เครื่องวัดอิมพีแดนซ์ของร่างกาย

Body's Impedance Meter

ผู้จัดทำ

นายสุวิท ปิ่นมณีวงศ์ เลขประจำตัว 301334

นายเอกสิทธิ์ วีรสาร เลขประจำตัว 301371

อาจารย์ที่ปรึกษา

อาจารย์มนัส สังวรศิลป์

ปริญญานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต

สาขาวิศวกรรมศาสตร์อิเลคทรอนิคส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหาร ลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2533

028796

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2533

ภาควิชา อิเลคทรอนิคส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหาร ลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องวัดอิมพีแดนซ์ของร่างกาย

Body's Impedance Meter

ผู้จัดทำ

1. นายสุวิท ปิ่นมณีวงศ์

2. นายเอกสิทธิ์ วีรสาร

อาจารย์มนัส สังวรศิลป์ อาจารย์ที่ปรึกษา

(.....)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

028799

โครงงานเครื่องวัดค่าอิมพีแดนซ์ของร่างกาย

(Body's Impedance Meter)

นาย สุวิท ปิ่นมณีวงศ์ รหัส 301334
นาย เอกสิทธิ์ วีรสาร รหัส 301371
อาจารย์ที่ปรึกษา
อาจารย์ มนัส สังวรศิลป์
ปีการศึกษา 2533

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์เรื่องนี้ เกี่ยวกับการวัดค่าอิมพีแดนซ์ของร่างกายสามารถนำมาใช้งานทางการแพทย์ เพื่อช่วยวิเคราะห์สาเหตุของโรคที่เกิดกับอวัยวะภายในของร่างกาย เช่น หัวใจ ,กระเพาะ ,ปอด โดยไม่ทำให้ร่างกายต้องได้รับความเจ็บปวดอันเนื่องมาจากการใส่อุปกรณ์ทางการแพทย์เข้าสู่ภายในร่างกาย (Invasive Method) นอกจากนั้นยังสามารถนำไปใช้งานอย่างอื่นอีกมากมาย อาทิ นำมาวัดอัตราการหายใจของผู้ป่วยในห้องไอ.ซี.ยู. โดยวัดการเปลี่ยนแปลงของอิมพีแดนซ์ที่ทรวงอกเมื่อหายใจเข้าออก ,นำมาใช้สร้างภาพตัดขวางของร่างกาย โดยใช้คณิตศาสตร์ชั้นสูงประมวลข้อมูลของค่าอิมพีแดนซ์มาสร้างเป็นภาพเสมือนของภาพตัดขวางของร่างกาย

หลักการทำงานของเครื่องโดยป้อนกระแสคงที่ค่าหนึ่ง ซึ่งร่างกายยอมรับได้เข้าสู่บริเวณที่ต้องการวัดค่าอิมพีแดนซ์ แล้ววัดค่าความต่างศักย์ที่ได้แปลงเป็นค่าอิมพีแดนซ์ของร่างกายส่วนนั้น แล้วแสดงค่าเป็นตัวเลขที่ส่วนแสดงผล เครื่องวัดค่าอิมพีแดนซ์ที่สร้างขึ้นสามารถนำไปใช้ประโยชน์ได้หลายอย่างด้วยกัน

สำหรับปริญญานิพนธ์เรื่องนี้จะใช้เครื่องวัดอิมพีแดนซ์ทดลองวัดอิมพีแดนซ์ของส่วนต่าง ๆของร่างกาย เช่น แขน ขา เพื่อเป็นเครื่องต้นแบบสำหรับการพัฒนาต่อไปในอนาคต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

บทที่ 1 บทนำ.....1

บทที่ 2 หลักการและทฤษฎี.....2

- Principle of the Impedance Technique.....2

- Electical Safety of medical equipment.....8

บทที่ 3 หลักการพื้นฐานในการออกแบบ.....12

- วงจรออสซิสเลเตอร์.....13

- วงจรจ่ายกระแสคงที่.....13

- วงจรขยายความแตกต่าง.....18

- วงจรจูนความถี่.....18

- วงจรขยายและเรคติไฟร์.....18

- วงจรแสดงผลเป็นตัวเลข.....19

- วงจรจ่ายพลังงานไฟฟ้า.....23

บทที่ 4 การทดสอบและผลการทดสอบ.....26

- การทดสอบ.....26

- ตารางแสดงผลการทดสอบ.....28

- กราฟแสดงผลการทดสอบ.....36

- ผลการทดสอบกับร่างกาย.....43

บทที่ 5 สรุปผลและวิจารณ์.....44

กิตติกรรมประกาศ.....46

เอกสารอ้างอิง.....47

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

ในการวิเคราะห์การทำงานของอวัยวะภายในร่างกายหรือค้นหาสาเหตุที่ทำให้เกิดความผิดปกติขึ้นกับอวัยวะต่าง ๆ ในทางการแพทย์นั้นมักจะทำให้ผู้ป่วยต้องได้รับความเจ็บปวดอันเนื่องมาจากการใส่อุปกรณ์ที่ใช้ตรวจเข้าสู่ร่างกายของผู้ป่วย เช่น กระเพาะ, ลำไส้ ซึ่งจะทำให้ผู้ป่วยต้องได้รับความเจ็บปวดอีกทั้งยังเสี่ยงต่อการติดเชื้อได้ง่าย และอาจจะทำการตรวจไม่ได้ หากผู้ป่วยไม่สามารถจะทนความเจ็บปวดเหล่านี้ได้

การวัดอิมพีแดนซ์ของร่างกายอันเนื่องมาจากคุณสมบัติการนำไฟฟ้าขององค์ประกอบต่าง ๆของร่างกาย สามารถนำมาช่วยทำให้การวิเคราะห์ดังกล่าวทำได้ง่ายรวดเร็วและประหยัด อีกทั้งผู้ป่วยไม่ต้องได้รับความเจ็บปวด

ซึ่งในอนาคตข้างหน้าคาดว่าวิธีการดังกล่าวจะได้รับความนิยมมากยิ่งขึ้นในด้านทางการแพทย์ซึ่งจะก่อให้เกิดผลดีทั้งต่อผู้ป่วยและแพทย์เป็นอย่างมาก ผู้จัดทำจึงได้เลือกหัวข้อดังกล่าว มาใช้ในการทำปริญญานิพนธ์เพื่อประโยชน์ทางการแพทย์ที่คาดว่าจะได้รับต่อไปในอนาคตบ้างไม่มากก็น้อย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

หลักการและทฤษฎี

PRINCIPLES OF THE IMPEDANCE TECHNIQUE

องค์ประกอบส่วนใหญ่ของร่างกายซึ่งเป็นสารประกอบทางชีวเคมี เช่น เลือด, กล้ามเนื้อ จะนำไฟฟ้าได้ไม่ดีนัก ถ้าหากเปรียบเทียบกับสารตัวนำอื่นๆ เช่น ทองแดง ดังตารางที่ 1.1

Material	Resistivity (ohm/cm)
Blood	150
Plasma	63
Cerebrospinal fluid	65
Urine	30
Skeletal muscle	300
Cardiac muscle	750
Lung	1275
Fat	2500
Copper	$1.724 * 10^{-6}$

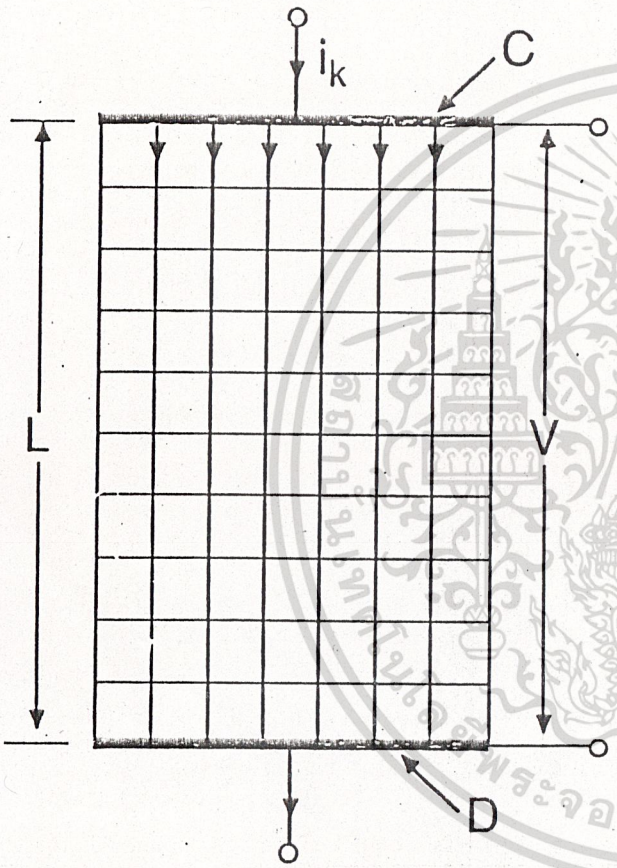
ตารางที่ 1.1 แสดงการเปรียบเทียบค่า Resistivity ของส่วนประกอบต่างๆ ของร่างกาย

โดยทั่ว ๆ ไปแล้วการวัดค่าอิมพีแดนซ์ของส่วนประกอบดังกล่าวของร่างกายจะใช้ความถี่ประมาณ 20-100 KHz เพื่อแยกบันทึกสัญญาณที่ได้จากค่าอิมพีแดนซ์ของร่างกายออกจากสัญญาณที่ต้องการบันทึกอื่น ๆเช่น ECG ,EEG ,EMG อีกทั้งเพื่อป้องกันการกระตุก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของกล้ามเนื้อและระบบประสาท อันเนื่องมาจากความเข้มข้นของกระแสที่ใช้วัดซึ่งมีค่าสูงถึงระดับมิลลิแอมป์

เพื่อจะพิจารณาส่วนประกอบต่าง ๆของร่างกายในทางชีวภาพ ให้เข้าใจได้ง่ายขึ้น จึงใช้เซลสี่เหลี่ยมผืนผ้าที่สามารถนำไฟฟ้าได้ เป็นลักษณะ 2 มิติ ดังรูปที่ 1



จากรูปจะเห็นว่า ถ้าหากองค์ประกอบแต่ละส่วนภายในเซล มีคุณสมบัติเหมือนกันทุกประการ ซึ่งถ้าเราป้อนกระแสคงที่ i_k เข้าไปภายในเซล จะทำให้ความหนาแน่นของกระแสมีค่าเท่ากันหมดในทุกพื้นที่ของเซลนี้ผลก็คือความต้านทานจะหาได้จาก

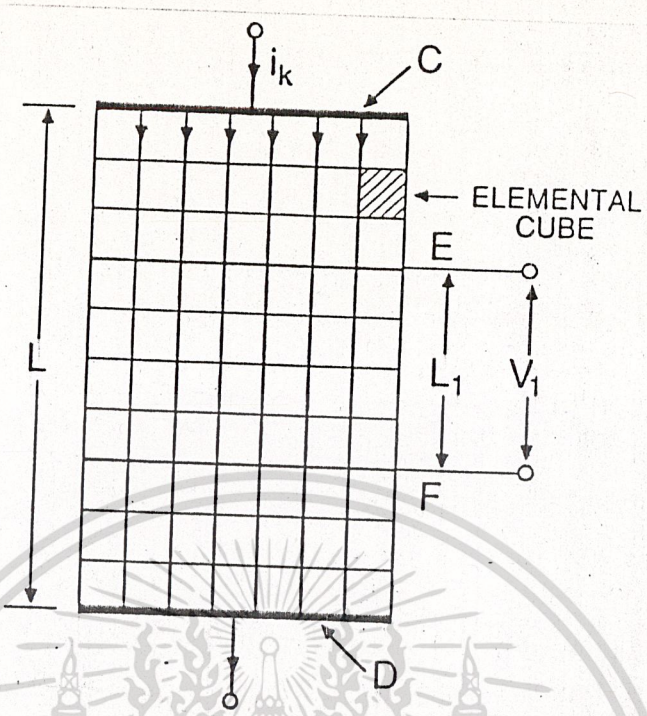
$$R = V/i_k = pL/A$$

เมื่อ A คือ พื้นที่ตัดขวางของเซล

รูปที่ 1.1

ดังที่กล่าวมาแล้วข้างต้นว่า ความหนาแน่นของกระแสภายในเซลจะมีค่าสม่ำเสมอ ถ้าหากองค์ประกอบของเซลมีคุณสมบัติเหมือนกัน และอาจจะเปรียบเทียบได้ว่ากระแสที่ไหลผ่านเซลจะไหลผ่านแต่ละองค์ประกอบย่อยของเซล ไปในแนวขนานกัน ดังนั้นถ้าเราต้องการหาค่าอิมพีแดนซ์ของส่วนใดส่วนหนึ่งของเซล สามารถทำได้โดยการเพิ่มอิเลคโตรด อีก 1 คู่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



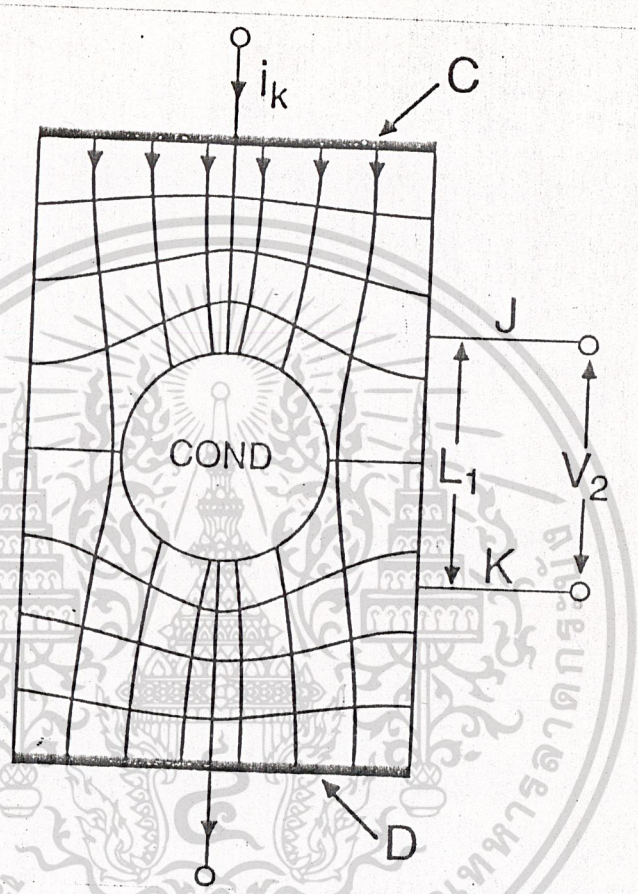
รูปที่ 1.2 การใช้ อิเลคโตรด คู่ที่ 2 คือ E ,F รับความต่างศักย์ระหว่างส่วนของเซลที่เป็นตัวนำ และใช้ อิเลคโตรด สี่อัน เพื่อที่จะให้ผลของ Polarization Potentials ที่ อิเลคโตรด C ,D มีค่าน้อยที่สุด

อิเลคโตรดดังกล่าวข้างต้นนี้จะบางมาก ใช้ฝังลงในผนังของเซลตามแนว C , D (อิเลคโตรด คู่ที่จ่ายกระแสคงที่) และเครื่องมือที่ใช้วัดโวลเตจระหว่าง E กับ F จะต้องมีค่าอินพุทอิมพีแดนซ์สูงมาก เพื่อทำให้กระแสที่ไหลผ่านเซลมีค่าคงที่เช่นเดิม การเปลี่ยนแปลงทิศทางการไหลของกระแสที่เกิดขึ้นที่ขั้วอิเลคโตรดจะไม่รบกวนค่า V_1 ที่วัดได้

ถ้าหากเอาแท่งตัวนำ เช่น ทองแดง ที่มีเส้นผ่าศูนย์กลางเล็กกว่าความยาว L_1 ฝังลงไปตรงศูนย์กลางของเซล โดยให้ห่างจากอิเลคโตรดเท่า ๆกัน ดังรูปที่ 3 ซึ่งจะทำให้เส้นทางเดินของกระแสเปลี่ยนไปจากเดิมที่ไม่มีแท่งตัวนำฝังอยู่ โดยที่เส้นทางเดินของกระแสจะลู่เข้าหาส่วนที่มีการนำไฟฟ้าได้ดีที่สุด ซึ่งก็คือบริเวณที่แท่งทองแดงฝังอยู่นั่นเอง ดังนั้นความหนาแน่นของกระแสระหว่างขั้วอิเลคโตรด J,K จะมีการกระจายเป็นแบบไม่สม่ำเสมอ หรือถ้าหากเรานำเอาแท่งฉนวน เช่น พลาสติกมาฝังแทนแท่งทองแดง ดังรูปที่ 4 เส้นทางเดินของกระแสก็จะเปลี่ยนแปลงไป โดยที่กระแสจะกระจายออกจาก

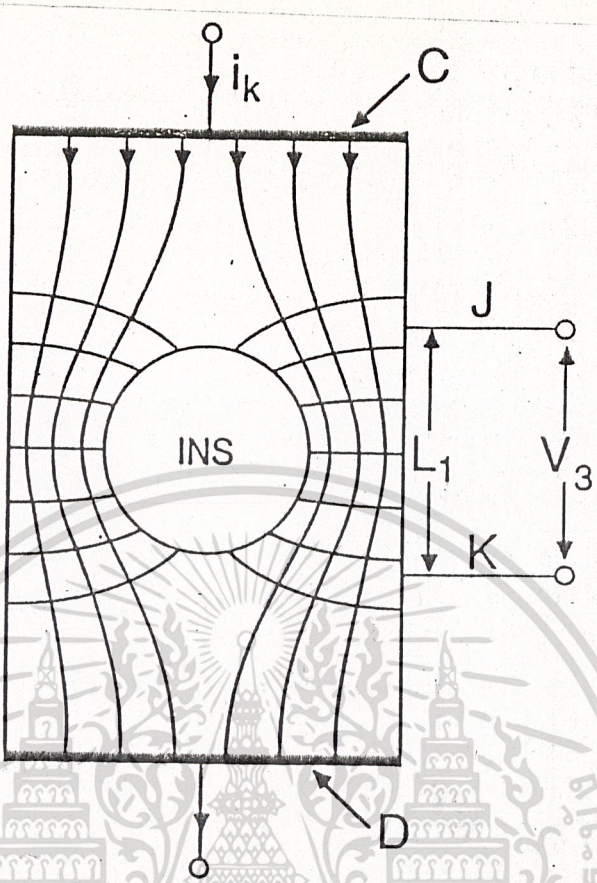
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แท่งพลาสติก เพื่อที่จะหลีกจากบริเวณที่เป็นฉนวน จะทำให้ความต่างศักย์ที่วัดได้ระหว่างขั้ว J,K ต่างไปจากเมื่อไม่มีแท่งฉนวนฝังอยู่



รูปที่ 1.3 ผลของการกระจายกระแสและแรงดันเมื่อฝังตัวนำที่มีความนำไฟฟ้าสูงเข้าไปในเซล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.4 ผลของการกระจายกระแสและแรงดันเมื่อฝังวัสดุที่มีความนำไฟฟ้าต่ำเข้าไปในเซล

ถ้าหากวัตถุดังกล่าวมีรูปร่างไม่สม่ำเสมอ ไม่สมมาตร จะทำให้อิมพีแดนซ์มีค่าไม่สม่ำเสมอในทุก ๆส่วนของเซล ดังนั้น ค่าความหนาแน่นของกระแสที่กระจายอยู่ภายในเซลจะมีลักษณะที่ซับซ้อนยุ่งยากแต่ก็ยังสามารถคำนวณค่าอิมพีแดนซ์ได้ แต่ถ้าหากวัตถุมีการเคลื่อนไหว ,เปลี่ยนแปลงขนาด ,เปลี่ยนแปลงค่า Resistivity ค่าความต่างศักย์ที่วัดได้ ก็จะเป็นค่าที่แสดงถึงการเปลี่ยนแปลงของความหนาแน่นของกระแสอันเนื่องมาจากสาเหตุดังกล่าวข้างต้น ก็คือ ค่าอิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนไปของร่างกายส่วนนั้นนั่นเอง

ในการวัดอิมพีแดนซ์ที่แท้จริงของร่างกาย ไม่สามารถใช้แผ่นอิเลคโตรดแบบ Plate ขนาดใหญ่เหมือนกับที่ใช้ในเซลตัวอย่างข้างต้นได้ ดังนั้นจึงต้องใช้แถบอิเลคโตรดโลหะ(Band electrode) รัดรอบแขน หรือทรวงอก หรืออาจจะใช้ Spot electrode แทน จึงสามารถจะวัดค่าอิมพีแดนซ์ของร่างกายได้ ในการใช้งานอิเลคโตรดแบบนี้ กระแส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่ป้อนให้กับร่างกายจำเป็นต้องมีการกระจายแบบสม่ำเสมอตลอดแนวระหว่างอิเลคโตรดที่ใช้วัดค่าความต่างศักย์ นอกจากนั้นระยะห่างระหว่างอิเลคโตรดที่จ่ายกระแส (Current electrode)ทั้งสองจะมีผลต่อการกระจายของกระแสภายในเซลว่าจะเป็นรูปแบบเดียวกัน (Uniform) หรือไม่ ซึ่งระยะห่างนี้จะมีค่าแปรตาม อัตราส่วนของความยาวของส่วนที่ทำการวัดต่อพื้นที่ตัดขวางของส่วนที่ทำการวัด และถ้าอัตราส่วนนี้มีค่าสูง จะเป็นผลให้ค่าความยาวของช่วงที่กระแสจะเป็น uniform มีความยาวมากขึ้นด้วยค่าอิมพีแดนซ์ที่วัดได้จะเป็นค่าอิมพีแดนซ์ของส่วนที่อยู่ระหว่างขั้วอิเลคโตรด j,k

การใช้อิเลคโตรดขนาดเล็ก มักจะทำให้ความหนาแน่นของกระแสมีการกระจายไม่สม่ำเสมอ ทำให้ค่าความต่างศักย์ที่วัดได้มีค่าไม่สม่ำเสมอด้วย ทำให้การจะนำค่าอิมพีแดนซ์ที่วัดได้ มาวิเคราะห์เกี่ยวกับรูปร่างทางเรขาคณิตของเซลและองค์ประกอบได้ยาก ดังนั้นการกระจายของกระแสแบบ Non-uniform จะถูกนำมาใช้พิจารณาเมื่อมีการใช้ Spot electrode ที่มีขนาดเล็กในการวัดค่าอิมพีแดนซ์ของร่างกาย

ระบบการติดอิเลคโตรดที่ร่างกาย จะมีขั้นตอนที่ซับซ้อนและยุ่งยากในการหาความสัมพันธ์ของการเปลี่ยนแปลงของค่าอิมพีแดนซ์ภายใน กับ ค่าความต่างศักย์ที่วัดได้ภายนอก นอกจากนั้นการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งในการติดอิเลคโตรด สามารถทำให้ค่าอิมพีแดนซ์ที่วัดได้จะแตกต่างไปจากเดิม

ในช่วงความถี่ที่ใช้ประมาณ 20-100 KHz ค่ารีแอคแต้นซ์ที่เกิดจาก C จะประกอบด้วยส่วนที่เกิดจาก Polarization Component ที่อิเลคคโตรด(V) และส่วนที่เกิดจากเนื้อเยื่อ ซึ่งเมื่อไม่มี Load ส่วนแรกจะน้อยมากจนไม่ต้องนำมาคิด การที่ใช้ความถี่ช่วงนี้ก็เพราะว่า ค่ารีแอคแต้นซ์จะน้อยมาก ทำให้ แรงดันกับกระแส มีเฟสที่ตรงกันจึงเสมือนการวัดความต้านทานของร่างกาย (Resistance)

แต่จะนิยมใช้คำว่าอิมพีแดนซ์มากกว่ารีซิสแตนซ์ ดังนั้นการวัดจึงยึดค่าของอิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนเป็นหลัก

การใช้ Impedance technique สามารถใช้ประเมิน วิเคราะห์ทั้งของเหลวภายในและภายนอกเซลได้ โดยใช้ทั้ง ความถี่สูงและต่ำ โดยความต่ำจะใช้ได้แต่ภายนอก เพราะไม่สามารถทะลุ Cell Membrane เข้าไปได้ (เนื่องจากค่ารีแอคแตนซ์สูง) แต่ถ้าความถี่สูง ซึ่งค่ารีแอคแตนซ์จะต่ำทำให้สามารถทะลุเข้าไปในเซลได้ จึงมีประสิทธิภาพในการวัดสูงมาก แต่การวัดด้วยความถี่สูงจะยุ่งยาก และต้องการเครื่องมือและเทคนิคพิเศษ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Electical Safety of medical equipment

ร่างกายของคนเราจะประกอบไปด้วยน้ำเป็นส่วนใหญ่ ซึ่งทำให้ร่างกายสามารถนำไฟฟ้าได้ดีพอสมควร ดังนั้น เมื่อมีจุดที่มีความต่างศักย์กัน 2 จุดเกิดขึ้นบนร่างกาย ก็จะทำให้กระแสไฟฟ้าสามารถไหลผ่านร่างกายได้ ผลก็คือ ร่างกายจะได้รับอันตรายจากกระแสเหล่านี้ทันทีคือ

- เมื่อกระแสไหลผ่านมากขึ้น จะทำให้เนื้อเยื่อภายในร่างกายมีอุณหภูมิสูงขึ้น อันเนื่องมาจากค่าอิมพีแดนซ์ภายในเนื้อเยื่อเมื่อมีกระแสไหลผ่าน ถ้าหากอุณหภูมิมีค่าสูงพอก็จะทำให้เนื้อเยื่อมีการไหม้เกิดขึ้น

- เมื่อกระแสไหลผ่านร่างกายด้วยค่าที่สูงพอ จะทำให้เกิดความต่างศักย์ขึ้นภายในร่างกายและจะกระตุ้นระบบปประสาทเป็นผลให้รู้สึกชา และเจ็บเหมือนโดนเข็มแทง (pricking) (tingling)

ถ้ากระแสมีค่าสูงมากขึ้นอีกก็จะทำให้กล้ามเนื้อเกิดกการกระตุกได้ ซึ่งอันตรายที่เกิดจากกระแสจะขึ้นกับขนาดของกระแส และจุดที่กระแสไหลผ่านอวัยวะภายในร่างกายผลของกระแสค่าต่าง ๆ ที่เกิดกับร่างกายดังตารางที่ 2 ซึ่งกระแสประมาณ 500 μA จะทำให้เราสามารถรับรู้กระแสที่ไหลผ่านได้ถ้าสัมผัสด้วยปลายนิ้ว แต่ถ้าเป็นลิ้น ค่าจะต่ำกว่านี้ จนถึงระดับสูงกว่า 5 mA ซึ่งจะเริ่มเป็นอันตรายต่อร่างกาย จนถึงระดับ 10 -20 mA จะเริ่มทำให้กล้ามเนื้อแขนกระตุก และจะไม่สามารถช่วยให้รอดพ้นจากการถูกไฟดูดได้ แต่ถ้าหากใช้กระแสที่มีความถี่สูงขึ้น อันตรายจากกระแสปริมาณเท่าเดิมก็จะลดลง คือต้องใช้ปริมาณกระแสมากขึ้นด้วย ถึงจะทำให้อันตรายเกิดขึ้นเหมือนกับความถี่ที่ต่ำกว่า

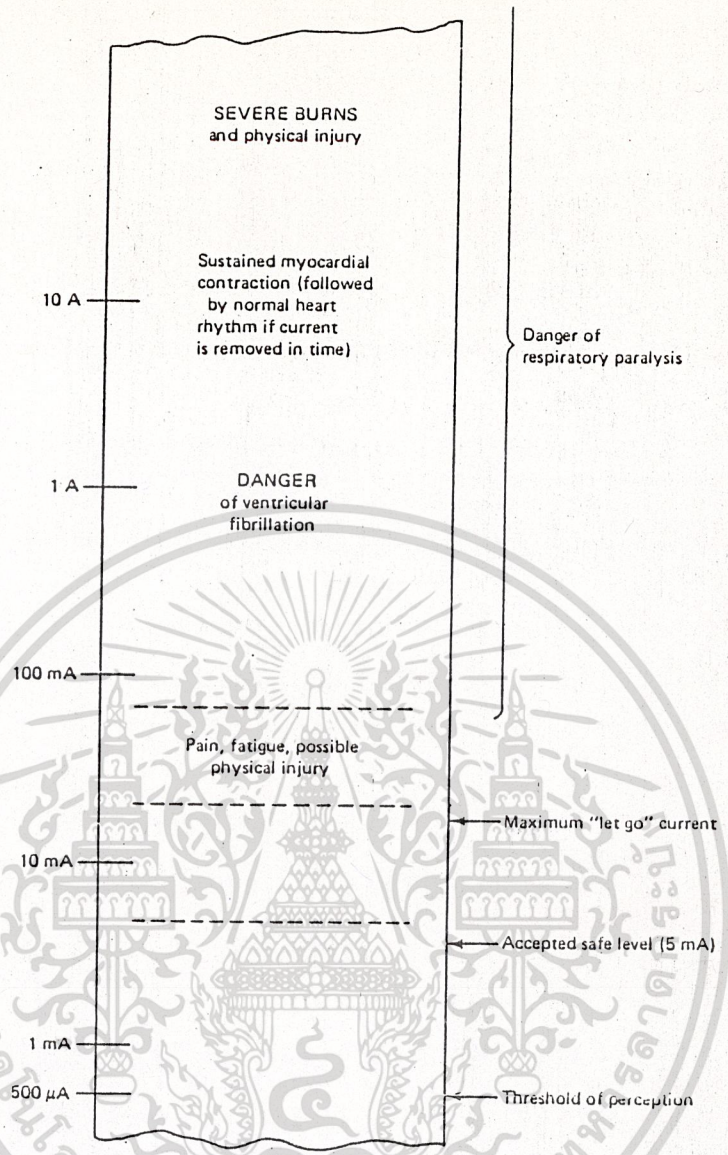
ความต้านทานของร่างกายจะมีค่าตั้งแต่ไม่กี่โอห์ม จนถึงหลายเมกกะโอห์ม ซึ่งความต้านทานส่วนใหญ่เกิดขึ้นเนื่องจากผิวหนัง ซึ่งจะแตกต่างกันอีกถ้าผิวหนังแห้งหรือเปียกน้ำ ความนำไฟฟ้าจะเพิ่มขึ้นทันที ถ้ามีการตัดหรือจิ้มด้วยเข็มลงไปในผิวหนัง ก็คือความต้านทานของผิวหนังจะไม่มีผล ซึ่งความต้านทานจะลดลงเหลือเพียง 500 โอห์ม โดย electrode ที่ใช้ในการวัดค่าอิมพีแดนซ์ของร่างกาย จะต้องลดค่าความต้านทานของผิวหนัง โดยใช้หลักการ electrolyte skin sensitivity และ mechanical abrasion

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แต่สำหรับกล้ามเนื้อของหัวใจ ความเข้มกระแสเพียงเล็กน้อยจะมีผลต่อหัวใจมาก ผู้ป่วยที่มีการป้อนกระแสผ่านหัวใจ ซึ่งจะมีการตอบสนองต่อกระแสมาก ซึ่งอันตรายที่เกิดขึ้นเนื่องจากการปล่อยกระแสเข้าสู่หัวใจ เรียกว่า microshock ซึ่งระดับที่ปลอดภัยคือ น้อยกว่า 10 μA ขณะที่ผู้ป่วยทั่ว ๆไปจะน้อยกว่า 500 μA แต่มาตรฐานก่อน ๆ กำหนดไว้ที่ 5 mA

สำหรับเครื่องวัดอิมพีแดนซ์ที่ทดลองออกแบบขึ้น จะต้องคำนึงถึงอันตรายที่จะเกิดจากกระแสไฟฟ้าที่จะป้อนเข้าร่างกายด้วย คือ ใช้ความถี่สูง และค่ากระแสต่ำ แต่จะต้องป้องกันการลัดวงจรของเครื่องมือจากไฟ 220 โวลต์ โดยต้องมีการแยกกราวน์ของส่วนที่ต่อกับร่างกาย ออกจากกราวน์ของไฟเลี้ยง 220 โวลต์ ที่เรียกว่าการ isolation ซึ่งเป็นของ ECG machine เป็นต้น และอาจจะใช้ตัว limit current ช่วยจำกัดไม่ให้กระแสเกินที่จำกัดเอาไว้ด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ตารางที่ 1.2

ประโยชน์ของการใช้ impedance technique

1. ใช้ในเครื่อง impedance plethysmography โดยอาศัยหลักการเปลี่ยนแปลงของ impedance (Z_0) ของทรวงอก เมื่อของเหลวภายในปอดมีปริมาณเปลี่ยนไป นำมาใช้วิเคราะห์ปริมาณของเหลวในเยื่อหุ้มปอดของผู้ป่วยซึ่งเป็นโรคเกี่ยวกับระบบหายใจ (100 kHz 4 mA rms)และในการวิเคราะห์ในผู้ป่วยที่ผ่าตัดทรวงอก

ถ้า Z_0 ลดลง แสดงว่าความนำไฟฟ้าเพิ่มขึ้น ก็คือของเหลวในเยื่อหุ้มปอดจะมีปริมาณสูงขึ้น ซึ่งจะเป็นอันตรายกับผู้ป่วย ชื่อเครื่อง Minnesota impedance

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

cardiograph มี อิเลคโตรด 2 คู่ คือ Current electrode และ Voltage electrode โดยมี output impedance ของ current source 100 กิโลโอห์ม และมี input impedance ของ voltage recording amp 100 กิโลโอห์ม ค่าอิมพีแดนซ์ที่วัดได้อยู่ในช่วง 18 - 25 ohms

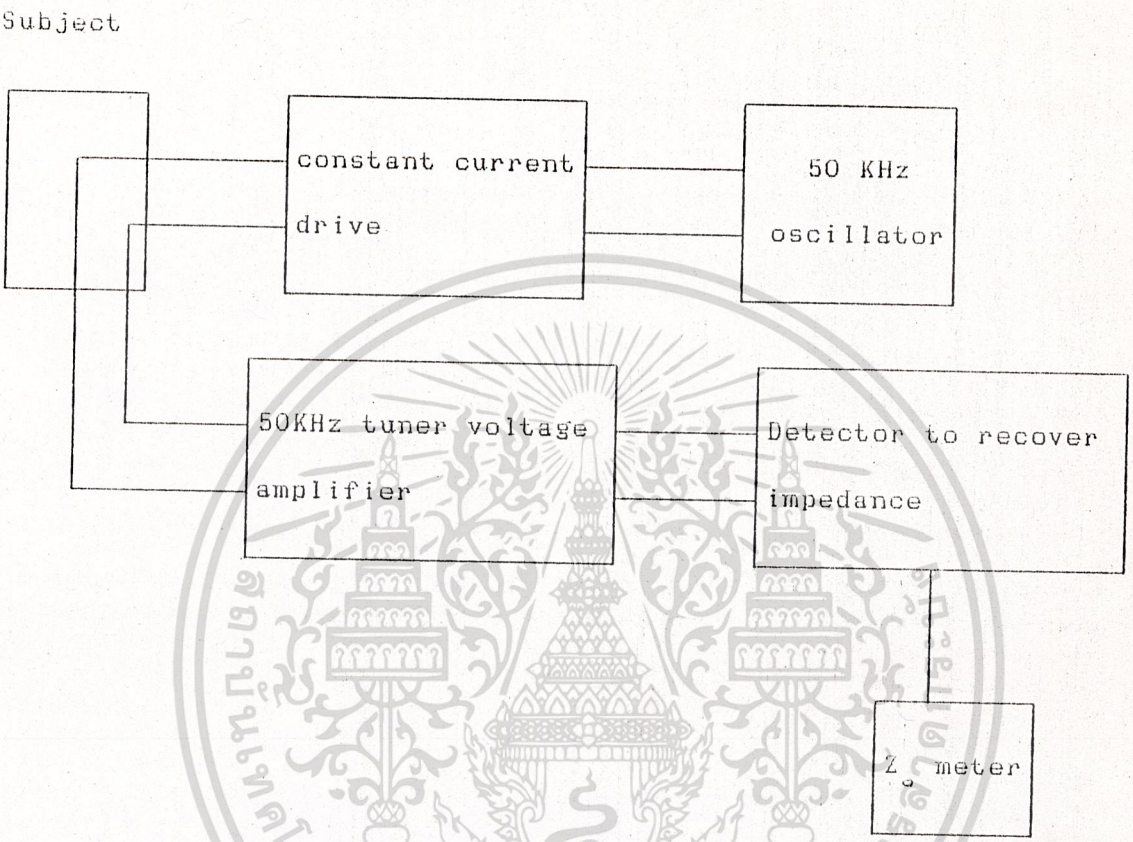
2. ใช้กับเครื่อง electrical impedance tomography (EIT) ซึ่งสามารถสร้างภาพตัดขวางของร่างกายจากค่า electrical resistivity ที่ต่างกันของร่างกาย โดยอาศัยการวัดความต่างศักย์หรือกระแสผ่านอิเลคโตรดที่ติดรอบร่างกาย อาศัยหลักการของการนำไฟฟ้าของส่วนประกอบต่าง ๆทางร่างกายนำข้อมูลที่ได้จากการวัดประมวลผลด้วยคอมพิวเตอร์ แล้วสร้างภาพเสมือนของภาคตัดขวางขึ้น สามารถนำมาใช้งานในห้อง ICU เพื่อดูการเต้นของหัวใจและการทำงานของระบบการหายใจของผู้ป่วยได้โดยไม่มีผลข้างเคียง ซึ่งเกิดจากการแผ่รังสีเหมือนการเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์(CT)และค่าใช้จ่ายถูกกว่ากันมาก แต่จะมีข้อเสียในด้านความละเอียดและความคมชัด

เครื่อง ECG-gate electrical impedance tomography system ใช้ความถี่ 50 kHz กระแส 5 mA (peak to peak) ใช้ 16 electrode ติดรอบร่างกาย แล้ววัดความแตกต่างของความต่างศักย์ระหว่าง electrode ที่อยู่ใกล้กันมาวิเคราะห์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

หลักการพื้นฐานในการออกแบบและสร้างวงจร



รูปที่ 3.1 แสดง Block Diagram แสดงโครงสร้างของเครื่อง

ใช้วงจรออสซิลเลเตอร์ สร้างความถี่ 50 KHz ป้อนให้กับวงจรจ่ายกระแสคงที่(Constant Current) ให้จ่ายกระแสมีค่า 2.13 mA peak to peak ป้อนเข้าสู่ร่างกายแล้วใช้ Voltage Amplifier ที่จูนความถี่ให้ตรงกับความถี่ของออสซิลเลเตอร์ เพื่อป้องกัน Noise โดย Voltage ต้องมีอินพุทอิมพีแดนซ์สูงและมีการกำจัดสัญญาณ Noise ใน. CMRR ได้ดี ผ่านสัญญาณที่ได้มายังตัว Detector เป็นการจับค่าอิมพีแดนซ์ส่งให้กับ Z meter แสดงค่าโดยผ่านวงจร Isolation เพื่อป้องกันอันตรายทางไฟฟ้าที่เกิดกับร่างกาย การแสดงค่าจะแสดงโดยการแปลงสัญญาณอนาลอกที่ได้เปลี่ยนเป็นสัญญาณดิจิตอลแล้วแสดงออกทาง Seven Segment

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

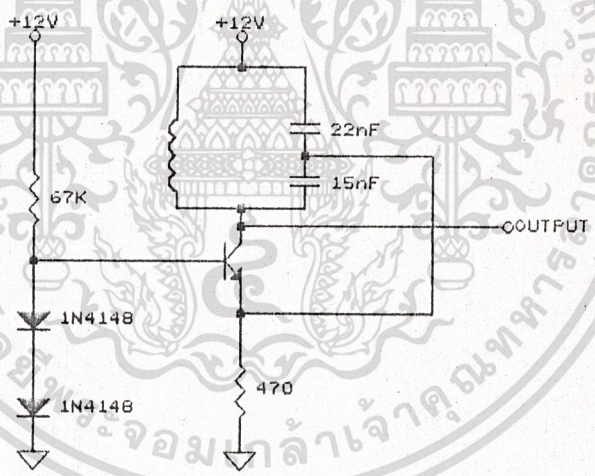
วงจรออสซิลเลเตอร์ (oscilator)

วงจรออสซิลเลเตอร์เป็นวงจรที่ใช้ในการสร้างแรงดันที่มีความถี่ออกมา แล้วผ่านไปยังวงจรจ่ายกระแสคงที่ เพื่อที่จะให้ได้วงจรที่มีคุณสมบัติ ที่สามารถจ่ายกระแสได้คงที่ไม่ว่าความต้านทานของโหลดหรือร่างกายจะเปลี่ยนแปลงไปเพียงใดก็ตาม

วงจรที่ใช้ในที่นี้จะเป็นวงจร Colpits Oscilator ซึ่งมีการ Feedback สัญญาณกลับไปที่ emitter สามารถที่จะคำนวณหาความถี่ของการออสซิลเลทได้จากสูตรคือ

$$f_r = 1/2 \sqrt{LC}$$

ในวงจรที่ใช้จะใช้ความถี่ประมาณ 50 KHz. ซึ่งสามารถที่จะคำนวณหาค่าของ L และ C ได้ สามารถที่จะแสดงวงจรได้ดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 แสดงวงจรออสซิลเลเตอร์สร้างความถี่ประมาณ 50 KHz.

