

เครื่องวัดสัญญาณการเต้นของหัวใจ

และแสดงผลทางคอมพิวเตอร์

ECG Monitoring and

Displaying on PC



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

ปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมระบบควบคุม

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2536

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

033206

ปริญญาในพนธ์ปีการศึกษา 2536

ภาควิชา ระบบควบคุม

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องวัดสัญญาณการเต้นของหัวใจและแสดงผลทางคอมพิวเตอร์

ผู้จัดทำ

พรเทพ อาชฎาราช 33100242

ไพฑูรย์ เรืองสรรางามศิริ 33100271

อาจารย์ เกียรติศักดิ์ คมวัชระ

(.....คส.....)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อปริญญาบัตร เครื่องวัดสัญญาณการเต้นของหัวใจ

และแสดงผลทางคอมพิวเตอร์

นักศึกษา	พรเทพ อาชฎาราช	33100242
	ไพฑูรย์ เรืองสรรพามศิริ	33100271
อาจารย์ที่ปรึกษา	เกียรติศักดิ์ คมวัชระ	
ปีการศึกษา	2536	

บทคัดย่อ

เครื่องวัดสัญญาณการเต้นของหัวใจเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์ซึ่งมีราคาแพง ไม่สะดวกในการที่จะซื้อไว้เป็นส่วนตัว สำหรับผู้ที่ต้องการใช้เป็นประจำโดยไม่จำเป็นต้องไปพบแพทย์ ดังนั้นเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจจึงถูกพัฒนาขึ้นโดยมีส่วนประกอบซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่สามารถหาได้ง่ายตามท้องตลาด มีราคาไม่แพง และสามารถประกอบเองได้โดยไม่ยากนัก โดยเฉพาะผู้ที่มีเครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิติกรรมประกาศ

ขอแสดงความขอบคุณเป็นอย่างสูงสำหรับความกรุณาและความเอาใจใส่
คอยติดตามความก้าวหน้าของปริญญาานิพนธ์อยู่เสมอ ของอาจารย์ที่ปรึกษาคืออาจารย์
เกียรติศักดิ์ คมวัชระ ซึ่งมีส่วนอย่างมากในการสนับสนุนให้ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้
สำเร็จลงด้วยดี ขอบพระคุณมากครับ และ ขอขอบคุณอาจารย์สมศักดิ์ มิตะถา
สำหรับคำแนะนำในเรื่องของการ interface

ขอบคุณคุณ project ที่ส่งแรงใจมาช่วยงาน



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ	IV
สารบัญตาราง	V
สารบัญภาพ	VI
บทที่ 1 บทนำ	1
บทที่ 2 คลื่นไฟฟ้าและการทำงานของหัวใจ	2
บทที่ 3 Differential Amplifier และ Filter	16
บทที่ 4 การ interface กับเครื่องคอมพิวเตอร์	27
บทที่ 5 เครื่องวัดสัญญาณการเต้นของหัวใจ	32
บทที่ 6 สรุปผลการทำงาน	46
หนังสืออ้างอิง	48

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่ 2.1 แสดง unscaled capacitor value สำหรับ second-order low-pass filter	26
ตารางที่ 4.1 แสดงการใช้งานนั้นที่ address ของอุปกรณ์ I/O	28



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญภาพ

รูปที่ 2.1	แสดงการหดตัวของกล้ามเนื้อเมื่อถูกกระตุ้นด้วยไฟฟ้า	5
รูปที่ 2.2	วิธีวัดศักดาไฟฟ้าภายในเซลล์	6
รูปที่ 2.3	แสดงช่วง resting potential และ action potential	7
รูปที่ 2.4	แสดงการเคลื่อนที่ของ action potential ในเซลล์	8
รูปที่ 2.5	แสดงโครงสร้างของ cell membrane	9
รูปที่ 2.6	แสดงรูปร่างมาตรฐานของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และ ค่าพารามิเตอร์ต่างๆ	12
รูปที่ 2.7	แสดงการวางขั้วไฟฟ้าแบบ bipolar limb lead	14
รูปที่ 2.8	แสดงการวางขั้วไฟฟ้าแบบ unipolar limb lead	15
รูปที่ 2.9	แสดงการวางขั้วไฟฟ้าแบบ vector cardiograph	15
รูปที่ 3.1	แสดงวงจร differential amplifier	16
รูปที่ 3.2	แสดงวงจร instrumentation amplifier	19
รูปที่ 3.3	แสดงวงจร twin tee bandstop filter แบบปรับค่า Q ได้	22
รูปที่ 3.4	แสดง voltage gain เทียบกับ frequency และค่า Q	24
รูปที่ 3.5	แสดงวงจร second-order low-pass filter	25
รูปที่ 4.1	แสดงสัญญาณบน slot ของระบบ hardware XT	27
รูปที่ 4.2	แสดง Block Diagram ของ ADC 0809	30
รูปที่ 5.1	แสดงวงจร instrumentation amplifier	33
รูปที่ 5.2	แสดงวงจร twin tee bandstop filter	34
รูปที่ 5.3	แสดงวงจร second-order low-pass filter	37

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์และห้ามเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ซ้ำ
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 5.4 แสดงการเปรียบเทียบระหว่าง output ของ instrumentation amplifier กับ สัญญาณที่ถูกกรองความถี่แล้ว.	38
รูปที่ 5.5 แสดงวงจร noninverting amplifier	39
รูปที่ 5.6 แสดงวงจรของส่วนรับสัญญาณหัวใจ	40
รูปที่ 5.7 แสดง timing diagram ของ ADC 0809	42
รูปที่ 5.8 แสดง flow chart ของโปรแกรมควบคุมการทำงาน	43
รูปที่ 5.9 แสดงวงจรแปลงสัญญาณ analog เป็น digital	44
รูปที่ 5.10 แสดงสัญญาณหัวใจทางจอคอมพิวเตอร์	44



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

เครื่องวัดสัญญาณการเต้นของหัวใจเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์ซึ่งมีราคาแพง ไม่สะดวกในการที่จะซื้อไว้เป็นส่วนตัว สำหรับผู้ที่ต้องการใช้เป็นประจำโดยไม่จำเป็นต้องไปพบแพทย์ ดังนั้นเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจจึงถูกพัฒนาขึ้นโดยมีส่วนประกอบซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่สามารถหาได้ง่ายตามท้องตลาด มีราคาไม่แพง และสามารถประกอบเองได้โดยไม่ยากนัก โดยเฉพาะผู้ที่มีเครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

คลื่นไฟฟ้าและการทำงานของหัวใจ

เครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจใช้หลักการเกี่ยวกับปรากฏการณ์ทางไฟฟ้าของเซลล์ โดยเมื่อหัวใจเต้นนั้นจะมีสัญญาณไฟฟ้าเกิดขึ้น ซึ่งเราสามารถวัดอัตราการเต้นของหัวใจได้จากการวัดความถี่ของสัญญาณไฟฟ้านั้น

หัวข้อนี้จะกล่าวถึงความรู้เกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ (electrocardiogram : ECG) ปรากฏการณ์ทางไฟฟ้าของเซลล์ และการทำงานของหัวใจอย่างคร่าวๆ

การทำงานของหัวใจ

หัวใจและการหมุนเวียนของโลหิต เป็นส่วนสำคัญที่สุดต่อสุขภาพร่างกายของเรา ร่างกายที่มีชีวิตของคนเราเป็นส่วนประกอบของ เซลล์ชีวิตนับพันล้านเซลล์ แต่ละเซลล์ต้องการออกซิเจน อาหารและการถ่ายเทของเสีย เซลล์ดังกล่าวได้รับอาหาร ออกซิเจนและถ่ายเทของเสียโดยผ่านทางโลหิต ซึ่งหมุนเวียนอยู่ตลอดเวลาด้วยแรงสูบฉีดของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะกล้ามเนื้อกลวงขนาดเท่ากำปั้น ทำหน้าที่เสมือนปั๊ม (Pump) สูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงเซลล์ต่างๆทั้งร่างกายรวมทั้งตัวหัวใจเองด้วย หัวใจแบ่งเป็น 4 ห้อง ผนังกันระหว่างซีกซ้ายและขวาเรียกว่า เซปตัม (Septum) ห้องที่อยู่ข้างบนเรียกว่า ออริเคิล (Auricle) และห้องล่างเรียกว่า เว้นทริเคิล (Ventricle) ระหว่างหัวใจห้องบนและล่างมีลิ้นกั้นอยู่มีชื่อเรียกแตกต่างกันตามตำแหน่งและรูปร่าง เลือดที่ใช้แล้วจากส่วนต่างๆของร่างกายจะกลับเข้าสู่หัวใจ

ทางหลอดเลือดดำใหญ่ซูปรีเรียเวนาคาวา (Superior Vena Cava) และอินฟีเรียเวนาคาวา (Inferior Vena Cava) เข้าสู่ห้องบนขวา หัวใจห้องบน

ขวาจะบีบโลหิตผ่านลิ้นหัวใจไตรคัสปิด (Tricuspid Valve) เข้าสู่ห้องล่างขวา ห้องล่างขวาจะบีบโลหิตไปยังปอดโดยผ่านทางพัลโมนารีอาเตอรีส์ (Pulmonary Arteries) เพื่อรับออกซิเจน และถ่ายคาร์บอนไดออกไซด์ให้โลหิตที่รับออกซิเจนจากปอดแล้วจะกลับเข้าสู่หัวใจทางพัลโมนารีเวนส์ (Pulmonary Veins) เข้าสู่ห้องบนซ้าย ห้องบนซ้ายจะบีบโลหิตผ่านลิ้นหัวใจไบคัสปิด (Bicuspid Valve) สู่ห้องล่างซ้าย ห้องล่างซ้ายจะบีบโลหิตไปเลี้ยงเซลล์ต่างๆทั่วร่างกาย โดยผ่านออกไปทางหลอดเลือดใหญ่เอออร์ตา (Aorta) โลหิตที่ใช้แล้วก็จะกลับเข้าสู่หัวใจอีกครั้งหนึ่ง หมุนเวียนเช่นนี้ตลอดไป

การทำงานของหัวใจเช่นเดียวกับการทำงานของกล้ามเนื้ออื่นๆ คือจะต้องมีการกระตุ้น (electrical excitation) แต่การกระตุ้นต่อกล้ามเนื้อหัวใจเพื่อให้หัวใจทำงานนั้นมิได้มาจากระบบประสาทส่วนกลางคือสมอง แต่เกิดขึ้นภายในตัวของหัวใจเอง ระหว่างซูปพีเรียเวนาคาว่ากับอินฟีเรียเวนาคาว่าจะมีเซลล์อยู่กลุ่มหนึ่งมีคุณสมบัติพิเศษ เซลล์กลุ่มนี้จะสร้างพัลส์ไฟฟ้า (Electrical Pulse) เพื่อเป็นการกระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจเรียกว่าไซโนเอเทรียลโนด (Sinoatrial node) หรือเพสเมคเกอร์ (pace maker) อัตราการเต้นของหัวใจควบคุมโดยความถี่ของพัลส์ที่ไซโนเอเทรียลโนดสร้างขึ้น สัญญาณไฟฟ้ากระตุ้นนี้จะแผ่กระจายจากไซโนเอเทรียลโนดไปสู่หัวใจบนทั้งซ้ายและขวา โดยจะแผ่กระจายไปตามผิวซึ่งจะทำให้หัวใจห้องบนทั้งซ้ายและขวาบีบโลหิตลงสู่ห้องล่าง ระหว่างหัวใจห้องบนและห้องล่างเป็นที่ตั้งของอะทริโอเวนตริคิวลาร์โนด (Atrio Ventricular Node) ที่อะทริโอเวนตริคิวลาร์โนดนี้ประกอบด้วยเซลล์ประสาท ซึ่งจะทำหน้าที่หน่วงเวลาเพื่อให้การทำงานของหัวใจห้องบนและล่างสัมพันธ์กัน (Synchronized) ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งนั้น อีกหนึ่งห้ามมิให้ลัดแล่นนี้เอง และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้ และที่อะทริโอเวนตริคิวลาร์โนดนี้เป็นจุดเริ่มต้นของระบบนำไฟฟ้า

(Conduction system) อันประกอบด้วยบันเดิ้ลออฟฮิสซ์ (Bundle of His) ปลายของบันเดิ้ลออฟฮิสซ์นี้ต่ออยู่กับเพอร์คินเจไฟเบอร์ (Purkinje Fibers) ในกล้ามเนื้อหัวใจ ซึ่งจะนำสัญญาณกระตุ้นเข้าสู่หัวใจห้องล่าง ทำให้หัวใจห้องล่างหดตัว ระบบประสาทอัตโนมัติสามารถจะควบคุมอัตราการเต้นของหัวใจช้าหรือเร็วขึ้นได้เล็กน้อย

ในการพองตัวของหัวใจแต่ละครั้ง มันได้บีบเอาโลหิตเสียดอกซิเจน (venous) เข้าสู่ปอดประมาณสามออนซ์ และฉีดโลหิตบริสุทธิ์ที่เต็มไปด้วยออกซิเจน (Arterial) จำนวนเท่าๆกันเข้าสู่กระแสหมุนเวียนของโลหิต

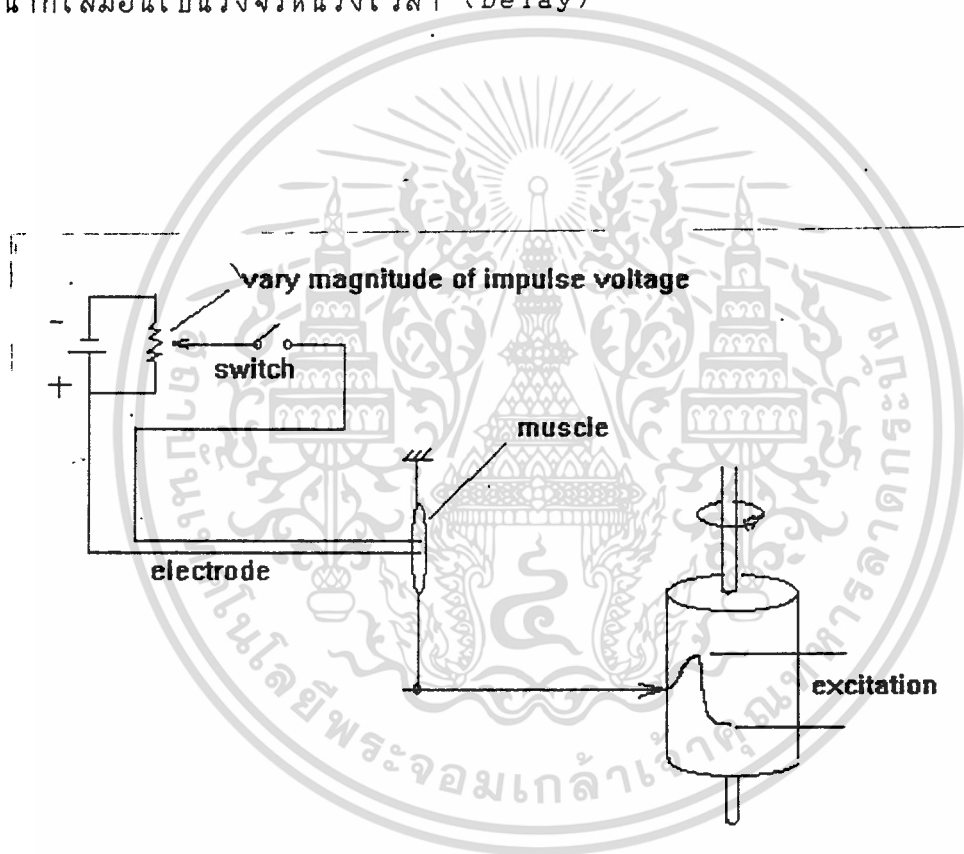
ปริมาณโลหิตทั้งหมดในร่างกายของคนเรามีอยู่ราวหกถึงแปดควอต เนื่องมาจากหัวใจจะสูบฉีดโลหิตสามออนซ์ภายในระยะการเต้นหนึ่งครั้งของมันซึ่งกินเวลา 9/10 วินาที ดังนั้นจำนวนโลหิตทั้งหมดจะผ่านหัวใจในระยะเวลา 1 ถึง 1 นาทีครึ่ง

การทำงานของหัวใจเป็นไปอย่างต่อเนื่อง การสูบฉีดแต่ละครั้งก็คือการเต้นของหัวใจซึ่งกินเวลาครึ่งละราวเศษเก้าส่วนสิบของวินาที หรือราว 72 ครั้งต่อหนึ่งนาที อัตรานี้จะช้าลงในขณะที่ร่างกายกำลังพักผ่อน และจะเร็วกว่านี้เมื่อหัวใจทำงานหนักกว่าปกติ

ปรากฏการณ์ทางไฟฟ้าของเซลล์

ร่างกายของมนุษย์ไม่ว่าจะอยู่ในขณะตื่นหรือหลับ อวัยวะต่างๆยังคงทำงานอยู่ตลอดเวลา การควบคุมการทำงานของอวัยวะต่างๆนี้เกิดขึ้นจากระบบประสาท คำสั่งจากระบบประสาทส่วนกลางซึ่งประกอบด้วยสมองและไขสันหลัง จะส่งออกไปตามมีเส้นประสาทต่างๆเข้าไปสู่เซลล์ของกล้ามเนื้อ ไม่และจากอวัยวะรับความรู้สึกต่างๆ ไม่ว่าจะเป็นกรณใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดเส้นประสาทและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้ รับการกระตุ้นจากภายนอกผ่านเส้นประสาทกลับเข้าสู่สมอง การส่งข่าวสารของ

คำสั่งจากสมองไปยังกล้ามเนื้อ หรือการส่งข้อมูลจากอวัยวะรับความรู้สึกไปยังสมอง จะทำการส่งในรูปของสัญญาณไฟฟ้าและเคมี สัญญาณที่ส่งผ่านไปภายในเซลล์จะเป็นการส่งผ่านด้วยสัญญาณไฟฟ้า ที่จุดต่อระหว่างเซลล์จะเป็นการส่งผ่านแบบเคมี คือเกิดจากการแพร่กระจายของสารเคมี ความเร็วในการส่งผ่านระหว่างจุดต่อของเซลล์นี้ช้ากว่าส่งผ่านแบบไฟฟ้าภายในเซลล์ จุดต่อระหว่างเซลล์นี้จะทำหน้าที่เสมือนเป็นวงจรหน่วงเวลา (Delay)



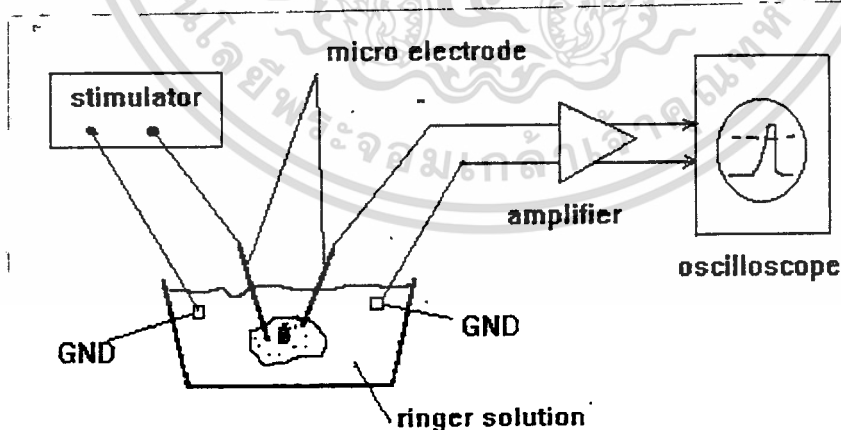
รูปที่ 2.1 แสดงการหดตัวของกล้ามเนื้อเมื่อถูกกระตุ้นด้วยไฟฟ้า

ถ้านำเอากล้ามเนื้อที่มีเส้นประสาทติดอยู่ออกมาจากร่างกาย ดึงปลาย

ข้างหนึ่งให้คงที่ ปลายอีกข้างหนึ่งนำน้ำหนักรมาแขวนไว้ซึ่งต่ออยู่กับเครื่องบันทึกเอกสารเป็นเอกสารที่ส่งวนเวลาสำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นับญาติให้เข้าเว็บไซต์ราชการค้า นำเอาเครื่องกระตุ้นด้วยไฟฟ้า (stimulator) ทำการกระตุ้นเข้าไปที่เส้นประสาททำให้

ก็จะทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว จากการทดลองพบว่า การหดตัวของกล้ามเนื้อไม่ขึ้นกับขนาดของการกระตุ้น ถ้าการกระตุ้น (excitation) มีขนาดพอเพียงแล้ว กล้ามเนื้อจะทำงาน ค่าของการกระตุ้นต่ำสุดที่ทำให้กล้ามเนื้อทำงานเรียกว่า Threshold คุณสมบัติของกล้ามเนื้อนี้ เรียกว่ากฎการเกิดขึ้นและไม่เกิดขึ้น (all or nothing law) ซึ่งมีลักษณะคล้ายกับการทำงานของวงจรดิจิทัล

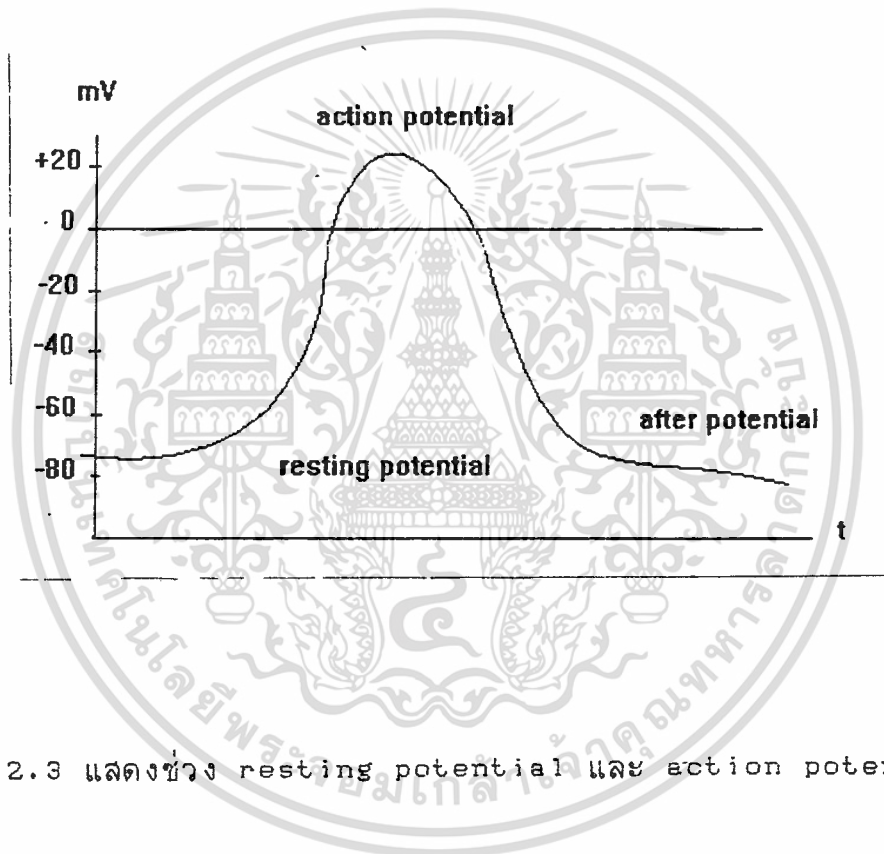
วิธีการวัดศักดาไฟฟ้าภายในเซลล์ นำเอาเซลล์ประสาทหรือเซลล์กล้ามเนื้อไปใส่ลงในสารละลายที่ไม่ทำให้เซลล์ตาย (สายละลาย ริงเกอร์ : ringer) ใช้ไมโครอิเล็กโทรด (Microelectrode) ซึ่งเป็นหลอดแก้วรัศมีประมาณ 0.1 มิลลิเมตร ภายในบรรจุสารละลายโปแตสเซียมคลอไรด์ 3 โมล แขนงไมโครอิเล็กโทรดนี้เข้าไปในเซลล์ ต่อสายออกมาโดยการใช้เครื่องขยายสัญญาณและออสซิลโลสโคปก็จะสามารถวัดความต่างศักย์ระหว่างภายนอกกับภายในเซลล์ได้ ในขณะที่



รูปที่ 2.2 วิธีวัดศักดาไฟฟ้าภายในเซลล์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้ในเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ยังไม่ป้อนสัญญาณกระตุ้นเข้าไปจะวัดค่าของศักดาไฟฟ้าระหว่างภายในกับภายนอกของเซลล์ได้ประมาณ -60 มิลลิโวลต์ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับชนิดของเซลล์ ค่าของความต่างศักย์นี้เรียกว่าความต่างศักดาไฟฟ้าที่อยู่กับที่ (Resting Potential) ค่าศักดาไฟฟ้าที่อยู่กับที่นี้จะมีค่าคงที่อยู่เสมอตราบใดที่เซลล์นั้นยังไม่ถูกกระตุ้น

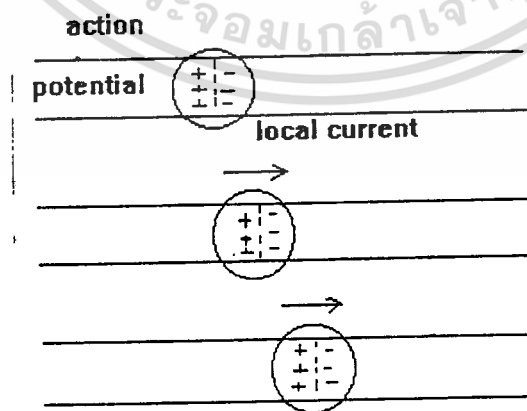


รูปที่ 2.3 แสดงช่วง resting potential และ action potential

เมื่อให้การกระตุ้นด้วยไฟฟ้าจากเครื่องกระตุ้น ความต่างศักย์ระหว่างภายในกับภายนอกของเซลล์จะเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็ว โดยจะมีค่าเป็นบวกเพิ่มขึ้นจนถึงประมาณ $+20$ มิลลิโวลต์ และจะกลับไปอยู่ที่ศักดาไฟฟ้าที่อยู่กับที่ตามเดิม การเปลี่ยนแปลงศักดาไฟฟ้าของเซลล์นี้เรียกว่าศักดาไฟฟ้าทำงาน (Action Potential) ความกว้างของศักดาไฟฟ้าทำงานนี้ขึ้นอยู่กับชนิดของเซลล์ การเกิดศักดาไฟฟ้าทำงานนี้ไม่ขึ้นอยู่กับขนาดของการกระตุ้น ต้องการการกระตุ้นที่มากกว่า

ค่า threshold เท่านั้น และขนาดของศักดาไฟฟ้าทำงานจะคงที่ไม่ขึ้นกับขนาดของการกระตุ้น ซึ่งเป็นไปตามกฎการเกิดขึ้นและไม่เกิดขึ้น

ศักดาไฟฟ้าทำงานนี้ คือคำสั่งของระบบประสาทต่อเซลล์กล้ามเนื้อ หรือจากการรับความรู้สึกคำสั่งของระบบประสาทจะกระตุ้นเซลล์ประสาท (Neuron) ให้เกิดศักดาไฟฟ้าทำงาน ศักดาไฟฟ้าทำงานที่เกิดขึ้นจากเซลล์ประสาทเซลล์หนึ่งก็จะไปกระตุ้นเซลล์ที่อยู่ถัดไปเรื่อยๆจนไปกระตุ้นเซลล์ของกล้ามเนื้อ เซลล์กล้ามเนื้อ จะเกิดการหดตัวและเซลล์กล้ามเนื้อจะมีศักดาไฟฟ้าทำงานเกิดขึ้น ในทางกลับกันเมื่ออวัยวะรับความรู้สึกถูกกระตุ้น เช่น จากแสง ความร้อน เป็นต้น เซลล์ประสาทของอวัยวะรับความรู้สึกนั้นจะมีศักดาไฟฟ้าทำงานเกิดขึ้น ส่งเป็นข้อมูลกลับไปยังสมอง การเคลื่อนที่ของศักดาไฟฟ้าทำงานในเซลล์มิได้เกิดจากการเคลื่อนที่ของประจุไฟฟ้าเช่นในวงจรไฟฟ้า แต่ศักดาไฟฟ้าทำงานนี้จะทำให้เกิดความลาดของศักดา (Potential gradient) ซึ่งจะเกิดกระแสไหลขึ้น กระแสนี้จะไปกระตุ้นส่วนที่ยังไม่เกิดศักดาไฟฟ้าทำงาน ทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าทำงานต่อกันไปเรื่อยๆ

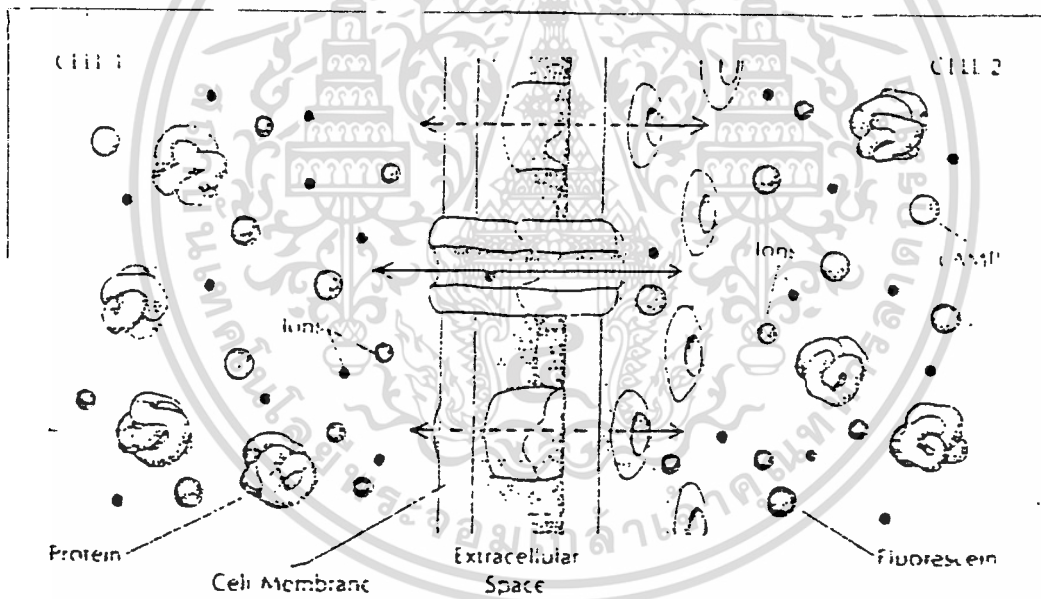


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะในรูปแบบที่ 2.1.4 อีแลตต์กักรเคลื่อนที่ของ action potential ในเซลล์ที่มีการนำไปใช้



ศักดาไฟฟ้าของเซลล์ (Cell Membrane Potential)

ผนังเซลล์ (Cell Membrane) มีลักษณะซึ่งเรียกว่า เซมิเพอมีเอเบิลเมมเบรน (Semipermeable Membrane) กล่าวคือ จะยอมให้อนุภาคบางชนิดผ่านไปได้แต่จะไม่ยอมให้อนุภาคบางชนิดผ่าน อนุภาคที่มีโมเลกุลเล็กสามารถผ่านได้ดีกว่าอนุภาคที่มีโมเลกุลใหญ่ โครงสร้างของผนังเซลล์ประกอบด้วยชั้นของไบโมเลกุลาลิพิด (Bimolecular lipid) ซึ่งล้อมรอบด้วยโปรตีนซึ่งมีรูขนาดเล็กอยู่ที่ผนังเซลล์



รูปที่ 2.5 แสดงโครงสร้างของ cell membrane

จากการที่ผนังเซลล์มีคุณสมบัติยอมให้อนุภาคบางชนิดผ่านได้ ไอออนซึ่งโมเลกุลมีขนาดเล็กก็สามารถผ่านเข้าออกทางรูของผนังเซลล์ได้ ส่วนไอออนอีกส่วน

หนึ่งจะไม่สามารถผ่านไปได้ ทำให้ประจุกระจายระหว่างทั้งสองข้างของผนังเซลล์
ไม่สมดุลทำให้เกิดความต่างศักย์ขึ้นสามารถคำนวณได้จาก Nernst Equation

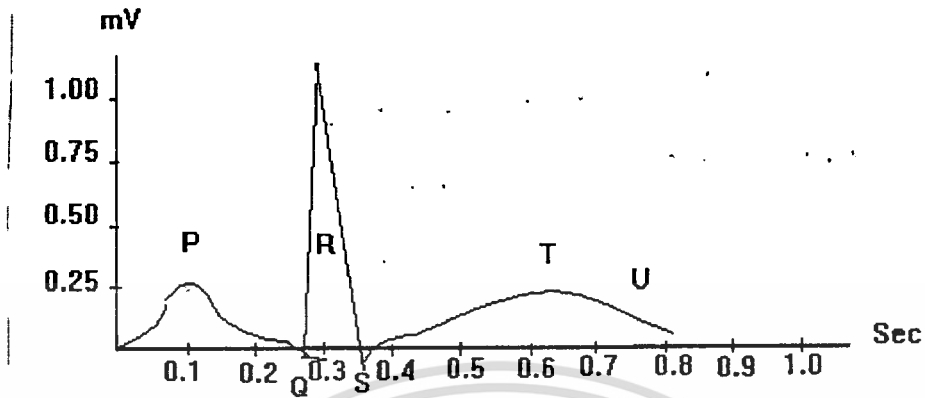
$$E = \frac{RT}{ZF} \ln \frac{C_1}{C_2}$$

โดยที่ E	คือ ค่าของความต่างศักย์ที่เกิดขึ้นเป็นโวลท์
R	คือ ค่าคงที่ของแก๊สมีค่า 8.314 จูล/โมล-องศา
T	คือ ค่าของอุณหภูมิเป็นองศาสมบูรณ์
F	คือ ค่าคงที่ของฟาราเดย์ มีค่า 96,500 คูลอมป์/โมล
Z	คือ ค่าวาเลนซ์ของไอออน
C_1, C_2	คือ ค่าของความเข้มข้นของไอออนแต่ละข้างมีหน่วยเป็นโมล

เมื่อไอออนที่ข้างใดข้างหนึ่ง เซลล์มีความเข้มข้นมากกว่า ก็จะพยายามแพร่ (diffuse) ผ่านรูของผนังเซลล์ไปยังข้างที่มีความเข้มข้นน้อยกว่า ไอออนที่มีขนาดเล็กจะผ่านไปได้ ทั้งไอออนอีกส่วนหนึ่งที่มีขนาดใหญ่ไว้ เช่น โปรตีน เมื่อไอออนแพร่ผ่านรูของผนังเซลล์ไปแล้ว จะเกิดการไม่สมดุลของประจุไฟฟ้า ทำให้มีสนามไฟฟ้าต้านการเคลื่อนที่ของไอออน ไอออนที่ผ่านออกจากรูของผนังเซลล์จะลดลงเรื่อยๆ และจะหยุดเมื่อถึงจุดสมดุล (equilibrium) คือเมื่อแรงต้านการเคลื่อนที่ของไอออนอันเกิดจากสนามไฟฟ้า มีค่าเท่ากับแรงดึงดูดที่เกิดจากความแตกต่างของความเข้มข้นของไอออน คล้ายกับการเคลื่อนที่ของอิเล็กตรอน เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า และ โอลผ่านรอยต่อพีเอ็น (P-N Junction) ที่จุดสมดุลนี้ เอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

electrical driving force = chemical driving force

ขณะปกติรอบๆเซลล์จะประกอบด้วยของเหลว ซึ่งประกอบด้วยไอออนต่างๆ เช่น โปแตสเซียมไอออน (K^+) คลอไรด์ไอออน (Cl^-) โซเดียมไอออน (Na^+) โปรตีน ผนังเซลล์จะยอมให้เฉพาะโปแตสเซียมไอออนกับคลอไรด์ไอออนผ่านไปได้นั้น แต่จะไม่ยอมให้โซเดียมไอออนและโปรตีนผ่าน การที่โซเดียมไอออนไม่สามารถผ่านเข้าสู่เซลล์ได้ทำให้ปริมาณของโซเดียมไอออน (Na^+) ในเซลล์มีความเข้มข้นน้อยกว่า โปแตสเซียมไอออน (K^+) จากภายนอกจะเคลื่อนที่เข้าไปในเซลล์ เพื่อพยายามทำให้ประจุไฟฟ้าภายนอกกับภายในเซลล์สมดุลย์ เมื่อโปแตสเซียมไอออน (K^+) ผ่านเข้าสู่เซลล์ก็จะทิ้งโปรตีนซึ่งเป็นไอออนลบไว้ภายนอก และจากการที่ความเข้มข้นของโซเดียมไอออน (Na^+) ภายในเซลล์น้อยกว่า ทำให้ภายในเซลล์มีประจุลบมากกว่า การสมดุลย์ของประจุจะไม่เกิดขึ้นที่จุดสมดุลย์ตามสมการ จะเกิดความต่างศักย์ระหว่างภายนอกกับภายในเซลล์ มีค่าประมาณ 60-100 มิลลิโวลต์ โดยภายในเซลล์จะเป็นลบ ค่าของความต่างศักย์นี้คือศักดาไฟฟ้าที่อยู่กับที่ ในขณะที่เซลล์จะอยู่ในสภาวะที่เรียกว่า โพลารไรซ์ (Polarized) เมื่อเซลล์ถูกกระตุ้นจากพลังงานภายนอก คุณสมบัติของผนังเซลล์จะเปลี่ยนไป โดยจะยอมให้โซเดียมไอออน (Na^+) ผ่านเข้าสู่เซลล์ได้ การที่โซเดียมไอออน (Na^+) เคลื่อนที่เข้าสู่เซลล์ทำให้ภายในเซลล์มีประจุบวกเพิ่มขึ้น ในขณะที่เดียวกันโปแตสเซียมไอออน (K^+) จะพยายามเคลื่อนที่ออก แต่จะเคลื่อนที่ออกได้ช้ากว่าการเคลื่อนที่เข้ามาของโซเดียมไอออน (Na^+) ทำให้ศักดาไฟฟ้าภายในเซลล์สูงขึ้น จะมีค่าเป็นบวกประมาณ +20 มิลลิโวลต์ การเคลื่อนที่ของโซเดียมและโปแตสเซียมไอออนก็จะเข้าสู่จุดสมดุลย์ตามสมการ ผนังเซลล์จะกลับสู่สภาวะเดิมคือโซเดียมไอออน (Na^+) จะผ่านไม่ได้ ผ่านได้เฉพาะโปแตสเซียมไอออน (K^+) ใช้



ค่า parameter ต่างๆของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีดังนี้

ขนาดของสัญญาณ	สัญญาณ P	0.25	มิลลิโวลต์
	สัญญาณ R	1.6	มิลลิโวลต์
	สัญญาณ Q	25%	ของสัญญาณ
	สัญญาณ T	0.1-0.5	มิลลิโวลต์
ช่วงเวลา	ช่วง P-R	0.12-0.2	วินาที
	ช่วง Q-T	0.35-0.44	วินาที
	ช่วง S-T	0.05-0.15	วินาที
	ช่วงของสัญญาณ P	0.11	วินาที
	ช่วง QRS	0.09	วินาที

รูปที่ 2.6 แสดงรูปร่างมาตรฐานของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ค่าพารามิเตอร์ต่างๆ
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กับคลอไรด์ไอออน (Cl^-) เท่านั้น คัดดาไฟฟ้าในเซลล์ที่เพิ่มขึ้นนี้คือคัดดาไฟฟ้าทำงาน เมื่อการเคลื่อนที่ของโซเดียมและโปแตสเซียมไอออนถึงจุดสมดุลแล้วถึงแม้ว่าผนังเซลล์จะกลับสู่สภาพเดิมแต่โซเดียมไอออน (Na^+) จะถูกนำออกจากเซลล์อย่างรวดเร็วโดยขบวนการที่เรียกว่า โซเดียมปั๊ม (Sodium Pump) คัดดาไฟฟ้าระหว่างภายในและภายนอกของเซลล์จะกลับสู่ค่าคัดดาไฟฟ้าที่อยู่กับที่

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)

Electrocardiogram : ECG (English) หรือ EKG (German) เป็นคัดดาไฟฟ้าที่วัดได้จากการทำงานของหัวใจ จากที่กล่าวมาแล้วว่าการทำงานของทุกกล้ามเนื้อเกิดจากการที่มีสัญญาณไฟฟ้ากระตุ้นมาทำการกระตุ้น และเมื่อกล้ามเนื้อหดตัวก็จะมีคัดดาไฟฟ้าทำงานเกิดขึ้นด้วย ส่วนที่ถูกกระตุ้นของกล้ามเนื้อหัวใจกับส่วนที่ไม่ถูกกระตุ้นจะมีความต่างศักย์เกิดขึ้น เปรียบเสมือนเรามีคุณสมบัติเป็นตัวนำไฟฟ้าได้ โดยมีแหล่งกำเนิดกำลังไฟฟ้าอยู่ในหัวใจ ดังนั้นทุกส่วนในร่างกายก็จะมีมีความต่างศักย์กระจายออกไป เราสามารถที่จะวัดสัญญาณนี้ได้โดยการนำขั้วไฟฟ้า (electrode) ไปวางที่ผิวหนังตามจุดต่างๆของร่างกาย

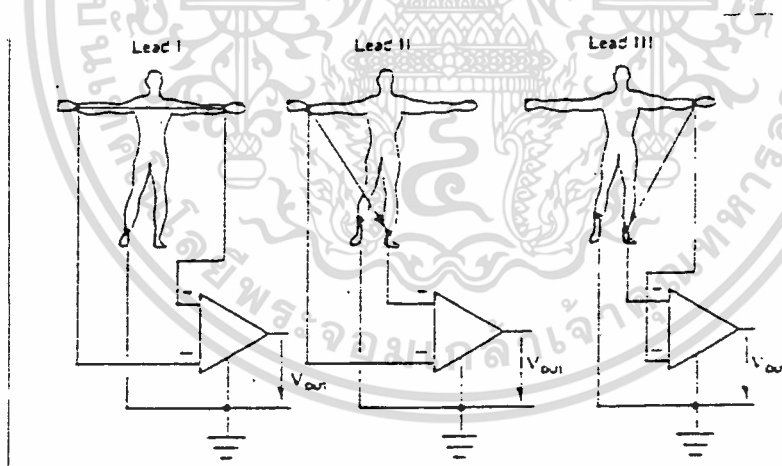
ในคนปกติไม่ว่าหัวใจจะเต้นด้วยอัตราที่ครั้งต่อมาก็ก็ตาม สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดออกมาได้จะมีพารามิเตอร์ (Parameter) ต่างๆคงที่เสมอ เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะแบ่งเป็นช่วงๆ มีชื่อเรียกแตกต่างกันออกไป สัญญาณอันแรกคือ P ได้มาจากการกระตุ้นหัวใจห้องบน ช่วงของสัญญาณ P คือช่วงการบีบตัวของหัวใจห้องบนทั้งซ้ายและขวา QRS เป็นสัญญาณที่ได้จากการกระตุ้นหัวใจห้องล่าง ช่วง QRS คือช่วงที่หัวใจห้องล่างหดตัว

สัญญาณ T เกิดจากการขยายตัวของหัวใจห้องล่าง เป็นการเตรียมพร้อมก่อนหดตัวครั้งต่อไป สัญญาณ U เชื่อกันว่าเป็นออฟเตอร์โพเทนเชียล (After Poten-

cial) ของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง

ในการวัดสัญญาณหัวใจ สามารถจะนำขั้วไฟฟ้าไปวางที่ผิวหนังได้ทั่วร่างกาย โดยรูปร่างของสัญญาณที่ได้จะแตกต่างกันออกไป เพื่อให้เกิดความสะดวกในการศึกษาและวิเคราะห์โรคจึงมีมาตรฐานในการวางตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าบนร่างกาย การวัดสัญญาณหัวใจโดยทั่วไปมีมาตรฐาน 3 แบบ คือ

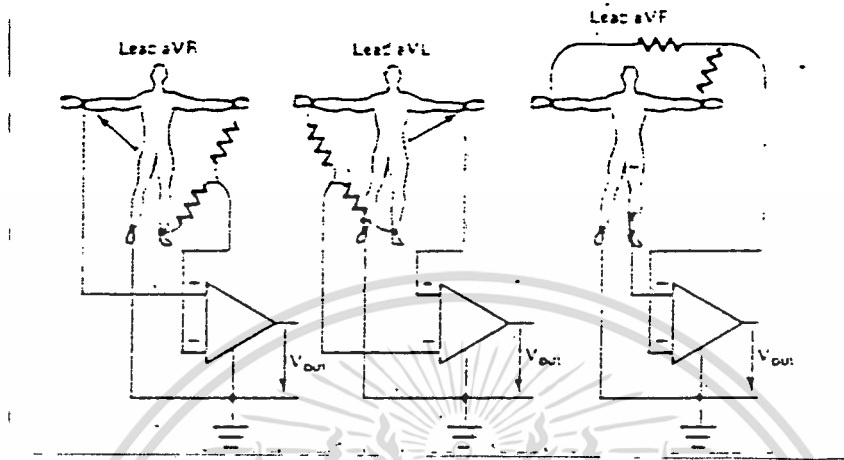
1. ไบโพลาลิมลิต (Bipolar Limb Lead) จะวางขั้วไฟฟ้าระหว่างแขน และขา ซึ่งจะเป็นการวัดการเปลี่ยนแปลงระหว่างจุด 2 จุด มีมาตรฐานของตำแหน่งที่จะวางขั้วไฟฟ้า 3 แบบ คือ ลีด I (Lead I) ลีด II (Lead II) และลีด (Lead) ในการวัดสัญญาณจะต้องมีจุดอ้างอิงหรือกราวด์ (ground) การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะใช้ขาขวาเป็นกราวด์เสมอ



รูปที่ 2.7 แสดงการวางขั้วไฟฟ้าแบบ bipolar limb lead

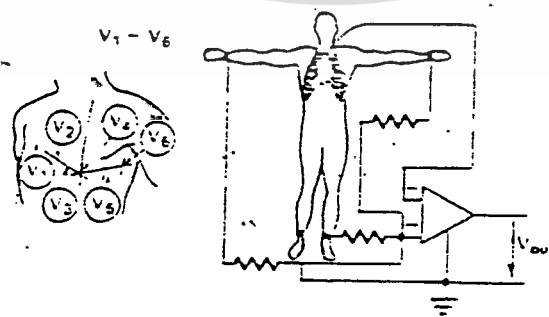
2. ยูนิโพลาลิมลิต (Unipolar Limb Lead) เป็นการวัดศักดาที่จุดต่างๆ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า โดยจะนำเอาสัญญาณจากแขนและขาารวมกันเป็นจุดๆหนึ่ง และทำการวัดสัญญาณที่

ตำแหน่งอื่นๆรวมทั้งสัญญาณที่หน้าอก



รูปที่ 2.8 แสดงการวางขั้วไฟฟ้าแบบ unipolar limb lead

3. เวกเตอร์คาร์ดิโอกราฟ (Vector cardiograph) เป็นการนำเอาสัญญาณจากที่ต่างๆมากกว่า 2 จุด นำมาเข้าที่ X และ Y ของออสซิลโลสโคป จะได้เวกเตอร์ของสัญญาณหัวใจ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ปรากฏที่ 2.9 แสดงการวางขั้วไฟฟ้าแบบ vector cardiograph ที่มีการนำไปใช้

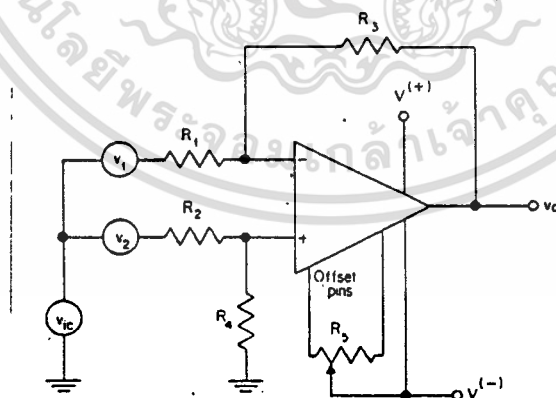
บทที่ 3

Differential Amplifier และ Filter

Differential Amplifier

differential-input-single-ended-output amplifier เป็น วงจรที่มีการใช้งานอย่างกว้างขวาง ใช้สำหรับงานที่ต้องการเปลี่ยนระดับสัญญาณ ของ Transducer ซึ่งมีระดับต่ำให้สูงขึ้น Transducer ส่วนใหญ่มักจะมี Common-mode voltage สูง ซึ่ง Common-mode voltage นี้จะต้องถูกตัดออก และจะใช้ เพียงความแตกต่างของสัญญาณระหว่างขาของ transducer เท่านั้น

การทำงานของ differential amplifier output voltage จะแปรผันเป็นสัดส่วนกับความแตกต่างของระดับสัญญาณ input ทั้ง 2 ขา มักจะใช้ในงานที่เป็น dc และมีความถี่ต่ำ มี input impedance ต่ำ



รูปที่ 3.1 แสดงวงจร differential amplifier

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น ลิขสิทธิ์นี้สงวนไว้สำหรับอาจารย์คุณทศพรลาตตะกุล
 differential gain ลง Ad จะมีค่าเท่ากับ $v_o / (v_2 - v_1)$ ถ้าวงจร

balance (คือ $R_3/R_1 = R_4/R_2$)

differential gain จะเท่ากับ

$$A_d = \frac{V_o}{V_2 - V_1} = \frac{R_3}{R_1} = \frac{R_4}{R_2}$$

common-mode gain ของ differential amplifier จะเท่ากับ

$$A_c = \frac{2V_o}{V_1 + V_2} = \frac{V_o}{V_{1c}} = \frac{V_o}{\text{average of input voltages}}$$

ถ้า amplifier มีการ balance อย่างสมบูรณ์ และ op amp ไม่มี common-mode gain วงจรก็จะมี common-mode gain แต่ถ้าไม่ balance อย่างสมบูรณ์ หรือ op amp มี common-mode gain แล้ว output voltage ก็ จะเท่ากับ $V_o - V_{1c}$ คุณ differential gain บวกด้วย $(V_2 - V_1)/2$ คุณกับ common-mode gain

ใน data sheet ค่าที่ให้มาจะเป็น common-mode rejection ratio (CMRR)

$$\text{CMRR} = \frac{\text{differential gain}}{\text{common-mode gain}} = A_d$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยถ้าวงจรมีการ balance อย่างสมบูรณ์ และ CMRR ไม่เท่ากับ α common-mode gain จะเป็น

$$A_{co} = V_o = \frac{R_2^2}{V_{ic} (R_1 (R_1 + R_2)) * CMRR}$$

ถ้า CMRR เท่ากับ α แต่วงจรมีการ balance อย่างไม่สมบูรณ์ common-mode gain จะเท่ากับ

$$A_{co} = V_o = \frac{R_4 R_1 - R_2 R_3}{V_{ic} (R_1 (R_2 + R_4))}$$

common-mode refection (CMR) จะถูกใช้แทน CMRR ใน data sheet โดย

$$CMR = 20 \log |CMRR|$$

ซึ่งมีหน่วยเป็น dB โดย op amp ส่วนใหญ่จะมีค่า 60 dB หรือมากกว่า

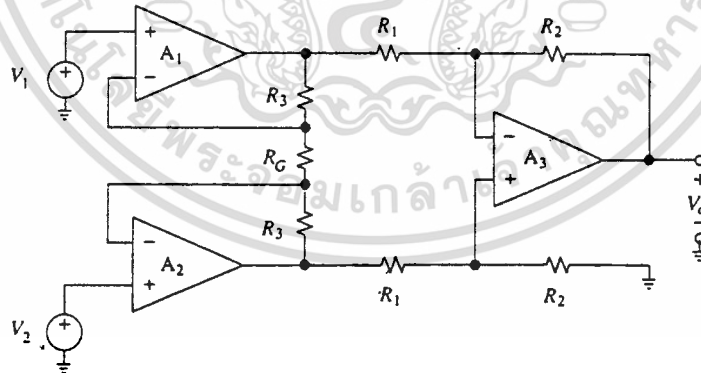
Instrumentation amplifier

differential amplifier ดังที่กล่าวมาแล้วมีข้อจำกัดในการทำงาน เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า หลายอย่าง ทั้งความต้านทาน input มีขนาดค่อนข้างต่ำ ในขณะที่การประยุกต์เกี่ยวข้อง

กับ differential amplifier มีจะมีความต้านทาน input สูง ถ้าต้องการให้ differential gain มีค่ามาก จะต้องใช้ feedback resistor ขนาดใหญ่ ซึ่งทำให้เกิด dc output offset ซึ่งขึ้นกับ op amp input offset current

การที่ต้องการทั้ง high gain และ high input resistance ทำให้เกิดปัญหาขึ้น เนื่องจาก input resistor จะต้องมีค่ามาก และ feedback resistor จำเป็นจะต้องมีค่ามากกว่า input resistor ซึ่งการทำให้ความต้านทานขนาดเป็น M match กันนั้น มีความยากมากทำให้ค่า CMRR ไม่ดีไปด้วย

instrumentation amplifier สามารถแก้ปัญหาดังที่กล่าวมาแล้วได้ โดยใช้ op amp 3 ตัว ซึ่งปัญหาในการใช้ op amp หลายตัวก็คือการ match input ทั้ง 2 ของ op amp



รูปที่ 3.2 แสดงวงจร instrumentation amplifier

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
instrumentation amplifier ดังรูป จะมีรูปแบบเหมือนกับ
ไม่ว่ากรณีใดๆ พึงสงวน อภิสิทธิ์ ห้ามนำไปแก้ไขเปลี่ยนแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงเนื้อหา ของเอกสารนี้ทุกแห่งที่มาใช้

differential amplifier โดยเพิ่ม noninverting amp เข้าที่ input ทั้ง 2 ข้าง

output voltage ที่ A1 และ A2 จะเป็น

$$v_3 = \left[\begin{array}{c} 1 + R_2 \\ R_1 \end{array} \right] v_1 - \frac{R_2 v_2}{R_1} + v_{ic}$$

$$v_4 = \left[\begin{array}{c} 1 + R_3 \\ R_1 \end{array} \right] v_2 - \frac{R_3 v_1}{R_1} + v_{ic}$$

โดย v_{ic} เป็น common-mode input voltage [$v_{ic} = (v_1 + v_2)/2$]

/2] ถ้า output stage มีการ balance อย่างสมบูรณ์ โดย $R_6/R_4 = R_7/R_5$

$$V_o = \frac{R_6}{R_4} (v_4 - v_3) = \frac{R_6}{R_4} (R_1 + R_2 + R_3) (v_2 - v_1)$$

โดยถ้าให้ $R_2 = R_3$ และ $R_4 = R_5 = R_6 = R_7$

$$A_d = \frac{v_o}{v_2 - v_1} = 1 + 2\frac{R_2}{R_1}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณี input นี้ sytage ให้ A₁ แพลส และ หา A₂ ต่สามารถออกแบบให้มี gain มีสูง โดยช้

ไม่ทำให้เกิด dc offset ส่วน output state A_u จะใช้ resistor ค่า
น้อยๆ เพื่อลด dc offset

CMRR ของวงจรจะขึ้นกับค่า CMRR ของ A_u โดย $R_6/R_4 = R_7/R_8$
การ mismatch ของ R_1, R_2 หรือ R_3 จะทำให้เกิดผลกระทบกับ
differential gain [$A_d = V_o / (V_2 - V_1)$] แต่ไม่มีผลกับ common-mode
gain ($A_c = V_o / V_{ic}$) input impedance ของ non inverting input จะ
มีขนาดมากกว่า 10^{10} โอห์ม ในขณะที่ impedance driving R_4 และ R_8
เกือบจะเป็น 0 โดย gain ของวงจรทั้งหมด จะถูกควบคุมโดยการปรับ R_1

Bandstop Filter

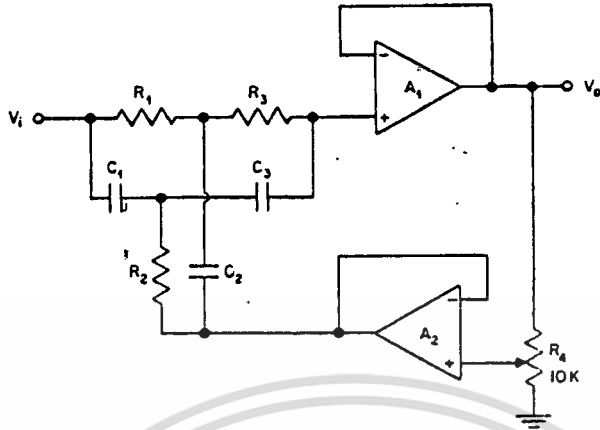
Bandstop filter เป็นวงจรที่มีข้อดีในการใช้กับระบบที่มีสัญญาณที่ไม่
ต้องการที่มีค่าความถี่ที่แน่นอน การกำจัดสัญญาณที่ไม่ต้องการนี้ก็สามารถทำได้โดย
การผ่านสัญญาณนั้นเข้าสู่ band stop filter

แต่ในทางปฏิบัติสัญญาณที่มีความถี่ใกล้เคียงกับ bandstop frequency f_0
ก็จะถูกตัดออกไปด้วย ซึ่งถ้า response ของ filter มีความคมมาก ก็จะลด
ปัญหาในเรื่องนี้ลงได้

bandstop filter มีหลายแบบแต่แบบที่ใช้ในปริณญาณิพนธ์นี้ก็คือ twin-
tcc bandstop filter

การทำงานของ twin-tcc bandstop filter

วงจรในรูป สามารถปรับ circuit Q โดยไม่มีผลกระทบกับ notch
frequency (bandstop frequency) สามารถปรับได้ตั้งแต่ 0.3 ถึง 50 โดย
การปรับ R_4 โดยค่า Q น้อยที่สุดจะเกิดขึ้นเมื่อ R_4 ถูกปรับจนมีค่าน้อยเท่ากับ



รูปที่ 3.3 แสดงวงจร twin-T bandstop filter แบบปรับค่า Q ได้

ground notch frequency และความลึกของ notch จะถูกควบคุมโดยส่วนประกอบ 6 ตัวคือ $C_1, C_2, C_3, R_1, R_2, R_3$

transfer function ของวงจร bandstop filter จะเป็น

$$A_{vc} = \frac{V_o}{V_i} = \frac{s^3 + As^2 + Bs + C}{s^3 + Ds^2 + Es + C}$$

โดย

$$A = R_2 (R_1 + R_3) C_1 C_3$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$B = R_2 (C_1 + C_3)$$

Δ

$$C = 1$$

Δ

$$D = R_2 (R_1 + R_3) C_1 C_3 + R_1 R_3 C_2 C_3 + R_1 R_2 C_2 (C_1 + C_3)$$

$$E = R_2 (C_1 + C_3) + R_1 C_2 + (R_1 + R_3) C_3$$

$$\Delta = R_1 R_2 R_3 C_1 C_2 C_3$$

notch frequency จะเท่ากับ

$$f_o = \frac{1}{(C_1 + C_3)^{1/2}}$$

$$= \frac{2\sqrt{7}}{2\sqrt{7}} (C_1 C_2 C_3 R_1 R_3)^{1/2}$$

ในการออกแบบเรามักจะใช้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

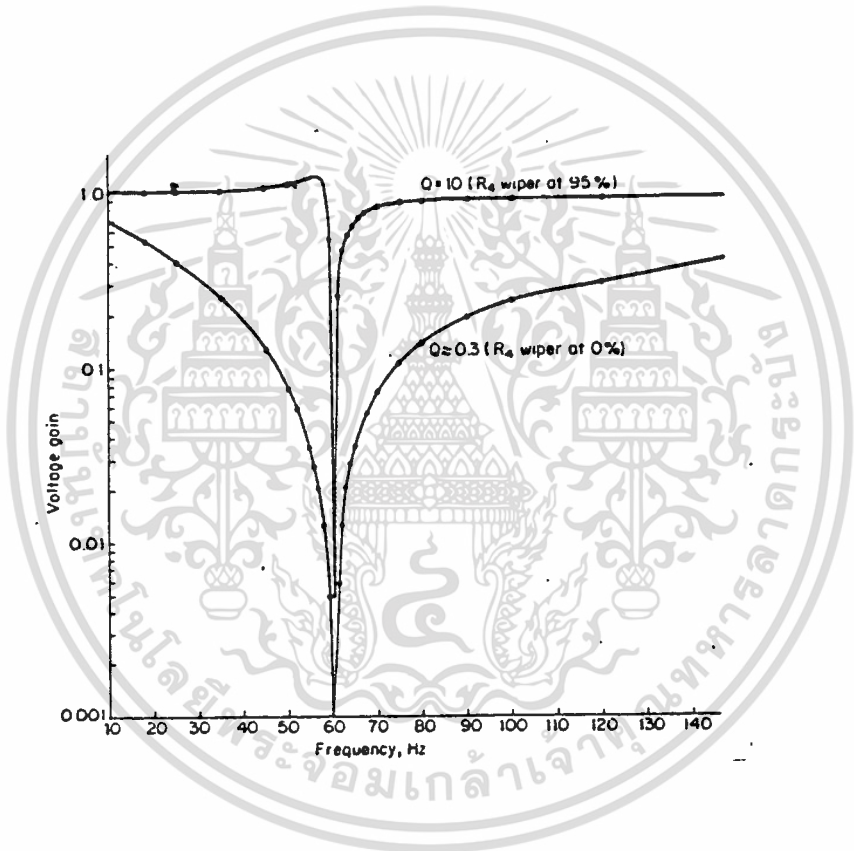
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น ถือว่าทั้งห้าฝ่ายนี้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$R_1 = R_3 = 2R_2$$

$$C_1 = C_3 = C_2$$

2

$$R_1 C_1 = R_2 C_2 = R_3 C_3$$



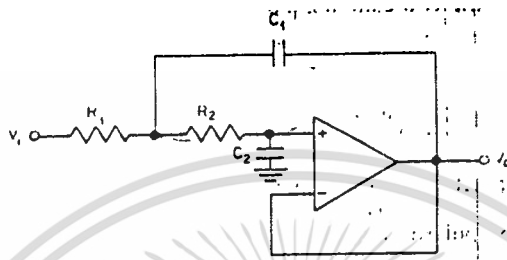
รูปที่ 3.4 แสดง voltage gain เทียบกับ frequency และค่า Q

Low-Pass Filter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิอนุญาตให้เผยแพร่ไปใช้ประโยชน์ในการค้า
 ไปว่ากรณีใดๆ ก็ล้วน ล้วนทั้งนี้ให้ดังไปได้แต่สัญญาณที่มีความถี่ต่ำกว่าความถี่ที่กำหนดไว้
 สูงๆออก โดยอนุญาตให้ผ่านไปได้แต่สัญญาณที่มีความถี่ต่ำกว่าความถี่ที่กำหนดไว้

ออกมาเท่านั้น ความถี่ที่กำหนดไว้เรียกว่า cutoff frequency

low-pass filter ที่ใช้เป็นแบบ second-order low-pass filter



รูปที่ 3.5 แสดงวงจร second-order low-pass filter

transfer function เท่ากับ

$$A_{vc} = \frac{V_o}{V_i} = \frac{-1}{s^2(C_1 C_2 R_1 R_2) + s[C_2(R_1 + R_2)] + 1}$$

ซึ่งมี complex pole 2 pole หาได้จาก

$$s_1, s_2 = \frac{-C_2(R_1 + R_2) \pm \sqrt{[C_2(R_1 + R_2)]^2 - 4C_1 C_2 R_1 R_2}}{2C_1 C_2 R_1 R_2}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้นสังกัดอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
 คาของ capacitor C₁ และ C₂ เป็น

$$C_1 = C_1' \quad C_2 = C_2'$$

R R

parameter C_1' , C_2' เท่ากับ

$$C_1' = C_1'' \quad C_2' = C_2''$$

$$2 * 22 / 7 * f_{cp} \quad 2 * 22 / 7 * f_{cp}$$

โดยที่ C'' จะหาได้จากตารางที่ 3.1

Type of two-pole low-pass filter	ζ	C_1, F	C_2, F
Bessel	0.8659	0.9066	0.6799
Butterworth	0.7072	1.414	0.7071
Chebyshev (0.1-dB peak)	0.6516	1.638	0.6955
Chebyshev (0.25-dB peak)	0.6179	1.778	0.6789
Chebyshev (0.5-dB peak)	0.5789	1.949	0.6533
Chebyshev (1-dB peak)	0.5228	2.218	0.6061
Chebyshev (2-dB peak)	0.4431	2.672	0.5246
Chebyshev (3-dB peak)	0.3833	3.103	0.4558

ตารางที่ 2.1 แสดง unscaled capacitor value สำหรับ

second-order low-pass filter

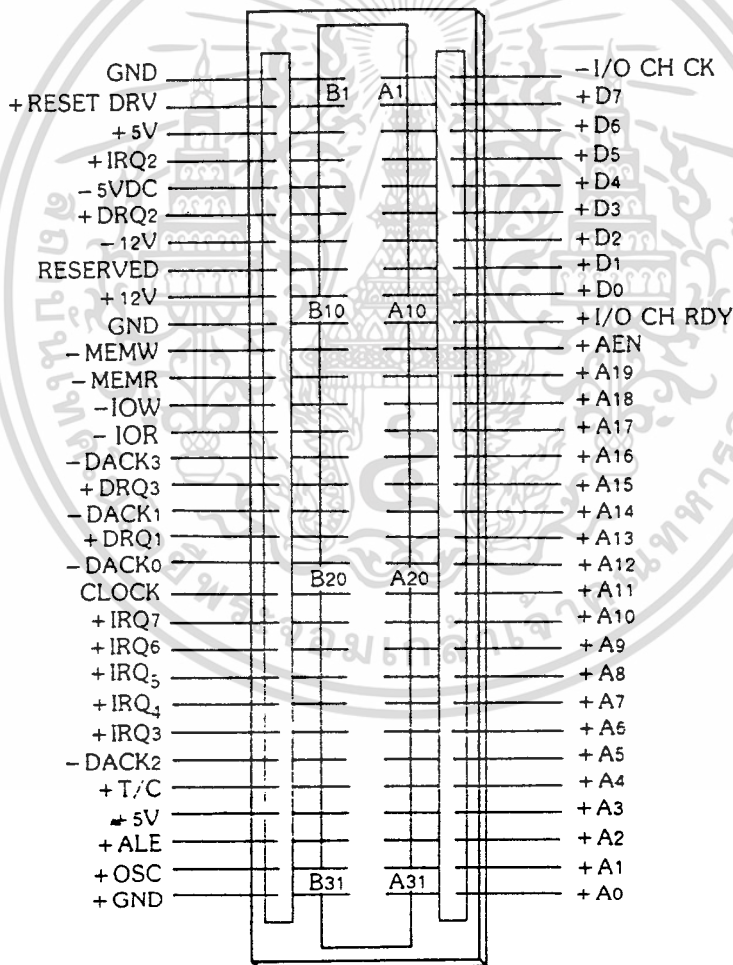
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

การ interface กับเครื่องคอมพิวเตอร์

ในการส่งข้อมูลออก (output data) และนำข้อมูลเข้า (input data)

สำหรับ IBM PC นั้นจำเป็นต้องมีวงจรรีเลย์ทรอนิกส์เชื่อมต่อเข้ากับ IBM PC



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างถึงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.1 แสดงสัญญาณบน slot ของระบบ hardware XT

ดังนั้นก่อนอื่นจึงต้องมารู้จักกับ slot บน IBM PC ซึ่งมีระบบ I/O slot แสดงรายละเอียดดังรูป

การส่งข้อมูลออกและนำข้อมูลเข้าจำเป็นต้องมีเส้นทาง ในที่นี้เราจะเรียกว่าพอร์ต (port) ซึ่งมีการจัดสรรที่ไม่ซ้ำซ้อนกัน มีแอดเดรส (address) ที่แน่นอน ตัวอย่างการจัดสรรแอดเดรสที่ใช้ติดต่อกับอุปกรณ์ภายนอกบน IBM PC แสดงดังตารางที่ 4.1

เลขฐานสิบหก	พื้นที่แอดเดรสของอุปกรณ์ I/O										อุปกรณ์ I/O
	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	
00-0F	0	0	0	0	0	Z	A3	A2	A1	A0	DMA CHIP B237-2
20-21	0	0	0	0	1	Z	Z	Z	Z	A0	INTERRUPT 8259A
40-43	0	0	0	1	0	Z	Z	Z	A1	A0	TIMER 8253-5
60-63	0	0	0	1	1	Z	Z	Z	A1	A0	PPI 8255A-5
80-83	0	0	1	0	0	Z	Z	Z	A1	A0	DMA PAGE REGS
AX	0	0	1	0	1						NMI MASK REG
CX	0	0	1	1	0						RESERVED
EX	0	0	1	1	1						RESERVED
3F8-3FF	1	1	1	1	1	1	1	A2	A1	A0	TP RS-232-C CD
3F0-3F7	1	1	1	1	1	1	0	A2	A1	A0	5¼" DRV ADAPTOR
2F8-2FF	1	0	1	1	1	1	1	Z	A1	A0	RESERVED
378-37F	1	1	0	1	1	1	1	Z	A1	A0	PARALLEL PRTR PRT
3D0-3DF	1	1	1	1	0	1	A3	A2	A1	A0	COLOR/GRAPHICS ADAPTER
278-27F	1	0	0	1	1	1	1	Z	A1	A0	RESERVED
200-20F	1	0	0	0	0	0	A3	A2	A1	A0	GAME I/O ADAPTER
3B0-3BF	1	1	1	0	1	1	A3	A2	A1	A0	IBM MONOCHROME DISPLAY PARALLEL PRINTER ADAPTER

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอก หรือเผยแพร่ ต้องอ้างถึงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
ตารางที่ 4.1 แสดงการใช้งานพื้นที่ address ของอุปกรณ์ I/O

วงจรอินาเบิล

การสื่อสารภายในคอมพิวเตอร์มีสายข้อมูล (data bus) เพื่อส่งและรับข้อมูลถึงกัน การส่งและรับข้อมูลถ้าไม่มีตำแหน่งในการส่งและรับก็ไม่ว่าส่งไปที่ไหน และให้ที่ใดรับจึงจำเป็นต้องมีสายแอดเดรส (address bus) ในการกำหนดตำแหน่งภายในคอมพิวเตอร์เช่นเดียวกับเลขที่ห้อง เพื่อจะได้รับรู้กันภายในคอมพิวเตอร์ว่าต้องส่งข้อมูลดังกล่าวจากเลขที่ห้องไหนไปสู่ห้องไหน

ในกรณีที่มีการสื่อสารกับอุปกรณ์ภายนอก ก็ต้องมีการถอดรหัสแอดเดรสให้หมายเลขแก่อุปกรณ์ภายนอกนั้น การถอดรหัสแอดเดรสต้องไม่มีการซ้ำซ้อนกับแอดเดรสที่ใช้สื่อสารกับอุปกรณ์ภายนอกตัวอื่น แอดเดรสที่ใช้สื่อสารอุปกรณ์ภายนอกสำหรับ IBM PC แสดงรายละเอียดดังตารางที่ 3.1 ซึ่งพบว่าแอดเดรสในช่วง 2B0-2BF (เลขฐานสิบหก) ไม่มีการใช้เราจึงสามารถถอดรหัสแอดเดรสใช้งานการเชื่อมต่อในช่วงดังกล่าว เพื่อใช้ในการส่งข้อมูลออกและนำข้อมูลเข้าได้

อุปกรณ์แปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล

ในการแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอลนั้น ได้เลือกใช้ IC เบอร์ ADC0809 ซึ่งเป็นอุปกรณ์แปลงสัญญาณแบบ successive approximation มีความละเอียดขนาด 8 บิต และมีความเร็วในการแปลงสัญญาณสูง โดยมี conversion time 100 usec

ส่วนประกอบของ ADC0809 มีดังนี้

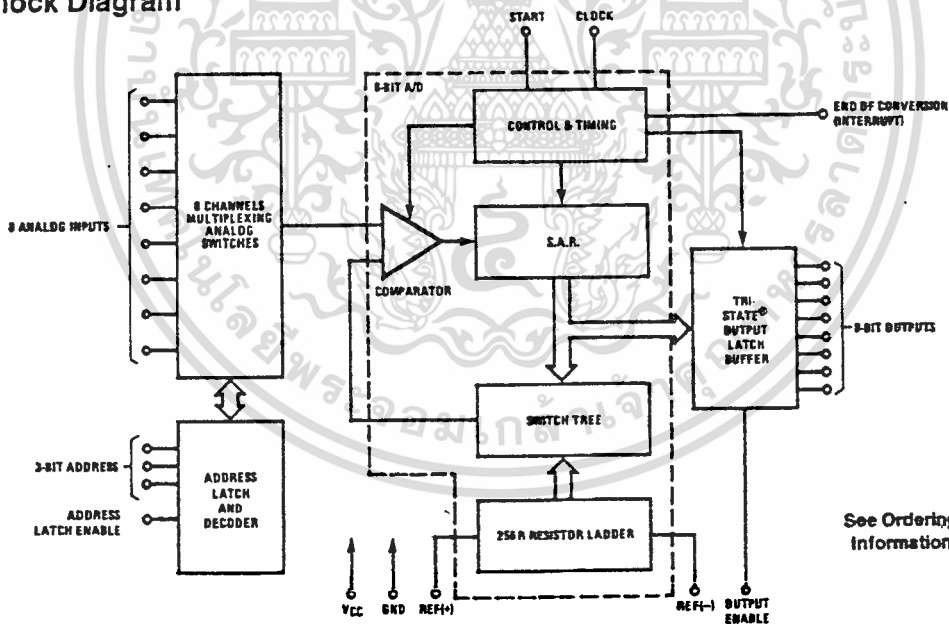
1. multiplexer device ประกอบด้วย input ทั้งหมด 8 ช่องทาง สามารถเลือก input channel ได้โดยการถอดรหัสสัญญาณเลือกช่อง input
 2. 256R ladder network เป็นส่วนที่แปลงสัญญาณดิจิตอลจาก
- ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งเพื่อไปเปรียบ
- successive approximation register เป็นสัญญาณอนาลอก เพื่อไปเปรียบ

เทียบกับสัญญาณ input ที่ comparator

3. successive approximation register (S.A.R.) เป็นอุปกรณ์ในการประมาณค่า input voltage โดยจำนวนขั้นตอนในขั้นตอนในการประมาณค่าจะเท่ากับจำนวนบิตคือ 8 ขั้นตอน

4. comparator เป็นส่วนที่สำคัญที่สุดในการกำหนด accuracy ของตัวแปลงสัญญาณ

Block Diagram

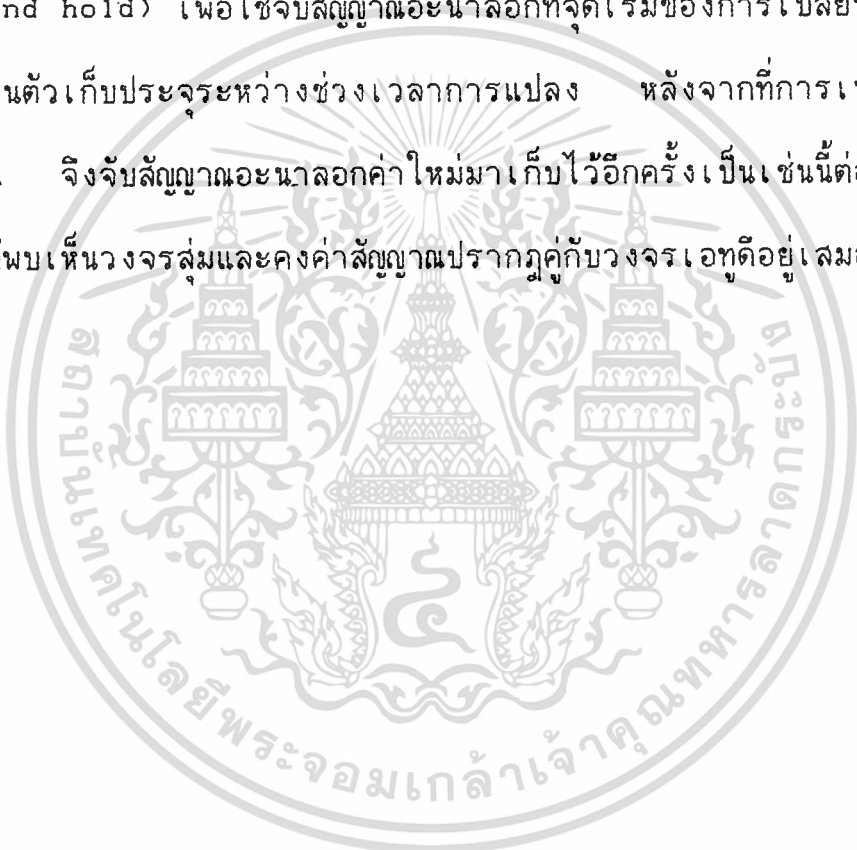


See Ordering Information

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น รูปที่ 4.2 แสดง Block Diagram ของ ADC 0809 สารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การลุ่มและการคงค่า (Sample and Holds)

วงจรเอชดีต้องการเวลาในการแปลงสัญญาณหรือที่เรียกว่า conversion time เพื่อเปลี่ยนสัญญาณอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลที่เหมาะสม ถ้าสัญญาณอะนาลอกมีการเปลี่ยนแปลงในระหว่างช่วงเวลาการแปลง เอาต์พุตของวงจรเปลี่ยนสัญญาณอาจเกิดความผิดพลาด จึงต้องมีการป้องกันด้วยวงจรลุ่มและคงค่าสัญญาณ (sample and hold) เพื่อใช้จับสัญญาณอะนาลอกที่จุดเริ่มของการเปลี่ยนสัญญาณแล้วเก็บไว้ในตัวเก็บประจุระหว่างช่วงเวลาการแปลง หลังจากที่มีการเปลี่ยนสัญญาณเสร็จสิ้น จึงจับสัญญาณอะนาลอกค่าใหม่มาเก็บไว้อีกครั้งเป็นเช่นนี้ต่อไป เราจึงมักได้พบเห็นวงจรลุ่มและคงค่าสัญญาณปรากฏคู่กับวงจรเอชดีอยู่เสมอ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

เครื่องวัดสัญญาณการเต้นของหัวใจ

เครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจประกอบด้วยส่วนหลักๆอยู่ 3 ส่วน คือ

1. วงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจ
2. วงจรกรองสัญญาณรบกวน
3. วงจรแปลงสัญญาณ analog เป็น digital เพื่อเชื่อมต่อเข้ากับ

เครื่องคอมพิวเตอร์

การรับสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากการเต้นของหัวใจ จะใช้แผ่น electrode สามแผ่นเป็นตัวรับสัญญาณ โดยจัดการวาง electrode แบบ bipolar limb lead ดังที่กล่าวมาแล้วในบทที่ 1 คือใช้แผ่น electrode 2 แผ่นกดลงบนหน้าอกทั้งสองข้าง ส่วน electrode อีกหนึ่งแผ่นใช้เป็น ground กดไว้ที่ขาข้างขวา โดย electrode แผ่นที่กดลงบนหน้าอกจะเป็นตัวรับสัญญาณเข้าสู่ input ทั้งสองของวงจร instrumentation amplifier

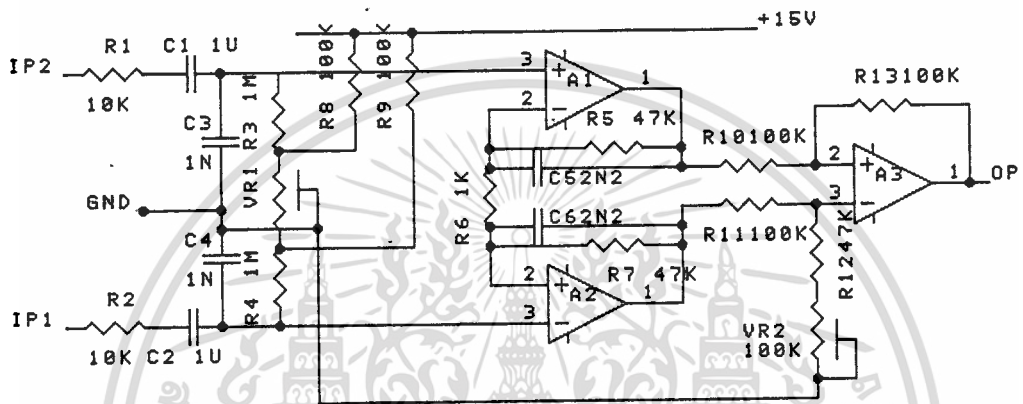
เนื่องจากขนาดของสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจมีระดับต่ำมาก ดังจะเห็นได้จากบทที่ 1 ว่าสัญญาณที่มีระดับสูงสุดเมื่อเข้าสู่ช่วง R ก็ยังมีค่าเพียงประมาณ 1.5mV เท่านั้น ดังนั้นจึงจำเป็นต้องมีวงจรซึ่งสามารถขยายระดับของสัญญาณซึ่งมีขนาดเล็กมากๆให้ใหญ่ขึ้นได้ ซึ่งในที่นี้ได้เลือกใช้วงจร instrumentation amplifier ซึ่งมีคุณสมบัติตามที่ต้องการ

วงจร instrumentation amplifier ได้ถูกแสดงไว้ในรูปที่ 4.2

ส่วน input ของวงจรจะถูก couple โดย capacitor C_1 และ C_2

โดยมี resistor R_1 และ R_2 ใช้เป็นตัวจำกัดกระแส ไม่อย่างนั้น C_1 และ C_2 จะมีหน้าที่ลดการค้ำไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีให้ตัดปัญหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้ ค่า gain ของสัญญาณที่มีความถี่ที่ไม่ต้องการลงไป R_3 และ R_4 เป็นตัว bias

ให้กับ input โดยมี VR_1 เป็นตัวปรับการชดเชยสำหรับ offset voltage ของ op amp และ VR_2 เป็นตัวปรับความสมดุลของสัญญาณ input ทั้งสองข้างของ op amp A_3



รูปที่ 5.1 แสดงวงจร instrumentation amplifier

ค่า gain ของวงจรจะเท่ากับ

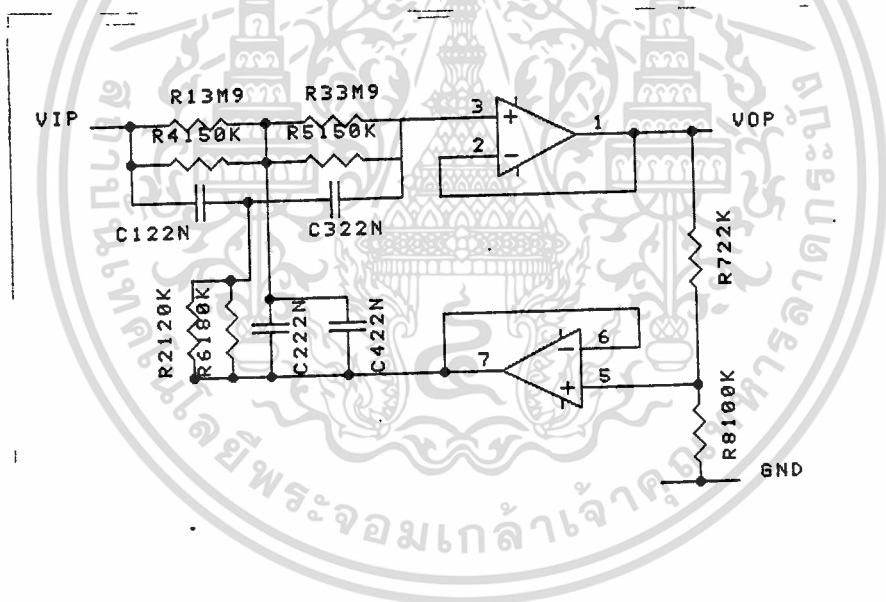
$$A_d = \frac{v_o}{v_2 - v_1} = 1 + 2R_5 / R_6$$

เมื่อ R_5 มีขนาด 47k เท่ากับ R_7 และ R_6 มีขนาด 1k จะคำนวณได้

ว่าค่าที่ gain ของวงจรมีค่าเท่ากับ 95 การศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามให้ตัดต่อปลอกเงาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
สัญญาณไฟหัวใจที่เกิดขึ้นมีค่าประมาณ 1.5 mV เมื่อผ่านวงจร in-

strumentation amplifier ซึ่งมีค่า gain เท่ากับ 95 แล้ว ก็จะมีค่าประมาณ 150 mV ที่ output โดยจะสังเกตเห็นได้ว่าสัญญาณ output ที่วัดได้มีสัญญาณรบกวนอยู่มากโดยเฉพาะสัญญาณรบกวนขนาดความถี่ 50 Hz ซึ่งเป็นขนาดของสัญญาณไฟฟ้าที่ใช้กับอุปกรณ์ที่ทำการทดลองอยู่นั่นเอง

การตัดสัญญาณรบกวนความถี่ 50 Hz ที่เกิดขึ้นนี้ จะใช้วงจร filter ที่เรียกว่า bandstop filter หรือ notch filter ซึ่งเป็น filter ที่มีความสามารถในการกรองสัญญาณที่มีความถี่ที่ไม่ต้องการซึ่งมีค่าคงที่ออกไป



รูปที่ 5.2 แสดงวงจร twin tee bandstop filter

วงจร bandstop filter ที่ใช้เป็นแบบ twin tee bandstop filter ดังแสดงในรูปที่ 4.3

เอกสารนี้เป็นเอกสาร transfer function ของ bandstop filter เท่ากับ
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$A_{v_c} = V_o = s^3 + As^2 + Bs + C$$

$$V_i = s^3 + Ds^2 + Es + C$$

คำนวณค่า parameter ตามสูตรที่แสดงในบทที่ 2 ได้เป็น

$$A = 323.75$$

$$B = 102,193.55$$

$$C = 32258,064.52$$

$$D = 1,618.75$$

$$E = 306,580.65$$

$$\Delta = 31 * 10^{-9}$$

notch frequency หาได้จาก

$$f_o = \frac{1}{2 * 22/7 * (C_1 C_2 C_3 R_1 R_3)^{1/2}}$$

โดยที่

R_1 และ R_3 เป็นการขนานกันระหว่าง register 3M9 และ
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับวิชาการเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไปว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
150k

C_1 และ C_2 เท่ากับ 22 nF

C_2 เป็นการขนานกันระหว่าง capacitor 20 nF 2 ตัว

มีค่า 44 nF

ดังนั้น notch frequency จึงเท่ากับ 50 Hz ดังจะเห็นได้จากรูปที่ 4.4

พิจารณา transfer function หา limit เมื่อ s เข้าใกล้ 0 ได้เป็น

$$A_{vc} = \frac{V_o}{V_i} = \frac{s^3 + As^2 + Bs + C}{s^3 + Ds^2 + Es + C} \Big|_{s=0}$$

ได้เท่ากับ $\frac{C}{C} = 1$

ดังนั้นจะเห็นได้ว่า twin tee bandstop filter จะมีค่า gain

ที่ความถี่ต่างๆเป็น 1 คือ $V_o = V_i$

ความถี่ของอัตราการเต้นของหัวใจมีค่าประมาณ 1 Hz ดังนั้นที่ output

ของวงจร bandstop filter ระดับของสัญญาณก็จะเท่าเดิมคือประมาณ

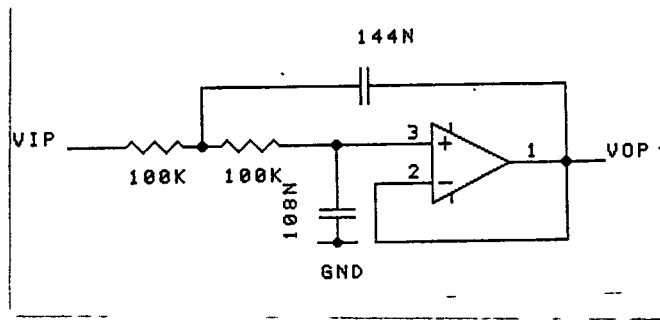
150 mV_{rms} โดยที่สัญญาณรบกวนซึ่งมีความถี่ 50 Hz จะถูกตัดออก

จากที่กล่าวมาแล้วว่า ความถี่ของการเต้นของหัวใจมีขนาดต่ำๆ ดังนั้น

จึงใช้วงจร low-pass filter กรองสัญญาณอีกครั้งเพื่อเป็นการกำจัดสัญญาณ

รบกวนอันอาจเกิดขึ้น และเพื่อให้ได้แต่สัญญาณของการเต้นของหัวใจแต่เพียง

อย่างเดียวเท่านั้น



รูปที่ 5.3 แสดงวงจร second-order low-pass filter

วงจร low-pass filter ที่ใช้วงจรจะเป็นแบบ second-order low-pass filter ซึ่งมี cutoff frequency เป็น 10 Hz ดังแสดงใน

รูปที่ 4.5

transfer function ของ second-order low-pass filter

เท่ากับ

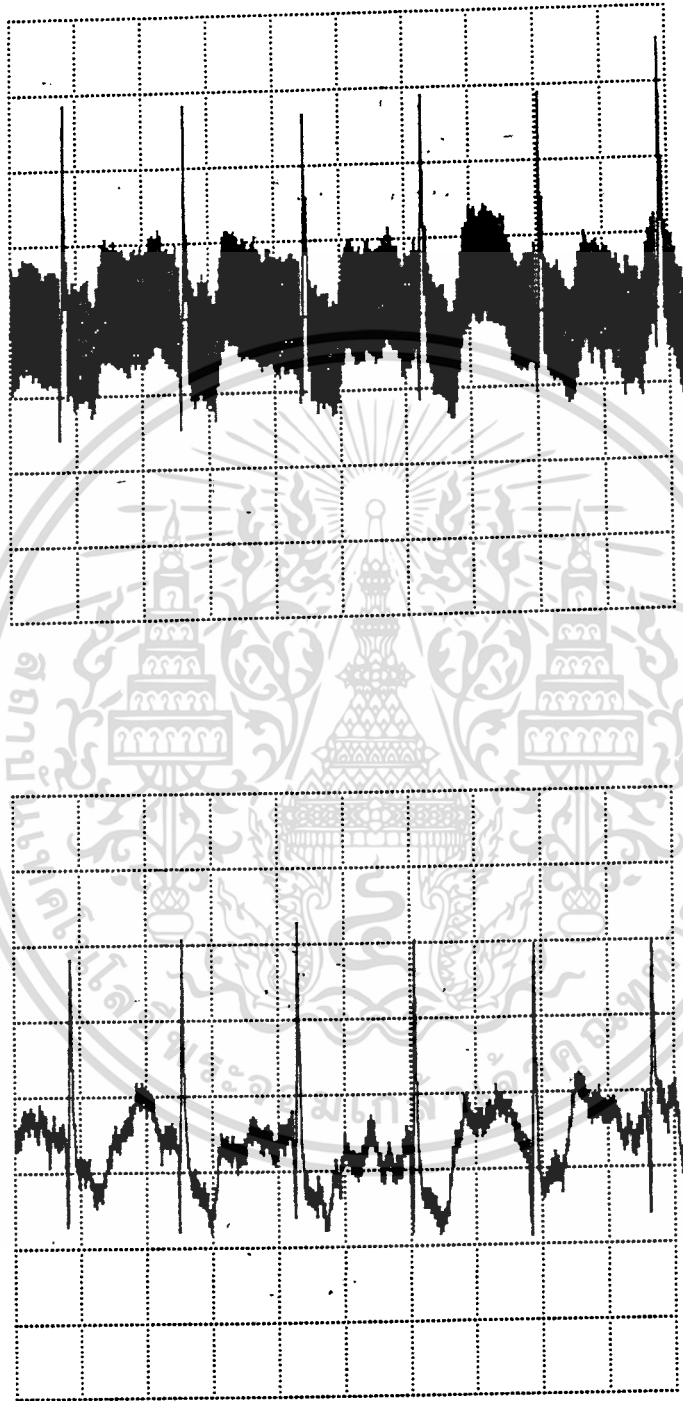
$$A_{v_c} = \frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{s^2(C_1 C_2 R_1 R_2) + s[(C_2(R_1 + R_2))] + 1}$$

คำนวณค่า parameter ได้เป็น

$$A = 155.52 * 10^{-6}$$

$$B = 21.6 * 10^{-3}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารฉบับนี้ที่การนำไปใช้
พิจารณา transfer function หา limit เมื่อ s เข้าใกล้ 0



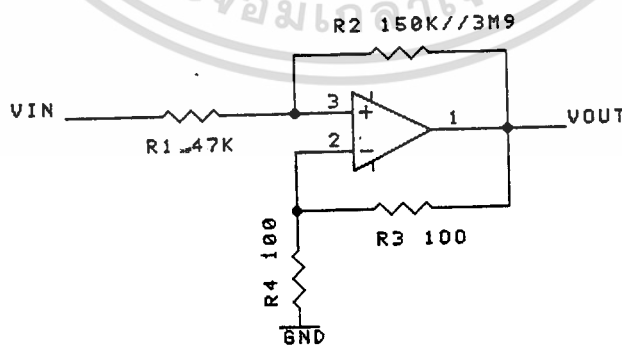
เอกสารนี้เป็นรูปที่ 5.4 แสดงการเปรียบเทียบระหว่าง output ของ instrumen-
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลง บัญชีหาและต้องอ้างถึงเป็นเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
 tation amplifier กับ สัญญาณที่ถูกกรองความถี่แล้ว

ได้เป็นเท่ากับ $\frac{1}{1} = 1$

1

ดังนั้นจะเห็นได้ว่า second-order low-pass filter จะมีค่า gain ที่ความถี่ต่ำๆ เป็น 1 คือ $V_o = V_i$ เช่นเดียวกับ twin tee bandstop filter

รูปที่ 4.7 แสดงให้เห็นถึงการเปรียบเทียบระหว่าง output voltage ของ instrumentation amplifier และ output voltage ของ low-pass filter ซึ่งถูกกรองสัญญาณรบกวนออกหมดแล้ว ขณะนี้สัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากการเต้นของหัวใจมีขนาดประมาณ $150 \text{ mV}_{\text{pp}}$ ซึ่งยังมีขนาดเล็กอยู่ จึงจำเป็นต้องมีวงจร amplifier ขยายขนาดของสัญญาณให้เหมาะสมกับวงจรแปลงสัญญาณ analog เป็น digital ซึ่งมีระดับแรงดันอ้างอิงเป็น +5 V และ ground



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่รูปที่ 5.5 แสดงวงจร non-inverting amplifier
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจร amplifier ที่ใช้เป็นแบบ noninverting amplifier ซึ่งมี

ค่า gain เท่ากับ 31 ดังรูป

ค่า gain ของวงจรเท่ากับ

$$V_o = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

ซึ่งมีค่าประมาณ 31 เท่า

ดังนั้นในขณะนี้สัญญาณหัวใจจึงถูกขยายจนมีค่าประมาณ $4.5 V_{pp}$

เพื่อเป็นการป้องกันถึงความเสียหายอันอาจจะเกิดขึ้นกับเครื่องคอมพิวเตอร์

เช่น การลัดวงจรของวงจรที่ทำการทดลอง ดังนั้นจึงจำเป็นต้องมีการแยก

ground และ supply ของวงจรเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจ และของ

เครื่องคอมพิวเตอร์ออกจากกันโดยเด็ดขาดโดย isolator ซึ่ง isolator

ที่ใช้เป็น opto-isolator เบอร์ H1 1AA1

วงจรแปลงสัญญาณ analog เป็น digital

วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอลประกอบด้วย decoder เบอร์

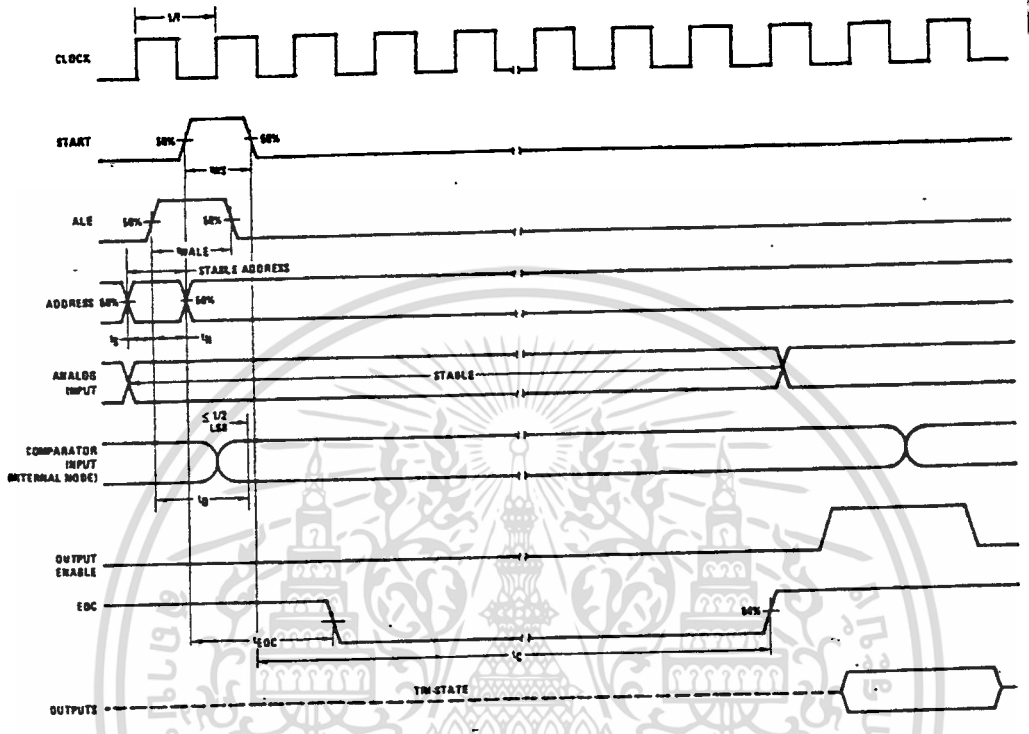
74HC138 2 ตัว ทำหน้าที่ถอดรหัส address จาก CPU ในการเลือกให้อุปกรณ์

แปลงสัญญาณทำงาน

การทำงานและ timing diagram ของ ADC 0809

จากรูปแสดง timing diagram จะเห็นได้ว่าจะเริ่มทำงานเมื่อมี
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
stant conversion pulse และสัญญาณ address latch enable (ALE) ไปใช้

Timing Diagram



รูปที่ 5.7 แสดง timing diagram ของ ADC 0809

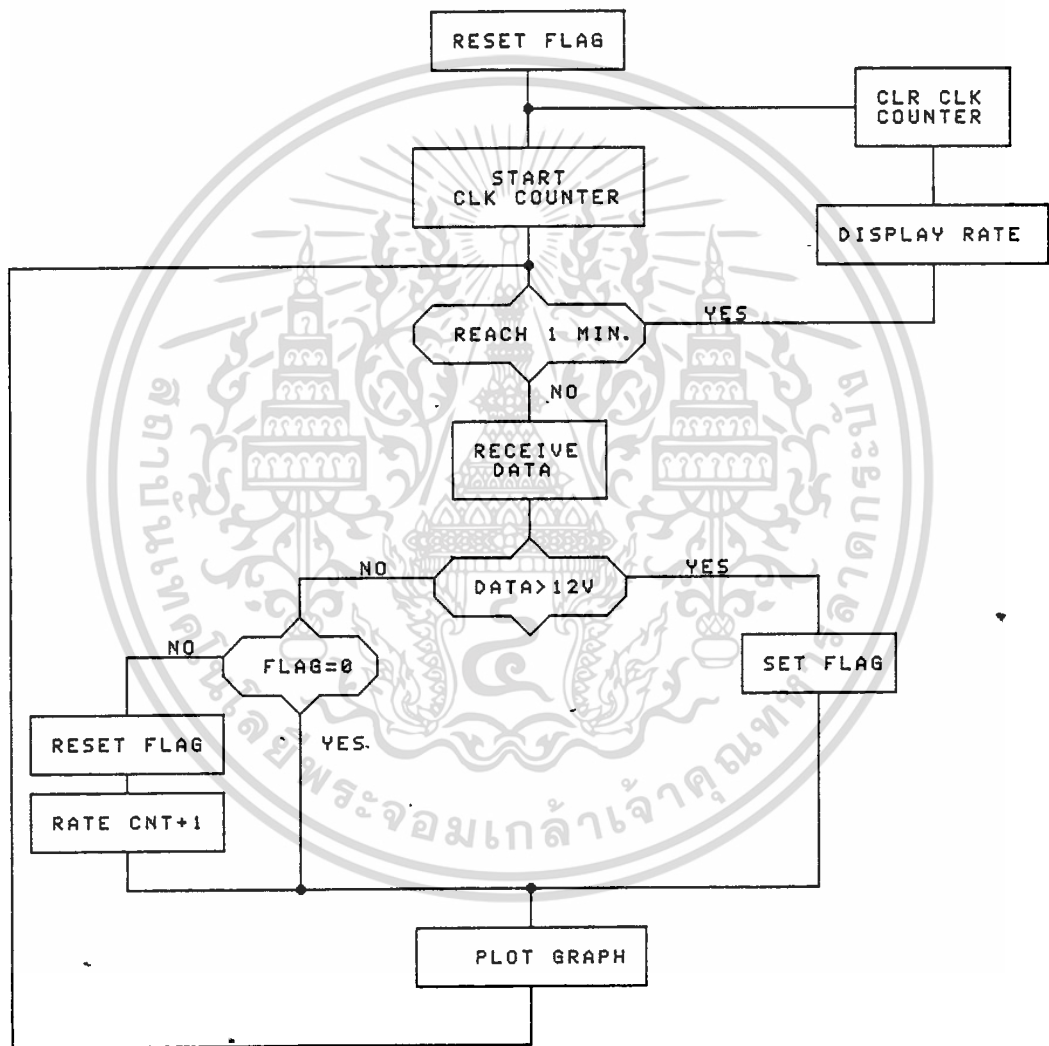
โดยการแปลงสัญญาณจะเริ่มต้นที่ขอบขาลงของ start conversion pulse และเมื่อการแปลงสัญญาณสิ้นสุดลง ADC 0809 ก็จะส่งสัญญาณ EOC (end of conversion) เป็น logic high ออกมา ส่วน output จะถูกส่งออกมาได้เมื่อขา output enable ถูกป้อนสัญญาณเป็น high

โปรแกรมควบคุมการทำงานและแสดงผลของเครื่องวัดอัตรา

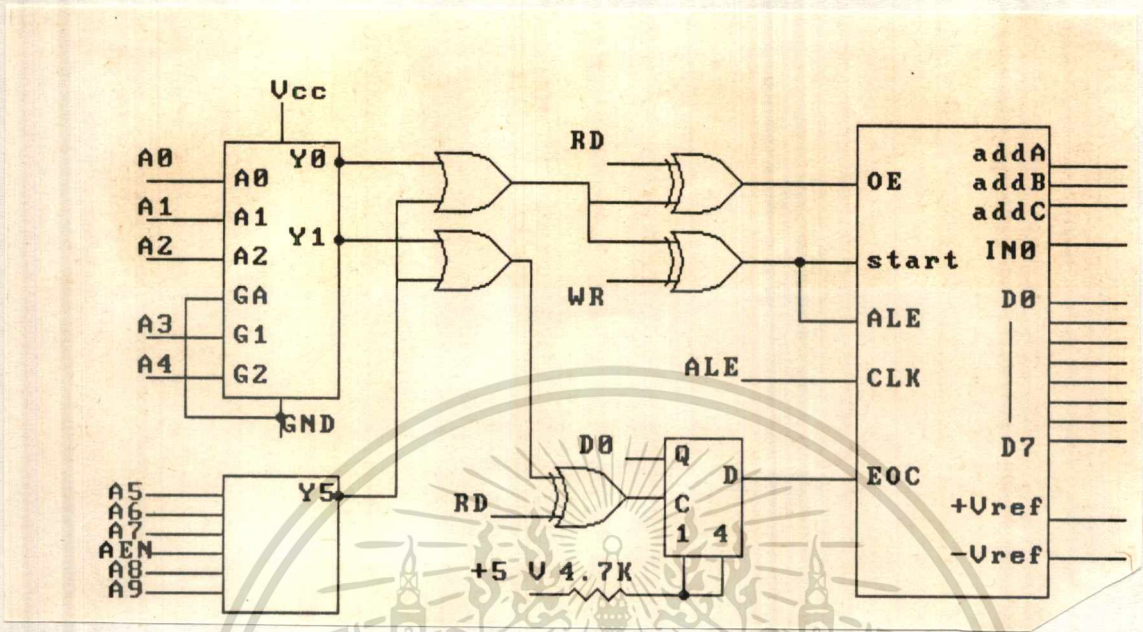
การเต้นของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีการทำงานของโปรแกรมแสดงผลของเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

คือ การแสดงอัตราการเต้นของหัวใจก่อนที่ และ plot กราฟที่เกิดจากสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจที่เป็น output ของวงจรแปลงสัญญาณ analog เป็น digital หลักการทำงานของโปรแกรมแสดงเป็น flow chart ได้ดังนี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 5.8 แสดง flow chart ของโปรแกรมควบคุมการทำงาน
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.9 แสดงวงจรแปลงสัญญาณ analog เป็น digital

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น รูปที่ 5.9 แสดงสัญญาณ analog เป็น digital

และการแสดงผลของเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

ขั้นที่ 1 กำหนดตัวแปรหนึ่งตัวให้เป็น flag แสดงสถานะของสัญญาณก่อน แล้ว reset ให้เป็น 0

ขั้นที่ 2 ให้ clock counter เริ่มนับสัญญาณนาฬิกาของระบบ

ขั้นที่ 3 check ว่า counter ซึ่งใช้นับสัญญาณนาฬิกานับได้ครบ 15 วินาทีแล้วหรือไม่

- ถ้าครบ 15 วินาที

จะนำค่าใน pulse rate counter มาคูณด้วย 4 เพื่อให้เป็นอัตราการเต้นของหัวใจต่อนาที จากนั้นจึงแสดงผลออกทางจอภาพ

หลังจากนั้นจะ clear ค่าใน clock และ pulse rate counter เพื่อเริ่มต้นนับใหม่อีกครั้ง คือกลับไปทำขั้นตอนที่ 2

- ถ้ายังไม่ครบ 15 วินาที

จะส่งสัญญาณ read ออกไปยังตัวแปลงสัญญาณเพื่อรับค่า output ที่เป็น digital

ขั้นที่ 4 check ว่าสัญญาณที่รับเข้ามามีค่ามากกว่า หรือน้อยกว่า

3.5 V

- ถ้ามากกว่าหรือเท่ากับ 3.5V

จะ set flag เป็น 1

- ถ้าน้อยกว่า 3.5V

จะ check ว่า flag มีค่าเป็น 0 หรือ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปะเปลี่ยนแปลง และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ถ้าเป็น 0

จะทำขั้นตอนต่อไปคือขั้นตอนที่ 5

- ถ้าเป็น 1

จะ reset flag ให้เป็น 0 แล้วเพิ่ม pulse rate counter ขึ้นอีกหนึ่ง

ขั้นที่ 5 plot กราฟของสัญญาณการเต้นของหัวใจออกทางจอภาพ จากนั้นจึงกลับไปทำขั้นตอนที่ 3 อีกครั้ง

จะเห็นได้ว่า pulse rate counter จะเพิ่มค่าขึ้นอีกหนึ่งเมื่อ flag เกิดการ reset นั่นคือ สัญญาณที่เกิดจากการเต้นของหัวใจมีค่าประมาณ 4.5 V ที่ช่วง R ซึ่งจะนับเป็นการเต้นของหัวใจหนึ่งครั้ง ดังนั้นเราจึง check ว่า สัญญาณที่เกิดขึ้นมีช่วง R ก็ครั้งในหนึ่งนาที โดยการใช้ค่า 3.5V เป็นสัญญาณสำหรับเปรียบเทียบ หมายความว่า ถ้าสัญญาณที่วัดได้มีค่ามากกว่า 3.5V แสดงว่าเกิดช่วง R ขึ้น ดังนั้นจึงนับการเต้นของหัวใจทุกครั้งที่มีสัญญาณผ่านพ้นช่วง R มาแล้ว คือ เปลี่ยนจากมากกว่า 3.5V มาเป็น น้อยกว่า 3.5V

สำหรับขั้นตอนการรับสัญญาณนั้น ทำงานดังนี้

- ส่งสัญญาณ write ไปยัง ADC 0809 เพื่อ start conversion
- ส่งสัญญาณ read ไปยัง D FlipFlop เพื่อตรวจเช็คว่ามีสัญญาณ EOC

เป็น high หรือยัง

- ส่งสัญญาณ read ไปยัง ADC 0809 เพื่อ enable ข้อมูล output

บทที่ 6

สรุปผลการทำงาน

เครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจที่ได้พัฒนาขึ้นมา นั้น ยังมีปัญหาอยู่บ้างในเรื่องการใช้ electrode คือ electrode ที่ใช้ในการทดลองเป็นแผ่นปรอททองแดงโดยมีตะกั่วฉาบอยู่อีกชั้นหนึ่ง จากการทดลองพบว่า input impedance สูงมากโดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อผิวหนึ่งแห้ง อย่างเช่นในขณะที่อยู่ในห้องปรับอากาศ จึงจำเป็นต้องมีการลด input impedance โดยการใช้ lotion ทาผิวบริเวณที่จะเป็นจุดสัมผัสกับ electrode เสียก่อน จึงจะได้ผลดีขึ้น

นอกจากนี้การวางขั้ว electrode แบบ bipolar limb lead จะใช้ขาข้างขวาเป็น ground ดังนั้นสายที่ต่อ electrode กับ input ของวงจรจึงมีความยาวค่อนข้างมากซึ่งไม่สะดวกในการจัดเก็บ และจากการที่ใช้ electrode ถึง 3 แผ่น ยังเป็นการสร้างความลำบากกับผู้ใช้ซึ่งต้องการวัดอัตราการเต้นของหัวใจด้วยตนเองอีกด้วย ดังนั้นในทางปฏิบัติจะใช้แขนขวาเป็น ground พบว่าให้ผลไม่แตกต่างกัน

สัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากการเต้นของหัวใจที่วัดได้มีรูปร่างเป็นที่น่าพอใจ โดยสามารถตัดสัญญาณรบกวนขนาดความถี่ 50 Hz ออกไปได้เกือบทั้งหมด

ส่วนโปรแกรมควบคุมการทำงาน อยู่ใน graphic mode ทำให้ไม่สามารถใช้กับเครื่อง computer ซึ่งใช้ video card แบบ monochrome ได้

จากการทดลองพบว่าความเร็วของเครื่องคอมพิวเตอร์ต่างกัน เช่น เครื่องรุ่น 286 กับ 486 จะมีผลทำให้ sampling rate ต่างกัน โดยเครื่องที่มีความเร็วสูงจะสามารถรับข้อมูลได้บ่อยครั้งกว่าในเวลาเท่ากัน แต่เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า รูปกราฟที่ได้ก็ไม่ต่างกันมากนักเนื่องจาก CPU มีความเร็วกว่า conversion time

มาก ทำให้ไม่ค่อยมีผลต่อความเร็วรวมในการแปลงสัญญาณ

ในส่วนของการแสดงผลอัตราการเต้นของหัวใจ บางครั้งยังมีข้อผิดพลาด บ้าง เนื่องจากใน mode graphic ไม่สามารถแสดงผลอัตราการเต้นของหัวใจ ได้โดยตรงแต่ต้องแปลงให้อยู่ในรูปของตัวอักษรเสียก่อน ซึ่งอาจเกิดข้อผิดพลาด ในส่วนของการแปลงข้อมูลแบบ integer ให้เป็นแบบ character ทำให้การแสดงผลเกิดการผิดพลาด



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หนังสืออ้างอิง

ภาควิชาอายุรศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ,
การสัมภาษณ์ ประวัติ และการตรวจร่างกาย

ประภากร สุวรรณ และ นิมิตร วรธนัจฉริยา , เครื่องมือนิตเตอร์
อัตราการทำงานของหัวใจ , ปรินทูนินพนธ์ปีการศึกษา 2524

รศ.ดร.โยธิน เปรมปราณีรัตน์ , คู่มือการใช้ลิเนียร์ไอซี เล่ม 1

บัณฑิต จามรภูติ , ฮาร์ดแวร์ไมโครคอมพิวเตอร์ 8088,80286,80386,
ซีเอ็ดยูเคชั่น

Peter Norton , เข้าใจการทำงาน IBM PC , รศ.ดร.ดวงแก้ว
สวามิภักดิ์ เรียบเรียง , ซีเอ็ดยูเคชั่น

วารสารเซมิคอนดักเตอร์ อิเล็กทรอนิกส์ , ฉบับที่ 95

วารสารเซมิคอนดักเตอร์ อิเล็กทรอนิกส์ , ฉบับที่ 97

David F. Stout , Milton Kaufman , Operational
Amplifier Circuir Design , McGRAW-HILL book company , 1976

Sergio Franco , Design with Operational Amplifier
and Analog Integrated Circuit , McGRAW-HILL international
edition , electrical & electronic engineering series

Robert F. Coughlin , Frederick F. Driscoll ,
Operational Amplifier and Integrated Circuit , Prentice-Hall
international Third edition , 1987

Bruce A. Artwick , Microcomputer Interfacing ,
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
Prentice-Hall, INC. ให้ที่ Englewood Cliffs, NJ, New Jersey รังที่มีการนำไปใช้