

การประดิษฐ์เครื่องวัดใบโอบิมพีแดนซ์แบบสองแหล่งจ่าย



นายยศมงคล สวัสดิ์ศฤงฆาร

ศูนย์วิทยทรัพยากร

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

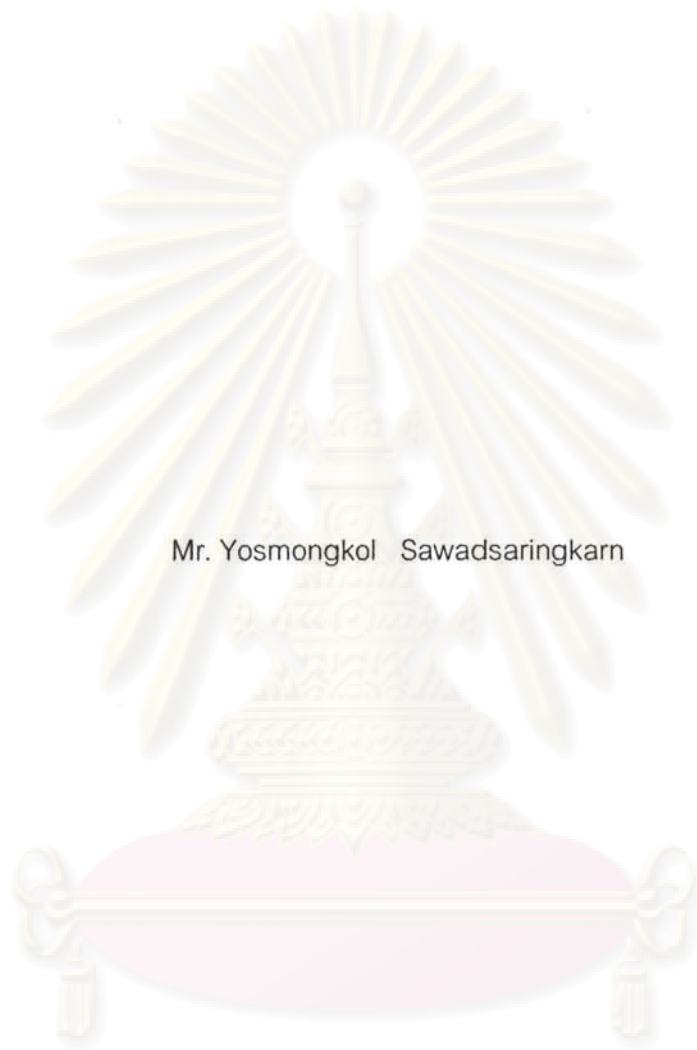
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช (สหสาขาวิชา)

บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2552

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

An invention of 2-source bio-impedance analyzer



Mr. Yosmongkol Sawadsaringkarn

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements  
for the Degree of Master of Science Program in Biomedical Engineering

(Interdisciplinary Program)

Graduate School

Chulalongkorn University

Academic Year 2009

Copyright of Chulalongkorn University

**521315**

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การประดิษฐ์เครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์แบบสองแหล่งจ่าย
โดย	นายยศมงคล สวัสดิ์ศฤงฆาร
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวเวช
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	รองศาสตราจารย์ ดร.มานะ ศรียุทธศักดิ์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	นายแพทย์ ขจร ตีรณธนากุล

บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยนี้เป็นส่วนหนึ่ง  
ของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

..... คนบดีบัณฑิตวิทยาลัย  
(รองศาสตราจารย์ ดร.พรพจน์ เปี่ยมสมบุญ)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ  
(รองศาสตราจารย์ ดร. สุทธิลักษณ์ ปทุมราช)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก  
(รองศาสตราจารย์ ดร. มานะ ศรียุทธศักดิ์)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม  
(นายแพทย์ ขจร ตีรณธนากุล)

..... กรรมการ  
(แพทย์หญิง ปวีณา สุสันธิตพงษ์)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย  
(ดร. สุธี ผู้เจริญชนะชัย)

ยศมงคล สวัสดิ์ศฤงฆาร : การประดิษฐ์เครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์แบบสองแหล่งจ่าย.  
 (An invention of 2-source bio-impedance analyzer) อ. ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก :  
 รศ.ดร.มานะ ศรียุทธศักดิ์,อ. ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วมพ.ขจร ตีรณธนากุล 67 หน้า.

วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอการประดิษฐ์เครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์แบบสองแหล่งจ่าย ซึ่งเครื่องวัดที่ประดิษฐ์ขึ้นทำงานโดยใช้กระแสไฟฟ้าตรงร่วมกับกระแสไฟฟ้าสลับแทนการใช้กระแสไฟฟ้าสลับเพียงอย่างเดียวเพื่อช่วยลดความยุ่งยากที่เกิดขึ้นในการวัดมุมเฟสของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์แบบเดิม เครื่องที่ประดิษฐ์ขึ้นประกอบด้วยองค์ประกอบ 6 ส่วน ได้แก่ วงจรแหล่งจ่ายไฟ, วงจรสร้างสัญญาณ, วงจรแหล่งกำเนิดกระแสไฟฟ้าคงที่, วงจรวัดค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า, ส่วนประมวลผลข้อมูล และ ส่วนแสดงผล จากการศึกษาการทำงานของเครื่องวัดที่ประดิษฐ์ขึ้นในการวัดค่าอิมพีแดนซ์และค่าความต้านทานพบว่า ในการวัดตัวต้านทานหรือตัวเก็บประจุไฟฟ้ามาตรฐานและตัวต้านทานต่อขนานกับตัวเก็บประจุตามแบบจำลองของเนื้อเยื่อนั้น เครื่องสามารถวัดค่าอิมพีแดนซ์ที่อยู่ในช่วง 160 โอห์ม ถึง 1000 โอห์ม และค่าตัวต้านทานได้ในช่วง 200 โอห์ม ถึง 1000 โอห์ม โดยมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจเท่ากับ 0.999 ส่วนการวัดค่าไบโออิมพีแดนซ์ในคนปกติโดยทำการเปรียบเทียบผลที่วัดได้กับเครื่อง Maltron Bioscan 916S พบว่าการวัดค่าไบโออิมพีแดนซ์ในคนปกติ ด้วยการใช้ไฟฟ้ากระแสสลับนั้น สามารถทำได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยจะมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจประมาณ 0.979 ในขณะที่การวัดความต้านทานในคนปกติ ด้วยการใช้ไฟฟ้ากระแสตรงนั้น จะทำได้ดีเมื่อทำการวัดกับกลุ่มผู้ทดสอบชายที่มีค่าดัชนีมวลกายมากกว่าหรือเท่ากับ 20 กิโลกรัมต่อเมตรกำลังสอง โดยจะมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจอยู่ที่ 0.651

# ศูนย์วิทยทรัพยากร จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช  
 ปีการศึกษา 2552

ลายมือชื่อนิสิต ยศมงคล.....สวัสดิ์ศฤงฆาร.....  
 ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก.....ดร. มานะ ศรียุทธ.....  
 ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม.....ขจร ตีรณธนากุล.....

# # 5087184620: MAJOR BIOMEDICAL ENGINEERING

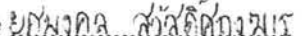
KEYWORDS : Bio-impedance / Direct Current / Alternative Current /

YOSMONGKOL SAWADSARINGKARN : AN INVENTION OF 2 SOURCE  
BIO-IMPEDANCE ANALYZER. THESIS ADVISOR : ASSOC. PROF. MANA  
SRIYUDTHSAK, THESIS CO-ADVISOR : KHAJOHN TIRANATHANAGUL,MD  
, 67 pp.

The present thesis presents the invention of a 2-source Bio-impedance Analyzer for application in hemodialysis patients. The analyzer uses both direct and alternative current source to replace the conventional phase shift measurement so as to avoid measurement problem. The analyzer consists of 6 main parts: power supply, signal generator circuit, constant current circuit, voltage measurement circuit, processing circuit, and display. First, performance of the system was investigated in measuring pure resistor, pure capacitor, and resistor-capacitor parallel circuit as a model of tissue. It was found that the system could measure impedance and resistance in the range of 160~1000 $\Omega$  and 200~1000 $\Omega$ , respectively. The coefficient of determination of 0.999 was obtained. Second, the system was applied to measure in good health people comparing with the results obtained from Maltron Bioscan 916S. It was found that when the alternative current was applied to measure impedance, a satisfactory result was obtained with a coefficient of determination of 0.979. However, when the directive current was applied to measure the resistance, reasonable results were obtained only when the test group were males who have a body mass index higher 20 kg/m<sup>2</sup>. The coefficient of determination of 0.651 was obtained.

Field of Study : Biomedical Engineering.

Academic Year : 2009

Student's Signature 

Advisor's Signature 

Co-Advisor's Signature 

## กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ รศ.ดร. มานะ ศรียุทธศักดิ์ อาจารย์ที่ปรึกษาที่ได้ให้กับข้าพเจ้าจน  
วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ขอขอบคุณ นพ. ขจร ตีรณธนากุล อาจารย์ที่ปรึกษาร่วมที่ได้ให้ความช่วยเหลือในด้าน  
ต่างๆจนวิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ขอขอบคุณ คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ดังนี้ รศ.ดร. มานะ ศรียุทธศักดิ์, นพ. ขจร  
ตีรณธนากุล, รศ.ดร. สุทธิลักษณ์ ปทุมราช, ดร. สุธี ผู้เจริญชนะชัย และ พญ. ปวีณา สุสันฐิต  
พงษ์ ที่กรุณาสละเวลาอันมีค่าในการเป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์และให้คำแนะนำที่มีค่ายิ่ง

ขอขอบคุณ ผศ. อาภรณ์ ธีรมงคลศรีมี ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์  
ที่ได้ให้คำแนะนำในการประดิษฐ์เครื่องมือ

ขอขอบคุณเพื่อน พี่ และน้อง ในห้องปฏิบัติการไบโออิเล็กทรอนิกส์ทุกคน ที่ได้ให้ความ  
ช่วยเหลือ, พุดคุย และเป็นกำลังใจในการทำวิทยานิพนธ์

ขอขอบคุณ บิดา มารดา ที่เป็นกำลังใจ และคอยเกื้อหนุนข้าพเจ้าในด้านต่างๆ จนงาน  
วิทยานิพนธ์ชิ้นนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ท้ายสุดบุคคลที่ข้าพเจ้าไม่ได้กล่าวถึง และได้มีส่วนร่วมในงานวิทยานิพนธ์ของข้าพเจ้า  
ข้าพเจ้าขอขอบคุณบุคคลเหล่านั้นไว้ ณ ที่นี้ด้วย

ศูนย์วิทยุทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฅ
สารบัญภาพ.....	ญ
บทที่	
1. บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	3
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	4
1.4 วิธีดำเนินการวิจัย.....	4
1.5 ประโยชน์ที่ได้รับ.....	5
2. หลักการและทฤษฎีพื้นฐาน.....	6
2.1 องค์ประกอบของร่างกายมนุษย์.....	6
2.2 แบบจำลองเนื้อเยื่อทางไบโออิมพีแดนซ์.....	8
2.3 คุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ.....	10
2.4 คุณสมบัติของตัวเก็บประจุไฟฟ้าต่อสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับและสัญญาณ ไฟฟ้ากระแสตรง.....	11
2.5 การวัดไบโออิมพีแดนซ์.....	12
2.6 มาตรการด้านความปลอดภัยในการวัดไบโออิมพีแดนซ์.....	14
3. ขั้นตอนการประดิษฐ์และวิธีทดสอบ.....	15
3.1 ขั้นตอนการประดิษฐ์.....	15
3.2 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบ.....	26
3.3 การปรับเทียบมาตรฐานสำหรับเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น.....	27
3.4 การขออนุมัติทางด้านจริยธรรมในการทดลอง.....	30
3.5 การทดสอบประสิทธิภาพในการทำงานของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ประดิษฐ์ขึ้น.....	30

บทที่	สารบัญญ (ต่อ)	หน้า
4.	ผลการทดลองและวิเคราะห์ผลการทดลอง.....	34
4.1	การทดสอบการปรับเทียบมาตรฐานสำหรับเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการ ประดิษฐ์ขึ้น.....	34
4.2	การทดสอบการทำงานของเครื่อง Maltron Bioscan 916S.....	40
4.3	การวัดค่าอิมพีแดนซ์และความต้านทานที่ทราบค่าแน่นอน.....	41
4.4	การวัดค่าไบโออิมพีแดนซ์ในคนปกติ.....	48
5.	สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	53
5.1	สรุปผลการวิจัย.....	53
5.2	ปัญหาและข้อเสนอแนะ.....	54
	รายการอ้างอิง.....	56
	ภาคผนวก.....	59
	ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	67

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



## สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
ตารางที่ 4.1	ค่าอิมพีแดนซ์ในทางทฤษฎีของตัวเก็บประจุไฟฟ้าที่นำมาทดสอบกับ ค่าอิมพีแดนซ์ของตัวเก็บประจุไฟฟ้าที่วัดได้จากเครื่องวัดไบโอมิพีแดนซ์ ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น.....	43
ตารางที่ 5.1	คุณสมบัติของเครื่องวัดไบโอมิพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น.....	54



ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## สารบัญภาพ

ภาพประกอบ	หน้า
รูปที่ 2.1 องค์ประกอบภายในร่างกายมนุษย์.....	6
รูปที่ 2.2 การสะสมของไขมันในส่วนต่างๆของร่างกาย.....	7
รูปที่ 2.3 องค์ประกอบภายในผิวหนัง.....	8
รูปที่ 2.4 วงจรสมมุทธ์ทางไฟฟ้า ของเนื้อเยื่อในร่างกาย.....	9
รูปที่ 2.5 แบบจำลองเนื้อเยื่อทางไฟฟ้า.....	9
รูปที่ 2.6 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง ค่าความต้านทาน และค่ารีแอกแตนซ์ ในแบบจำลองของโคล-โคล ที่ค่าความถี่ต่างๆ.....	11
รูปที่ 2.7 พฤติกรรมของตัวเก็บประจุไฟฟ้ากับสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับ และสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรง.....	12
รูปที่ 2.8 การวัดค่าอิมพีแดนซ์ด้วย 4 อิเล็กโทรด.....	13
รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์.....	15
รูปที่ 3.2 วงจรไฟเลี้ยง.....	16
รูปที่ 3.3 วงจรสำหรับการสร้างสัญญาณรูปไซน์ที่มีค่าความผิดพลาด.....	17
รูปที่ 3.4 ความสัมพันธ์ระหว่างความบิดเบี้ยวของรูปคลื่นกับความถี่สัญญาณ.....	18
รูปที่ 3.5 วงจรแหล่งกำเนิดกระแสไฟฟ้าของฮาวแลนด์.....	19
รูปที่ 3.6 วงจรแหล่งจ่ายกระแสสลับและกระแสตรง.....	19
รูปที่ 3.7 วงจรกรองผ่านต่ำและวงจรขยายแบบกลับเฟส.....	21
รูปที่ 3.8 การตรวจวัดสัญญาณจากการชักตัวอย่างสัญญาณ.....	21
รูปที่ 3.9 วงจรตรวจจับยอดสัญญาณ.....	22
รูปที่ 3.10 วงจรวัดค่าศักย์ไฟฟ้า.....	22
รูปที่ 3.11 วงจรส่วนประมวลผลข้อมูลและแสดงผล โดยใช้ PIC18F4550.....	24
รูปที่ 3.12 เครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น.....	24
รูปที่ 3.13 แผนภูมิสายงานการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์.....	24
รูปที่ 3.14 เครื่อง Maltron Bioscan 916S.....	26
รูปที่ 3.15 อิเล็กโทรดผิวสัมผัส (Blue Sensor).....	27

## สารบัญญภาพ (ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
รูปที่ 3.16	วงจรไฟฟ้าที่ใช้ในการทดลองความคงที่ของกระแสไฟฟ้า..... 28
รูปที่ 3.17	วงจรไฟฟ้าที่ใช้ในการทดลองเรียงกระแสตรง..... 29
รูปที่ 3.18	ตำแหน่งที่ติดอิเล็กโทรดสำหรับการวัดอิมพีแดนซ์ของทั้งร่างกาย..... 33
รูปที่ 4.1	สัญญาณที่ได้จากเครื่องกำเนิดสัญญาณไฟฟ้ารูปไซน์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น 35
รูปที่ 4.2	การปรับรูปคลื่นสัญญาณที่ได้จากเครื่องกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าด้วยวิธี วิเคราะห์สเปกตรัมความถี่..... 35
รูปที่ 4.3	ความสัมพันธ์ระหว่างกระแสไฟฟ้าที่ได้กับความต้านทาน..... 36
รูปที่ 4.4	การเปรียบเทียบสัญญาณก่อนและหลังเข้าสู่วงจรเรียงกระแส..... 37
รูปที่ 4.5	ความสัมพันธ์ระหว่างค่าสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงกับค่ายอดคลื่นของ สัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับ..... 38
รูปที่ 4.6	ความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณไฟตรงกับค่าศักย์ไฟฟ้าที่อ่านได้จาก ไมโครคอนโทรลเลอร์..... 39
รูปที่ 4.7	ช่วงอิมพีแดนซ์ที่วัดได้และช่วงอิมพีแดนซ์ที่ทำให้เกิดการอิมิตัวของ สัญญาณ..... 43
รูปที่ 4.8	ความสัมพันธ์ระหว่างค่าอิมพีแดนซ์ที่วัดได้กับค่าอิมพีแดนซ์ที่ใช้ทดสอบ.... 44
รูปที่ 4.9	ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความต้านทานที่วัดได้ กับค่าความต้านทานที่ใช้ ทดสอบ..... 45
รูปที่ 4.10	เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดในการวัดค่าความต้านทานเปรียบเทียบกับค่า ความต้านทานที่ใช้ทดสอบ..... 45
รูปที่ 4.11	ความสัมพันธ์ระหว่างค่าที่วัดได้จากวงจรที่ประดิษฐ์ขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ ใช้ในแบบจำลองเนื้อเยื่อ..... 47
รูปที่ 4.12	เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดในการวัดเปรียบเทียบกับค่าที่ใช้ในแบบจำลอง เนื้อเยื่อ..... 48
รูปที่ 4.13	ความสัมพันธ์ระหว่างค่าที่วัดได้จากวงจรที่ประดิษฐ์ขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ วัดได้จากเครื่อง Maltron Bioscan 916S..... 49

## สารบัญภาพ (ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
รูปที่ 4.14	
ความสัมพันธ์ระหว่างค่าที่วัดได้จากวงจรถัดขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่วัดได้จากเครื่อง Maltron Bioscan 916S ในผู้ทดสอบชายที่มีค่าดัชนีมวลกายมากกว่าหรือเท่ากับ 20 กิโลกรัมต่อเมตรกำลังสอง.....	51



ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## บทที่ 1

### บทนำ

#### ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ผู้ป่วยโรคไตเรื้อรัง (chronic kidney disease;CKD) เพิ่มขึ้นเป็นจำนวนมาก โดยจากสถิติสาธารณสุขปี2547 พบว่าในประเทศไทยมีจำนวนผู้ป่วยด้วยโรคไตเรื้อรังประมาณ 108,000 คน และมีจำนวนผู้ป่วยเพิ่มสูงถึง 7,900 คนต่อปี [1]

ผู้ป่วยโรคไตเรื้อรังมีประสิทธิภาพการทำงานของไตลดลงเหลือเพียง 5-10%ของคนปกติ ไตไม่สามารถกำจัดน้ำและของเสียต่างๆออกจากร่างกายได้เพียงพอ และไตสูญเสียการควบคุมสมดุลของเกลือแร่และสมดุลของภาวะกรดต่างภายในร่างกาย ภาวะนี้ส่งผลให้ของเสียต่างๆที่เกิดจากขบวนการเมตาบอลิซึม(metabolism)เช่น ยูเรีย(urea)และ ครีตินิน (creatinine)สะสมอยู่ในร่างกายเป็นปริมาณมาก จนเกิดความผิดปกติในร่างกายที่เรียกว่าภาวะยูเรเมีย(uremia) นอกจากนี้การที่ร่างกายไม่สามารถขับน้ำออกจากร่างกายทางไตได้ไม่เพียงพอทำให้เกิดภาวะการคั่งค้างของน้ำภายในร่างกายจนเกิดภาวะน้ำเกินและหัวใจวายตามมาได้ ซึ่งสิ่งต่างๆที่เกิดขึ้นนั้นจะมีผลทำให้ผู้ป่วยเสียชีวิตแต่อย่างไรก็ตามการรักษาด้วยการบำบัดทดแทนไต(renal replacement therapy)ซึ่งได้แก่ การฟอกเลือดด้วยเครื่องไตเทียม(hemodialysis), การฟอกไตทางช่องท้อง(peritoneal dialysis) หรือ การปลูกถ่ายไต(kidney transplantaion) สามารถทำหน้าที่ทดแทนการทำงานของไตที่สูญเสียไปได้ ผู้ป่วยจึงสามารถมีชีวิตต่ออย่างมีคุณภาพชีวิตที่ดีต่อไปได้ [2,3]

การฟอกเลือดด้วยเครื่องไตเทียม(Hemodialysis)เป็นการบำบัดทดแทนไตซึ่งมีประสิทธิภาพสูง และใช้ในการรักษาผู้ป่วยเป็นส่วนใหญ่ในผู้ป่วยไตวายระยะสุดท้าย โดยผู้ป่วยจะต้องมาเข้ารับการฟอกเลือดสัปดาห์ละ2ถึง3ครั้ง ครั้งละ4ชั่วโมง ในการฟอกเลือดแต่ละครั้งจะเป็นการนำเลือดออกจากร่างกายผู้ป่วยผ่านทางสายส่งเลือด เพื่อให้เลือดผ่านเครื่องไตเทียมซึ่งจะมีการดึงน้ำส่วนเกินและของเสียต่างๆในเลือดออกมาจากร่างกายผู้ป่วยแล้วไหลเวียนกลับเข้าสู่ร่างกายผู้ป่วยต่อเนื่องตลอดระยะเวลาที่ทำการฟอกเลือด เพื่อให้ร่างกายของผู้ป่วยเข้าสู่สภาวะสมดุลโดยปริมาณน้ำส่วนเกินที่แพทย์เป็นผู้ตั้งว่าจะดึงออกจากร่างกายผู้ป่วยเท่าไรนั้นขึ้นอยู่กับน้ำหนักแห้ง(dry weight)ซึ่ง

เป็นน้ำหนักที่ไม่มีน้ำส่วนเกินอยู่ในร่างกาย แพทย์ผู้รักษาต้องกำหนดการดึงน้ำออกจากร่างกายผู้ป่วย เพื่อให้น้ำหนักผู้ป่วยหลังฟอกเลือดเท่ากับน้ำหนักแห้งดังกล่าว[4]

ถ้าหากผู้ป่วยได้รับการตั้งค่าน้ำหนักแห้งสูงเกินไป (overestimation of dry weight) จะทำให้ผู้ป่วยยังคงมีภาวะน้ำเกิน(volume overload) ทำให้เกิดภาวะบวม, ความดันโลหิตสูง, หัวใจห้องล่างซ้ายโต(left ventricular hypertrophy) และ เกิดภาวะน้ำท่วมปอด(pulmonary edema) ซึ่งภาวะเหล่านี้จะส่งผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตและเป็นการเพิ่มอัตราการเสียชีวิตจากโรคหัวใจ ในทางตรงกันข้าม หากผู้ป่วยได้รับการตั้งน้ำหนักแห้งต่ำเกินไป(underestimation of dry weight) ก็จะทำให้ผู้ป่วยเกิดภาวะขาดน้ำ ซึ่งจะส่งผลให้เกิดอาการตะคริว, เหนื่อยหอบและ มีความดันโลหิตต่ำระหว่างทำการฟอกเลือด (intradialytic hypotension) ซึ่งผลข้างเคียงเหล่านี้จะส่งผลกระทบต่อความร่วมมือของผู้ป่วยในการเข้ารับการรักษา โดยผู้ป่วยจำนวนกว่าหนึ่งในสี่จะเกิดอาการข้างเคียงจากภาวะขาดน้ำภายหลังการเข้ารับการรักษาฟอกเลือด [5,6]

ในปัจจุบันการหาน้ำหนักแห้งในผู้ป่วยแต่ละคนนั้นยังไม่มีเครื่องมือที่ให้ผลแม่นยำเพียงพอที่จะใช้เป็นเครื่องวัดมาตรฐาน ดังนั้นในปัจจุบันจึงใช้การประเมินของแพทย์เป็นหลักในการประเมินน้ำหนักแห้ง โดยการประเมินจะพิจารณาจากอาการของผู้ป่วยเมื่อเกิดภาวะของการขาดน้ำ(volume depletion) มาใช้ในการกำหนดค่าน้ำหนักแห้งของผู้ป่วย แต่วิธีนี้อาจทำให้ผู้ป่วยเกิดอันตรายจากการที่มีความดันโลหิตต่ำจากการมีภาวะขาดน้ำได้ นอกจากนี้ยังมีการประยุกต์ใช้วิธีการต่างๆที่มีข้อดีข้อเสียแตกต่างกันไปเพื่อใช้ในการช่วยเหลือแพทย์ในการกำหนดน้ำหนักแห้งนี้ เช่น การวัด เอเทรียล-เนตริยูริติก เปปไทด์ (Atrial Natriuretic Peptide, ANP)ในกระแสเลือด ซึ่งเป็นเปปไทด์ฮอร์โมน (peptide hormone) ที่หลั่งออกจากเซลล์กล้ามเนื้อในหัวใจห้องบน (atrium of heart) เมื่อมีการยืดขยายออกของผนังหัวใจห้องบนจากปริมาณเลือดที่เพิ่มขึ้น ซึ่งโดยปกติแล้วสารชนิดนี้จะทำหน้าที่ในการส่งสัญญาณให้ไตมีการเพิ่มปริมาณการขับโซเดียมออกจากร่างกายร่วมกับการส่งสัญญาณให้หลอดเลือดมีการขยายตัว[7] แม้ว่า การตรวจพบสารชนิดนี้จะมีความไวต่อการตรวจวัดภาวะน้ำเกิน แต่ก็ต้องใช้เวลาในการตรวจภายในห้องปฏิบัติการ, ปริมาณสารที่วัดได้ไม่สามารถระบุถึงปริมาณน้ำที่มีอยู่ในร่างกายได้, และไม่สามารถระบุถึงช่วงที่จะทำให้เกิดภาวะการขาดน้ำได้จากการตรวจวัดอีกด้วย ส่วนการวัดเส้นผ่านศูนย์กลางของหลอดเลือดดำใหญ่ (Vena cava) โดยการตรวจสอบด้วยภาพเสียงสะท้อนของหัวใจ (echocardiographic examination) นั้นเป็นวิธีที่ยุ่งยากและมักจะมีการประเมินน้ำหนักแห้งที่สูงเกินไป ส่วนการประเมินด้วยการชั่งน้ำหนักนั้น ก็ขาดความแม่นยำ อีกทั้งค่าที่

