

เครื่องวิเคราะห์มวลไขมัน  
BODY FAT ANALYZER

กীরดา ตะวงษ์  
PEERADA TAWONG

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
พ.ศ.2560

# เครื่องวิเคราะห์มวลไขมัน

## BODY FAT ANALYZER

โดย

ภีรดา ตะวงษ์

PEERADA TAWONG

อาจารย์ที่ปรึกษา

รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2560

ปริญญาโท  
สาขาวิชา  
คณะ  
เรื่อง  
ผู้จัดทำ

ปีการศึกษา 2560  
วิศวกรรมชีวการแพทย์  
วิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
เครื่องวิเคราะห์ไขมัน  
Body Fat Analyzer  
นางสาวภริดา ตะวงษ์ รหัสประจำตัว 57010989

ปริญญาโทนี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

ลงชื่อ



(รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์)

อาจารย์ที่ปรึกษา

หัวข้อปริญญานิพนธ์	เครื่องวิเคราะห์เปอร์เซ็นต์ไขมัน
นักศึกษา	นางสาวภีรดา ตะวงษ์ รหัสประจำตัว 57010989
สาขาวิชา	ภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะ	วิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา	2560
อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์	รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

### บทคัดย่อ

แนวคิดหลักของปริญญานิพนธ์นี้เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์ bioimpedance ที่ช่วยในการประมาณค่าเปอร์เซ็นต์ไขมันที่รับข้อมูลจากวงจรที่สร้างขึ้นและข้อมูลทางกายภาพของผู้ทดลอง เช่น ส่วนสูง น้ำหนัก อายุ และเพศ ซึ่งในหลักการวัดถูกตั้งค่าลำดับขั้นตอนต่างๆเพื่อการประมาณค่าเปอร์เซ็นต์ไขมันในร่างกายมนุษย์และวิเคราะห์ระดับสุขภาพเพื่อใช้สำหรับวางแผนพฤติกรรมการดำรงชีวิตให้เหมาะสม เพื่อสุขภาพที่ดี

Project Title	Body Fat Analyzer
Student	Miss Peerada Tawong Student ID 57010989
Department	Biomedical Engineering
Faculty	Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Year	2017
Thesis Advisor	Assoc.Prof Dr. Chuchart Pintavirooj

### **Abstract**

The main idea of this senior project is about bioimpedance analysis to help to estimate the body fat percentage by receive the index value from the circuit and physical information value for instance height, weight, age, and gender. Bioimpedance measurement principle is setup an algorithm to estimate the body fat percentage including circuit design

## กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาโทเล่มนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ ให้ความช่วยเหลือ ให้คำชี้แนะช่วยแก้ปัญหาตลอดจนให้ความรู้และประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า และได้กรุณาให้คำแนะนำตลอดจนข้อชี้แนะจนในที่สุดทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลงได้

ขอขอบคุณ ผศ.ดร. กิติพล ชิตสกุล ที่คอยให้คำปรึกษาและชี้แนะแนวทางการออกแบบการวัดไปโออิမ်พีแดนซ์และทำการทดลอง

ขอขอบคุณเพื่อนๆ ในสาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์และเพื่อนๆ สาขาวิศวกรรมไฟฟ้าทุกคน สำหรับคุณงามความดีอันใดที่เกิดจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้กับบิดามารดา ซึ่งเป็นที่รักและเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้และ ถ่านทอดประสบการณ์ที่ดีให้แก่ข้าพเจ้า

ภีรดา ตะวงษ์

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VI
สารบัญรูป.....	VII
บทที่ 1 บทนำ	
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	1
1.3 สมมุติฐานของการศึกษา.....	1
1.4 ขอบเขตการวิจัย.....	2
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	2
บทที่ 2 หลักการและทฤษฎี	
2.1 Bioelectrical Impedance Analysis (BIA) .....	3
2.2 หลักการเบื้องต้นของบีไอเอ.....	4
2.3 ข้อจำกัดของเทคนิคบีไอเอ.....	7
2.4 วงจรออสซิลเลเตอร์ (Oscillator) .....	9
2.5 วงจรแปลงแรงดันเป็นกระแสคงที่ (Voltage to Current converter).....	12
2.6 BMI.....	13
2.7 สูตรคำนวณ Body Fat.....	15
2.8 ของเหลวในร่างกาย.....	17
2.9 แบบจำลองการคำนวณองค์ประกอบของร่างกาย (Body composition model).....	18
2.10 รูปแบบการวัด BIA.....	20
2.11 ขั้วไฟฟ้า.....	20
2.12 แมตแล็บ (MATLAB: Matrix Laboratory) .....	21
2.13 แหล่งจ่ายไฟ (Power supply).....	22
2.14 ออสซิลโลสโคป (Oscilloscope).....	31

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่ 3 วิธีดำเนินงาน	
3.1 ขั้นตอนการดำเนินงาน.....	34
3.1 วิธีการคำนวณ.....	40
บทที่ 4 ผลการทดลอง	
4.1 ผลการทดลองเปอร์เซ็นต์มวลไขมันในร่างกาย.....	42
4.2 ระดับสุขภาพ.....	43
4.3 เครื่องชั่งน้ำหนัก Tanita BC-GC12.....	46
บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง	
5.1 สรุปผลการทดลอง.....	50
5.2 ปัญหาจากการทดลองและการแก้ไขปัญหา.....	51
เอกสารอ้างอิง.....	54
ภาคผนวก.....	56
ประวัติผู้เขียน.....	57

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
4.1 ความสัมพันธ์ข้อมูลทางกายภาพของคนไข้กับข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าที่วัดได้.....	42
4.2 ข้อมูลระดับสุขภาพของผู้ทดลอง.....	43
4.3 ข้อมูลดัชนีมวลกายของผู้ทดลองจากตาราง 4.1.....	45
4.4 ข้อมูลจากเครื่องชั่งน้ำหนัก Tanita BC-GC12.....	47
5.1 เปรียบเทียบข้อดี ข้อเสีย.....	51

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 Cole-Cole Model.....	5
2.2 ความต้านทานของตัวนำ (conductor) รูปทรงกระบอกแปรผันตรง กับความยาวของทรงกระบอก(L) และแปรผกผันกับพื้นที่หน้าตัดของทรงกระบอก(A) .....	6
2.3 วงจรจ่ายกระแสไฟฟ้าคงที่.....	13
2.4 BMI.....	14
2.5 ระดับสุขภาพกับเปอร์เซ็นต์มวลไขมัน.....	15
2.6 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างมวลไร้ไขมันกับ ข้อมูลความนำไฟฟ้าและส่วนสูงของคนไข้.....	16
2.7 สมการ DXA คำนวณ FFM: Kyle et al.....	17
2.8 ส่วนประกอบมวลไขมันของร่างกาย.....	17
2.9 Body composition.....	19
2.10 Block diagram ของ SMPM.....	26
2.11 วงจรทวีคูณแรงดันไฟฟ้า.....	29
3.1 วงจรออสซิลเลเตอร์.....	35
3.2 วงจรแปลงแรงดันเป็นกระแสและวงจรจำลองร่างกายช่วงอก.....	35
3.3 ความต่างศักย์ตกคร่อมตัวต้านทานทราบค่า 220 โอห์ม เพื่อคำนวณหากระแสจากวงจรแปลงแรงดันเป็นกระแสคงที่.....	36
3.4 การใช้โอห์มมิเตอร์กับวงจรวัดอิมพีแดนซ์ – ผู้ทดลองหญิง.....	38
3.5 การใช้โอห์มมิเตอร์กับวงจรวัดอิมพีแดนซ์ – ผู้ทดลองชาย.....	39
3.6 command window แสดงผลระดับสุขภาพจากสูตรคำนวณที่ใช้ความต้านทาน.....	41
4.1 เครื่องชั่งน้ำหนัก Tanita BC-GC12.....	46
4.2 ความสัมพันธ์ของเปอร์เซ็นต์มวลไขมันระหว่างวงจรในงาน วิจัยกับเครื่องชั่งน้ำหนัก Tanita BC-GC12.....	48
5.1 วงจร Astable oscillator, High pass filter, Low pass filter และ RL current source.....	52

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ปัจจุบันโรคที่ประชากรโลกมีมากที่สุดคือ โรคอ้วน ซึ่งมักจะมีโรคแทรกซ้อนตามมา เช่น ความดันโลหิตสูง เบาหวาน โรคหัวใจขาดเลือด โรคหลอดเลือดสมอง โรคหอบหืด ในบางกรณีจะเป็นการยากที่แพทย์จะวินิจฉัยคนไข้ที่มีภาวะโรคอ้วนอย่างแม่นยำ คนไข้บางคนอาจมีภาวะโรคอ้วนที่รูปลักษณ์ภายนอกไม่ชัดเจน ไขมันอาจสะสมที่ช่องท้อง ขา แขน หรือที่ร้ายแรงกว่านั้นคือไขมันรอบอวัยวะสำคัญ เช่น หัวใจ ตับ ไต ดังนั้น BIA จึงเป็นเทคนิคที่ดีสำหรับประมาณมวลไขมันและทราบค่าส่วนประกอบของร่างกายได้โดยเร็ว

### 1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

จุดประสงค์หลักของงานวิจัยนี้จัดทำขึ้นเพื่อออกแบบและพิสูจน์ข้อเท็จจริงของการวัดและประเมินผล bioimpedance

### 1.3 สมมุติฐานของการศึกษา

วิธีการประเมินผลส่วนประกอบในร่างกายมีหลายวิธี เช่น BMI Anthropometry bioimpedance DXA (DXA - Dual-energy X-ray Absorptiometry) และ Air Displacement Plethysmography Technology (ADP) ซึ่งในงานวิจัยนี้ใช้ BIA โดยอาศัย permittivity และ conductivity ของส่วนประกอบในร่างกาย (ผิวหนัง กระดูก ไขมัน และกล้ามเนื้อ) ซึ่งมีค่า impedance ที่แตกต่างกัน

## 1.4 ขอบเขตการวิจัย

สามารถสร้างอุปกรณ์ที่ใช้ในการแสดงผล ค่าพารามิเตอร์ต่างๆ วิเคราะห์มวลไขมันภายในร่างกายที่ไม่มีอันตรายและผลข้างเคียงต่อร่างกายมนุษย์

## 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.5.1 ทราบระดับมวลไขมันในร่างกายเพื่อรักษาสมดุลของร่างกาย
- 1.5.2 เป็นอุปกรณ์เหมาะสำหรับการตรวจวัดมวลไขมัน
- 1.5.3 ประเมินระดับสุขภาพของผู้ใช้

## บทที่ 2

# หลักการและทฤษฎี

### 2.1 Bioelectrical Impedance Analysis (BIA)

การวิเคราะห์อิมพีแดนซ์ของไฟฟ้าชีวภาพหรือบีไอเอ (bioelectrical impedance analysis, BIA) เป็นเทคนิคที่ใช้วัดปริมาณส่วนประกอบต่างๆ ของร่างกาย โดยการผ่านกระแสไฟฟ้าปริมาณน้อยๆ เข้าสู่ร่างกาย แล้ววัดความต้านทานของร่างกายที่ขัดขวางการไหลของกระแสไฟฟ้า จากนั้นจึงนำค่าความต้านทานที่วัดได้ไปคำนวณหาปริมาณส่วนประกอบต่างๆ ของร่างกายโดยอาศัยสมการทางคณิตศาสตร์ บีไอเอสามารถวัดปริมาณส่วนประกอบของร่างกายที่มีความสำคัญทางเภสัชจลนพลศาสตร์เช่น น้ำในร่างกาย มวลไขมันและมวลที่ปราศจากไขมัน ดังนั้นจึงสามารถนำบีไอเอไปประยุกต์ใช้ในการศึกษาวิจัยทางเภสัชจลนพลศาสตร์ประชากรได้ การประยุกต์ใช้บีไอเอในการศึกษาทางเภสัชจลนพลศาสตร์ประชากร ทำให้สามารถพัฒนาสมการที่ใช้ทำนายค่าตัวแปรเสริมทางเภสัชจลนพลศาสตร์ (pharmacokinetic parameters) ของยาจากค่าความต้านทานของร่างกายที่วัดได้จากบีไอเอ ซึ่งจะเป็ประโยชน์ในทางคลินิกโดยเฉพาะอย่างยิ่งในกรณีที่ไม่สามารถตรวจวัดระดับยาในเลือดของผู้ป่วยได้

ร่างกายมนุษย์ประกอบด้วยส่วนประกอบหลัก 2 ส่วนคือ ส่วนของมวลไขมัน (fat mass) และ ส่วนของมวลที่ปราศจากไขมัน (fat-free mass) ส่วนของมวลที่ปราศจากไขมัน ประกอบด้วยองค์ประกอบย่อย 4 ส่วนคือ ส่วนของโปรตีน ส่วนของแร่ธาตุใน กระดูก และส่วนของน้ำซึ่งประกอบด้วยน้ำในเซลล์ (intracellular water) และน้ำนอกเซลล์ (extracellular water) เมื่อผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าสู่ร่างกาย ร่างกายสามารถนำกระแสไฟฟ้าได้ เพราะน้ำในร่างกายประกอบด้วยอิเล็กโทรไลต์ (electrolytes) ซึ่งเป็นตัวนำไฟฟ้า ในขณะที่เดียวกันร่างกายมีความต้านทานต่อการไหลของกระแสไฟฟ้า เพราะร่างกายประกอบด้วย ไขมันและองค์ประกอบอื่นๆ ซึ่งเป็นฉนวนไฟฟ้า เรียกความต้านทานของร่างกายที่ขัดขวางการไหลของกระแสไฟฟ้าว่า อิมพีแดนซ์ (impedance)

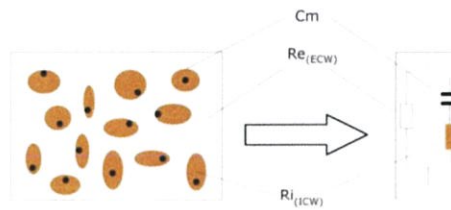
การวิเคราะห์อิมพีแดนซ์ของไฟฟ้าชีวภาพ หรือ บีไอเอ (bioelectrical impedance analysis, BIA) เป็นเทคนิคที่ใช้วัดปริมาณส่วนประกอบต่างๆ ของร่างกาย เช่น ส่วนของมวลไขมัน ส่วนของมวลที่ปราศจากไขมันและส่วนของน้ำ โดยการผ่านกระแสไฟฟ้า ปริมาณน้อยๆ เข้าสู่ร่างกาย แล้ววัดค่า

อิมพีแดนซ์ (impedance) และค่าทางไฟฟ้าอื่นๆ ที่เกี่ยวข้อง จากนั้นจึงนำค่าต่างๆ ที่วัดได้ไปคำนวณหาปริมาณส่วนประกอบต่างๆของร่างกาย โดยอาศัยสมการที่เผยแพร่ในวารสารทางวิทยาศาสตร์การแพทย์ อย่างไรก็ตามในปัจจุบัน บริษัทผู้ผลิตเครื่องบีโอเอ็มก็อำนวยความสะดวกให้แก่ผู้ใช้โดยออกแบบให้เครื่องบีโอเอ็ม สามารถคำนวณปริมาณส่วนประกอบต่างๆ ของร่างกายจากค่าทางไฟฟ้าต่างๆ ที่วัดได้แล้วรายงานค่าที่คำนวณได้บนหน้าจอของเครื่องบีโอเอ็ม ปัจจุบันบีโอเอ็มเป็นเทคนิคที่นิยมใช้ทั้งในทางคลินิกและทางการศึกษาวิจัยเพราะบีโอเอ็มเป็นเทคนิคที่ปฏิบัติได้ง่าย ไม่ก่อให้เกิดความเจ็บปวดและได้ผลอย่างรวดเร็ว นอกจากนี้ เครื่องบีโอเอ็มยังเป็นเครื่องมือที่สามารถพกพาได้สะดวกและมีราคาไม่แพงเมื่อเทียบกับเครื่องมือชนิดอื่นๆ ที่ใช้วัดปริมาณส่วนประกอบของร่างกาย เช่น เครื่องวัดการดูดกลืน รังสีเอกซ์ลำแสงคู่ (dual-energy X-ray absorptiometry, DXA) และเครื่องชั่งใต้น้ำ (underwater weighing, UWW) ในทางคลินิก บีโอเอ็มมีประโยชน์ในการวินิจฉัย และประเมินผลการรักษา ภาวะหรือโรคต่างๆ ที่มีความสัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงของส่วนประกอบของร่างกาย เช่น ภาวะทุพโภชนาการ (malnutrition) ภาวะอ้วนเกิน (obesity) โรคตับเรื้อรัง โรคติดเชื้อเอชไอวี (HIV) และโรคของระบบต่อมไร้ท่อบางชนิด เช่น โรคสภาพโตเกินไม่สมส่วน (acromegaly) และ กลุ่มอาการคุชชิง (Cushing's syndrome) ในทางการศึกษาวิจัย บีโอเอ็มเป็นเทคนิคที่ใช้กัน อย่างแพร่หลายในการศึกษาวิจัยทางโภชนาการ เวชศาสตร์การกีฬา (sport medicine) และ วิทยาศาสตร์การเคลื่อนไหว (kinesiology)

## 2.2 หลักการเบื้องต้นของบีโอเอ็ม

เป็นการวัดความต้านทานของเนื้อเยื่อร่างกายที่ขัดขวางการไหลของไฟฟ้ากระแสสลับปริมาณน้อย (น้อยกว่า 1 มิลลิแอมแปร์) ที่ผ่านเข้าสู่ร่างกาย โดยธรรมชาติเนื้อเยื่อต่างๆของร่างกายมีอิมพีแดนซ์ (impedance, Z) ต่อการไหลของกระแสไฟฟ้าไม่เท่ากัน ตัวอย่างเช่น เนื้อเยื่อที่ปราศจากไขมันมีอิมพีแดนซ์น้อยกว่าเนื้อเยื่อไขมันเพราะเนื้อเยื่อที่ปราศจากไขมันมีน้ำและอิเล็กโทรไลต์เป็นองค์ประกอบมากกว่าเนื้อเยื่อไขมัน ในทางชีวฟิสิกส์อิมพีแดนซ์ของเนื้อเยื่อเป็นผลลัพธ์ทางคณิตศาสตร์ของคุณสมบัติทางไฟฟ้าอีก 2 ชนิดคือ ความต้านทาน (resistance, R) และรีแอกแตนซ์ (reactance,  $X_c$ ) ความต้านทานเป็นการขัดขวางการไหลของกระแสไฟฟ้าที่เกิดจาก องค์ประกอบต่างๆ ของเนื้อเยื่อ ส่วนรีแอกแตนซ์เป็นการขัดขวางการไหลของกระแสไฟฟ้าที่ เกิดจากเยื่อหุ้มเซลล์ (cell membranes) เพราะเยื่อหุ้มเซลล์สามารถเก็บประจุไฟฟ้าได้ในเวลาสั้นๆ ความสัมพันธ์ระหว่างอิมพีแดนซ์ความต้านทานและรีแอกแตนซ์แสดงได้ดังนี้

$$Z = \sqrt{R^2 + X^2} \quad (\text{สมการที่ 1})$$



รูปที่ 2.1 Cole-Cole Model

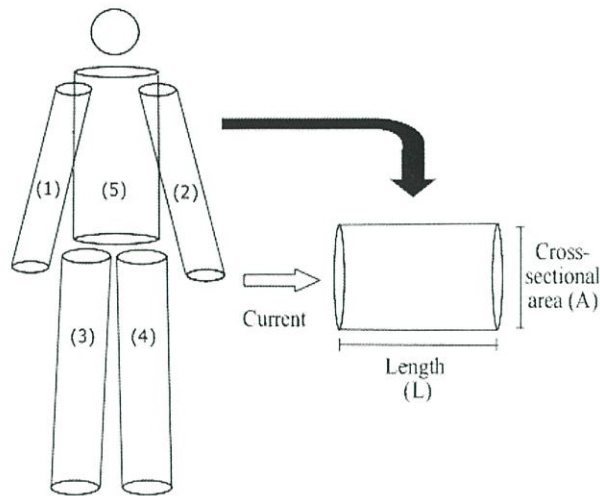
ความต้านทานเป็นการขัดขวางการไหลของกระแสไฟฟ้าของสสาร ซึ่งจะมีค่ามาก หรือน้อยขึ้นกับสสารชนิดนั้นๆ จากกฎของโอห์ม (Ohm's law) ความต้านทานของกระแสไฟฟ้าซึ่งมีหน่วยเป็นโอห์ม ( $\Omega$ ) แปรผันตรงกับความต่างศักย์ (voltage, E) ซึ่งมีหน่วย เป็นโวลต์และแปรผกผันกับกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่าน (current, I) ซึ่งมีหน่วยเป็นแอมแปร์ดัง แสดงใน สมการที่ 2

$$R = \frac{E}{I} \quad (\text{สมการที่ 2})$$

จากสมการที่ 2 จะเห็นว่า สสารที่มีความต้านทาน 1 โอห์ม คือสสารที่ยอมให้กระแสไฟฟ้าไหลผ่านได้ 1 แอมแปร์เมื่อใช้ความต่างศักย์ 1 โวลต์ สำหรับตัวนำ (conductor) รูปทรงกระบอกที่มี สมบัติเหมือนกันทุกทิศทาง (isotropic) เช่น เส้นลวด ความต้านทานจะแปรผันตรงกับความยาว ของทรงกระบอก (L) และแปรผกผันกับพื้นที่หน้าตัดของทรงกระบอก (A) (รูปที่ 2) ดังแสดงใน สมการที่ 3

$$R = \rho \frac{L}{A} \quad (\text{สมการที่ 3})$$

โดย  $\rho$  คือ สภาพต้านทาน (resistivity) ซึ่งเป็นค่าคงที่ของสสารแต่ละชนิด และมีหน่วยเป็น โอห์ม/ตารางเซนติเมตร



รูปที่ 2.2 ความต้านทานของตัวนำ (conductor) รูปทรงกระบอกแปรผันตรงกับความยาวของทรงกระบอก (L) และแปรผกผันกับพื้นที่หน้าตัดของทรงกระบอก (A)

จากทฤษฎี Hanai's Theory ค่าความต้านทานที่มีค่าจำเพาะมากที่สุดของส่วนประกอบตัวกลางของตัวนำที่ฝังฉนวนทรงกลมภายใน ( $\rho_a$ ) มีส่วนได้รับผลกระทบจากปริมาตรบางส่วน (c) ที่เกี่ยวเนื่องกับฉนวนทรงกลมภายใน จึงสรุปได้ว่า

$$\rho_a = \frac{\rho}{3(1-c)^2} \quad (\text{สมการที่ 4})$$

ค่าความต้านทานของทรงกระบอก  $R_c$

$$R_c = \rho_a \times \frac{L}{A} = \rho_a \frac{L^2}{V_c} \quad (\text{สมการที่ 5})$$

ดังนั้นปริมาตรของร่างกายในรูปแบบของอิมพีแดนซ์ได้ว่า

$$V_b = \rho_a \frac{L^2}{Z} \quad (\text{สมการที่ 6})$$

สร้างสมมติฐานให้ร่างกายพิจารณาเป็นทรงกลม 5 ส่วน โดยที่  $C_c$  คือความยาวรอบเส้นรอบวงกลม และ L คือความยาวทรงกระบอก

$$V_c = \frac{LC_c^2}{4\pi} \quad (\text{สมการที่ 7})$$

จึงได้ว่า  $V_b$  เป็นปริมาตรร่างกาย

$$V_b = 2\left(\frac{L_a C_a^2}{4\pi}\right) + 2\left(\frac{L_l C_l^2}{4\pi}\right) + 2\left(\frac{L_t C_t^2}{4\pi}\right) \quad (\text{สมการที่ 8})$$

ค่าความต้านทานของร่างกาย จึงสรุปได้ว่า

$$R = \rho_a \frac{4\pi L}{C_c^2} \quad (\text{สมการที่ 9})$$

ในทางชีวภาพ โครงสร้างที่ทำให้ร่างกายมีรีแอกแทนซ์คือ เยื่อหุ้มเซลล์ซึ่งอยู่คั่นกลางระหว่างน้ำในเซลล์กับน้ำนอกเซลล์เป็นที่ทราบดีว่าเยื่อหุ้มเซลล์มีคุณสมบัติเป็นฉนวน เพราะมีไขมันเป็นองค์ประกอบหลัก ในขณะที่น้ำในเซลล์และน้ำนอกเซลล์มีคุณสมบัติเป็นตัวนำ เพราะมีไอเล็กโตรไลต์เป็นองค์ประกอบ ดังนั้นโครงสร้างทางชีวภาพระหว่างเยื่อหุ้มเซลล์กับน้ำในเซลล์และน้ำนอกเซลล์จึงมีลักษณะคล้ายโครงสร้างของอุปกรณ์ไฟฟ้าที่มีรีแอกแทนซ์ 6 โดยทั่วไป คนสุขภาพดีที่ได้รับไฟฟ้ากระแสสลับความถี่ 50 กิโลเฮิร์ตซ์ (kHz) ผ่านเข้าสู่ร่างกายจะมีค่ารีแอกแทนซ์ประมาณร้อยละ 10 ของค่าความต้านทานและมีมุมเฟสระหว่าง 8 ถึง 15 องศา เนื่องจากรีแอกแทนซ์มีค่าน้อยมากเมื่อเทียบกับอิมพีแดนซ์ (น้อยกว่าร้อยละ 4) ดังนั้นในทางปฏิบัติจึงอาจอนุมานได้ว่า อิมพีแดนซ์ของร่างกายมีค่าเท่ากับค่าความต้านทานของร่างกายและอิมพีแดนซ์กับความต้านทานเป็นค่าที่สามารถใช้แทนกันได้

## 2.3 ข้อจำกัดของเทคนิคบีไอเอ

การวัดปริมาณส่วนประกอบต่างๆ ของร่างกายโดยบีไอเอมีข้อจำกัดหลายประการ พอสรุปได้ดังนี้

การวัดปริมาณส่วนประกอบต่างๆ ของร่างกายโดยบีไอเอตั้งอยู่บนสมมติฐานที่ ไม่สอดคล้องกับความเป็นจริง เพราะร่างกายมีไซทรอกเอบอกเดี่ยวที่มีองค์ประกอบต่างๆ ในอัตราส่วนเดียวกันทั่วทั้งทรอกเอบอก ในทางตรงกันข้ามร่างกายแต่ละส่วนมีโครงสร้าง ขนาด และองค์ประกอบที่แตกต่างกัน โดยเฉพาะอย่างยิ่งปริมาณกล้ามเนื้อและปริมาณของไขมัน ดังนั้นร่างกายแต่ละส่วนจึงนำกระแสไฟฟ้าได้ไม่เท่ากัน และมีความต้านทานต่อการไหลของกระแสไฟฟ้าไม่เท่ากัน

การวัดปริมาณส่วนประกอบต่างๆ ของร่างกายโดยบีโอเออาจมีความแปรผันในแต่ละบุคคล เพราะร่างกายของแต่ละบุคคลมีคุณสมบัติทางไฟฟ้าแตกต่างกัน ตัวอย่างเช่น เยื่อหุ้มเซลล์กล้ามเนื้อลายของคนปกติมีรีแอกแทนซ์สูงสุดต่อไฟฟ้ากระแสสลับที่มีความถี่ 50 กิโลเฮิร์ตซ์ แต่ก็มีรายงานว่าเยื่อหุ้มเซลล์กล้ามเนื้อลายของคนปกติบางคนมีรีแอกแทนซ์สูงสุด ต่อไฟฟ้ากระแสสลับที่มีความถี่ต่ำเพียง 30 กิโลเฮิร์ตซ์ ในขณะที่คนปกติบางคนมีรีแอกแทนซ์ สูงสุดต่อไฟฟ้ากระแสสลับที่มีความถี่สูงถึง 100 กิโลเฮิร์ตซ์ 5 ดังนั้น การใช้ไฟฟ้ากระแสสลับที่มีความถี่ 50 กิโลเฮิร์ตซ์เพื่อวัดรีแอกแทนซ์ในบีโอเอจึงอาจได้ค่าที่ไม่ถูกต้องในบางบุคคล

บีโอเอไม่ใช่เทคนิคที่วัดปริมาณส่วนประกอบต่างๆ ของร่างกายโดยตรง เพราะแท้ที่จริงแล้ว บีโอเอเป็นเทคนิคที่วัดอิมพีแดนซ์ของร่างกาย แล้วจึงคำนวณปริมาณ ส่วนประกอบต่างๆ ของร่างกายจากค่าอิมพีแดนซ์หรือค่าทางไฟฟ้าอื่นๆ ที่วัดได้ถึงแม้การวัด ปริมาณส่วนประกอบต่างๆ ของร่างกายโดยบีโอเอ จะตั้งอยู่บนสมมติฐานทางชีวฟิสิกส์แต่สมการที่ใช้ในการคำนวณปริมาณน้ำและส่วนประกอบอื่นๆ ของร่างกายจากบีโอเอแล้วแต่เป็นสมการที่พัฒนาจากความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรต่างๆ ในเชิงสถิติโดย ไม่มีความสัมพันธ์ทางสรีรวิทยาหรือชีวฟิสิกส์รองรับ ดังนั้นสมการต่างๆ ที่ใช้คำนวณปริมาณส่วนประกอบ ของ ร่างกายจากบีโอเอจึงมีข้อจำกัดคือ สามารถนำไปใช้ในการคำนวณปริมาณส่วนประกอบของ ร่างกาย อย่างถูกต้องในบุคคลที่มีลักษณะคล้ายคลึงกับกลุ่มประชากรที่ใช้ในการพัฒนาสมการเท่านั้น

การวัดปริมาณส่วนประกอบต่างๆ ของร่างกายโดยบีโอเออาจได้ผลที่ไม่ถูกต้องในผู้ที่มีภาวะที่มีการเปลี่ยนแปลงของน้ำหรืออิเล็กโทรไลต์ในร่างกาย เช่น ภาวะบวมน้ำ (edema) และภาวะที่มีการเสียน้ำ (dehydration) เพราะบีโอเอเป็นเทคนิคที่วัดปริมาณน้ำใน ร่างกาย ด้วยเหตุนี้ในทางปฏิบัติจึงแนะนำให้ผู้ป่วยงดการประกอบกิจกรรมที่ทำให้ร่างกาย สูญเสียน้ำ เช่น การออกกำลังกาย ก่อนทำการวัดปริมาณ ส่วนประกอบต่างๆ ของร่างกายโดยบีโอเอ นอกจากนี้ยังมีรายงานว่า การวัดปริมาณส่วนประกอบต่างๆ ของร่างกายโดยบีโอเออาจ ได้ผลที่ไม่ถูกต้องในผู้ที่มีส่วนประกอบของร่างกายในสัดส่วนที่แตกต่างจากคนปกติเป็นอย่างมาก เช่น ผู้ที่มีภาวะอ้วนเกินอย่างรุนแรง ถึงแม้ว่าบีโอเอจะมีข้อจำกัดหลายประการ ดังกล่าว แต่บีโอเอเป็นเทคนิคที่ได้รับการยอมรับว่าเป็นเทคนิคที่สามารถวัดปริมาณส่วนประกอบต่างๆ ของร่างกายได้อย่างถูกต้องและน่าเชื่อถือเมื่อใช้เครื่องมืออย่างถูกต้องและเลือกใช้สมการที่ใช้คำนวณ ปริมาณ ส่วนประกอบต่างๆ ของร่างกายได้เหมาะสมกับผู้ป่วย

Protein mass ที่ได้จาก BIA นั้นเป็นค่าคำนวณ จึงไม่สามารถใช้ตัดสินภาวะทุพโภชนาการ โดยเฉพาะการขาดโปรตีนได้

## 2.4 วงจรออสซิลเลเตอร์ (Oscillator)

เป็นวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ผลิตสัญญาณออกมาซ้ำ ๆ กัน คลื่นไฟฟ้าที่ออกมาส่วนใหญ่จะเป็น sine wave และคลื่นรูปสี่เหลี่ยม Oscillators มีแหล่งจ่ายไฟเป็นกระแสตรง (DC) มีเอาต์พุตเป็นสัญญาณดังกล่าวเพื่อใช้ในการส่งสัญญาณวิทยุและโทรทัศน์, สัญญาณนาฬิกาที่ควบคุมการทำงานของคอมพิวเตอร์ทุกชนิด, นาฬิกาควอตซ์และเสียงที่ผลิตโดย beepers อิเล็กทรอนิกส์และวิดีโอเกมแบบ RC Buffered Phase shift Oscillator (3 Phase Inverter) - State Variable Filter Oscillator With Diode Stabilization

### 2.4.1 ออสซิลเลเตอร์เชิงเส้น

#### 2.4.1.1 Feedback Oscillator

รูปแบบที่พบบ่อยที่สุดของ oscillator เชิงเส้นคือวงจรขยายสัญญาณอิเล็กทรอนิกส์เช่นแอมป์ทราานซิสเตอร์หรือออปแอมป์ที่เชื่อมต่อกับ feedback loop ที่มีเอาต์พุตป้อนกลับเป็นอินพุตโดยผ่านทางตัวกรองเฉพาะความถี่เพื่อให้เป็น positive feedback เมื่อเริ่มจ่ายไฟไปให้วงจรขยายสัญญาณ สัญญาณรบกวนในวงจรอิเล็กทรอนิกส์จะเริ่มให้วงจรออสซิลเลเตอร์ทำงาน สัญญาณรบกวนดังกล่าวเดินทางเป็นวงรอบในวงจรมีการขยายกำลังและถูกกรองเฉพาะความถี่ที่ต้องการออกมาเป็นคลื่นไซน์ที่มีความถี่เดียว

##### 2.4.1.1.1 วงจร RC

ตัวกรองประกอบด้วยตัวต้านทานและตัวเก็บประจุ RC oscillator ส่วนใหญ่ใช้ในการสร้างความถี่ต่ำเช่นในช่วงเสียงออดิโอ ประเภททั่วไปของวงจร RC ได้แก่ Phase-shifted Oscillator และ Wien Bridge Oscillator

##### 2.4.1.1.2 วงจร LC

เป็นวงจรกรองแบบปรับความถี่ได้ ที่ประกอบด้วยตัวเหนี่ยวนำ (L) และตัวเก็บประจุ (C) เชื่อมต่อกันได้ ประจุไฟฟ้าจะไหลไปมาระหว่างแผ่นตัวเก็บประจุกับตัวเหนี่ยวนำ ดังนั้นวงจรกรองปรับความถี่สามารถเก็บพลังงานไฟฟ้าที่จะสั่นที่ความถี่เรโซแนนซ์(การสั่นพ้อง, เรโซแนนซ์, ปรากฏการณ์เมื่อระบบถูกทำให้สั่นด้วยความถี่เท่ากับความถี่ธรรมชาติของระบบเองแล้ว การสั่นนั้นจะสั่นได้รุนแรงหรือมีช่วงกว้างของการสั่นกว้างมากที่สุด [พจนานุกรมศัพท์ สสวท] ของ L และ C นั้น มีการสูญเสียเล็กน้อยใน

วงจรดังกล่าว แต่วงจรขยายสัญญาณสามารถชดเชยการสูญเสียเหล่านั้นได้และจ่ายพลังงานเอาต์พุตเป็นสัญญาณออกมา oscillators LC มักจะสร้างความถี่วิทยุ ใช้กับงานที่ต้องมีการปรับความถี่เช่นในเครื่องสร้างสัญญาณ, ในเครื่องส่งสัญญาณวิทยุและการปรับหาสถานีในเครื่องรับวิทยุ โดยทั่วไป วงจร LC จะ ได้แก่ Hartley, Colpitts and Clapp

### 2.4.1.1.3 วงจรคริสตัล

ใช้ผลึกคริสตัลในการสร้างความถี่ คริสตัลจะสั่นด้วยแรงกล ทำตัวเหมือนตัวเรโซเนเตอร์ ความถี่ของการสั่นสะท้อนกำหนดความถี่ของสัญญาณที่ผลิต คริสตัลมีค่า Q-factor สูงมากและความมั่นคงด้านอุณหภูมิดีกว่า LC หรือ RC oscillators จึงถูกนำมาใช้เพื่อรักษาเสถียรภาพของความถี่ของเครื่องส่งสัญญาณวิทยุมากที่สุดและเพื่อสร้างสัญญาณนาฬิกาในคอมพิวเตอร์และนาฬิกาควอตซ์ oscillators คริสตัลมักจะใช้วงจรเดียวกับ oscillators LC แต่ใช้คริสตัลแทนที่วงจรการปรับความถี่; วงจรเพียร์ซเป็นที่นิยมใช้ ผลึกควอตซ์มีข้อจำกัดโดยทั่วไปที่ความถี่ 30 MHz หรือต่ำกว่า คลื่นพื้นผิว (SAW) เป็นอุปกรณ์อีกชนิดหนึ่งของ piezoelectric resonator ทำให้ได้ความถี่ที่สูงขึ้นมาก ออสซิลเลเตอร์ดังกล่าวจะใช้ในการใช้งานเฉพาะที่จำเป็นต้องมีการอ้างอิงความถี่สูงเช่นในโทรศัพท์มือถือ

### 2.4.1.2 Negative Resistance Oscillator

นอกจากนี้ feedback oscillator ที่อธิบายไว้ข้างต้นซึ่งใช้ทรานซิสเตอร์และออปแอมป์แล้ว oscillator แบบเชิงเส้นยังมีอุปกรณ์ที่มีความต้านทานเชิงลบ เช่น หลอดแมกนีตรอน ทันเนลไดโอด และกันนัไดโอด อีกด้วย

ออสซิลเลเตอร์ต้านทานเชิงลบมักจะใช้ความถี่สูงในช่วงไมโครเวฟหรือสูงกว่า เพราะที่ความถี่สูงขนาดนี้ feedback oscillator ทำงานได้ไม่ดีเนื่องจากเฟสขีพมากเกินไปในเส้นทาง feedback

ในออสซิลเลเตอร์ต้านทานเชิงลบวงจรเรโซแนนซ์เช่นวงจร LC, คริสตัลหรือ cavity resonator มีการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ที่มีความต้านทานที่หักล้างกันเอง วงจรเรโซแนนซ์โดยมันตัวเองเกือบจะเป็น oscillator อยู่แล้ว; โดยที่มันสามารถเก็บพลังงานในรูปแบบของการแกว่งทางอิเล็กทรอนิกส์ถ้ากระตุ้นมัน แต่เพราะมีความต้านทานและความสูญเสียภายในอื่นๆ ทำให้การแกว่งลดลงเป็นศูนย์ ความต้านทานเชิงลบของอุปกรณ์ได้หักล้างการต้านทาน(เชิงบวก)ภายในตัวเรโซเนเตอร์ เป็นผลให้ลดการลดทอนและสร้างการสั่นอย่างต่อเนื่องที่เกิดขึ้นเองที่ความถี่เรโซแนนซ์ของมันเอง

ออสซิลเลเตอร์แบบความต้านทานเชิงลบไม่จำกัดเฉพาะอุปกรณ์พอร์ตเดียวเหมือนไดโอด; วงจร feedback oscillator ที่ใช้อุปกรณ์ขยายสองพอร์ตเช่นทรานซิสเตอร์และหลอดก็มีความต้านทานเชิงลบเช่นกัน ในช่วงความถี่สูงทรานซิสเตอร์และ FETs ไม่ต้องการการ feedback แต่เมื่อใส่หลอดบางอย่างเข้าที่พอร์ตหนึ่งจะทำให้เกิดความไม่แน่นอนที่อีกพอร์ตหนึ่ง ทำให้เกิดความต้านทานเชิงลบป้อนกลับภายในเกิดการสั่นขึ้น ดังนั้น oscillators ความถี่สูงโดยทั่วไปได้รับการออกแบบโดยใช้เทคนิคความต้านทานเชิงลบ

## 2.4.2 ออสซิลเลเตอร์แบบผ่อนคลาย

### 2.4.2.1 ออสซิลเลเตอร์แบบไม่เชิงเส้นหรือแบบผ่อนคลายสร้างรูปคลื่นที่ไม่ใช่ไซน์

เช่น คลื่นสี่เหลี่ยม, คลื่นฟันเลื่อยหรือสามเหลี่ยม. วงจรประกอบด้วยอุปกรณ์จัดเก็บพลังงาน (เช่นตัวเก็บประจุหรือมีบ่างที่เป็นคอยล์) และวงจรสวิทช์ที่ไม่เชิงเส้น (เช่นวงจร latch, Schmitt trigger และอุปกรณ์ความต้านทานลบ) ที่ค่อยๆเก็บและระบายประจุไฟฟ้าเป็นระยะๆ จึงทำให้ได้รูปคลื่นที่มีการเปลี่ยนระดับอย่างกระทันหัน

### 2.4.2.2 ออสซิลเลเตอร์ผ่อนคลายแบบคลื่นสี่เหลี่ยม

ถูกใช้ในการให้สัญญาณนาฬิกาสำหรับวงจรลอจิกลำดับเช่นตัวตั้งเวลาและตัวนับ แม้ว่า oscillators คริสตัล จะเป็นที่นิยมใช้เพราะมีเสถียรภาพสูงกว่า oscillator คลื่นรูปสามเหลี่ยมหรือแบบฟันเลื่อยถูกใช้ในวงจร timebase ที่สร้างสัญญาณสแกนแนวนอนสำหรับจอภาพของ Oscilloscope และโทรทัศน์แบบแอนะล็อก ในเครื่องกำเนิดพียงชั้น คลื่นสามเหลี่ยมนี้แล้วอาจจะแปรรูปต่อไปเป็นคลื่นที่ใกล้เคียงกับคลื่นไซน์

### 2.4.2.3 ออสซิลเลเตอร์แบบวงแหวน

ถูกสร้างขึ้นมาจากวงแหวนของขั้นตอนที่ใช้งานที่ถูกหน่วงเวลา โดยทั่วไปวงแหวนมีเลขคี่ของขั้นตอนกลับหัว เพื่อให้แน่ใจว่าจะไม่มีเสถียรภาพเพียงสถานะเดียวสำหรับแรงดันไฟฟ้าแหวนภายใน แต่การเปลี่ยนแปลงเพียงครั้งเดียวจะแพร่กระจายไปรอบ ๆ แหวนไม่รู้จบ

## 2.4.3 ออสซิลเลเตอร์แบบควบคุมด้วยแรงดันไฟฟ้า (VCO)

สามารถออกแบบเพื่อให้ความถี่สามารถปรับได้ด้วยกระแสหรือแรงดันที่อินพุท oscillators ที่สามารถควบคุมด้วยแรงดันไฟฟ้าที่มีการใช้กันอย่างแพร่หลายใน phase-locked loop ที่ซึ่งความถี่ของ

ออสซิลเลเตอร์หนึ่งสามารถถูกล็อกกับความถี่ของออสซิลเลเตอร์อื่นได้ วงจรนี้เป็นที่แพร่หลายในการสื่อสารที่ทันสมัย, ใช้ในการกรอง, modulators, demodulators และใช้บนพื้นฐานของวงจรสังเคราะห์ความถี่ที่ใช้ในการปรับแต่งวิทยุและโทรทัศน์

VCOs ความถี่วิทยุมักจะถูกสร้างโดยการเพิ่มไดโอด Varactor ในวงจรหาค่าคลื่นนิ่งหรือโดยการเพิ่มตัวสร้างเรโซแนนซ์ในวงจร oscillator การเปลี่ยนแรงดันไฟตกคร่อม varacter จะเปลี่ยนแปลงค่า capacitance ซึ่งเป็นการเปลี่ยนแปลงความถี่เรโซแนนซ์ของวงจรหาค่าคลื่นนิ่งด้วย oscillator แบบพอนคลายที่ถูกควบคุมด้วยแรงดันไฟฟ้าสามารถถูกสร้างขึ้นโดยการชาร์จและการดิสชาร์จตัวเก็บประจุด้วยแหล่งจ่ายกระแสควบคุมด้วยแรงดัน การเพิ่มแรงดันไฟฟ้าที่อินพุทจะไปเพิ่มอัตราของการชาร์จประจุของตัวเก็บประจุ แต่ไปลดเวลาระหว่างการเปลี่ยนชาร์จ/ดิสชาร์จนั้นคือลดความถี่ในวงจร oscillator

นอกจากนี้ได้ประยุกต์ใช้อุปกรณ์ดังนี้

#### 2.4.3.1 Zener diode

เป็นอุปกรณ์สารกึ่งตัวนำจัดอยู่ในจำพวกไดโอด แต่ใช้งานเพื่อนำกระแสเมื่อได้รับไบอัสกลับ และระดับแรงดันไบอัสกลับที่นำซีเนอร์ไดโอดไปใช้งานได้เรียกว่า ระดับแรงดันพังทลายซีเนอร์ (Zener Breakdown Voltage ;  $V_z$ ) ซีเนอร์ไดโอดจะมีแรงดันไบอัสกลับ ( $V_r$ ) น้อยกว่า  $V_z$  เล็กน้อย ไดโอดประเภทนี้เหมาะที่จะนำไปใช้ควบคุมแรงดันที่โหลดหรือวงจรที่ต้องการแรงดันคงที่ เช่น ประกอบอยู่ในแหล่งจ่ายไฟเลี้ยง หรือโวลเทจเรกูเลเตอร์

#### 2.4.3.2 วงจรตามแรงดัน (Op-Amp Follower หรือ Buffer)

เพื่อเป็นเรียงกระแสไบอัสกลับ เพื่อให้ ripple ต่ำ เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงของ load ตามสภาวะต่างๆ (body fat) แรงดันที่ตกคร่อมตัวซีเนอร์ไดโอดจะเป็นตัวควบคุมและรักษาแรงดันให้คงที่

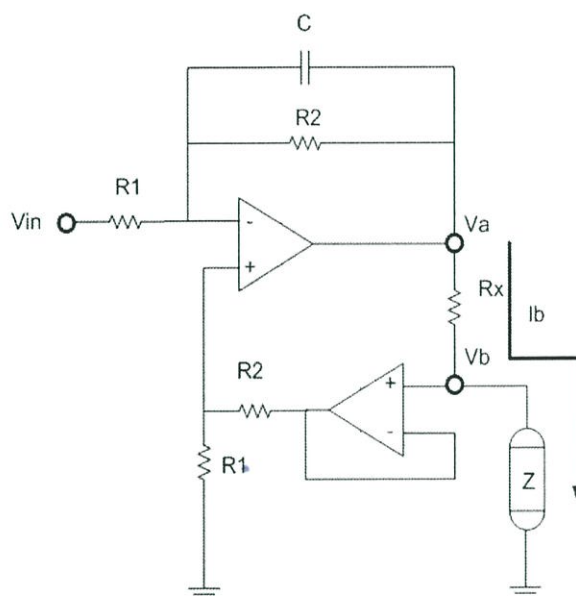
ทำหน้าที่ปรับอิมพีแดนซ์ระหว่างตัวรับและตัวส่งสัญญาณให้มีความเหมาะสมในการส่งผ่านสัญญาณได้เต็มที่ มีอินพุทอิมพีแดนซ์สูง เอ้าท์พุทอิมพีแดนซ์ต่ำ โดยมีอัตราการขยายเท่ากับหนึ่ง

### 2.5 วงจรแปลงแรงดันเป็นกระแสคงที่ (Voltage to Current converter)

เนื่องจากเนื้อเยื่อมีความไวต่อกระแสไฟฟ้า จึงต้องทำให้กระแสที่เข้าสู่ร่างกายนั้นมีปริมาณน้อยในช่วงที่ไม่ก่อให้เกิด fibrillation (ไม่เกิน 10 มิลลิแอมแปร์) อาศัยการจัดวงจรแบบ Howland:

Differential Voltage to Current converter แบบ Ground Load ใช้ Operational amplifiers (active) เป็นวงจรที่อาศัย negative feedback และขยายสัญญาณ

$$I_o = \frac{-R_2}{R_1} \frac{1}{R_x} V_{in} \text{ (สมการที่ 10)}$$



รูปที่ 2.3 วงจรจ่ายกระแสไฟฟ้าคงที่

## 2.6 BMI

เป็นค่าที่อาศัยความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักตัวและส่วนสูงเป็นตัวชี้วัดสถานะของร่างกายว่ามี ความสมดุลของน้ำหนักตัวต่อส่วนสูงอยู่ในเกณฑ์ที่เหมาะสมหรือไม่ ค่าดัชนีมวลกายสามารถคำนวณได้ โดย นำน้ำหนักตัว (หน่วยเป็นกิโลกรัม) หารด้วยส่วนสูงกำลังสอง (หน่วยเป็นเมตร)

Nutritional status based on the WHO and "Asian criteria" values		
Nutritional Status	WHO criteria BMI cut-off	"Asian criteria" BMI cut-off
Underweight	<18.5	<18.5
Normal	18.5 - 24.9	18.5 - 22.9
Overweight	25 - 29.9	23 - 24.9
Pre-Obese	-	25 - 29.9
Obese	≥ 30	≥ 30
Obese Type 1 (obese)	30 - 40	30 - 40
Obese Type Type 2 (morbid obese)	40.1 - 50	40.1 - 50
Obese type 3 (super obese)	>50	>50

รูปที่ 2.4 BMI

โรคที่สามารถวินิจฉัยได้

### 2.6.1 โรคอ้วน

ภาวะที่ร่างกายสะสมไขมันมากเกินไป ซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อสุขภาพร่างกายจนถึงขั้นเสียชีวิตได้ บางคนกล่าวว่าภาวะน้ำหนักเกิน มีความรุนแรงน้อยกว่า แต่ในทางการแพทย์ทั้งสองสภาวะถือว่ามีความเสี่ยงต่อการเกิดโรคด้วยกันทั้งคู่ ซึ่งนอกจากเราจะดูว่าร่างกายของเรานั้นก้าวเข้าสู่ภาวะ “อ้วน” จากการสังเกตเสื้อผ้าที่เราสวมใส่ได้แล้ว BMI ก็เป็นอีกตัวบ่งชี้หนึ่งที่สำคัญไม่แพ้กัน จัดเป็นเครื่องมือวัดปริมาณไขมันในร่างกายชั้นหนึ่งที่น่าเชื่อถือทีเดียวละ

### 2.6.2 โรคหัวใจและหลอดเลือด

สืบเนื่องจากการเป็นโรคอ้วน ภาวะน้ำหนักตัวเกินหรือโรคอ้วนล้วนเสี่ยงต่อการเป็นโรคหัวใจและหลอดเลือดทั้งสิ้น เนื่องจากไขมันที่สะสมในร่างกายในปริมาณที่มากเกินไปนั้นอุดตันในเส้นเลือด

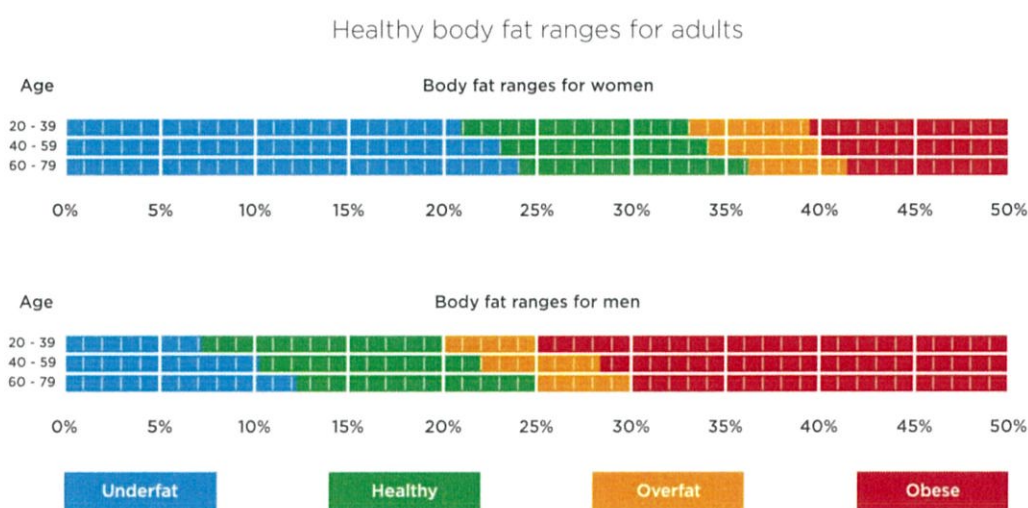
หรือหากจะกล่าวให้เห็นภาพก็คือไขมันที่สะสมนั้นไปเกาะอยู่บนผนังของหลอดเลือดนั่นเอง หลอดเลือดแดงจึงตีบและมีขนาดแคบลง ส่งผลให้เลือดแดงเดินทางผ่านได้น้อยจนเกิดภาวะกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด และกล้ามเนื้อหัวใจอาจตายได้ในที่สุด

### 2.6.3 โรคเบาหวาน

ระดับไขมันเลือดที่สูงนั้น จะทำให้ผนังหลอดเลือดหนาขึ้น หลอดเลือดแดงตีบแคบลงและเลือดไหลเวียนน้อยลงไปด้วย มีลักษณะคล้ายคลึงกันกับโรคหัวใจและหลอดเลือดนั่นเอง

## 2.6.4 โรคกระดูกพรุน

BMI อาจไม่ได้บ่งชี้ถึงโรคกระดูกพรุนโดยตรง แต่น้ำหนักและส่วนสูงของคุณสามารถบอกถึงความเสี่ยงได้ กล่าวคือคุณอาจมีน้ำหนักตัวมากเกินไปจนทำให้กระดูกหักในอนาคตได้

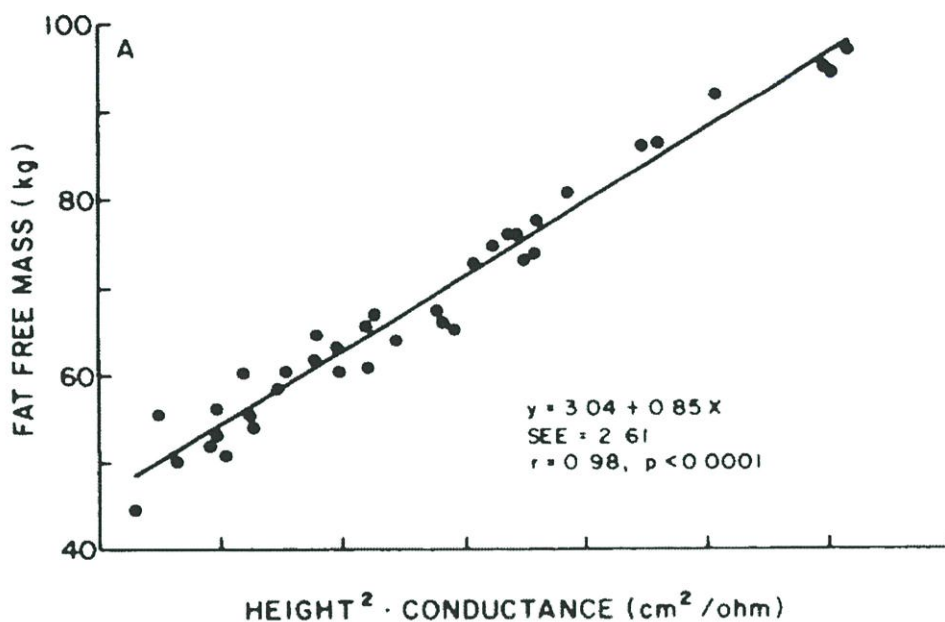


รูปที่ 2.5 ระดับสุขภาพกับเปอร์เซ็นต์มวลไขมัน

## 2.7 สูตรคำนวณ Body Fat

จากบทความวิชาการเรื่อง Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurements of the human body สามารถสรุปได้ดังนี้

## FFM ASSESSED BY BODY IMPEDANCE



รูปที่ 2.6 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างมวลไรไขมันกับข้อมูลความนำไฟฟ้าและส่วนสูงของคนไข้

$\%FM = (FM/BM) \times 100$  ; FM = Fat mass (kg),

BM = Body mass (สมการที่ 11)

FFM = BM – FM ; FFM = Fat free mass (สมการที่ 12)

Conductance = ส่วนกลับของ Resistance (สมการที่ 13)

$\therefore y = 3.04 + 0.85x$  ;  $y = FFM$  และ  $x = \text{ส่วนสูง}^2 \times \text{conductance}$  (สมการที่ 14)

$$\text{FFM} = -4.104 + 0.518ht^2 / R_{50} + 0.231wt + 0.130X_{c,50} + 4.229sex$$

sex = 1, male or 0, female

รูปที่ 2.7 สมการ DXA คำนวณ FFM: Kyle et al

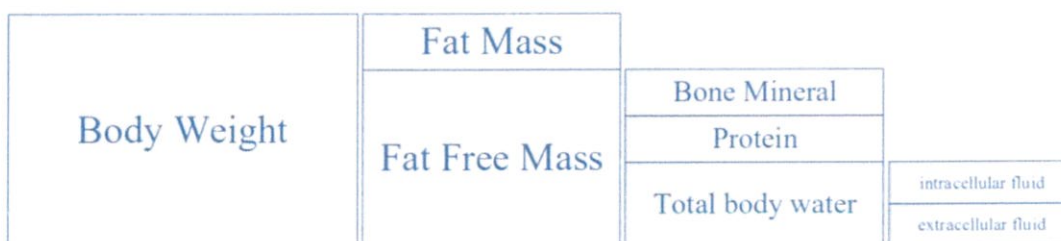
โดยที่ ht = height (m)

$R_{50}$  = ความต้านทานที่ 50 kHz

Wt = weight (kg)

$X_c$  = Reactance ที่ 50 kHz

## 2.8 ของเหลวในร่างกาย



รูปที่ 2.8 ส่วนประกอบมวลไขมันของร่างกาย

### 2.8.1 Intracellular fluid หรือ ICF

เป็นของเหลวทั้งหมดที่อยู่ภายในเซลล์

### 2.8.2 Extracellular fluid หรือ ECF

เป็นของเหลวที่อยู่ภายนอกเซลล์

### 2.8.2.1 Plasma & Interstitial fluid

### 2.8.2.2 Minor ECF component

### 2.8.2.3 Lymph

### 2.8.2.4 Trancellular fluid

เช่น น้ำย่อย น้ำหล่อเลี้ยงสมองและไขสันหลัง

## 2.9 แบบจำลองการคำนวณองค์ประกอบของร่างกาย (Body composition model)

หลักการลอยตัวและหลักของความหนาแน่นของอาร์คิมิดีส (Archimedes' Principle) นั้นใช้เป็นพื้นฐาน (Principle) ในการคำนวณและการวัดองค์ประกอบของร่างกายในทุกแบบจำลอง อาร์คิมิดีสเขียนไว้ว่า “Any object, wholly or partially immersed in a fluid, is buoyed up by a force equal to the weight of the fluid displaced by the object.” ถ้าเรามีวัตถุที่ชั่งน้ำหนักบนบก ได้น้ำหนัก 10 กิโลกรัม เมื่อนำวัตถุนั้นไปชั่งน้ำหนักในน้ำวัตถุนั้นจะชั่งได้เบาขึ้นเพราะน้ำจะช่วยพยุงน้ำหนักของวัตถุไว้ โดยน้ำหนักของวัตถุที่หายไปจะเท่ากับน้ำหนักของน้ำที่ล้นถ้วยพอดี (ซึ่งเท่ากับปริมาตร (Volume) ของน้ำที่เพิ่มขึ้นจากการจมของวัตถุ และเท่ากับปริมาตรของวัตถุที่จม) ถ้าเราทำการทดลองนี้ที่อุณหภูมิ 25 องศาเซลเซียส และใช้น้ำที่ค่อนข้างสะอาดความหนาแน่น (Density) ของน้ำ 1 มิลลิตรจะใกล้เคียงกับ 1 กรัม ดังนั้น ดังนั้นน้ำที่ล้นจากถ้วยมีน้ำหนัก 3 กิโลกรัมจะมีปริมาตรใกล้เคียงกับ 3 ลิตร และ ปริมาตรของวัตถุก็ควรจะใกล้เคียงกับ 3 ลิตร เช่นกัน ด้วยหลักการนี้เราจะสามารถคำนวณหาความหนาแน่นของวัตถุได้จากสมการ ความหนาแน่น (Density) = Mass / Volume

ถึงแม้ว่า Mitchell จะแบ่งร่างกายออกเป็น 5 ส่วนคือ น้ำ โปรตีน ฟอสฟอรัส แคลเซียม และไขมัน แต่ในความเป็นจริงร่างกายมนุษย์ใช้ฟอสฟอรัสและแคลเซียมร่วมกันเป็นโครงสร้างของกระดูก แบบจำลองส่วนใหญ่จึงจะมีองค์ประกอบเพียง 4 ส่วนคือ น้ำ โปรตีน ไขมัน กระดูกและแร่ธาตุ โดยองค์ประกอบหลักของร่างกายที่พบโปรตีนคือส่วนที่เป็นกล้ามเนื้อ จึงสามารถเขียนเป็น น้ำ กล้ามเนื้อ ไขมัน กระดูกและแร่ธาตุได้เช่นเดียวกัน ในส่วนของน้ำนั้นถ้าพิจารณาจะพบว่าน้ำในร่างกายพบอยู่ใน 2 ส่วนใหญ่ๆ คือ น้ำที่อยู่ข้างในเซลล์ (Intracellular water – ICF) และน้ำที่อยู่ข้างนอกเซลล์ (Extracellular water – ECF) ในปัจจุบันมีเพียงไม่กี่วิธีเท่านั้นที่จะสามารถแยกน้ำในร่างกายออกเป็นทั้ง

2 ส่วนได้อย่างแม่นยำ ดังนั้นในแบบจำลองส่วนใหญ่จะคิดน้ำในรูปของ Body water ซึ่งรวมทั้ง ICF และ ECF เข้าด้วยกัน ในรูปที่ 2.9 แสดงภาพรวมขององค์ประกอบของร่างกายทั้ง 5 ส่วน และแบบจำลององค์ประกอบของร่างกายโดยสรุป

Composition	Body water	lean mass	Fat free mass	Weight	2 C	3 C	4 C	
ICF	25 (37%)	40 60%	52 78%	55 82%	67 100%	Lean Body Mass or Fat Free Mass	Body Water	Body Water
ECF	15 (23%)							
Protein	12 (18%)	3 (4%)				Non-fat Solid	Muscle	Bone
Mineral								
Fat mass	12 (18%)					Fat	Fat	Fat

รูปที่ 2.9 Body composition

เทคนิคการวัด Bioelectrical Impedance Analysis นั้นอาศัยหลักการที่ว่าน้ำนั้นเป็นสื่อนำไฟฟ้า ส่วนไขมันนั้นเป็นฉนวน ร่างกายที่มีปริมาณไขมันที่เพิ่มมากขึ้นจะมีค่าความต้านทานไฟฟ้าที่เพิ่มขึ้น โดยสมมติว่าร่างกายมนุษย์เป็นแท่งทรงกระบอกและอาศัยสมการในการคำนวณหา Body Water ออกมา

$$\square\square\square = \frac{0.69\square\square^2}{\square} + 0.8$$

(สมการที่ 15)

สมการที่ 15 คือ BIA ของ Kushner ซึ่งพัฒนาโดยการเทียบกับ Deuterium จากสมการนี้พบว่าค่าตัวแปรที่มีผลต่อ Body Water มากที่สุดคือ  $Ht^2/R$  ซึ่ง R จะมากหรือน้อย ก็ขึ้นกับปริมาณไขมันในร่างกายอีกที โดยมีการประมาณดังนี้

- 2.9.1 ค่า Body Water สามารถวัดได้โดยแปรผกผันกับ Fat Mass
- 2.9.2 ค่า FFM จะมี Body Water อยู่ 73.2%
- 2.9.3 ค่า Bone Mass จะคงที่ แปรผันตามช่วงอายุและเพศ ไม่ขึ้นกับน้ำหรือไขมัน

## 2.10 รูปแบบการวัด BIA

- 2.10.1 Skin water content
- 2.10.2 Impedance imaging (tomography)
- 2.10.3 Body composition (training, nutrition)
- 2.10.4 Impedance Cardiography (ICG)
- 2.10.5 Cardiac Output monitoring
- 2.10.6 Ablation monitoring
- 2.10.7 Blood volume
- 2.10.8 Meat quality assessment
- 2.10.9 Tissue ischemi monitoring
- 2.10.10 CO<sub>2</sub> catheter transducer
- 2.10.11 Single cell motion microscope
- 2.10.12 Single cell counting and characterization
- 2.10.13 Fingerprint sensors

## 2.11 ขั้วไฟฟ้า

ในงานวิจัยนี้จะเป็นการวัดแบบ non-invasive ใช้ disposable ecg electrode surface electrode เงิน-เงินคลอไรด์

### 2.11.1 Noble metal electrode

มีการเปลี่ยนแปลงสภาพเพียงเล็กน้อย

### 2.11.2 Metal electrode

มีสภาพการนำไฟฟ้าได้ดี

### 2.11.3 Ion-selective electrode

ขั้วไฟฟ้าแบบเจาะจงไอออนเป็นขั้วไฟฟ้าแบบเยื่อเลือกผ่าน (membrane) ซึ่งมีความสามารถในการตอบสนองต่อไอออนที่สนใจศึกษา ซึ่งประกอบด้วยเครื่องมือวัด (probe) ซึ่งมีความสามารถในการวัดไอออนที่จำเพาะและแก๊สที่อยู่ในรูปสารละลาย

ขั้วไฟฟ้าแบบเจาะจงไอออนสามารถให้ศักย์ซึ่งเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเข้มข้นของสารตัวอย่างที่สนใจ ขั้วไฟฟ้าแบบเจาะจงไอออนที่นิยมใช้มากที่สุดคือขั้วไฟฟ้าพี-เอช (pH electrode) ซึ่งประกอบด้วยเยื่อแก้วขนาดบางที่ตอบสนองต่อความเข้มข้นของไฮโดรเจนไอออนในสารละลาย

### 2.11.4 Active electrode

ขั้วว่องไวได้แก่ ขั้วโลหะทั่วไป เช่น Zn Cu Pb ขั้วพวกนี้บางโอกาสจะมีส่วนร่วมในปฏิกิริยาด้วย

## 2.12 แมตแล็บ (MATLAB: Matrix Laboratory)

เป็นซอฟต์แวร์ในการคำนวณและการเขียนโปรแกรม โปรแกรมหนึ่ง ที่มีความสามารถครอบคลุมตั้งแต่ การพัฒนาอัลกอริธึม การสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ และการทำซิมูเลชันของระบบ การสร้างระบบควบคุม และโดยเฉพาะเรื่อง image processing และ wavelet การสร้างเมตริกซ์ ผลิตโดยบริษัทแมตเวริกส์ ตัวแทนจำหน่ายในประเทศไทยคือ บริษัท เทคซอร์ส ซิสเต็มส์ (ประเทศไทย) จำกัด

แมตแล็บ เป็นโปรแกรมสำเร็จรูปที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในแวดวงของนักวิทยาศาสตร์และวิศวกรในปัจจุบัน ชื่อโปรแกรม MATLAB นั้นย่อมาจาก Matrix Laboratory แมตแล็บได้เริ่มต้น ขึ้นเพื่อต้องการให้เราสามารถแก้ปัญหาตัวแปรที่มีลักษณะเป็นเมตริกซ์ได้ง่ายขึ้น แมตแล็บ เริ่มพัฒนาครั้งแรกโดย Dr. Cleve Moler ซึ่งเขียนโปรแกรมนี้ขึ้นมาด้วยภาษาฟอร์แทรน โดยโปรแกรมนี้ได้ พัฒนารายได้โครงการ LINPACK และ EISPACK

สามารถทำงานได้ทั้งในลักษณะของการติดต่อโดยตรง คือการเขียนคำสั่งเข้าไปทีละคำสั่ง เพื่อให้แมตแล็บประมวลผลไปเรื่อยๆ หรือสามารถที่จะรวบรวม ชุดคำสั่งเรานั้นเป็นโปรแกรมก็ได้ ที่สำคัญ

อย่างหนึ่งของแมตแล็บก็คือข้อมูลทุกตัวจะถูกเก็บใน ลักษณะของแวลวลำดับ คือในแต่ละตัวแปรจะได้รับ การแบ่งเป็นส่วนย่อยเล็กๆขึ้น ซึ่งการใช้ตัวแปรเป็นแวลวลำดับ ในแมตแล็บเราไม่จำเป็นที่จะต้องจองมิติ เหมือนกับ การเขียนโปรแกรมในภาษาขั้นต่ำทั่วไป ซึ่งทำให้เราสามารถที่จะแก้ปัญหาของตัวแปรที่อยู่ใน ลักษณะ ของเมทริกซ์และเวกเตอร์ได้โดยง่าย ซึ่งทำให้เราลดเวลาการทำงานลงได้อย่างมากเมื่อเทียบกับการเขียน โปรแกรมโดยภาษาซีหรือภาษาฟอร์แทรน

## 2.13 แหล่งจ่ายไฟ (Power supply)

เป็นอุปกรณ์ที่จ่ายพลังงานไฟฟ้าให้กับโหลดไฟฟ้า. เป็นคำที่ใช้กันมากที่สุด ในการแปลงพลังงาน ไฟฟ้าจากรูปแบบหนึ่ง ไปเป็นอีกรูปแบบหนึ่ง แม้ว่ามันจะยังอาจหมายถึง อุปกรณ์ที่แปลงพลังงานรูปแบบ หนึ่ง (เช่นพลังงานกล, พลังงานเคมี, พลังงานแสงอาทิตย์) ให้เป็นพลังงานไฟฟ้า. แหล่งจ่ายไฟแบบควบคุม ได้ (Regulated power supply) สามารถควบคุม แรงดันหรือกระแสเอาต์พุตให้มีค่าที่คงที่แน่นอน แม้ว่า โหลดจะมีการเปลี่ยนแปลงหรือมีการเปลี่ยนแปลงที่พลังงานที่อินพุตก็ตาม

แหล่งจ่ายไฟทุกตัวต้องได้รับพลังงานจากแหล่งพลังงานภายนอกเพื่อจ่ายให้โหลดและการบริโภค พลังงานของตัวเองในขณะที่ปฏิบัติงาน แหล่งพลังงานภายนอกจะขึ้นอยู่กับการออกแบบ

### 2.13.1 พลังงานของแหล่งจ่ายไฟ

- 2.13.1.1 ระบบสายส่งพลังงานไฟฟ้า อาจเป็นกระแสสลับ หรือกระแสตรงที่ได้จาก อุปกรณ์ไฟฟ้าที่แปลงแรงดันไฟฟ้า กระแสสลับให้เป็นกระแสตรง
- 2.13.1.2 อุปกรณ์จัดเก็บพลังงาน เช่นแบตเตอรี่ และ เซลล์เชื้อเพลิง
- 2.13.1.3 ระบบเครื่องกลไฟฟ้า เช่นเครื่องกำเนิดไฟฟ้าจากพลังงานกล เช่น Generator และ Alternator
- 2.13.1.4 พลังงานแสงอาทิตย์
- 2.13.1.5 แหล่งจ่ายไฟอาจถูกนำมาใช้แบบแยกส่วน หรือเป็นอุปกรณ์ส่วนหนึ่งของโหลด เช่นแหล่งจ่ายไฟในคอมพิวเตอร์เดสก์ทอป และอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ทั่วไป สำหรับผู้บริโภค

### 2.13.2 คุณลักษณะเฉพาะที่ระบุไว้บนแหล่งจ่ายไฟ ได้แก่

- 2.13.2.1 ปริมาณของแรงดันและกระแสที่สามารถจ่ายให้กับโหลดได้

- 2.13.2.2 วิธีการที่จะทำให้แรงดันหรือกระแสเอาต์พุตมีเสถียรภาพ ภายใต้เงื่อนไขที่กระแสไฟฟ้าอินพุตและสถานะของโหลดที่เปลี่ยนแปลง
- 2.13.2.3 ระยะเวลาการใช้งานได้นานเท่าใดโดยไม่ต้องเติมเชื้อเพลิงหรือหรือชาร์จประจุใหม่ (เฉพาะ อุปกรณ์ไฟฟ้าที่ใช้แหล่งพลังงานแบบพกพา)

### 2.13.3 ประเภทของแหล่งจ่ายไฟ

แหล่งจ่ายไฟสำหรับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์สามารถแบ่งออกกว้างๆเป็นแบบความถี่ไฟฟ้าขาเข้า (หรือ " ธรรมดา ") และ แบบสวิตติง. แบบความถี่ มักจะมีการออกแบบที่ค่อนข้างง่าย แต่จะมีขนาดใหญ่ และหนักสำหรับแหล่งจ่ายไฟกระแสสูง เนื่องจากความจำเป็นที่จะต้องใช้หม้อแปลงไฟฟ้าขาเข้าที่มีขนาดใหญ่ และวงจรแบบอิเล็กทรอนิกส์ความร้อนสูงที่ต้องการตัวระบายความร้อนขนาดใหญ่ แหล่งจ่ายไฟแบบธรรมดา นี้ บางครั้งเรียกว่าแบบ "เชิงเส้น" แต่ที่ เรียกที่ชื่อผิด เพราะการแปลงจากแรงดันไฟฟ้า AC เป็น DC โดยเนื้อแท้แล้ว ไม่ใช่เชิงเส้น เมื่อ วงจรเรียงกระแสจ่ายไฟเข้าไปใน capacitor. Linear voltage regulators จะผลิตแรงดันไฟฟ้า เอาต์พุตที่จะถูก regulated โดยวิธี voltage divider ที่บริโภคพลังงาน จึงทำให้มีประสิทธิภาพต่ำ. แหล่งจ่ายไฟแบบ switched-mode ที่ให้เอาต์พุตเท่ากับแหล่งจ่ายไฟธรรมดาจะมีขนาดเล็กกว่า มีประสิทธิภาพสูงกว่า แต่จะซับซ้อนมากขึ้น

#### 2.13.3.1 แบตเตอรี่

แบตเตอรี่เป็นอุปกรณ์ที่แปลงพลังงานเคมีที่เก็บไว้ให้เป็นพลังงานไฟฟ้า แบตเตอรี่ถูกใช้เป็นแหล่งพลังงานในครัวเรือนจำนวนมากและประยุกต์ใช้ในอุตสาหกรรม

แบตเตอรี่มีสองชนิด ได้แก่แบตเตอรี่ปฐมภูมิ (แบตเตอรี่ที่ใช้แล้วทิ้ง) ซึ่งถูกออกแบบมาให้ใช้เพียงครั้งเดียวแล้วทิ้ง และแบตเตอรี่ทุติยภูมิ (แบตเตอรี่ชาร์จใหม่ได้) ซึ่งถูกออกแบบมาเพื่อ ชาร์จใหม่ได้หลายครั้ง แบตเตอรี่มีหลายขนาดจากเซลล์ขนาดเล็กที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังและนาฬิกาข้อมือ ไปจนถึงขนาดห้องเป็นกลุ่มของแบตเตอรี่ (อังกฤษ: battery bank) ที่ทำหน้าที่เป็นเครื่องกำเนิดไฟฟ้าสำรอง ในชุมสายโทรศัพท์และศูนย์ข้อมูลคอมพิวเตอร์

#### 2.13.3.2 แหล่งจ่ายไฟ DC

แหล่งจ่ายไฟ DC ที่ไม่ควบคุมปกติจะใช้หม้อแปลงไฟฟ้าเพื่อแปลงแรงดันจากผนัง (ไฟบ้าน) ให้ต่ำลงให้ได้แรงดันที่ต้องการ ถ้าต้องการผลิต แรงดัน DC, วงจรเรียงกระแส จะใช้ในการ แปลง

แรงดันไฟฟ้าสลับให้เป็นแรงดันไฟฟ้าตรง(ยังเป็นรูปคลื่นอยู่) ตามด้วยตัวกรองประกอบด้วยตัวเก็บประจุตัวต้านทาน อย่างน้อยหนึ่งตัว และบางครั้งมี ตัวเหนี่ยวนำด้วยเพื่อ ทำการกรอง (ทำให้เรียบ) ของคลื่นเหล่านั้น คลื่นขนาดเล็กที่เหลือจากการกรองหรือที่เรียกว่า ripple นี้เป็นสิ่งไม่พึงประสงค์ ซึ่งอาจมีความถี่น้อยหรือมากกว่าความถี่จาก AC input (ขึ้นอยู่กับวิธีเรียงกระแสว่าเป็นแบบครึ่งคลื่น หรือ เต็มคลื่น) ripple นี้จะขึ้นไปบนแรงดันไฟฟ้าตรง อย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้

ในวัตถุประสงค์ เช่นการชาร์จแบตเตอรี่, ripple ไม่ได้เป็นปัญหาและแหล่งจ่ายไฟที่ง่ายที่สุด อาจเป็นเพียงหม้อแปลงแรงต่ำที่มีไดโอดตัวเดียวกับความต้านทานอีกหนึ่งตัวต่ออนุกรมอยู่ก็ได้

ก่อนที่จะมีการนำอุปกรณ์แบบ solid-state มาใช้, อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์จะใช้วาล์ว (หลอดสุญญากาศ) ซึ่งต้องการแรงดันสูง แหล่งจ่ายไฟจะใช้หม้อแปลงแบบ step-up, วงจรเรียงกระแส และ ตัวกรอง เพื่อสร้างแรงดันไฟฟ้าตรงหลายระดับ หลายร้อยโวลต์ และแรงดันกระแสสลับเพื่อจุดใช้หลอดเฉพาะอุปกรณ์ที่ทันสมัยที่สุดเท่านั้นที่ต้องใช้แหล่งจ่ายไฟควบคุมที่มีขนาดใหญ่และราคาแพง

### 2.13.3.3 แหล่งจ่ายไฟ AC

แหล่งจ่ายไฟ AC ปกติจะใช้แรงดันไฟฟ้าจากเต้าเสียบ (ไฟบ้าน) และ ลดแรงดันลงในระดับแรงดันไฟฟ้าที่ต้องการ บางครั้ง การกรองก็ต้องการเช่นกัน

แหล่งจ่ายไฟ AC สามารถผลิตไฟฟ้า AC ได้จากไฟ DC วงจรที่ใช้เปลี่ยนไฟ DC ให้เป็นไฟ AC เรียกว่า Inverter อินเวอร์เตอร์ทำงานด้วยอุปกรณ์ power switching ที่ทำจากสารกึ่งตัวนำที่ควบคุมได้. รูปคลื่น AC ที่เอาต์พุตจึงมีค่าที่ไม่เกาะติดกัน เนื่องจากการแปลงทำงานอย่างรวดเร็วแทนที่จะเป็นการแปลงอย่างราบรื่น ความสามารถในการสร้างรูปคลื่นใกล้เคียงรูปไซน์ที่มีความถี่ใกล้เคียงความถี่พื้นฐานถูกบังคับโดยใช้เทคนิคการมอดูเลชันที่มีการควบคุมตลอดเวลาที่ เพาเวอร์วาล์วเปิดและปิด เทคนิคการมอดูเลชันที่ใช้ได้แก่ carrier-based technique, หรือ pulse width modulation, space-vector technique, และ selective-harmonic technique

### 2.13.3.4 Linear regulated power supply

แรงดันไฟฟ้าที่ผลิตโดยแหล่งจ่ายไฟที่ไม่ควบคุมจะมีระดับแรงดันไม่คงที่ ซึ่งจะแปรเปลี่ยนไปตามโหลดและ AC input สำหรับการใช้งานด้านอิเล็กทรอนิกส์ที่สำคัญ ตัวควบคุมเชิงเส้น (อังกฤษ: linear regulator) อาจถูกใช้ในการตั้งค่าแรงดันให้แม่นยำ ให้มีความเสถียรต่อ ความผันผวนของแรงดันไฟฟ้าด้านอินพุตและโหลด ตัวควบคุมนี้ยังช่วยลดการกระเพื่อมและการรบกวนในกระแสตรงที่เอาต์พุตด้วย

linear regulator มักจะทำการจำกัดปริมาณการไหลของกระแส เพื่อปกป้องแหล่งจ่ายไฟและวงจรอื่นที่เชื่อมต่ออยู่ด้วยเป็นอันตรายจากกระแสเกิน

แหล่งจ่ายไฟเชิงเส้นที่ปรับได้มักจะเป็นอุปกรณ์ในห้องปฏิบัติการและหน่วยบริการทดสอบ เนื่องจากมันสามารถปรับเปลี่ยนแรงดันเอาต์พุตให้มีระดับต่างๆได้ ตัวอย่างเช่นแหล่งจ่ายไฟตั้งโต๊ะที่ถูกใช้โดยนักออกแบบวงจร อาจปรับเอาต์พุตให้สูงขึ้นถึง 30 โวลต์ 5 แอมแปร์ แหล่งจ่ายไฟบางตัวอาจถูกขับโดยสัญญาณภายนอก เช่นการใช้งานที่ต้องการเอาต์พุตจากแหล่งจ่ายไฟเป็นพัลส์(คลื่นสี่เหลี่ยมเป็นช่วง)

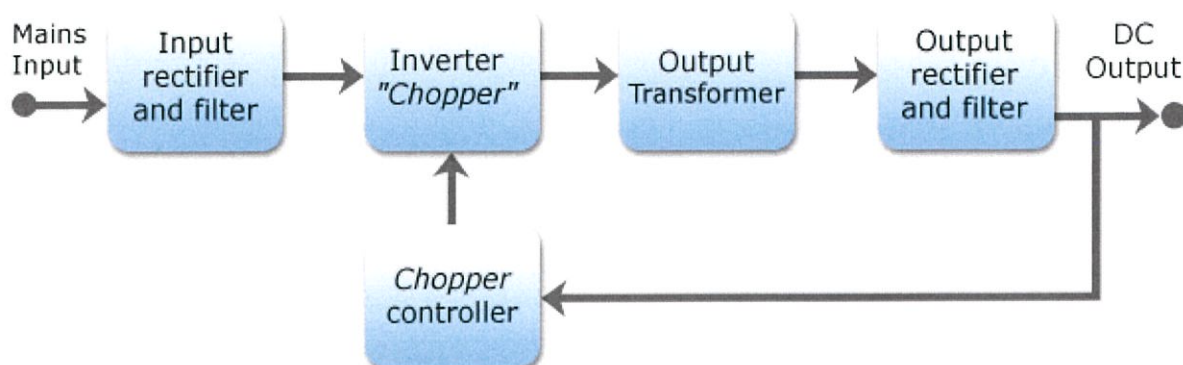
### 2.13.3.5 แหล่งจ่ายไฟ AC/DC

ในอดีต ไฟฟ้าหลักถูกจ่ายเป็น DC ในบางภูมิภาค บางภูมิภาคก็เป็น AC หม้อแปลงไม่สามารถใช้กับ DC แต่แหล่งจ่ายไฟแบบไม่ควบคุมที่ง่ายและราคาถูก สามารถทำงานได้จากอินพุตที่เป็นทั้งไฟ AC หรือ DC โดยไม่ต้องใช้หม้อแปลง แหล่งจ่ายไฟประกอบด้วย วงจรเรียงกระแสและตัวเก็บประจุเหมือนปรกติ เมื่อใช้งานจากไฟ DC อินพุต, rectifier ทำงานเป็นเพียงตัวนำให้กระแสผ่านไป ซึ่งจะไม่มีการกระทบกับวงจรโดยรวมแต่อย่างใด วงจร rectifier ยังถูกมีอยู่ เพื่อให้การดำเนินงานจาก AC หรือ DC ได้โดยไม่ต้องมีการดัดแปลง

### 2.13.3.6 Switched Mode Power Supply

ในแหล่งจ่ายไฟแบบสวิตช์โหมด (อังกฤษ: switched mode power supply) หรือ SMPS , AC อินพุต จะถูก rectify โดยตรง จากนั้นจะถูกกรองเพื่อให้ได้แรงดัน DC. แรงดันไฟตรงที่เกิดขึ้นจะถูกสับเปลี่ยนให้ปิด/เปิดที่ความถี่สูงโดยวงจรสวิตซ์อิเล็คทรอนิกส์ ทำให้เป็นกระแสสลับความถี่สูงมาก (ประมาณ 10 KHz-1 MHz) ซึ่งจะช่วยให้มีการใช้หม้อแปลงไฟฟ้า และตัวกรองเก็บประจุที่มีขนาดเล็กมาก น้ำหนักเบา และมีราคาถูกกว่า ที่พบในอุปกรณ์ไฟฟ้าเชิงเส้นที่ทำงานที่ความถี่ไฟเมน(50 Hz) หลังจากที่ผ่านมาตัวเหนี่ยวนำหรือหม้อแปลงแล้ว AC ความถี่สูงจะถูก rectify และ filter เพื่อผลิตแรงดัน output DC. ถ้า SMPS ใช้หม้อแปลงความถี่สูงหุ้มฉนวนอย่างเพียงพอ, เอาต์พุตจะถูกแยกออกจากไฟเมนทางไฟฟ้า; คุณลักษณะนี้มักเป็นสิ่งจำเป็นเพื่อความปลอดภัย

Switched-mode power supplies ปกติจะถูก regulate และเพื่อให้แรงดันเอาต์พุตคงที่ แหล่งจ่ายไฟจะมี feedback controller ที่จะตรวจสอบกระแสที่โหลดดึงเอาไปใช้. duty cycle ของการสวิตซ์จะเพิ่มขึ้น ถ้าเอาต์พุตต้องการพลังงานมากขึ้น



รูปที่ 2.10 Block diagram ของ SMPS

SMPSs มักจะมีคุณลักษณะด้านความปลอดภัย เช่นการจำกัดปริมาณกระแส หรือวงจร crowbar เพื่อช่วยป้องกันอุปกรณ์และผู้ใช้จากอันตราย. ในกรณีที่ตรวจพบความผิดปกติของ การใช้กระแสที่สูง, SMPS จะถือว่าการลัดวงจร และจะปิดตัวเองก่อนที่จะเกิดความเสียหาย แหล่งจ่ายไฟของ PC ปกติจะส่งสัญญาณ power good ไปให้เมนบอร์ด; ถ้าสัญญาณนี้ขาดหายไป ระบบจะเริ่มขบวนการ shutdown เพื่อป้องกันการสูญเสียข้อมูล อันเนื่องมาจากความผิดปกติของแหล่งจ่ายไฟ

SMPSs มีขีดจำกัดแน่นอนสำหรับกระแสเอาต์พุตที่ต่ำที่สุด มันจะจ่ายเอาต์พุตในระดับที่สูงกว่าค่าใดค่าหนึ่ง แต่จะไม่ทำงานถ้ากระแสเอาต์พุตต่ำกว่าจุดนั้น ในสภาพไม่มีโหลด ความถี่จากวงจรสวิตชิงจะสูงขึ้นอย่างมากจนทำให้หม้อแปลงแยกอินพุตกับเอาต์พุตเสียหาย อันเนื่องมาจากแรงดันไฟฟ้ายอดแหลมที่เรียกว่า spike ที่เกิดขึ้นสูงมาก วงจรป้องกันของ SMPS อาจทำงานในช่วงสั้นๆ แต่แล้วก็ปิดตัวลงเมื่อตรวจสอบแล้วว่าไม่มีโหลด dummy load ขนาดเล็กมากและใช้พลังงานต่ำเช่น power transistor แบบเซรามิก หรือหลอดไฟ 10 วัตต์ สามารถนำมาต่อเข้ากับเอาต์พุตเพื่อให้มันทำงานโดยไม่มีโหลดได้

Power factor (PF) ได้กลายเป็นความกังวลสำหรับผู้ผลิตคอมพิวเตอร์. SMPS เป็นแหล่งผลิตฮาร์โมนิกใน power line และมี PF ที่แย่มาก ไฟป้อนเข้าที่ rectifier จะบิดเบือน waveshape ของกระแสที่ดึงมาจากสายเมน; สิ่งนี้ก่อให้เกิดผลกระทบด้านลบต่อโหลดอื่นๆในบริเวณใกล้เคียง กระแสที่บิดเบือนทำให้เกิดความร้อนส่วนเกินในสายไฟและอุปกรณ์ที่กระจายอยู่ทั่วไป SMPS ในอาคารหนึ่งสามารถทำให้

คุณภาพไฟฟ้าที่ไม่ดีสำหรับลูกค้าที่ใช้ไฟฟ้าอื่น ๆ ลูกค้าดังกล่าวอาจต้องเผชิญกับค่าไฟฟ้าที่สูงขึ้นอันเนื่องมาจาก PF มีค่าต่ำ

SMPS บางตัวใช้ตัวกรองหรือขั้นตอนการสวิตช์เพิ่มเติมในวงจรเรียงกระแสเพื่อปรับปรุงรูปแบบของคลื่นกระแสไฟฟ้าที่ดึงมาจากไฟ AC input สิ่งนี้จะเพิ่มความซับซ้อนของระบบเข้าไปอีก แหล่งจ่ายไฟของคอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นในช่วงไม่กี่ปีที่ผ่านมาจะเพิ่มตัวแก้ PF เข้าไปใน SMPF และอาจโฆษณาว่ามี PF ที่ 1.0

### 2.13.3.6 Programmable power supply

Programmable power supply อนุญาตให้มีการควบคุมระยะไกลของแรงดันออกผ่านสัญญาณอนาล็อกหรือ อินเทอร์เน็ตคอมพิวเตอร์เช่น RS232 หรือ GPIB. คุณสมบัติที่สามารถปรับได้รวมถึง แรงดันไฟฟ้า, กระแสไฟฟ้า และความถี่ (สำหรับเครื่องที่เอาต์พุตเป็น AC) อุปกรณ์เหล่านี้จะประกอบด้วย หน่วยประมวลผล, วงจรการเขียนโปรแกรมแรงดัน/กระแส, current shunt, และวงจรอ่าน-กลับแรงดัน/กระแส คุณสมบัติเพิ่มเติมรวม วงจรป้องกันกระแสเกิน แรงดันไฟฟ้าเกิน การลัดวงจร และการชดเชยอุณหภูมิ. แหล่งจ่ายไฟที่สามารถตั้งโปรแกรมได้ ยังมีในหลากหลายรูปแบบรวมทั้งแบบโมดูลาร์ ดิจิตอล แขนงผนัง ตั้งพื้น หรือตั้งโต๊ะ

แหล่งจ่ายไฟที่สามารถตั้งโปรแกรมได้ สามารถให้ DC, AC หรือ AC ที่มี DC ชดเชย. เอาต์พุต AC สามารถเป็นได้ทั้งเฟสเดียว หรือสามเฟส แบบเฟสเดียวโดยทั่วไปจะใช้สำหรับแรงดันต่ำ ในขณะที่แบบสามเฟสเป็นเรื่องธรรมดาสำหรับอุปกรณ์ไฟฟ้าแรงดันสูง

แหล่งจ่ายไฟที่สามารถตั้งโปรแกรมได้ ปัจจุบันถูกใช้ในงานหลากหลาย ตัวอย่างเช่น อุปกรณ์ทดสอบอัตโนมัติ, การตรวจสอบการเจริญเติบโตของผลึก และการวิเคราะห์ความร้อนที่แตกต่างกัน

### 2.13.3.7 Uninterruptible power supply

Uninterruptible power supply (UPS) ได้รับพลังงานจากแหล่งที่มาสองที่หรือมากกว่าพร้อมกัน ปรกติจะรับพลังงานโดยตรงจากไฟ AC ในขณะที่เดียวกันก็เก็บพลังงานไว้ในแบตเตอรี่ อาจจะมีการล้มเหลวของระบบไฟฟ้าหลัก แบตเตอรี่จะเข้าทำงานแทนในทันที เพื่อให้โหลดไม่ถูกขัดจังหวะในการทำงาน ในการใช้งานเครื่องคอมพิวเตอร์ สิ่งนี้จะช่วยให้ผู้ใช้มีเวลาที่จะปิดระบบในขบวนการที่เป็นขั้นตอนที่เป็นระเบียบเรียบร้อย รูปแบบการใช้ UPS อื่น ๆ อาจจะใช้ เครื่องยนต์สันดาปภายในหรือกังหันไฟฟ้า เพื่อจ่ายกระแสไฟฟ้าอย่างต่อเนื่องให้ระบบในแบบคู่ขนานกับพลังงานที่มาจากระบบไฟฟ้าหลัก เครื่อง

กำเนิดไฟฟ้าที่ขับเคลื่อนด้วยเครื่องยนต์ตามปกติจะไม่ทำงาน แต่จะทำงานมาเต็มกำลังในไม่กี่วินาที เพื่อให้อุปกรณ์ที่สำคัญยังคงทำงานได้โดยไม่หยุดชะงัก โครงการดังกล่าวอาจจะพบในโรงพยาบาล หรือ สำนักงานกลางโทรศัพท์

### 2.13.3.8 High voltage power supply

แหล่งจ่ายไฟแรงดันไฟฟ้าสูงสามารถจ่ายเอาต์พุตที่มีขนาดหลายร้อยหรือหลายพันโวลต์ แหล่งจ่ายไฟแรงดันสูงใช้วงจรผลิตความถี่สูงและหม้อแปลง flyback กับตัวเก็บประจุในการผลิตแรงดันไฟฟ้าเอาต์พุตที่อยู่ในช่วงนี้

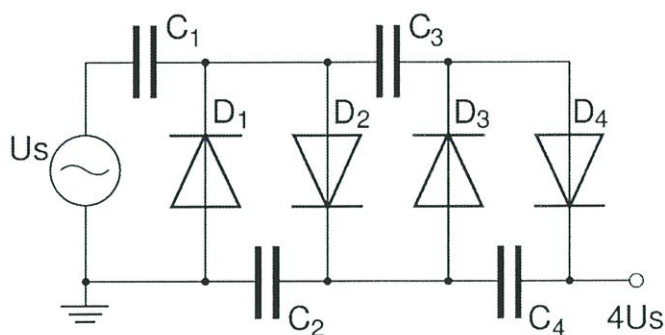
คุณสมบัติเพิ่มเติมอาจรวม ความสามารถในการกลับขั้วเอาต์พุตพร้อมกับการใช้เซอร์กิตเบรกเกอร์ และหัวต่อพิเศษโดยมีจุดมุ่งหมายเพื่อลดการ arc และการสัมผัสโดยไม่ได้ตั้งใจด้วยมือมนุษย์ แหล่งจ่ายบางตัวให้อินพุตอินพุตที่สามารถใช้ในการควบคุมแรงดันไฟฟ้า พวกมันกลายเป็นแอมป์แรงดันสูงที่มีประสิทธิภาพ แม้จะมีแบนด์วิดท์ที่จำกัดมาก

### 2.13.3.9 Voltage Multiplier

Voltage multiplier เป็นวงจรไฟฟ้าที่แปลงไฟ AC จากแรงดันต่ำ ให้เป็นไฟ DC แรงดันสูง ซึ่งมักจะใช้วิธีการของเครือข่ายตัวเก็บประจุและไดโอด แรงดันไฟฟ้าขาเข้าอาจถูกเพิ่มเป็นจำนวนเท่าได้แก่ สองเท่า(อังกฤษ: Doubler) สามเท่า(อังกฤษ: Tripler) หรือ สี่เท่า(อังกฤษ: Quadrupler) และต่อไป วงจรเหล่านี้ช่วยให้ได้แรงดันไฟฟ้าสูงจากแหล่งที่มาของแรงดันไฟฟ้า AC ที่ต่ำ

โดยปกติ ตัวทวีคูณแรงดันไฟฟ้าจะประกอบด้วยวงจรเรียงกระแสครึ่งคลื่น ตัวเก็บประจุและไดโอด ตัวอย่างเช่นTripler ประกอบด้วยวงจรเรียงกระแสครึ่งคลื่นสามชุด ตัวเก็บประจุสามตัว และไดโอดสามตัว (เช่นใน Cockcroft วอลตัน) วงจรเรียงกระแสแบบเต็มคลื่น อาจจะถูกใช้ในคอนฟิคที่แตกต่างกันเพื่อให้ได้ แรงดันไฟฟ้าที่สูงขึ้น นอกจากนี้ คอนฟิคที่เป็นไปได้ มีทั้งแบบ คู่ขนานและแบบอนุกรม สำหรับแบบคู่ขนาน จะได้ voltage rating ที่สูงขึ้นในแต่ละขั้นตอนการทวีคูณที่ต่อเนื่องกัน แต่ใช้ตัวเก็บประจุน้อยกว่า จำนวนตัวเก็บประจุ จะเป็นตัวกำหนดแรงดันเอาต์พุตสูงสุด

ตัวเพิ่มแรงดันไฟฟ้าแบบทวีคูณมีการใช้งานหลายอย่าง ยกตัวอย่างเช่น สามารถพบได้ในชีวิตประจำวัน เช่นโทรทัศน์และเครื่องถ่ายภาพเอกซเรย์ การประยุกต์ใช้งานอื่น ๆที่สามารถพบได้ในห้องปฏิบัติการเช่นหลอดรังสีแคโทด Oscilloscope และหลอด photomultiplier



รูปที่ 2.11 วงจรทวิคูณแรงดันไฟฟ้า

#### 2.13.4 การประยุกต์ใช้แหล่งจ่ายไฟ

##### 2.13.4.1 แหล่งจ่ายไฟคอมพิวเตอรื

แหล่งจ่ายไฟคอมพิวเตอรืที่ทันสมัยจะเป็นแบบ switch-mode ที่แปลงไฟ AC จากแหล่งจ่ายไฟหลักให้เป็นแรงดันไฟฟ้ากระแสตรงหลายแรงดัน แหล่งจ่ายแบบสวิตช์โหมดมาแทนที่แหล่งจ่ายแบบเชิงเส้น เนื่องจากค่าใช้จ่าย น้ำหนักและ ขนาดที่ดีกว่า ความหลากหลายของแรงดันไฟฟ้าที่ส่งออก ยังมีความต้องการของการใช้กระแสที่แตกต่างกันอย่างกว้างขวาง

##### 2.13.4.2 แหล่งจ่ายไฟสำหรับการเชื่อม

การเชื่อมอาร์คใช้ไฟฟ้าเพื่อละลายพื้นผิวของโลหะให้หลอมรวมเป็นเนื้อเดียวกัน ไฟฟ้าที่ใช้จะได้จากแหล่งจ่ายไฟสำหรับการเชื่อม และสามารถเป็นได้ทั้งไฟ AC หรือ DC การเชื่อมอาร์คมักจะต้องใช้กระแสสูง ปกติระหว่าง 100 ถึง 350 แอมป์ การเชื่อมบางชนิดสามารถใช้เพียง 10 แอมป์ ในขณะที่การใช้งานแบบ spot welding กระแสที่ใช้อาจสูงที่สุดถึง 60,000 แอมป์ในช่วงเวลาสั้นมาก แหล่งจ่ายไฟสำหรับการเชื่อมแบบเก่าประกอบด้วย หม้อแปลงหรือเครื่องยนต์ที่ขับเคลื่อนด้วยไฟฟ้า ล่าสุด ใช้เซมิคอนดักเตอร์และไมโครโปรเซสเซอร์เพื่อลดขนาดและน้ำหนักของพวกมัน

##### 2.13.4.3 AC adapter

แหล่งจ่ายไฟที่สร้างขึ้นภายในเต้าเสียบ AC ตัวผู้ เป็นที่รู้จักกันว่าเป็น "แพ็คเสียบ" หรือ "อะแดปเตอร์ปลั๊กอิน" AC adapter ที่ราคาถูกสุดประกอบด้วยหม้อแปลงขนาดเล็กตัวเดียวเท่านั้นในขณะที่

อะแดปเตอร์ DC จะเพิ่มไดโอดเข้าไปด้วย ไม่ว่าจะมียุทหรือไม่มี หม้อแปลงจะมีสนามแม่เหล็กอย่างต่อเนื่อง และโดยปกติจะไม่สามารถปิดการทำงานได้จนกว่าจะดึงออกจากเต้าเสียบ

### 2.13.5 Overload Protection

แหล่งจ่ายไฟมักจะมี การป้องกันจากไฟฟ้าลัดวงจร หรือกระแสเกิน ที่อาจทำให้เกิดความเสียหายกับแหล่งจ่ายไฟเองหรือเกิดไฟลุกไหม้ ฟิวส์และเซอร์กิตเบรกเกอร์เป็นสองกลไก ที่ถูกใช้กันทั่วไปเพื่อป้องกันการทำงานเกินพิกัด

ฟิวส์เป็นเพียงลวดสั้นๆที่จะละลายเมื่อเกิดความร้อน ถ้ามีกระแสไหลในตัวมันมากเกินไป มันจะตัดการเชื่อมต่อโหลดออกจากแหล่งจ่ายไฟได้อย่างมีประสิทธิภาพ และอุปกรณ์จะหยุดทำงานจนกว่าปัญหาที่ก่อให้เกิดการโอเวอร์โหลดนั้นจะได้รับการแก้ไข และฟิวส์จะถูกเปลี่ยนใหม่ บางอุปกรณ์ไฟฟ้าใช้ลวดบางๆบัดกรีเพื่อให้ทำหน้าที่เป็นฟิวส์ ฟิวส์ในแหล่งจ่ายไฟอาจถูกเปลี่ยนโดยผู้ใช้ได้ แต่ฟิวส์ ในอุปกรณ์ของผู้บริโภค อาจจำเป็นต้องมีเครื่องมือในการเข้าถึงและเปลี่ยนใหม่

เซอร์กิตเบรกเกอร์ประกอบด้วยชิ้นส่วนที่เมื่อมันร้อน มันจะงอและไปสะกดสปริงซึ่งตัดวงจรไฟฟ้าออก เมื่อชิ้นส่วนนั้นเย็นตัวลง และปัญหาถูกแก้ไขแล้ว เซอร์กิตเบรกเกอร์สามารถต่อวงจรใหม่ และจ่ายพลังงานให้วงจรใหม่

แหล่งจ่ายไฟบางตัวใช้แผ่นป้ายความร้อนฝังอยู่ในหม้อแปลงไฟฟ้าแทนที่จะเป็นฟิวส์ ข้อดีคือ มันจะยอมให้กระแสไหลมากขึ้นในระยะเวลาที่จำกัด มากกว่ากระแสที่จ่ายให้ได้อย่างต่อเนื่อง แผ่นป้ายความร้อนดังกล่าวบางตัวอาจ reset ตัวมันเองได้ บางตัวใช้ได้ครั้งเดียวเท่านั้น

### 2.13.6 การจำกัดปริมาณของกระแส

แหล่งจ่ายไฟบางอย่าง ใช้การจำกัดปริมาณของกระแส แทนการตัดไฟ ถ้ากระแสเกิน การจำกัดปริมาณของกระแสที่ใช้กันอยู่มีสองประเภท ได้แก่การจำกัดแบบอิเล็กทรอนิกส์ และการจำกัดด้วยอิมพีแดนซ์ การจำกัดแบบอิเล็กทรอนิกส์เป็นเรื่องธรรมดาสำหรับแหล่งจ่ายไฟแบบตั้งโต๊ะในห้องแลป แต่การจำกัดด้วยอิมพีแดนซ์ใช้กับแหล่งจ่ายไฟที่เอาต์พุตน้อยกว่า 3 วัตต์

### 2.13.7 การแปลงพลังงาน

คำว่า "แหล่งจ่ายไฟ" บางครั้งถูกจำกัดสำหรับอุปกรณ์ที่แปลงบางรูปแบบของพลังงานอื่น ๆ ให้เป็นพลังงานไฟฟ้า (เช่น พลังงานแสงอาทิตย์ และ เซลล์เชื้อเพลิง และเครื่องกำเนิดไฟฟ้า ) คำที่ถูกต้อง

มากกว่าสำหรับอุปกรณ์ที่แปลงรูปแบบหนึ่งของการใช้พลังงานไฟฟ้า ให้เป็นอีกรูปแบบหนึ่งของไฟฟ้า (เช่น หม้อแปลง และ regulator เซิงเส้น) คือ converter เช่นการแปลงไฟ AC ให้เป็น DC เรียกว่า AC/DC Converter ส่วนการแปลง DC ให้เป็น AC เรียกว่า Inverter

## 2.14 ออสซิลโลสโคป (Oscilloscope)

เครื่องที่ใช้วัดสัญญาณไฟฟ้า คลื่นไฟฟ้า วัดค่าแรงดันของไฟฟ้า การใช้วัดความถี่ วัดเฟสของสัญญาณ และใช้สำหรับการวัดคาบเวลา ซึ่งออสซิลโลสโคปจะแสดงผลออกมาเป็นกราฟ ซึ่งจะแสดงผลผ่านหลอดภาพที่ฉาบด้วยฟอสเฟอร์

เครื่องออสซิลโลสโคปสามารถนำมาใช้ในการวัดสัญญาณต่างๆได้มากมาย ใช้ในการวัดไฟฟ้า กระแสตรงและกระแสสลับ วัดความถี่ของสัญญาณ หรือใช้ในการอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ว่าเสียหรือไม่ สามารถตรวจสอบได้ที่หน้าจอแสดงผลสัญญาณ

### 2.14.1 หลักการทำงาน

ออสซิลโลสโคปใช้หลักการในการเบี่ยงเบนไฟฟ้าซึ่งประกอบด้วยแคโทด ที่ปลายข้างหนึ่ง เพื่อยิงอิเล็กตรอน ที่ยังปลายอีกข้าง เมื่อ เครื่องออสซิลโลสโคปรับสัญญาณ ก็จะเร่งการเคลื่อนที่ของอิเล็กตรอน เพื่อแสดงผลของสัญญาณที่ได้รับแล้วเครื่องจะแสดงผลที่หน้าจอได้อย่างไร แบ่งหลักการทำงานออกเป็น 2 ภาค คือ

#### 2.14.1.2 การบ่ยเบนสัญญาณทางแนวตั้ง (Vertical deflection)

เมื่อป้อนข้อมูลสัญญาณไฟฟ้า ข้อมูลจะถูกส่งไปยังวงจรถอดทอนสัญญาณ ทำให้มีสัญญาณเล็กลง จากนั้นจึงส่งไปยังวงจรถยาย ผ่านไปยังแผ่นเพลต บ่ยเบนทางแนวตั้งเพื่อสร้างการเบี่ยงเบนอิเล็กตรอนในแนวตั้ง

#### 2.14.1.3 การบ่ยเบนสัญญาณทางแนวนอน (Horizontal deflection)

Time base generator จะผลิตสัญญาณรูปฟันเลื่อย สัญญาณจะถูกป้อนไปยังแผ่นเบี่ยงเบนแนวนอน ทำให้เกิดการเบี่ยงเบนของอิเล็กตรอนในแนวนอน

### 2.14.2 ส่วนประกอบของออสซิลโลสโคป

### 2.14.2.1 Cathode ray tube, or CRT หลอดรังสี Cathode หรือ CRT

จะถูกฉาบด้วยสารเรืองแสง หลักการทำงานก็คือเมื่อมีอิเล็กตรอนวิ่งกระทบกับจุดใดจุดหนึ่ง ก็จะทำให้เกิดเป็นภาพสัญญาณ

### 2.14.2.2 Vecital amplifier

ทำหน้าที่ขยายสัญญาณให้มีความแรงยิ่งขึ้น

### 2.14.2.3 Delay line

มีหน้าที่หน่วงสัญญาณอินพุตในแนวตั้งก่อนที่จะป้อนเข้าแผ่นเพลตบายเบนทางแนวตั้ง

### 2.14.2.4 Time base generator

ทำหน้าที่ควบคุมคลื่นพินเลี้ยงก่อนป้อนข้อมูลให้กับสัญญาณทางแนวนอน

### 2.14.2.5 Horizontal amplifier

ทำหน้าที่ขยายสัญญาณรูปพินเลี้ยงก่อนป้อนข้อมูลผ่านทางแผ่นเพลตบายเบนทางแนวนอน

### 2.14.2.6 Trigger circuit

ทำหน้าที่ให้สัญญาณแนวนอนและสัญญาณแนวตั้งทำงานพร้อมกัน โดยรับสัญญาณมาจากภาคขยายแนวตั้งทำเป็นสัญญาณพัลส์ไปควบคุมรูปคลื่นพินเลี้ยงของภาคกำเนิดฐานเวลาให้มีความถี่ที่ถูกต้อง

### 2.14.2.7 Power supply

ทำหน้าที่จ่ายกระแสไฟฟ้าให้กับเครื่องออสซิลโลสโคป

### 2.14.2.8 หลอดรังสีแคโทด

เป็นอุปกรณ์ที่ใช้แสดงค่ารูปร่างของสัญญาณที่วัดได้บนหน้าจอ ซึ่งปัจจุบันนิยมใช้จอ

LCD

### 2.14.2.8.1 ส่วนประกอบภายในหลอด CRT

แบ่งได้เป็น 4 ส่วน ได้แก่

#### 2.14.2.8.1.1 ชุดปืนอิเล็กตรอน (Electron gun assembly)

ภายในประกอบด้วยแคโทดและกริด แคโทดทำหน้าที่ตัวยิง

อิเล็กตรอนไปยังจอภาพ และกริดเป็นตัวควบคุมการจ่าย

อิเล็กตรอน และมีแอนโนดเป็นตัวรับอิเล็กตรอนจะสามารถวิ่งผ่านรูเล็ก ๆ นี้ได้

#### 2.14.2.8.1.2 ชุดแผ่นเพลตบ้ายเบน (Deflection plate assembly)

ประกอบด้วยแผ่นเพลตโลหะ 2 แผ่น ทั้งแนวตั้งและแนวนอน เมื่อ

อิเล็กตรอนถูกเร่งความเร็วเข้ามาที่แผ่นเพลตนี้ จะทำให้เกิดแรง

กระทำต่ออิเล็กตรอน

#### 2.14.2.8.1.3 จอภาพเรืองแสง (Fluorescent screen)

จะถูกฉาบด้วยสารเรืองแสงจำพวกฟอสเฟอร์ (Phosphor) เมื่อ

ได้รับการกระตุ้นจากอิเล็กตรอน จะทำให้เกิดการปล่อยแสงออกมา

#### 2.14.2.8.1.4 ตัวหลอดแก้วและขั้วหลอด

แบ่งตามจำนวนของลำแสงอิเล็กตรอนภายในหลอดแบ่งออกเป็น

3 ประเภท ได้แก่ ลำแสงเดี่ยว (Single-beam) ลำแสงคู่ (Dual-

beam) หลายลำแสง (Multi-beam)

## บทที่ 3

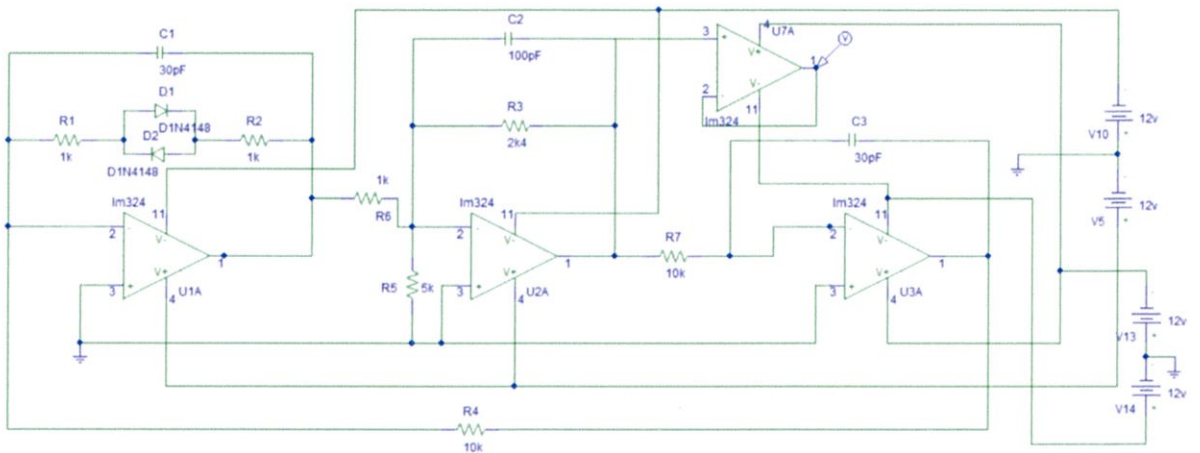
# วิธีดำเนินการ

ในงานวิจัยนี้ต้องการสร้างวงจรเพื่อส่งความถี่ 50kHz และ กระแสไฟฟ้าคงที่ไปยังอิเล็กทรอนิกส์ทรานซิสเตอร์แบบ bipolar mode และรับข้อมูลความต่างศักย์มาประมวลผลค่าความต้านทานและรีแอกแตนซ์ เพื่อประมาณการคำนวณเปอร์เซ็นต์ไขมันในร่างกาย

### 3.1 ขั้นตอนการดำเนินงาน

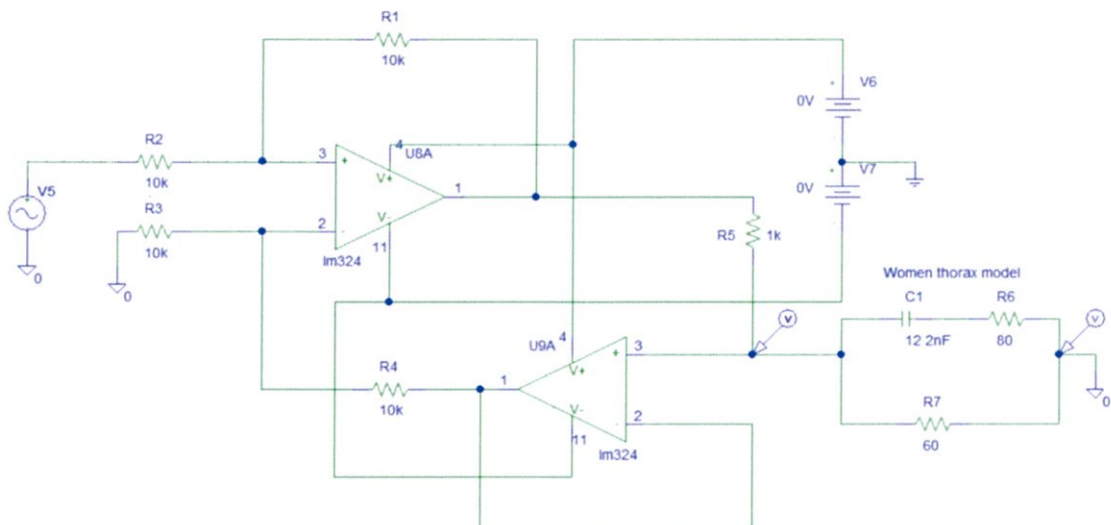
ออกแบบวงจรสร้างความถี่ 50kHz เลือกใช้ไอซี TL082 (Dual JFET-Input Operational Amplifier) และ OP07 (Low-Offset Voltage Operational Amplifier) ซึ่งเหมาะกับ Medical Device และอุปกรณ์ที่ต้องการสัญญาณความถี่สูง

ในการศึกษานี้เลือกใช้วงจรสร้างสัญญาณรูปไซน์แบบ Phase shift oscillators ประกอบด้วย ไอซีออปแอมป์ ตัวต้านทานและตัวเก็บประจุต่อกันเป็นโครงข่ายไฟฟ้าเพื่อให้อัตราการขยายแบบลูปิด (ACL) เท่ากับ 29 เท่า ตามเงื่อนไขของวงจรออสซิลเลเตอร์แบบนี้วงจรสร้างสัญญาณรูปไซน์แบบ Phase Shift Oscillators เพื่อสร้างสัญญาณไฟฟ้าความถี่ 50kHz โดยที่ RC 1 state เป็น delay element ทำให้สัญญาณเลื่อนเฟสไป 60 องศา และมี feedback เพื่อสร้างกระแสไฟฟ้าสลับ



รูปที่ 3.1 วงจรออสซิลเลเตอร์

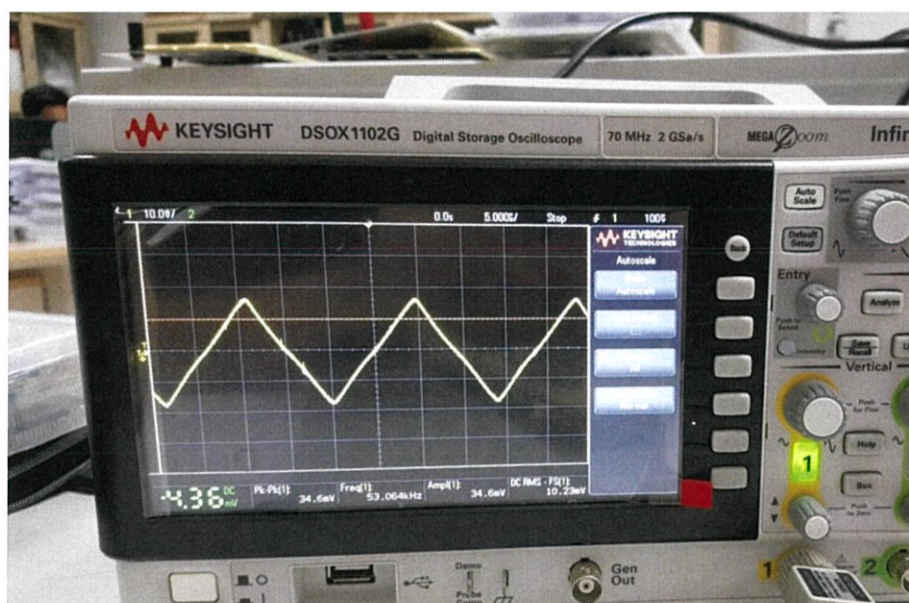
เนื่องจากเนื้อเยื่อมีความไวต่อกระแสไฟฟ้า จึงต้องทำให้กระแสที่เข้าสู่ร่างกายนั้นมีปริมาณน้อย ในช่วงที่ไม่ก่อให้เกิด defibrillation (ไม่เกิน 10 มิลลิแอมแปร์) อาศัยการจัดวงจรแบบ Howland: Differential Voltage to Current converter แบบ Ground Load ใช้ Operational amplifiers (active) เป็นวงจรที่อาศัย negative feedback และขยายสัญญาณ



รูปที่ 3.2 วงจรแปลงแรงดันเป็นกระแสและวงจรจำลองร่างกายช่วงอก

### 3.1.1 ทดสอบความคงที่ของกระแสจากวงจรแปลงแรงดันเป็นกระแสคงที่

ทดลองต่อตัวต้านทานทราบค่าที่ output pin ของวงจรแปลงแรงดันเป็นกระแสคงที่ วัดแรงดันที่ตกคร่อมตัวต้านทาน จาก Ohm's law:  $V = IR$  โดยที่  $I$  = กระแส หน่วยแอมแปร์ และ  $R$  = ความต้านทานหน่วยโอห์ม และ  $V$  = ความต่างศักย์หน่วยโวลต์ เมื่อ  $R = 220$  โอห์ม วัดความต่างศักย์ที่ตกคร่อมได้  $V = 34$  มิลลิโวลต์ ดังนั้นกระแสจากวงจรจึงมีค่าเป็น  $154.54$  ไมโครแอมแปร์ ความถี่  $53$  kHz

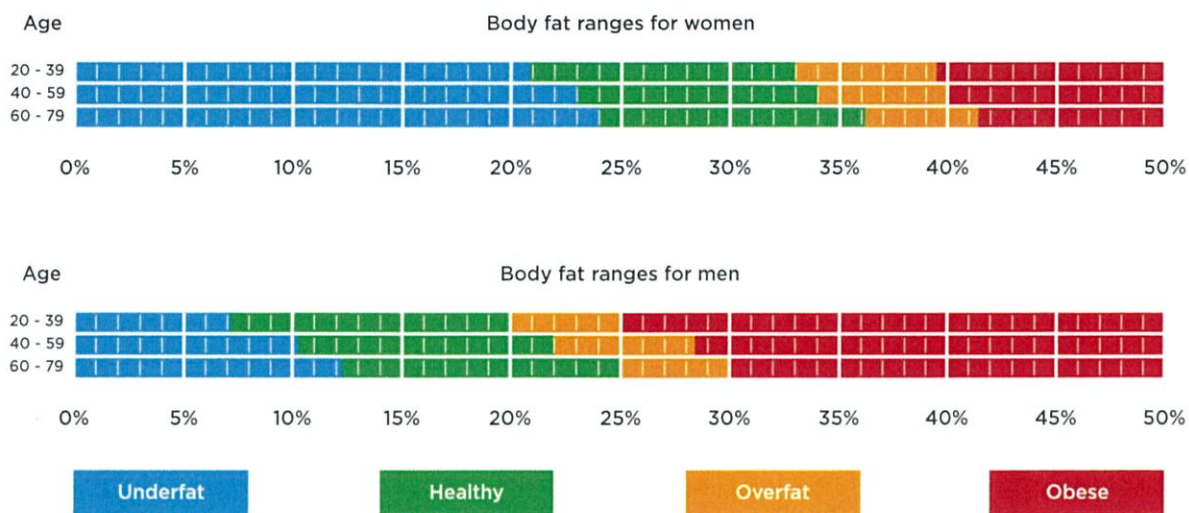


รูปที่ 3.3 ความต่างศักย์ตกคร่อมตัวต้านทานทราบค่า (220 โอห์ม) เพื่อคำนวณหากระแสจากวงจรแปลงแรงดันเป็นกระแสคงที่

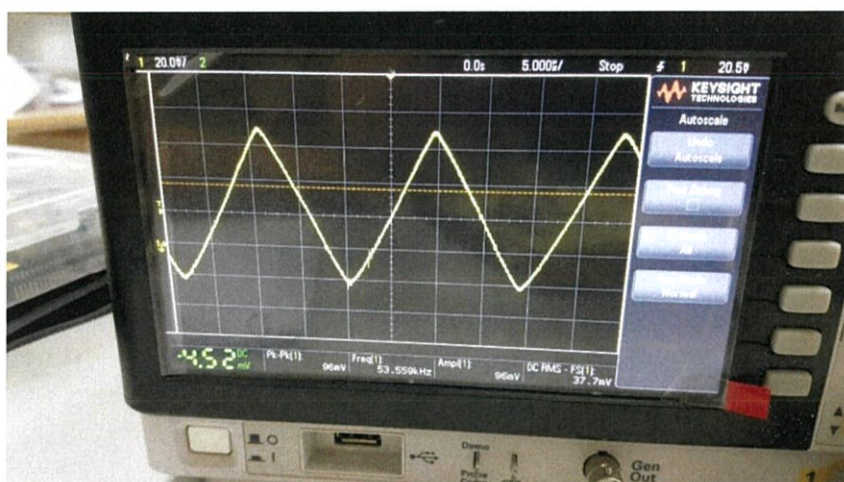
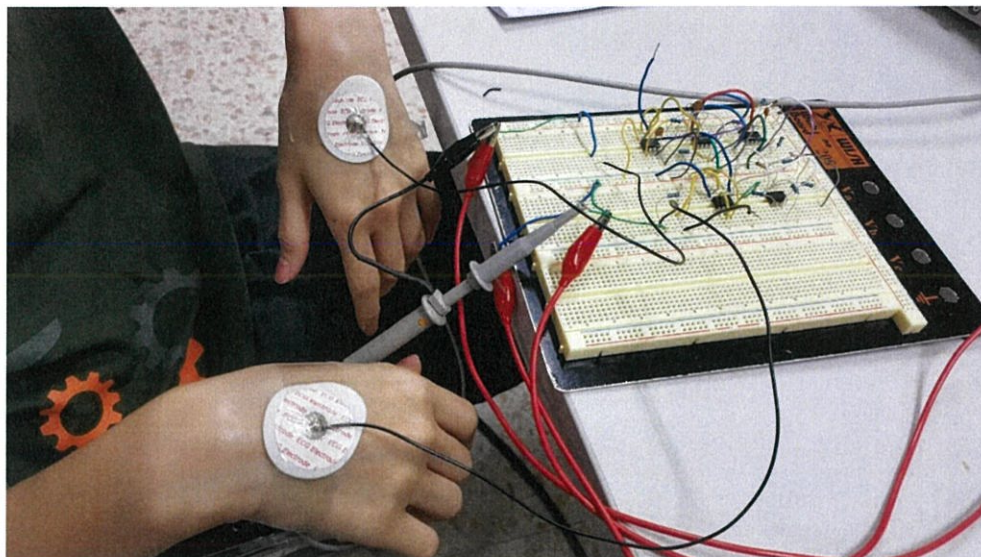
3.1.2 ติดอิเล็กทรอนิกส์กับมนุษย์และดูความเป็นไปได้เมื่อเทียบกับทฤษฎีและสูตรคำนวณกับงานวิจัยก่อน [2]

3.2.3 เมื่อทราบความต้านทานจากร่างกายแล้วจึงมาคำนวณระดับสุขภาพโดยอ้างอิงจากความสัมพันธ์ดังรูปที่ 3.4

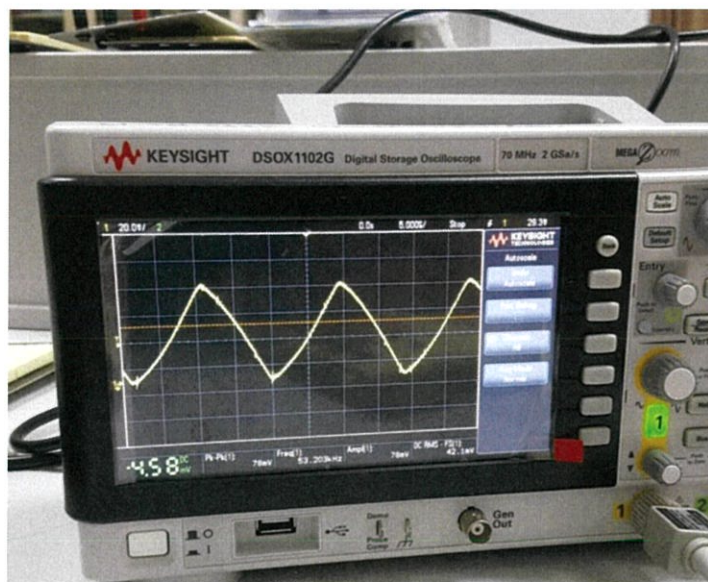
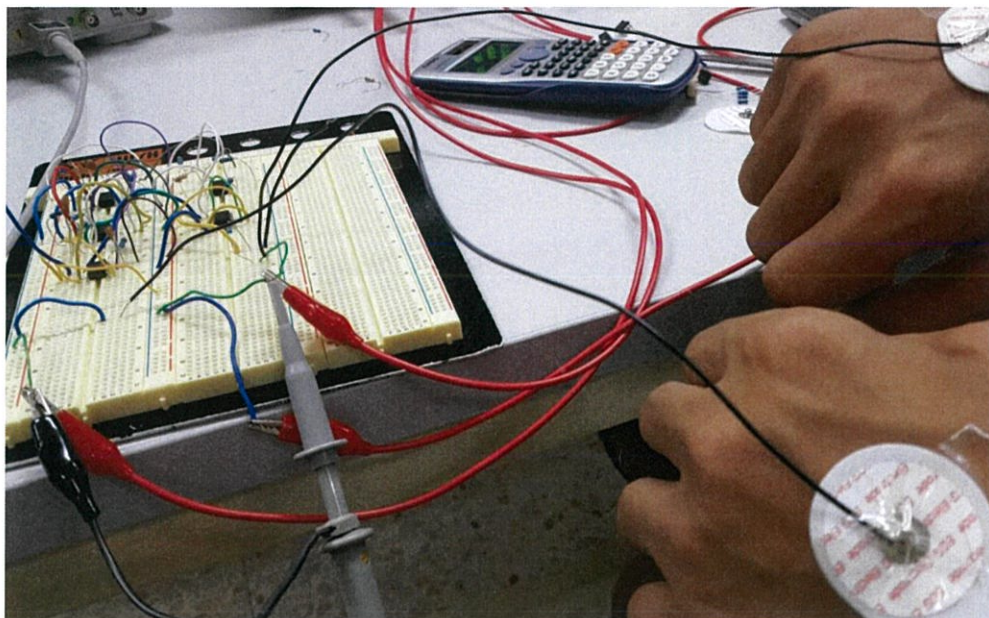
## Healthy body fat ranges for adults



รูปที่ 3.4 ระดับสุขภาพกับเปอร์เซ็นต์มวลไขมัน



รูปที่ 3.4 การใช้อิเล็กทรอนิกส์กับวงจรวัดอิมพีแดนซ์ - ผู้ทดลองหญิง



รูปที่ 3.5 การใช้อิเล็กทรอนิกส์กับวงจรวัดอิมพีแดนซ์ - ผู้ทดลองชาย

### 3.2 วิธีการคำนวณ

ใช้โปรแกรม MATLAB โดยวัด voltage จาก oscilloscope ใช้ผ่าน command window เมื่อกรอก

ข้อมูลครบจะทราบระดับสุขภาพตามเงื่อนไข

```
clear();
clc();

valSEX = input('PLEASE ENTER YOUR SEX (F/M) :','s');
valAGE = input('PLEASE ENTER YOUR AGE (years) :');
valHGH = input('PLEASE ENTER YOUR HEIGHT (cm) :');
valWGT = input('PLEASE ENTER YOUR WEIGHT (kg) :');
valVLT = input('PLEASE ENTER SCOPE VOLTAGE (mV): ');

valVLT = valVLT/1000;
valBMI = valWGT/(valHGH^2);
valSEX = strcmp(valSEX, 'M');
valFFM = 3.04+0.85*154e-6*(valHGH^2/valVLT);
valFM = valWGT-valFFM;
valFAT = 100*valFM/valWGT;

disp([' FAT = ',int2str(valFAT),'%']);

if(valSEX == 0)
    if(valAGE < 39)
        if(valFAT > 0 && valFAT <= 21)
            disp(' UNDERFAT');
        elseif(valFAT > 21 && valFAT <= 33)
            disp(' HEALTHY');
        elseif(valFAT > 33 && valFAT <= 39)
            disp(' OVERFAT');
        else
            disp(' OBESE');
        end
    else
        if(valFAT > 0 && valFAT <= 23)
            disp(' UNDERFAT');
        elseif(valFAT > 23 && valFAT <= 34)
            disp(' HEALTHY');
        elseif(valFAT > 34 && valFAT <= 40)
            disp(' OVERFAT');
        else
            disp(' OBESE');
        end
    end
else
    if(valAGE < 39)
        if(valFAT > 0 && valFAT <= 8)
            disp(' UNDERFAT');
```

```

elseif(valFAT > 8 && valFAT <= 20)
    disp('HEALTHY');
elseif(valFAT > 20 && valFAT <= 25)
    disp('OVERFAT');
else
    disp('OBESE');
end
else
    if(valFAT > 0 && valFAT <= 11)
        disp('UNDERFAT');
    elseif(valFAT > 11 && valFAT <= 22)
        disp('HEALTHY');
    elseif(valFAT > 22 && valFAT <= 28)
        disp('OVERFAT');
    else
        disp('OBESE');
    end
end
end
end

```

#### Command Window

```

PLEASE ENTER YOUR SEX (F/M) : F
PLEASE ENTER YOUR AGE (years) : 22
PLEASE ENTER YOUR HEIGHT (cm) : 158
PLEASE ENTER YOUR WEIGHT (kg) : 47
FAT = 22%
HEALTHY

```

*fx* >>

รูปที่ 3.6 Command window แสดงผลระดับสุขภาพจากสูตรคำนวณที่ใช้ความต้านทาน

## บทที่ 4

### ผลการดำเนินการ

#### 4.1 ผลการทดลองเปอร์เซ็นต์มวลไขมันในร่างกาย

ในการทดลองกับผู้หญิง 9 คน และ ผู้ชาย 5 คน โดยการต่อวงจรกับร่างกายผู้ทดลองเพื่อต้องการหาความต้านทานของมวลไขมันในร่างกาย โดยการคำนวณจากวัดความต่างศักย์ที่วัดได้ ( $R = \frac{V}{I}$ ) ทั้งนี้ตั้งค่ากระแสที่ใช้ไว้ที่ 154.54 ไมโครแอมป์ ความถี่ 50 กิโลเฮิรซ์ ได้ผลดังนี้

ตารางที่ 4.1 ความสัมพันธ์ข้อมูลทางกายภาพของคนไข้กับข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าที่วัดได้

No.	เพศ	อายุ	น้ำหนัก (kg)	ส่วนสูง (cm)	Resistance (ohm)	FFM (kg)	FM (kg)	BF(% ,kg)
1	หญิง	21	84	165	511.86	48.25	35.28	42
2	หญิง	22	49	158	581.99	39.5	9.8	20
3	หญิง	22	50	158	658.27	35.275	14.725	29.45
4	หญิง	22	56	175	649.48	43.12	12.88	23
5	หญิง	22	53	158	595.21	38.69	14.31	27
6	หญิง	22	64	152	500.85	42.25	21.75	34
7	หญิง	22	46	160	662.60	35.88	10.12	22
8	หญิง	22	71	162	509.06	46.86	24.14	34
9	หญิง	22	88	160	461.79	50.16	37.84	43
10	ชาย	22	71	181	511.23	57.51	13.49	19
11	ชาย	22	72	174	497.96	54.72	17.28	24
12	ชาย	22	77	178	442.44	63.91	13.09	17
13	ชาย	22	68	177	511.72	55.08	12.92	19
14	ชาย	22	174	60	560.42	48.96	11.04	18.4
15	ชาย	24	68	172	515.55	51.816	16.184	23.8

จากนั้นนำแอมพลิจูด (แรงดันไฟฟ้าพหุพีคพีค) จาก รูปที่ 3.4 และรูปที่ 3.5 เพื่อคำนวณหา conductance โดยที่กระแสของวงจรนั้นคงที่ ( $\approx 154.54$  ไมโครแอมแปร์) แทนค่าสูตร Body Fat % (สมการที่ 14)

$$\%FM = (FM/BM) \times 100 ; FM = \text{Fat mass (kg)},$$

$$BM = \text{Body mass (สมการที่ 11)}$$

$$FFM = BM - FM ; FFM = \text{Fat free mass (สมการที่ 12)}$$

$$\text{Conductance} = \text{ส่วนกลับของ Resistance (สมการที่ 13)}$$

$$\therefore y = 3.04 + 0.85x ; y = FFM \text{ และ } x = \text{ส่วนสูง}^2 \times \text{conductance (สมการที่ 14)}$$

## 4.2 ระดับสุขภาพ

จากตารางที่ 4.1 สามารถบ่งบอกระดับสุขภาพโดยอ้างอิงจากรูปที่ 2.5 ดังนั้นปัจจัยที่มีผลต่อระดับสุขภาพ ได้แก่ เพศ อายุ และเปอร์เซ็นต์มวลไขมัน โดยแบ่งระดับสุขภาพเป็น 4 ระดับ ได้แก่ Underfat, Healthy, Overfat และ Obese

ตารางที่ 4.2 ข้อมูลระดับสุขภาพของผู้ทดลอง

No.	เพศ	อายุ	น้ำหนัก (kg)	ส่วนสูง (cm)	Resistance (ohm)	FFM (kg)	FM (kg)	BF(% ,kg)	Health level
1	หญิง	21	84	165	511.86	48.25	35.28	42	Obese
2	หญิง	22	49	158	581.99	39.5	9.8	20	Underfat
3	หญิง	22	50	158	658.27	35.275	14.725	29.45	Healthy
4	หญิง	22	56	175	649.48	43.12	12.88	23	Underfat
5	หญิง	22	53	158	595.21	38.69	14.31	27	Healthy
6	หญิง	22	64	152	500.85	42.25	21.75	34	Overfat
7	หญิง	22	46	160	662.60	35.88	10.12	22	Healthy
8	หญิง	22	71	162	509.06	46.86	24.14	34	Overfat

ตารางที่ 4.2 ข้อมูลระดับสุขภาพของผู้ทดลอง (ต่อ)

9	หญิง	22	88	160	461.79	50.16	37.84	43	Obese
10	ชาย	22	71	181	511.23	57.51	13.49	19	Healthy
11	ชาย	22	72	174	497.96	54.72	17.28	24	Overfat
12	ชาย	22	77	178	442.44	63.91	13.09	17	Healthy
13	ชาย	22	68	177	511.72	55.08	12.92	19	Healthy
14	ชาย	22	60	174	560.42	48.96	11.04	18.4	Healthy
15	ชาย	24	68	172	515.55	51.816	16.184	23.8	Overfat

BMI คือ ดัชนีมวลกายใช้เปรียบเทียบกับข้อมูลที่วัดได้

สูตรคำนวณดัชนีมวลกายคือ ดัชนีมวลกาย = น้ำหนักตัว  $\div$  ความสูง<sup>2</sup>

#### 4.2.1 40 หรือมากกว่านี้

โรคอ้วนขั้นสูงสุด

#### 4.2.2 35.0 - 39.9

โรคอ้วนระดับ 2 คุณเสี่ยงต่อการเกิดโรคที่มากับความอ้วน หากคุณมีเส้นรอบเอวมากกว่าเกณฑ์ปกติคุณจะเสี่ยงต่อการเกิดโรคสูง คุณต้องควบคุมอาหาร และออกกำลังกายอย่างจริงจัง

#### 4.2.3 28.5 - 34.9

โรคอ้วนระดับ 1 และหากคุณมีเส้นรอบเอวมากกว่า 90 ซม.(ชาย) 80 ซม.(หญิง) คุณจะมีโอกาสเกิดโรคความดัน เบาหวานสูง จำเป็นต้องควบคุมอาหาร และออกกำลังกาย

#### 4.2.4 23.5 - 28.4

น้ำหนักเกิน หากคุณมีกรรมพันธุ์เป็นโรคเบาหวานหรือไขมันในเลือดสูงต้องพยายามลดน้ำหนักให้ดัชนีมวลกายต่ำกว่า 23

#### 4.2.5 18.5 - 23.4

น้ำหนักปกติ และมีปริมาณไขมันอยู่ในเกณฑ์ปกติ มักจะไม่ค่อยมีโรคร้าย อุบัติการณ์ของโรคเบาหวาน ความดันโลหิตสูงต่ำกว่าผู้ที่อ้วนกว่านี้

#### 4.2.6 น้อยกว่า 18.5

น้ำหนักน้อยเกินไป ซึ่งอาจจะเกิดจากนักกีฬาที่ออกกำลังกายมาก

และได้รับสารอาหารไม่เพียงพอ วิธีแก้ไขต้องรับประทานอาหารที่มีคุณภาพ

และมีปริมาณพลังงานเพียงพอ และออกกำลังกายอย่างเหมาะสม

โดยเมื่อเปรียบเทียบตารางที่ 4.1 กับ BMI แล้วได้ผลลัพธ์ดังตาราง 4.3 ดังนี้

ตารางที่ 4.3 ข้อมูลดัชนีมวลกายของผู้ทดลองจากตาราง 4.1

No.	เพศ	อายุ	น้ำหนัก	ส่วนสูง	BMI	ระดับน้ำหนัก
1	หญิง	21	84	165	30.86	โรคอ้วนระดับ 1
2	หญิง	22	49	158	19.62	น้ำหนักปกติ
3	หญิง	22	50	158	20.03	ปกติ
4	หญิง	22	56	175	18.29	น้ำหนักน้อยเกินไป
5	หญิง	22	53	158	21.23	น้ำหนักปกติ
6	หญิง	22	64	152	27.70	น้ำหนักเกิน
7	หญิง	22	46	160	17.97	น้ำหนักน้อยเกินไป
8	หญิง	22	71	162	27.05	น้ำหนักเกิน
9	หญิง	22	88	160	34.38	โรคอ้วนระดับ 1
10	ชาย	22	71	181	21.67	น้ำหนักปกติ
11	ชาย	22	72	174	23.78	น้ำหนักเกิน
12	ชาย	22	77	178	24.30	น้ำหนักเกิน
13	ชาย	22	68	177	21.70	น้ำหนักปกติ
14	ชาย	22	60	174	19.81	น้ำหนักปกติ
15	ชาย	24	68	172	23	น้ำหนักปกติ

### 4.3 เครื่องชั่งน้ำหนัก Tanita BC-GC12

เป็นเครื่องชั่งน้ำหนักที่ใช้หลักการเดียวกับงานวิจัยนี้คือ bioelectrical impedance analysis และเพื่อเปรียบเทียบความสอดคล้องของระดับค่าที่วัดได้ โดยเครื่องชั่งน้ำหนักดังกล่าวมีคุณสมบัติดังนี้

#### 4.3.1 เครื่องชั่งไม่อัตโนมัติ (Non-Automatic Weighing Instruments (NAWI) certification)

ตามรายการพิกัดศุลกากรที่เกี่ยวข้องกับเครื่องชั่งตวงวัด

#### 4.3.2 เครื่องมือแพทย์ประเภทที่ 3 เครื่องมือแพทย์ที่มีความเสี่ยงปานกลางระดับสูง (Class III Medical Devices compliance (MDD III))

หลักเกณฑ์การจัดประเภทเครื่องมือแพทย์ตามความเสี่ยง กองควบคุมเครื่องมือแพทย์สำนักงานคณะกรรมการอาหารและยา

#### 4.3.3 มาตรฐาน European Conformity (CE)

เป็นเครื่องหมายที่แสดงการรับรองจากผู้ผลิต (Manufacturer's Declaration) ว่าสินค้านั้น มีคุณสมบัติตามข้อกำหนดด้านสุขภาพ ความปลอดภัย และการคุ้มครองสิ่งแวดล้อม ตามกฎหมายและกฎระเบียบที่เกี่ยวข้องของสหภาพยุโรป การมีเครื่องหมาย CE กำกับบนสินค้าจะทำให้สินค้านั้นสามารถวางจำหน่าย และสามารถเคลื่อนย้ายได้อย่างเสรีในเขตเศรษฐกิจยุโรป หรือ European Economic Area (EEA) ซึ่งประกอบด้วยสหภาพยุโรป หรือ European Community (EU) และสมาคมการค้าเสรียุโรป หรือ European Free Trade Association (EFTA) ยกเว้นประเทศสวิตเซอร์แลนด์ โดยสมาชิกแต่ละประเทศจะดำเนินการออกกฎหมายภายในประเทศให้สอดคล้องกับกฎระเบียบของสหภาพยุโรป หรือ EC Directives ที่เกี่ยวข้องกับการใช้เครื่องหมาย CE



รูปที่ 4.1 เครื่องชั่งน้ำหนัก Tanita BC-GC12

เมื่อนำข้อมูลจากผู้ทดลอง 15 คนดังกล่าว ดังชุดข้อมูลในตาราง 4.1 จะได้ความสัมพันธ์ดังตาราง 4.4 ดังนี้

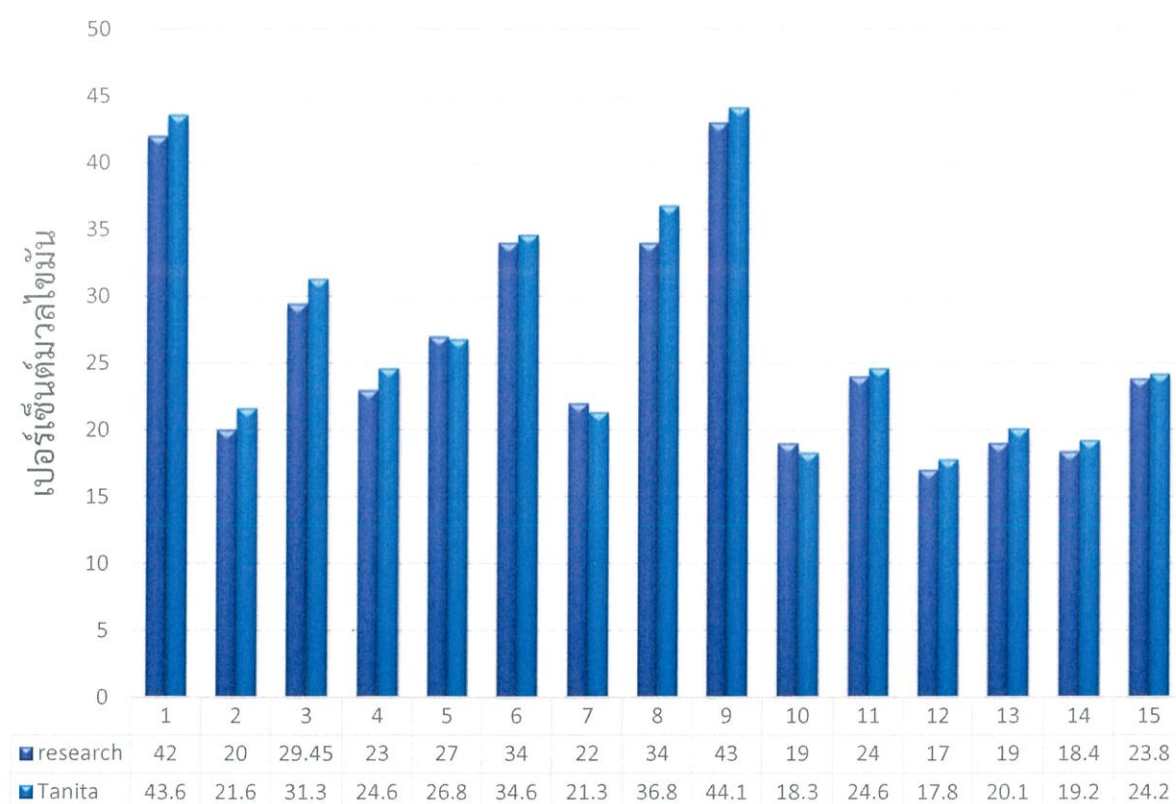
ตารางที่ 4.4 ข้อมูลจากเครื่องชั่งน้ำหนัก Tanita BC-GC12

No.	เพศ	อายุ	น้ำหนัก (kg)	ส่วนสูง (cm)	Resistance (ohm)	FFM (kg)	FM (kg)	BF(% ,kg)	BF (% ,kg) (Tanita)
1	หญิง	21	84	165	511.86	48.25	35.28	42	43.6
2	หญิง	22	49	158	581.99	39.5	9.8	20	21.6
3	หญิง	22	50	158	658.27	35.275	14.725	29.45	31.3
4	หญิง	22	56	175	649.48	43.12	12.88	23	24.6
5	หญิง	22	53	158	595.21	38.69	14.31	27	26.8
6	หญิง	22	64	152	500.85	42.25	21.75	34	34.6
7	หญิง	22	46	160	662.60	35.88	10.12	22	21.3
8	หญิง	22	71	162	509.06	46.86	24.14	34	36.8
9	หญิง	22	88	160	461.79	50.16	37.84	43	44.1
10	ชาย	22	71	181	511.23	57.51	13.49	19	18.3

ตารางที่ 4.4 ข้อมูลจากเครื่องชั่งน้ำหนัก Tanita BC-GC12 (ต่อ)

11	ชาย	22	72	174	497.96	54.72	17.28	24	24.6
12	ชาย	22	77	178	442.44	63.91	13.09	17	17.8
13	ชาย	22	68	177	511.72	55.08	12.92	19	20.1
14	ชาย	22	174	60	560.42	48.96	11.04	18.4	19.2
15	ชาย	24	68	172	515.55	51.816	16.184	23.8	24.2

จากตาราง 4.4 จะได้กราฟแสดงเปอร์เซ็นต์มวลไขมัน (แกน y) ของผู้ทดลองทั้ง 15 คน(แกน x) ดังนี้



รูปที่ 4.2 ความสัมพันธ์ของเปอร์เซ็นต์มวลไขมันระหว่างวงจรงานวิจัยกับเครื่องชั่งน้ำหนัก Tanita BC-GC12

จากสูตรคำนวณใน Microsoft Excel ฟังก์ชัน STDEVPA ใน Microsoft Excel โดยกำหนดใช้อาร์เรย์เป็นแถวของข้อมูล

=STDEVPA(E73:S73)

แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของเปอร์เซ็นต์มวลไขมันที่วัดได้จากเครื่องชั่งน้ำหนัก Tanita BC-GC12 เท่ากับ 8.52

=STDEVPA(E72:S72)

แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของเปอร์เซ็นต์มวลไขมันที่วัดได้จากงานวิจัยนี้ เท่ากับ 8.16

=STDEV(E72:E73)

แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานจากกลุ่มตัวอย่าง (คนที่ 1) ของเปอร์เซ็นต์มวลไขมันที่วัดได้จากงานวิจัยเปรียบเทียบกับเครื่องชั่งน้ำหนัก Tanita นี้ เท่ากับ 1.13

## บทที่ 5

# สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

### 5.1 สรุปผลการทดลอง

การวิเคราะห์มวลไขมันสามารถทำได้โดยอาศัยความนำไฟฟ้าของเซลล์และการวัดอิมพีแดนซ์สามารถทำได้โดยสร้างสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับในช่วงที่ไวต่อมวลไร้ไขมัน(อนุมานเป็นมวลกล้ามเนื้อ) และมีการจ่ายกระแสเข้าสู่ร่างกายเพื่อวัดความต่างศักย์ โดยมีปริมาณน้อยที่ต้องไม่ก่อให้เกิดการกระตุ้นต่อเซลล์หรือได้รับอันตราย ซึ่งในการวัดครั้งนี้เป็นวงจรที่มีกระแสคงที่ 154.54 ไมโครแอมแปร์ ความถี่ 53 กิโลเฮิรซ์ เมื่อนำตัวแปรข้อมูลเชิงกายภาพ (ส่วนสูง น้ำหนัก) และอิมพีแดนซ์ที่วัดจากวงจรนั้นมีความสอดคล้องเป็นเชิงเส้นจากสมการที่ 14

$$\%FM = (FM/BM) \times 100 ; FM = \text{Fat mass (kg)},$$

$$BM = \text{Body mass (สมการที่ 11)}$$

$$FFM = BM - FM ; FFM = \text{Fat free mass (สมการที่ 12)}$$

$$\text{Conductance} = \text{ส่วนกลับของ Resistance (สมการที่ 13)}$$

$$\therefore y = 3.04 + 0.85x ; y = FFM \text{ และ } x = \text{ส่วนสูง}^2 \times \text{conductance (สมการที่ 14)}$$

และอ้างอิงระดับสุขภาพจากรูปที่ 2.5 สามารถคำนวณเป็นเปอร์เซ็นต์ไขมันได้ ผลการทดลองของผู้ทดลองเพศชายและหญิง จำนวน 15 คน ในตาราง 4.1 และตาราง 4.4 มีความสอดคล้องระหว่างข้อมูลเชิงกายภาพและนำเปอร์เซ็นต์ไขมันมาวิเคราะห์ระดับสุขภาพได้โดยปัจจัยที่มีผลต่อระดับสุขภาพ ได้แก่ เพศ อายุ และเปอร์เซ็นต์มวลไขมัน

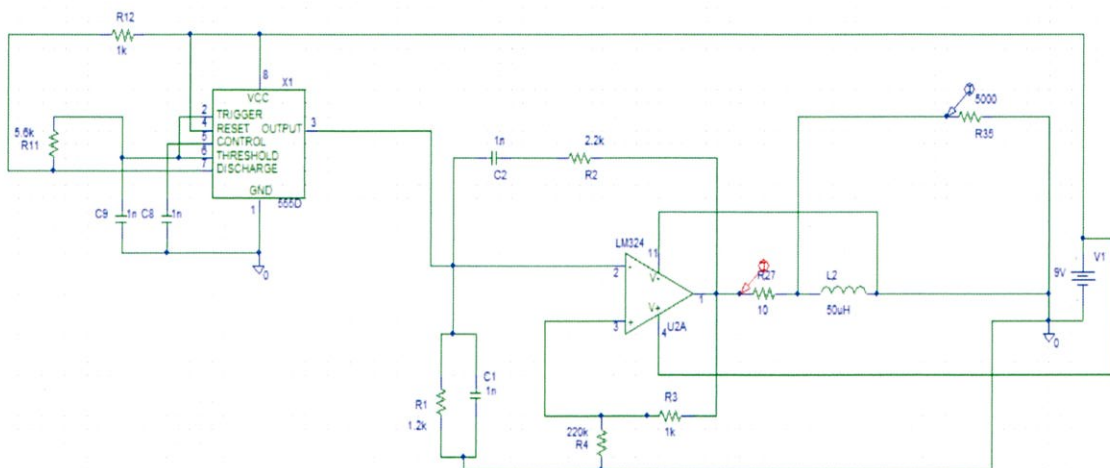
ตาราง 5.1 เปรียบเทียบข้อดี ข้อเสีย

ข้อดี	ข้อเสีย
1. ไม่มีการรุกรานที่ทำให้เกิดแผลต่อร่างกายได้ผิวหนัง	1. การวัดเป็นเพียงการประมาณความนำไฟฟ้าของร่างกาย ซึ่งอาจได้ค่าคลาดเคลื่อนในบางภาวะ เช่น Oedema
2. สามารถนำไปวางแผนและปรับเปลี่ยนพฤติกรรมการใช้ชีวิตเพื่อสุขภาพที่ดี	2. มีความคลาดเคลื่อนของอุปกรณ์ เช่น noise บริเวณใช้งานอุปกรณ์
3. นำไปใช้ประกอบการรักษาของแพทย์ได้	3. การคำนวณหลายขั้นตอนและซับซ้อนสำหรับผู้ศึกษาเริ่มต้น

สรุปได้ว่า BIA มีความสำคัญและเป็นประโยชน์ต่อการวิเคราะห์สุขภาพเบื้องต้นได้และจากงานวิจัยนี้ทำให้ทราบหลักการทำงานของ BIA การแก้ไขปัญหาที่เกิดขึ้นระหว่างการทดลอง

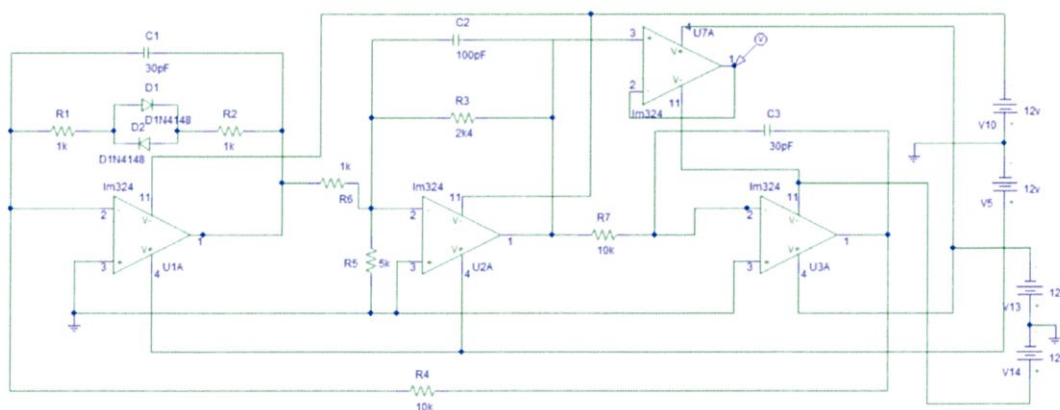
## 5.2 ปัญหาจากการทดลองและการแก้ไขปัญหา

### 5.2.1 ปัญหาการออกแบบ BIA (Bioelectrical impedance analysis)

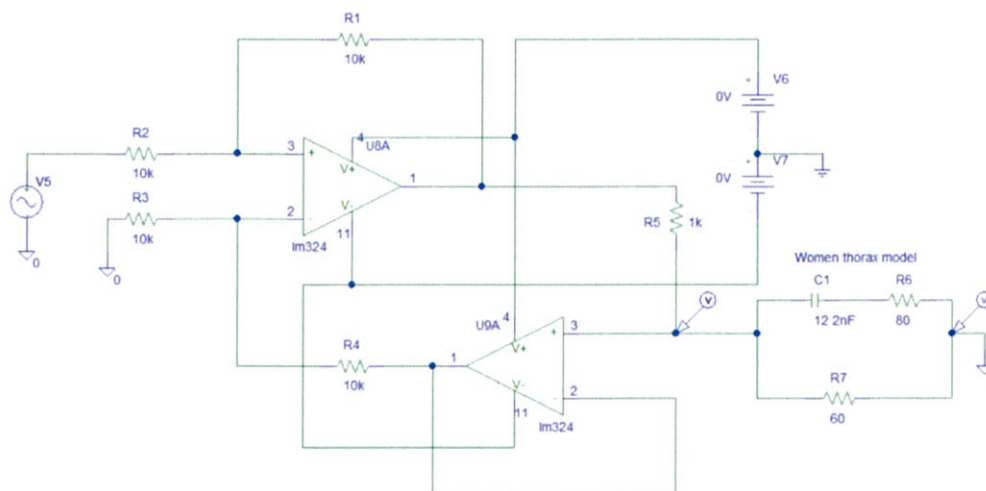


รูปที่ 5.1 วงจร Astable oscillator, High pass filter, Low pass filter และ RL current source

เป็นวงจรรวมที่สร้างสัญญาณสี่เหลี่ยมแบบอะสเตเบิล วงจรกรองความถี่สูงผ่าน วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านและวงจรเหนี่ยวนำกระแส เนื่องจากว่าสัญญาณสี่เหลี่ยมนั้นมีฮาร์โมนิกส์จำนวนมากจึงได้ แก๊ซ โดยปรับเปลี่ยนรูปแบบวงจรเป็นการสร้างสัญญาณไซน์ และวงจรจ่ายกระแสคงที่ ดังรูปที่ 3.1 และ รูปที่ 3.2



รูปที่ 3.1 วงจรออสซิลเลเตอร์



รูปที่ 3.2 วงจรแปลงแรงดันเป็นกระแสและวงจรจำลองร่างกายช่วงอก

### 5.2.2 ปัญหาเรื่องความคลาดเคลื่อน

ความคลาดเคลื่อนและมีสัญญาณรบกวนทำให้การวัดอิมพีแดนซ์ไม่แม่นยำ จึงมีการปรับเปลี่ยนเป็นวงจรถ่ายทอดที่สร้างสัญญาณความถี่ในช่วงที่ผ่านเซลล์ได้ดีและไม่เป็นอันตราย กระแสเข้าร่างกายคงที่เพื่อทราบปริมาณกระแสและเพื่อควบคุมอัตราเร็วประจุไฟฟ้าเข้าสู่ร่างกายในอยู่ช่วงระดับที่ร่างกายไม่เกิดการกระตุ้นทางไฟฟ้าจากภายนอก

## เอกสารอ้างอิง

- [1] Daniel Gomez Abad. Development of a Capacitive Bioimpedance Measurement System. Aachen:Rwthaachenuniversity. 2009
- [2] Henry C Lukaski, PhD. PhylisE Johnson, PhD. William W Bolonchuck, Msc, and Glenn I Lykken, PhD. body. Assessment of fat-Free mass using bioelectrical impedance measurements of the human the american journal of clinical nutrition. 1985;41  
Available from: [https://www.academia.edu/34431440/Assessment\\_of\\_fat-Free\\_mass\\_using\\_bioelectrical\\_impedance\\_measurements\\_of\\_the\\_human\\_body?ends\\_sutd\\_reg\\_path=true](https://www.academia.edu/34431440/Assessment_of_fat-Free_mass_using_bioelectrical_impedance_measurements_of_the_human_body?ends_sutd_reg_path=true)
- [3] Foster KR, Schwan HP. Dielectric properties of tissues-a critical review. CRC Crit Rev Bioeng 1989;17:25-104.
- [4] Lofgren B. The electrical impedance of a complex tissue and its relation to changes in volume and fluid distribution; study on rat kidneys. Actual Physiology Scand 1951;23(suppl 81):1-51.
- [5] Epstein BR, Foster KR. Anisotropy in the dielectric properties of skeletal muscle. Med Biol Eng Comp 1983;21:51-5.
- [6] Hanai T. Electrical properties of emulsions. In: Sherman PH, ed. Emulsion science. London: Academic Press, 1968:354-477.
- [7] Dalziel CF. The threshold of perception of currents. IEEE Trans Power

- Apparatus Systems 1954;73:990-6.
- [8] Scale RG, Foster KR, Epstein BR, Mullen JL. Nutritional assessment: whole-body impedance and body fluid compartments. *Nutr Cancer* 1980;2:72-80.
- [9] Lukaski HC. Applications of bioelectrical impedance analysis: a critical review. In: Yasumura S, Harrison JE, McNeill KG, Woodhead AD, Dilmanian FA, eds. *In vivo body composition studies*. New York: Plenum Press, 1990:365-74.
- [10] Cohn SH. How valid are bioelectric impedance measurements in body composition studies? *Am J Clin Nutr* 1985;42:889-90.
- [11] Kushner RF, Schoeller DA, Fjeld KR, Danford L. Is the impedance index ( $ht^2fR$ ) significant in predicting total body water? *Am J Clin Nutr* 1992;56:835-9.

**ภาคผนวก ก.**

Datasheet TL082

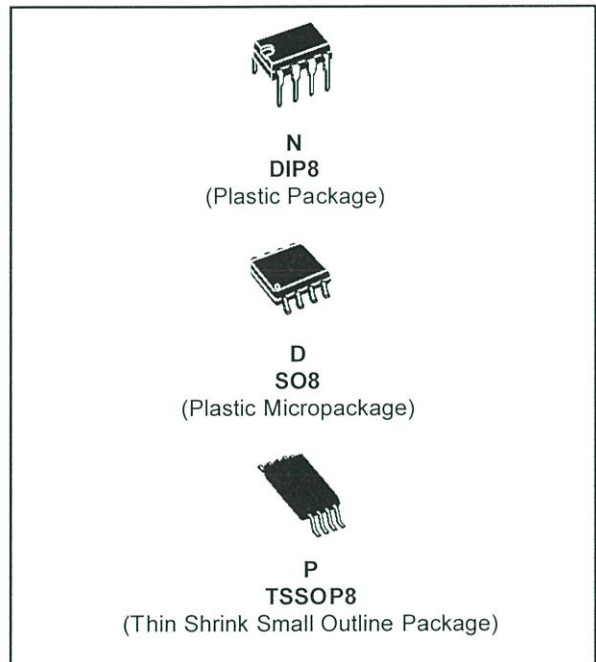
Datasheet OP07



# TL082 TL082A - TL082B

## GENERAL PURPOSE J-FET DUAL OPERATIONAL AMPLIFIERS

- WIDE COMMON-MODE (UP TO  $V_{CC}^+$ ) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE :  $16V/\mu s$  (typ)

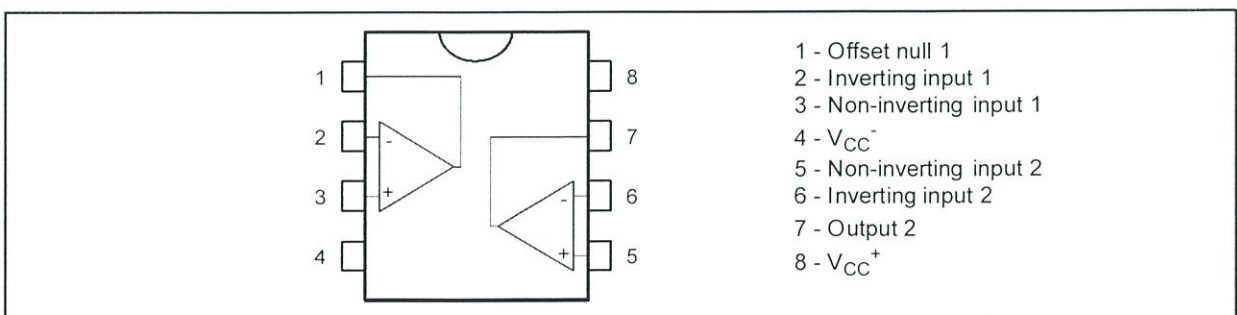


### DESCRIPTION

The TL082, TL082A and TL082B are high speed J-FET input dual operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

The devices feature high slew rates, low input bias and offset current, and low offset voltage temperature coefficient.

### PIN CONNECTIONS (top view)



### ORDER CODE

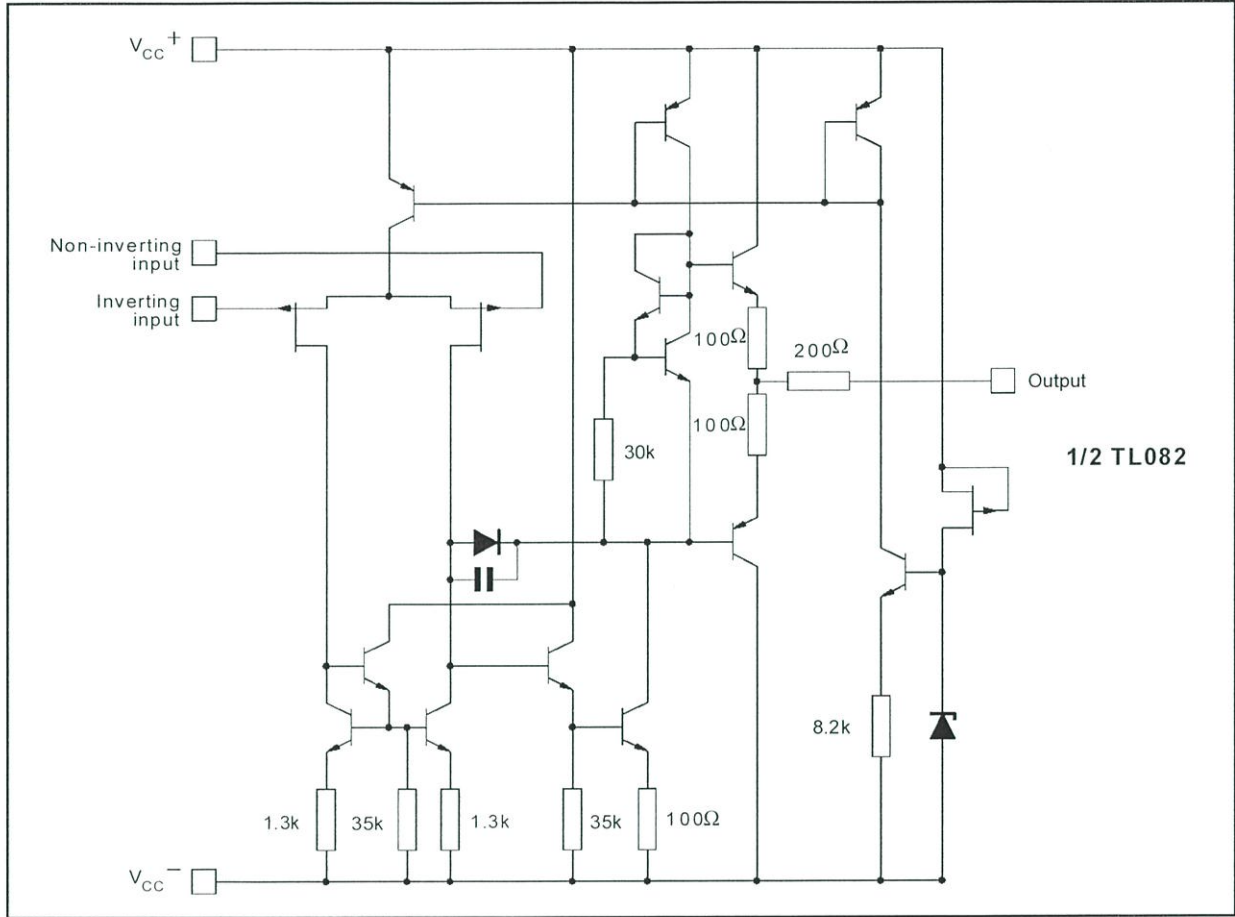
Part Number	Temperature Range	Package		
		N	D	P
TL082M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•	•
TL082I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•	•
TL082C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•	•

**Example :** TL082CD, TL082IN

**N** = Dual in Line Package (DIP)  
**D** = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (DT)  
**P** = Thin Shrink Small Outline Package (TSSOP) - only available in Tape & Reel (PT)

# TL082 - TL082A - TL082B

## SCHEMATIC DIAGRAM



## ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	TL082M, AM, BM	TL082I, AI, BI	TL082C, AC, BC	Unit
$V_{CC}$	Supply voltage - note 1)	±18			V
$V_i$	Input Voltage - note 2)	±15			V
$V_{id}$	Differential Input Voltage - note 3)	±30			V
$P_{tot}$	Power Dissipation	680			mW
	Output Short-circuit Duration - note 4)	Infinite			
$T_{oper}$	Operating Free-air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C
$T_{stg}$	Storage Temperature Range	-65 to +150			°C

1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between  $V_{CC}^+$  and  $V_{CC}^-$ .
2. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
3. Differential voltages are the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.

**ELECTRICAL CHARACTERISTICS**

$V_{CC} = \pm 15V$ ,  $T_{amb} = +25^{\circ}C$  (unless otherwise specified)

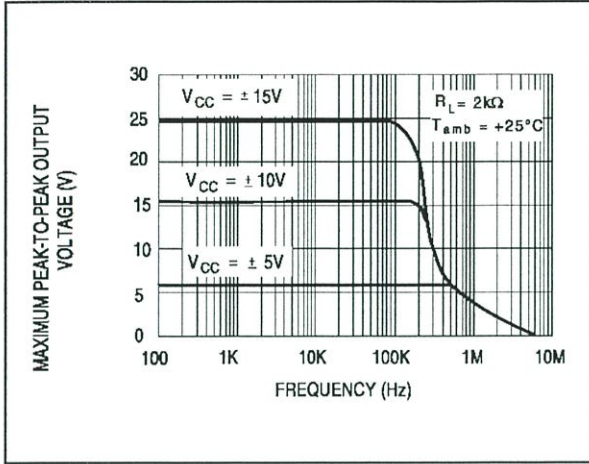
Symbol	Parameter	TL082I,M,AC,AI,AM, BC,BI,BM			TL082C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
$V_{io}$	Input Offset Voltage ( $R_S = 50\Omega$ ) $T_{amb} = +25^{\circ}C$		3	10		3	10	mV
	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		1	13			13	
$DV_{io}$	Input Offset Voltage Drift		10			10		$\mu V/^{\circ}C$
$I_{io}$	Input Offset Current - note 1) $T_{amb} = +25^{\circ}C$		5	100		5	100	pA nA
	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$			4			10	
$I_{ib}$	Input Bias Current -note 1 $T_{amb} = +25^{\circ}C$		20	200		20	400	pA nA
	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$			20			20	
$A_{vd}$	Large Signal Voltage Gain ( $R_L = 2k\Omega$ , $V_o = \pm 10V$ ) $T_{amb} = +25^{\circ}C$	50	200		25	200		V/mV
	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	25			15			
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio ( $R_S = 50\Omega$ ) $T_{amb} = +25^{\circ}C$	80	86		70	86		dB
	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	80			70			
$I_{CC}$	Supply Current, no load $T_{amb} = +25^{\circ}C$		1.4	2.5		1.4	2.5	mA
	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$			2.5			2.5	
$V_{icm}$	Input Common Mode Voltage Range	$\pm 11$	+15 -12		$\pm 11$	+15 -12		V
CMR	Common Mode Rejection Ratio ( $R_S = 50\Omega$ ) $T_{amb} = +25^{\circ}C$	80	86		70	86		dB
	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	80			70			
$I_{os}$	Output Short-circuit Current $T_{amb} = +25^{\circ}C$	10	40	60	10	40	60	mA
	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	10		60	10		60	
$\pm V_{opp}$	Output Voltage Swing $T_{amb} = +25^{\circ}C$	10	12		10	12		V
	$RL = 2k\Omega$	12	13.5		12	13.5		
	$RL = 10k\Omega$	10			10			
	$RL = 10k\Omega$	12			12			
SR	Slew Rate ( $T_{amb} = +25^{\circ}C$ ) $V_{in} = 10V$ , $R_L = 2k\Omega$ , $C_L = 100pF$ , unity gain	8	16		8	16		V/ $\mu s$
$t_r$	Rise Time ( $T_{amb} = +25^{\circ}C$ ) $V_{in} = 20mV$ , $R_L = 2k\Omega$ , $C_L = 100pF$ , unity gain		0.1			0.1		$\mu s$
$K_{ov}$	Overshoot ( $T_{amb} = +25^{\circ}C$ ) $V_{in} = 20mV$ , $R_L = 2k\Omega$ , $C_L = 100pF$ , unity gain		10			10		%
GBP	Gain Bandwidth Product ( $T_{amb} = +25^{\circ}C$ ) $V_{in} = 10mV$ , $R_L = 2k\Omega$ , $C_L = 100pF$ , $f = 100kHz$	2.5	4		2.5	4		MHz
$R_i$	Input Resistance		$10^{12}$			$10^{12}$		$\Omega$

## TL082 - TL082A - TL082B

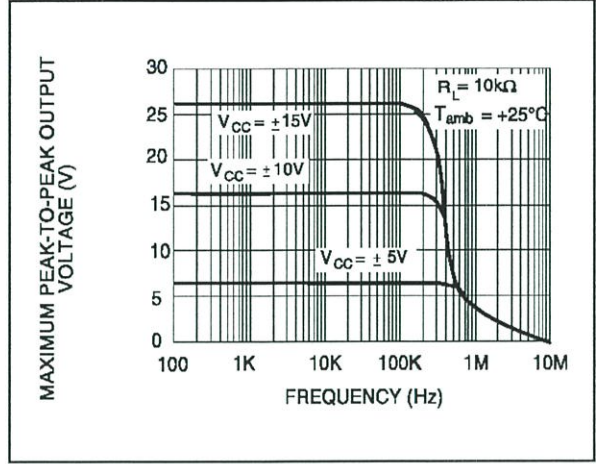
Symbol	Parameter	TL082I,M,AC,AI,AM, BC,BI,BM			TL082C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
THD	Total Harmonic Distortion ( $T_{amb} = +25^{\circ}\text{C}$ ), $f = 1\text{kHz}$ , $R_L = 2\text{k}\Omega$ , $C_L = 100\text{pF}$ , $A_V = 20\text{dB}$ , $V_o = 2V_{pp}$		0.01			0.01		%
$e_n$	Equivalent Input Noise Voltage $R_S = 100\Omega$ , $f = 1\text{KHz}$		15			15		$\frac{\text{nV}}{\sqrt{\text{Hz}}}$
$\phi_m$	Phase Margin		45			45		degrees
$V_{o1}/V_{o2}$	Channel Separation $A_V = 100$		120			120		dB

1. The input bias currents are junction leakage currents which approximately double for every  $10^{\circ}\text{C}$  increase in the junction temperature.

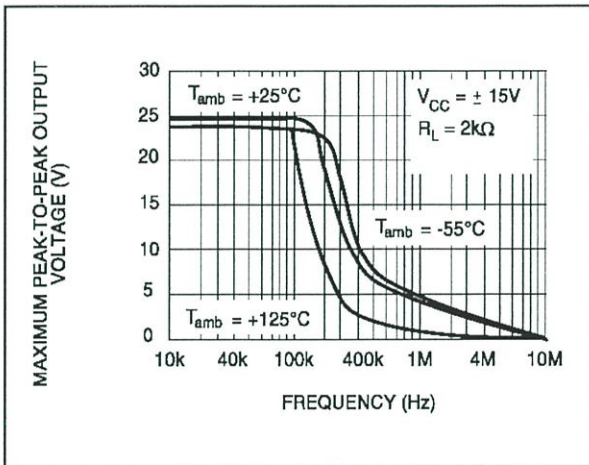
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREQUENCY



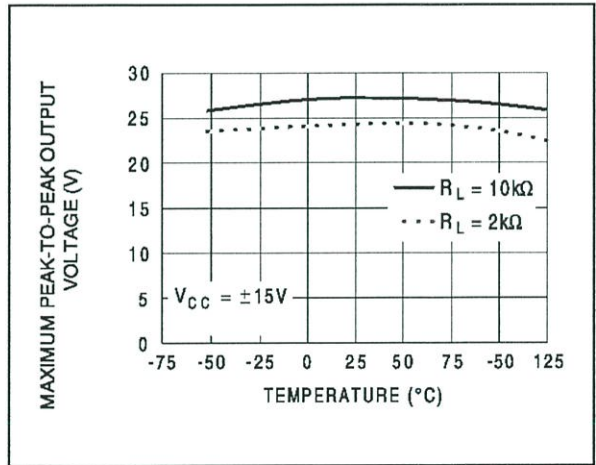
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREQUENCY



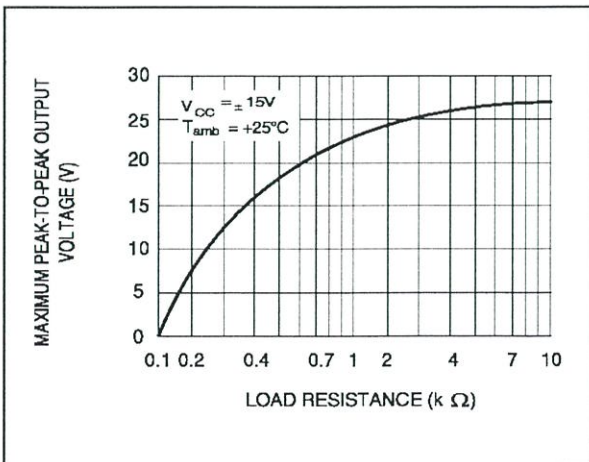
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREQUENCY



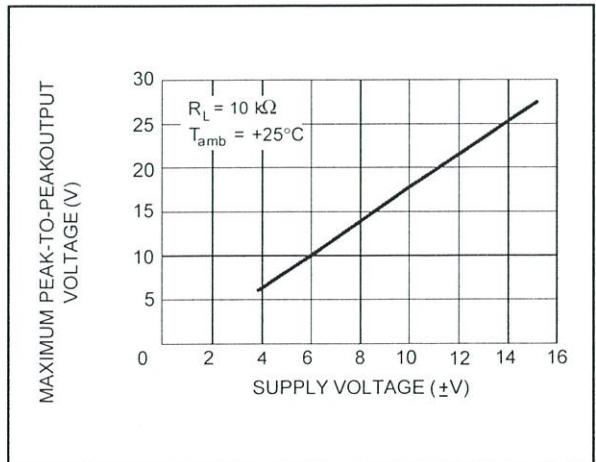
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREE AIR TEMP.



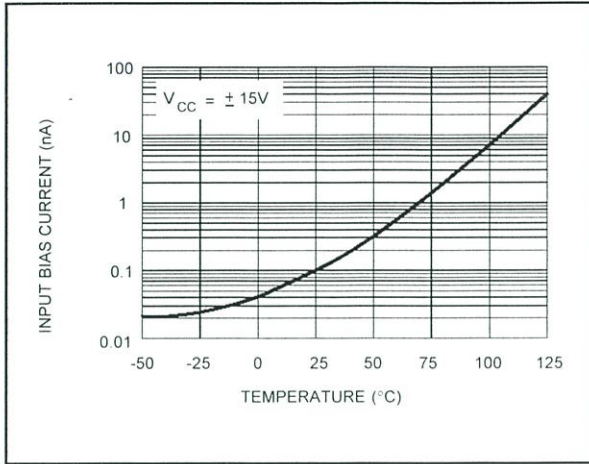
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus LOAD RESISTANCE



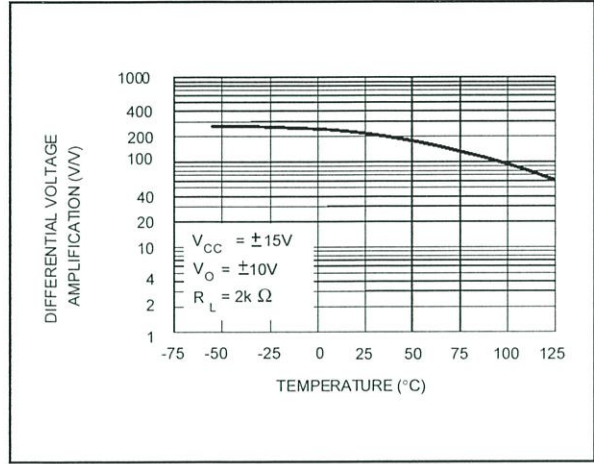
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus SUPPLY VOLTAGE



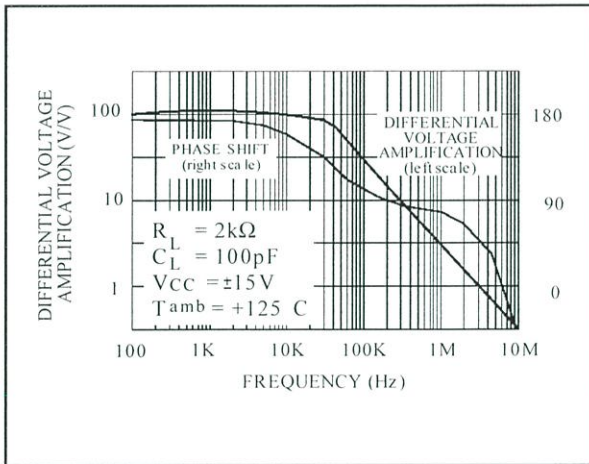
**INPUT BIAS CURRENT versus FREE AIR TEMPERATURE**



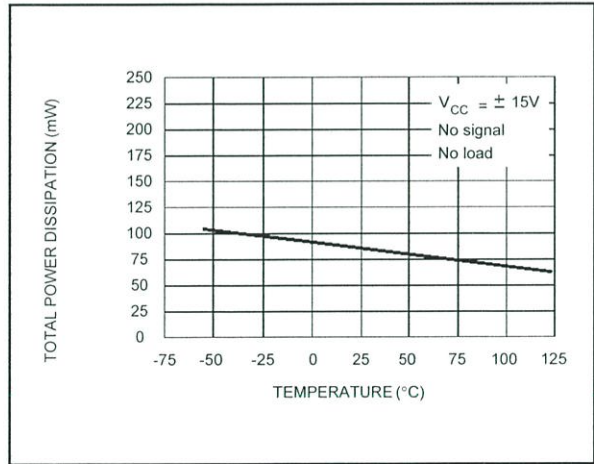
**LARGE SIGNAL DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION versus FREE AIR TEMP.**



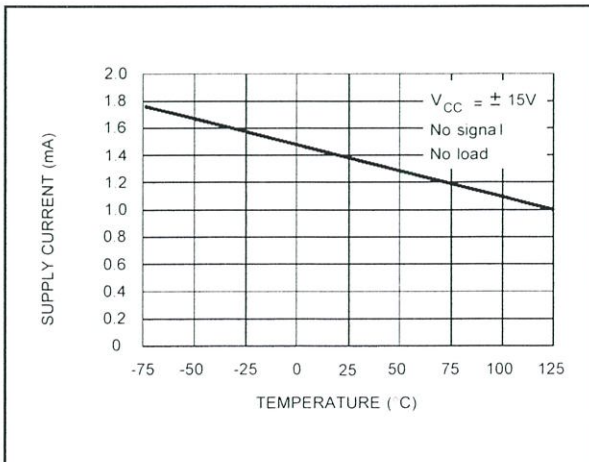
**LARGE SIGNAL DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION AND PHASE SHIFT versus FREQUENCY**



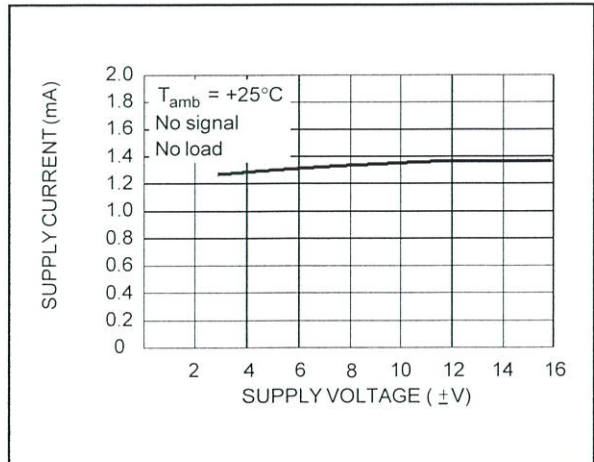
**TOTAL POWER DISSIPATION versus FREE AIR TEMPERATURE**



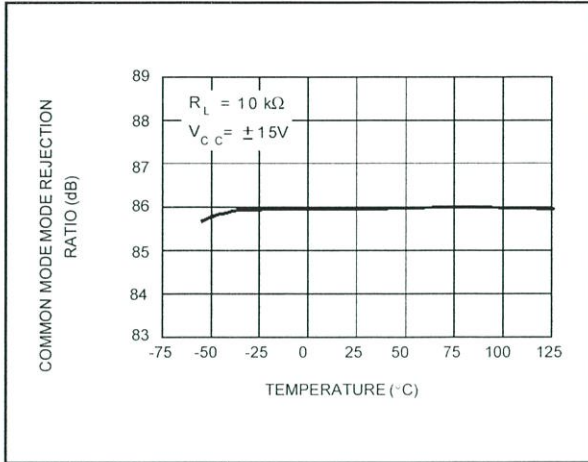
**SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER versus FREE AIR TEMPERATURE**



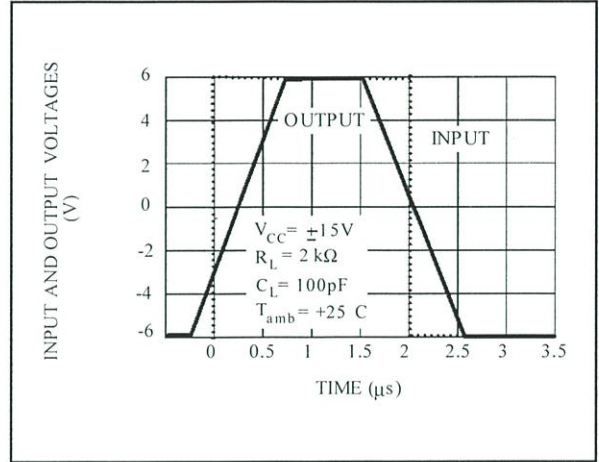
**SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER versus SUPPLY VOLTAGE**



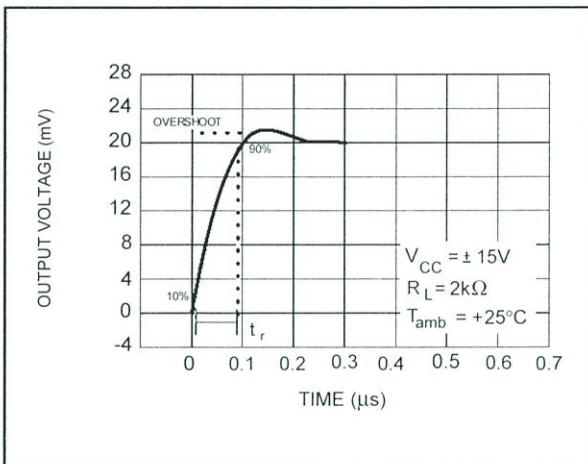
**COMMON MODE REJECTION RATIO versus FREE AIR TEMPERATURE**



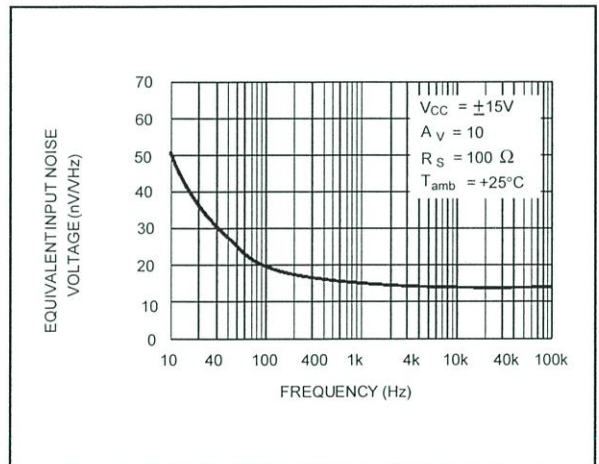
**VOLTAGE FOLLOWER LARGE SIGNAL PULSE RESPONSE**



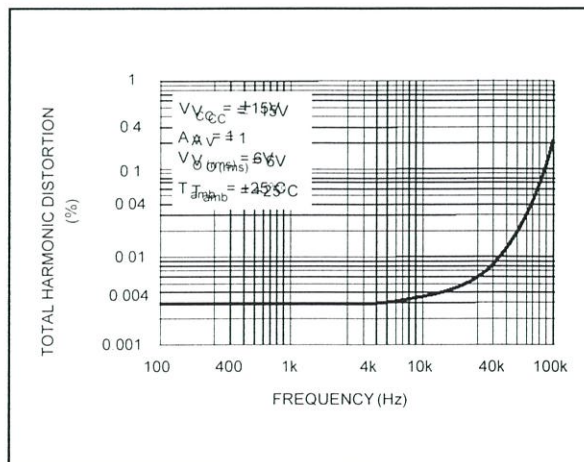
**OUTPUT VOLTAGE versus ELAPSED TIME**



**EQUIVALENT INPUT NOISE VOLTAGE versus FREQUENCY**



**TOTAL HARMONIC DISTORTION versus FREQUENCY**



PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

Figure 1 : Voltage Follower

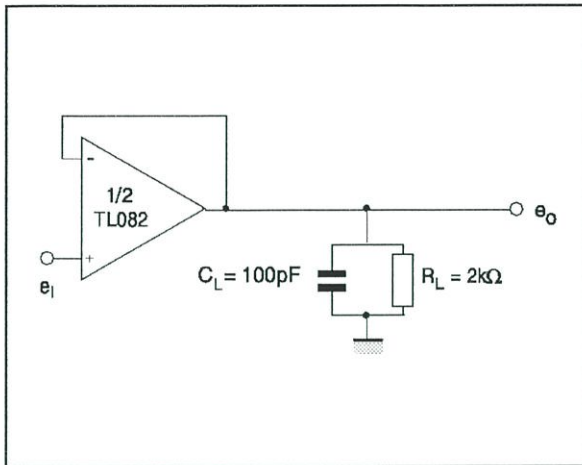
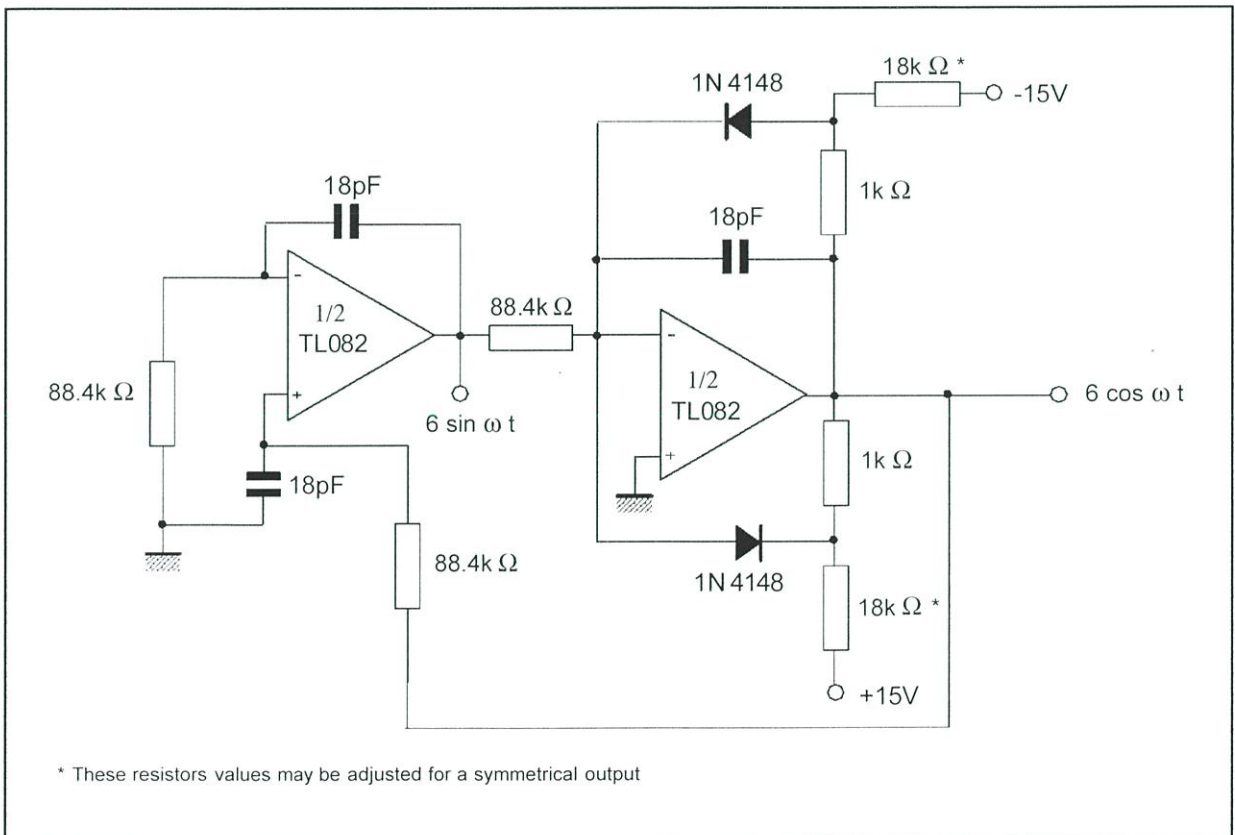


Figure 2 : Gain-of-10 Inverting Amplifier



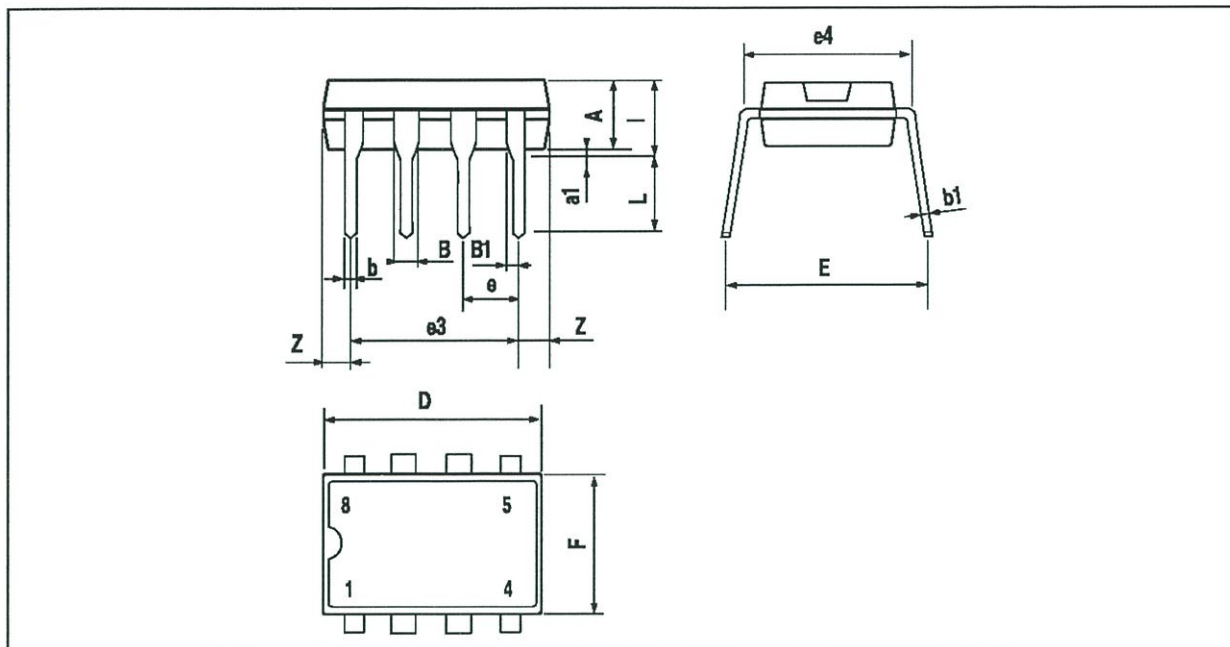
TYPICAL APPLICATIONS

100KHz QUADRUPLE OSCILLATOR



PACKAGE MECHANICAL DATA

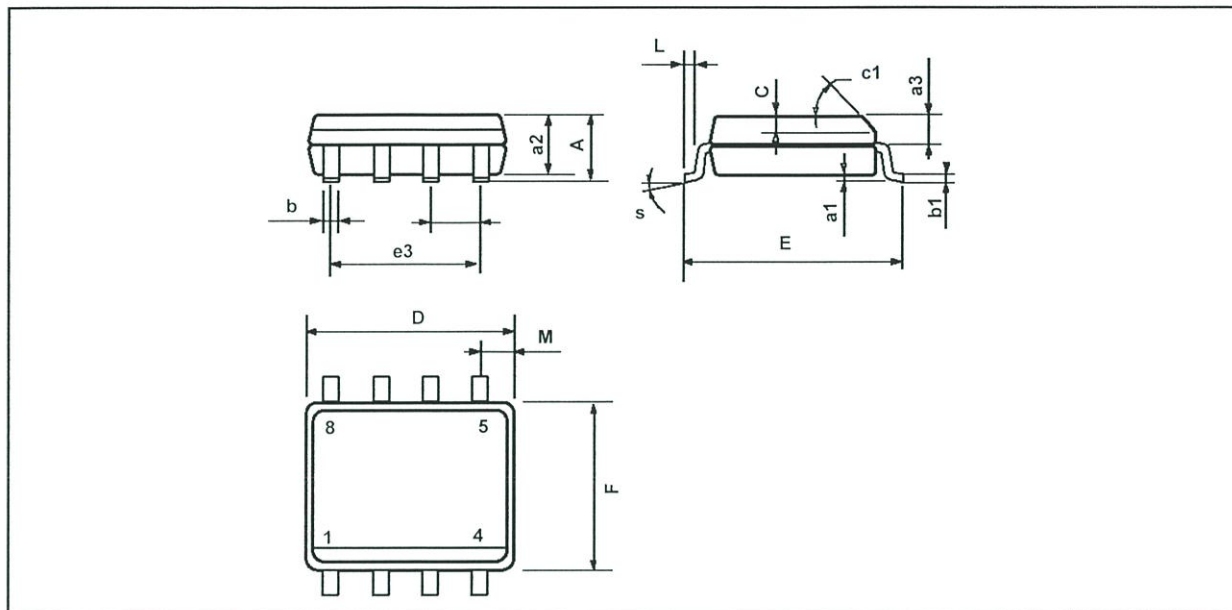
8 PINS - PLASTIC DIP



Dim.	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A		3.32			0.131	
a1	0.51			0.020		
B	1.15		1.65	0.045		0.065
b	0.356		0.55	0.014		0.022
b1	0.204		0.304	0.008		0.012
D			10.92			0.430
E	7.95		9.75	0.313		0.384
e		2.54			0.100	
e3		7.62			0.300	
e4		7.62			0.300	
F			6.6			0.260
i			5.08			0.200
L	3.18		3.81	0.125		0.150
Z			1.52			0.060

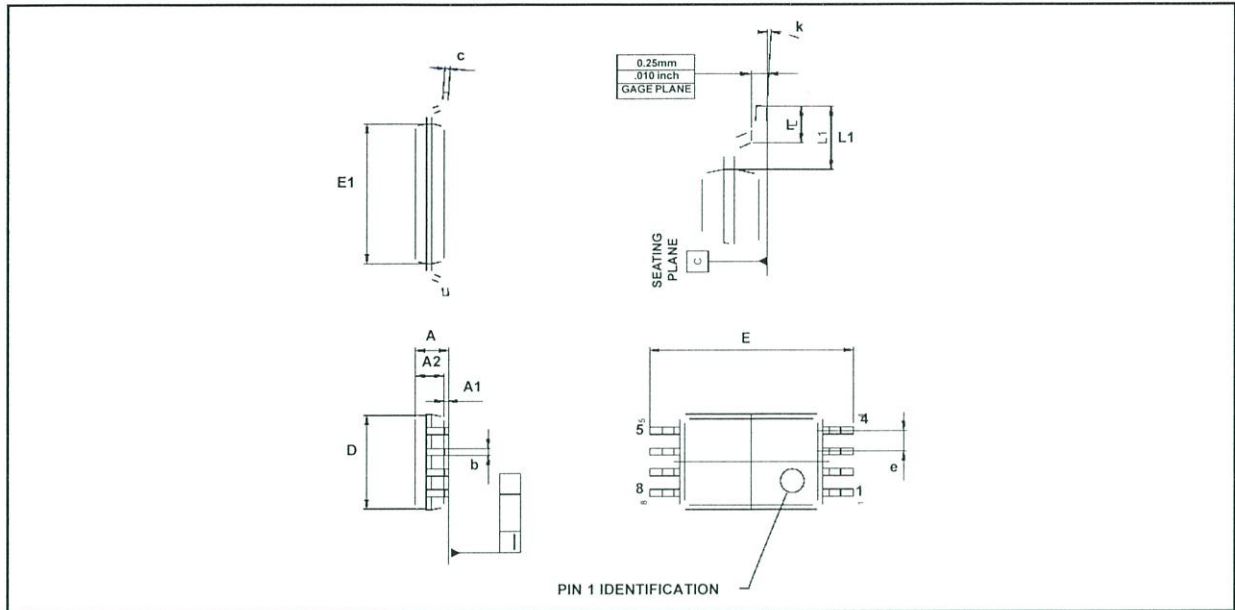
TL082 - TL082A - TL082B

PACKAGE MECHANICAL DATA  
8 PINS - PLASTIC MICROPACKAGE (SO)



Dim.	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A			1.75			0.069
a1	0.1		0.25	0.004		0.010
a2			1.65			0.065
a3	0.65		0.85	0.026		0.033
b	0.35		0.48	0.014		0.019
b1	0.19		0.25	0.007		0.010
C	0.25		0.5	0.010		0.020
c1	45° (typ.)					
D	4.8		5.0	0.189		0.197
E	5.8		6.2	0.228		0.244
e		1.27			0.050	
e3		3.81			0.150	
F	3.8		4.0	0.150		0.157
L	0.4		1.27	0.016		0.050
M			0.6			0.024
S	8° (max.)					

**PACKAGE MECHANICAL DATA**  
**8 PINS - THIN SHRINK SMALL OUTLINE PACKAGE**



Dim.	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A			1.20			0.05
A1	0.05		0.15	0.01		0.006
A2	0.80	1.00	1.05	0.031	0.039	0.041
b	0.19		0.30	0.007		0.15
c	0.09		0.20	0.003		0.012
D	2.90	3.00	3.10	0.114	0.118	0.122
E		6.40			0.252	
E1	4.30	4.40	4.50	0.169	0.173	0.177
e		0.65			0.025	
k	0°		8°	0°		8°
L	0.50	0.60	0.75	0.09	0.0236	0.030
L1	0.45	0.600	0.75	0.018	0.024	0.030
L1		1.000			0.039	

Information furnished is believed to be accurate and reliable. However, STMicroelectronics assumes no responsibility for the consequences of use of such information nor for any infringement of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of STMicroelectronics. Specifications mentioned in this publication are subject to change without notice. This publication supersedes and replaces all information previously supplied. STMicroelectronics products are not authorized for use as critical components in life support devices or systems without express written approval of STMicroelectronics.

© The ST logo is a registered trademark of STMicroelectronics

© 2001 STMicroelectronics - Printed in Italy - All Rights Reserved  
 STMicroelectronics GROUP OF COMPANIES

Australia - Brazil - Canada - China - Finland - France - Germany - Hong Kong - India - Israel - Italy - Japan - Malaysia  
 Malta - Morocco - Singapore - Spain - Sweden - Switzerland - United Kingdom - United States

© <http://www.st.com>

### FEATURES

- Low  $V_{OS}$  .....  $25\mu\text{V}$  Max
- Low  $V_{OS}$  Drift .....  $0.6\mu\text{V}/^\circ\text{C}$  Max
- Ultra-Stable vs Time .....  $1.0\mu\text{V}/\text{Month}$  Max
- Low Noise .....  $0.6\mu\text{V}_{p-p}$  Max
- Wide Input Voltage Range .....  $\pm 14\text{V}$
- Wide Supply Voltage Range .....  $\pm 3\text{V}$  to  $\pm 18\text{V}$
- Fits 725, 108A/308A, 741, AD510 Sockets
- $125^\circ\text{C}$  Temperature-Tested Dice

### ORDERING INFORMATION †

$T_A = +25^\circ\text{C}$ $V_{OS}$ MAX ( $\mu\text{V}$ )	PACKAGE				OPERATING TEMPERATURE RANGE
	TO-99	CERDIP 8-PIN	PLASTIC 8-PIN	LCC 20-CONTACT	
25	OP07AJ*	OP07AZ*	—	—	MIL
75	OP07EJ	OP07EZ	OP07EP	—	COM
75	OP07J*	OP07Z*	—	OP07RC/883	MIL
150	OP07CJ	OP07CZ	OP07CP	—	XIND
150	—	—	OP07CS††	—	XIND
150	OP07DJ	—	OP07DP	—	XIND

\* For devices processed in total compliance to MIL-STD 883, add /883 after part number. Consult factory for 883 data sheet.

† Burn-in is available on commercial and industrial temperature range parts in CerDIP, plastic DIP, and TO-can packages.

†† For availability and burn-in information on SO and PLCC packages, contact your local sales office.

### GENERAL DESCRIPTION

The OP-07 has very low input offset voltage ( $25\mu\text{V}$  max for OP-07A) which is obtained by trimming at the wafer stage. These low offset voltages generally eliminate any need for external nulling. The OP-07 also features low input bias current ( $\pm 2\text{nA}$  for OP-07A) and high open-loop gain ( $300\text{V}/\text{mV}$  for OP-07A). The low offsets and high open-loop gain make the OP-07 particularly useful for high-gain instrumentation applications.

The wide input voltage range of  $\pm 13\text{V}$  minimum combined with high CMRR of  $110\text{dB}$  (OP-07A) and high input impedance provides high accuracy in the noninverting circuit configuration. Excellent linearity and gain accuracy can be maintained

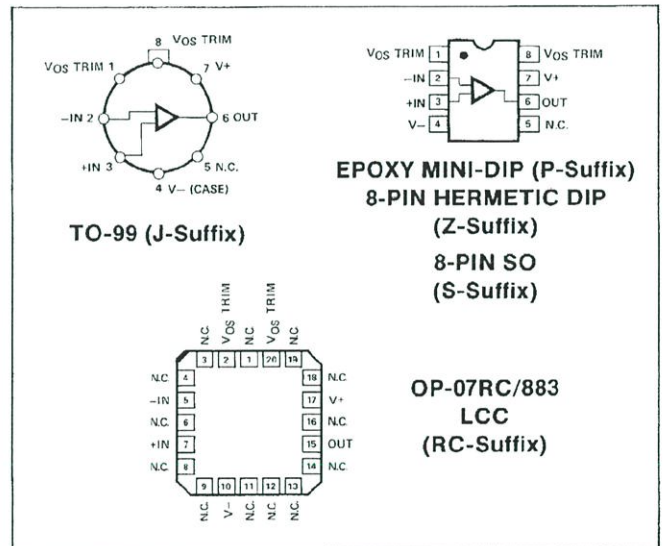
even at high closed-loop gains.

Stability of offsets and gain with time or variations in temperature is excellent. The accuracy and stability of the OP-07, even at high gain, combined with the freedom from external nulling have made the OP-07 a new industry standard for instrumentation and military applications.

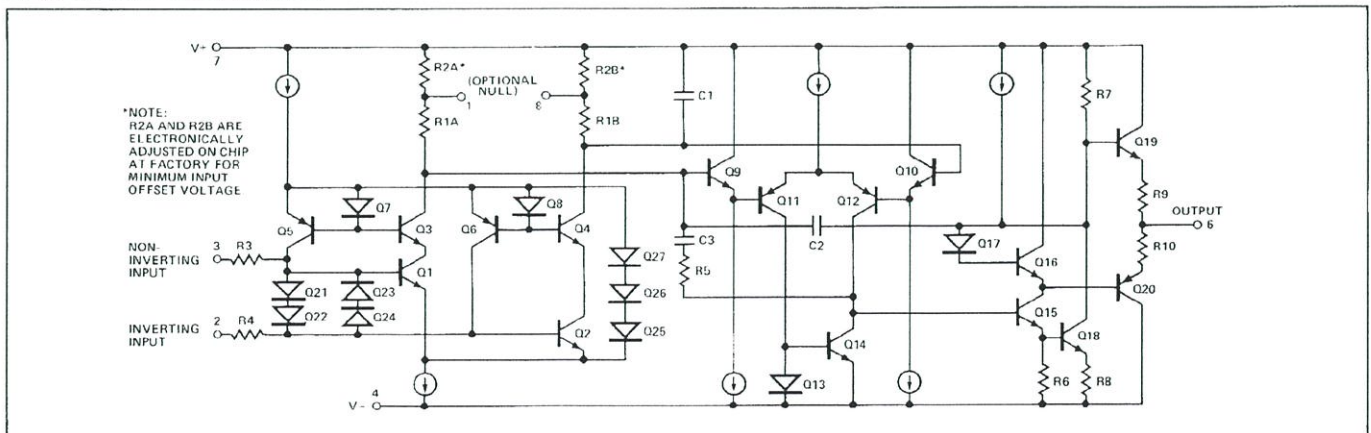
The OP-07 is available in five standard performance grades. The OP-07A and the OP-07 are specified for operation over the full military range of  $-55^\circ\text{C}$  to  $+125^\circ\text{C}$ ; the OP-07E is specified for operation over the  $0^\circ\text{C}$  to  $+70^\circ\text{C}$  range, and OP-07C and D over the  $-40^\circ\text{C}$  to  $+85^\circ\text{C}$  temperature range.

The OP-07 is available in hermetically-sealed TO-99 metal can or ceramic 8-pin Mini-DIP, and in epoxy 8-pin Mini-DIP. It is a direct replacement for 725, 108A, and OP-05 amplifiers; 741-types may be directly replaced by removing the 741's nulling potentiometer. The OP-207, a dual OP-07, is available for applications requiring close matching of two OP-07 amplifiers. For improved specifications, see the OP-77/OP-177.

### PIN CONNECTIONS



### SIMPLIFIED SCHEMATIC



# OP07

## ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS (Note 1)

Supply Voltage	±22V
Differential Input Voltage	±30V
Input Voltage (Note 2)	±22V
Output Short-Circuit Duration	Indefinite
Storage Temperature Range	
J, RC and Z Packages	−65°C to +150°C
P Package	−65°C to +125°C
Operating Temperature Range	
OP-07A, OP-07, OP-07RC	−55°C to +125°C
OP-07E	0°C to +70°C
OP-07C, OP-07D	−40°C to +85°C
Lead Temperature (Soldering, 60 sec)	+300°C
Junction Temperature (T <sub>J</sub> )	+150°C

PACKAGE TYPE	θ <sub>JA</sub> (Note 3)	θ <sub>JC</sub>	UNITS
TO-99 (J)	150	18	°C/W
8-Pin Hermetic DIP (Z)	148	16	°C/W
8-Pin Plastic DIP (P)	103	43	°C/W
20-Contact LCC	98	38	°C/W
8-Pin SO (S)	158	43	°C/W

### NOTES:

1. Absolute maximum ratings apply to both DICE and packaged parts, unless otherwise noted.
2. For supply voltages less than ±22V, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.
3. θ<sub>JA</sub> is specified for worst case mounting conditions, i.e., θ<sub>JA</sub> is specified for device in socket for TO, CerDIP, P-DIP, and LCC packages; θ<sub>JC</sub> is specified for device soldered to printed circuit board for SO package.

## ELECTRICAL CHARACTERISTICS at V<sub>S</sub> = ±15V, T<sub>A</sub> = 25°C, unless otherwise noted.

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	OP-07A			OP-07			UNITS
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Input Offset Voltage	V <sub>OS</sub>	(Note 1)	—	10	25	—	30	75	μV
Long-Term Input Offset Voltage Stability	ΔV <sub>OS</sub> /Time	(Note 2)	—	0.2	1.0	—	0.2	1.0	μV/Mo
Input Offset Current	I <sub>OS</sub>		—	0.3	2.0	—	0.4	2.8	nA
Input Bias Current	I <sub>B</sub>		—	±0.7	±2.0	—	±1.0	±3.0	nA
Input Noise Voltage	e <sub>np-p</sub>	0.1Hz to 10Hz (Note 3)	—	0.35	0.6	—	0.35	0.6	μV <sub>p-p</sub>
Input Noise Voltage Density	e <sub>n</sub>	f <sub>O</sub> = 10Hz (Note 3)	—	10.3	18.0	—	10.3	18.0	nV/√Hz
		f <sub>O</sub> = 100Hz (Note 3)	—	10.0	13.0	—	10.0	13.0	
		f <sub>O</sub> = 1000Hz (Note 3)	—	9.6	11.0	—	9.6	11.0	
Input Noise Current	i <sub>np-p</sub>	0.1Hz to 10Hz (Note 3)	—	14	30	—	14	30	pA <sub>p-p</sub>
Input Noise Current Density	i <sub>n</sub>	f <sub>O</sub> = 10Hz (Note 3)	—	0.32	0.80	—	0.32	0.80	pA/√Hz
		f <sub>O</sub> = 100Hz (Note 3)	—	0.14	0.23	—	0.14	0.23	
		f <sub>O</sub> = 1000Hz (Note 3)	—	0.12	0.17	—	0.12	0.17	
Input Resistance — Differential-Mode	R <sub>IN</sub>	(Note 4)	30	80	—	20	60	—	MΩ
Input Resistance — Common-Mode	R <sub>INCM</sub>		—	200	—	—	200	—	GΩ
Input Voltage Range	IVR		±13	±14	—	±13	±14	—	V
Common-Mode Rejection Ratio	CMRR	V <sub>CM</sub> = ±13V	110	126	—	110	126	—	dB
Power Supply Rejection Ratio	PSRR	V <sub>S</sub> = ±3V to ±18V	—	4	10	—	4	10	μV/V
Large-Signal Voltage Gain	A <sub>VO</sub>	R <sub>L</sub> ≥ 2kΩ, V <sub>O</sub> = ±10V	300	500	—	200	500	—	V/mV
		R <sub>L</sub> ≥ 500Ω, V <sub>O</sub> = ±0.5V, V <sub>S</sub> = ±3V (Note 4)	150	400	—	150	400	—	
Output Voltage Swing	V <sub>O</sub>	R <sub>L</sub> ≥ 10kΩ	±12.5	±13.0	—	±12.5	±13.0	—	V
		R <sub>L</sub> ≥ 2kΩ	±12.0	±12.8	—	±12.0	±12.8	—	
		R <sub>L</sub> ≥ 1kΩ	±10.5	±12.0	—	±10.5	±12.0	—	
Slew Rate	SR	R <sub>L</sub> ≥ 2kΩ (Note 3)	0.1	0.3	—	0.1	0.3	—	V/μs
Closed-Loop Bandwidth	BW	A <sub>VCL</sub> = +1 (Note 3)	0.4	0.6	—	0.4	0.6	—	MHz
Open-Loop Output Resistance	R <sub>O</sub>	V <sub>O</sub> = 0, I <sub>O</sub> = 0	—	60	—	—	60	—	Ω
Power Consumption	P <sub>d</sub>	V <sub>S</sub> = ±15V, No Load	—	75	120	—	75	120	mW
		V <sub>S</sub> = ±3V, No Load	—	4	6	—	4	6	
Offset Adjustment Range		R <sub>p</sub> = 20kΩ	—	±4	—	—	±4	—	mV

### NOTES:

1. OP-07A grade V<sub>OS</sub> is measured approximately one minute after application of power. For all other grades V<sub>OS</sub> is measured approximately 0.5 seconds after application of power.
2. Long-Term Input Offset Voltage Stability refers to the averaged trend line of V<sub>OS</sub> vs. Time over extended periods after the first 30 days of operation.

Excluding the initial hour of operation, changes in V<sub>OS</sub> during the first 30 operating days are typically 2.5μV — refer to typical performance curves. Parameter is sample tested.

3. Sample tested.
4. Guaranteed by design.

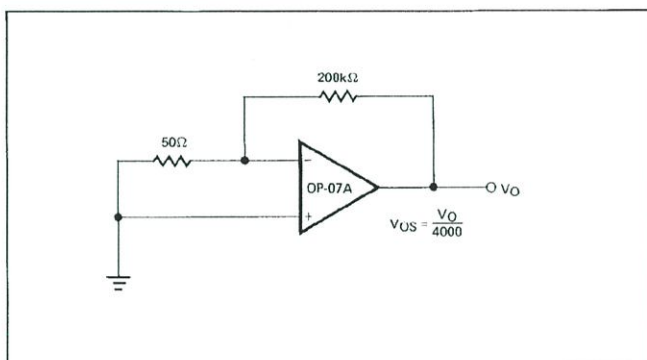
## ELECTRICAL CHARACTERISTICS at $V_S = \pm 15V$ , $-55^\circ C \leq T_A \leq +125^\circ C$ , unless otherwise noted.

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	OP-07A			OP-07			UNITS
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Input Offset Voltage	$V_{OS}$	(Note 1)	—	25	60	—	60	200	$\mu V$
Average Input Offset Voltage Drift Without External Trim	$TCV_{OS}$	(Note 2)	—	0.2	0.6	—	0.3	1.3	$\mu V/^\circ C$
With External Trim	$TCV_{OSn}$	$R_P = 20k\Omega$ (Note 3)	—	0.2	0.6	—	0.3	1.3	$\mu V/^\circ C$
Input Offset Current	$I_{OS}$		—	0.8	4	—	1.2	5.6	nA
Average Input Offset Current Drift	$TCI_{OS}$	(Note 2)	—	5	25	—	8	50	$pA/^\circ C$
Input Bias Current	$I_B$		—	$\pm 1$	$\pm 4$	—	$\pm 2$	$\pm 6$	nA
Average Input Bias Current Drift	$TCI_B$	(Note 2)	—	8	25	—	13	50	$pA/^\circ C$
Input Voltage Range	IVR		$\pm 13$	$\pm 13.5$	—	$\pm 13$	$\pm 13.5$	—	V
Common-Mode Rejection Ratio	CMRR	$V_{CM} = \pm 13V$	106	123	—	106	123	—	dB
Power Supply Rejection Ratio	PSRR	$V_S = \pm 3V$ to $\pm 18V$	—	5	20	—	5	20	$\mu V/V$
Large-Signal Voltage Gain	$A_{VO}$	$R_L \geq 2k\Omega$ , $V_O = \pm 10V$	200	400	—	150	400	—	V/mV
Output Voltage Swing	$V_O$	$R_L \geq 2k\Omega$	$\pm 12$	$\pm 12.6$	—	$\pm 12$	$\pm 12.6$	—	V

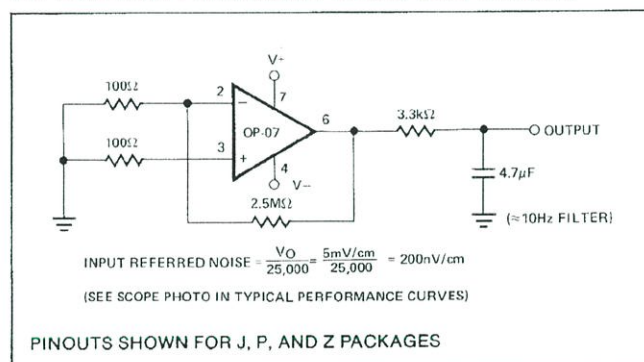
### NOTES:

- OP-07A grade  $V_{OS}$  is measured approximately one minute after application of power. For all other grades  $V_{OS}$  is measured approximately 0.5 seconds after application of power.
- Sample tested.
- Guaranteed by design.

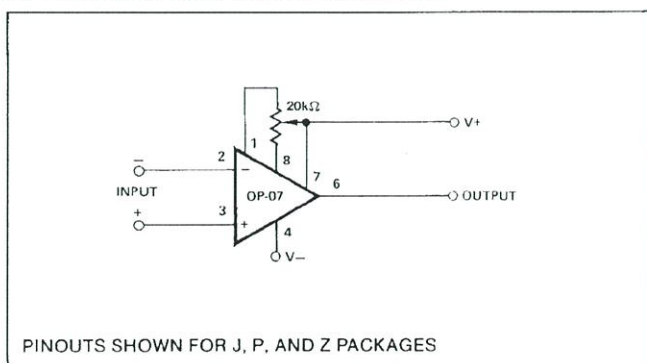
### TYPICAL OFFSET VOLTAGE TEST CIRCUIT



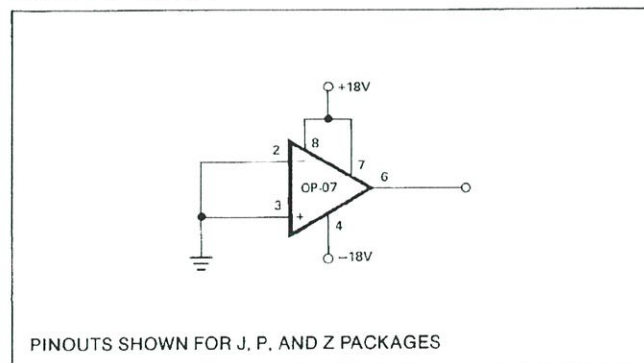
### TYPICAL LOW-FREQUENCY NOISE TEST CIRCUIT



### OPTIONAL OFFSET NULLING CIRCUIT



### BURN-IN CIRCUIT



## ELECTRICAL CHARACTERISTICS at $V_S = \pm 15V$ , $T_A = 25^\circ C$ , unless otherwise noted.

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	OP-07E			OP-07C			OP-07D			UNITS
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Input Offset Voltage	$V_{OS}$	(Note 1)	—	30	75	—	60	150	—	60	150	$\mu V$
Long-Term $V_{OS}$ Stability	$V_{OS}/\text{Time}$	(Note 2)	—	0.3	1.5	—	0.4	2.0	—	0.5	3.0	$\mu V/\text{Mo}$
Input Offset Current	$I_{OS}$		—	0.5	3.8	—	0.8	6.0	—	0.8	6.0	nA
Input Bias Current	$I_B$		—	$\pm 1.2$	$\pm 4.0$	—	$\pm 1.8$	$\pm 7.0$	—	$\pm 2.0$	$\pm 12$	nA
Input Noise Voltage	$e_{np-p}$	0.1Hz to 10Hz (Note 3)	—	0.35	0.6	—	0.38	0.65	—	0.38	0.65	$\mu V_{p-p}$
Input Noise Voltage Density	$e_n$	$f_O = 10\text{Hz}$	—	10.3	18.0	—	10.5	20.0	—	10.5	20.0	$nV/\sqrt{\text{Hz}}$
		$f_O = 100\text{Hz}$ (Note 3)	—	10.0	13.0	—	10.2	13.5	—	10.3	13.5	
		$f_O = 1000\text{Hz}$	—	9.6	11.0	—	9.8	11.5	—	9.8	11.5	
Input Noise Current	$i_{np-p}$	0.1Hz to 10Hz (Note 3)	—	14	30	—	15	35	—	15	35	$pA_{p-p}$
Input Noise Current Density	$i_n$	$f_O = 10\text{Hz}$	—	0.32	0.80	—	0.35	0.90	—	0.35	0.90	$pA/\sqrt{\text{Hz}}$
		$f_O = 100\text{Hz}$ (Note 3)	—	0.14	0.23	—	0.15	0.27	—	0.15	0.27	
		$f_O = 1000\text{Hz}$	—	0.12	0.17	—	0.13	0.18	—	0.13	0.18	
Input Resistance — Differential-Mode	$R_{IN}$	(Note 4)	15	50	—	8	33	—	7	31	—	M $\Omega$
Input Resistance — Common-Mode	$R_{INCM}$		—	160	—	—	120	—	—	120	—	G $\Omega$
Input Voltage Range	IVR		$\pm 13$	$\pm 14$	—	$\pm 13$	$\pm 14$	—	$\pm 13$	$\pm 14$	—	V
Common-Mode Rejection Ratio	CMRR	$V_{CM} = \pm 13V$	106	123	—	100	120	—	94	110	—	dB
Power Supply Rejection Ratio	PSRR	$V_S = \pm 3V$ to $\pm 18V$	—	5	20	—	7	32	—	7	32	$\mu V/V$
Large-Signal Voltage Gain	$A_{VO}$	$R_L \geq 2k\Omega$ , $V_O = \pm 10V$ $R_L \geq 500\Omega$ $V_O = \pm 0.5V$ $V_S = \pm 3V$ (Note 4)	200	500	—	120	400	—	120	400	—	V/mV
			150	400	—	100	400	—	—	400	—	
Output Voltage Swing	$V_O$	$R_L \geq 10k\Omega$	$\pm 12.5$	$\pm 13.0$	—	$\pm 12.0$	$\pm 13.0$	—	$\pm 12.0$	$\pm 13.0$	—	V
		$R_L \geq 2k\Omega$	$\pm 12.0$	$\pm 12.8$	—	$\pm 11.5$	$\pm 12.8$	—	$\pm 11.5$	$\pm 12.8$	—	
		$R_L \geq 1k\Omega$	$\pm 10.5$	$\pm 12.0$	—	—	$\pm 12.0$	—	—	$\pm 12.0$	—	
Slew Rate	SR	$R_L \geq 2k\Omega$ (Note 3)	0.1	0.3	—	0.1	0.3	—	0.1	0.3	—	V/ $\mu s$
Closed-Loop Bandwidth	BW	$A_{VCL} = +1$ (Note 5)	0.4	0.6	—	0.4	0.6	—	0.4	0.6	—	MHz
Open-Loop Output Resistance	$R_O$	$V_O = 0$ , $I_O = 0$	—	60	—	—	60	—	—	60	—	$\Omega$
Power Consumption	$P_d$	$V_S = \pm 15V$ , No Load	—	75	120	—	80	150	—	80	150	mW
		$V_S = \pm 3V$ , No Load	—	4	6	—	4	8	—	4	8	
Offset Adjustment Range		$R_P = 20k\Omega$	—	$\pm 4$	—	—	$\pm 4$	—	—	$\pm 4$	—	mV

### NOTES:

- Input Offset Voltage measurements are performed by automated test equipment approximately 0.5 seconds after application of power.
- Long-Term Input Offset Voltage Stability refers to the averaged trend line of  $V_{OS}$  vs. Time over extended periods after the first 30 days of operation. Excluding the initial hour of operation, changes in  $V_{OS}$  during the first 30 operating days are typically  $2.5\mu V$  — refer to typical performance curves. Parameter is sample tested.
- Sample tested.
- Guaranteed by design.
- Guaranteed but not tested.

**ELECTRICAL CHARACTERISTICS** at  $V_S = \pm 15V$ ,  $0^\circ C \leq T_A \leq +70^\circ C$  for OP-07E, and  $-40^\circ C \leq T_A \leq +85^\circ C$  for OP-07C/D, unless otherwise noted.

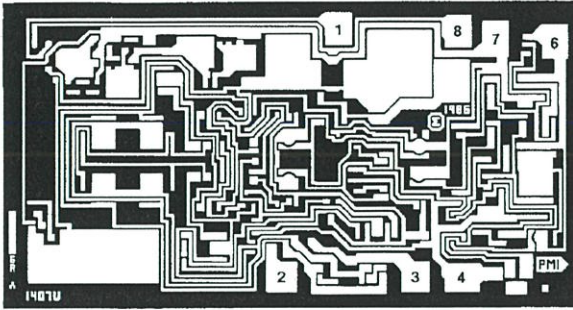
PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	OP-07E			OP-07C			OP-07D			UNITS
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Input Offset Voltage	$V_{OS}$	(Note 1)	—	45	130	—	85	250	—	85	250	$\mu V$
Average Input Offset Voltage Drift Without External Trim	$TCV_{OS}$	(Note 3)	—	0.3	1.3	—	0.5	1.8	—	0.7	2.5	$\mu V/^\circ C$
With External Trim	$TCV_{OSn}$	$R_P = 20k\Omega$ (Note 3)	—	0.3	1.3	—	0.4	1.6	—	0.7	2.5	$\mu V/^\circ C$
Input Offset Current	$I_{OS}$		—	0.9	5.3	—	1.6	8.0	—	1.6	8.0	nA
Average Input Offset Current Drift	$TCI_{OS}$	(Note 2)	—	8	35	—	12	50	—	12	50	$pA/^\circ C$
Input Bias Current	$I_B$		—	$\pm 1.5$	$\pm 5.5$	—	$\pm 2.2$	$\pm 9.0$	—	$\pm 3.0$	$\pm 14$	nA
Average Input Bias Current Drift	$TCI_B$	(Note 2)	—	13	35	—	18	50	—	18	50	$pA/^\circ C$
Input Voltage Range	IVR		$\pm 13.0$	$\pm 13.5$	—	$\pm 13.0$	$\pm 13.5$	—	$\pm 13.0$	$\pm 13.5$	—	V
Common-Mode Rejection Ratio	CMRR	$V_{CM} = \pm 13V$	103	123	—	97	120	—	94	106	—	dB
Power Supply Rejection Ratio	PSRR	$V_S = \pm 3V$ to $\pm 18V$	—	7	32	—	10	51	—	10	51	$\mu V/V$
Large-Signal Voltage Gain	$A_{VO}$	$R_L \geq 2k\Omega$ $V_O = \pm 10V$	180	450	—	100	400	—	100	400	—	V/mV
Output Voltage Swing	$V_O$	$R_L \geq 2k\Omega$	$\pm 12$	$\pm 12.6$	—	$\pm 11$	$\pm 12.6$	—	$\pm 11$	$\pm 12.6$	—	V

**NOTES:**

1. Input offset voltage measurements are performed by automated test equipment approximately 0.5 seconds after application of power.
2. Sample tested.
3. Guaranteed by design.

# OP07

## DICE CHARACTERISTICS (125° C TESTED DICE AVAILABLE)



1. BALANCE
2. INVERTING INPUT
3. NONINVERTING INPUT
4. V-
6. OUTPUT
7. V+
8. BALANCE

DIE SIZE 0.100 × 0.055 inch, 5500 sq. mils  
(2.54 × 1.40 mm, 3.56 sq. mm)

**WAFER TEST LIMITS** at  $V_S = \pm 15V$ ,  $T_A = 25^\circ C$  for OP-07N, OP-07G and OP-07GR devices;  $T_A = 125^\circ C$  for OP-07NT and OP-07GT devices, unless otherwise noted.

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	OP-07NT LIMIT	OP-07N LIMIT	OP-07GT LIMIT	OP-07G LIMIT	OP-07GR LIMIT	UNITS
Input Offset Voltage	$V_{OS}$		140	40	210	80	150	$\mu V$ MAX
Input Offset Current	$I_{OS}$		4.0	2.0	5.6	2.8	6.0	nA MAX
Input Bias Current	$I_B$		$\pm 4$	$\pm 2$	$\pm 6$	$\pm 3$	$\pm 7$	nA MAX
Input Resistance Differential-Mode	$R_{IN}$	(Note 2)	—	20	—	20	8	M $\Omega$ MIN
Input Voltage Range	IVR		$\pm 13$	$\pm 13$	$\pm 13$	$\pm 13$	$\pm 13$	V MIN
Common-Mode Rejection Ratio	CMRR	$V_{CM} = \pm 13V$	100	110	100	110	100	dB MIN
Power Supply Rejection Ratio	PSRR	$V_S = \pm 3V$ to $\pm 18V$	20	10	20	10	30	$\mu V/V$ MAX
Output Voltage Swing	$V_O$	$R_L = 10k\Omega$	—	$\pm 12.5$	—	$\pm 12.0$	$\pm 12.0$	V MIN
		$R_L = 2k\Omega$	$\pm 12.0$	$\pm 12.0$	$\pm 12.0$	$\pm 11.5$	$\pm 11.5$	
		$R_L = 1k\Omega$	—	$\pm 10.5$	—	$\pm 10.5$	—	
Large-Signal Voltage Gain	$A_{VO}$	$R_L = 2k\Omega$ $V_O = \pm 10V$	200	200	150	120	120	V/mV MIN
Differential Input Voltage			$\pm 30$	$\pm 30$	$\pm 30$	$\pm 30$	$\pm 30$	V MAX
Power Consumption	$P_d$	$V_{OUT} = 0V$	—	120	—	120	150	mW MAX

### NOTES:

1. For 25° C characteristics of OP-07NT and OP-07GT, see OP-07N and OP-07G characteristics, respectively.
2. Guaranteed by design.

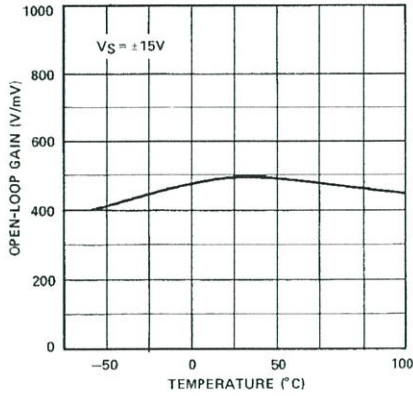
Electrical tests are performed at wafer probe to the limits shown. Due to variations in assembly methods and normal yield loss, yield after packaging is not guaranteed for standard product dice. Consult factory to negotiate specifications based on dice lot qualification through sample lot assembly and testing.

## TYPICAL ELECTRICAL CHARACTERISTICS at $V_S = \pm 15V$ , $T_A = +25^\circ C$ , unless otherwise noted.

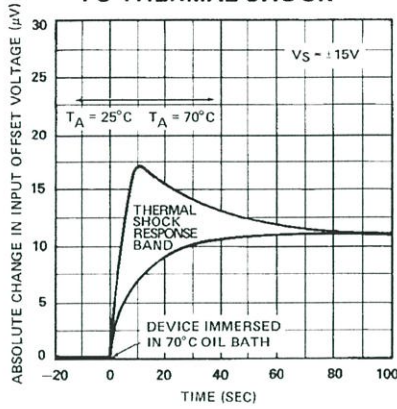
PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	OP-07NT TYPICAL	OP-07N TYPICAL	OP-07GT TYPICAL	OP-07G TYPICAL	OP-07GR TYPICAL	UNITS
Average Input Offset Voltage Drift	$TCV_{OS}$	$R_S = 50\Omega$	0.2	0.2	0.3	0.3	0.7	$\mu V/^\circ C$
Nulled Input Offset Voltage Drift	$TCV_{OSn}$	$R_S = 50\Omega$ , $R_P = 20k\Omega$	0.2	0.2	0.3	0.3	0.7	$\mu V/^\circ C$
Average Input Offset Current Drift	$TCI_{OS}$		5	5	8	8	12	pA/° C
Slew Rate	SR	$R_L \geq 2k\Omega$	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	V/ $\mu s$
Closed-Loop Bandwidth	BW	$A_{VCL} = +1$	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	MHz

TYPICAL PERFORMANCE CHARACTERISTICS

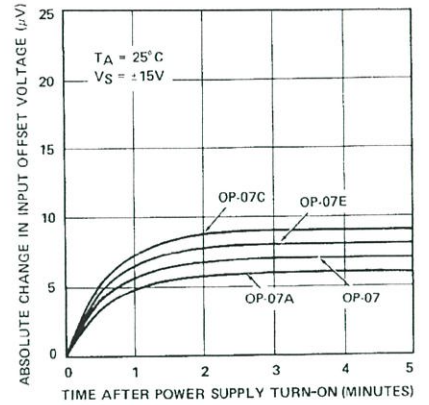
OPEN-LOOP GAIN vs TEMPERATURE



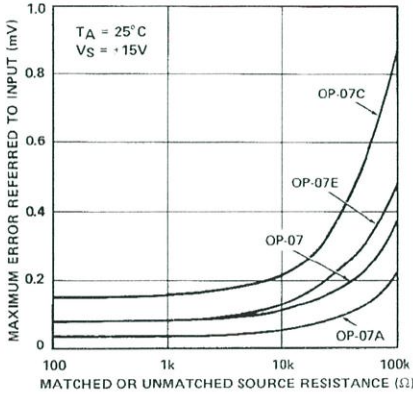
OFFSET VOLTAGE CHANGE DUE TO THERMAL SHOCK



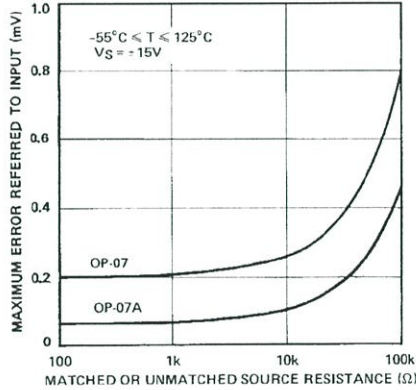
WARM-UP DRIFT



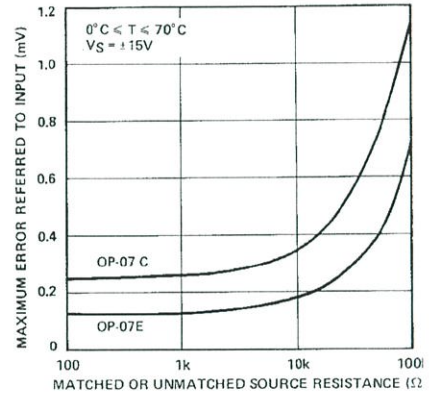
MAXIMUM ERROR vs SOURCE RESISTANCE



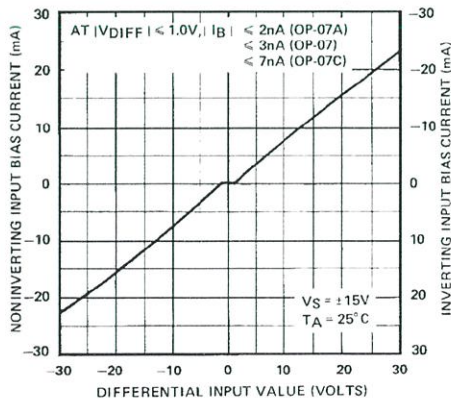
MAXIMUM ERROR vs SOURCE RESISTANCE



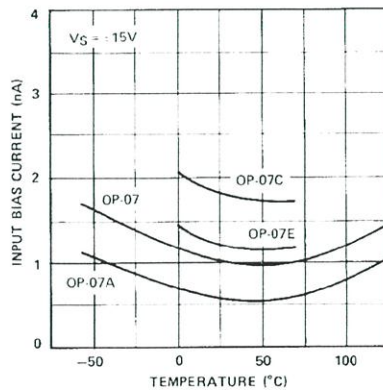
MAXIMUM ERROR vs SOURCE RESISTANCE



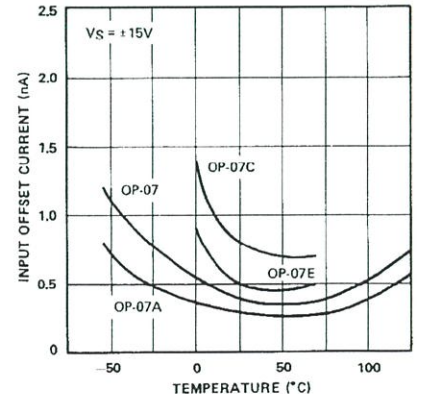
INPUT BIAS CURRENT vs DIFFERENTIAL INPUT VOLTAGE



INPUT BIAS CURRENT vs TEMPERATURE

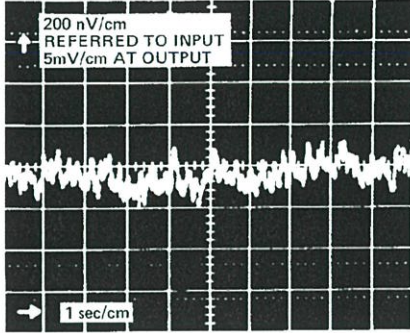


INPUT OFFSET CURRENT vs TEMPERATURE

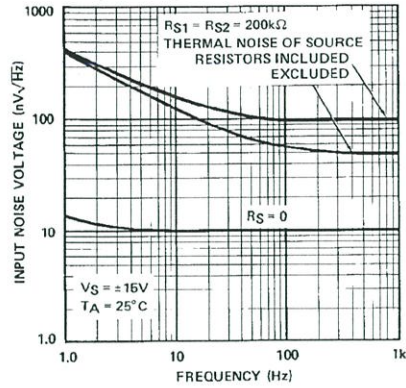


## TYPICAL PERFORMANCE CHARACTERISTICS

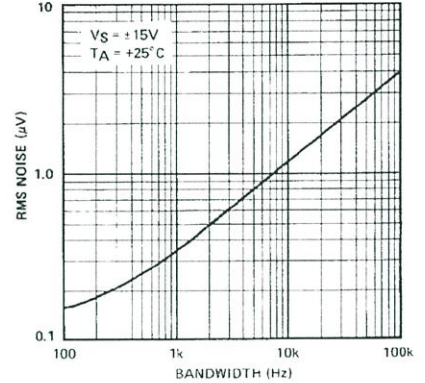
**OP-07 LOW FREQUENCY NOISE**



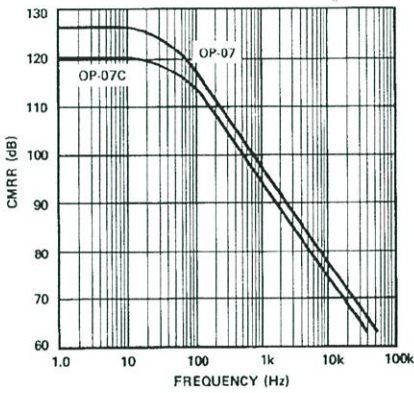
**TOTAL INPUT NOISE VOLTAGE vs FREQUENCY**



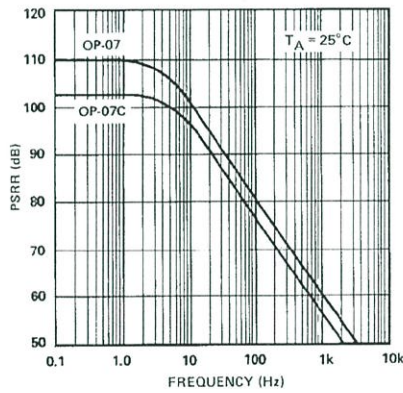
**INPUT WIDEBAND NOISE vs BANDWIDTH (0.1Hz TO FREQUENCY INDICATED)**



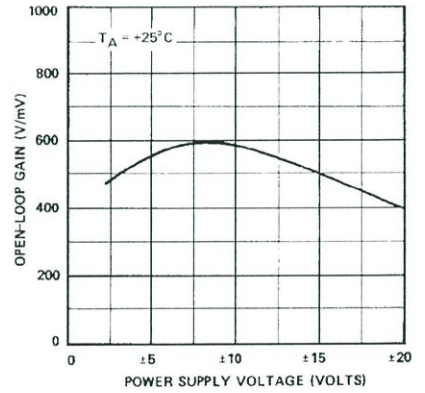
**CMRR vs FREQUENCY**



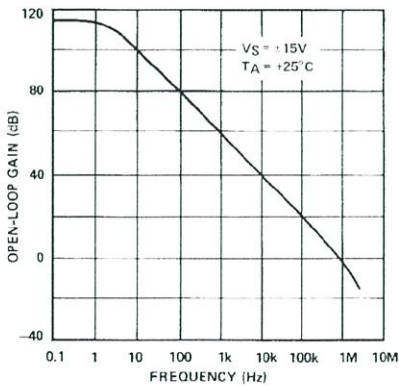
**PSRR vs FREQUENCY**



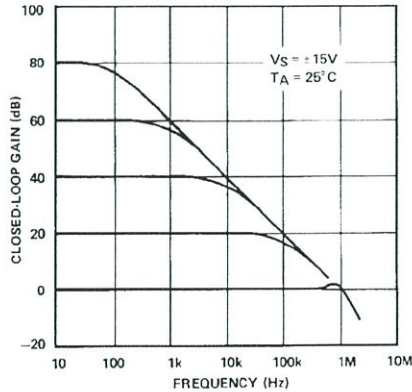
**OPEN-LOOP GAIN vs POWER SUPPLY VOLTAGE**



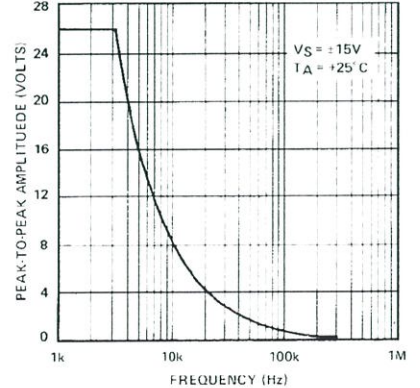
**OPEN-LOOP FREQUENCY RESPONSE**



**CLOSED-LOOP RESPONSE FOR VARIOUS GAIN CONFIGURATIONS**

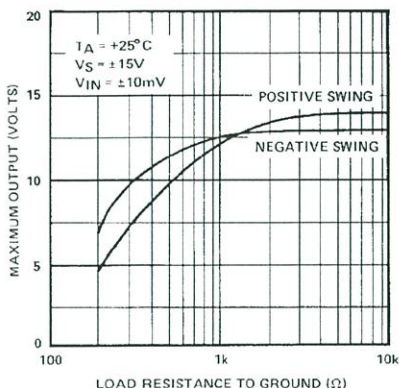


**MAXIMUM OUTPUT SWING vs FREQUENCY**

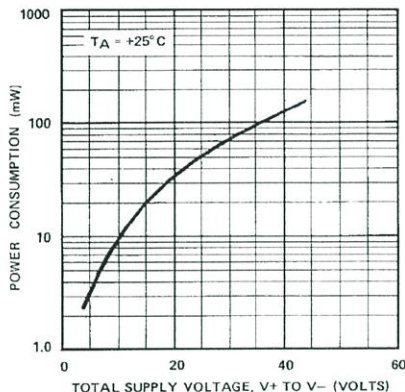


TYPICAL PERFORMANCE CHARACTERISTICS

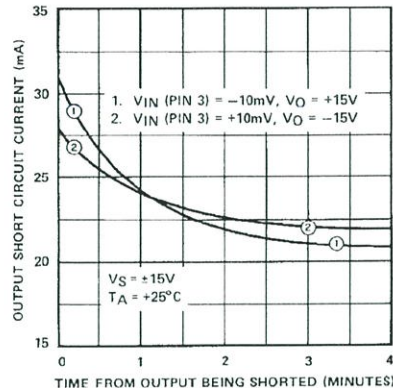
MAXIMUM OUTPUT VOLTAGE vs LOAD RESISTANCE



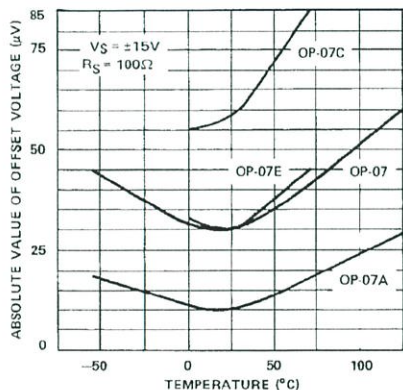
POWER CONSUMPTION vs POWER SUPPLY



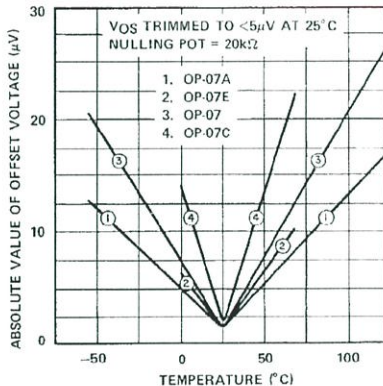
OUTPUT SHORT-CIRCUIT CURRENT vs TIME



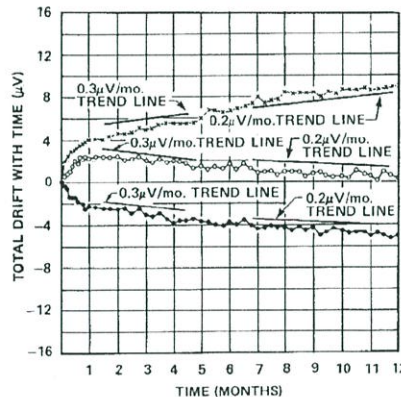
UNTRIMMED OFFSET VOLTAGE vs TEMPERATURE



TRIMMED OFFSET VOLTAGE vs TEMPERATURE

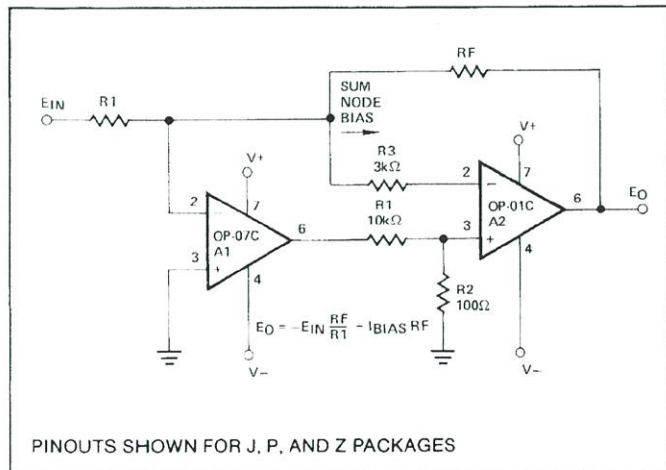


OFFSET VOLTAGE STABILITY vs TIME

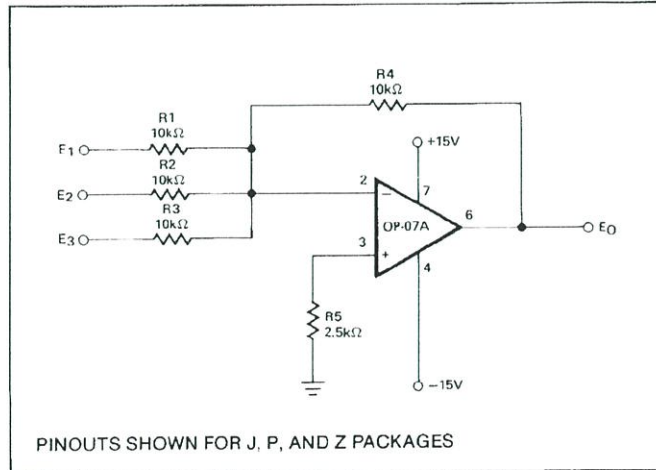


TYPICAL APPLICATIONS

HIGH SPEED, LOW VOS, COMPOSITE AMPLIFIER



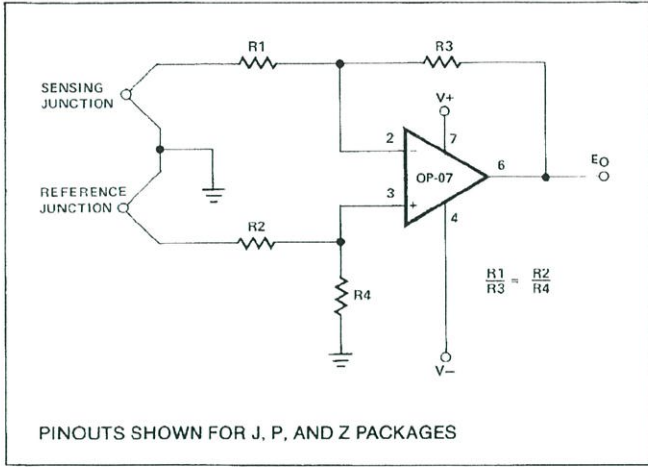
ADJUSTMENT-FREE PRECISION SUMMING AMPLIFIER



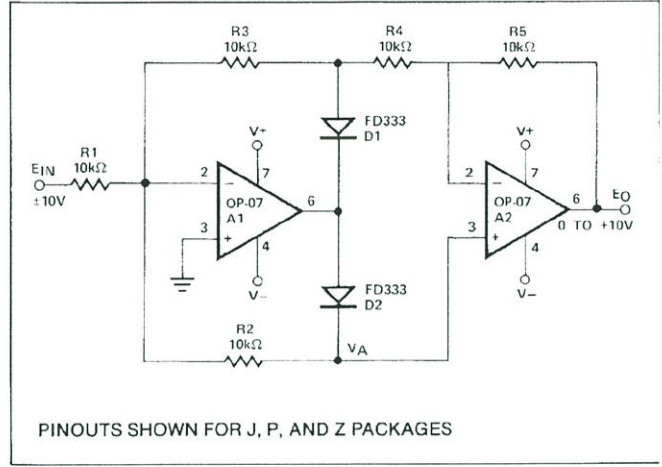
# OP07

## TYPICAL APPLICATIONS

### HIGH-STABILITY THERMOCOUPLE AMPLIFIER



### PRECISION ABSOLUTE-VALUE CIRCUIT



### APPLICATIONS INFORMATION

OP-07 series units may be substituted directly into 725, 108A/308A\* and OP-05 sockets with or without removal of external compensation or nulling components. Additionally, the OP-07 may be used in unnulling 741-type sockets. However, if conventional 741 nulling circuitry is in use, it should be modified or removed to enable proper OP-07 operation. OP-07 offset voltage may be nulled to zero through use of a potentiometer (see offset nulling circuit diagram).

The OP-07 provides stable operation with load capacitance of up to 500pF and ±10V swings; larger capacitances should be decoupled with a 50Ω decoupling resistor.

Stray thermoelectric voltages generated by dissimilar metals at the contacts to the input terminals can degrade drift performance. Therefore, best operation will be obtained when both input contacts are maintained at the same temperature, preferably close to the package temperature.

\*TO-99 Package only

## ประวัติผู้เขียน

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล

นางสาวกิริดา ตะวงษ์

วัน เดือน ปีเกิด

26 มีนาคม 2539

ประวัติการศึกษา

วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง