawatee, Jurairat Promjai, Tanom Lomas, Pornpimol Sritongkham, and Adisorn Tuantranont, "QCM-Based DNA Biosensor for Salmonella typhimurium Detection", IEEE International Conference on Electron Devices and Solid State Circuit (EDSSC), pp.1-3, 2012.

## ข้อมูลประวัติคณะผู้วิจัย

## ประวัติคณะผู้วิจัย

ชื่อ - นามสกุล (ภาษาไทย) ..... ผศ.ดร.ดอน อิศรากร์

ชื่อ - นามสกุล (ภาษาอังกฤษ)..... Asst.Prof.Dr. Don Isarakorn

ตำแหน่ง อาจารย์

เลขหมายบัตรประจำตัวประชาชน ..... 3100903879925

## ประวัติการศึกษาสูงสุด

ชื่อย่อปริญญา	สาขา	สถาบันที่จบ	ปีที่จบ
Ph.D.	Microsystems and Microelectronics	Ecole Polytechnique Federale de Lausanne, Switzerland	2011
M.Eng.	Control Engineering	KMITL	2003
B.Eng.	Electronics Engineering	KMITL	2000

สถานที่ติดต่อ ภาควิชาการวัดและระบบควบคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

โทรศัพท์ 02-329-8353 โทรสาร 02-329-8354 E-mail kidon@kmitl.ac.th

ประสบการณ์วิจัยหรือสาขาที่ชำนาญ Microsensors and microactuators, Piezoelectric materials for sensing and actuating applications, MEMS process development, Energy harvesting systems, PowerMEMS

## ผลงานวิจัย

- 2012 หัวหน้าโครงการวิจัย “ระบบฐานข้อมูลภาพถ่ายและซอฟต์แวร์จัดการรูปถ่าย เมาหวานเข้าจอตาเบื้องต้นโดยการใช้ภาพถ่ายจอตา” ทุนนักวิจัยใหม่ (วท.) ประจำปี 2555
- 2012 หัวหน้าโครงการวิจัย “การออกแบบและพัฒนารถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับเปลี่ยนได้” งบประมาณเงินรายได้คณะวิศวกรรมศาสตร์ ประจำปี 2556
- 2012 หัวหน้าโครงการวิจัย “ระบบผลิตพลังงานแบบพึ่งพาตัวเองสำหรับการตรวจติดตามสภาพของเครื่องจักร” งบประมาณเงินรายได้คณะวิศวกรรมศาสตร์ ประจำปี 2556
- 2012 ผู้ร่วมวิจัย “การออกแบบและพัฒนารูขุดคิพุ่นยนต์ราคาถูกสำหรับนักเรียนระดับประถมศึกษา” งบประมาณเงินรายได้คณะวิศวกรรมศาสตร์ ประจำปี 2556

- 2012 ผู้ร่วมวิจัย “การออกแบบและพัฒนาชุดทดลองเรื่องระบบเก็บเกี่ยวพลังงานลมสำหรับเด็ก” งบประมาณเงินรายได้คณะวิศวกรรมศาสตร์ ประจำปี 2556
- 2010-2011 ผู้ร่วมวิจัย “Si- $\mu$ Scalpel – Micromachined Ultrasonic Scalpel for CMF and Plastic Surgery,” The Commission for Technology and Innovation CTI, Switzerland
- 2010 ผู้ร่วมวิจัย “Electronic materials for energy systems and other applications,” NCCR-MaNEP of the Swiss National Science Foundation, Switzerland
- 2006-2010 ผู้ร่วมวิจัย “MEMS fabrication based on epitaxial piezoelectric thin films on silicon,” NCCR-MaNEP of the Swiss National Science Foundation, Switzerland
- 2005-2007 ผู้ร่วมวิจัย “Cross-over IT Mechatronics Contest between KMITL and UEC,” GP-UEC Project, Japan
- 2005 หัวหน้าโครงการวิจัย “Design of Micro Manipulator by Using Stick-Slip Motors,” Faculty of Engineering, King Mongkut’s Institute of Technology Ladkrabang
- 2005 หัวหน้าโครงการวิจัย “Design of Micro Robot for Micro/Nano Applications,” Faculty of Engineering, King Mongkut’s Institute of Technology Ladkrabang
- 2004 ผู้ร่วมวิจัย “Development of Control System for Multiple Autonomous Robots,” Faculty of Engineering, King Mongkut’s Institute of Technology Ladkrabang
- 2004 ผู้ร่วมวิจัย “Electrochemical-Metallizing Power Supply,” Research Center for Communications and Information Technology, King Mongkut’s Institute of Technology Ladkrabang
- 2003 ผู้ร่วมวิจัย “Speed and Position Control of Ultrasonic Motor using PDFF Controller Designed by Coefficient Diagram Method,” Research Center for Communications and Information Technology, King Mongkut’s Institute of Technology Ladkrabang

ชื่อ-สกุล นายศุภวัฒน์ ชัยสวัสดิ์

ชื่อ - นามสกุล (ภาษาอังกฤษ) Subhawat Jayasvasti

หน้าที่การงานปัจจุบัน (อาจารย์/เจ้าหน้าที่ /นักวิจัย /นักศึกษาระดับ...../อื่นๆ)

ตำแหน่ง นักศึกษาระดับปริญญาโท

เลขหมายบัตรประจำตัวประชาชน 1509901065058

ประวัติการศึกษาสูงสุด

ชื่อย่อปริญญา	สาขา	สถาบันที่จบ	ปีที่จบ
B.Eng	Mechatronic Engineering	KMITL	2014

สถานที่ติดต่อ ภาควิชาการวัดและระบบควบคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

โทรศัพท์ 02-329-8353 โทรสาร 02-329-8354

E-mail s.jayasvasti@gmail.com

ประสบการณ์วิจัยหรือสาขาที่ชำนาญ Computer Programming, Electronic System Design

ผลงานวิจัย

โครงการวิจัย