ได้ยังมีความผันผวนสูง อันเนื่องมาจากการเปลี่ยนแปลงองค์ประกอบต่างๆภายในร่างกายผู้ป่วย ซึ่งจากวิธีต่างๆที่ได้กล่าวมานั้นจะพบได้ว่าวิธีที่ใช้โดยทั่วไปนั้น ยังขาดความแม่นยำอยู่ ทำให้ไม่สามารถที่จะประเมินค่าน้ำหนักแห้งของผู้ป่วยได้อย่างถูกต้อง ซึ่งส่งผลให้ผู้ป่วยที่เข้ารับการฟอกเลือดเกิดภาวะแทรกซ้อนจากการมีภาวะน้ำเกินหรือภาวะขาดน้ำภายหลังจากที่เข้ารับการฟอกเลือด [8,9]

การวัดไบโออิมพีแดนซ์(Bioelectrical impedance analysis) เป็นการตรวจวัดที่ปลอดภัย, รวดเร็ว, ไม่ทำลาย (noninvasive), และมีความแม่นยำ โดยวิธีการวัดแบบนี้จะอาศัยคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อมาประเมินองค์ประกอบต่างๆภายในเนื้อเยื่อนั้นๆ ทำให้การสังเกตความเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นภายในร่างกายเป็นไปอย่างถูกต้องแม่นยำ

เนื่องจากการวัดไบโออิมพีแดนซ์เป็นการวัดที่มีประโยชน์ในทางการแพทย์ แม้ว่าในประเทศไทยจะเริ่มมีการใช้งานเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์บ้างแต่ก็มีจำนวนไม่มากนักเนื่องจากเครื่องมือมีราคาสูง โดยปัญหาในการวัดไบโออิมพีแดนซ์นั้นเกิดจากการวัดไบโออิมพีแดนซ์ในคนปกติซึ่งพบว่าค่าความต่างเฟสที่วัดได้จะมีค่าน้อยและการเปลี่ยนแปลงของเฟสในขณะที่ทำการฟอกเลือดก็มีค่าน้อยเช่นเดียวกันทำให้เป็นการยากต่อการวัด อีกทั้งยังไม่มีรายงานการประดิษฐ์เครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ในประเทศไทยมาก่อน งานวิทยานิพนธ์นี้จึงมีจุดมุ่งหมายในการออกแบบและประดิษฐ์เครื่องวิเคราะห์อิมพีแดนซ์แบบสองแหล่งจ่ายที่ทำงานด้วยการใช้ไฟฟ้ากระแสตรงร่วมกับไฟฟ้ากระแสสลับ ซึ่งต่างจากเครื่องวิเคราะห์อิมพีแดนซ์ชีวภาพแบบเดิมที่ใช้ไฟฟ้ากระแสสลับเพียงอย่างเดียว จากนั้นนำเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ประดิษฐ์ขึ้นไปวัดค่าอิมพีแดนซ์และค่าความต้านทานในแบบจำลองทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อและในคนปกติ ผลที่ได้จะนำไปเปรียบเทียบกับค่าได้จากเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ Maltron Bio-scan 916S เพื่อเป็นการศึกษาเบื้องต้นในการประดิษฐ์เครื่องวัดมาตรฐานสำหรับใช้ในการประเมินน้ำหนักแห้งต่อไปในอนาคต

## วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อออกแบบและประดิษฐ์เครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์แบบสองแหล่งจ่ายที่สามารถทำงานได้โดยใช้สัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงและสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับที่ความถี่ 50 กิโลเฮิร์ตซ์
2. ทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ประดิษฐ์ขึ้นกับแบบจำลองของเนื้อเยื่อ

3. ทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ประดิษฐ์ขึ้นกับคนปกติ โดยเปรียบเทียบกับเครื่องวิเคราะห์ไบโออิมพีแดนซ์ Maltron Bio-scan 916S

#### ขอบเขตของการวิจัย

1. ประดิษฐ์เครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่สามารถทำงานได้โดยใช้สัญญาณไฟฟ้ากระแสตรง และสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับที่ความถี่ 50 กิโลเฮิร์ตซ์
2. ทำการทดสอบเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ประดิษฐ์ขึ้น กับแบบจำลองของเนื้อเยื่อที่มีค่าความต้านทานในช่วง 200 โอห์ม ถึง 1000 โอห์ม และมีค่าความจุไฟฟ้าอยู่ในช่วง 0.1 นาโนฟารัด ถึง 10 นาโนฟารัด
3. ทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ในคนปกติ โดยจะนำค่าที่ได้มาเปรียบเทียบกับค่าที่วัดได้จากเครื่อง Maltron Bioscan 916S

#### วิธีดำเนินการวิจัย

1. ค้นคว้าและรวบรวมข้อมูลเกี่ยวกับไบโออิมพีแดนซ์และแบบจำลองเนื้อเยื่อ
2. ค้นคว้าและรวบรวมข้อมูลต่างๆเกี่ยวกับหลักการและการออกแบบเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์
3. ออกแบบและประดิษฐ์เครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ได้แก่ ส่วนแหล่งจ่ายไฟ ส่วนสร้างสัญญาณไฟฟ้ารูปไซน์ ส่วนจ่ายกระแสไฟฟ้าคงที่ ส่วนวัดค่าศักย์ไฟฟ้า ส่วนคำนวณหาค่าอิมพีแดนซ์ และค่าความต้านทานไฟฟ้า และ ส่วนแสดงผล
4. ทดสอบความถูกต้องและความน่าเชื่อถือของอุปกรณ์ โดยทดสอบการทำงานของเครื่องวิเคราะห์อิมพีแดนซ์ชีวภาพที่ประดิษฐ์ขึ้น โดยใช้ตัวต้านทานและตัวเก็บประจุที่ทราบค่า
5. ทดสอบการทำงานของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ประดิษฐ์ขึ้นในคนปกติ เปรียบเทียบกับเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ของต่างประเทศซึ่งทำงานที่ความถี่ 50 กิโลเฮิร์ตซ์
6. วิเคราะห์และสรุปผลการทดลอง เพื่อวางแผนพัฒนาต่อไปในอนาคต



### ประโยชน์ที่ได้รับ

1. ได้ต้นแบบของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์แบบสองแหล่งจ่ายที่สามารถทำงานได้โดยใช้สัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงและสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับที่ความถี่ 50 กิโลเฮิร์ตซ์
2. ได้เครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์แบบสองแหล่งจ่าย ซึ่งสามารถวัดค่าอิมพีแดนซ์ได้ในช่วง 160โอห์ม ถึง 1000โอห์ม และสามารถวัดค่าความต้านทานได้ในช่วง 200โอห์ม ถึง 1000โอห์ม
3. ได้เครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์แบบสองแหล่งจ่าย ที่สามารถวัดค่าอิมพีแดนซ์ในคนปกติ ได้ใกล้เคียงกับค่าที่ได้จากเครื่อง Maltron Bioscan 916S
4. ได้ทราบถึงความสามารถและประสิทธิภาพ ในการวัดไบโออิมพีแดนซ์ ด้วยไฟฟ้ากระแสตรงในคนปกติ



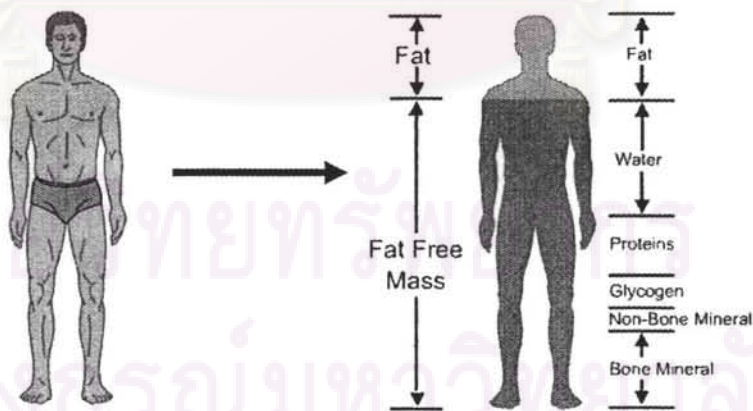
ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## บทที่ 2 หลักการและทฤษฎีพื้นฐาน

เนื้อหาในบทนี้จะกล่าวถึงหลักการและทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับการวัดไบโอิมพีแดนซ์ โดยแบ่งเนื้อหาในบทนี้ได้เป็น 6 ส่วนได้แก่ องค์ประกอบของร่างกายมนุษย์, แบบจำลองเนื้อเยื่อทางไบโอิมพีแดนซ์, ความสัมพันธ์ระหว่างความถี่ของสัญญาณและการวัดไบโอิมพีแดนซ์, คุณสมบัติของตัวเก็บประจุไฟฟ้าต่อสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับและสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรง, การวัดไบโอิมพีแดนซ์, และมาตรการความปลอดภัยในการวัดไบโอิมพีแดนซ์

### 2.1 องค์ประกอบของร่างกายมนุษย์

องค์ประกอบของร่างกายมนุษย์สามารถแบ่งด้วยแบบจำลองสองส่วนด้วยกันคือแบบจำลองตามองค์ประกอบของร่างกายซึ่งประกอบไปด้วยไขมันและส่วนที่ปราศจากไขมัน (fat free mass) และแบบจำลองทางเคมีซึ่งทำการจำแนกส่วนที่ปราศจากไขมันออกเป็น น้ำ, กระดูก และโปรตีนต่างๆ ดังแสดงในรูปที่ 2.1

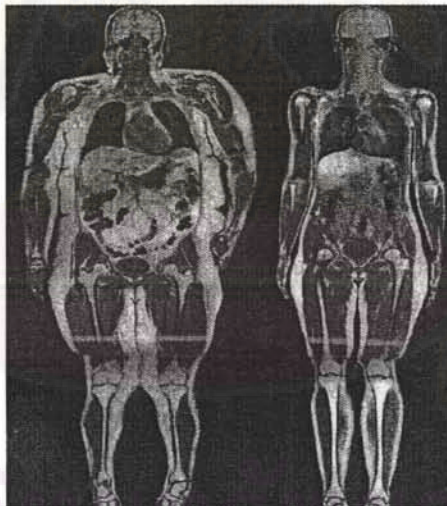


รูปที่ 2.1 องค์ประกอบภายในร่างกายมนุษย์ [10]

ในคนปกตินั้น น้ำในร่างกาย(total body water)มีสัดส่วนประมาณ 60% ของน้ำหนักตัว ซึ่งน้ำภายในร่างกายนั้นประกอบไปด้วยอิเล็กโทรไลต์ซึ่งเป็นตัวนำไฟฟ้าได้เป็นอย่างดี ทำให้เมื่อมีปริมาณน้ำภายในร่างกายมาก จะส่งผลให้ร่างกายมีการนำไฟฟ้าได้ดีขึ้นซึ่งจะสะท้อนออกมาเป็นค่าความต้านทานไฟฟ้าที่มีขนาดต่ำ [11]

ในการประเมินส่วนที่ปราศจากไขมันภายในร่างกาย ด้วยการวัดไบโออิมพีแดนซ์นั้น ทำโดยการประเมินปริมาณน้ำภายในร่างกาย เนื่องจากส่วนที่ปราศจากไขมันภายในร่างกายนั้น มีน้ำเป็นส่วนประกอบอยู่ถึง 73% [12]

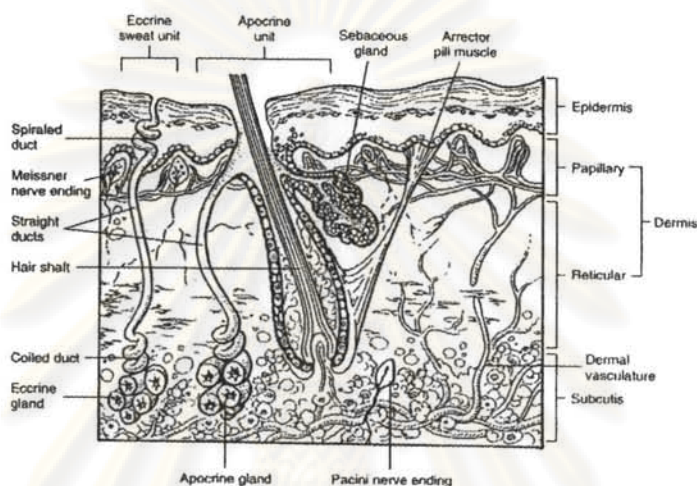
ไขมันส่วนเกินภายในร่างกายนั้น ส่วนใหญ่จะสะสมอยู่ภายใต้เนื้อเยื่อใต้ผิวหนัง (subcutaneous tissue), ภายในช่องอกและช่องท้อง และแทรกอยู่ระหว่างกล้ามเนื้อดังรูปที่ 2.2 ซึ่งไขมันที่มีอยู่ภายในร่างกายนั้น จะประกอบด้วยน้ำเพียง 14 ถึง 22% ส่งผลให้ไขมันมีค่าความต้านทานไฟฟ้าสูง ทำให้การนำสัญญาณไฟฟ้าในคนอ้วนนั้นเกิดขึ้นได้ยากกว่าในคนผอม [11,13]



รูปที่ 2.2 การสะสมของไขมันในส่วนต่างๆของร่างกาย[13]

ผิวหนังของมนุษย์จะประกอบไปด้วยส่วนหนังกำพร้า(epidermis) ซึ่งมีการนำไฟฟ้าต่ำ จากสตราตัมคอร์เนียม(stratum corneum) กับส่วนของหนังแท้(dermis)ที่มีการนำไฟฟ้าสูงจากเส้นเลือดที่มาเลี้ยงบริเวณผิวหนังดังแสดงในรูปที่ 2.3 โดยทั่วไปผิวหนังจะมีความต้านทานสูงถึงหลายร้อย กิโลโห์ม แต่ถ้าผิวหนังเปียกชื้นหรือความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าที่ไหลผ่านผิวหนังมีขนาดสูง ทำให้

ความต้านทานของผิวหนังลดลงจากการที่สัญญาณไฟฟ้าสามารถผ่านแทรกซึมลึกลงไปในส่วนของผู้ที่มีการนำไฟฟ้าได้ดี [14-16]



รูปที่ 2.3 องค์ประกอบภายในผิวหนัง [16]

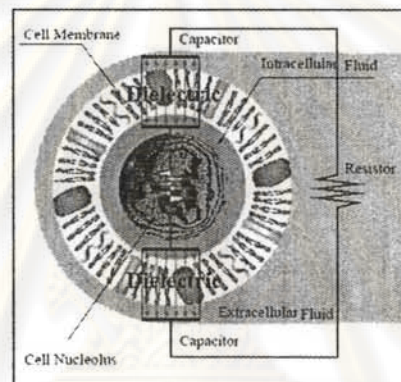
## 2.2 แบบจำลองเนื้อเยื่อทางไบโออิมพีแดนซ์

การวิเคราะห์อิมพีแดนซ์ชีวภาพ (Bioelectrical impedance analysis) เป็นการวิเคราะห์ลักษณะสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ (biological tissue) ซึ่งมีส่วนประกอบ 2 ส่วนด้วยกัน คือ ส่วนความต้านทาน (resistance) และ ส่วนรีแอกแตนซ์ (reactance) โดยส่วนความต้านทานนั้นเป็นส่วนกลับของค่าการนำไฟฟ้าภายในร่างกายซึ่งเกิดมาจากสารละลายอิเล็กโทรไลต์ (electrolyte) ต่างๆ ที่มีอยู่ในร่างกาย ในขณะที่รีแอกแตนซ์เป็นส่วนที่เกี่ยวข้องกับค่าความจุไฟฟ้า (capacitor) ขององค์ประกอบต่างๆ ที่มีอยู่ในร่างกาย

ในร่างกายของสิ่งมีชีวิตนั้นเยื่อหุ้มเซลล์ (cell membrane) ภายในร่างกายจะมีพฤติกรรมคล้ายกับเป็นส่วนตัวเก็บประจุไฟฟ้า เนื่องจากเยื่อหุ้มเซลล์ประกอบไปด้วยชั้นฟอสโฟลิปิด (Phospholipid bilayer) ซึ่งมีคุณสมบัติเป็นไขมันที่ไม่นำไฟฟ้า (non-conductive lipid material) โดยมีช่องไอออน (ion channel) ที่ทำหน้าที่แลกเปลี่ยนไอออนต่างๆ ระหว่างภายในเซลล์กับภายนอกเซลล์ ส่งผลให้เกิดความต่างของประจุไฟฟ้าที่ผนังเซลล์ทั้ง 2 ด้าน ในขณะที่สารละลายภายในเซลล์

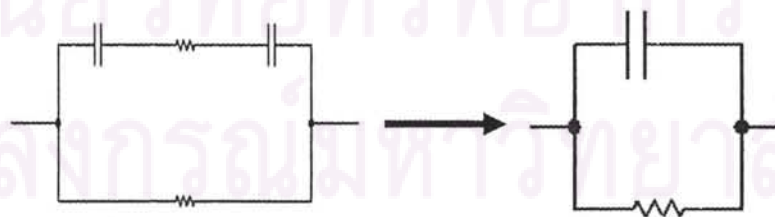
(intracellular fluid) และสารละลายภายนอกเซลล์(extracellular compartment) จะมีพฤติกรรมคล้ายกับตัวต้านทานไฟฟ้า[17]

แนวทางหนึ่งในการวิเคราะห์ห่อหุ้มพีแดนซ์ชีวภาพ คือการใช้แบบจำลองของโคล-โคล (Cole-Cole model) ซึ่งเป็นการจำลองคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ ให้อยู่ในรูปของวงจรสมมูลย์ทางไฟฟ้า ซึ่งอยู่ในรูปของวงจรที่มีตัวต้านทานของสารละลายภายนอกเซลล์ต่อขนานอยู่กับตัวเก็บประจุของเยื่อหุ้มเซลล์ และตัวต้านทานของสารละลายภายในเซลล์ดังรูปที่ 2.4 [18,19]



รูปที่ 2.4 วงจรสมมูลย์ทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อในร่างกาย[19]

เนื่องจากความต้านทานของสารละลายภายในเซลล์มีค่าน้อยมาก เมื่อเปรียบเทียบกับความต้านทานที่เกิดขึ้นจากตัวเก็บประจุของเยื่อหุ้มเซลล์ จึงสามารถที่จะลดรูปของแบบจำลองเนื้อเยื่อให้เหลือเพียงตัวต้านทานของสารละลายภายนอกเซลล์ต่อขนานอยู่กับตัวเก็บประจุของเยื่อหุ้มเซลล์ ดังรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 แบบจำลองเนื้อเยื่อทางไฟฟ้า

จากการทดสอบการวัดไบโออิมพีแดนซ์ในร่างกายของมนุษย์ด้วยสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับที่ความถี่ 50 นั้น พบว่าค่าอิมพีแดนซ์ของมีค่าอยู่ในช่วง 344โอห์ม ถึง 725โอห์ม, ค่าความต่างมุมเฟส(phase angle)มีค่าอยู่ในช่วง $8^{\circ}$  ถึง $15^{\circ}$  และค่าความต้านทานมีค่าใกล้เคียงกับค่าอิมพีแดนซ์ [20,21]

### 2.3 คุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ

ค่าแอดมิตแตนซ์(Y) หรือส่วนกลับของอิมพีแดนซ์ของเนื้อเยื่อสามารถแสดงได้ดังสมการที่ (2.1) และค่าอิมพีแดนซ์(Z) แสดงได้ดังสมการที่ (2.2) และ(2.3)

$$Y=1/Z=(1/R)+(1/X_c) = (1/R) + (j*\omega*C) \quad (2.1)$$

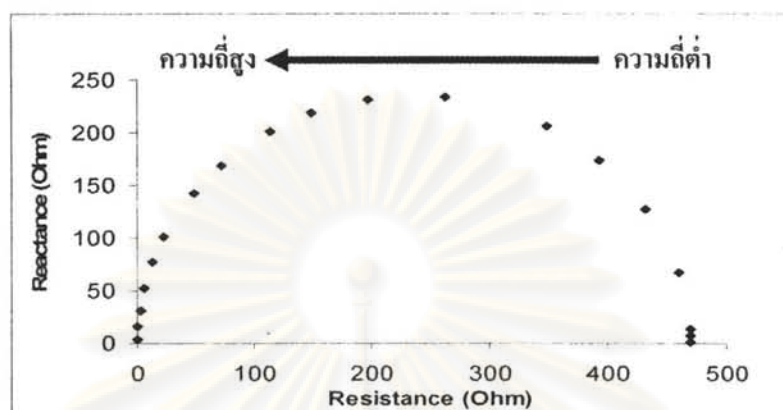
$$Z = R/(1 + j*R*\omega*C) \quad (2.2)$$

$$Z= (R - j*R^2*\omega*C)/(1 + R^2*\omega^2*C^2) \quad (2.3)$$

โดยที่ Z คือค่าอิมพีแดนซ์, R คือค่าความต้านทาน,  $X_c$  คือรีแอกแตนซ์ของตัวเก็บประจุไฟฟ้า, C คือค่าความประจุไฟฟ้า,  $\omega$  คือความถี่เชิงมุมและ f คือความถี่ของสัญญาณ [22]

จากสมการที่ (2.3) จะเห็นได้ว่าส่วนของจำนวนจริงและส่วนจำนวนจินตภาพของค่าอิมพีแดนซ์ของวงจรสมมูลนั้นจะมีความสัมพันธ์กับความถี่ ดังนั้นเมื่อนำค่าทั้งสองที่คำนวณได้ในช่วงความถี่ต่างๆ มาเขียนกราฟ จะได้ผลออกมาเป็นรูปโคล-โคล (Cole-Cole plot) ดังรูปที่ 2.6

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 2.6 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง ค่าความต้านทาน และ ค่ารีแอคแตนซ์ ในแบบจำลองของโคล-โคล ที่ค่าความถี่ต่างๆ

เมื่อใช้สัญญาณความถี่ต่ำจะทำให้ค่าอิมพีแดนซ์ของตัวเก็บประจุไฟฟ้า มีค่าเป็นอนันต์ วงจรสมมูลยรวมจึงเหลือแต่เพียงส่วนของตัวต้านทาน ส่งผลให้กระแสไฟฟ้าทั้งหมดไหลไปที่ส่วนของตัวต้านทาน เมื่อเพิ่มความถี่ของสัญญาณมากขึ้นเรื่อยๆ จะทำให้ค่าอิมพีแดนซ์ของตัวเก็บประจุไฟฟ้าลดลงเข้าใกล้ศูนย์ ทำให้อิมพีแดนซ์รวมมีค่าเป็นศูนย์

โดยทั่วไป หากใช้กระแสไฟฟ้าที่มีความถี่ต่ำกว่า 10 กิโลเฮิร์ตซ์ ป้อนเข้าไปในร่างกายจะพบว่ากระแสไฟฟ้าส่วนใหญ่จะไหลเข้าไปในส่วนบริเวณภายนอกเซลล์ ในขณะที่การใช้กระแสไฟฟ้าที่มีความถี่สูงมากกว่า 100 กิโลเฮิร์ตซ์ จะพบว่ากระแสไฟฟ้า ส่วนใหญ่จะไหลเข้าไปในส่วนบริเวณภายในเซลล์ (intracellular compartment) [23] แต่หากใช้กระแสไฟฟ้าที่มีความถี่ระหว่าง 10 กิโลเฮิร์ตซ์ ถึง 100 กิโลเฮิร์ตซ์ จะทำให้กระแสไฟฟ้าไหลผ่านได้ทั้งส่วนบริเวณภายนอกเซลล์ และส่วนบริเวณภายในเซลล์

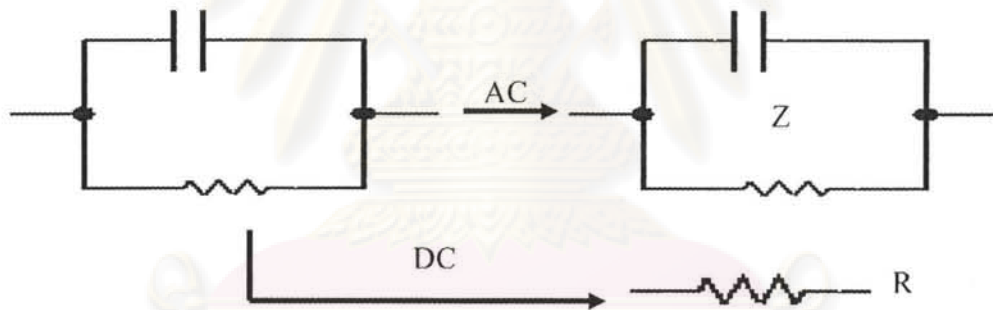
#### 2.4 คุณสมบัติของตัวเก็บประจุไฟฟ้าต่อสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับและสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรง

เนื่องจากตัวเก็บประจุไฟฟ้าจะกลายเป็นเหมือนวงจรเปิด เมื่อใช้ไฟฟ้ากระแสตรง จึงเกิดการปิดกั้นการไหลของกระแสไฟฟ้า ในขณะที่การใช้ไฟฟ้ากระแสสลับจะส่งผลให้ตัวเก็บประจุ

ไฟฟ้าประพุดิตัวคล้ายกับตัวต้านทานไฟฟ้า ซึ่งค่ารีแอกแตนซ์ของตัวเก็บประจุไฟฟ้าจะมีความสัมพันธ์แบบแปรผกผันกับความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าที่ใช้ตามสมการที่ (2.4) [24]

$$X_c = \frac{1}{j\omega C} \quad (2.4)$$

เมื่อนำคุณสมบัติของตัวเก็บประจุไฟฟ้าต่อสัญญาณไฟฟ้า มาประยุกต์ใช้กับการวัดค่าอิมพีแดนซ์ในแบบจำลองเนื้อเยื่อ พบว่าเมื่อใช้สัญญาณกระแสสลับจะทำให้ได้ค่าอิมพีแดนซ์รวมของแบบจำลองเนื้อเยื่อ ในขณะที่การใช้สัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงจะทำให้ส่วนของตัวเก็บประจุกลายเป็นวงจรเปิด ส่งผลให้สามารถทำการวัดค่าความต้านทานภายในแบบจำลองเนื้อเยื่อได้โดยตรง ดังแสดงในรูปที่ 2.7

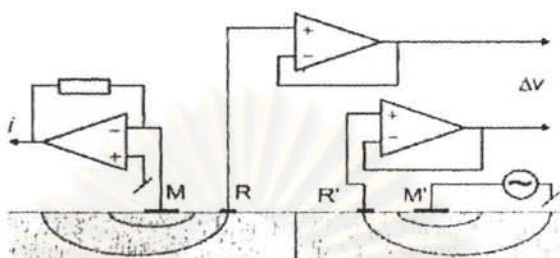


รูปที่ 2.7 พฤติกรรมของตัวเก็บประจุไฟฟ้ากับสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับ และสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรง

## 2.5 การวัดไบโออิมพีแดนซ์

การวัดค่าอิมพีแดนซ์ของร่างกายนั้นโดยทั่วไปจะใช้วิธีวัดแบบ 4 อิเล็กโทรด (four electrode technique) ดังรูปที่ 2.8 เทคนิคนี้จะใช้วงจรขยายแบบป้อนกลับกระแสไฟฟ้า (current-feedback operational amplifier) ในการส่งกระแสไฟฟ้าเข้าสู่ร่างกาย ผ่านอิเล็กโทรดคู่ด้านนอก (outer electrodes) แล้วทำการวัดค่าความต่างศักย์ที่ตกคร่อมระหว่าง ส่วนอิเล็กโทรดคู่ด้านใน (inner electrodes) [25,26]





รูปที่ 2.8 การวัดค่าอิมพีแดนซ์ด้วย 4 อิเล็กโทรด [28]

ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้จะสามารถนำมาคำนวณหาค่าอิมพีแดนซ์ของร่างกาย ซึ่งสามารถนำค่าอิมพีแดนซ์นี้มาคำนวณหาค่าความต้านทานของร่างกายได้โดยใช้สมการต่อไปนี้;

$$Z = V/I \quad (2.5)$$

$$Z = (R - j \cdot R^2 \cdot \omega \cdot C) / (1 + R^2 \cdot \omega^2 \cdot C^2) \quad (2.6)$$

$$\tan \theta = R \omega C \quad (2.7)$$

$$|Z|^2 = (R^2 + R^4 \omega^2 C^2) / (1 + R^2 \omega^2 C^2)^2 \quad (2.8)$$

$$|Z|^2 = R^2 / (1 + R^2 \omega^2 C^2) \quad (2.9)$$

$$R^2 = |Z|^2 \cdot (1 + \tan^2 \theta) \quad (2.10)$$

โดยที่  $\theta$  คือความต่างมุมเฟสระหว่างกระแสไฟฟ้าและศักย์ไฟฟ้า

การวัดอิมพีแดนซ์ของทั้งร่างกาย (Whole body bioimpedance) เป็นการวัดไบโออิมพีแดนซ์ (bioimpedance) ที่นิยมใช้กันมากที่สุด โดยจะทำการติดอิเล็กโทรดที่ข้อมือและข้อเท้าข้างเดียวกันของผู้ป่วย เพื่อทำการวัดอิมพีแดนซ์ (bioimpedance) ทั้งตัวของผูถูกวัด

การวัดไบโออิมพีแดนซ์โดยการใช้สัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับเพียงความถี่เดียวนั้น นิยมใช้ความถี่ 50 กิโลเฮิรตซ์ เนื่องจากสัญญาณความถี่นี้มีความสามารถในการทะลุผ่านส่วนภายในและภายนอกเซลล์ได้เป็นอย่างดี ส่งผลให้การวัดไบโออิมพีแดนซ์สามารถที่จะบอกถึงการเปลี่ยนแปลงของน้ำภายในร่างกายโดยรวมได้เป็นอย่างดี [27]

เนื่องจากของเหลวภายในร่างกายมีอิเล็กโทรไลต์ละลายอยู่ภายใน ส่งผลให้ค่าความต้านทานมีความสัมพันธ์เชิงเส้นแบบแปรผกผันกับปริมาณของน้ำที่มีอยู่ในเนื้อเยื่อ ทำให้การวัดไบโออิมพีแดนซ์สามารถบอกถึงปริมาณน้ำที่อยู่ภายในร่างกายได้ [28]

## 2.6 มาตรการด้านความปลอดภัยในการวัดไบโออิมพีแดนซ์

ความปลอดภัยในการทำงาน ถือเป็นสิ่งสำคัญมาก สำหรับอุปกรณ์ทางการแพทย์ ซึ่งการไหลของกระแสไฟฟ้าเข้าสู่ร่างกายของมนุษย์นั้น อาจทำให้เกิดการช็อคทางไฟฟ้าได้ ซึ่งอันตรายจะขึ้นอยู่กับปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านร่างกาย มากกว่าแรงดันไฟฟ้าที่เกิดขึ้น

โดยขนาดของกระแสไฟฟ้าเพียง 5 มิลลิแอมแปร์ เมื่อไหลผ่านร่างกายของมนุษย์ก็สามารถที่จะทำให้เกิดความเจ็บปวดขึ้นได้ และปริมาณของกระแสไฟฟ้าต่ำสุดที่ทำให้เกิดการรับรู้ต่อการไหลผ่านของกระแสไฟฟ้านั้นจะมีขนาด 1 มิลลิแอมแปร์ [29]

เพื่อให้เครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ เป็นอุปกรณ์ที่มีความปลอดภัยสูง ปริมาณกระแสไฟฟ้าที่เครื่องใช้นั้น จึงถูกจำกัดให้มีขนาดน้อยกว่า 1 มิลลิแอมแปร์ ซึ่งเป็นขนาดของกระแสไฟฟ้าต่ำสุด ที่จะทำให้เกิดการรับรู้ต่อกระแสไฟฟ้าที่ไหลเข้ามาในร่างกาย



ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

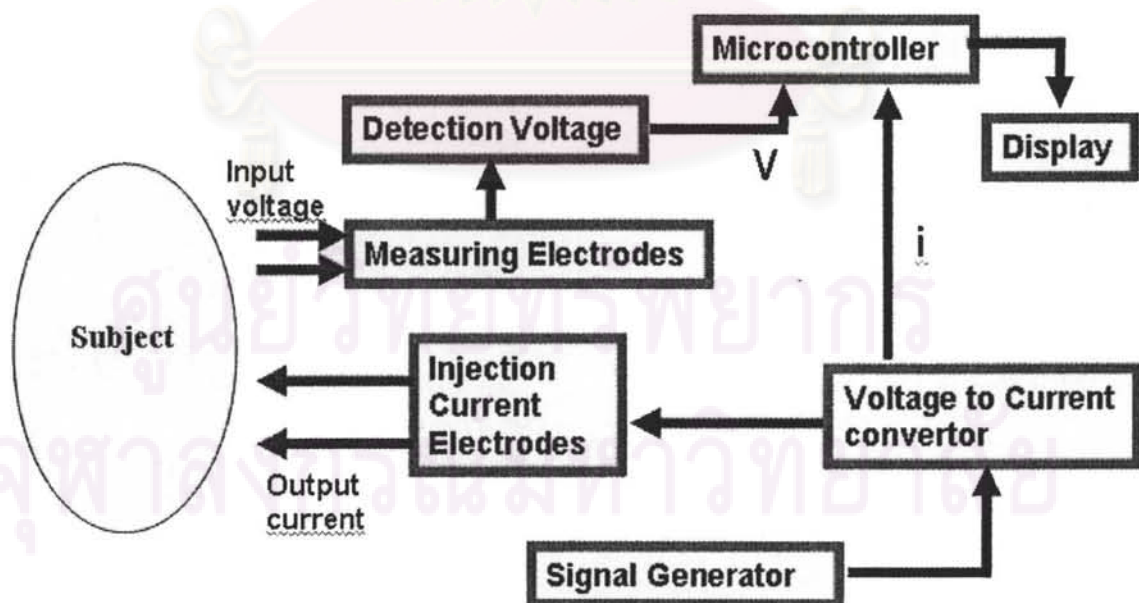
### บทที่ 3

#### ขั้นตอนการประดิษฐ์และวิธีการทดสอบ

เนื้อหาในบทนี้จะกล่าวถึงขั้นตอนการประดิษฐ์และวิธีการทดสอบที่ใช้ในงานวิจัยนี้ ซึ่งมีรายละเอียดต่างๆอยู่ 6 หัวข้อได้แก่ การประดิษฐ์เครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์, การปรับเทียบมาตรฐานของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น, การพิจารณาด้านจริยธรรมในการทดลองกับมนุษย์, อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบในงานวิจัยนี้, การทดสอบการวัดไบโออิมพีแดนซ์ของเครื่องวัดที่ทำการประดิษฐ์ขึ้นกับแบบจำลองเนื้อเยื่อ และ การทดสอบการวัดไบโออิมพีแดนซ์ของเครื่องวัดที่ทำการประดิษฐ์ขึ้นกับคนปกติ

#### 3.1 ขั้นตอนการประดิษฐ์

เครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ จะประกอบได้ด้วยองค์ประกอบหลัก 5 ส่วนหลักได้แก่ วงจรสร้างสัญญาณ, วงจรแหล่งกำเนิดกระแสไฟฟ้าคงที่, วงจรวัดค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า, ส่วนประมวลผลข้อมูล และส่วนแสดงผล บล็อกไดอะแกรมของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ แสดงไว้ดังรูปที่ 3.1



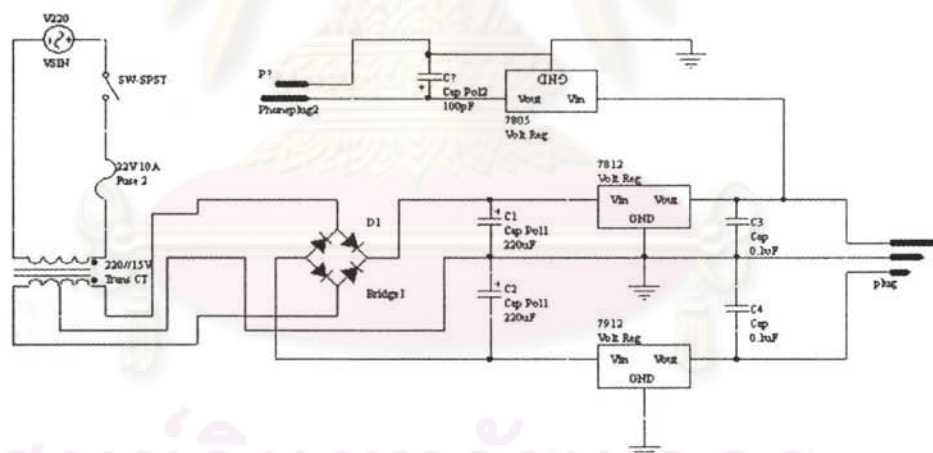
รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์

### 3.1.1 ไฟเลี้ยง

แหล่งพลังงานของเครื่องวัดไบโอิมพีแดนซ์ที่ประดิษฐ์ขึ้นนั้น จะได้จากการแปลงไฟฟ้ากระแสสลับ 220 โวลต์ ให้กลายเป็นไฟฟ้ากระแสตรงขนาด +5, +12, 0 และ -12 โวลต์ ตามลำดับ โดยส่วนนี้จะทำขึ้นดังรูป 3.2

เนื่องจากแหล่งจ่ายไฟต้องทำการจ่ายไฟให้กับหลายวงจร ทำให้จำเป็นที่จะต้องกำหนดค่าตัวเก็บประจุในวงจรที่ตำแหน่งก่อนที่สัญญาณไฟฟ้าจะเข้าสู่โวลต์เตจเรกูเลเตอร์ (voltage regulator) ให้มีค่า 220 ไมโครฟารัด ซึ่งการใส่ตัวเก็บประจุเข้าไบนั้น จะทำเพื่อลดรอยรั่ว(ripple)จากสัญญาณไฟตรงที่ได้

ในตอนแรกได้ใช้หม้อแปลง 220//12 โวลต์ แต่พบว่าสัญญาณไฟตรงที่ได้ไม่นิ่ง จึงทำการเปลี่ยนหม้อแปลงจาก 220//12 โวลต์ เป็น 220//15 โวลต์ เพื่อป้องกันปัญหาไฟเลี้ยงตก ส่งผลให้สัญญาณไฟตรงนิ่งมากขึ้น



รูปที่ 3.2 วงจรไฟเลี้ยง

### 3.1.2 วงจรสร้างสัญญาณ

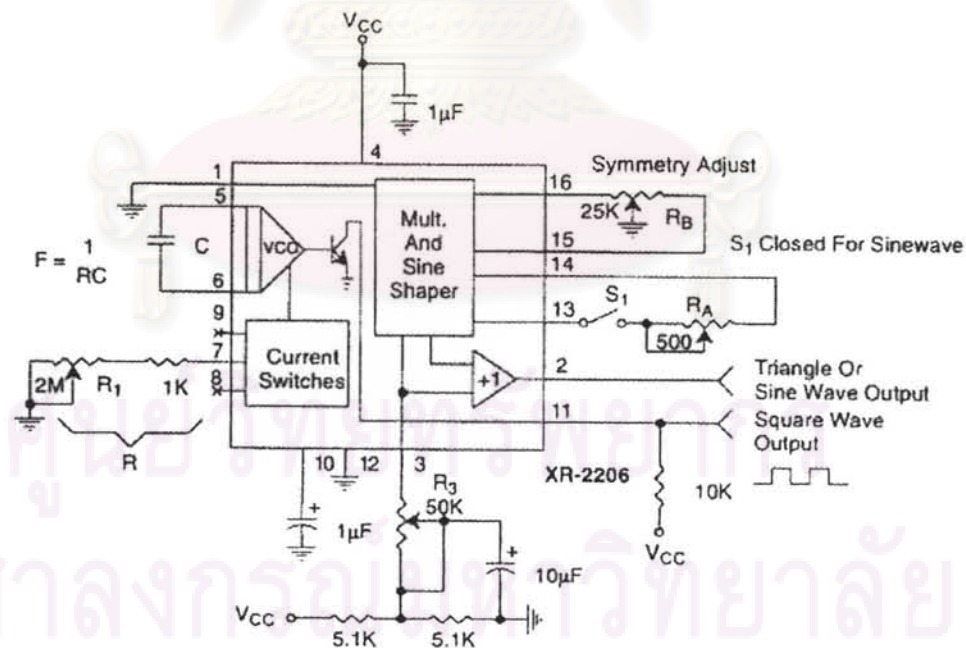
สัญญาณที่ใช้ในเครื่องวัดไบโอิมพีแดนซ์นั้น แบ่งออกได้เป็น 2 ชนิดคือ สัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับที่ความถี่ 50 กิโลเฮิรตซ์ และสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรง ซึ่งสามารถเลือกชนิดของสัญญาณที่ต้องการใช้ได้จากสวิตช์ควบคุมการให้กำเนิดสัญญาณ

โดยที่สัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับนั้น จะเป็นสัญญาณที่มีลักษณะเป็นคลื่นรูปซายน์ ที่ความถี่ 50 กิโลเฮิร์ตซ์ โดยใช้ไอซี XR2206 เป็นแหล่งกำเนิดสัญญาณ เนื่องจากไอซีชนิดนี้ให้กำเนิดสัญญาณรูปไซน์ที่เสถียร วงจรมูลฐานของไอซี XR2206 แสดงในรูปที่ 3.3 ซึ่งไอซีนี้จะสามารถสร้างสัญญาณจนถึงช่วงความถี่ประมาณ 100 กิโลเฮิร์ตซ์ได้ดังแสดงในรูปที่ 3.4 โดยสามารถกำหนดความถี่ของสัญญาณที่ต้องการจากสมการ (3.1)

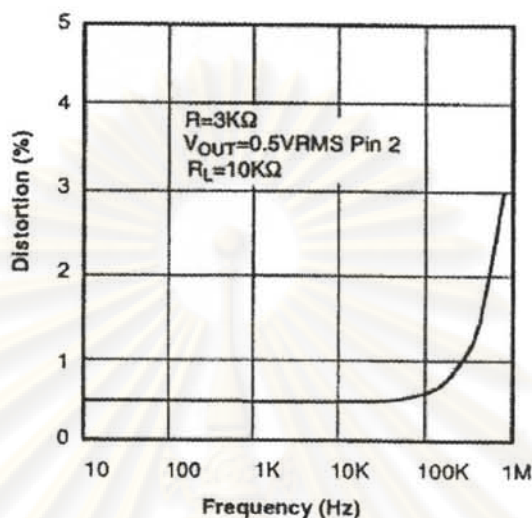
$$f = \frac{1}{R1 * C} \quad (3.1)$$

โดยที่ตัวต้านทาน R1 มีค่าระหว่าง 4 กิโลโอห์ม ถึง 200 กิโลโอห์ม และตัวเก็บประจุ C มีค่าระหว่าง 1 นาโนฟารัด ถึง 100 ไมโครฟารัด [30]

สำหรับสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงนั้น จะใช้โวลต์เตจเรกูเลเตอร์ 7812 เป็นแหล่งกำเนิดสัญญาณ



รูปที่ 3.3 วงจรสำหรับการสร้างสัญญาณรูปไซน์ที่มีค่าความถี่เพี้ยนต่ำ [30]



รูปที่ 3.4 ความสัมพันธ์ระหว่างความบิดเบี้ยวของรูปคลื่นกับความถี่สัญญาณ [30]

### 3.1.3 วงจรแหล่งกำเนิดกระแสไฟฟ้าคงที่

เนื่องจากในขั้นตอนการวัดไบโโอมพีแดนซ์ นั้นจะทำการปล่อยกระแสไฟฟ้าที่มีขนาดคงที่เข้าไปในตัวอย่าง จึงจำเป็นที่จะต้องทำการเปลี่ยนค่าศักย์ไฟฟ้า ที่ได้จากวงจรสร้างสัญญาณให้กลายเป็นกระแสไฟฟ้าที่มีขนาดคงที่ และมีขนาดน้อยกว่า 1 มิลลิแอมแปร์ เพื่อป้องกันไม่ให้ผู้เข้ารับการวัด รู้สึกถึงกระแสไฟฟ้าที่ส่งเข้าไปในร่างกาย ในวิทยานิพนธ์นี้ จึงได้เลือกใช้ วงจรแหล่งกำเนิดกระแสไฟฟ้าของฮาวแลนด์ (modified Howland's current source) ซึ่งมีองค์ประกอบดังแสดงในรูปที่ 3.5 มาทำหน้าที่นี้ โดยจะทำการกำหนดค่ากระแสที่ได้จากสมการที่ (3.5)

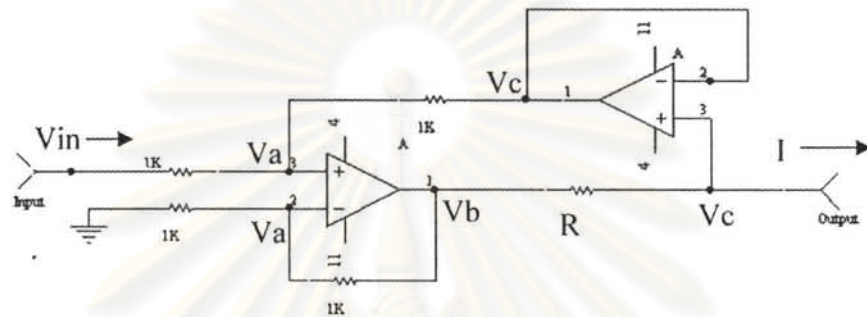
$$V_b = 2V_a \quad (3.2)$$

$$V_c = 2V_a - V_{in} \quad (3.3)$$

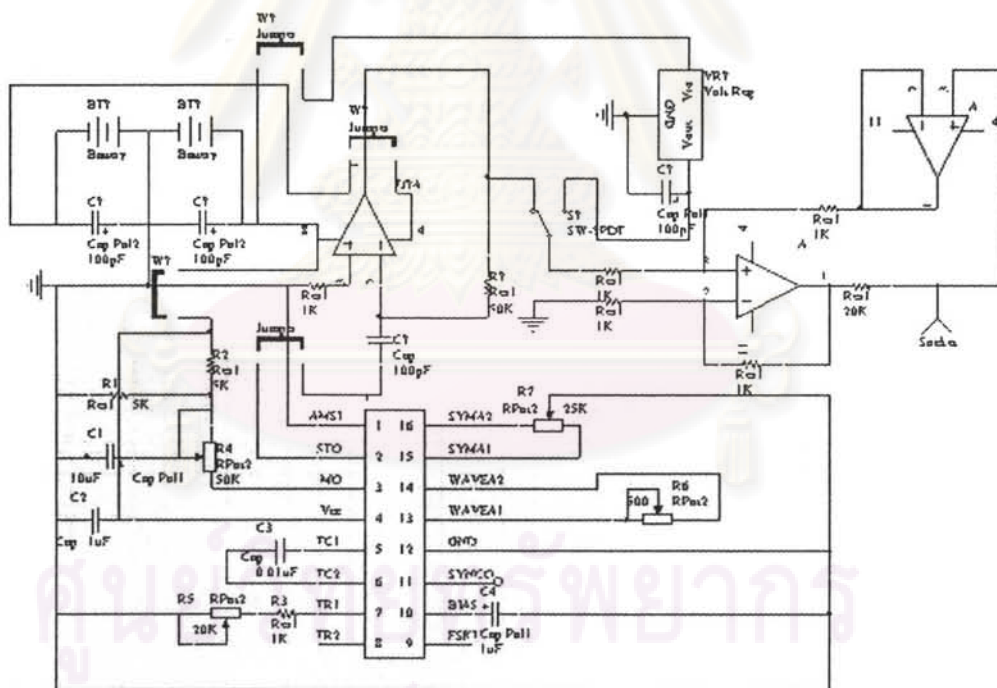
$$I = \frac{V_b - V_c}{R} \quad (3.4)$$

$$I = \frac{V_m}{R} \quad (3.5)$$

โดยในเครื่องวัดไบโอิมพีแดนซ์ ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้นนั้นจะกำหนดให้กระแสไฟฟ้าสลับมีค่าประมาณ 0.5 มิลลิแอมแปร์ และกระแสไฟฟ้าตรงมีค่าประมาณ 0.16 มิลลิแอมแปร์



รูปที่ 3.5 วงจรแหล่งกำเนิดกระแสไฟฟ้าของฮาวแลนด์



รูปที่ 3.6 วงจรแหล่งจ่ายกระแสสลับและกระแสตรง

### 3.1.4 วงจรวัดค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า

วงจรวัดความต่างศักย์ไฟฟ้านั้นจะประกอบไปด้วย ส่วยขยายสัญญาณ, ส่วนลดสัญญาณรบกวน, ส่วนวัดสัญญาณสำหรับไฟฟ้ากระแสตรงและ ส่วนวัดสัญญาณสำหรับไฟฟ้ากระแสสลับ ซึ่งการเลือกวัดสัญญาณอันใดอันหนึ่งนั้นจะทำได้ จากการเลือกที่ส่วนสวิตช์ควบคุมการวัดสัญญาณ

ส่วนของวงจรวัดนั้น จำเป็นที่จะต้องมามีค่าอิมพีแดนซ์ขาเข้าสูง เพื่อป้องกันการโหลดวงจร (loading effect) ดังนั้นจึงทำการใส่บัฟเฟอร์เข้ากับส่วนรับสัญญาณทั้งสองข้าง และใช้วงจรผลต่างระหว่างสัญญาณขาเข้าทั้งสองข้างเพื่อทำการลดสัญญาณรบกวนที่สอดแทรกเข้ามาขณะทำการวัด

เนื่องจากสัญญาณที่วัดได้มีขนาดเล็กประมาณ 100 มิลลิโวลต์ จึงต้องทำการขยายสัญญาณ โดยใช้วงจรขยายแบบกลับเฟส เลือกใช้กำลังขยาย 15 เท่าสำหรับไฟฟ้ากระแสสลับ และใช้กำลังขยาย 25 เท่าสำหรับไฟฟ้ากระแสตรง

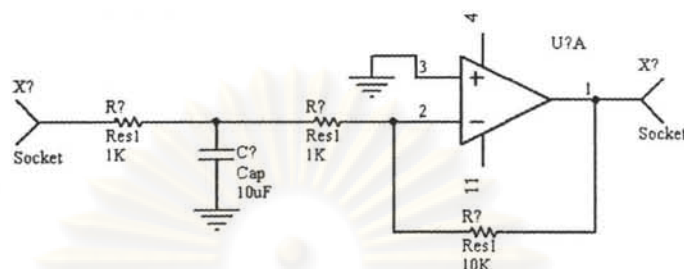
ในการวัดไฟฟ้ากระแสตรงนั้น บางครั้งอาจเกิดสัญญาณรบกวนความถี่ต่ำเนื่องมาจากการขยับตัวของผู้เข้ารับการทดสอบแทรกสอดเข้ามา จึงได้ทำการลดสัญญาณรบกวนด้วยการเพิ่มวงจรกรองผ่านต่ำชนิดพาสซีฟ (passive) โดยที่จะกำหนดความถี่วิกฤต (cutoff frequency) ได้จากสมการที่ (3.6)

$$f = \frac{1}{2 * \pi * R * C} \quad (3.6)$$

เมื่อ  $f$  เป็นความถี่วิกฤต,  $R$  เป็นตัวต้านทานที่ใช้ในวงจรกรองความถี่ และ  $C$  เป็นตัวเก็บประจุที่ใช้ในวงจรกรองความถี่

การใส่วงจรกรองผ่านต่ำชนิดพาสซีฟข้างหน้าวงจขยายดังรูปที่ 3.7 นั้น เมื่อสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงไหลผ่านวงจรจะทำให้ตัวเก็บประจุที่อยู่ในส่วนของวงจรกรองผ่านต่ำกลายเป็นวงจรเปิด ส่งผลให้ตัวต้านทานของวงจรกรองผ่านต่ำถูกนำไปรวมกับตัวต้านทานของวงจขยายที่ถูกวางตำแหน่งไว้ข้างหลังวงจรกรอง ทำให้กำลังขยายที่ได้จากวงจขยายนั้นมีค่าลดลง

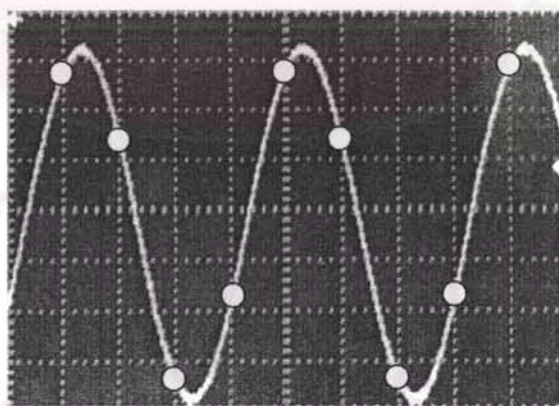




รูปที่ 3.7 วงจรกรองผ่านต่ำและวงจรขยายแบบกลับเฟส

ในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับนั้น ได้ทำการต่อตัวเก็บประจุคั่นระหว่างวงจรเปรียบเทียบสัญญาณและวงจรขยายสัญญาณเพื่อ ทำหน้าที่กั้นสัญญาณรบกวนที่เกิดจากสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงซึ่งจะมีผลรบกวนต่อการวัดได้

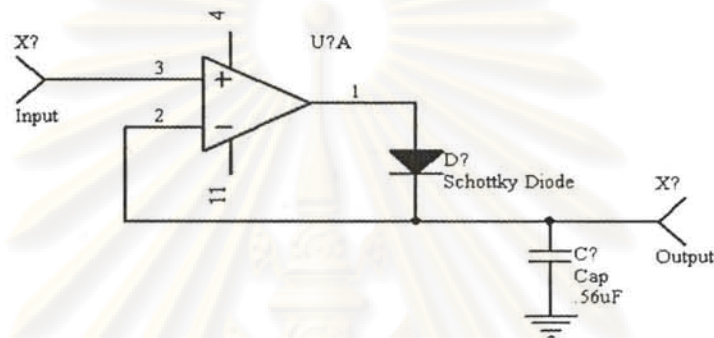
การนำสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับมาเข้ามาสู่กระบวนการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล(Analog to Digital Convert, ADC)โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์โดยตรงนั้น จะทำให้ค่าที่ได้มีความไม่แม่นยำและไม่เที่ยงตรง ซึ่งปัญหาดังกล่าวเกิดมาจากอัตราการชกตัวอย่าง (sampling rate) ของไมโครคอนโทรลเลอร์ ทำให้การตรวจวัดสัญญาณเกิดขึ้นบนตำแหน่งที่แตกต่างกันของรูปคลื่นสัญญาณ แสดงดังรูปที่ 3.8