วงจรจ่ายกระแสคงที่ (Constant Current Circuit)

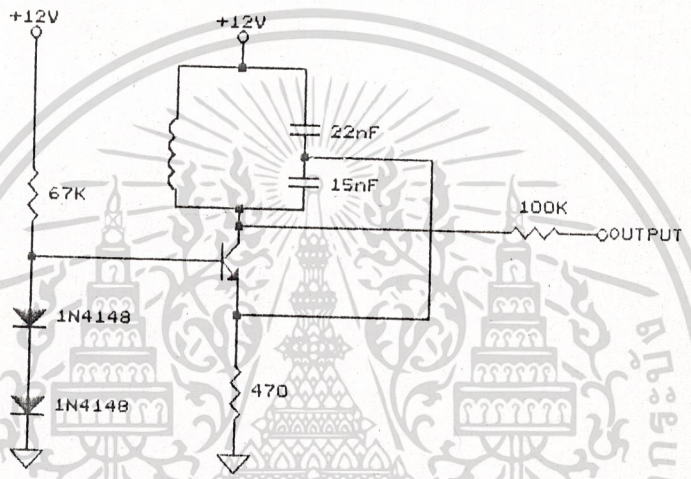
ในส่วนของวงจรจ่ายกระแสคงที่ได้ทำการออกแบบและทดลองใช้ 3 วงจร ด้วยกัน เพื่อที่จะเปรียบเทียบว่าวงจรใดมีคุณสมบัติที่เหมาะสม โดยเฉพาะคุณสมบัติการจ่ายกระแสไฟฟ้า ซึ่งในเครื่องวัดอิมพีแดนซ์ของร่างกายต้องการกระแสที่มีค่าคงที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไม่ว่าโหลดหรืออิมพีแดนซ์ของร่างกายเปลี่ยนไปเพียงใดก็ตาม วงจรที่ออกแบบมี 3 วงจร ซึ่งมีวงจรออสซิลเลเตอร์แบบ Copits ดังนี้

1.วงจรจ่ายกระแสคงที่แบบใช้ R 100 ต่ออนุกรม

หลักการง่าย ๆของวงจรก็คือการที่อาศัย R 100 K เป็น output impedance ของวงจรซึ่งความต้านทาน 100 K นี้มีค่าสูงเมื่อเทียบกับอิมพีแดนซ์ของร่างกายทำให้กระแสที่วงจรจ่ายมีค่าคงที่



รูปที่ 3.3 แสดงวงจรจ่ายกระแสคงที่แบบ R series ต่อกับวงจรออสซิลเลเตอร์

2.วงจรจ่ายกระแสคงที่แบบใช้วงจร Bidirection Output VCCS

วงจรนี้จะช่วยให้กระแสมีค่าคงที่ โดยที่กระแสของวงจรจะขึ้นอยู่กับค่าความต้านที่ใช้ในวงจร สามารถที่จะแสดงสมการการคำนวณหาค่าความต้านทานที่ใช้ในวงจรเพื่อที่จะได้กระแสตามต้องการได้ดังนี้

$$I_L = E_{in} * R_3 / R_5 * R_1$$

เมื่อ $R_1 = R_2$

$R_4 + R_5 = R_3$

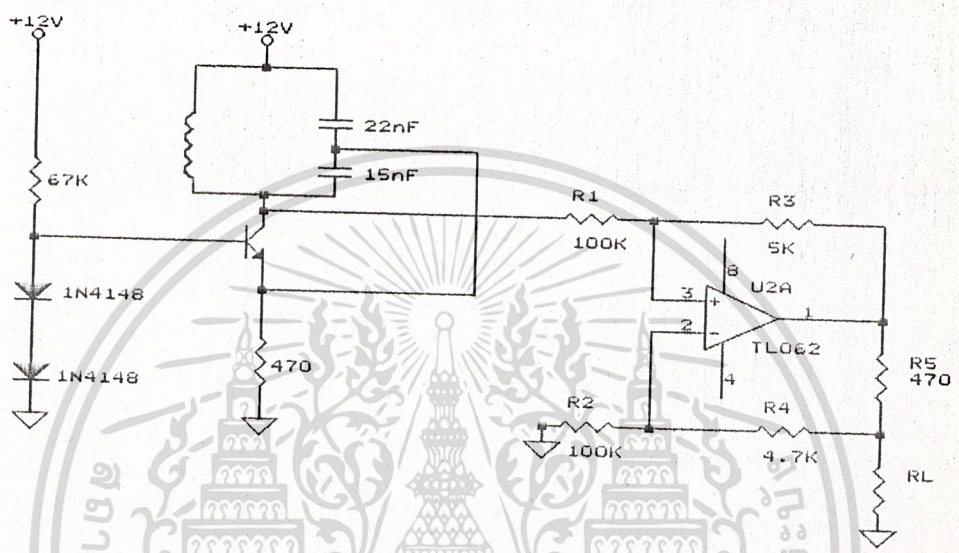
$R_1 + R_3 >> R_5$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากสมการข้างบนสามารถคำนวณความต้านทานที่ใช้ในวงจรได้โดยใช้ค่าดังต่อไปนี้ E_{in} = 20 V_{pp} , R_1 = 100K , R_3 = 5K , R_5 = 470 OHMS

ดังนั้น $R_4 \sim$ 47K และ R_2 = 100K

เมื่อแทนค่าต่าง ๆเหล่านี้ลงในสมการหาค่ากระแส I_L ก็จะได้ I_L = 2.13 mA สามารถที่จะแสดงวงจรได้ดังนี้



รูปที่ 3.4 แสดงวงจรจ่ายกระแสคงที่แบบใช้ op-amp ต่อกับวงจรออสซิลเลเตอร์

3. วงจรจ่ายกระแสคงที่แบบใช้ Current Mirrors

วงจรจ่ายกระแสคงแบบที่ใช้ Current Mirrors จะใช้วงจรแบบทรานซิสเตอร์คู่ เพื่อที่จะทำให้กระแสที่จ่ายมีค่าคงที่ โดยกระแสที่ Output จะหาค่าได้ดังสมการต่อไปนี้

$$I_o = I_{c1} = nI_{c2}$$

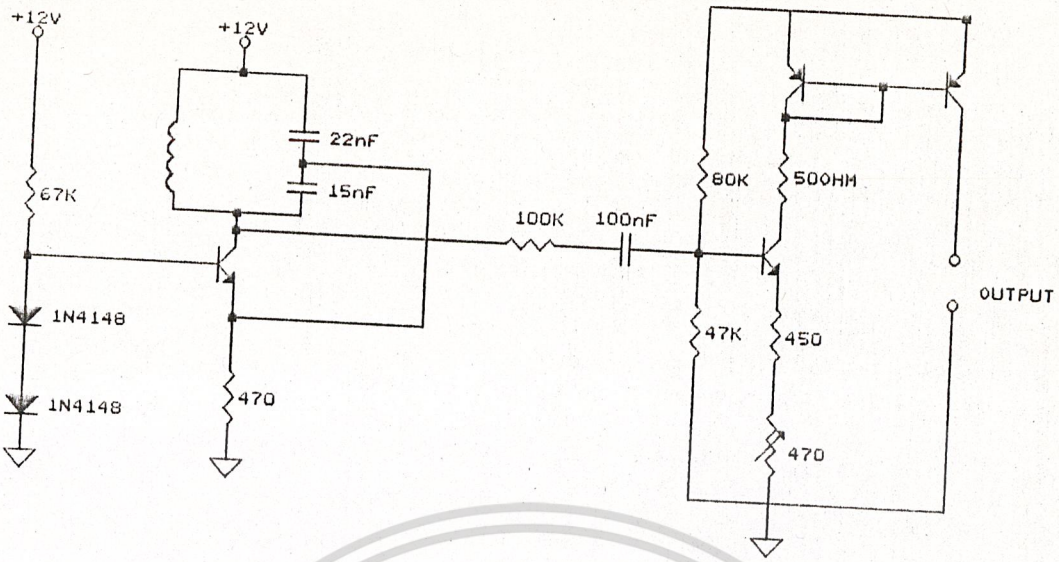
โดยที่ $I_{c1}/I_{c2} = n$

$$I_{c2} = I_1/1+(n+1)/(\beta)$$

ดังนั้น $$I_o = nI_1/1+(n+1)/\beta$$

สามารถที่จะแสดงวงจรจ่ายกระแสแบบที่ใช้ Current Mirrors ได้ดังนี้

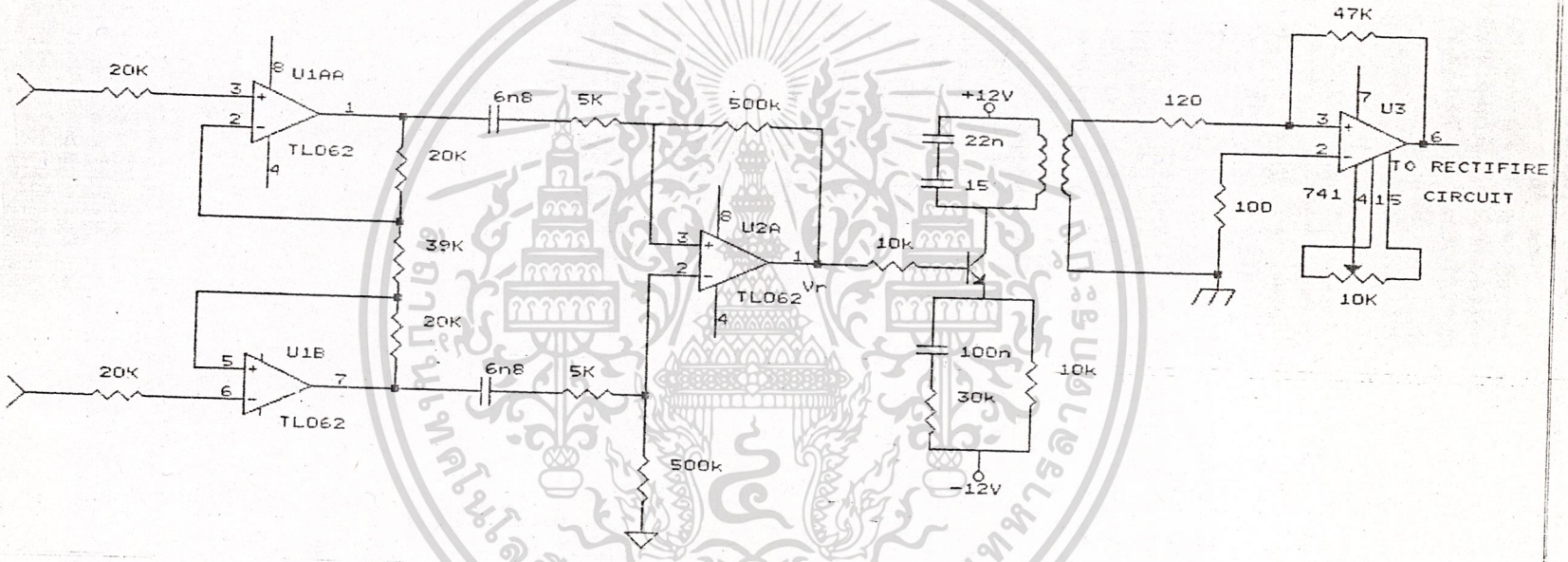
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.5 แสดงวงจรจ่ายกระแสคงที่แบบใช้วงจร Current Mirrors ต่อกับวงจรออสซิลเลเตอร์

วงจรภาครับ (Differential Amplifier) ในส่วนของวงจรภาครับจะประกอบด้วยวงจรขยายความแตกต่างและวงจรจูนความถี่ 50 KHz สามารถที่จะแสดงวงจรได้ดังรูปที่ 3.6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้


20K
U1AA
TL062
20K
6n8
5K
500k
+12V
22n
15
120
47K
U3
741
TO RECTIFIRE
CIRCUIT
100
10K
39K
20K
U2A
TL062
Vr
10k
100n
30k
10k
20K
U1B
TL062
6n8
5K
500k
-12V

วงจรขยายความแตกต่าง (Differential Amplifier)

วงจรขยายความแตกต่างเป็นวงจรรับสัญญาณแรงดันจากขั้วอิเลคโตรดแล้วนำมาขยายผลต่าง แต่เนื่องจากอาจมีสัญญาณรบกวนจากไฟกระแสสลับความถี่ 50 Hz ปนมาด้วย ดังนั้น วงจรขยายที่จะนำมาใช้ต้องมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

ก.อินพุทอิมพีแดนซ์สูงมาก เมื่อเทียบความต้านทานของผิวหนังเพื่อป้องกันการเสียสมดุลย์ของวงจรที่จะมีต่อวงจรขยายคือ สัญญาณรบกวนแบบคอมมอนโหมดไม่สามารถกำจัดออกไปได้ และยังทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทซึ่งถูกขยายให้มีค่ามากขึ้นที่เอาท์พุท

ข.ค่า CMRR (Common mode rejection ratio) ค่า CMRR เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรขยายความแตกต่างที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้โดยมีอัตราการขยายของสัญญาณความแตกต่างสูง แต่มีอัตราขยายของสัญญาณคอมมอนโหมดต่ำ

ดังนั้นวงจรในภาครับนี้จึงออกแบบให้เป็นวงจรขยายความแตกต่างที่ใช้ออปแอมป์ 3 ตัว

gain ของstage แรก

$$V_{ZT}/V_{XY} = (2R_4+R_5)/R_5$$

gain ของstage ที่สอง

$$V_O/V_{ZT} = -R_F/R_1$$

ดังนั้น gain ทั้งหมดของวงจร

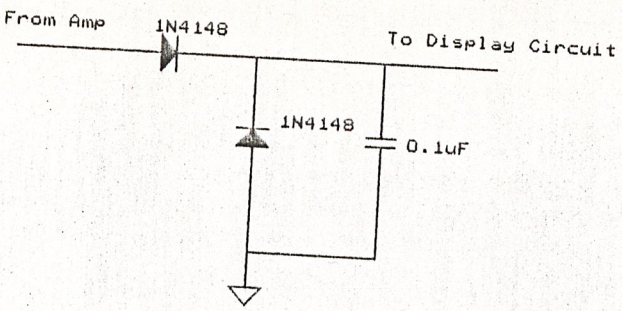
$$A_D = V_O/V_{XY} = -(1+2R_4/R_5)*R_F/R_1$$

วงจรจูนความถี่ วงจรจูนความถี่ที่ใช้จะใช้จูนความถี่ 50 KHz

วงจรขยายและวงจรเรคติไฟร์

วงจรขยายจะเป็นวงจรที่ใช้ขยายสัญญาณที่ออกจาก RF coil เพื่อขยายสัญญาณให้มีขนาดเพิ่มขึ้นและป้อนให้แก่วงจรเรคติไฟร์เพื่อแปลงสัญญาณซายน์เป็นสัญญาณ DC และสัญญาณ DC ที่ได้จะป้อนให้แก่วงจรแสดงผลเพื่อให้สามารถแสดงผลเป็นค่าอิมพีแดนซ์ตรงกับค่าที่เป็นจริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.7 วงจรเรคติไฟร์

<u>วงจรแสดงผลเป็นตัวเลข</u>

เป็นวงจรที่ดัดแปลงมาจากวงจร 3 1/2 digital DVM ซึ่งใช้ ไอซีเบอร์ ADD 3501 เป็นไอซีสำเร็จรูปของบริษัท เนชั่นแนลเซมิคอนดัคเตอร์ ทำหน้าที่แปลงค่าโวลเตจซึ่งเป็นสัญญาณอานาลอก ให้เป็นการแสดงผลทางดิจิตอล

การทำงานของไอซีเบอร์นี้อาศัยหลักการ Dual slope intergrator ภายในประกอบด้วยintegrater,comparator,main gate,couter,control-logic section,reference voltage โดยควบคุมโดยส่วนของ Control-logic ในวงจรจะเห็นได้ว่า มีส่วนของบล๊อค 2 volts reference ซึ่งประกอบไปด้วย LM 336 เป็นซีเนอร์ไดโอด ที่ทำหน้าที่รักษาระดับแรงดันโดยมี R 20 โอห์ม และ 10 กิโลโอห์ม เป็นตัวปรับค่าโวลเตจให้มีค่าได้ตามต้องการคือ 2 โวลต์และป้อนให้กับขา V_{REF} ของไอซี ADD 3501 ส่วน R 50 กิโลโอห์มจะเป็นตัวปรับค่าออฟเซทเพื่อปรับค่าตัวเลขให้มีค่าเป็นศูนย์เมื่อยังไม่ได้ป้อนแรงดัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

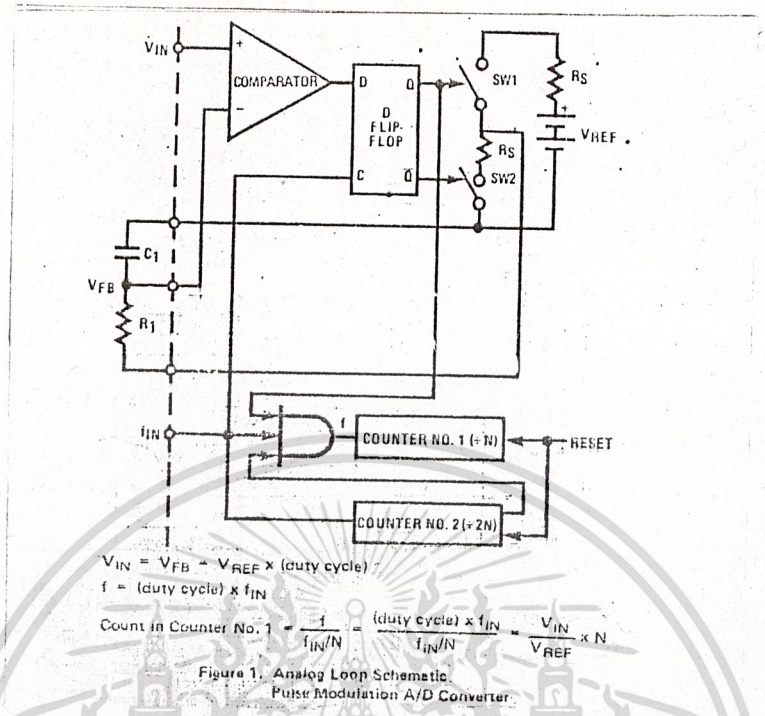


Figure 1. Analog Loop Schematic
Pulse Modulation A/D Converter

รูปที่ 3.8 รูปแสดงวงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิตอลแบบพัลส์มอดดูเลชั่น

จากรูปที่ 3.8 เอาท์พุทของสวิทช์ I จะมีค่าเป็น V_{REF} หรือเป็นศูนย์ขึ้นอยู่กับสถานะของ D flip-Flop ถ้า Q มีค่าเป็น high ทำให้ V_{out} มีค่าเท่ากับ V_{REF} แต่ถ้าค่า Q มีค่าเป็น Low V_{out} มีค่าเท่ากับศูนย์ แรงดันดังกล่าวจะป้อนให้กับวงจร low-pass filter ซึ่งจะประกอบด้วย R_1 และ C_1 และเอาท์พุทของฟิลเตอร์จะต่อกับขา negative input ของคอมพาเรเตอร์ ซึ่งเปรียบเทียบ V_{FB} กับสัญญาณอินพุทซึ่งเป็นแรงดันอนาลอก (V_{in}) และเอาท์พุทของคอมพาเรเตอร์จะต่อเข้ากับขา D ของ D flip-flop ข้อมูลจะถูกเปลี่ยนแปลงจาก D อินพุท เป็น Q อินพุท ซึ่งในสัญญาณด้านบวก(positive edge)ของ clock

ตัวอย่างเช่น ให้แรงดันอินพุทมีค่าเท่ากับ 0.500 โวลต์ ค่า Q มีค่าเป็น high V_{out} จะมีค่าเท่ากับ V_{REF} (2.000 โวลต์) และ V_{FB} จะชาร์ทให้เป็น 2 โวลต์ ในเวลาเท่ากับ time constant = R_1C_1 เมื่อ V_{FB} มีค่าสูงกว่า 0.500 โวลต์ จะทำให้เอาท์พุทของคอมพาเรเตอร์มีค่าเป็น 0 โวลต์ ในขอบขาขึ้นของ clock ลูกต่อไป Q เอาท์พุทของ D flip-flop จะมีค่าเป็นกราวด์ ทำให้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

V_{out} สวิทซ์ไปเป็นศูนย์โวลต์ ทำให้ V_{FB} เริ่ม discharge จนค่าเป็นศูนย์ ด้วยค่า time constant R_1C_1 เมื่อ V_{FB} มีค่าน้อยกว่า 0.5 โวลต์ จะทำให้ เอาท์พุทของคอมพาเรเตอร์มีค่าเป็น high และในขอบขาขึ้นของสัญญาณ clock ลูกต่อไปจะทำให้ Q เอาท์พุท ของ D flip-flop มีค่าเป็น high อีกครั้งหนึ่งซึ่งจะเกิดขั้นตอนดังกล่าวซ้ำต่อ ๆไป จะทำให้เกิด Square wave pulse train ขึ้นที่ SW 1

ค่า DC ของ pulse train มีค่าดังนี้

$$V_{out} = V_{REF} (T_{ON}/T_{ON}+T_{OFF}) = V_{REF} \text{ (duty cycle)}$$

ค่า DC ของ low pass filter มีค่าดังนี้

$$V_{FB} = V_{REF} \text{ (duty cycle)}$$

เนื่องจากระบบปิด(closed loop system) จะทำให้ V_{FB} มีค่าเท่ากับ V_{IN} เสมอ จึงสามารถเขียนได้ว่า

$$V_{IN} = V_{FB} = V_{REF} \text{ (duty cycle)}$$

หรือ

$$V_{IN}/V_{REF} = \text{(duty cycle)}$$

และ duty cycle จะ AND กับความถี่อินพุท ดังนั้น ความถี่ f จะเท่ากับ

$$f = \text{(duty cycle)}*\text{(clock)}$$

ความถี่ f จะถูกเก็บค่าไว้ใน counter หมายเลข 1 ในเวลาที่กำหนดโดย counter หมายเลข 2 ดังนั้นการนับใน couter หมายเลขหนึ่ง จะเท่ากับ

$$\text{(count)} = f/\text{(clock)}/N = \text{(duty cycle)}*\text{(clock)}/\text{(clock)}/N$$

$$= V_{IN}/V_{REF} * N$$

สำหรับ ADD 3501 N = 2000

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

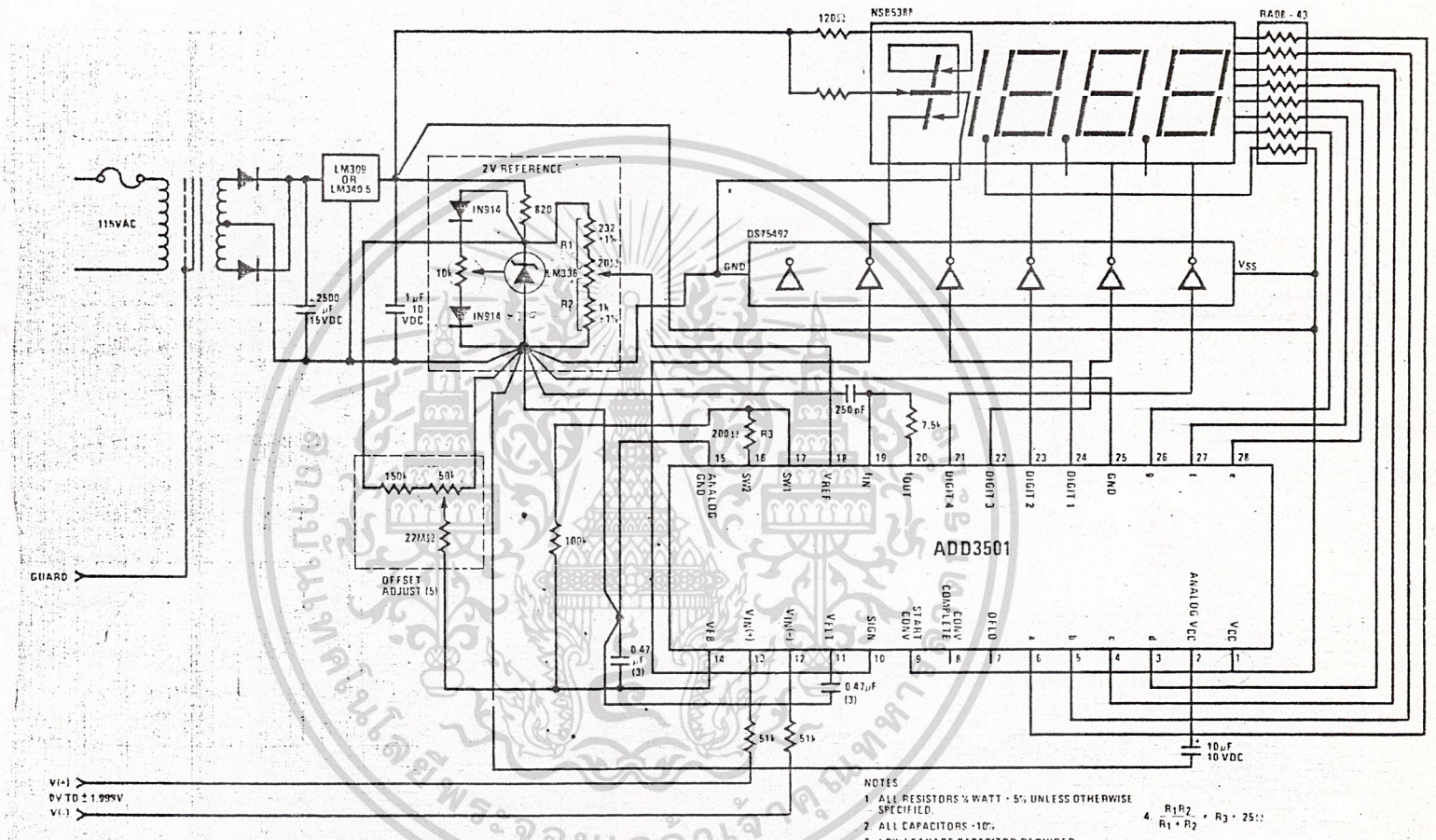


Figure 5. 3½-Digit DPM, ±1.999 Volts Full Scale

วงจรจ่ายพลังงานไฟฟ้า

ในการจ่ายไฟให้กับวงจรจ่ายกระแสคงที่และวงจรขยายสัญญาณที่ได้รับจากร่างกาย เนื่องจากว่าวงจรทั้งสองนี้ต่ออยู่กับร่างกายโดยตรง ดังนั้นจึงต้องมีการแยกground ของสองวงจรนี้ออกจากไฟบ้านเพื่อป้องกันอันตรายที่จะเกิดกับร่างกายโดยใช้โดยใช้วงจรจ่ายไฟที่ใช้ Isolated Tranformer แยก ground ออกจากไฟบ้าน ส่วนวงจรภาคแสดงผลนั้น เนื่องจากว่าเป็นวงจรที่ไม่ได้ต่ออยู่กับร่างกายโดยตรงเพราะว่าเราแยกวงจรภาคแสดงผลออกจากวงจรขยายโดยใช้ตัว RF เป็นตัวแยก ดังนั้นเราจึงสามารถใช้วงจรจ่ายไฟธรรมดาได้

วงจรจ่ายพลังงานไฟฟ้า

วงจรจ่ายพลังงานไฟฟ้าที่ใช้นี้จะเป็นวงจรที่จะจ่ายไฟให้กับวงจรต่าง ๆได้แก่ วงจรจ่ายไฟที่ใช้ Isolated Tranformer และวงจรแสดงผล ซึ่งวงจรนี้จะจ่ายไฟ 12V dc ซึ่งก็มีหลักในการทำงานคือใช้หม้อแปลงแปลงไฟ 220V ac แล้วผ่านวงจร Full-wave bridge rectifier ซึ่งสัญญาณที่ได้ยังคงมีลักษณะเป็นสัญญาณsine ซึ่งมีเฉพาะไฟบวก หลังจากนั้นจะผ่านวงจรฟิวเตอร์เพื่อกรองความถี่ออกจากวงจรเรคติไฟเออร์ ซึ่งแรงดันที่ได้เป็นกระแสไฟตรงที่เรียบแต่ยังไม่คงที่เพียงพอที่จะนำไปใช้งาน ดังนั้นจึงต้องใช้อุปกรณ์ในการรักษาระดับแรงดัน (Voltage Recgulator) ต่อร่วมด้วยซึ่งจะรักษาระดับแรงดันเอ๊าท์พุทให้คงที่ โดยไม่ขึ้นกับการเปลี่ยนแปลงของโหลดและแรงดันอินพุทในช่วงที่กำหนด

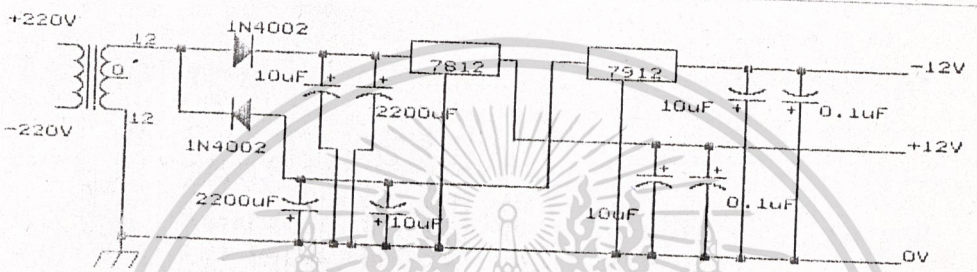
จากรูปจะใช้ไอซีเบอร์ 7812 และ 7912 เป็นตัวช่วยรักษาระดับแรงดันให้ได้แรงดันเอ๊าท์พุทมีค่าคงที่ +12 โวลต์และ -12 โวลต์

วงจรจ่ายพลังงานไฟฟ้าที่ใช้ Isolated Tranformer

วงจรจ่ายพลังงานไฟฟ้าวงจรนี้จะใช้เป็นตัวจ่ายแรงดันให้กับวงจรจ่ายกระแสคงที่และวงจรขยายแรงดันที่ได้จากการวัดอิมพีแดนซ์ของร่างกายเพื่อแยก ground ของวงจรออกจากไฟบ้าน วงจรนี้จะใช้วงจร Comparator เป็นตัวสร้างสัญญาณพัลส์ออกมาแต่เนื่องจากว่ากระแสที่ได้นั้นมีค่าน้อยจึงต้องผ่านวงจรบัฟเฟอร์เพื่อ drive กระแสให้มีค่าสูงขึ้นหลังจากนั้นก็ผ่านแรงดันเข้าสู่ Isolated Tranformer ซึ่งหม้อแปลง

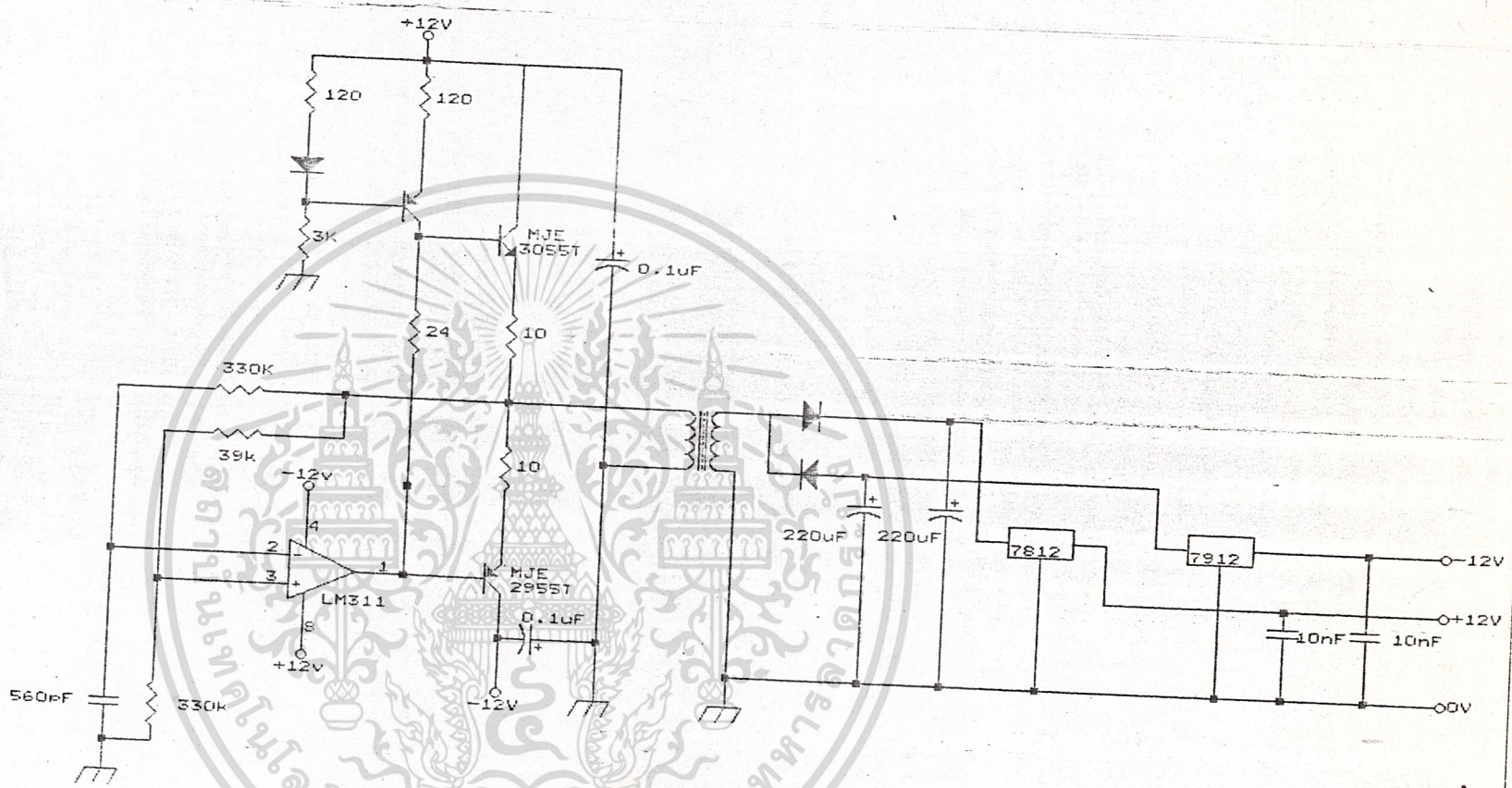
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แบบนี้จะป้องกันการ leakage ได้ดังนั้นเราจึงสามารถที่จะแยก ground ออกจากไฟบ้านได้ หลังจากนั้นก็ผ่านแรงดันไปที่วงจรเรคติไฟเออร์ และวงจรรักษาระดับแรงดันที่ใช้ไอซีเบอร์ 7812 และ 7912 ซึ่งก็จะได้ไฟเลี้ยง +12 โวลต์ และ -12 โวลต์ จ่ายให้กับวงจรจ่ายกระแสคงที่และวงจรขยายแรงดันที่วัดได้จากร่างกาย



รูปที่ 3.10 แสดงวงจรจ่ายพลังงานไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.11 วงจรแหล่งจ่ายไฟฟ้าแบบ Isolated Transformer

บทที่ 4

การทดลองและผลการทดลอง

1. ใช้วงจรออสซิลเลเตอร์สร้างความถี่ 50 KHz. ดังรูปที่ 3.2

2. ใช้วงจรจ่ายกระแสคงที่แบบใช้ R series โดยการต่อ R 100 กิโลโอห์ม อนุกรมเข้ากับ output วงจรออสซิลเลเตอร์ ดังรูปที่ 3.3

3. วัดค่าความต้านทาน โดยใช้ตัวความต้านทาน 2 ชุด ชุดแรกใช้ R ค่าตั้งแต่ 9.94-995.87 โอห์ม ดังตารางที่ 1 ชุดที่ 2 ใช้ค่า R ตั้งแต่ค่า 10-40 โอห์ม ดังตารางที่ 3

4. วัดค่า V_c , V_r และ I ที่ภาครับของวงจรตามตารางที่ 1 และตารางที่ 3

5. คำนวณค่า GAIN ได้จาก V_c / V_r และค่า R จาก V_c / (I_{mean} * $Gain_{mean}$)

6. คำนวณหาค่าผิดพลาดเป็นเปอร์เซ็นต์ของ R , I และ GAIN

7. เปลี่ยนวงจรจ่ายกระแสแบบใช้ R series เป็นวงจรจ่ายกระแสแบบใช้ op-amp ดังรูปที่ 8 แล้วทำการทดสอบเช่นเดียวกับข้อ 3-6

8. เปลี่ยนวงจรจ่ายกระแสเป็นแบบใช้วงจร Current Mirrors ดังรูปที่ 9 แล้วทำการทดสอบเช่นเดียวกับข้อ 3-6

9. ใช้วงจรจ่ายพลังงานไฟฟ้าแบบ Floating ดังรูปที่ 3.10 เพื่อแยกกราวน์ดของวงจรที่ต่อกับร่างกายออกจากกราวน์ดของไฟ 220 โวลต์ ซึ่งก็ได้แก่วงจรออสซิลเลเตอร์ วงจรจ่ายกระแสคงที่ และวงจรภาครับ

10. ใช้วงจรออสซิลเลเตอร์ที่สร้างความถี่ 50 KHz. ป้อนให้กับวงจรจ่ายกระแสคงที่แบบใช้ออปแอมป์ (เหตุที่เลือกวงจรนี้ก็เพราะเป็นวงจรที่จ่ายกระแสได้คงที่มากที่สุด) ป้อนกระแสคงที่ขนาด 2 mA เข้าสู่ร่างกายบริเวณแขน โดยผ่าน electrode ขนาดเล็ก (ECG electrode ซึ่งใช้กับเด็ก) 1 คู่ และใช้วงจรภาครับวัดค่าแรงดันที่เกิดจาก impedance ของแขน โดยอ่านค่าด้วย ออสซิลโลสโคป (oscilloscope) ซึ่งออสซิลโลสโคปจะใช้ไฟฟ้า 220 โวลต์ ที่ผ่านหม้อแปลง 220/220 เพื่อแยกกราวน์ดสโคปออกจากกราวน์ดของไฟบ้าน 220 โวลต์ อ่านค่าที่ได้นำมาคำนวณเป็นค่าอิมพีแดนซ์ของแขน

11. ทำการทดสอบเช่นเดียวกันกับแบบแรกในข้อ 10 แต่ค่ากระแสคงที่ที่ใช้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ป้อนเข้าสู่แขนเป็น 0.2 mA (เนื่องจากกระแสขนาด 2 mA ทำให้เกิดความเจ็บปวดขึ้นเล็กน้อย) อ่านค่าที่ได้ นำมาคำนวณ

12. ทำการทดสอบเช่นเดียวกันกับแบบแรกในข้อ 10 และใช้กระแสคงที่ขนาด 2 mA อ่านค่าที่ได้ผ่านทางส่วนแสดงผลซึ่งเป็นตัวเลขดิจิตอล ด้วยวงจรรูปที่ 3.8 อ่านค่าที่ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

R (ohms)	V_c (mV)	V_r (mV)	I (uA)	Gain
9.94	21.5	3.0	301.81	7.17
19.71	41.5	5.0	253.68	8.30
30.17	64.0	7.25	240.30	8.83
50.07	107.0	11.75	234.67	9.11
100.67	227.5	23.25	230.95	9.78
506.87	1.4×10^3	115.00	226.88	12.17
995.87	2.85×10^3	225.00	225.93	12.67

ตารางที่ 1 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง R กับ V_c, V_R, I, Gain
เมื่อใช้ค่า R ต่างๆกัน ตั้งแต่ 10 - 1k ohms
โดยใช้วงจร Constant current แบบ Series R 100k ohms

R (ohms)	R (คำนวน) (ohms)	ERROR (%)		
		I	Gain	R
9.94	9.02	23.25	26.23	9.26
19.71	17.44	3.59	14.61	11.52
30.17	26.87	1.87	9.16	10.94
50.07	44.96	4.17	6.28	10.21
100.67	95.56	5.69	0.62	5.08
506.87	588.04	7.35	25.21	16.01
995.87	1196.50	7.74	30.35	20.15

ตารางที่ 2 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง R กับ Error ของ R, I, Gain
เมื่อใช้ค่า R ต่างๆกัน ตั้งแต่ 10 - 1k ohms
โดยใช้วงจร Constant current แบบ Series R 100k ohms

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

R (ohms)	$-V_{\Sigma}$ (mV)	V_R (mV)	I (uA)	Gain
10	20.25	3.0	300	6.75
12	24.25	3.25	278.83	7.46
14	29.0	3.5	250	8.29
16	33.0	4.0	250	8.25
18	38.0	4.5	250	8.44
20	41.5	5.0	250	8.3
22	45.5	5.5	250	8.27
24	50.5	6.0	250	8.42
26	54.0	6.5	250	8.31
28	59.0	7.0	250	8.43
30	63.0	7.25	241.67	8.69
32	67.0	7.75	242.19	8.65
34	71.0	8.25	242.26	8.61
36	76.5	8.75	243.06	8.74
38	80.0	9.25	243.34	8.65
40	84.0	9.5	237.5	8.84

ตารางที่ 3 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง R กับ V_{Σ}, V_R, I, Gain
เมื่อใช้ค่า R ต่างๆกัน ตั้งแต่ 10 - 40 ohms
โดยใช้วงจร Constant current แบบ Series R 100k ohms

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

R (ohms)	R (คำนวน) (ohms)	ERROR (%)		
		I	Gain	R
10	9.67	19.38	18.87	3.3
12	11.58	7.77	10.33	3.5
14	13.89	0.52	0.36	0.79
16	15.80	0.52	0.84	1.25
18	18.19	0.52	1.44	1.06
20	19.86	0.52	0.24	0.7
22	21.77	0.52	0.60	1.05
24	24.15	0.52	1.20	0.63
26	25.83	0.52	0.12	0.65
28	28.21	0.52	1.32	0.75
30	30.12	3.83	4.45	0.4
32	32.03	3.63	3.97	0.09
34	33.94	3.60	3.49	0.18
36	36.56	3.28	5.05	1.56
38	38.28	3.17	3.97	0.74
40	40.19	3.49	6.25	0.48

ตารางที่ 4 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง R กับ Error ของ R, I, Gain เมื่อใช้ค่า R ต่างๆกัน ตั้งแต่ 10 - 40 ohms โดยใช้วงจร Constant current แบบ Series R 100k ohms

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

R (ohms)	$-V_{\Delta}$ (V)	V_r (V)	I (mA)	Gain
9.94	0.235	23×10^{-3}	2.21	10.68
19.71	0.52	43×10^{-3}	2.18	12.09
30.17	0.85	64.5×10^{-3}	2.14	13.18
50.07	1.46	0.107	2.14	13.64
100.67	2.95	0.215	2.14	13.72
200	5.0	0.415	2.08	12.05
300	6.15	0.605	2.02	10.17
400	6.5	0.8	2.0	8.13
506.87	6.85	1	1.97	6.85
995.87	-	7×10^{-3}	-	-

ตารางที่ 5 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง R กับ V_{Δ}, V_R, I, Gain เมื่อใช้ค่า R ต่างๆกัน ตั้งแต่ 10 - 1k ohms โดยใช้วงจร Constant current แบบ ใช้ Op-amp

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

R (ohms)	R (คำนวน) (ohms)	ERROR (%)		
		I	Gain	R
9.94	10.02	5.24	4.38	0.80
19.71	22.17	3.81	8.24	12.48
30.17	36.24	1.90	17.99	20.68
50.07	61.9	1.90	22.11	23.63
100.67	123.81	1.90	22.83	23.72
200	214.29	0.95	7.88	7.15
300	261.9	3.81	8.95	12.7
400	276.19	4.76	27.26	30.95
506.87	290.48	6.19	38.68	42.69
995.87	-	-	-	-

ตารางที่ 6 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง R กับ Error ของ R, I, Gain เมื่อใช้ค่า R ต่างๆกัน ตั้งแต่ 10 - 1k ohms โดยใช้วงจร Constant current แบบ ใช้ Op-amp

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

R (ohms)	$-V_c$ (V)	V_r (mV)	I (mA)	Gain
10	0.238	21.75	2.175	10.92
12	0.298	26.0	2.17	11.44
14	0.35	30.5	2.18	11.48
16	0.415	35.0	2.19	11.86
18	0.417	39.0	2.17	12.06
20	0.54	43.5	2.175	12.41
22	0.595	47.5	2.16	12.53
24	0.66	51.5	2.15	12.82
26	0.715	55.0	2.12	13.0
28	0.78	59.5	2.13	13.11
30	0.84	64.5	2.15	13.02
32	0.91	68.5	2.14	13.28
34	0.99	73.5	2.15	13.56
36	1.03	77.5	2.15	13.29
38	1.09	80.0	2.11	13.63
40	1.16	84.0	2.10	13.81

ตารางที่ 7 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง R กับ V_c, V_R, I, Gain เมื่อใช้ค่า R ต่างๆกัน ตั้งแต่ 10 - 40 ohms โดยใช้วงจร Constant current แบบ ใช้ Op-amp

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

R (ohms)	R (คำนวน) (ohms)	ERROR (%)		
		I	Gain	R
10	8.74	1.10	13.61	12.64
12	10.29	0.87	9.49	8.75
14	12.88	1.34	9.18	8.0
16	15.27	1.80	6.17	4.56
18	15.34	0.87	4.59	14.78
20	19.87	0.87	1.82	0.65
22	21.89	0.41	0.87	0.5
24	24.29	0.06	1.42	1.21
26	26.31	1.45	2.85	1.19
28	28.70	0.99	3.72	2.5
30	30.91	0.06	3.01	3.03
32	33.48	0.52	5.06	4.63
34	36.43	0.06	7.28	7.15
36	37.90	0.06	5.14	5.14
38	40.11	1.92	7.79	5.55
40	42.68	2.38	9.26	6.7

ตารางที่ 8 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง R กับ Error ของ R, I, Gain เมื่อใช้ค่า R ต่างๆกัน ตั้งแต่ 10 - 40 ohms โดยใช้วงจร Constant current แบบ ใช้ Op-amp

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

R (ohms)	I (10mA)	Error(%)	I (1mA)	Error (%)
9.94	11.27	12.69	1.53	53.0
19.71	10.65	6.54	1.47	47.0
30.17	9.94	0.6	0.99	0.56
50.07	9.29	7.13	1.28	28.0
100.67	8.15	18.55	1.13	13.0
506.87	7.89	21.08	1.7	70.0
995.87	4.12	58.83	0.6	-

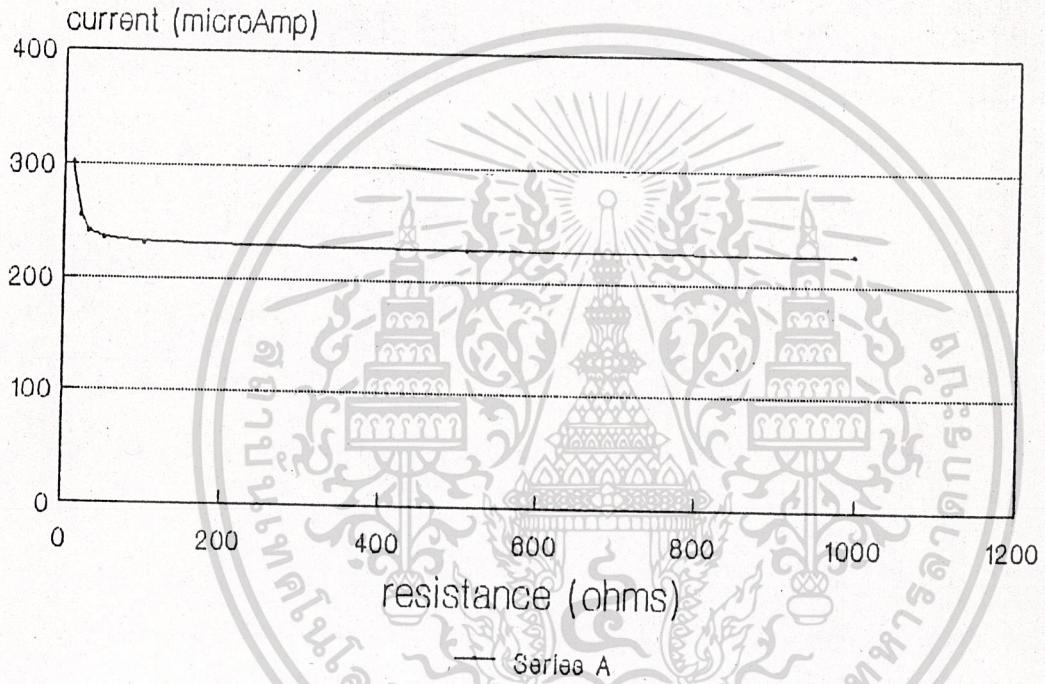
ตารางที่ 9 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง R กับ I และ Error ของ I เมื่อใช้ค่า R ต่างๆกัน ตั้งแต่ 10 - 1k ohms โดยใช้วงจร Constant current แบบ ใช้ Current mirror

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Constanst current test

Resistance : 10 - 1k ohms

Oscillator with R-series



I mean = 244.88 microAmp

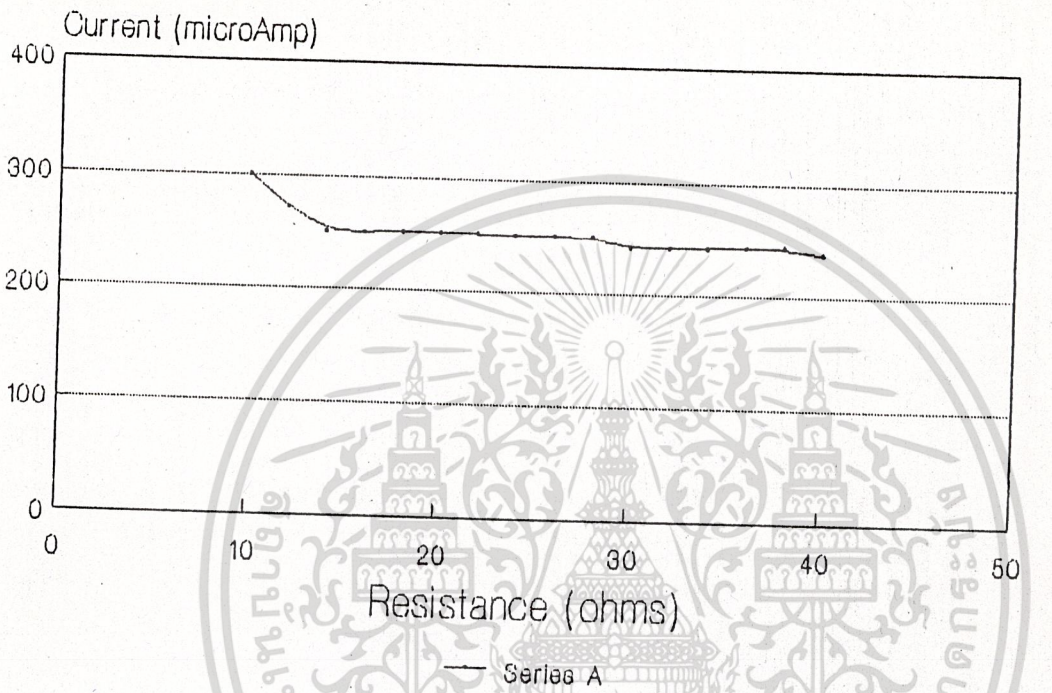
Gain mean = 9.72

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Constanst current test

Resistance :- 10 - 40 ohms

Oscillator with R-series



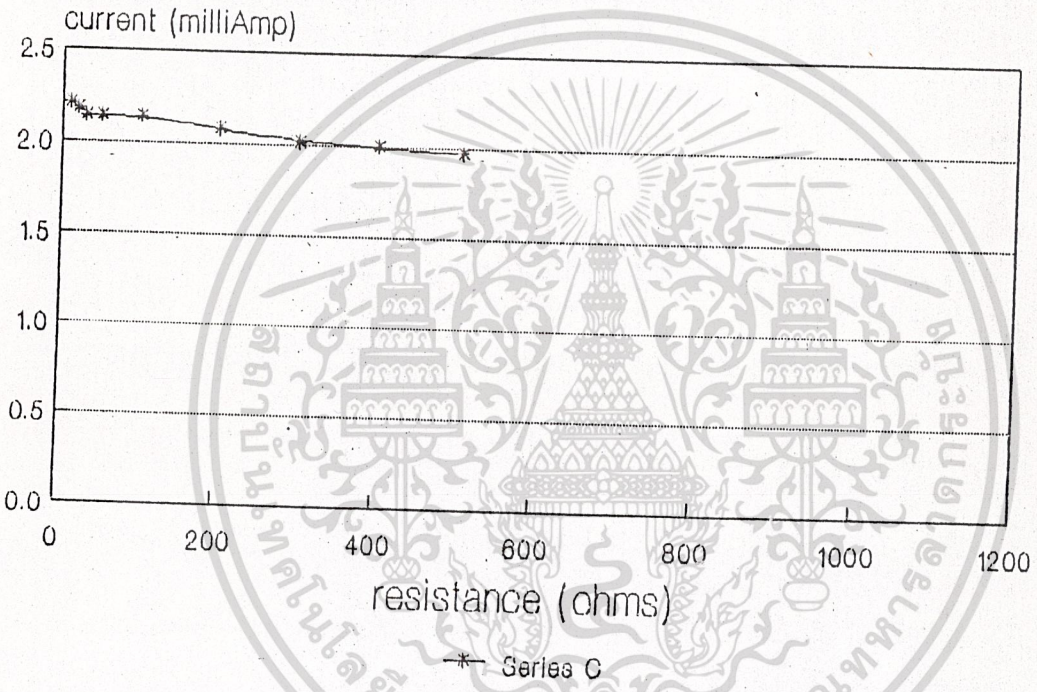
I mean = 251.30 microAmp
Gain mean = 8.32

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Constanst current test

Resistance : 10 - 1k ohms

Oscillator with Op-amp



I mean = 2.1 milliAmp

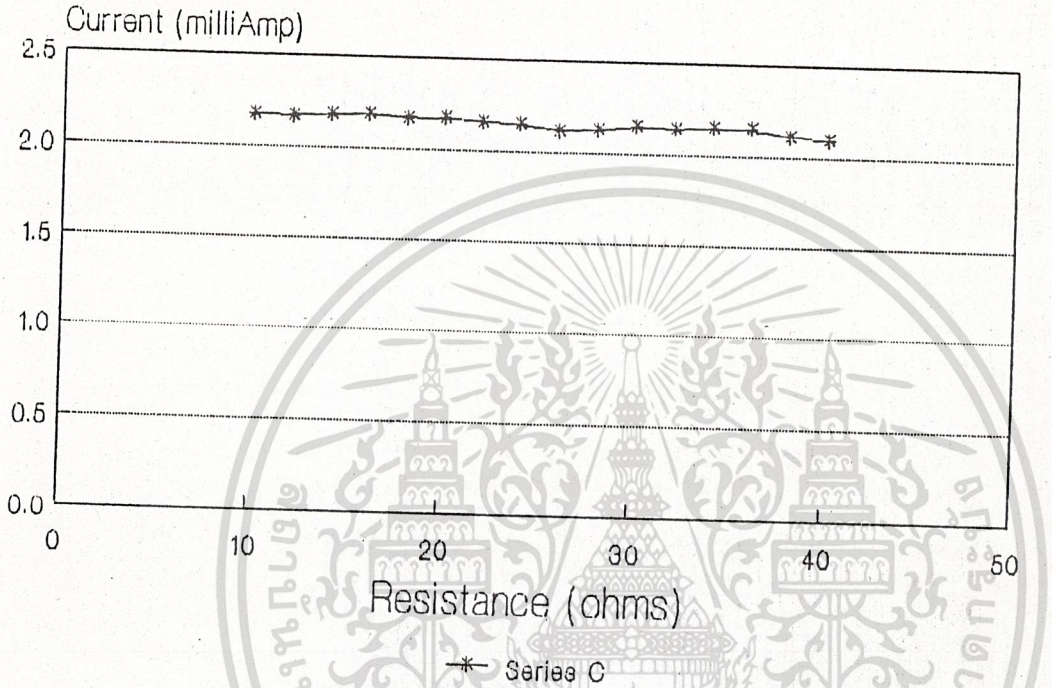
Gain mean = 11.17

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Constant current test

Resistance : 10 - 40 ohms

Oscillator with Op-amp



I mean = 2.15 milliAmp

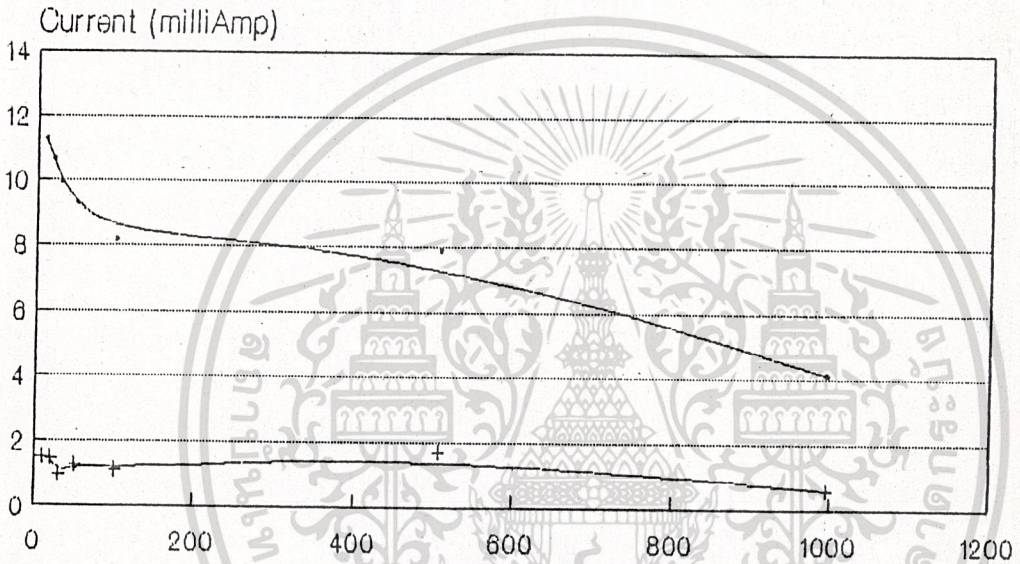
Gain mean = 12.64

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Constant current test

Resistance : 10 - 1k ohms

Oscillator with current mirror



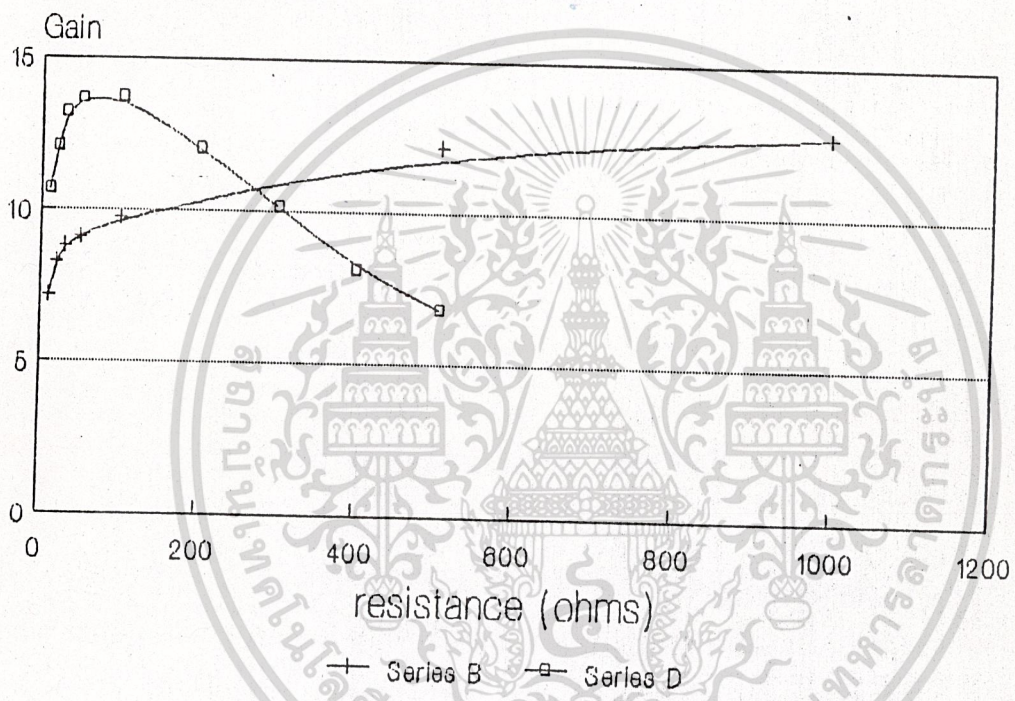
A : Range 10 milliAmp
B : Range 1 milliAmp

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Gain test

Resistance : 10 - 1k ohms

Oscillator with Op-amp



B : R-series ,Gain mean = 9.72

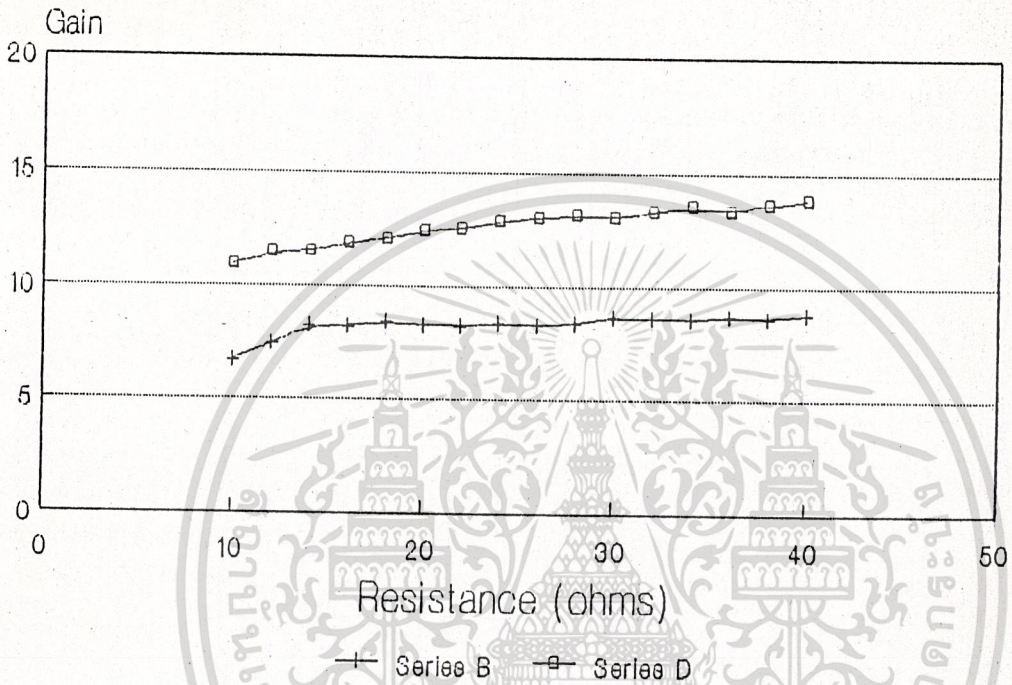
D : Op-amp ,Gain mean = 11.17

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Gain test

Resistance :- 10 - 40 ohms

Oscillator



B : R-series , mean = 8.32

D : Op-amp , mean = 12.64

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลการทดสอบกับร่างกาย

1.ตอนแรกเมื่อป้อนกระแสคงที่ขนาด 2 mA โดยวงจรจ่ายกระแสคงที่แบบใช้ออปแอมป์ซึ่งเป็นวงจรที่เหมาะสมที่สุดเพราะจ่ายกระแสได้คงที่มากที่สุด เข้าสู่ร่างกายบริเวณแขน ทำให้เกิดความรู้สึกเจ็บเล็กน้อยคล้ายกับเข็มขนาดเล็กมาก ๆแทงผิวหนังตรงบริเวณที่ติดอิเล็คโตรด แต่ร่างกายสามารถทนได้ในช่วงเวลาหนึ่ง

สามารถวัดแรงดันจากภาครับได้ เป็นสัญญาณรูปซายน์(sine wave) ซึ่งมีสัญญาณรบกวน(noise)ปะปนเข้ามาบ้างเล็กน้อย ค่าสัญญาณที่วัดได้มีขนาด 380 มิลลิโวลต์ ซึ่งจากการทดสอบป้อนสัญญาณความถี่รูปซายน์ เข้าสู่วงจรภาครับจะได้ค่าอัตราการขยายของวงจรภาครับประมาณ 3.8 เท่า

ดังนั้น ค่าอิมพีแดนซ์ของแขนที่วัดได้ก็จะมีค่าเท่ากับ 380 mV/3.8*2.13 mA = 46.8 โอห์ม

2.เมื่อเปลี่ยนขนาดของกระแสคงที่เป็น 0.2 mA ซึ่งจ่ายมาจากวงจรจ่ายกระแสคงที่แบบออปแอมป์ เข้าสู่ร่างกายบริเวณแขน ทำให้เกิดความรู้สึกเจ็บอยู่อีก แต่สามารถปล่อยกระแสผ่านได้นานกว่ากระแสขนาด 2 mA

แรงดันจากภาครับไม่สามารถอ่านค่าทางสโคปได้เพราะมีขนาดสัญญาณเล็กมากและมีขนาดใกล้เคียงกับสัญญาณรบกวน

3.เมื่อใช้วงจรจ่ายกระแสคงที่ขนาด 2 mA เหมือนเดิมวัดอิมพีแดนซ์ของแขนและแสดงผลออกที่ 7 segment ค่าที่อ่านได้มีค่า 42.5 โอห์มในจุดแรกที่วัด และ 48.4 โอห์มในจุดที่สองที่วัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลและวิจารณ์

ในภาคเรียนแรกได้ทดสอบวงจรจ่ายกระแสคงที่ซึ่งก็ได้เลือกวงจรจ่ายกระแสคงที่แบบออปแอมป์มาใช้งานในการวัดค่าอิมพีแดนซ์ของร่างกาย เนื่องจากมีค่ากระแสคงที่มากที่สุดและมีกระแสขนาด 2 mA ป้อนเข้าสู่ร่างกายบริเวณแขน ปรากฏว่าจะเกิดความเจ็บปวดขึ้นเล็กน้อย ตรงบริเวณผิวหนังที่ติดอิเล็คโตรดจะมีความรู้สึกคล้ายกับมีเข็มขนาดเล็กแทง แต่ไม่เจ็บมากนัก กล้ามเนื้อจะตึง ๆ ในส่วนของวงจรภาครับจะ Detect สัญญาณที่เกิดจากค่าอิมพีแดนซ์ของร่างกายแล้วใช้ออสซิลโลสโคปวัดค่าที่ได้ ซึ่งสามารถอ่านได้ค่าประมาณ 46 โอห์ม เพื่อต้องการลดความเจ็บปวดอันเนื่องมาจากปริมาณกระแสที่สูง จึงใช้กระแสคงที่ขนาด 0.2 mA แต่ก็สามารถลดความเจ็บปวดได้บ้างเพียงเล็กน้อย คือร่างกายทนความเจ็บปวดได้นานขึ้น แต่เมื่อวัดค่าโดยออสซิลโลสโคปกลับไม่สามารถอ่านค่าได้ เพราะมีค่าต่ำมาก และมีสัญญาณรบกวนมากด้วย

ดังนั้นจึงต้องใช้กระแสขนาด 2 mA เหมือนเดิมโดยจะใช้เวลาในการวัดไม่นานนัก และหลังจากต่อส่วนแสดงผลอันเป็นส่วนที่เปลี่ยนสัญญาณอนาลอก ให้เป็นตัวเลขดิจิตอล การแสดงผลจะมีข้อผิดพลาดพอสมควร คือ เมื่อไม่ได้ป้อนแรงดันเข้าวงจรแต่ปรากฏว่าภาคแสดงผลมีการแสดงค่า ๆหนึ่งประมาณ 30-40Ω ขึ้นมาก่อน ซึ่งอาจจะเกิดจากสัญญาณรบกวนที่ผ่านเข้ามาทางสายวัด และการเปลี่ยนแปลงค่าของตัวเลขหลังจากที่ปลดสายวัดออกจากการวัดแล้วค่าตัวเลขจะลดลงช้า ๆเหมือนกับการนับถอยหลัง ซึ่งอาจจะเกิดจากวงจรส่วนแสดงผลมีข้อผิดพลาด

แต่วงจรแสดงผลนี้ก็สามารถที่จะใช้ในการแสดงค่าอิมพีแดนซ์ได้ดีพอสมควรคือค่าที่แสดงได้นั้นมีค่าใกล้เคียงกับความเป็นจริง เมื่อใช้วงจรส่วนแสดงผลนี้แสดงผลการวัดอิมพีแดนซ์ของแขน ก็สามารถที่จะวัดค่าได้ในช่วงประมาณ 40-50 โอห์ม ขึ้นอยู่กับจุดที่วัด เพราะการวัดในจุดที่ต่างกันผลที่ได้ก็จะไม่เท่ากัน ส่วนผลที่วัดได้นี้คิดว่ายังมีการผิดพลาดอันเนื่องมาจาก ค่ากระแสที่ไม่คงที่ 100 เปอร์เซ็นต์ และค่า Gain ที่ยังมีการเปลี่ยนแปลงอยู่บ้าง รวมทั้งวงจรขยายซึ่งแรงดันที่ได้จากวงจรขยายยังไม่ถูกต้องตามที่ต้องการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งคิดว่าวงจรนี้ยังต้องมีการพัฒนาในเรื่องของความคงที่ของกระแสที่จ่ายเข้าสู่ร่างกาย การปรับให้แรงดันที่ได้จากวงจรขยายมีค่าถูกต้องตามที่ต้องการ เพื่อให้วงจรส่วนแสดงผลสามารถที่จะแสดงผลออกมาได้ถูกต้องต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ต้องขอขอบพระคุณ อาจารย์ภาควิชาอิเล็คทรอนิคส์หลายที่ได้กรุณาให้คำแนะนำ คำชี้แนะเพื่อเป็นแนวทางในการแก้ปัญหาต่าง ๆ แนวทางในการทำโครงงานนี้จึงขอขอบพระคุณ อาจารย์มนัส สังวรศิลป์ อาจารย์ประภากร สุวรรณะ อาจารย์สุรพันธ์ เอื้อไพบูลย์ อาจารย์ยุทธนา คิดใจเดียว เป็นอย่างสูง

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

1. Joseph M. Van De Water MD, Ian T. Miller MD. Impedance plethysmography . The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery , 1970,60,641-647.
2. Raghunath Singh Hoon, V. Ballaskubramanian. Changes in transthoracic electrical impedance at high altitude. Britilh Heart Journal, 1977,39,61-66.
3. G R McClelland, J A Sutton. Epigastric impedance. Gut, 1985,26,607-614.
4. Lee E. Baker BS. Principles of the impedance technique. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine,1989, March, 11-15.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้