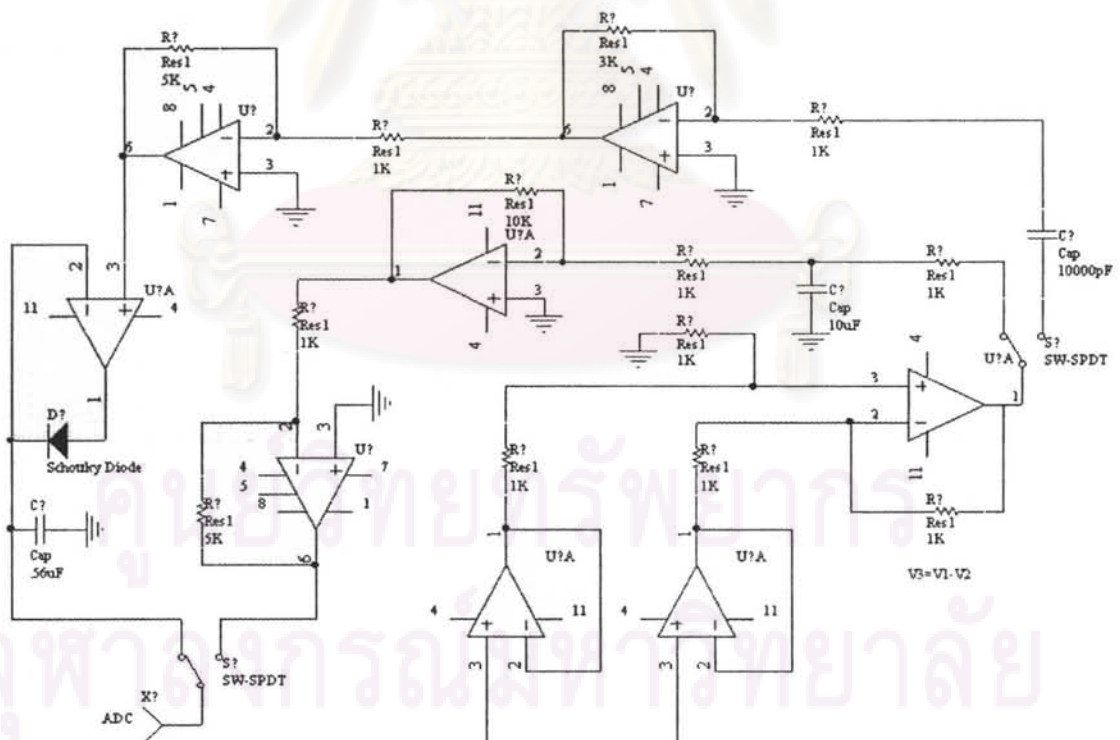
รูปที่ 3.8 การตรวจวัดสัญญาณจากการชกตัวอย่างสัญญาณ

ดังนั้นจึงจำเป็นที่จะต้องใช่วงจรตรวจจับยอดสัญญาณดังแสดงในรูปที่ 3.9 มาใช้เพื่อทำการเปลี่ยนสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับที่จะวัดได้ให้กลายเป็นสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรง เพื่อให้

การชั้ตตัวอย่างของไมโครคอนโทรลเลอร์เกิดขึ้นบนตำแหน่งที่ใกล้เคียงกันของสัญญาณ สำหรับไดโอดที่เลือกใช้ในวงจรนี้จะใช้ ซอตตกีไดโอด (Schottky diode) เนื่องจากไดโอดชนิดจะมีค่าแรงดันตกคร่อม ที่ต่ำประมาณ 0.2 โวลต์



รูปที่ 3.9 วงจรตรวจจับยอดสัญญาณ



รูปที่ 3.10 วงจรวัดค่าศักย์ไฟฟ้า

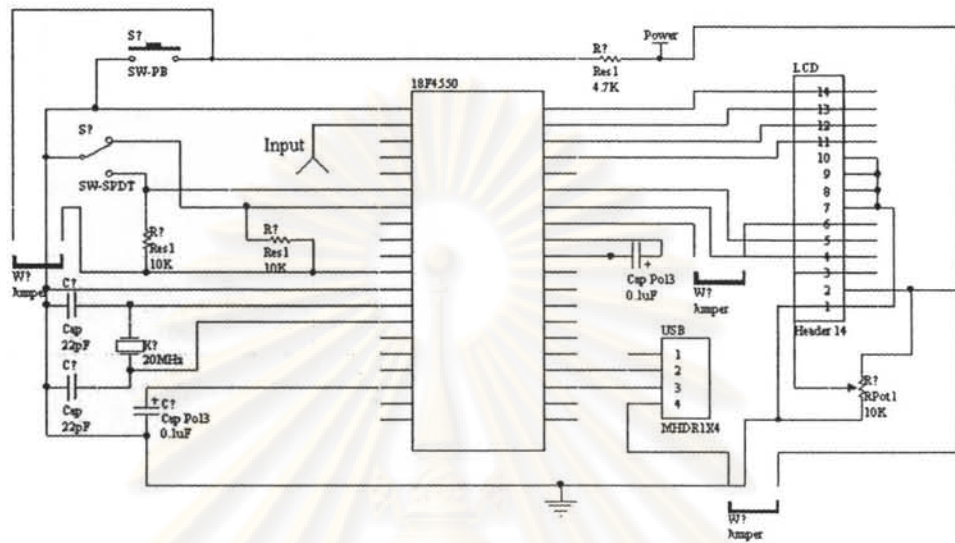
### 3.1.5 ส่วนประมวลผลข้อมูลและแสดงผล

ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC 18F4550 ถูกนำมาใช้เป็นตัวประมวลผลข้อมูลที่วัดได้ ซึ่งเหตุผลในการเลือกใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ชนิดนี้มาจากความสามารถในการติดต่อคอมพิวเตอร์ผ่านทางพอร์ตยูเอสบี (USB) โดยที่การทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์จะถูกกำหนดขึ้นผ่านการเขียนโค้ดคำสั่งด้วยภาษาซี สำหรับการเลือกคำสั่งในการประมวลผลสัญญาณนั้นจะถูกควบคุมโดยสวิตช์คำสั่งสำหรับการประมวลผล ซึ่งวงจรที่ใช้นั้นแสดงในรูปที่ 3.11 ส่วนคำสั่งที่ใช้นั้นจะเป็นไปตามแผนภูมิสายงานดังที่ได้แสดงไว้ในรูปที่ 3.13

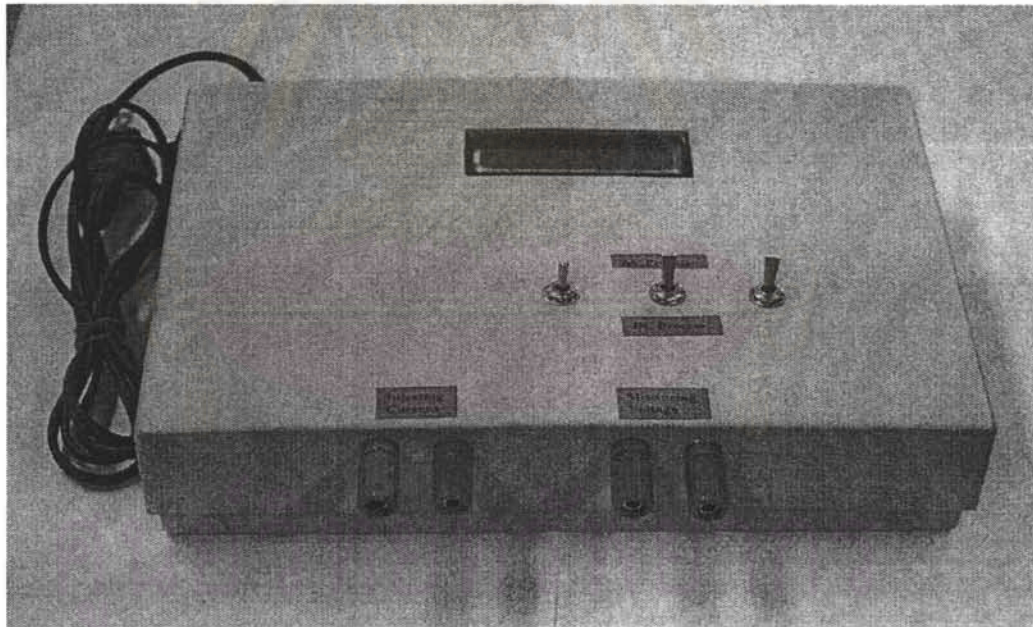
การทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์จะเริ่มจากรับสัญญาณจากวงจรวัดค่าศักย์ไฟฟ้า แล้วเปลี่ยนสัญญาณแอนะล็อกที่รับเข้ามาให้กลายเป็นสัญญาณดิจิทัลผ่านทางโมดูลแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล (Analog to Digital converter, ADC) ที่ความละเอียด 10 บิตจากนั้นนำค่าที่ได้มาแปลงให้กลายเป็นค่าศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้ หลังจากนั้นจึงทำการคำนวณค่าศักย์ไฟฟ้าที่ได้เพื่อให้ได้ค่าอิมพีแดนซ์ หรือ ค่าความต้านทาน ซึ่งได้กำหนดให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ทำการรับค่าศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้เป็นจำนวน 10 ค่า จากนั้นจึงหาค่าเฉลี่ยของศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้ เพื่อเป็นการลดความผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้นจากการวัดเพียงครั้งเดียวแล้วจึงนำค่าเฉลี่ยที่ได้ไปคำนวณหาค่าอิมพีแดนซ์หรือค่าความต้านทานต่อไป

นอกจากนั้นไมโครคอนโทรลเลอร์ยังทำหน้าที่ในการควบคุมจอภาพผลึกเหลว (Liquid Crystal Display, LCD) แบบตัวอักษร ขนาด 16 ตัวอักษร 2 บรรทัด ให้ทำงานในโหมด 4 บิต เพื่อทำการแสดงผลค่าอิมพีแดนซ์ หรือ ค่าความต้านทานที่วัดได้

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

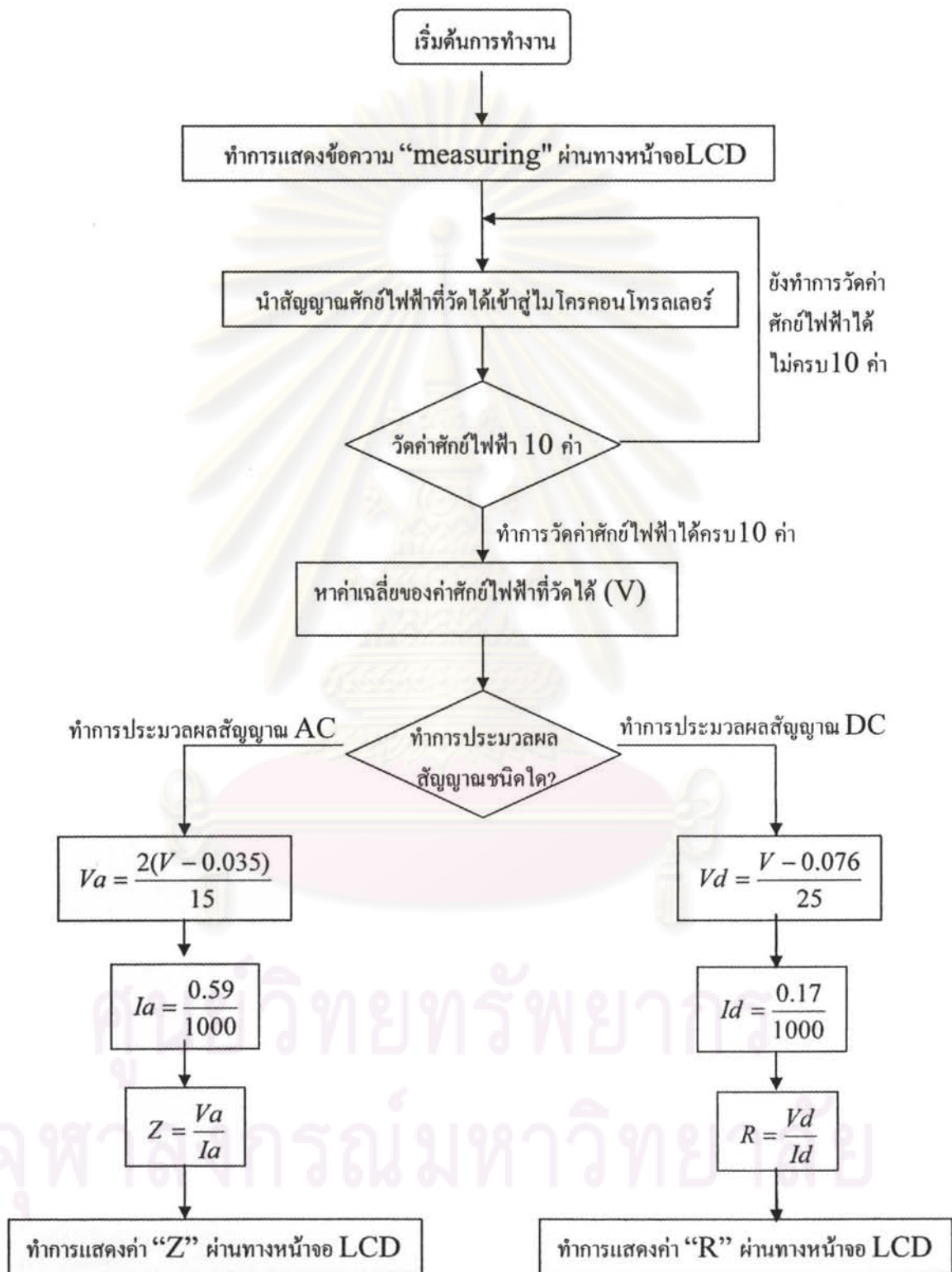


รูปที่ 3.11 วงจรส่วนประมวลผลข้อมูลและแสดงผล โดยใช้ PIC18F4550



รูปที่ 3.12 เครื่องวัดไบโอมิพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 3.13 แผนภูมิสายงานการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์

### 3.2 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบ

3.2.1 เครื่องกำเนิดสัญญาณไฟฟ้า (Function Generator, Instek GFG-8215A) เป็นเครื่องมือที่ใช้ในการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับขนาดต่างๆ ที่ความถี่ 50 กิโลเฮิร์ตซ์ เพื่อใช้ในการทดสอบวงจรที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น

3.2.2 เครื่องกำเนิดกระแสไฟฟ้าตรง(regulated DC Power Supply, Kenwood PA18-3A) เป็นเครื่องมือที่ใช้ในการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงขนาดต่างๆ เพื่อทดสอบความสามารถในการทำงานของการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล

3.2.3 เครื่องออสซิลโลสโคป (Tektronix TDS 2014 four channel digital storage oscilloscope) เป็นเครื่องมือที่ใช้ในการอ่านค่าศักย์ไฟฟ้าที่ได้จากการทดลอง เพื่อทำการตรวจสอบว่าอุปกรณ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น มีความสามารถในการทำงานเพียงใด

3.2.4 เครื่องวิเคราะห์ไบโออิมพีแดนซ์ (Maltron Bioscan 916S) จะมีการทำงานที่ความถี่ 50 กิโลเฮิร์ตซ์ เมื่อทำการวัดค่าไบโออิมพีแดนซ์ในคนปกติจะรายงานค่าที่ได้ออกมาเป็น ค่าอิมพีแดนซ์, ค่ามุม, ค่าความต้านทาน และค่ารีแอกแตนซ์ ในงานวิจัยนี้จะใช้เครื่องนี้เป็นอุปกรณ์วัดมาตรฐานเปรียบเทียบกับเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น



รูปที่ 3.14 เครื่อง Maltron Bioscan 916S [31]

3.2.5 เจลอิเล็กโทรไลต์ (electrode gel, Signa gel) เป็นเจลที่มีคุณสมบัติในการนำไฟฟ้าได้ดี, มีความระคายเคืองต่ำ และไม่มีคุณสมบัติในการขัดถู เจลชนิดนี้นิยมใช้ในทางการแพทย์ สำหรับการวัดคลื่นไฟฟ้าจากหัวใจ หรือคลื่นไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ

3.2.6 อิเล็กโทรดผิวสัมผัส (ECG electrode, Blue Sensor) เป็นอิเล็กโทรดชนิดซิลเวอร์/ซิลเวอร์คลอไรด์ (Ag/AgCl electrode) ที่มีคุณสมบัติในการยึดติดกับผิวหนังสูง, ไม่ระคายเคืองผิวหนัง และสามารถนำกลับมาใช้ใหม่ได้



รูป 3.15 อิเล็กโทรดผิวสัมผัส (Blue Sensor)

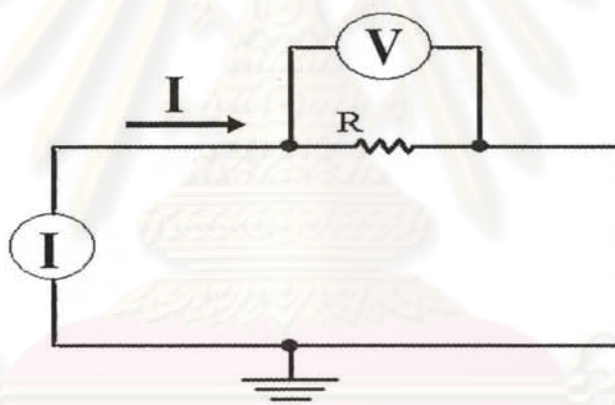
### 3.3 การปรับเทียบมาตรฐานสำหรับเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น

#### 3.3.1 การปรับรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับ

สัญญาณที่ได้จากวงจรให้กำเนิดสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับที่ประดิษฐ์ขึ้นนั้น ในตอนแรกยังไม่เป็นรูปคลื่นไซน์ที่ตีพอ จำเป็นจะต้องมีการปรับความสมมาตรและความราบเรียบของรูปคลื่นที่ได้ ในการศึกษานี้ได้ทำการปรับรูปคลื่น โดยใช้เครื่องออสซิลโลสโคป ทำการวิเคราะห์สเปกตรัมความถี่ของสัญญาณ (spectrum analysis) โดยใช้โหมดการแปลงฟูริเยร์แบบเร็ว (fast Fourier transform mode) โดยในการปรับนั้น จะต้องพยายามปรับให้ได้องค์ประกอบของค่าความถี่พื้นฐาน (fundamental frequency) สูงที่สุด ในขณะที่มีความถี่ฮาร์มอนิก (harmonic frequency) ต่ำที่สุด

### 3.3.2 การทดสอบเสถียรภาพในการจ่ายกระแสไฟฟ้า

ในการวัดไบโอมิพีแดนซ์นั้น กระแสไฟฟ้าที่ใช้ในการวัดจะต้องมีค่าคงที่แม้ว่าจะนำไปวัดกับ ภาระในการจ่ายกระแสไฟฟ้า(load) ที่มีค่าความต้านทานที่แตกต่างกันไป จึงได้ทำการทดสอบความสามารถในการทำงานในการจ่ายกระแสไฟฟ้าของเครื่องวัดไบโอมิพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้นตามวงจรที่แสดงไว้ในรูปที่ 3.17 โดยการหาความสัมพันธ์ระหว่างขนาดของกระแสไฟฟ้าที่ออกมาจากเครื่องวัดไบโอมิพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น กับความต้านทานขนาดต่างๆที่นำมาใช้ทดสอบ โดยที่ความต้านทานที่นำมาใช้ทดสอบนั้นจะมีค่าความต้านทาน 100, 390, 680, 1000, 2000, 3000, 4000, 5000 และ 6000 โอห์ม ตามลำดับ



รูปที่ 3.16 วงจรไฟฟ้าที่ใช้ในการทดสอบความคงที่ของกระแสไฟฟ้า

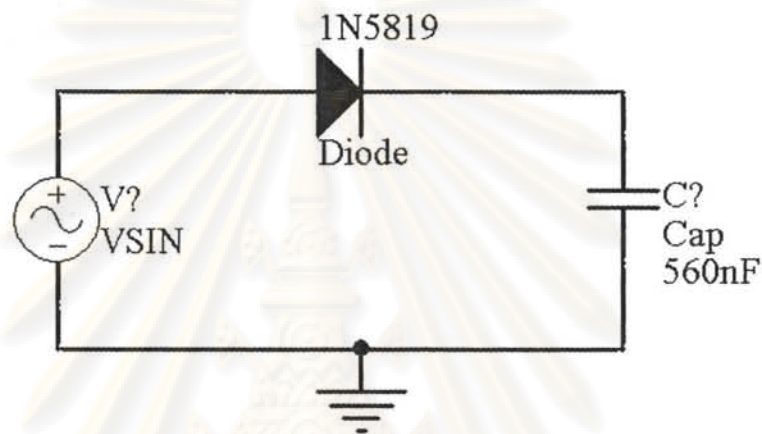
### 3.3.3 การทดสอบความสามารถในการตรวจจับยอดคลื่นของสัญญาณ

การตรวจสอบประสิทธิภาพในการทำงานของวงจรจะดูจากความสามารถในการแปลงสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับให้กลายเป็นไฟฟ้ากระแสตรง ซึ่งขนาดของสัญญาณ ไฟฟ้ากระแสตรงที่ได้นั้น ควรจะมีขนาดใกล้เคียงกับขนาดของยอดสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับ

การทดสอบจะกระทำตามวงจรที่แสดงไว้ในรูปที่ 3.18 โดยการป้อนสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับความถี่ 50 กิโลเฮิร์ตซ์ จากเครื่องกำเนิดสัญญาณไฟฟ้า ซึ่งขนาดของสัญญาณไฟฟ้าที่ใช้จะมีค่า 0.25, 0.50, 0.75, 1.00, 1.26, 1.50, 1.76, 2.00, 2.25, 2.5, 2.75, 3.00, 3.26, 3.52,



3.74, 4.08, 4.24, 4.52, 4.76 และ 5.08 โวลต์ จากนั้นทำการวัดสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงที่ได้ด้วยเครื่องออสซิลโลสโคป แล้วนำค่าที่วัดได้ไปหาความสัมพันธ์กับค่ายอดคลื่นของสัญญาณไฟฟ้ากระแสลับที่ใส่เข้าไป ( $V_p$ )



รูปที่ 3.17 วงจรไฟฟ้าที่ใช้ในการทดลองเรียงกระแสตรง

### 3.3.4 การทดสอบความสามารถของการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล

เนื่องจากความแม่นยำของการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล นั้น จะส่งผลกระทบต่อค่าที่จะนำไปประมวลผลซึ่งมีผลกระทบต่อความแม่นยำในการวัด จึงจำเป็นที่จะต้องทดสอบประสิทธิภาพในการทำงานของวงจรแปลงสัญญาณ โดยการนำกระแสไฟฟ้าที่ได้จากเครื่องกำเนิดกระแสไฟฟ้าตรงมาทำการแปลงค่าสัญญาณแอนะล็อกให้กลายเป็นสัญญาณดิจิทัล จากนั้นทำการอ่านค่าที่ได้จากโปรแกรมไฮเปอร์เทอร์มินอล แล้วนำมาหาความสัมพันธ์ระหว่างขนาดสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรง กับ ค่าศักย์ไฟฟ้าที่อ่านได้ โดยขนาดของสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงที่ใช้ นั้น จะมีค่า 0.28, 0.32, 0.42, 0.49, 0.62, 0.73, 0.88, 1.06, 1.21, 1.42, 1.65, 1.82, 2.01, 2.2, 2.34, 2.49, 2.75, 3.06, 3.32, 3.61, 3.9, 4.13, 4.34, 4.53, 4.7, 4.92 และ 4.95 โวลต์ ตามลำดับ

### 3.4 การขออนุมัติทางด้านจริยธรรมในการทดลอง

การศึกษาวิจัยนี้ได้รับผ่านการอนุมัติด้านจริยธรรมในการทดลอง โดยมีหมายเลขอนุมัติที่ IRB No.386/51 จากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยแล้ว ซึ่งการพิจารณานั้นจะเป็นไปตาม บทปฏิญญาเฮลซิงกิ (Declaration of Helsinki) ซึ่งเป็นบทบัญญัติสากลเพื่อการคุ้มครองการวิจัยในมนุษย์

ผู้เข้ารับการทดสอบทุกคนจะทราบถึงวัตถุประสงค์ในการศึกษา, วิธีที่ใช้ในการวัด และ ความปลอดภัยจากการวัดไบโออิมพีแดนซ์ ซึ่งการเข้าร่วมการทดสอบทุกครั้งเกิดขึ้นจากความสมัครใจของผู้เข้ารับการทดสอบทั้งสิ้น และผู้เข้ารับการทดสอบสามารถที่จะยกเลิกการเข้าร่วมโครงการวิจัยเมื่อใดก็ได้ ไม่ว่าจะด้วยเหตุผลใดๆก็ตาม

### 3.5 การทดสอบประสิทธิภาพในการทำงานของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ประดิษฐ์ขึ้น

#### 3.5.1 การทดสอบการทำงานของเครื่อง Maltron Bioscan 916S

ทำการตรวจสอบการทำงานและความสามารถของเครื่อง Maltron Bioscan 916S ซึ่งแสดงไว้ในรูปที่ 3.14 เนื่องจากเครื่องวัดนี้เป็นเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ ที่ผลิตขึ้นจากบริษัท Maltron ประเทศอังกฤษ โดยเครื่องจะทำการวัดค่าไบโออิมพีแดนซ์ที่ความถี่ 50 กิโลเฮิร์ตซ์ โครงการวิจัยนี้จึงได้นำเครื่องนี้มาใช้เป็นอุปกรณ์มาตรฐานในการเปรียบเทียบความแม่นยำในการวัดกับเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น

ทำการตรวจสอบการทำงานของเครื่อง Maltron Bioscan 916S เพื่อนำช่วงอิมพีแดนซ์ที่เครื่อง Maltron Bioscan 916S สามารถวัดได้มากำหนดว่าค่าของตัวต้านทานและตัวเก็บประจุที่ใช้มาสร้างเป็นแบบจำลองเนื้อเยื่อในงานวิทยานพจน์นี้ เนื่องจากต้องการให้เครื่องวัดที่ทำการประดิษฐ์ขึ้นมีช่วงในการวัดใกล้เคียงกับช่วงในการวัดของเครื่อง Maltron Bioscan 916S

### 3.5.2 การวัดค่าอิมพีแดนซ์และค่าความต้านทานในตัวต้านทานหรือตัวเก็บประจุไฟฟ้าแบบโดดๆ

ทำการวัดค่าความต้านทานของตัวต้านทานเดี่ยวที่มีค่า 200, 300, 427, 676, 814 และ 1000 โอห์มตามลำดับ ซึ่งตัวต้านทานที่ใช้มีค่าประมาณความผิดพลาด  $\pm 1\%$  และวัดค่าตัวเก็บประจุชนิดโพลิสเตอร์เดี่ยวที่มีค่า 0.1, 0.5, 1, 3.9, 6.8 และ 10 นาโนฟารัด ตามลำดับ

โดยในการวัดนั้นจะใช้กระแสไฟตรงเพื่อทำการวัดตัวต้านทาน ในขณะที่จะใช้กระแสสลับเพื่อทำการวัดอิมพีแดนซ์ของตัวต้านทานและตัวเก็บประจุ

### 3.5.3 การวัดค่าอิมพีแดนซ์และค่าความต้านทานในแบบจำลองของเนื้อเยื่อ

ทำการวัดค่าตัวต้านทานที่ต่อขนานกับตัวเก็บประจุตามแบบจำลองเนื้อเยื่อ โดยเป็นการต่อขนานของตัวต้านทานขนาด 200, 300, 427, 676, 814 และ 1000 โอห์ม และตัวเก็บประจุขนาด 0.1, 0.5, 1, 3.9, 6.8 และ 10 นาโนฟารัด ทั้งหมด 36 โมเดล

ขั้นตอนการวัดแบบจำลองเนื้อเยื่อนั้น เริ่มจากการป้อนกระแสไฟสลับให้กับแบบจำลองเนื้อเยื่อเพื่อทำการวัดค่าอิมพีแดนซ์ จากนั้นจะทำการป้อนกระแสไฟตรงให้กับแบบจำลองเนื้อเยื่อ ซึ่งจะทำให้ส่วนของตัวเก็บประจุมีสภาพเป็นวงจรมีเปิด จึงทำให้สามารถหาค่าความต้านทานได้โดยตรง

### 3.5.4 การวัดค่าไบโออิมพีแดนซ์และความต้านทานในสิ่งมีชีวิต

#### 3.5.4.1 การเตรียมผู้เข้ารับการทดสอบ

ผู้เข้ารับการทดสอบการวัดค่าไบโออิมพีแดนซ์นั้น จะได้ทราบถึงหลักการและความปลอดภัยในการวัดไบโออิมพีแดนซ์ ซึ่งการวัดทุกครั้งผู้เข้ารับการทดสอบได้เข้าใจถึงหลักการและความปลอดภัยดังกล่าวและยินยอมให้กระทำการวัดไบโออิมพีแดนซ์

เนื่องจากผิวหนังของมนุษย์มีคุณสมบัติในการต้านทานการนำไฟฟ้า ซึ่งโดยปกติแล้วจะมีค่าความต้านทานอยู่ที่ประมาณ 5-10 กิโลโอห์ม จึงจำเป็นที่จะต้องมีการเตรียมผิวหนัง

ให้พร้อมก่อนจะทำการวัดไบโออิมพีแดนซ์ เพื่อลดค่าความต้านทานการนำไฟฟ้าที่บริเวณผิวหนังออกไปให้มากที่สุด

การเตรียมผิวหนังนั้น ทำได้โดยการเช็ดแอลกอฮอล์บริเวณที่จะทำการติดอิเล็กโทรด เพื่อกำจัดสิ่งสกปรกต่างๆออกจากผิวหนังก่อนจากนั้นจึงทำการทาเจลอิเล็กโทรไลต์ที่บริเวณที่จะทำการติดอิเล็กโทรดเพื่อที่จะช่วยให้มีการนำไฟฟ้าในบริเวณนั้นๆได้ดีขึ้น

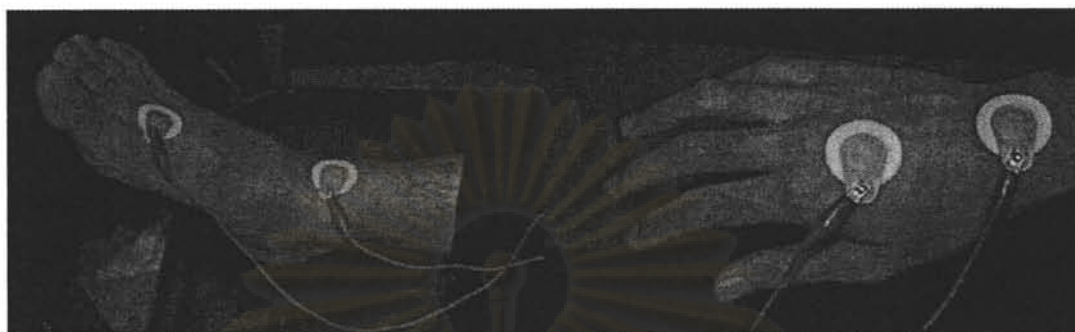
ในการจัดทำสำหรับผู้เข้ารับการทดสอบนั้น จะให้ผู้เข้ารับการทดสอบนั่งเอนหลัง เท้าทั้งสองข้างจะวางพาดอยู่บนเก้าอี้ในแนวนอน และวางแขนพาดไว้ที่พนักวางแขนทั้งสองข้าง การให้ผู้เข้ารับการทดสอบอยู่ในตำแหน่งนี้จะทำให้ของเหลวที่อยู่ในร่างกายมีความสมดุล และขาของผู้เข้ารับการทดสอบต้องไม่สัมผัสกับพื้น ซึ่งหากขาของผู้เข้ารับการทดสอบนั้นสัมผัสพื้นจะทำให้กระแสไฟฟ้าที่ป้อนเข้าไปไหลลงสู่พื้น

ก่อนเข้ารับการทดสอบ ผู้เข้ารับการทดสอบจะต้องถอดอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์และวัตถุโลหะต่างๆออกจากร่างกายก่อน เพื่อป้องกันไม่ให้สิ่งต่างๆเหล่านี้มารบกวนการวัดไบโออิมพีแดนซ์ได้

#### 3.5.4.2 การวัดค่าไบโออิมพีแดนซ์ในคนปกติ

การวัดอิมพีแดนซ์ของทั้งร่างกาย (Whole body bioimpedance) เป็นการวัดอิมพีแดนซ์ (bioimpedance) ที่นิยมใช้กันมากที่สุด เพื่อทำการวัดอิมพีแดนซ์ (bioimpedance) ทั้งตัวของผูถูกวัด ซึ่งปกติจะทำการติดอิเล็กโทรดที่บริเวณซีกขวาของร่างกาย เพื่อหลีกเลี่ยงการที่กระแสไฟฟ้าจะไหลผ่านหัวใจ

อิเล็กโทรดที่ใช้ในการวัดเป็นอิเล็กโทรดผิวสัมผัส (surface electrode) ซึ่งเป็นอิเล็กโทรดชนิดเดียวกับที่มักจะใช้ในการตรวจวัดคลื่นหัวใจ โดยอิเล็กโทรดตัววัดจะถูกวางไว้ที่ตำแหน่งข้อมือและข้อเท้าข้างเดียวกันของผู้เข้ารับการทดสอบ ขณะที่อิเล็กโทรดตัวส่งกระแสไฟฟ้าจะถูกวางตำแหน่งไว้ที่หลังมือและหลังเท้า ระหว่างนิ้วชี้กับนิ้วกลางข้างเดียวกันของผู้เข้ารับการทดสอบ ดังแสดงในรูปที่ 3.18



รูปที่ 3.18 ตำแหน่งที่ติดอิเล็กโทรดสำหรับการวัดอิมพีแดนซ์ของทั้งร่างกาย

ในการทดสอบวัดไบโออิมพีแดนซ์ในคนปกตินั้น จะทำการคัดเลือกผู้เข้ารับการทดสอบเป็นจำนวน 9 คน โดยที่ผู้เข้ารับการทดสอบจะต้องมีอายุมากกว่า 20 ปีขึ้นไป ไม่มีโรคประจำตัว และ ไม่มีโรคผิวหนังในบริเวณที่จะทำการติดอิเล็กโทรด

การทดสอบความแม่นยำในการวัดไบโออิมพีแดนซ์ของเครื่องวัดที่ทำการประดิษฐ์ขึ้นนั้น จะทำโดยเปรียบเทียบผลที่วัดได้ กับผลที่ได้จากเครื่อง Maltron Bioscan 916S โดยในการวัดไบโออิมพีแดนซ์ในผู้เข้ารับการทดสอบแต่ละคนนั้น จะทำการวัดซ้ำคนละ 3 ครั้งทั้งในส่วน of เครื่องวัดที่ทำการประดิษฐ์ขึ้นและส่วนของเครื่อง Maltron Bioscan 916S

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## บทที่ 4

### ผลการทดลองและการวิเคราะห์ผลการทดลอง

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลการทดลองและการวิเคราะห์ผล โดยจะแบ่งเนื้อหาออกเป็น 4 ส่วนหลักคือ การทดสอบการปรับเทียบมาตรฐานสำหรับเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น, การทดสอบการทำงานของเครื่อง Maltron Bioscan 916S, การวัดค่าอิมพีแดนซ์และความต้านทานในแบบจำลองที่ทราบค่าแน่นอน และ การวัดค่าไบโออิมพีแดนซ์ในคนปกติ

#### 4.1 การทดสอบการปรับเทียบมาตรฐานสำหรับเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น

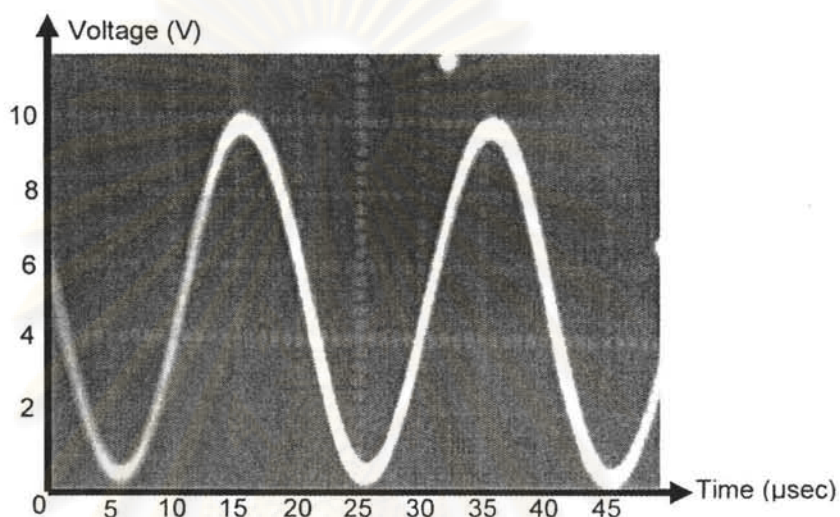
ในการประดิษฐ์เครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์นั้น จำเป็นที่จะต้องมีการปรับตั้งค่าต่างๆ เพื่อควบคุมให้ระบบการวัดมีเสถียรภาพ และวงจรทำงานได้อย่างถูกต้องแม่นยำ อันจะลดการรบกวนหรือความแปรปรวนในการวัดไบโออิมพีแดนซ์ให้ต่ำที่สุด ในที่นี้จะปรับตั้งรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับ, การทดสอบเสถียรภาพในการจ่ายกระแสไฟฟ้า, การทดสอบความสามารถในการตรวจจับยอดคลื่นของสัญญาณ และ การทดสอบความสามารถของการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลของวงจรแปลงสัญญาณ

##### 4.1.1 การปรับรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับ

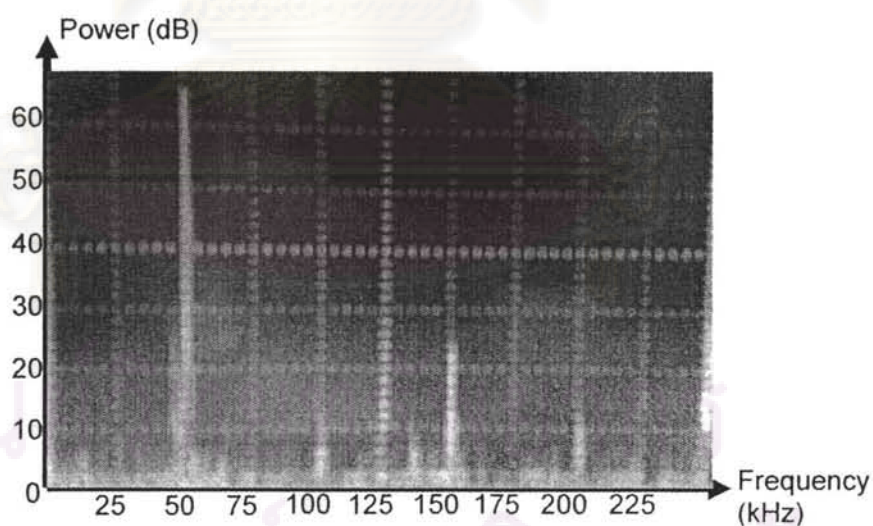
ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงผลการปรับตั้งสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับที่ได้จากวงจรให้กำเนิดสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น เพื่อให้มีสัญญาณฮาร์มอนิกต่ำที่สุด เพื่อให้สัญญาณที่ได้มีความเหมาะสมต่อการวัดไบโออิมพีแดนซ์มากที่สุด

เมื่อทำการปรับตั้งค่าความต้านทาน RB ของไอซี XR2206 ในรูปที่ 3.3 เพื่อให้วงจรสามารถสร้างสัญญาณที่สมมาตรและมีความราบเรียบของสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับที่มีฮาร์มอ

นิตตำ พบว่าสัญญาณที่ได้มีลักษณะเป็นรูปคลื่นไซน์ ที่มีลักษณะสมมาตรและราบเรียบ ขนาด 10 โวลต์ ที่ความถี่ 50 กิโลเฮิรตซ์ ดังแสดงในรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 สัญญาณที่ได้จากเครื่องกำเนิดสัญญาณไฟฟ้ารูปไซน์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น



รูปที่ 4.2 การปรับรูปคลื่นสัญญาณที่ได้จากเครื่องกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าด้วยวิธีวิเคราะห์สเปกตรัมความถี่

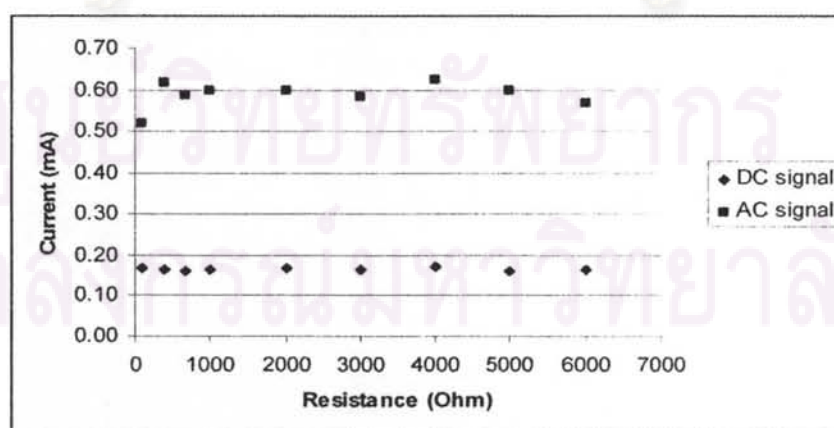
เมื่อใช้เครื่องออสซิลโลสโคปวิเคราะห์สเปกตรัมความถี่ของสัญญาณ โดยใช้โหมดการแปลงฟูริเยร์แบบเร็ว พบว่าขนาดของสัญญาณที่ความถี่หลัก 50 กิโลเฮิร์ตซ์ นั้นมีขนาดสูงกว่าขนาดของความถี่ฮาร์โมนิกที่ความถี่ 100 และ 150 กิโลเฮิร์ตซ์ ดังแสดงในรูป 4.2

จากรูปแสดงว่าสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับที่ได้ มีความเป็นรูปคลื่นไซน์ ที่มีลักษณะสมมาตรและราบเรียบ ขนาด 10 โวลต์ ที่ความถี่ 50 กิโลเฮิร์ตซ์ โดยที่มีสัญญาณความถี่ฮาร์โมนิกอื่นๆแทรกสอดอยู่เพียงเล็กน้อย จึงทำให้มั่นใจได้ว่าสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับที่ใช้ในงานวิทยานิพนธ์นี้ มีความเหมาะสมต่อการวัดไบโออิมพีแดนซ์

#### 4.1.2 การทดสอบเสถียรภาพในการจ่ายกระแสไฟฟ้า

การทดสอบนี้ทำขึ้นเพื่อศึกษาความสามารถในการจ่ายกระแสไฟฟ้าของวงจรจ่ายกระแส ไฟฟ้าที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น แม้ว่าจะใช้ตัวต้านทานที่มีขนาดสูงๆเป็นโหลดในการจ่ายกระแสไฟฟ้า

โดยที่กระแสไฟฟ้าสลับที่ได้จากวงจรมีค่าเฉลี่ย 0.59 มิลลิแอมแปร์ และมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน 0.031 มิลลิแอมแปร์ เมื่อใช้ทดสอบด้วยความต้านทานขนาด 100 ถึง 6000 โอห์ม ตามลำดับ ขณะที่การทดสอบกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากวงจรได้ค่าเฉลี่ยประมาณ 0.17 มิลลิแอมแปร์ และมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานประมาณ 0.004 มิลลิแอมแปร์เมื่อใช้ทดสอบด้วยความต้านทานขนาด 100 ถึง 6000 โอห์ม ตามลำดับ ดังรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.3 ความสัมพันธ์ระหว่างกระแสไฟฟ้าที่ได้กับความต้านทาน

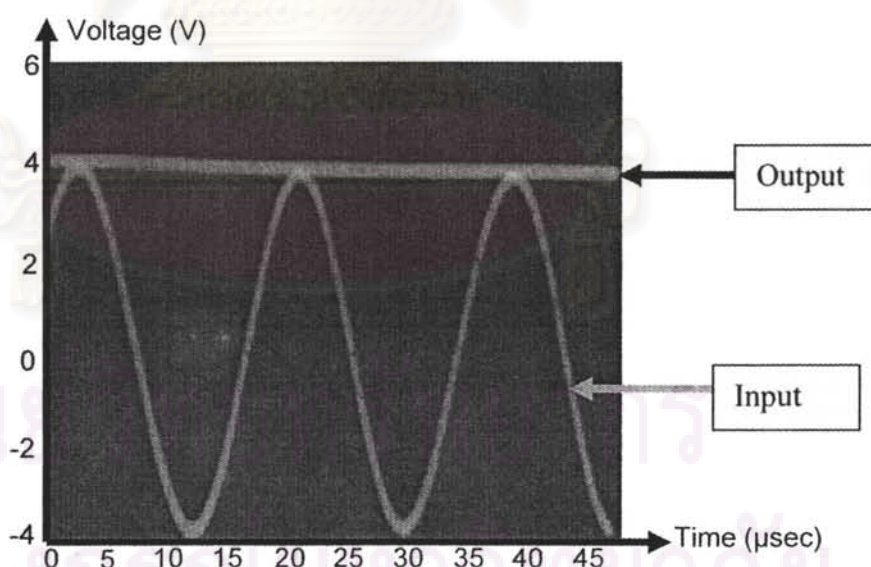


จากการทดสอบพบว่าวงจรจ่ายกระแสไฟฟ้าที่ทำการประดิษฐ์ขึ้นนั้น สามารถจ่ายกระแสไฟได้อย่างมีประสิทธิภาพทั้งในส่วนของสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับและสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรง ซึ่งทำให้มั่นใจได้ว่าวงจรจ่ายกระแสไฟฟ้าที่ประดิษฐ์ขึ้นมีความเสถียร ตลอดช่วงที่ค่าความต้านทานรวมของโหลดอยู่ในช่วงสูงถึง 6000 โอห์ม ในระหว่างการทดสอบ

#### 4.1.3 การทดสอบความสามารถในการตรวจจับยอดคลื่นของสัญญาณ

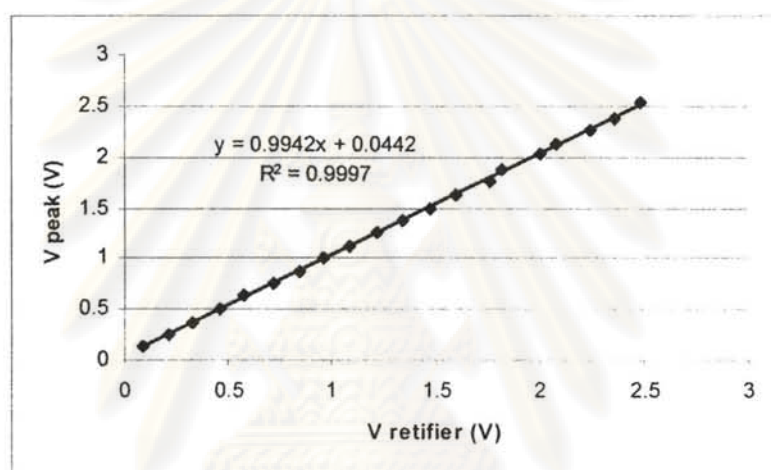
การทดสอบนี้ทำขึ้นเพื่อศึกษาความสามารถในการทำงานของวงจรเรียงไฟกระแสตรงที่ใช้ว่าสามารถที่จะแปลงสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับให้กลายเป็นสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงในการจับยอดคลื่นสัญญาณ เพื่อที่จะสะดวกต่อการส่งผลไปประมวลต่อโดยไมโครคอนโทรลเลอร์

รูปที่ 4.4 แสดงผลการทดสอบการทำงานของวงจรเรียงไฟกระแสตรง จากรูปจะเห็นได้ว่าไฟฟ้ากระแสตรงที่ได้มีขนาดใกล้เคียงกับส่วนยอดของสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับที่ใส่เข้าไป



รูปที่ 4.4 การเปรียบเทียบสัญญาณก่อนและหลังเข้าสู่วงจรเรียงกระแส

เมื่อนำค่าสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงที่วัดได้ มาทำการหาความสัมพันธ์กับค่า ยอดคลื่นของสัญญาณไฟฟ้ากระแสลับที่ใส่เข้าไป พบว่าความสัมพันธ์ที่แบบแปรผันตามเป็นเชิงเส้นตรง เมื่อค่ายอดคลื่นของสัญญาณไฟฟ้ากระแสลับมีค่าเพิ่มขึ้น ค่าสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงที่วัดได้ ก็จะมีค่ามากขึ้นด้วย โดยจะมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ(Coefficient of determination) อยู่ที่ 0.999 ดังรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.5 ความสัมพันธ์ระหว่างค่ายอดคลื่นของสัญญาณไฟฟ้ากระแสลับ

จากการทดสอบพบว่าวงจรเรียงกระแสที่ใช้สามารถที่จะแปลงสัญญาณไฟฟ้ากระแสลับให้กลายเป็นสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงได้อย่างถูกต้องแม่นยำ จึงสามารถที่จะนำค่าสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงที่วัดได้มาคำนวณกลับเป็นสัญญาณไฟฟ้ากระแสลับ โดยใช้สมการที่ (4.1)

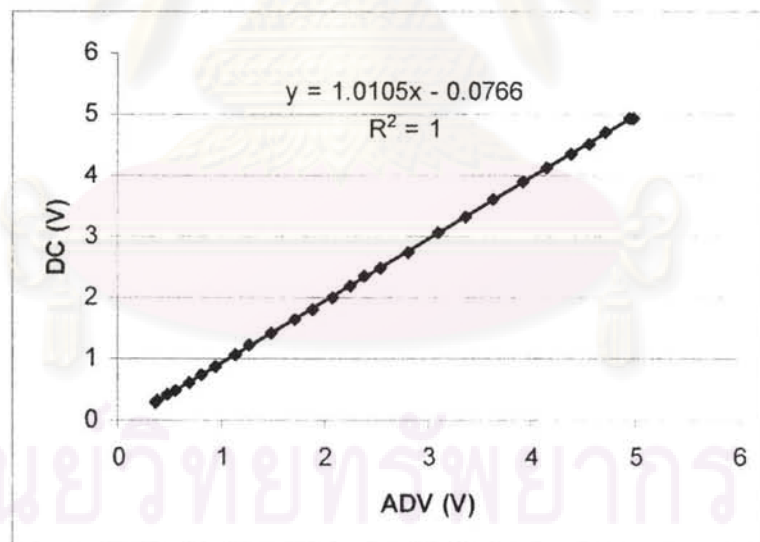
$$V_{ac} = 2(0.99V_{dc} + 0.04) \quad (4.1)$$

เมื่อ  $V_{ac}$  เป็นขนาดของสัญญาณไฟฟ้ากระแสลับจากยอดสู่อยอด (Voltage peak to peak) , $V_{dc}$  เป็นขนาดของสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงที่วัดได้

#### 4.1.4 การทดสอบความสามารถของการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล

การทดสอบนี้ทำขึ้นเพื่อศึกษาความสามารถในการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลของไมโครคอนโทรลเลอร์ เมื่อใช้สัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงที่มีค่าในช่วง 0 โวลต์ ถึง 5 โวลต์ ตามลำดับ

เมื่อนำค่าที่อ่านได้จากการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล มาทำการหาความสัมพันธ์กับค่าสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงที่ใส่เข้าไป พบว่าความสัมพันธ์ที่ได้มีลักษณะเป็นเชิงเส้น แบบแปรผันตาม โดยเมื่อค่าสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงมีค่าเพิ่มขึ้น ค่าที่อ่านได้จากการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล จะมีค่ามากขึ้นด้วย โดยจะมีค่าสัมประสิทธิ์การอธิบายสำหรับการแปลงสัญญาณอยู่ที่ 1 ซึ่งค่าที่แปลงได้จะมีค่ามากกว่าค่าสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงที่ป้อนให้ประมาณ 0.076 โวลต์เสมอ ดังรูปที่ 4.6



รูปที่ 4.6 ความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณไฟตรงกับ  
ค่าศักย์ไฟฟ้าที่อ่านได้จากไมโครคอนโทรลเลอร์

จากการทดสอบพบว่า การแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล ไมโครคอนโทรลเลอร์สามารถทำได้อย่างถูกต้องแม่นยำ จึงทำให้มั่นใจได้ว่าค่าศักย์ไฟฟ้าที่จะนำไปประมวลผลนั้น มีค่าเท่ากับค่าศักย์ไฟฟ้าที่ได้จากวงจรวัดศักย์ไฟฟ้าที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น

จากการทดสอบการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล พบว่าการประมวลผลสามารถที่จะนำค่าศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้มาคำนวณกลับเป็นสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงได้โดยใช้สมการที่ (4.2)

$$V_{dc} = 1.01V_{ADC} - 0.076 \quad (4.2)$$

เมื่อ  $V_{ADC}$  เป็นค่าศักย์ไฟฟ้าที่อ่านได้จากจากคอมพิวเตอร์เมื่อทำการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล,  $V_{dc}$  เป็นขนาดของสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงที่วัดได้

จากการทดสอบการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลและการแปลงสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับให้กลายเป็นสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรง พบว่าการประมวลผลสามารถที่จะนำค่าศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้มาคำนวณกลับเป็นสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับได้โดยใช้สมการที่ (4.3)

$$V_{ac} = 2(V_{ADC} - 0.035) \quad (4.3)$$

เมื่อ  $V_{ADC}$  เป็นค่าศักย์ไฟฟ้าที่อ่านได้จากจากคอมพิวเตอร์เมื่อทำการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล,  $V_{ac}$  เป็นขนาดของสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับที่วัดได้

#### 4.2 การทดสอบการทำงานของเครื่อง Maltron Bioscan 916S

เนื่องจากในวิทยานิพนธ์นี้จะใช้เครื่อง Maltron Bioscan 916S เป็นหลักในการเปรียบเทียบค่าที่วัดได้จากเครื่องที่จะพัฒนาขึ้น ดังนั้นในหัวข้อนี้ จึงทำขึ้นเพื่อศึกษาความสามารถของเครื่อง Maltron Bioscan 916S เพื่อนำช่วงอิมพีแดนซ์ที่เครื่อง Maltron Bioscan 916S สามารถทำงานได้มากำหนดเป็นค่าที่จะใช้ในแบบจำลองเนื้อเยื่อที่ใช้ในงานวิทยานิพนธ์นี้ต่อไป

จากข้อมูลของเครื่อง Maltron Bioscan พบว่าเครื่องจะทำการวัดค่าอิมพีแดนซ์ โดยจะให้ค่าองค์ประกอบของตัวต้านทาน(R) กับรีแอกแตนซ์ของตัวเก็บประจุ(Xc) ที่ต่อแบบอนุกรมกัน โดยจะแสดงผลออกมาในรูปของ  $Z=R + jXc$  ดังนั้นเมื่อทำการแปลงค่าที่ได้ออกมาเป็นส่วนขององค์ประกอบของตัวต้านทาน(R') กับตัวเก็บประจุ(C) ที่ต่อกันในรูปแบบการต่อแบบขนานในลักษณะเดียวกันกับโมเดลของเนื้อเยื่อจะได้ว่า

$$R' = (Xc^2 + R^2)/R \quad (4.4)$$

$$C = Xc/[\omega \cdot (Xc^2 + R^2)] \quad (4.5)$$

เมื่อทำการตรวจสอบข้อมูลรายละเอียดของเครื่อง Maltron Bioscan พบว่า เครื่องจะสามารถวัดค่าอิมพีแดนซ์ได้ในช่วง 100โอห์ม ถึง 1000 โอห์ม, วัดมุมได้ 1.3 องศา ถึง 30 องศา, วัดค่าความต้านทานได้ในช่วง 100 โอห์ม ถึง 1050 โอห์ม และวัดค่าตัวเก็บประจุได้ในช่วง 0.03 นาโนฟารัด ถึง 13 นาโนฟารัด โดยที่ตัวเครื่องใช้กระแสไฟฟ้ากระแสสลับความถี่ 50 กิโลเฮิร์ตซ์ ขนาด 0.7 มิลลิแอมแปร์

ดังนั้นจึงทำการกำหนดให้แบบจำลองเนื้อเยื่อ ที่ใช้สำหรับการทดสอบประสิทธิภาพในการวัดของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น ให้มีขนาดของตัวต้านทานอยู่ที่ช่วง 200 โอห์ม ถึง 1000 โอห์ม และมีขนาดของตัวเก็บประจุอยู่ที่ช่วง 0.01 นาโนฟารัด ถึง 10 นาโนฟารัด

#### 4.3 การวัดค่าอิมพีแดนซ์และความต้านทานในแบบจำลองที่ทราบค่าแน่นอน

เนื่องจากในสิ่งมีชีวิตนั้น มีปัจจัยและความแปรปรวนต่างๆที่อาจรบกวนการวัด ดังนั้นก่อนที่จะทำการทดสอบการทำงานของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้นในสิ่งมีชีวิตนั้น จำเป็นที่จะต้องทำการทดสอบในแบบจำลองที่ทราบค่าแน่นอนก่อน เพื่อตัดผลกระทบที่อาจจะเกิดจากปัจจัยอื่นๆที่จะเข้ามารบกวนการวัด ซึ่งจะทำให้ทราบขีดความสามารถในการทำงานของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้นได้

#### 4.3.1 การวัดค่าอิมพีแดนซ์และค่าความต้านทานในตัวต้านทานหรือตัวเก็บประจุไฟฟ้ามาตรฐาน

การทดสอบนี้ทำขึ้นเพื่อศึกษาประสิทธิภาพในการทำงานของเครื่องวัดไปโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้นต่อการวัดค่าของตัวต้านทานหรือตัวเก็บประจุไฟฟ้ามาตรฐาน เพียงอย่างเดียวหนึ่งเท่านั้น

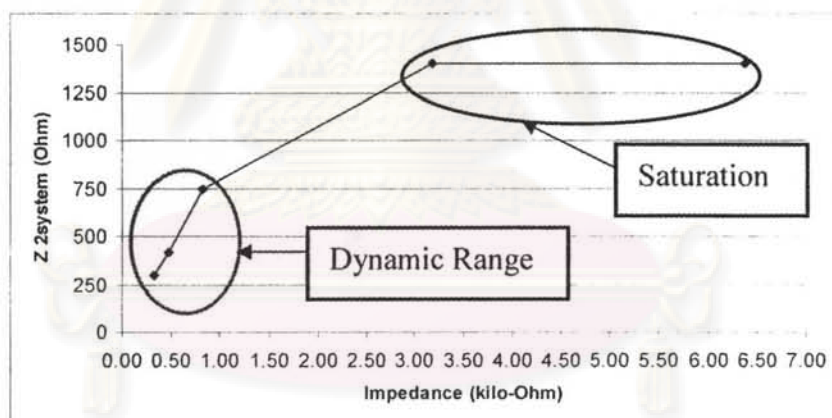
ในการวัดไปโออิมพีแดนซ์นั้น สิ่งที่น่าสนใจคืออิมพีแดนซ์ตามแบบจำลองเนื้อเยื่อ ซึ่งมีค่าอยู่ในช่วง 200 โอห์ม ถึง 1000 โอห์ม โดยที่คนปกติจะมีค่าความจุไฟฟ้าอยู่ในช่วง 0.5 นาโนฟารัด ถึง 3.9 นาโนฟารัด ซึ่งแม้ว่าค่าอิมพีแดนซ์ของตัวเก็บประจุไฟฟ้าในช่วงนี้จะมีค่าระหว่าง 816 ถึง 6366 โอห์ม แต่เนื่องจากแบบจำลองเนื้อเยื่อ ประกอบไปด้วยตัวต้านทานต่อขนานกับตัวเก็บประจุไฟฟ้า ซึ่งความต้านทานในแบบจำลองเนื้อเยื่อมีค่าระหว่าง 200 โอห์ม ถึง 1000 โอห์ม ทำให้อิมพีแดนซ์รวมของแบบจำลองเนื้อเยื่อมีค่าไม่เกิน 1000 โอห์ม ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงกำหนดขอบเขตในการวัดค่าอิมพีแดนซ์ให้อยู่ระหว่าง 200 โอห์ม ถึง 1000 โอห์ม

เนื่องจากค่าศักย์ไฟฟ้าสูงสุดที่วงจรสามารถวัดได้ถูกจำกัดด้วยปริมาณศักย์ไฟฟ้าสูงสุดที่สามารถส่งให้กับส่วนการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลซึ่งจะมีขนาดประมาณ 5 โวลต์ และในวงจรได้ใช้อัตราขยายสำหรับสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับประมาณ 15 เท่า ดังนั้นเมื่อทำการคำนวณกลับเป็นค่าศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้จะมีค่าอยู่ที่ 0.7 โวลต์ ซึ่งจากการคำนวณทำให้ทราบได้ว่าในการวัดค่าอิมพีแดนซ์จากวงจรที่ได้ทำการประดิษฐ์ขึ้นสามารถวัดค่าอิมพีแดนซ์ได้สูงสุดได้เพียง 1400 โอห์ม ซึ่งจะเห็นได้จากตารางที่ 4.1 ว่า ความถูกต้องของการวัดจะอยู่ในช่วงค่าอิมพีแดนซ์ถึงประมาณ 1000 โอห์มเท่านั้น เมื่อค่าสูงกว่านี้ค่าตอบที่หาได้จะผิดพลาดมากขึ้น ซึ่งความผิดพลาดนี้เกิดขึ้นจากการอิ่มตัวของสัญญาณที่วัดได้ ดังรูปที่ 4.7

ศูนย์วิจัยทรัพย์สินทางปัญญา  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 4.1 ค่าอิมพีแดนซ์ในทางทฤษฎีของตัวเก็บประจุไฟฟ้าที่นำมาทดสอบ กับค่าอิมพีแดนซ์ของตัวเก็บประจุไฟฟ้าที่วัดได้จากเครื่องวัดที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น

Capacitance (nF)	Calculated Impedance (Ohm)	Accepted Voltage (Volt)	AC voltage after remove gain (Volt)	Measured Impedance (Ohm)
0.1	31831	5	0.70	1400.00
0.5	6366	5	0.70	1400.00
1	3183	5	0.70	1400.00
3.9	816	2.31	0.34	743.88
6.8	468	1.21	0.19	419.93
10	318	0.79	0.13	296.18

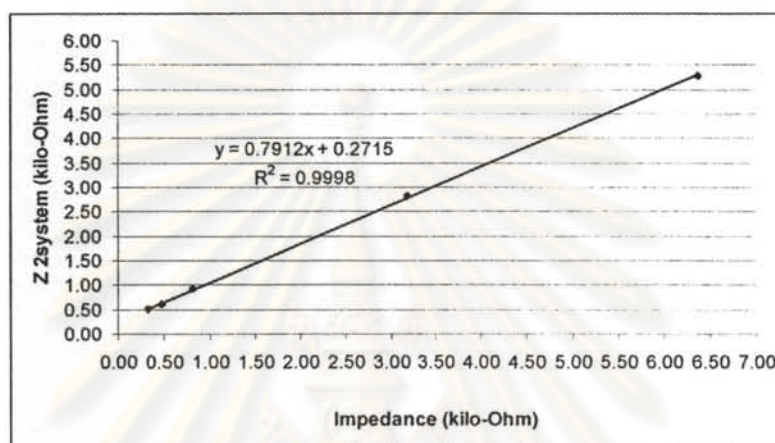


รูปที่ 4.7 ช่วงอิมพีแดนซ์ที่วัดได้ และช่วงอิมพีแดนซ์ที่ทำให้เกิดการอิ่มตัวของสัญญาณ

การวัดค่าอิมพีแดนซ์ของตัวเก็บประจุไฟฟ้าใดๆที่ช่วง 0.5 นาโนฟารัด ถึง 10 นาโนฟารัด นั้นทำได้ด้วยการลดกำลังขยายสำหรับการวัดศักย์ไฟฟ้ากระแสสลับ จากกำลังขยาย 15 เท่า ให้ลดเหลือเพียง 3 เท่า

เมื่อนำค่าอิมพีแดนซ์ที่วัดได้ ( $Z_{2system}$ ) มาทำการหาความสัมพันธ์กับค่าอิมพีแดนซ์ที่คำนวณได้จากตัวเก็บประจุไฟฟ้าที่นำมาทดสอบ พบว่าความสัมพันธ์ที่ได้มีลักษณะเป็น

เชิงเส้น แบบแปรผันตาม โดยเมื่อค่าอิมพีแดนซ์ที่ได้จากตัวเก็บประจุไฟฟ้ามีค่าเพิ่มขึ้น ค่าอิมพีแดนซ์ที่วัดได้ก็จะมีค่ามากขึ้นด้วย โดยจะมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจอยู่ที่ 0.999 ดังรูปที่ 4.8

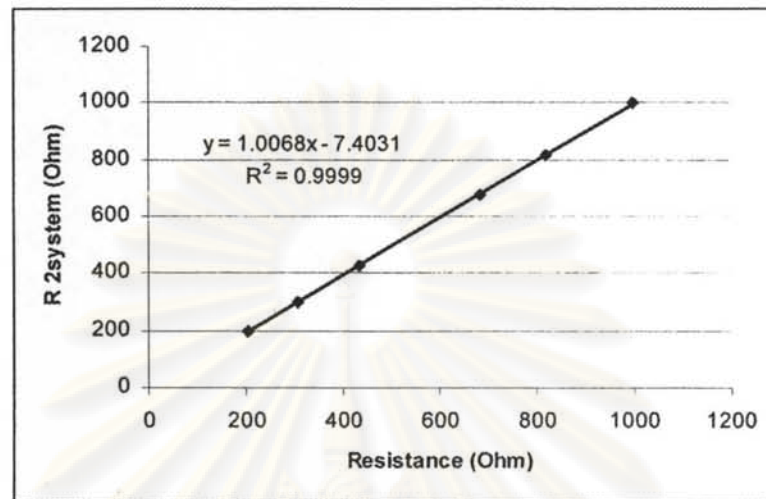


รูปที่ 4.8 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าอิมพีแดนซ์ที่วัดได้ กับค่าอิมพีแดนซ์ที่ใช้ทดสอบ

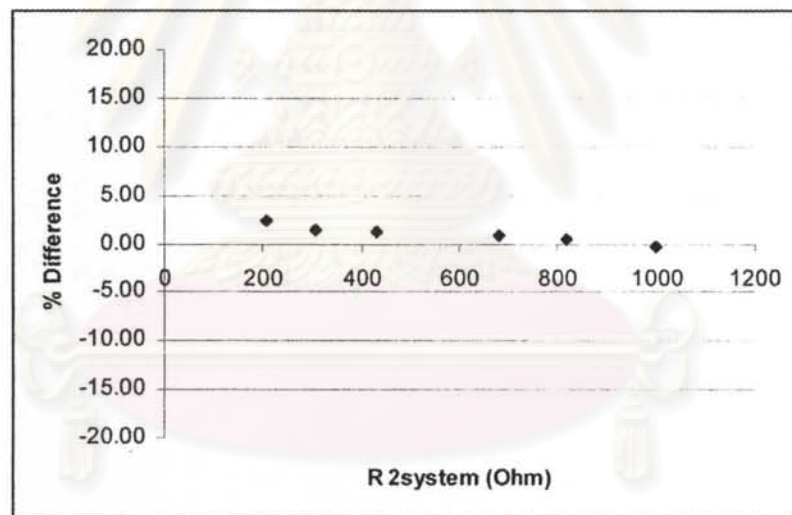
เมื่อใช้ระบบที่พัฒนาขึ้นทำการวัดค่าความต้านทาน และนำค่าความต้านทานที่วัดได้ ( $R_{2system}$ ) มาทำการหาความสัมพันธ์กับค่าของตัวต้านทานไฟฟ้าที่ใช้ในทดสอบ พบว่าความสัมพันธ์ที่ได้มีลักษณะเป็นเชิงเส้น แบบแปรผันตาม โดยเมื่อใช้ตัวต้านทานไฟฟ้าที่นำมาทดสอบมีค่าเพิ่มขึ้น ค่าความต้านทานที่วัดได้ก็จะมีค่ามากขึ้นด้วย โดยจะมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจประมาณ 0.999 ดังรูปที่ 4.10 และมีค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดจากการวัดประมาณ 1.0% และมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานประมาณ 0.90 โอห์ม ดังรูปที่ 4.9

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย





รูปที่ 4.9 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความต้านทานที่วัดได้ กับค่าความต้านทานที่ใช้ทดสอบ



รูปที่ 4.10 เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดในการวัดค่าความต้านทาน  
เปรียบเทียบกับค่าความต้านทานที่ใช้ทดสอบ

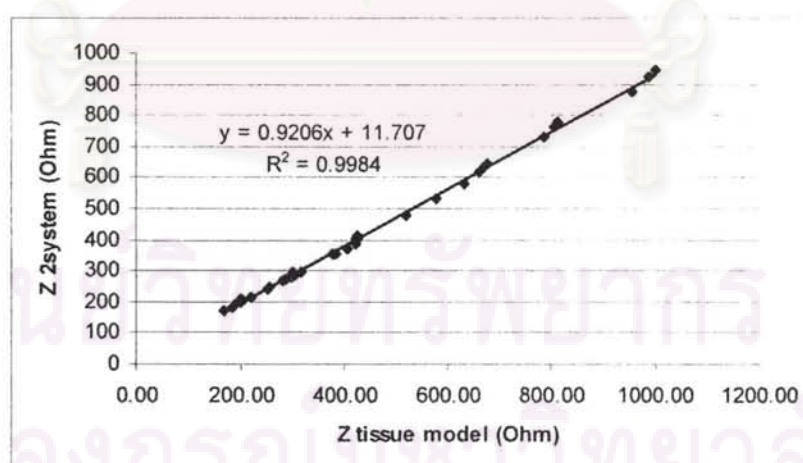
จากการทดสอบข้างต้นพบว่าเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำ การประดิษฐ์ขึ้นสามารถที่จะวัดตัวต้านทานหรือตัวเก็บประจุไฟฟ้าแบบโดดๆได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยสามารถวัดค่าตัวต้านทานได้ในช่วง 200 โอห์ม ถึง 1000 โอห์ม และสามารถวัดค่าของตัวเก็บประจุไฟฟ้าขนาด 1 นาโนฟารัด ถึง 10 นาโนฟารัด ซึ่งมีค่าอิมพีแดนซ์อยู่ในช่วง 318 โอห์ม ถึง 816 โอห์ม

#### 4.3.2 การวัดค่าอิมพีแดนซ์และค่าความต้านทานในแบบจำลองของเนื้อเยื่อ

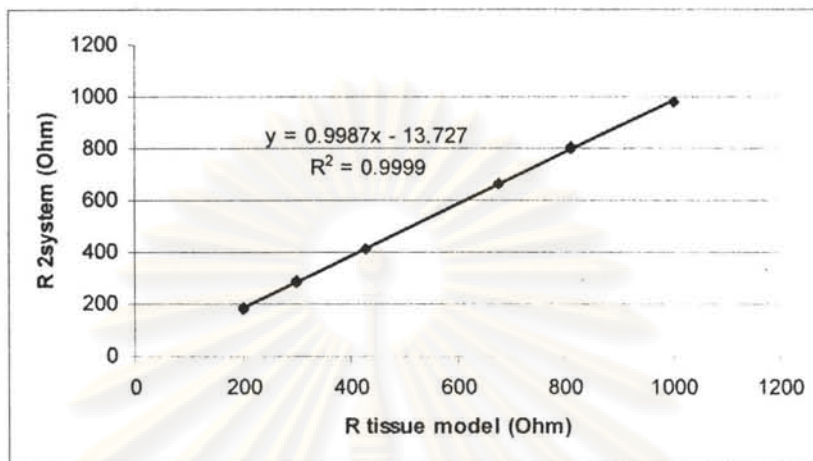
การทดสอบนี้ทำขึ้นเพื่อศึกษาประสิทธิภาพในการทำงานของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้นต่อการวัดค่าอิมพีแดนซ์และค่าความต้านทานในแบบจำลองของเนื้อเยื่อ

เมื่อนำค่าอิมพีแดนซ์ที่วัดได้ ( $Z_{2system}$ ) มาทำการหาความสัมพันธ์กับค่าอิมพีแดนซ์ที่คำนวณได้จากแบบจำลองเนื้อเยื่อที่นำมาทดสอบ พบว่าความสัมพันธ์ที่ได้มีลักษณะเป็นเชิงเส้นแบบแปรผันตาม โดยเมื่อค่าอิมพีแดนซ์ที่คำนวณได้จากแบบจำลองเนื้อเยื่อที่นำมาทดสอบมีค่าเพิ่มขึ้น ค่าอิมพีแดนซ์ที่วัดได้ก็จะมีค่าสูงขึ้นด้วย โดยจะมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจของการวัดค่าอิมพีแดนซ์ 0.998 ดังรูปที่ 4.11 ก)

เมื่อนำค่าความต้านทานที่วัดได้ ( $R_{2system}$ ) มาทำการหาความสัมพันธ์กับค่าของตัวต้านทานไฟฟ้าที่ใช้ในแบบจำลองเนื้อเยื่อ พบว่าความสัมพันธ์ที่ได้มีลักษณะเป็นเชิงเส้นแบบแปรผันตาม โดยเมื่อแบบจำลองเนื้อเยื่อใช้ตัวต้านทานไฟฟ้าที่มีค่าเพิ่มขึ้น ค่าความต้านทานที่วัดได้ก็จะมีค่ามากขึ้นด้วย โดยจะมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจของการวัดค่าความต้านทานอยู่ที่ 0.999 ดังรูปที่ 4.11 ข)



ก) ค่าอิมพีแดนซ์ของแบบจำลอง

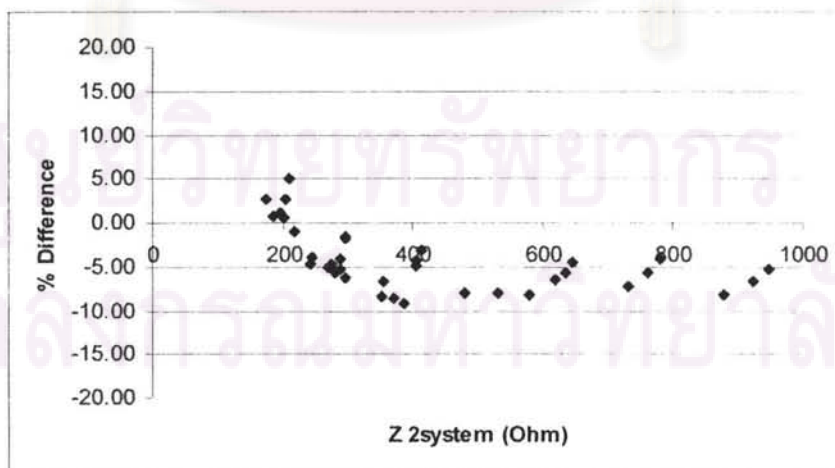


ข) ค่าของตัวต้านทานในแบบจำลอง

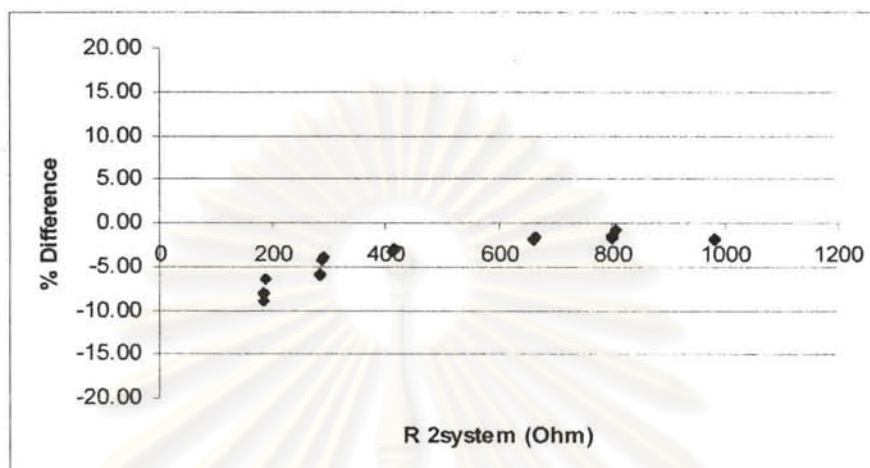
รูปที่ 4.11 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าที่วัดได้จากวงจรที่ประดิษฐ์ขึ้น  
เปรียบเทียบกับค่าที่ใช้ในแบบจำลองเนื้อเยื่อ

ก) ค่าอิมพีแดนซ์ของแบบจำลอง และ ข) ค่าของตัวต้านทานในแบบจำลอง

ในการวัดแบบจำลองเนื้อเยื่อ จะพบว่าค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดจากวัดค่าอิมพีแดนซ์ประมาณ -4.27% และมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานประมาณ 3.54 โอห์ม ขณะที่ค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดจากวัดค่าความต้านทานอยู่ที่ -3.53% และมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานประมาณ 2.43 โอห์ม ดังแสดงในรูปที่ 4.12



ก) ค่าอิมพีแดนซ์



ข) ค่าความต้านทาน

รูปที่ 4.12 เปรอ์เซ็นต์ความผิดพลาดในการวัดเปรียบเทียบกับค่าที่ใช้ในแบบจำลองเนื้อเยื่อ

ก) ค่าอิมพีแดนซ์ และ ข) ค่าความต้านทาน

จากการทดสอบพบว่าเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น สามารถที่จะวัดค่าอิมพีแดนซ์และค่าความต้านทานในแบบจำลองของเนื้อเยื่อได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยวงจรที่ประดิษฐ์ขึ้นสามารถวัดค่าอิมพีแดนซ์ได้ในช่วง 170 โอห์ม ถึง 1000 โอห์ม และ วัดค่าความต้านทานได้ในช่วง 100 โอห์ม ถึง 1000 โอห์ม

#### 4.4 การวัดค่าไบโออิมพีแดนซ์ในคนปกติ

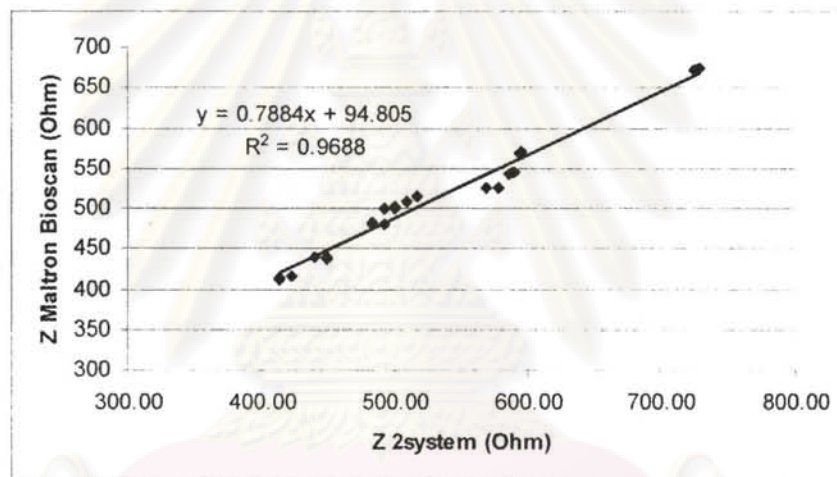
##### 4.4.1 การวัดไบโออิมพีแดนซ์ในคนปกติ

การทดสอบนี้ทำขึ้นเพื่อศึกษาประสิทธิภาพในการทำงานของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น เมื่อทำการทดสอบวัดไบโออิมพีแดนซ์ในคนปกติ โดยทำการเปรียบเทียบผลที่วัดได้จากเครื่องที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น กับเครื่อง Maltron Bioscan 916S

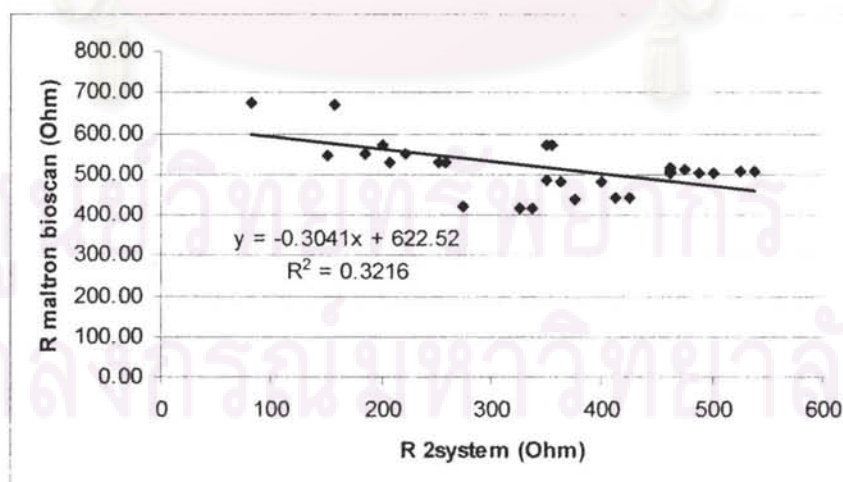
เมื่อนำค่าอิมพีแดนซ์ที่วัดได้ (Z 2system) มาทำการหาความสัมพันธ์กับค่าอิมพีแดนซ์ที่วัดได้จากเครื่อง Maltron Bioscan 916S พบว่าความสัมพันธ์ที่ได้มีลักษณะเป็นเชิงเส้น

แบบแปรผันตาม โดยเมื่อค่าอิมพีแดนซ์ที่วัดได้จากเครื่อง Maltron Bioscan 916S มีค่าเพิ่มขึ้น ค่าอิมพีแดนซ์ที่วัดได้ก็จะมีค่ามากขึ้นด้วย โดยจะมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจอยู่ที่ 0.969 ดังรูปที่ 4.13.ก

เมื่อนำค่าความต้านทานที่วัดได้ (R 2system) มาทำการหาความสัมพันธ์กับค่าความต้านทานไฟฟ้าที่วัดได้จากเครื่อง Maltron Bioscan 916S พบว่าความสัมพันธ์ที่ได้มีลักษณะเป็นเชิงเส้น แบบแปรผกผัน โดยเมื่อค่าความต้านทานไฟฟ้าที่วัดได้จากเครื่อง Maltron Bioscan 916S มีค่าเพิ่มขึ้น ค่าความต้านทานที่วัดได้กลับมีค่าลดลง โดยจะมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจอยู่ที่ 0.322 ดังรูปที่ 4.13.ข



ก) ค่าอิมพีแดนซ์ของคนปกติ



ข) ค่าของความต้านทานของคนปกติ

#### รูปที่ 4.13 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าที่วัดได้จากวงจรที่ประดิษฐ์ขึ้น

เปรียบเทียบกับค่าที่วัดได้จากเครื่อง Maltron Bioscan 916S

ก) ค่าอิมพีแดนซ์ของคนปกติ และ ข) ค่าของความต้านทานของคนปกติ

จากการทดสอบพบว่าเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น สามารถที่จะวัดค่าอิมพีแดนซ์ในคนปกติได้ใกล้เคียงกับค่าอิมพีแดนซ์ที่วัดได้โดยเครื่อง Maltron Bioscan 916S แต่เมื่อทำการวัดความต้านทานในคนปกติ ด้วยเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้นปรากฏว่าผลการวัดที่ได้ไม่น่าเชื่อถือ เนื่องจากค่าที่ได้มีความสัมพันธ์เชิงเส้นแบบแปรผกผันกับ ค่าความต้านทานที่วัดได้จาก เครื่อง Maltron Bioscan 916S ซึ่งความผิดพลาดที่เกิดขึ้นอาจมีสาเหตุมาจาก ปัจจัยทางชีวภาพของคนที่ทำกรทดสอบซึ่งได้แก่ เพศ อายุ และดัชนีมวลกาย ที่อาจมีผลต่อการตอบสนองต่อสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรง

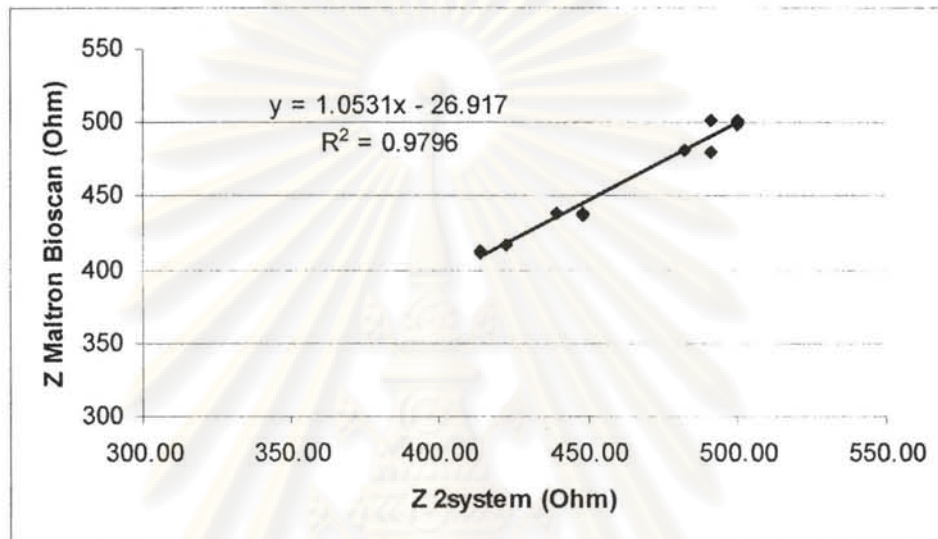
#### 4.4.2 การวัดไบโออิมพีแดนซ์ในคนปกติ ที่มีดัชนีมวลกายมากกว่า 20 กิโลกรัมต่อเมตรกำลังสอง

การทดสอบนี้ทำขึ้นเนื่องจากผลการศึกษาการวัดความต้านทานในคนปกติ ด้วยเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น ให้ผลการวัดที่ไม่น่าเชื่อถือ จึงทำการกำหนดในการคัดผู้ที่จะเข้ารับการทดสอบต้องเป็นชาย ที่มีดัชนีมวลกายมากกว่าหรือเท่ากับ 20 กิโลกรัมต่อเมตรกำลังสอง เพื่อทำการควบคุมตัวแปรที่เกี่ยวกับเพศ และดัชนีมวลกาย โดยเปรียบเทียบผลที่วัดได้จากเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้นกับผลที่วัดได้จากเครื่อง Maltron Bioscan 916S

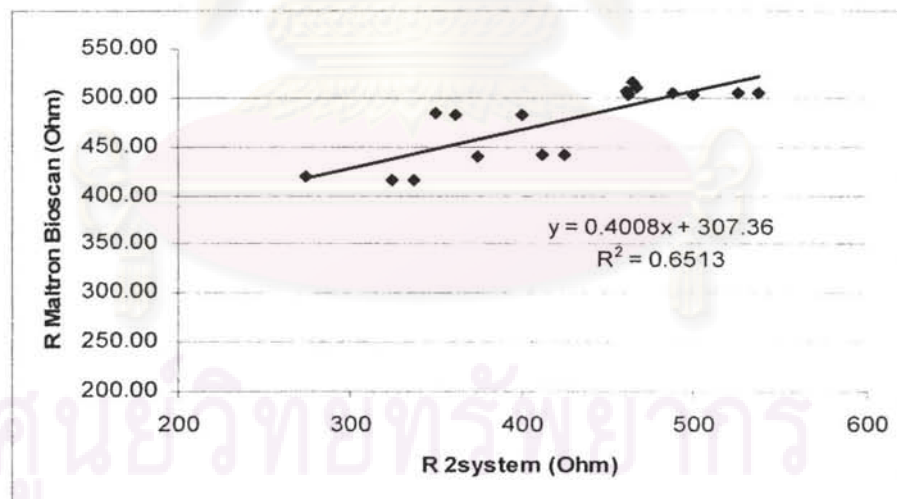
เมื่อนำค่าอิมพีแดนซ์ที่วัดได้ (Z 2system) มาทำการหาความสัมพันธ์กับค่าอิมพีแดนซ์ที่วัดได้จากเครื่อง Maltron Bioscan 916S พบว่าความสัมพันธ์ที่ได้มีลักษณะเป็นเชิงเส้นแบบแปรผันตาม โดยเมื่อค่าอิมพีแดนซ์ที่วัดได้จากเครื่อง Maltron Bioscan 916S มีค่าเพิ่มขึ้น ค่าอิมพีแดนซ์ที่วัดได้จะมีค่ามากขึ้นด้วย โดยจะมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจอยู่ที่ 0.979 ดังรูปที่ 4.14.ก

เมื่อนำค่าความต้านทานที่วัดได้ (R 2system) มาทำการหาความสัมพันธ์กับค่าความต้านทานไฟฟ้าที่วัดได้จากเครื่อง Maltron Bioscan 916S พบว่าความสัมพันธ์ที่ได้มีลักษณะเป็นเชิงเส้น แบบแปรตาม โดยเมื่อค่าความต้านทานไฟฟ้าที่วัดได้จากเครื่อง Maltron Bioscan 916S

มีค่าเพิ่มขึ้น ค่าความต้านทานที่วัดได้กลับมีค่าเพิ่มขึ้น โดยจะมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจอยู่ที่ 0.651 ดังรูปที่ 4.14.ข



ก) ค่าอิมพีแดนซ์ในผู้ทดสอบ



ข) ค่าของความต้านทานในผู้ทดสอบ

รูปที่ 4.14 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าที่วัดได้จากวงจรที่ประดิษฐ์ขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่วัดได้จากเครื่อง Maltron Bioscan 916S ในผู้ทดสอบชายที่มีค่าดัชนีมวลกายมากกว่าหรือเท่ากับ 20 กิโลกรัมต่อเมตรกำลังสอง

ก) ค่าอิมพีแดนซ์ในผู้ทดสอบ , ข) ค่าของความต้านทานในผู้ทดสอบ

จากการทดสอบพบว่าเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น สามารถที่จะวัดค่าอิมพีแดนซ์ในคนปกติได้ใกล้เคียงกับค่าอิมพีแดนซ์ที่วัดได้โดยเครื่อง Maltron Bioscan 916S และค่าที่ได้จากการวัดความต้านทานในคนปกติด้วยเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น มีความสัมพันธ์เชิงเส้น แบบแปรผันตรงกับ ค่าที่วัดได้จากเครื่อง Maltron Bioscan 916S ซึ่งแสดงว่าไฟฟ้ากระแสตรง สามารถที่จะใช้หาความต้านทาน ในผู้ทดสอบที่เป็นคนปกติ, เพศชาย และมีค่าดัชนีมวลกายมากกว่าหรือเท่ากับ 20 กิโลกรัมต่อเมตรกำลังสอง



ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



## บทที่ 5

### สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ

#### 5.1 สรุปผลการวิจัย

วิทยานิพนธ์นี้ได้นำเสนอการประดิษฐ์เครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์แบบสองแหล่งจ่ายสำหรับการประเมินน้ำหนักแห้งในผู้ป่วยที่ทำการฟอกเลือด และนำเสนอผลการทดสอบเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ประดิษฐ์ขึ้น ในการวัดค่าอิมพีแดนซ์และค่าความต้านทานในตัวต้านทานหรือตัวเก็บประจุไฟฟ้ามาตรฐาน, การวัดค่าอิมพีแดนซ์และค่าความต้านทานในแบบจำลองของเนื้อเยื่อ รวมถึงการวัดค่าไบโออิมพีแดนซ์ในคนปกติ ซึ่งสามารถสรุปผลได้ดังนี้

1. ได้ออกแบบและประดิษฐ์เครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์แบบสองแหล่งจ่ายขึ้น การนำเสนอการวัดแบบสองแหล่งจ่ายนี้สามารถช่วยลดความยุ่งยากที่เกิดขึ้นในการวัดมุมเฟสของเครื่องทั่วไปได้ เครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้นนั้นจะประกอบด้วยองค์ประกอบ 6 ส่วนด้วยกัน ได้แก่ วงจรแหล่งจ่ายไฟ, วงจรสร้างสัญญาณ, วงจรแหล่งกำเนิดกระแสไฟฟ้าคงที่, วงจรวัดค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า, ส่วนประมวลผลข้อมูล และ ส่วนแสดงผล เครื่องที่ประดิษฐ์ขึ้นนี้สามารถใช้เป็นเครื่องต้นแบบที่จะนำไปพัฒนาปรับปรุงสำหรับการประดิษฐ์เครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์แบบอื่นๆ ต่อไปในอนาคต

2. วงจรจ่ายกระแสไฟฟ้าสามารถจ่ายกระแสไฟฟ้าทั้งกระแสตรงและกระแสสลับให้กับโหลดตั้งแต่ 100 ถึงประมาณ 6000 โอห์ม ได้โดยมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน 0.03 และ 0.004 มิลลิแอมแปร์สำหรับกระแสไฟสลับและกระแสไฟตรงตามลำดับ

3. ผลการทดสอบการวัดกับตัวต้านทานหรือตัวเก็บประจุมาตรฐานตัวต้านทานต่อขนานกับตัวเก็บประจุตามแบบจำลองของเนื้อเยื่อนั้นพบว่า สามารถวัดค่าตัวต้านทานได้ในช่วง 200 โอห์ม ถึง 1000 โอห์ม และสามารถวัดค่าของตัวเก็บประจุไฟฟ้าขนาด 1 นาโนฟารัด ถึง 10 นาโนฟารัด ซึ่งมีค่าอิมพีแดนซ์อยู่ในช่วง 160 โอห์ม ถึง 1000 โอห์ม โดยมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ 0.999 จากผลการศึกษาสามารถสรุปคุณสมบัติของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น ดังแสดงในตารางที่ 5.1

ตารางที่ 5.1 คุณสมบัติของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น

ช่วงความถี่ที่ใช้งาน	0 Hz, 50 kHz
ขนาดของกระแสไฟฟ้าที่ใช้	0.17 mA, 0.5 mA
ช่วงอิมพีแดนซ์ที่วัดได้	160-1000 $\Omega$
ช่วงความต้านทานที่วัดได้	200-1000 $\Omega$

4. จากการศึกษาประสิทธิภาพในการทำงานของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้นในคนปกติ โดยทำการเปรียบเทียบผลที่วัดได้ กับเครื่อง Maltron Bioscan 916S พบว่าการวัดค่าไบโออิมพีแดนซ์ในคนปกติด้วยการใช้ไฟฟ้ากระแสสลับนั้น สามารถทำได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยจะมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจอยู่ที่ 0.979 ในขณะที่การวัดความต้านทานในคนปกติ ด้วยการใช้ไฟฟ้ากระแสตรงนั้น จะทำได้ดีเมื่อทำการวัดกับกลุ่มผู้ทดสอบชาย ที่มีค่าดัชนีมวลกายมากกว่าหรือเท่ากับ 20 กิโลกรัมต่อเมตรกำลังสอง โดยจะมีค่าสัมประสิทธิ์การอธิบายอยู่ที่ 0.651

## 5.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ

1. เนื่องจากการควบคุมการทำงานของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้นนั้น ใช้การควบคุมผ่านสวิทช์ในการเลือกที่จะทำการวัดค่าอิมพีแดนซ์ด้วยไฟฟ้ากระแสสลับ หรือทำการวัดค่าความต้านทานด้วยไฟฟ้ากระแสตรง เครื่องที่ประดิษฐ์ขึ้นจึงถูกใช้งานผ่านการควบคุมด้วยมือ ดังนั้นการปรับปรุงให้เครื่องถูกควบคุมการทำงานผ่านทางไมโครคอนโทรลเลอร์ จะทำให้เครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์สามารถที่จะทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ

2. เนื่องจากการแสดงผลของเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น จะทำผ่านจอภาพผลึกเหลว ชนิด 2 บรรทัด 16 ตัวอักษร การวัดค่าไบโออิมพีแดนซ์จึงเป็นลักษณะการวัดทีละจุด หากดำเนินการปรับปรุงให้แสดงผลเป็นกราฟได้ จะทำให้สามารถนำเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ ไปประยุกต์วัดค่าความเปลี่ยนแปลงของความต้านทานสัมผัสได้

3. จากวงจรสมมูลของเนื้อเยื่อ จะเห็นได้ว่าการเปลี่ยนค่าความต้านทานนั้น จะทำให้ค่าอิมพีแดนซ์เกิดการเปลี่ยนแปลงเสมอ ดังนั้นจึงน่าที่จะนำเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ประดิษฐ์ขึ้น ไปวัด

ในผู้ป่วยโรคไตเรื้อรังที่เข้ารับการฟอกเลือด เพื่อสังเกตว่าการเปลี่ยนแปลงของค่าไบโออิมพีแดนซ์ในผู้ป่วยนั้น จะสามารถบ่งถึงน้ำหนักแห้งของผู้ป่วยได้หรือไม่

4. วิทยานิพนธ์นี้ ได้นำเสนอต้นแบบในการประดิษฐ์เครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์ ซึ่งสามารถที่จะพัฒนาต่อไปเป็นเครื่องวัดไบโออิมพีแดนซ์แบบหลายความถี่ โดยทำการศึกษาเพิ่มเติมเกี่ยวกับการให้กำเนิดสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับ รูปคลื่นไซน์ ที่หลายความถี่ และทำการศึกษาเพิ่มเติมเกี่ยวกับการวัดมุมที่เบี่ยงเบนไประหว่างสัญญาณศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้ กับสัญญาณกระแสไฟฟ้าที่ใส่เข้าไป อันจะทำให้ได้ข้อมูลที่มากยิ่งขึ้นที่จะเป็นประโยชน์ต่อการใช้งานอื่นๆได้

5. ปัญหาที่เกิดขึ้นจากการวัดความต้านทานในคนปกติจากการใช้สัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงนั้น อาจเกิดจากการตอบสนองของผิวหนังจากองค์ประกอบทางชีววิทยาที่มีต่อสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรง หรือศักย์ไฟฟ้าที่เกิดจากเซลล์เนื้อเยื่อไขมันซึ่งคั่นระหว่างอิเล็กโทรดและผิวหนัง ดังนั้น การเลือกใช้สัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับที่มีความถี่ต่ำ ควรจะให้ผลในการวัดค่าความต้านทานในคนปกติได้ดีกว่าการใช้สัญญาณไฟฟ้ากระแสตรง

6. จากผลการทดสอบพบว่า การวัดความต้านทานในคนปกติ ด้วยการใช้ไฟฟ้ากระแสตรงนั้น จะทำได้เมื่อทำการวัดกับกลุ่มผู้ทดสอบชายที่มีค่าดัชนีมวลกายมากกว่าหรือเท่ากับ 20 กิโลกรัมต่อเมตรกำลังสอง จึงควรที่จะมีการศึกษาเพิ่มเติมเพื่อทำการปรับปรุงให้การวัดมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## รายการอ้างอิง

- [1] โรงพยาบาลรัฐปรับกลยุทธ์รับผู้ป่วยโรคไต. หนังสือพิมพ์สยามรัฐ. (1 ธันวาคม 2550).
- [2] McPhee, S.J.; Lingappa, V.R.; Ganong, W.F.; and Lange, J.D., Renal disease. Pathophysiology of Disease, 3 edition, McGraw-Hill, 2000.
- [3] Skorecki, K.; Green, J.; and Brenner, B. M. HARRISON's Principles of internal medicine volume 2, 15 th Edition, McGraw-Hill, 2003.
- [4] Lundin, P. and Fadem, S.Z., Dry Weight and Blood Pressure. The Nephron Information Center [Online], Available from : [http://www.nephron.org/nephsites/lundin/lundin\\_dryweight.html](http://www.nephron.org/nephsites/lundin/lundin_dryweight.html) [2008, September].
- [5] Kraemer, M.; Rode, C.; and Wizemann, V., Detection limit of methods to assess fluid status changes in dialysis patients. Kidney international 69(2006) : 1609-1620.
- [6] Al-Surkhi, O.I.; Riu, P.J.; Vazquez, F.; and Ibea, J., Monitoring Cole-Cole Parameters During Haemodialysis (HD). 29<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2007.
- [7] Lehninger, A.L.; Nelson, D.L.; and Cox, M.M., Integration and Hormonal Regulation of Mammalian Metabolism. Principle of Biochemistry, 2 edition, Worth, 1993.
- [8] Charra, B. Fluid balance, dry weight, and blood pressure in dialysis. Hemodialysis International 11(2007) : 21-31.
- [9] Jaegar, J. Q. and Mehta, R. L., Assessment of Dry Weight in Hemodialysis: An Overview. Journal of the American Society of Nephrology 10(1999) : 392-403.
- [10] Pintauro, S. The "Dual-Energy" Theory and Application. Methods of Body Composition Analysis Tutorials [Online], Available from : <http://nutrition.uvm.edu/bodycomp/dexa/dexa-2.html> [2009, August].
- [11] Shephard, R.J. Body Composition in Biological Anthropology, 1 edition, Cambridge, 1991.

- [12] Heyward, V.H. and Stolarczyk, L.M. Applied Body Composition Assessment, Human Kinetics, 1996.
- [13] Health Habits. The Link between Belly Fat, Depression, Diabetes, and Cardiovascular Disease [Online], Available from : <http://www.healthhabits.ca/tag/depression>, [2010, September].
- [14] Raicu, V.; Kitagawa, N.; and Irimajiri, A., A quantitative approach to the dielectric properties of the skin. Physics in Medicine and Biology 45(2000).
- [15] Stephens, W.G.S., The Current-Voltage Relationship in Human Skin. Medical Electronics & Biological Engineering 1(1963).
- [16] Anderson, D. M. Dorland's Illustrated Medical Dictionary, 29 edition, W.B. Saunders, 2000.
- [17] Kyle, U.G., and others, Bioelectrical Impedance Analysis part1: review of principles and methods. Clinical Nutrition 23(2004).
- [18] Grimnes, S. and Martinsen, O., Electrical properties of tissue. Bioimpedance & Bioelectricity, Academic Press, 2000.
- [19] Liedtke, R. J., The fundamentals of Bioelectrical Impedance Analysis, 1-February-1998
- [20] Chertow, G.M.; Lazarus, J.M.; Lew, N.L.; Ma,L.; and Lowrie,E.G., Bioimpedance norms for the hemodialysis population. Kidney International 52(1997) : 1617-1621.
- [21] Ellis, K.J., Human Body Composition: In vivo Method. Physiological Reviews 80(2000).
- [22] Grimnes, S. and Martinsen, O., Data and Models. Bioimpedance & Bioelectricity, Academic Press, 2000.
- [23] Sadiku, A., Sinusoids and Phasors. Fundamentals of electric circuits, 3 Edition, McGraw-Hill, 2007.
- [24] Scherz, P. Practical Electronics for Inventors, McGraw-Hill, 2007.
- [25] Kuhlmann, M. K.; Zhu, F.; Seibert, E.; and Levin, N. W., Bioimpedance, dry weight and blood pressure control: new methods and consequences. Current Opinion in Nephrology and Hypertension 14(2005) : 543-549.

- [26] Grimnes, S. and Martinsen, O., Geometrical Analysis. Bioimpedance & Bioelectricity, Academic Press, 2000.
- [27] Jaffrin, M.Y. and Morel, H, Body fluid volume measurements by impedance: A review of bioimpedance spectroscopy(BIS) and bioimpedance analysis(BIA) methods. Medical Engineering & Physics 30(2008) : 1257-1269.
- [28] Di Iorio, B. R.; Scalfi, L.; Terracciano, V.; and Bellizzi, V., A systematic evaluation of bioelectrical impedance measurement after hemodialysis session. Kidney International 65(2004) ÷ 2435-2440.
- [29] ประยูร เขียววัฒนา, ข้อพึงปฏิบัติในการใช้เครื่องวัดทางไฟฟ้า. เครื่องมือและการวัดทางไฟฟ้า, 1 edition, 1994.
- [30] EXAR. Datasheet of XR-2206 Monolithic Function Generator, 1997.
- [31] Maltron International Ltd. Maltron Bioscan 916S. Portable Products [Online], Available from : [http://www.maltronint.com/popup\\_pages/BioScan916S.htm](http://www.maltronint.com/popup_pages/BioScan916S.htm) [2009, September].

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ภาคผนวก (Appendices)

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ก. ผลการทดสอบการวัดค่าอิมพีแดนซ์และค่าความต้านทานในแบบจำลองของเนื้อเยื่อ

R real(ohm)	C real( $\mu$ F)	Z calculate (Ohm)	Z (Ohm)	phase	R (Ohm)	$\chi_c$ (Ohm)	Z measure (Ohm)	R measure (Ohm)
200	0.1	200.00	200	0.88	200.05	3.1	209.93	187.12
300	0.1	299.99	300	0.64	300.04	3.4	295.05	288.48
427	0.1	426.96	428	0.96	428.12	7.2	413.94	414.36
676	0.1	675.85	678	1.19	678.30	14.2	646.02	665.65
814	0.1	813.73	817	1.54	817.59	22	780.35	807.32
1000	0.1	999.51	997	1.65	997.83	28.8	946.59	981.92
200	0.5	199.90	319	3.2	320.00	17.9	200.88	184.26
300	0.5	299.67	416	4.09	417.14	29.8	287.46	282.17
427	0.5	426.04	577	5.55	580.43	55.9	405.43	413.61
676	0.5	672.22	817	7.72	824.91	109.9	634.18	663.55
814	0.5	807.43	946	8.83	957.58	145.3	761.73	802.06
1000	0.5	987.89	1039	10.79	1058.09	194.6	923.32	979.81
200	1	199.61	362	4.82	363.58	30.5	205.01	183.66
300	1	298.68	457	6.74	460.35	53.7	293.72	286.98
427	1	423.21	611	9.32	619.25	99	404.9	414.81
676	1	661.25	838	13.56	862.43	196.6	618.76	664
814	1	788.62	958	16.04	997.13	264.8	732.6	802.51
1000	1	954.03	1047	19.24	1109.35	345	875.84	979.96
200	3.9	194.25	409	14.03	421.79	99.2	196.36	183.96
300	3.9	281.58	492	20.26	524.85	170.4	267.25	282.32
427	3.9	378.35	552	27.75	624.07	257	353.03	413.45
676	3.9	520.62	693	35.48	850.88	401.9	479.24	663.25
814	3.9	576.35	744	35.37	912.39	430.2	530.31	802.21
1000	3.9	632.31	794	35.27	972.21	458	580.32	979.96
200	6.8	183.92	380	23.33	413.90	150.5	185.32	182.31
300	6.8	252.58	448	32.68	532.55	241.7	240.65	282.77
427	6.8	315.47	499	35.63	613.71	290.4	295.71	413.15
676	6.8	384.84	570	35.66	701.55	332	352.5	663.7
814	6.8	405.79	589	35.66	724.61	343	371.12	800.55
1000	6.8	423.95	614	35.68	755.55	357.8	384.95	980.41
200	10	169.35	275	31.81	323.73	144.9	173.89	182.16
300	10	218.32	325	35.88	401.17	190.3	216.05	288.63
427	10	255.20	359	35.78	442.60	209.7	245.17	413.61
676	10	287.98	392	35.68	482.53	228.4	274.56	663.25
814	10	296.45	424	35.68	521.98	247.1	279.62	802.21
1000	10	303.31	431	35.68	530.78	251.2	287.46	980.57



ภาคผนวก ข. ผลการทดสอบการวัดค่าอิมพีแดนซ์และค่าความต้านทานในคนปกติ

Sex	Age (year)	Height (m)	Weight (kg)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	Z maltron (Ohm)	Phase maltron (Ohm)	R maltron (Ohm)	XC maltron (Ohm)	Z measure (Ohm)	R measure (Ohm)
male	22	1.75	70	22.86	500	6.23	503.92	54.3	500.00	500
					499	6.26	502.98	54.5	500.00	462.5
					500	6.26	503.99	54.6	500.00	462.5
male	22	1.8	87	26.85	482	6.81	484.69	52.2	482.76	350
					481	6.85	483.77	52.5	482.76	362.5
					480	6.85	482.78	52.5	491.38	400
male	44	1.69	89	31.16	437	6.85	440.28	52.2	448.28	375
					439	6.85	442.32	52.5	448.28	425
					439	6.85	442.32	52.5	439.66	412.5
male	28	1.93	95	25.50	417	6.41	420.23	46.6	422.41	275
					413	6.51	416.35	46.9	413.79	325
					412	6.55	415.41	47.1	413.79	337.5
male	26	1.9	78	21.61	502	6.75	506.00	59.1	500.00	537.5
					502	6.75	506.00	59.1	500.00	525
					501	6.72	504.92	58.7	491.38	487.5
male	26	1.73	85	28.40	508	5.84	511.30	51.8	508.62	475
					514	6.37	517.38	57.1	517.24	462.5
					503	6.4	506.29	56.1	500.00	462.5
male	27	1.69	52	18.21	525	6.93	529.72	63.5	568.97	252.5
					526	6.97	530.81	63.9	577.59	257.5
					526	7.04	530.95	64.5	577.59	206.25
male	25	1.67	55	19.72	546	6.47	549.99	61.6	589.66	221.5
					545	6.47	548.98	61.5	587.93	185
					543	6.47	546.94	61.2	586.21	150
female	27	1.62	45	17.15	671	4.42	673.03	51.9	724.14	157.5
					671	4.42	673.03	51.9	725.86	157.5
					674	4.45	676.09	52.4	727.59	82.5

ภาคผนวก ค. เปรียบเทียบค่าไบโออิมพีแดนซ์ที่วัดได้จากเครื่อง Maltron Bioscan 916S  
ในบุคคลที่มีสุขภาพดีเทียบกับตอนที่เป็นหวัด

	Impedance (Ohm)	Phase (Degree)	Resistance (Ohm)	Reactance (Ohm)
Sbj1 normal	508	6.02	505	55.0
Sbj1 sick	103	13.34	101	23.7
Sbj2 normal	501	6.74	499	60.0
Sbj2 sick	263	18.86	249	85.2

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## ภาคผนวก ง. เอกสารนำเสนอผลงานทางวิชาการ

### เครื่องวัดอิมพีแดนซ์ชีวภาพแบบสองแหล่งจ่าย

#### 2-source bio-impedance analyzer

อสมวกล ศวัสส์ศฤงคาร<sup>1</sup>, มานะ ศรีอุทธรศักดิ์<sup>2</sup> และ ชจร ดิฉิมธนากุล<sup>3</sup>

<sup>1</sup> สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ถนนพญาไท เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 โทรศัพท์: 086 989-6452 E-mail: Yosmongkol.S@student.chula.ac.th

<sup>2</sup> ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ถนนพญาไท เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 โทรศัพท์: 0-2218-6517 E-mail: Mana.S@chula.ac.th

<sup>3</sup> สาขาวิชาโรค ภาควิชาอายุรศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

ถนนพญาไท เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 โทรศัพท์: 0-2256 4251

#### บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้เสนอเทคนิคการศึกษและการประดิษฐ์เครื่องวัดอิมพีแดนซ์ชีวภาพ โดยการใช้กระแสไฟฟ้าตรงร่วมกับกระแสไฟฟ้าสลับ แทนการวัดอิมพีแดนซ์ชีวภาพแบบเดิมที่อาศัยการวัดมุมเฟสที่เปลี่ยนไป เพื่อหลีกเลี่ยงปัญหาที่เกิดจากการวัดมุมเฟส โดยเครื่องที่ประดิษฐ์ขึ้นจะประกอบด้วย 2 ส่วนหลักคือ ส่วนของแหล่งจ่ายกระแส และส่วนของวงจรวัดความต่างศักย์ ผลการศึกษามหาวิทยาลัยจากผลการทดสอบการวัดกับตัวต้านทานเสถียร, ตัวเก็บประจุเสถียร และตัวต้านทานค้ำชานกับตัวเก็บประจุตามแบบจำลองของเนื้อเยื่อหรือเซลล์ พบว่าสามารถวัดค่าความต้านทานได้ในช่วง 427-814  $\Omega$  และวัดค่าความจุไฟฟ้าได้ในช่วง 10-47 nF โดยมีค่าสัมประสิทธิ์การถดถอยของการวัดค่าความต้านทานและความจุไฟฟ้าอยู่ที่ประมาณ 0.998 ในขณะที่ค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดในการวัดค่าต้านทานอยู่ที่ประมาณ  $-0.3 \pm 1.3\%$  และเมื่อกำลังของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดในการวัดตัวเก็บประจุอยู่ที่ประมาณ  $2.2 \pm 6.0\%$

คำสำคัญ: อิมพีแดนซ์ชีวภาพ, แหล่งจ่ายกระแส, เนื้อเยื่อ

#### Abstract

The present paper reports a construction of bio-impedance analyzer using both direct and alternative current source replacing the conventional phase shift measurement to avoid the measure problem. The system consists of 2 main parts: constant current sources and potential measuring circuit. The system was tested in measuring pure resistor, pure capacitor, and parallel circuit of resistor and capacitor as a model of tissues or cells. It was found that the system could measure resistance and capacitance in the range of 427-814  $\Omega$  and 10-47 nF, respectively. The coefficient of determination was 0.998. The error of

resistance and capacitance measurement were  $-0.3 \pm 1.3\%$  and  $2.2 \pm 6.0\%$ , respectively.

Keywords: bio-impedance, current source, tissue

#### 1. กำนัน

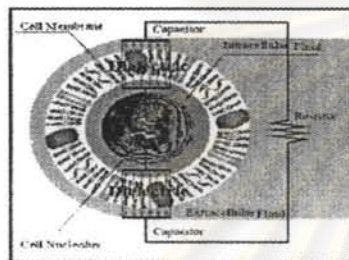
การวิเคราะห์อิมพีแดนซ์ชีวภาพหรือไบโออิมพีแดนซ์ (bio-impedance) นั้น เป็นการวิเคราะห์องค์ประกอบทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อหรือร่างกาย เพื่อประเมินลักษณะสมบัติของเนื้อเยื่อหรือร่างกายในร่างกาย อันเป็นข้อมูลที่สำคัญในการตรวจวินิจฉัยทางการแพทย์ เช่นการประเมินภาวะน้ำท่วมปอด, การประเมินภาวะหัวใจวายเฉียบพลัน, การประเมินภาวะทางโภชนาการ หรือการประเมินภาวะน้ำในผู้ป่วยที่กดภาวะซีสต์ เนื่องจากการวิเคราะห์อิมพีแดนซ์ชีวภาพเป็นการวัดที่ไม่ทำลาย, มีความแม่นยำ และสามารถให้ผลได้อย่างรวดเร็วจึงมีแนวโน้มที่จะถูกนำมาประยุกต์ใช้มากขึ้นหรือใช้ในการตรวจวินิจฉัยทางการแพทย์ [1]

โดยทั่วไปการวัดอิมพีแดนซ์ชีวภาพจะใช้การป้อนกระแสไฟฟ้าที่เสถียรขนาดประมาณ 50 mA เข้าสู่ร่างกายแล้ววัดค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นระหว่างอิเล็กโทรด หรือกับวัดค่าความต่างเฟสระหว่างกระแสและความต่างศักย์ [2] อย่างไรก็ตามได้ค้นพบความต่างเฟสที่ขบถเพียง 0.5-1 องศา เมื่อมาจากร่างกายต้านทานและค่าความจุไฟฟ้าที่ขบถมนุษย์จะมีค่าประมาณ 1 k $\Omega$  และ 10 nF ทำให้เป็นการยากต่อการวัด งานวิจัยนี้จึงเสนอการศึกษและการประดิษฐ์เครื่องวัดอิมพีแดนซ์ชีวภาพ โดยการใช้กระแสไฟฟ้าตรงร่วมกับกระแสไฟฟ้าสลับ จากนั้นนำข้อมูลมาวัดมุมของกระแสไหลเพื่อที่จะไม่มีปัญหาในการวัดความต่างเฟส

#### 2. ความรู้พื้นฐาน

โดยทั่วไปการวิเคราะห์อิมพีแดนซ์ชีวภาพนิยมใช้แบบ

วงจรมูลฐานทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อหรือเซลล์ของสิ่งมีชีวิตด้วยส่วนประกอบ 2 ส่วนด้วยกัน คือ ตัวต้านทานและตัวเก็บประจุที่ต่อขนานกัน โดยส่วนของตัวต้านทานนั้นใช้แสดงสภาพการนำไฟฟ้าของเนื้อเยื่อหรือเซลล์ภายในร่างกาย อันเนื่องมาจากสารละลายอิเล็กโทรไลต์ต่างๆที่มีอยู่ในร่างกาย ในขณะที่ตัวเก็บประจุไฟฟ้าใช้แสดงส่วนที่เกี่ยวข้อกับค่าความจุไฟฟ้าขององค์ประกอบต่างๆที่มีอยู่ในร่างกายอันได้แก่ผนังเซลล์ เป็นต้น [3-4] ดังแสดงในรูปที่ 1



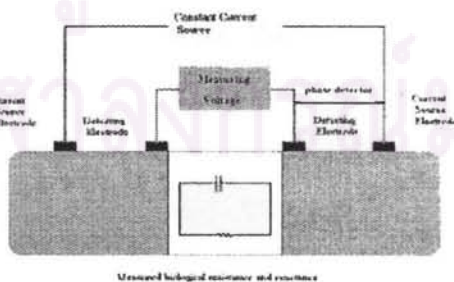
รูปที่ 1 วงจรมูลฐานทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อในร่างกาย [5]

ถ้าแอดมิตแตนซ์ (Y) ของเนื้อเยื่อจึงสามารถแสดงได้ดังสมการที่ (1) และค่าอิมพีแดนซ์ (Z) แสดงได้ดังสมการที่ (2):

$$Y = 1/Z = (1/R) + (j\omega C) \quad (1)$$

$$Z = (R - jR^2\omega C) / (1 - R^2\omega^2 C^2) \quad (2)$$

โดยที่ Y แทนค่าแอดมิตแตนซ์, Z แทนค่าอิมพีแดนซ์, R แทนค่าความต้านทาน, C แทนค่าความประจุไฟฟ้า, และ  $\omega$  แทนความถี่เชิงมุม การหาค่าความต้านทานและความจุไฟฟ้าของวงจรมูลฐานสามารถทำได้โดยใช้หลักการวัดแบบ 4 อิเล็กโทรด ดังแสดงในรูปที่ 2 โดยใช้อิเล็กโทรดคู่หนึ่งทีเรียกว่าอิเล็กโทรดกระแส โดยการเปลี่ยนกระแสไฟฟ้าสลับที่ความถี่ค่าหนึ่งในช่วง 10-100 kHz อิเล็กโทรดคู่นี้จะดูขวางให้ออกสูด และใช้อิเล็กโทรดอีกคู่หนึ่งทีเรียกว่า อิเล็กโทรดวัดแรงดันที่จัดวางอยู่เป็นคู่ด้านในเพื่อวัดความต่างศักย์ที่ตกคร่อมเนื้อเยื่อ พร้อมทั้งวัดความต่างศักย์ของกระแสและศักย์ไฟฟ้าเพื่อนำมาใช้คำนวณผล การวัดแบบนี้จะสะดวกและรวดเร็ว เนื่องจากเป็นการวัดที่ค่าความถี่เดียว แต่จะมีปัญหาในส่วนของการควบคุมขั้วในการวัดผล เนื่องจากผลที่วัดได้จะมีค่าที่ต่ำมาก [6]

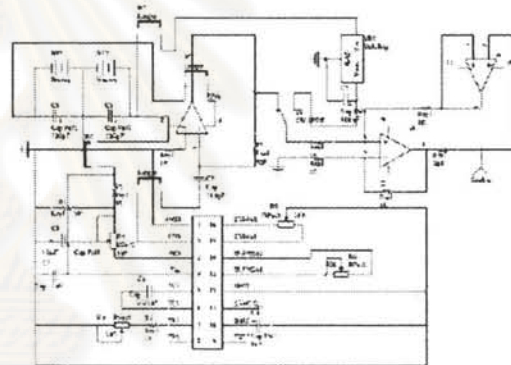


รูปที่ 2 การวัดอิมพีแดนซ์ชีวภาพ โดยวิธี 4 อิเล็กโทรด

### 3. ขั้นตอนการวิจัย

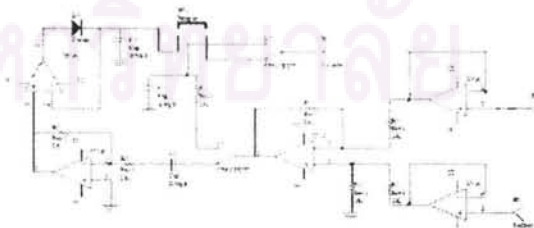
#### 3.1 การออกแบบและประดิษฐ์เครื่องมือ

เครื่องมือออกแบบและประดิษฐ์ขึ้นประกอบด้วย วงจร 2 ส่วน คือ ส่วนของวงจรมหาจ่ายกระแสสลับที่ขยายแรงดันค่าความต่างศักย์ รูปที่ 3 แสดงวงจรมหาจ่ายกระแสสลับ โดยวงจรที่ประดิษฐ์ขึ้นประกอบด้วยทรานซิสเตอร์สองส่วน ส่วนแรกเก็บส่วนที่จ่ายไฟฟ้ากระแสสลับที่ความถี่ 50 kHz ขนาด 0.5 mA ส่วนที่สองเป็นส่วนที่จ่ายไฟฟ้ากระแสสลับที่มีขนาด 0.45 mA การสร้างสัญญาณทั้งสองเริ่มจากการสร้างแรงดันก่อน โดยสัญญาณแรงดันความถี่ 50 kHz สร้างโดยใช้อิซซี XR2206 ในขณะที่สัญญาณแรงดันไฟตรงใช้ ไอคาร์ทเซอร์เวเตอร์ L7809 ซึ่งสัญญาณแรงดันทั้งสองจะถูกเลือกโดยสวิตช์ เพื่อส่งเข้าวงจรสร้างกระแสสลับที่ก่อนเปลี่ยนให้กับอิเล็กโทรด



รูปที่ 3 วงจรมหากำจ่ายกระแสสลับและกระแสตรง

รูปที่ 4 แสดงส่วนของวงจรวัดค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นระหว่างอิเล็กโทรดวัดแรงดัน โดยส่วนแรกของวงจรนี้จะใช้วงจรขยายผลต่าง เพื่อลดสัญญาณรบกวนลงก่อนในเบื้องต้น ส่วนการวัดค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่แม่นยำ กรณีที่เปลี่ยนสัญญาณกระแสสลับในการวัดจะใช้วงจรจับสัญญาณของสัญญาณ เพื่อทำการเปลี่ยนสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับที่วัดได้ ให้กลายเป็นไฟฟ้ากระแสตรงที่มีขนาดเท่ากับส่วนของสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับ ส่วนกรณีที่วัดค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่มีค่าใช้กระแสสลับในการวัดนั้นจะใช้วงจรคงความถี่ ส่วนหนึ่งเพื่อลดสัญญาณรบกวนของสัญญาณที่เปลี่ยนจะทำการวัดความต่างศักย์ไฟฟ้า



รูปที่ 4 วงจรวัดค่าศักย์ไฟฟ้า

ในเรื่องสั้นการวัดค่าตัวไฟที่ทำได้โดยใช้เครื่อง  
 ออกชื่อโอสโคปรุ่นTektronix TDS 2014, 100MHz four channels  
 digital storage oscilloscope

**3.2 การออกแบบการทดลอง**

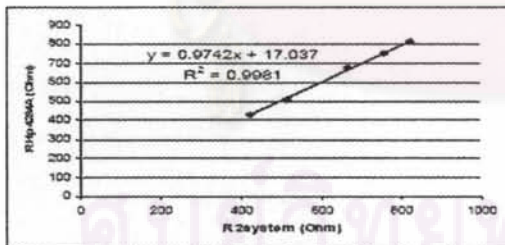
การทดสอบวงจรที่ได้ประดิษฐ์ขึ้น ทำโดยเปรียบเทียบผล  
 กับค่าที่วัดได้โดยเครื่อง HP 4284A precision LCR meter ที่ความถี่ 50  
 kHz ในขั้นตอนทำการวัดค่าความต้านทานของตัวต้านทานเดี่ยวที่มีค่า 427,  
 507, 676, 745 และ 814 Ω ตามลำดับ ตัวต้านทานที่ใช้มีค่าความผิดพลาด  
 ±1% และวัดค่าตัวเก็บประจุชนิดโพลีเอสเตอร์เดี่ยวที่มีค่า 10, 22, 33 และ  
 47 nF ตามลำดับ โดยทำการวัดซ้ำตัวอย่างละ 3 ครั้ง

จากนั้นทำการวัดค่าของตัวต้านทานที่ต่อขนานกับตัวเก็บประจุ  
 ตามแบบจำลองเบื้องต้น โดยเป็นการต่อสมของตัวต้านทานขนาด 427,  
 507, 676, 745 และ 814 Ω ตามลำดับ และตัวเก็บประจุขนาด 10, 22, 33  
 และ 47 nF จำนวนทั้งสิ้น 20 ตัวอย่าง โดยทำการวัดซ้ำตัวอย่างละ 2 ครั้ง

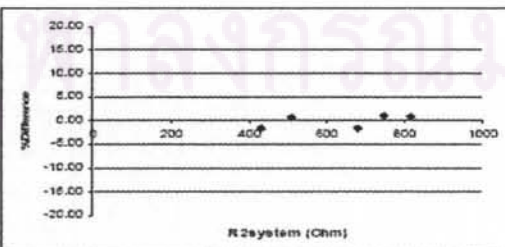
ขั้นตอนการวัดเริ่มจากการป้อนกระแสไฟตรงให้กับตัวอย่างที่จะ  
 จะทำให้ตัวเก็บประจุมีสภาพเป็นวงจรเปิด ผลที่ได้จากการวัดค่าตัวไฟที่  
 จึงสามารถนำมาหาค่าความต้านทานได้โดยตรง จากนั้นจึงป้อนกระแส  
 ไฟสลับ 50 MHz ให้กับตัวอย่าง แล้วจึงทำการประมวลหาค่าความจุไฟที่  
 โดยใช้สมการที่ 2

**4. ผลการทดลองและการวิเคราะห์ผล**

รูปที่ 5 และ 6 แสดงผลการวัดค่าความต้านทานเดี่ยว และค่า  
 ความผิดพลาดที่วัดได้จากวงจรที่ประดิษฐ์ขึ้น (R2system) เทียบกับค่าที่  
 ได้จากเครื่อง HP 4284A precision LCR จากรูปที่ 5 และ 6 สามารถกล่าว  
 ได้ว่า ในการวัดค่าความต้านทานอย่างเดียวนั้น วงจรที่ได้ทำการประดิษฐ์  
 ขึ้น สามารถวัดค่าตัวต้านทานได้ในช่วง 427~814 Ω โดยมีค่า  
 สัมประสิทธิ์การรบกวนประมาณ 0.998 และมีค่าเฉลี่ยของเปอร์เซนต์  
 ความผิดพลาดจากการวัดอยู่ที่ -0.3±1.3%

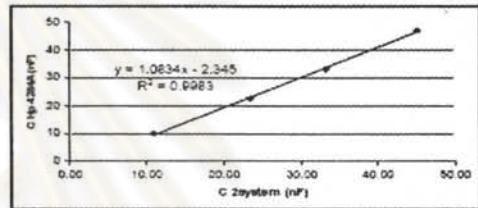


รูปที่ 5 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความต้านทานที่วัดได้กับค่า  
 ความต้านทานที่ได้จากเครื่อง HP 4284A precision LCR

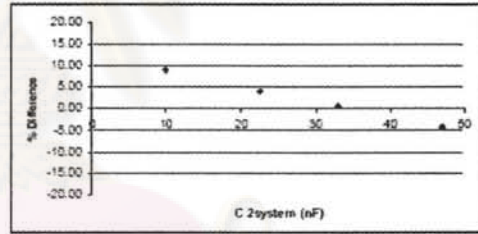


รูปที่ 6 เปรียบเทียบค่าความผิดพลาดในการวัดค่าความต้านทาน  
 เปรียบ เทียบกับค่าความต้านทานที่ได้จากเครื่อง HP 4284A  
 precision LCR

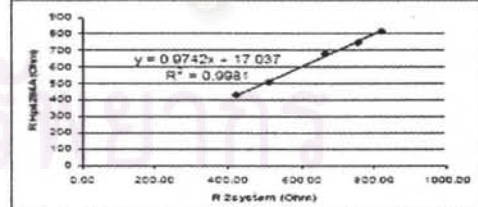
จากรูปที่ 7 และ 8 แสดงผลการวัดค่าความจุไฟที่คือ  
 และค่าความผิดพลาดที่วัดได้จากวงจรที่ประดิษฐ์ขึ้น (C2system)  
 เทียบ กับค่าที่ได้จากเครื่อง HP 4284A precision LCR จากรูปที่ 7  
 และ 8 สามารถกล่าวได้ว่า ในการวัดค่าความต้านทานอย่างเดียวนั้น  
 วงจรที่ได้ทำการประดิษฐ์ขึ้นสามารถวัดค่าตัวเก็บประจุได้ในช่วง  
 10~47 nF โดยมีค่าสัมประสิทธิ์การรบกวนประมาณ 0.998 และมี  
 ค่าเฉลี่ยของเปอร์เซนต์ความผิดพลาดจากการวัดอยู่ที่ 2.3±5.0%



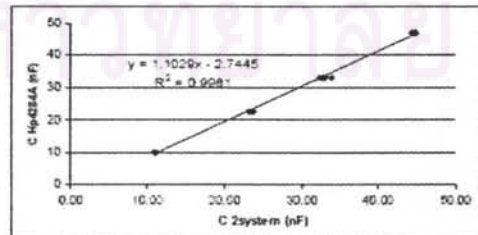
รูปที่ 7 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความจุไฟที่วัดได้ กับความ  
 จุไฟที่ที่ได้จากเครื่อง HP 4284A precision LCR



รูปที่ 8 เปรียบเทียบค่าความผิดพลาดในการวัดค่าความจุไฟที่  
 เปรียบเทียบกับค่าความจุไฟที่ที่ได้จากเครื่อง HP 4284A precision  
 LCR



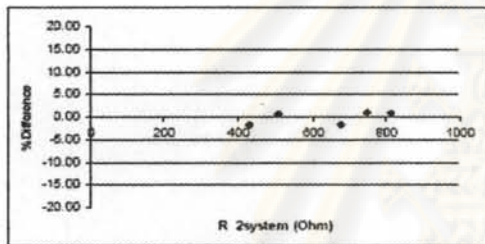
**ก) การวัดค่าความต้านทาน**



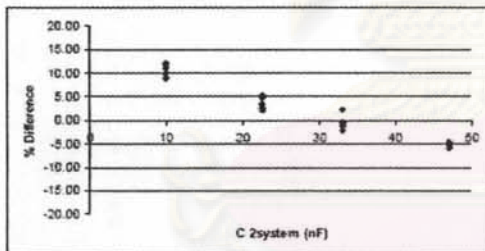
ข) การวัดค่าความจุไฟฟ้า

รูปที่ 9 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าที่วัดได้จากวงจรที่ประดิษฐ์ขึ้นเปรียบเทียบกับค่าที่ใช้ในแบบจำลองหาค่าความต้านทานกับตัวเก็บประจุ ก) ค่าของตัวต้านทาน , ข) ค่าของตัวเก็บประจุ

รูปที่ 9 แสดงค่าความต้านทานและค่าความจุไฟฟ้าที่วัดได้จากตัวอย่างที่เป็นตัวต้านทานกับตัวเก็บประจุไฟฟ้าที่ต่อขานกัน และรูปที่ 10 แสดงค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดที่ได้จากการวัด จากรูปที่ 9 และ 10 พบว่า วงจรที่ประดิษฐ์ขึ้นสามารถวัดค่าความต้านทานได้ใน ช่วง 427-814 Ω และวัดค่าความจุไฟฟ้าได้ในช่วง 10-47 nF โดยพบว่า มีค่าสัมประสิทธิ์การวัดของวงจรวัดความต้านทานและความจุไฟฟ้าอยู่ที่ 0.998 และมีค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดจากวัดค่าความต้านทานอยู่ที่ 0.3 ±1.2% และมีค่าเฉลี่ยของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดจากวัดค่าความจุไฟฟ้าอยู่ที่ 2.3±6.0%



ก) ค่าความผิดพลาดของการวัดความต้านทาน



ข) ค่าความผิดพลาดของการวัดความจุไฟฟ้า

รูปที่ 10 เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดในการวัดเปรียบเทียบกับค่าที่ใช้ในแบบจำลองหาค่าความต้านทานกับตัวเก็บประจุ ก> ตัวต้านทาน , ข> ตัวเก็บประจุ

4. สรุป

จากการทดลองพบว่า วงจรที่ได้ประดิษฐ์ขึ้น สามารถที่จะใช้ไฟฟ้ากระแสตรงและกระแสสลับ ในการวัดค่าตัวต้านทานในช่วง 427-814 Ω และวัดค่าตัวเก็บประจุในช่วง 10-47 nF ได้อย่างถูกต้องแม่นยำ ทั้งการวัดตัวต้านทานเดี่ยว, ตัวเก็บประจุเดี่ยว และ ตัวต้านทานต่อขานกับตัวเก็บประจุตามแบบจำลองของเนื้อเยื่อ ซึ่งแสดงให้เห็นว่าเราสามารถที่จะใช้กระแสไฟฟ้าตรงร่วมกับกระแสไฟฟ้าสลับแทนที่การวัดแบบสปีดที่เปลี่ยนไปในการวัดอิมพีแดนซ์ชีวภาพ

โดยจากการทดลองทำให้สามารถสรุปคุณสมบัติของวงจรที่ทำการประดิษฐ์ได้ดังแสดงในตารางที่ 1 ซึ่งต่อไปในอนาคตจะนำวงจรที่ได้ประดิษฐ์ขึ้นไปใช้ในการวัดอิมพีแดนซ์ชีวภาพในตัวอย่างคนปกติ

โดยเปรียบเทียบกับการวัดอิมพีแดนซ์ชีวภาพด้วยเครื่อง Maltron Bioscan 916S ที่ใช้ไฟฟ้ากระแสสลับที่ความถี่ 50kHz

ตารางที่ 1 คุณสมบัติของเครื่องวัดที่ทำการประดิษฐ์ขึ้น

ช่วงความถี่ที่ใช้รวม	0 Hz, 50 kHz
ขนาดของกระแสไฟฟ้าที่ใช้	0.45 mA, 0.5 mA
ช่วงอิมพีแดนซ์ที่วัดได้	70.8-840 Ω
ช่วงความต้านทานที่วัดได้	427-814 Ω
ช่วงความจุไฟฟ้าที่วัดได้	10-47 nF

เอกสารอ้างอิง

- [1] R.Chaochi, W.Huiyan, A.Yuan, S.Hong, and L.Guoqing, Development of Electrical Bioimpedance Technology in The Future, Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, year 1998, volume 2
- [2] R. J.Liedtke, Principles of Bioelectrical Impedance Analysis, 1-Apr-1997
- [3] B. R.Di Iorio, L. Scaffi, V. Ferracciano, and V. Bellizzi, A systematic evaluation of bioelectrical impedance measurement after hemodialysis session, Kidney International, year 2004, volume 65, pages 2435-2440
- [4] S. Grimnes and O. Martinsen, Bioimpedance & Bioelectricity, Academic Press, 2000
- [5] R. J.Liedtke, The fundamentals of Bioelectrical Impedance Analysis, 1 February 1998
- [6] M. K.Kuhlmann, F. Zhu, L. Seibert, and N. W.Levin, Bioimpedance, dry weight and blood pressure control: new methods and consequences, Current Opinion in Nephrology and Hypertension, year 2005, volume 14, pages 543-549



นายสมภพ สวัสดิ์ศุภนร  
สหสาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช จุฬาลงกรณ์  
มหาวิทยาลัย ภาควิชาวิศวกรรมชีวเวช คณะวิศวกรรมศาสตร์  
และเครื่องมือทางการแพทย์ และ  
ไบโอเซนเซอร์



ศาสตราจารย์ ดร.สุทธศักดิ์  
ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ภาควิชาไบโคนที่  
สนใจคือ ไบโอสเซนเซอร์, เซนเซอร์ทางการแพทย์ และ  
เครื่องมือทางการแพทย์



นพ.ชพร ศังฆฆาภกุล  
สาขาวิชาโรคไต ภาควิชาอายุรศาสตร์ คณะ  
แพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และ  
โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย  
สนใจคือในด้านที่สนใจคือ การฟอกเลือดและ  
เครื่องมือทางการแพทย์

## ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายสมงคล สวัสดิ์ศฤงฆาร เกิดวันที่ 5 กุมภาพันธ์ พ.ศ.2524 ที่จังหวัดกรุงเทพมหานคร สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี สาขาวิทยาศาสตร์การแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล เมื่อพ.ศ. 2549 และเข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาชีววิศวกรรมชีวเวช จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เมื่อพ.ศ. 2550



ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย