การตรวจสอบแผ่นวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

(ECG หรือ Electro-cardiogram)

โดย

นางสาวเมทิกา บำรุงวัฒน์ รหัสนักศึกษา B5203925

นางสาวอภิวันท์ ณรงค์ไชย รหัส นักศึกษา B5203932

นางสาวขนิษฐา พุดสีเสน รหัส นักศึกษา B5213634

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รายงานนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาวิชา 427499 โครงงานวิศวกรรมโทรคมนาคม

หลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม หลักสูตรปรับปรุง พ.ศ. 2546

สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ประจำภาคการศึกษาที่ 3 ปีการศึกษา 2555

การตรวจสอบแผ่นวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คณะกรรมการสอบโครงงาน

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พีระพงษ์ อุฑารสกุล)
กรรมการ/อาจารย์ที่ปรึกษาโครงงาน

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ปิยาภรณ์ กระฉอดนอก)
กรรมการ

(นางสาวรัชนี ไตรยะวงศ์)
กรรมการ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้นับรายงานโครงงานฉบับนี้ เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาระดับปริญญาตรี สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม รายวิชา 427499 โครงงานวิศวกรรมโทรคมนาคม ประจำปีการศึกษา 2555

โครงงาน	การตรวจสอบแผ่นวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG หรือ Electro-cardiogram)
ผู้ดำเนินงาน	1. นางสาวเมทิกา บำรุงวัฒน์ รหัส นักศึกษา B5203925
	2. นางสาวอภิวันท์ ณรงค์ไชย รหัส นักศึกษา B5203932
	3. นางสาวขนิษฐา พุดสีเสน รหัสนักศึกษา B5213634
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พีระพงษ์ อุฑารสกุล
สาขาวิชา	วิศวกรรมโทรคมนาคม
ภาคการศึกษา	3/2555

บทคัดย่อ

(Abstract)

เนื่องจากแผ่นวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (อิเล็กโทรด) เป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ใช้ในการติดตามการทำงานของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งการติดตามการทำงานของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็นมาตรฐานการเฝ้าระวังในผู้ป่วยทุกราย โดยปกติทางโรงพยาบาลมหาราชจะสั่งซื้อแผ่นอิเล็กโทรดจากบริษัท 3M ซึ่งมีราคาสูง ดังนั้นกลุ่มงานการพยาบาลวิสัญญีจึงมีแนวคิดในการนำแผ่นอิเล็กโทรดดังกล่าวกลับมาใช้ใหม่ และตรวจสอบคุณภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างแผ่นอิเล็กโทรดจากบริษัท 3M และแผ่นอิเล็กโทรดที่นำกลับมาใช้ใหม่ รวมทั้งหาวัสดุที่สามารถใช้ทดแทนหัวอิเล็กโทรด ให้ได้มาตรฐานใกล้เคียงกับแผ่นอิเล็กโทรดจากบริษัท 3M กล่าวคือ การอ่านสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการแสดงผลผ่านจอภาพ ต้องมีความถูกต้อง แม่นยำ และน่าเชื่อถือ ดังนั้นโครงงาน การตรวจสอบแผ่นวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG หรือ Electro-cardiogram) จึงได้ทำการสร้างวงจรตรวจสอบเพื่อใช้ในการเปรียบเทียบผลการวัดระหว่างแผ่นอิเล็กโทรดที่กลุ่มงานการพยาบาลวิสัญญีโรงพยาบาลมหาราชได้สร้างขึ้น รวมไปถึงยังสามารถใช้ในการเปรียบเทียบกับวัสดุอื่นๆ ที่สามารถจะนำมาใช้แทนหัวอิเล็กโทรดนี้ได้ด้วย

กิตติกรรมประกาศ

(Acknowledgement)

คณะผู้จัดทำได้จัดทำโครงงานเรื่องการตรวจสอบแผ่นวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG หรือ Electro-cardiogram) ส่งผลให้คณะผู้จัดทำได้รับความรู้และประสบการณ์จากการทำโครงงานนี้ เช่น ทฤษฎีเบื้องต้นเกี่ยวกับการอ่านสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การออกแบบวงจรทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ รวมทั้งการหาวัสดุทดแทนที่สามารถใช้แทนหัวอิเล็กโทรดของบริษัท 3M ได้

คณะผู้จัดทำขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พีระพงษ์ อุฑารสกุล อาจารย์ที่ปรึกษาโครงงาน ที่ให้ข้อมูลและเป็นที่ปรึกษาในการทำโครงงานครั้งนี้ ตลอดจนการดูแล และแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆมาโดยตลอด ตั้งแต่เริ่มจนกระทั่งเสร็จสมบูรณ์ คณะผู้จัดทำจึงขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง ณ ที่นี้ด้วย

ขอขอบพระคุณนางสาว รัชนี ไตรยะวงศ์ พยาบาลวิชาชีพชำนาญการด้านการพยาบาลวิสัญญี ที่ช่วยให้คำแนะนำ และเป็นที่ปรึกษาที่ดี ตลอดจนช่วยตรวจสอบอิเล็กโทรดที่ทำจากวัสดุทดแทน ทำให้โครงงานนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

ขอขอบพระคุณอาจารย์ เศรษฐวิทย์ ภูฉายา ที่ช่วยให้คำปรึกษาเกี่ยวกับวงจรทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และให้คำแนะนำเกี่ยวกับการใช้อุปกรณ์ต่างๆในการทำการทดลอง ทำให้สามารถทำวงจรทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้สำเร็จ

ขอขอบพระคุณนายสมิง เติมพรมราช หัวหน้างานกลุ่มห้องปฏิบัติการวิศวกรรมโทรคมนาคม และคอมพิวเตอร์ ที่ได้ให้ความสะดวกในการใช้อุปกรณ์ และห้องปฏิบัติการ เพื่อทดสอบว่าวงจรทดสอบสัญญาณที่สร้างขึ้นสามารถใช้งานได้จริง

ขอขอบพระคุณนาง สังวาลย์ สุรเดช พยาบาลปฏิบัติการ ตลอดจนบุคคลที่เกี่ยวข้อง ณ ศูนย์ปฏิบัติการทางการแพทย์ และสาธารณสุข มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ที่ได้ให้ความสะดวกและให้คำแนะนำในการใช้อุปกรณ์ทางการแพทย์เพื่อตรวจสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทำให้ได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดที่ทำจากวัสดุทดแทนต่างๆ

นางสาวเมทิกา บำรุงวัฒน์
นางสาวอภิวันท์ ณรงค์ไชย
นางสาวขนิษฐา พุดสีเสน

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ ก

กิตติกรรมประกาศ ข

สารบัญ ค

สารบัญภาพ ซ

สารบัญตาราง ณ

บทที่ 1 บทนำ 1

1.1 ความเป็นมา 1

1.2 วัตถุประสงค์ 2

1.3 ขอบเขตงาน 2

1.4 ขั้นตอนการดำเนินงาน 2

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ 3

บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง 4

2.1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) 4

2.1.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 4

2.1.1.1 โครงสร้างการทำงานของหัวใจ 4

2.1.1.2การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าหัวใจ 4

2.1.1.3 กระบวนการโพลาไรซ์ ดีโพลาไรซ์ และรีโพลาไรซ์ 5

2.1.1.4ความสัมพันธ์ของหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 6

2.1.2 หลักการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 7

2.1.2.1 รูปแบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 7

2.1.3 การแปลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 10

2.1.3.1 ลักษณะของกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 11

2.1.3.2 ช่วงเวลาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

2.1.4 ชีพจร (Pulse) 12
2.1.4.1 ปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อชีพจร 13
2.2 เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electro cardiograph) 14
2.2.1 หลักการทำงาน 14
2.2.2 ขั้นตอนการใช้งานที่ถูกต้อง 16
2.2.2.1การเตรียมคนไข้ 16
2.2.2.2 การติดอิเล็กโทรด 17
2.2.2.3 การต่อสายอิเล็กโทรด 18
2.2.3 ข้อควรระวังในการใช้งาน 19
2.3 3M™ Red Dot™ Clear Plastic Monitoring Electrode 2235 20
2.3.1 ลักษณะโดยทั่วไป 20
2.3.2 ประโยชน์ 20
2.3.3 การประยุกต์ใช้งาน 21
2.3.4 วัสดุที่ใช้ทำหัวอิเล็กโทรด 21
2.4 ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับออปแอมป์ 21
2.4.1 คุณสมบัติของออปแอมป์ 21
2.4.2 คุณสมบัติของออปแอมป์ในทางอุดมคติ 22
2.4.3 การทำงานของออปแอมป์ 23
2.5 วงจรกรองความถี่ (Filter Circuit) 24
2.5.1 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ (Low Pass Filter: LPF) 24
2.5.2 วงจรกรองสัญญาณความถี่สูง (High Pass Filter: HPF) 26
2.6วงจรขยายผลต่างของสัญญาณ (Instrumentation Amplifier) 28
2.6.1 คุณสมบัติของ AD620 29
2.7 โปรแกรมProteus 30
2.7.1 ส่วนประกอบที่สำคัญของโปรแกรม ISIS 30
2.7.1.1 การเลือก – หาอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ 32
2.7.1.2 การย่อ-ขยายพื้นที่ทำงาน 34
2.7.1.3การวางและการเคลื่อนย้ายอุปกรณ์ 34

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

2.7.1.4การหมุนอุปกรณ์ 36

2.7.1.5 การลบอุปกรณ์ 37

2.7.1.6 การกำหนดค่าให้อุปกรณ์ 37

2.7.1.7 การคัดลอกอุปกรณ์ 39

2.7.1.8การเชื่อมสายสัญญาณ 40

2.7.2 เริ่มต้นสร้างลายวงจรพิมพ์ 41

2.7.2.1 ความหมายของFoot Print 42

2.7.2.2 สิ่งที่ต้องคำนึงก่อนการออกแบบ 42

2.7.3 ส่วนประกอบของไฟล์ PCB 42

2.7.4 การเข้าสู่โปรแกรม ARES 43

2.7.5 การวางอุปกรณ์ด้วยตัวเอง 44

2.7.6 การเดินลายทองแดงอัตโนมัติ 46

2.7.7 การลบลายทองแดง 49

2.7.8 การเพิ่มขนาดลายทองแดง 49

2.7.9การพิมพ์ลายทองแดง 49

2.7.10 การแปลงเป็นไฟล์รูปภาพ 51

2.7.11 เลเยอร์ที่ใช้ในไฟล์ PCB 53

2.7.12การหมุนภาพ 3 มิติ 53

2.8 เครื่องจี้ตัดไฟฟ้า (Electrosugical Apparatus) 55

2.8.1 หลักการทั่วไป 55

2.8.2 ชนิดของ Electrode ที่ใช้กับเครื่องจี้ตัดด้วยไฟฟ้า 56

2.8.3 อันตรายที่เกิดจากการใช้งาน 57

2.8.4 ข้อควรระวัง 60

2.9 ความปลอดภัยในการใช้เครื่องมือแพทย์ 60

2.9.1การเกิดอันตรายจากไฟฟ้า 60

2.9.2ปัจจัยที่ทำให้เกิดความรุนแรงจากไฟฟ้าดูด 61

2.9.3 ผลของกระแสไฟฟ้าที่มีต่อร่างกาย 64

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

2.9.3.1 ปฏิกิริยาตอบสนองของร่างกายต่อกระแสไฟฟ้า 64
2.9.3.2 ผลของกระแสไฟฟ้าที่มีต่อร่างกาย 65
2.9.4 วิธีการป้องกันไฟฟ้าลัดวงจร และไฟฟ้าดูด 67

บทที่ 3วิธีการดำเนินโครงงาน 68
3.1 การออกแบบวงจรทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 68
3.1.1 การวิเคราะห์สัญญาณ 68
3.1.2 การออกแบบขั้นตอนประมวลผลสัญญาณ 68
3.1.3 ขั้นตอนการทำงานของวงจร 70
3.2 การใช้โปรแกรม Proteus ARES7 Professional ออกแบบลาย 73
วงจรพิมพ์แบบหน้าเดียว
3.3 ขั้นตอนการทำอิเล็กโทรด 95

บทที่ 4 ผลการดำเนินโครงงาน 102

บทที่ 5สรุปผลการดำเนินโครงงานและข้อเสนอแนะ 124
5.1 ค่าใช้จ่ายของวัสดุทดแทน 124
5.2 สรุปผลการดำเนินโครงงาน 132
5.3 ปัญหาและข้อเสนอแนะ 133
5.4 สิ่งที่ได้รับจากการทำโครงงาน 134

เอกสารอ้างอิง 135

ภาคผนวก 137

ประวัติผู้เขียน 157

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สารบัญภาพ

รูป หน้า

รูปที่ 2.1 ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าหัวใจ 5

รูปที่ 2.2 กระบวนการดีโพลาไรซ์ และรีโพลาไรซ์ 6

รูปที่ 2.3 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบมาตรฐาน 8

รูปที่ 2.4 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Limb Lead 9

รูปที่ 2.5 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Chest Lead 9

รูปที่ 2.6 ลักษณะองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ 10

รูปที่ 2.7 แสดงรูปเครื่อง ECG ขนาดเล็กที่นิยมใช้ในปัจจุบัน ชนิดบันทึกลงกระดาษ 14

รูปที่ 2.8 แสดงเครื่อง ECG monitor ชนิด multi-parameter patient monitor 15

รูปที่ 2.9 แสดงภาพโครงของหัวใจซึ่งเป็นแหล่งกำเนิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 15

รูปที่ 2.10 แสดงภาพสัญญาณ ECG วัดได้บันทึกลงกระดาษกับสัญญาณมาตรฐาน 16

รูปที่ 2.11 แสดงการติดลีดมาตรฐาน (ECG Precordial Leads) 18

รูปที่ 2.12 เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ระบบคอมพิวเตอร์ในการประมวลผลและสร้างภาพสามารถวิเคราะห์อาการของโรคได้ 19

รูปที่ 2.13 อิเล็กโทรด 3M รุ่น 2235 20

รูปที่ 2.14 แสดงสัญลักษณ์ออปแอมป์ 22

รูปที่ 2.15 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส 23

รูปที่ 2.16 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ 25

รูปที่ 2.17 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำอันดับต่างๆ 25

รูปที่ 2.18 กราฟแสดงอัตราขยายแรงดันเชิงความถี่ (dB) 25

รูปที่ 2.19 วงจรกรองสัญญาณความถี่สูง 27

รูปที่ 2.20 วงจรกรองสัญญาณความถี่สูงอันดับต่างๆ 27

รูปที่ 2.21 กราฟแสดงผลการตอบสนองต่ออัตราขยายเชิงความถี่ 27

รูปที่ 2.22 วงจรขยายผลต่างของสัญญาณ 28

รูปที่ 2.23 ลักษณะของ AD620 29

รูปที่ 2.24 เข้าสู่โปรแกรม ISIS 7 Professional 31

รูปที่ 2.25 ส่วนประกอบที่สำคัญของโปรแกรม ISIS 31

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รูป หน้า

รูปที่ 2.26 การเลือกและค้นหาอุปกรณ์ 32
รูปที่ 2.27 เลือกไลบรารี, ไลบรารีย่อย, บริษัทผู้ผลิต, อุปกรณ์ที่ต้องการ 33
รูปที่ 2.28 พื้นที่ที่แสดงอุปกรณ์ที่เลือก 33
รูปที่ 2.29 การค้นหาแบบอัตโนมัติ 34
รูปที่ 2.30 นำอุปกรณ์มาวางที่ตำแหน่งพื้นที่ทำงาน 35
รูปที่ 2.31 เลือกตำแหน่งที่ต้องการ 35
รูปที่ 2.32 เคลื่อนย้ายอุปกรณ์จนได้ตำแหน่งที่ต้องการ 36
รูปที่ 2.33 การหมุนอุปกรณ์ครั้งละ 90 องศา 36
รูปที่ 2.34 การลบอุปกรณ์ 37
รูปที่ 2.35 เริ่มต้นกำหนดค่าให้กับอุปกรณ์ 38
รูปที่ 2.36 กำหนดชื่อและกำหนดค่าให้กับอุปกรณ์ 38
รูปที่ 2.37 คุณสมบัติของอุปกรณ์จะเปลี่ยนไปตามที่เรากำหนด 39
รูปที่ 2.38 คัดลอกอุปกรณ์โดยใช้คำสั่ง Block Copy 39
รูปที่ 2.39 จะได้อุปกรณ์จากการ Copy ที่มีค่าเหมือนกัน 40
รูปที่ 2.40 เริ่มทำการเชื่อมต่อสายสัญญาณ 41
รูปที่ 2.41 เชื่อมต่อสายสัญญาณระหว่างอุปกรณ์เสร็จเรียบร้อย 41
รูปที่ 2.42 ส่วนประกอบสำคัญของโปรแกรม ARES Professional 43
รูปที่ 2.43 เริ่มต้นเข้าสู่โปรแกรม ARES 43
รูปที่ 2.44 รายการอุปกรณ์ที่ต้องใช้ ก็จะปรากฏเข้ามาในโปรแกรม ARES 44
รูปที่ 2.45 วางอุปกรณ์จนครบทุกตัว 45
รูปที่ 2.46 เลือก Board Edge เพื่อกำหนดขนาดของ แผ่น PCB 46
รูปที่ 2.47 จะได้ขนาดของแผ่น PCB ตามต้องการ 46
รูปที่ 2.48 Auto Router เป็นการค้นหาเส้นทางแบบอัตโนมัติ 47
รูปที่ 2.49 การค้นหาเส้นทางลายทองแดงแบบอัตโนมัติ 47
รูปที่ 2.50 ตั้งค่าการออกแบบลายทองแดงหน้าเดียว 48

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รูป หน้า

รูปที่ 2.51 ตั้งค่าการค้นหาเส้นทางแบบอัตโนมัติ 48
รูปที่ 2.52 ลายทองแดงที่ได้จากการค้นหาเส้นทางแบบอัตโนมัติ 49
รูปที่ 2.53 ตั้งค่าการพิมพ์ 50
รูปที่ 2.54 การตั้งค่าก่อนพิมพ์ 51
รูปที่ 2.55 เข้าสู่การแปลงไฟล์รูปภาพ 52
รูปที่ 2.56 ตั้งค่าการทำไฟล์รูปภาพ 52
รูปที่ 2.57 ไฟล์รูปภาพนามสกุล BMP 53
รูปที่ 2.58 การหมุนภาพ 3 มิติ 54
รูปที่ 2.59 รูป 3 มิติของวงจรที่ออกแบบ 54
รูปที่ 2.60 แสดงถึงเครื่อง ESU (Electrosurgery) รุ่นเก่า 55
รูปที่ 2.61 แสดงให้เห็นถึงเครื่อง ESU ที่พัฒนาทั้งรูปแบบและอุปกรณ์ที่ทันสมัยขึ้น 56
รูปที่ 2.62 แสดงถึงเครื่อง ESU ขนาดเล็กในปัจจุบัน 56
รูปที่ 2.63 แสดงถึงลักษณะรูปร่างของ Active Electrode ชนิดต่างๆ 57
รูปที่ 2.64 เกิดจากที่แผ่น plate ไม่ได้สัมผัสกับตัวผู้ป่วย 58
รูปที่ 2.65 การเกิดแผลไหม้พองอีกลักษณะหนึ่งก็คือเมื่อเกิดทำหัวจี้ตัดตกลงพื้น 58
รูปที่ 2.66 เป็นลักษณะการเกิดอันตรายอีกแบบหนึ่งที่เกิดจากการที่เรา 59
ได้ติดแผ่น Plate ไว้แล้วที่ตัวผู้ป่วยขณะยังไม่ได้จี้ตัดด้วยไฟฟ้า
รูปที่ 2.67 เป็นอีกลักษณะหนึ่งที่จะทำให้ตัวผู้ป่วยเกิดรอยไหม้ 59
รูปที่ 3.1 แสดงบล็อกไดอะแกรมสำหรับการประมวลผลสัญญาณที่ใช้ในการทดลอง 69
รูปที่ 3.2 วงจรทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 70
รูปที่ 3.3 วงจรกรองสัญญาณความถี่สูง 71
รูปที่ 3.4 วงจรกรองขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส 72
รูปที่ 3.5 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ 72
รูปที่ 3.6 การเข้าสู่โปรแกรม ISIS 7 Professional 73
รูปที่ 3.7 ค้นหาอุปกรณ์ที่จะใช้ในการออกแบบวงจร 74

รูป หน้า

รูปที่ 3.8 ส่วนประกอบสำคัญของหน้าต่าง Pick Devices 76
รูปที่ 3.9 เลือก AD620 มาใช้ในการออกแบบวงจร 76
รูปที่ 3.10 เลือก UA741 มาใช้ในการออกแบบวงจร 77
รูปที่ 3.11 เลือก CONN-SIL1 มาใช้แทนแหล่งจ่ายไฟในวงจร 77
รูปที่ 3.12 เลือก CONN-SIL2 ใช้แทน Inputและ Output ในวงจร 78
รูปที่ 3.13 เลือก MINRES1K ใช้แทน R = 1 kΩ ในวงจร 78
รูปที่ 3.14 เลือก MINRES5K6 ใช้แทน R = 5.6 kΩ ในวงจร 79
รูปที่ 3.15 เลือก MINRES10K ใช้แทน R = 10 kΩ ในวงจร 79
รูปที่ 3.16 เลือก MINELECT1U63V ใช้แทน C = 1μF ในวงจร 80
รูปที่ 3.17 เลือก MINELECT1U63V ใช้แทน C = 1000μF ในวงจร 80
รูปที่ 3.18 การวางอุปกรณ์บนพื้นที่ออกแบบ 81
รูปที่ 3.19 วางอุปกรณ์ทั้งหมดที่จะใช้ในการออกแบบ 81
รูปที่ 3.20 การกำหนดค่าให้กับอุปกรณ์ 82
รูปที่ 3.21 เริ่มต้นการเชื่อมต่อสายสัญญาณ 83
รูปที่ 3.22 เชื่อมต่อสายสัญญาณครบทั้งวงจร 83
รูปที่ 3.23 แปลงไฟล์ PCB เพื่อเข้าสู่โปรแกรม ARES Professional 84
รูปที่ 3.24 เข้าสู่โปรแกรม ARES Professional 84
รูปที่ 3.25 วางอุปกรณ์ในพื้นที่ทำงานเพื่อทำการออกแบบ 85
รูปที่ 3.26 วางอุปกรณ์จนครบ 85
รูปที่ 3.27 เริ่มต้นทำแผ่น PCB 86
รูปที่ 3.28 จะได้ขนาดของแผ่น PCB ตามที่ต้องการ 86
รูปที่ 3.29 ออกแบบลายทองแดงหน้าเดียว 87
รูปที่ 3.30 หาเส้นทางแบบอัตโนมัติ 87
รูปที่ 3.31 Begin Routing เพื่อเริ่มต้นหาเส้นทางแบบอัตโนมัติ 88
รูปที่ 3.32 กำหนดค่าการออกแบบลายทองแดง 89

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รูป หน้า

รูปที่ 3.33 ทำเส้นลายทองแดงให้มีมุม 45 องศา 89
รูปที่ 3.34 เส้นทางการเดินของลายทองแดงเมื่อออกแบบเสร็จแล้ว 90
รูปที่ 3.35 การดูภาพ 3 มิติของวงจรที่ออกแบบ 90
รูปที่ 3.36 แสดง Top View ของวงจร 91
รูปที่ 3.37 แสดง Front View ของวงจร 91
รูปที่ 3.38 แสดง Back View ของวงจร 92
รูปที่ 3.39 ตั้งค่าการในการแปลงไฟล์ PCB เป็นไฟล์รูปภาพที่มีนามสกุล BMP 93
รูปที่ 3.40 ไฟล์รูปภาพนามสกุล BMP 93
รูปที่ 3.41 การพิมพ์ลายวงจร 94
รูปที่ 3.42 วัสดุทดแทนที่จะนำมาทำเป็นอิเล็กโทรด 95
รูปที่ 3.43 แผ่น Fixomull stretch ขนาด 4x4 cm 95
รูปที่ 3.44 เจาะแผ่น Fixomull stretch ให้เป็นวงกลม 96
รูปที่ 3.45 แผ่น Fixomull stretch ที่ถูกตัดเป็นวงกลมหรือสี่เหลี่ยมเรียบร้อยแล้ว 96
รูปที่ 3.46 ตัดแผ่นทองแดงด้านข้าง ซ้าย-ขวา 97
รูปที่ 3.47 ม้วนทองแดงแต่ละด้าน (ซ้าย-ขวา) เข้ามาให้เป็นวงกลมหรือสี่เหลี่ยม 97
รูปที่ 3.48 ตัดแผ่นทองเหลืองด้านข้าง ซ้าย-ขวา 98
รูปที่ 3.49 อุปกรณ์ที่จะใช้ทำหัวอิเล็กโทรด 98
รูปที่ 3.50 สำลีสำหรับปิดหน้าตัดอุปกรณ์ 99
รูปที่ 3.51 นำแผ่น Fixomull stretch แกะกระดาษข้างหลังออก 99
รูปที่ 3.52 นำวัสดุที่จะใช้แทนหัวอิเล็กโทรดใส่ลงไปในวงกลมหรือสี่เหลี่ยมที่ตัด 100
รูปที่ 3.53 นำสำลีปิดทับหน้าตัดวัสดุนั้น 100
รูปที่ 3.54 นำกระดาษที่แกะออกมาปิดเข้าที่เดิม 101
รูปที่ 3.55 อิเล็กโทรดที่ทำจากวัสดุทดแทนทั้งหมด 101
รูปที่ 4.1 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดของ 3M โดยใช้ออสซิลโลสโคป 103

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รูป หน้า

รูปที่ 4.2 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดของ 3M โดยใช้เครื่อง ECG Monitor 103

รูปที่ 4.3 การติดอิเล็กโทรด 3M กับ อิเล็กโทรดของโรงพยาบาลมหาราช บริเวณแขนขวา และขาซ้าย (Lead II) 104

รูปที่ 4.4 กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการเปรียบเทียบ อิเล็กโทรดของ 3M กับ อิเล็กโทรดของโรงพยาบาลมหาราช โดยเครื่อง ECG Monitor 105

รูปที่ 4.5 การติดวัสดุทดแทนที่นำตะปูมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด ที่แขนขวา และขาซ้าย 107

รูปที่ 4.6 การติดวัสดุทดแทนที่นำน็อตขาวมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด ที่แขนขวา และขาซ้าย 108

รูปที่ 4.7 การติดวัสดุทดแทนที่นำน็อตดำมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด ที่แขนขวา และขาซ้าย 108

รูปที่ 4.8 การติดวัสดุทดแทนที่นำแผ่นทองแดงมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด ที่แขนขวา และขาซ้าย 109

รูปที่ 4.9 การติดวัสดุทดแทนที่นำแผ่นทองเหลืองมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด ที่แขนขวา และขาซ้าย 109

รูปที่ 4.10 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดของ 3M โดยใช้ออสซิลโลสโคป 110

รูปที่ 4.11 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดของโรงพยาบาลมหาราช โดยใช้ออสซิลโลสโคป 110

รูปที่ 4.12 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดที่ทำจากน็อตดำ โดยใช้ออสซิลโลสโคป 111

รูปที่ 4.13 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดที่ทำจากทองเหลือง โดยใช้ออสซิลโลสโคป 111

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รูป หน้า

รูปที่ 4.14 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดที่ทำจากทองแดง โดยใช้ออสซิลโลสโคป 112

รูปที่ 4.15 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดที่ทำจากน็อตขาว โดยใช้ออสซิลโลสโคป 112

รูปที่ 4.16 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดที่ทำจากตะปู โดยใช้ออสซิลโลสโคป 113

รูปที่ 4.17 การติดอิเล็กโทรดของ 3M กับวัสดุทดแทนที่นำทำเป็นหัวอิเล็กโทรด ที่บริเวณเหนือข้อมือทั้งสองข้าง และขาซ้าย 115

รูปที่ 4.18 กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการเปรียบเทียบอิเล็กโทรด ของ 3M กับ วัสดุทดแทนที่นำตะปูมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด โดยเครื่อง ECG Monitor 116

รูปที่ 4.19 กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการเปรียบเทียบอิเล็กโทรด ของ 3M กับ วัสดุทดแทนที่นำน็อตขาวมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด โดยเครื่อง ECG Monitor 117

รูปที่ 4.20 กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการเปรียบเทียบอิเล็กโทรด ของ 3M กับ วัสดุทดแทนที่นำน็อตดำมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด โดยเครื่อง ECG Monitor 118

รูปที่ 4.21 กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการเปรียบเทียบอิเล็กโทรด ของ 3M กับ วัสดุทดแทนที่นำแผ่นทองแดงมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด โดยเครื่อง ECG Monitor 119

รูปที่ 4.22 กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการเปรียบเทียบอิเล็กโทรด ของ 3M กับ วัสดุทดแทนที่นำแผ่นทองเหลืองมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด โดยเครื่อง ECG Monitor 120

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รูป หน้า

รูปที่ 4.23 กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการเปรียบเทียบอิเล็กโทรด ของ 3M กับ วัสดุทดแทนที่นำกระดุมเหล็กมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด โดยเครื่อง ECG Monitor 121

รูปที่ 4.24 กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการเปรียบเทียบอิเล็กโทรด ของ 3M กับ วัสดุทดแทนที่นำหัวหมุดมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด โดยเครื่อง ECG Monitor 122

รูปที่ 5.1 Fixomull Stretch 124

รูปที่ 5.2 แผ่นทองแดง 126

รูปที่ 5.3 แผ่นทองเหลือง 127

รูปที่ 5.4 น็อตขาว 129

รูปที่ 5.5 น็อตดำ 129

รูปที่ 5.6 ตะปู 130

รูปที่ 5.7 กระดุมเหล็กตัวผู้ 131

รูปที่ 5.8 การใช้หัว Snap ติดอิเล็กโทรดที่ทำจากวัสดุทดแทน 133

รูปที่ 5.9 วัสดุทดแทนที่นำ ตะปู น็อตขาว น็อตดำ แผ่นทองแดง และแผ่นทองเหลือง มาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด 134

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สารบัญตาราง

ตาราง หน้า

ตารางที่ 2.1 ปริมาณกระแสไฟฟ้าและผลที่มีต่อร่างกาย 62
ตารางที่ 2.2 ความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณกระแสไฟฟ้ากับระยะเวลาที่กระแสไฟฟ้าไหลผ่านร่างกาย 63
ตารางที่ 2.3 แสดงถึงค่าความต้านทานตามส่วนต่างๆ ของร่างกาย 63
ตารางที่ 3.1 แสดงส่วนประกอบต่างๆที่สำคัญของหน้าต่าง Pick Devices 74
ตารางที่ 3.2 แสดงการเลือกอุปกรณ์ที่จะนำมาใช้ในการออกแบบวงจร 75
ตารางที่ 4.1 แสดงค่า %error ของวัสดุต่างๆ ที่ใช้ทำอิเล็กโทรด 114
ตารางที่ 5.1 ตารางสรุปราคาวัสดุทดแทนที่นำมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด 132

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ความเป็นมา

การตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณชีพในระหว่างผ่าตัด เป็นหน้าที่สำคัญที่สุดอย่างหนึ่งของผู้ให้ยาระงับความรู้สึก เพื่อช่วยระวังรักษาให้การทำงานทุกระบบของผู้ป่วยอยู่ในสภาพที่เหมาะสม หรือดีที่สุด หวังผลให้ผู้ป่วยฟื้นสู่สภาวะปกติ หรือใกล้เคียงปกติเมื่อสิ้นสุดการให้ยาระงับความรู้สึก การเฝ้าระวังระบบการทำงานต่างๆของร่างกายได้แก่ ระบบไหลเวียนเลือด ระบบหายใจ และระบบประสาท ซึ่งการเฝ้าระวังการทำงานของการไหลเวียนเลือด มีดังนี้คือ การติดตามการทำงานของชีพจร ความดันโลหิต และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็นมาตรฐานการเฝ้าระวังในผู้ป่วย ในการติดตามการทำงานของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น จะมีการใช้แผ่นอิเล็กโทรด 3 แผ่นต่อผู้ป่วยหนึ่งรายในการอ่านและแสดงผลผ่านจอ Monitor ซึ่งแผ่นอิเล็กโทรดสามารถนำมาใช้ใหม่ได้แต่เสี่ยงต่อการติดเชื้อที่ผิวหนัง โดยแผ่นอิเล็กโทรดเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ใช้ในโรงพยาบาล และได้มีการสั่งซื้อจากบริษัท 3M ซึ่งมีราคาแพง เพื่อลดต้นทุนค่าใช้จ่ายของการใช้แผ่นอิเล็กโทรดดังกล่าว กลุ่มงานการพยาบาลวิสัญญีจึงมีแนวคิดในการนำอิเล็กโทรดกลับมาใช้ใหม่ โดยการเก็บหัวอิเล็กโทรดอันเก่าไว้และเปลี่ยนแผ่น อิเล็กโทรด ที่ติดกับตัวผู้ป่วยใหม่ แล้วนำมาทดลองใช้พบว่า ประสิทธิภาพในการแสดงผลบนจอ Monitor ได้ใกล้เคียงกับการแสดงผลของแผ่น อิเล็กโทรด ของบริษัท 3M แต่ทั้งนี้ยังมีข้อจำกัดบางอย่างของแผ่นอิเล็กโทรดที่นำกลับมาใช้ใหม่ ดังนั้นจึงได้จัดทำโครงงานนี้ขึ้นมา เพื่อตรวจสอบคุณภาพสัญญาณของแผ่นวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้วงจรทดสอบที่สร้างขึ้นเองกับเครื่องตรวจสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พร้อมทั้งจัดหาวัสดุทดแทนหัว อิเล็กโทรด แต่อย่างไรก็ตาม โครงงานนี้จัดทำขึ้นโดยใช้งบประมาณและต้นทุนที่ประหยัด อุปกรณ์หาซื้อได้ง่ายตามท้องตลาดทั่วไป และอุปกรณ์ที่นำมาใช้ต้องมีประสิทธิภาพอีกด้วย โดยโครงงานนี้ได้รับมาจากโรงพยาบาลมหาราช จังหวัดนครราชสีมา ทางโรงพยาบาลมหาราชได้ขออนุญาตส่งปัญหาที่พบมาให้อาจารย์ และนักศึกษามหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี เพื่อเปรียบเทียบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากแผ่น อิเล็กโทรดของบริษัท 3M กับแผ่นอิเล็กโทรดที่นำกลับมาใช้ใหม่ และหาวัสดุที่สามารถใช้ทดแทนหัว อิเล็กโทรดที่มีราคาถูก

1.2 วัตถุประสงค์

1.2.1 เพื่อสร้างวงจรทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยแสดงผลผ่านออสซิลโลสโคป

1.2.2 เพื่อเปรียบเทียบคุณภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างแผ่น อิเล็กโทรดของบริษัท 3M และแผ่นอิเล็กโทรดที่นำกลับมาใช้ใหม่

1.2.3 เพื่อทดสอบคุณภาพสัญญาณจากวงจรที่สร้างขึ้นกับเครื่องตรวจสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากศูนย์ปฏิบัติการทางการแพทย์ และสาธารณสุข มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

1.2.4 เพื่อเปรียบเทียบว่าวัสดุชนิดใดเหมาะสมที่จะนำมาทดแทนหัว อิเล็กโทรด ให้มีประสิทธิภาพในการแสดงผลบนจอมอนิเตอร์และออสซิลโลสโคป

1.2.5 เพื่อนำความรู้จากภาคทฤษฎีไปใช้ในภาคปฏิบัติ

1.3 ขอบเขตงาน

1.3.1 การติด ECG Electrode แบบที่ใช้กับวงจรทดสอบ จะใช้การติดแบบ Lead II เท่านั้น (เป็นความต่างศักย์ระหว่างเท้าซ้ายกับแขนขวา)

1.3.2 วงจรทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยจะแสดงผลผ่านออสซิลโลสโคป

1.3.3 สถานที่ที่ใช้ตรวจสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้วงจรทดสอบต้องมีระบบกราวนด์ที่ดี เพราะสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับ 220V 50Hz สามารถรบกวนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจขณะทดสอบได้

1.4 ขั้นตอนการดำเนินงาน

1.4.1 ทำการศึกษาในเรื่องที่เกี่ยวข้องกับหัวข้อที่จะทำโครงงาน และ ค้นหาวงจรทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ รวมทั้งวางแผนการทำงาน

1.4.2 ศึกษาโปรแกรม Proteus เพื่อใช้ในการออกแบบลายวงจรพิมพ์

1.4.3 จัดซื้ออุปกรณ์ที่ใช้ในการดำเนินงาน และศึกษาการใช้งานของตัวอุปกรณ์จากคู่มือ

1.4.4 ทดสอบการทำงานของวงจรทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยใช้อิเล็กโทรดของบริษัท 3M และวัสดุทดแทนหัวอิเล็กโทรด

1.4.5 ตรวจสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้อิเล็กโทรดของ 3M และวัสดุทดแทนหัวอิเล็กโทรด ซึ่งจะใช้ ECG Monitor เป็นเครื่องตรวจสอบ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

1.4.6 รวบรวมข้อมูลและขั้นตอนการทำงานทั้งหมดเพื่อจัดทำเอกสารและนำเสนอโครงงาน

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.5.1 ได้เรียนรู้การทำแผ่นวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (แผ่นอิเล็กโทรด)

1.5.2 ได้เรียนรู้การใช้งานแผ่นวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (แผ่นอิเล็กโทรด)

1.5.3 ได้เรียนรู้การอ่านกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1.5.4 ได้เรียนรู้ว่าอุปกรณ์ใดที่เหมาะสมต่อการนำมาเป็นหัวอิเล็กโตรด

1.5.5 ได้แผ่นอิเล็กโทรดที่มีราคาถูกเพื่อลดค่าใช้จ่ายของโรงพยาบาลมหาราช

1.5.6 ได้เรียนรู้การสร้างลายวงจรพิมพ์ด้วยโปรแกรม Proteus

1.5.7 ได้เรียนรู้หลักการในการออกแบบวงจรทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1.5.8 ได้เรียนรู้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต่างๆ

1.5.9 ได้เรียนรู้การทำงานเป็นกลุ่ม และได้นำเอาความรู้ที่ได้จากภาคทฤษฎีมาประยุกต์ใช้ในการปฏิบัติจริง

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง

2.1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG)

2.1.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG) เป็นกระบวนการนำไฟฟ้าภายในเซลล์ จึงเกิดการกระตุ้นในกล้ามเนื้อหัวใจทำให้เกิดการหดตัวและคลายตัวเป็นจังหวะตามที่ถูกกระตุ้น ทำให้หัวใจสามารถขยายตัวรับเลือดและหดตัวสูบฉีดเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆทั่วร่างกายได้ โดยผนังจากเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจซึ่งมีคุณสมบัติพิเศษทางไฟฟ้าที่สามารถทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์และภายในเซลล์แตกต่างกันได้

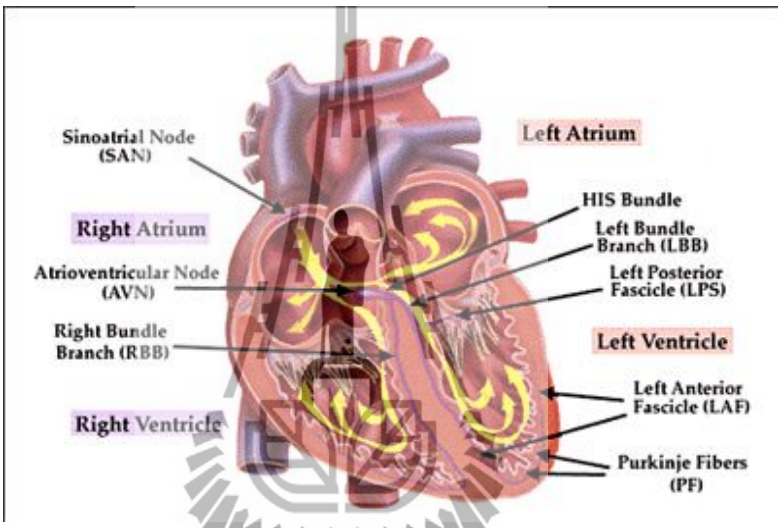
2.1.1.1 โครงสร้างการทำงานของหัวใจ

หัวใจประกอบด้วยเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจเป็นส่วนใหญ่จัดตัวสานกันเป็นห้องสี่ห้อง ได้แก่ หัวใจสองห้องบน (Atrium) และหัวใจสองห้องล่าง (Ventricle) ผนังของหัวใจห้องบนจะบางยืดขยายได้ง่าย ทำให้รับเลือดที่กลับสู่หัวใจได้แม้เพียงความดันเลือดต่ำๆเลือดจากร่างกายจะไหลกลับสู่หัวใจทางหลอดเลือดดำใหญ่ด้านบน (Superior Vena Cava) และด้านล่าง (Inferior Vena Cava) เข้าหัวใจห้องบนขวาผ่านลิ้นกั้นหัวใจไตรคัสปิด (Tricuspid Valve) เข้าสู่หัวใจห้องล่างขวาผ่านลิ้นหัวใจพัลโมนารี่ (Pulmonary Valve) เข้าสู่ปอดทางหลอดเลือดแดง (Pulmonary Arteries) เพื่อแลกเปลี่ยนออกซิเจนและขจัดคาร์บอนไดออกไซด์ที่ปอดเลือดจากปอดซึ่งเป็นเลือดดีจะไหลกลับเข้าสู่หัวใจห้องบนซ้ายผ่านทางเส้นเลือดดำ (Pulmonary Veins) ผ่านลิ้นหัวใจไมตรัล (Mitral)เข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้ายซึ่งมีผนังกล้ามเนื้อที่หนาเพราะต้องบีบตัวเพื่อเอาชนะความดันในหลอดเลือดแดงใหญ่โดยจะสูบฉีดเลือดเข้าสู่หลอดเลือดแดงใหญ่กระจายไปสู่อวัยวะต่างๆของร่างกาย

2.1.1.2 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจเกิดจาก การที่เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจทำหน้าที่เป็นจุดเริ่มต้นของกระบวนการนำไฟฟ้าอยู่ภายในเซลล์ การกระตุ้นในกล้ามเนื้อหัวใจทำให้เกิดการหดตัวและคลายตัวเป็นจังหวะตามที่ถูกกระตุ้นทำให้หัวใจสามารถขยายตัวรับเลือด และหดตัวสูบฉีดเลือดออกไป

เลี้ยงส่วนต่างๆ ทั่วร่างกายได้ โดยผนังจากเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจซึ่งมีคุณสมบัติพิเศษทางไฟฟ้าที่สามารถทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์ และภายในเซลล์แตกต่างกันได้ โดยการที่ศักย์ไฟฟ้ามีการเปลี่ยนแปลงเนื่องจากมีการแลกเปลี่ยนเกลือแร่ (Na^+และ K^+) ระหว่างภายใน และภายนอกเซลล์ การเกิดศักย์ไฟฟ้านั้นเริ่มจากตำแหน่งส่วนบนสุดของหัวใจ เรียกว่า SA node แล้วกระจายไปทุกทิศทางของหัวใจห้องบน และมาสิ้นสุดที่ AV node โดยมีลำดับดังนี้ (ดูรูปที่ 2.1 ประกอบ) SN (sinoatrial node) → AVN (artial ventricular node) → HB (bundle of His) → BB= bundle branch (LBB หรือ RBB) → PF (Purkinje fiber)



รูปที่ 2.1ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าหัวใจ

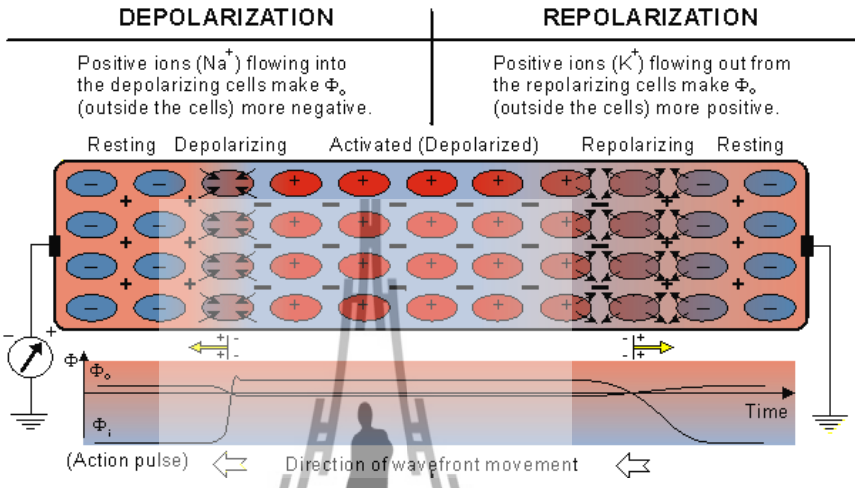
2.1.1.3 กระบวนการโพลาไรซ์ ดีโพลาไรซ์ และรีโพลาไรซ์

การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นเกิดจากกระบวนการ 3 อย่าง นั่นคือ โพลาไรซ์ ดีโพลาไรซ์ และรีโพลาไรซ์ ดังรูปที่ 2.2 ซึ่งเกี่ยวข้องกับการแลกเปลี่ยน Na^+และ K^+ดังนี้

1 . กระบวนการโพลาไรซ์ (Polarization)เกิดขณะเซลล์อยู่ในระยะพักตัว ซึ่งโดยปกติภายในเซลล์จะมีปริมาณ Na^+สูง และ K^+ ต่ำ ซึ่งตรงข้ามกับภายนอกเซลล์ระยะนี้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะต่ำประมาณ -60 ถึง -100 มิลลิโวลต์ ศักย์ไฟฟ้าภายนอกจะสูงกว่าและมีค่าเป็นบวก แต่ยังไม่มีการแลกเปลี่ยนไอออนระหว่างภายในและภายนอกเซลล์

2. กระบวนการดีโพลาไรซ์ (Depolarization)เกิดขึ้นเมื่อเซลล์ที่อยู่ในสภาวะโพลาไรซ์ได้รับการกระตุ้นเนื่องจากธรรมชาติ หรือการกระตุ้นเทียม ทำให้ Na^+ ภายนอกเซลล์ซึ่งมีปริมาณมากกว่าเกิดการถ่ายเทเข้ามาภายในเซลล์ ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในสูงขึ้นประมาณ +20 มิลลิโวลต์ และศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์ลดลง

3.กระบวนการรีโพลาไรซ์ (Repolarization)เกิดขึ้นเมื่อเซลล์ที่อยู่ในสภาวะดีโพลาไรซ์ ซึ่งมีศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์สูง ทำให้ K^+ ซึ่งมีจำนวนมากซึมผ่านออกนอกศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์ก็จะค่อยๆ ลดลง และกลับเข้าสู่สภาวะโพลาไรซ์



รูปที่ 2.2กระบวนการดีโพลาไรซ์ และรีโพลาไรซ์

2.1.1.4 ความสัมพันธ์ของหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่มีพลังมากที่สุดของร่างกายทำหน้าที่คล้ายเครื่องกำเนิดไฟฟ้าขนาดเล็กที่มีเซลล์พิเศษทำหน้าที่เป็นจุดเริ่มต้นของกระบวนการทางไฟฟ้าอยู่ภายในสามารถปล่อยกระแสไฟฟ้าแผ่กระจายทั่วหัวใจทำให้เกิดเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ กระบวน การไฟฟ้าดังกล่าวนี้จะกระตุ้นทำให้หัวใจสามารถขยายตัวรับเลือดและหดตัวสูบฉีดเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ทั่วร่างกายได้เซลล์ของหัวใจนี้สามารถแบ่งตามคุณสมบัติทางสรีรวิทยาไฟฟ้า (Electrophysiology) เป็น 3 ประเภทดังนี้

ประเภทที่ 1ตัวกำเนิดสัญญาณกระตุ้น (Pacemaker Cell) ทำหน้าที่ให้กำเนิดจังหวะการเต้นของหัวใจทำให้เกิดจุดกำเนิดไฟฟ้าและจุดเริ่มต้นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ประเภทที่ 2เป็นเซลล์พิเศษทำหน้าที่นำคลื่นไฟฟ้าให้สามารถแผ่กระจายไปทั่วหัวใจ

ประเภทที่ 3เป็นเซลล์กล้ามเนื้อทำหน้าที่หดตัวเมื่อได้รับการกระตุ้นจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ผนังหุ้มเซลล์หัวใจมีคุณสมบัติพิเศษทางไฟฟ้าที่ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์และภายในเซลล์ต่างกันได้เช่นในระยะที่เซลล์พักตัว (Polarization) ภายในเซลล์มีศักย์ไฟฟ้าต่ำ

-60ถึง -100 มิลลิโวลต์และระยะที่เซลล์ได้รับการกระตุ้น (Depolarization) ศักย์ไฟฟ้าจะสูงขึ้นถึง +20มิลลิโวลต์การที่มีศักย์ไฟฟ้าแตกต่างกันนี้เกิดจากความแตกต่างของความเข้มข้นของสารเกลือแร่เช่นโซเดียมโปแตสเซียมที่อยู่ภายนอกและภายในเซลล์ปกติภายในเซลล์มีโปแตสเซียมสูงสารเกลือแร่เหล่านี้จะซึมผ่านเข้าออกเซลล์เป็นระยะๆทำให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงตลอดเวลาระยะใดที่ศักย์ไฟฟ้าของเซลล์ลดต่ำลงมากเซลล์จะตอบสนองเมื่อถูกกระตุ้น โดยโซเดียมภายนอกเซลล์จะเข้าสู่ภายในเซลล์อย่างรวดเร็วทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วด้วยต่อมาศักย์ไฟฟ้าจะค่อยๆลดลงเพราะมีสารโปแตสเซียมซึมออกไปจากเซลล์ ตามด้วยสารโซเดียมถูกขับออกนอกเซลล์จนในที่สุดศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะลดต่ำลง จนสามารถตอบสนองต่อการกระตุ้นได้อีก ปรากฏการณ์เช่นนี้เกิดขึ้นเป็นจังหวะต่อเนื่องทำให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงขึ้นลงลักษณะคล้ายคลื่นซึ่งสามารถบันทึกได้ เรียกว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)

2.1.2 หลักการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.1.2.1 รูปแบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีความสูงสูงสุดอยู่ประมาณ 1 mV เท่านั้น ในการที่จะขยายสัญญาณจำเป็นต้องใช้ amplifier ที่มีกำลังขยายสูง

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถวัดได้ด้วยวิธีการนำอิเล็กโทรด (Electrode) มาติดบริเวณร่างกายเพื่อตรวจจับคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังนั้นตำแหน่งที่ตรวจวัดจึงมีความสำคัญมากเพราะการเปลี่ยนตำแหน่งของอิเล็กโทรดจะทำให้สัญญาณ ECG ที่ได้เปลี่ยนแปลงไปด้วยในการตรวจวัดตามตำแหน่งต่างๆเราเรียกว่า Lead โดยแต่ละ Lead เกิดจากการวางอิเล็กโทรดซึ่งเป็นขั้วบวกและขั้วลบไว้ในที่ต่างๆบนร่างกายแต่โดยหลักปฏิบัติสากลกำหนดการวัดไว้ 12 Lead คือ

Lead I, Lead II, Lead III

Lead aVR, Lead aVL, LeadaVF

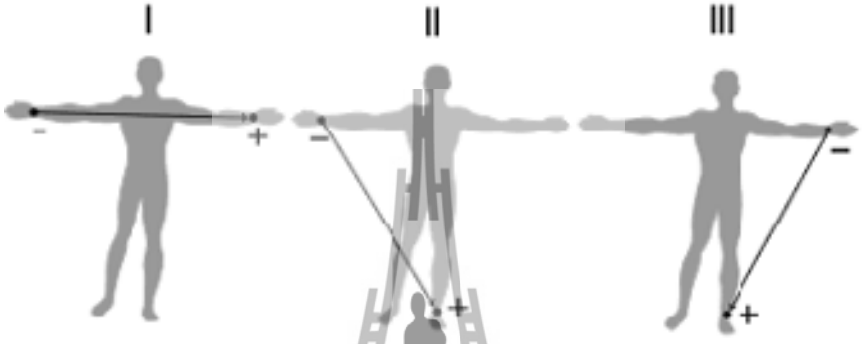
Lead V1, V2, V3, V4, V5, V6

ตามมาตรฐาน Lead I, II, III และ Lead aVR, aVL, aVFเป็น Lead ที่วางอยู่ในบริเวณด้านหน้าของร่างกายหรือหัวใจส่วน Lead V1-V6 จะวางอยู่ในส่วนตามแนวนอนของร่างกายโดยแบ่งรูปแบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แตกต่างกัน 3 แบบดังนี้

1. วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead (Bipolar Limb Lead)

วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead เป็นต้นแบบการติดขั้วอิเล็กโทรดเป็นวิธีที่ค้นพบโดยวิลเลียมไอโธเฟ่น (ค.ศ.1860-1927) ซึ่งเป็นศาสตราจารย์ทางด้านสรีรวิทยาอยู่

มหาวิทยาลัยไลน์เดนจากการทดลองไอโธเฟ่นพบว่าการติดขั้วอิเล็กโทรดที่ทำให้คลื่นไฟฟ้ามีขนาดสูงพอที่จะบันทึกได้นั้นจะต้องติดอิเล็กโทรดในตำแหน่งไหล่ขวาไหล่ซ้ายและบริเวณกระดูกหัวเหน่า เมื่อลากเส้นตรงผ่านจุดทั้งสามนี้จะได้ในรูปสามเหลี่ยมเรียกสามเหลี่ยมโธเฟ่นแต่เพื่อความสะดวกจะใช้ตำแหน่งของแขนขวาแทนไหล่ขวาแขนซ้ายแทนไหล่ซ้ายและขาซ้ายแทนบริเวณกระดูกหัวเหน่าโดยใช้อิเล็กโทรดติดที่ขาขวาเพื่อต่อกับสายดิน



รูปที่ 2.3ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบมาตรฐาน

จากรูปที่2.3 แสดงตำแหน่งในการติดอิเล็กโทรดตามมาตรฐานจะเป็นวิธีการวัดความต่างศักย์ระหว่างจุด 2 จุดด้วยกันและอิเล็กโทรดที่จุดหนึ่งจะเป็นขั้วบวกอิเล็กโทรดที่อีกจุดหนึ่งเป็นขั้วลบดังนั้นเราจึงอาจเรียก Lead ที่ได้จากการวางอิเล็กโทรดเช่นนี้ว่า standard limp lead แต่เนื่องจากอิเล็กโทรดทั้ง 2 ขั้วนี้จะต้องวางอยู่บนแขน 2 ข้างหรือแขนกับขาเราจึงอาจเรียก Lead ที่ได้ว่าเป็น bipolar limb lead

Lead Iเป็นความต่างศักย์ระหว่างแขนซ้ายกับแขนขวา (LA – RA)

Lead IIเป็นความต่างศักย์ระหว่างเท้าซ้ายกับแขนขวา (LL – RA)

Lead IIIเป็นความต่างศักย์ระหว่างเท้าซ้ายกับแขนซ้าย (LL – LA)

เมื่อ RA = ศักย์ไฟฟ้าที่แขนขวา, LA = ศักย์ไฟฟ้าที่แขนซ้าย, LL = ศักย์ไฟฟ้าที่ขาซ้าย

2. วิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead (Augmented Lead)

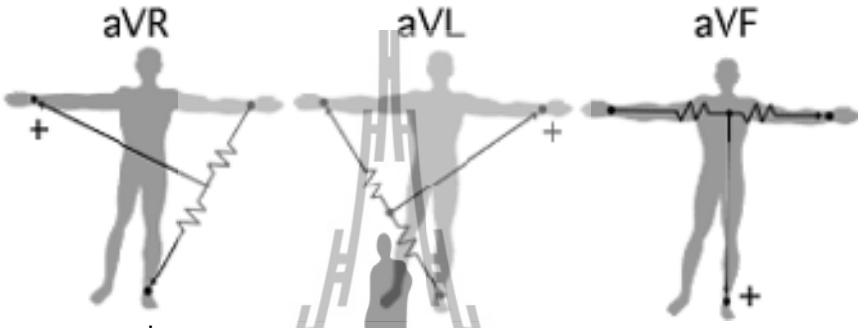
วิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead เป็นการวัดค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ตำแหน่งเดียวกับแบบ Standard Limb Lead โดยใช้วิธีการวัดทั้ง 3 จุดโดยเปรียบเทียบจุดหลักกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้ากับจุดที่เหลือโดยเทียบกับอิเล็กโทรดอ้างอิงซึ่งถือว่าศักย์ไฟฟ้าเป็นศูนย์โวล ต์เรียกว่าเอกซ์โพลริ่งอิเล็กโทรด (Exploring Electrode) มีตำแหน่งมาตรฐานแบ่งได้เป็น 3 Lead คือ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

Lead aVRใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกวางที่แขนขวาเปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนซ้ายกับขาซ้าย

Lead aVLใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกวางที่แขนซ้ายเปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนขวากับขาซ้าย

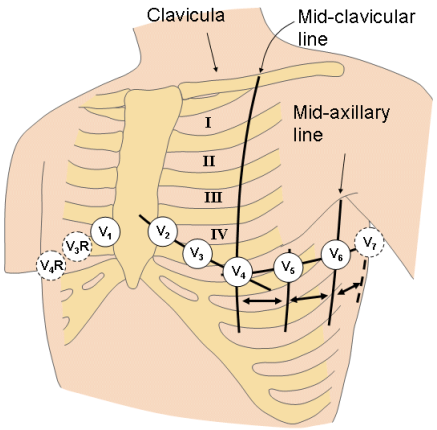
Lead aVF ใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกที่ขาซ้ายเปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนขวากับแขนซ้าย



รูปที่ 2.4 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบUnipolar Limb Lead

3. วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead (Unipolar Percordial Lead)

วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงไฟฟ้าโดยใช้อิเล็กโทรดบันทึก (Exploring Electrode, ขั้วบวก) วางบนตำแหน่งผนังบริเวณทรวงอกโดยเปรียบเทียบกับตำแหน่งศูนย์ซึ่งตำแหน่งศูนย์ทำได้โดยนำขั้วไฟฟ้าที่วางตำแหน่งแขนขวาแขนซ้ายและขาซ้ายมารวมกันสามารถวัดศักย์ได้ 6 ตำแหน่งคือ V1, V2, V3, V4, V5 และ V6 โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้เป็นการดูหัวใจด้าน Horizontal Plane



รูปที่ 2.5 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบUnipolar Chest Lead

จากรูปที่2.5 แสดงตำแหน่งที่วางอิเล็กโทรดทั้ง 6 ตำแหน่งดังนี้

Lead V1วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 4 และที่ 5 ชิดกระดูกหน้าอกด้านขวา

Lead V2วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 1 และที่ 5 ชิดกระดูกหน้าอกด้านซ้าย

Lead V3วางตำแหน่งระหว่าง V2 และ V4

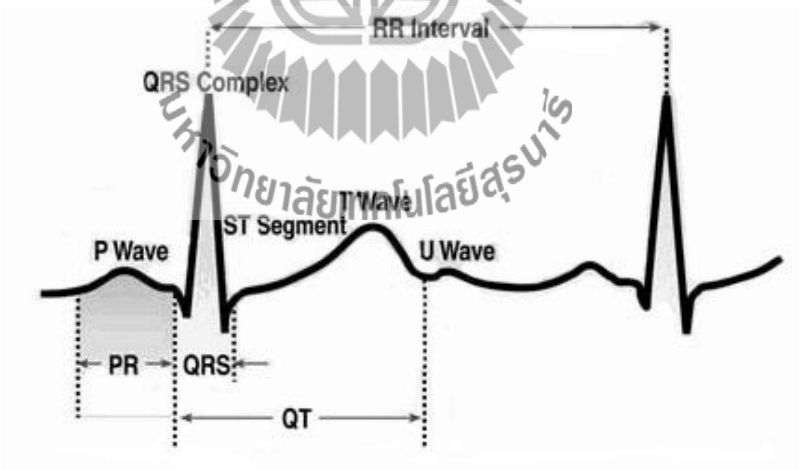
Lead V4วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 4 และที่ 5 แนวMedclavicalar Line

Lead V5วางตำแหน่งเดียวกับระดับ V4 แต่ตรงแนว Anterior Axillary Line

Lead V6วางตำแหน่งเดียวกับระดับ V5 แต่ตรงแนวMidaxillary Line

2.1.3 การแปลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจคือการบันทึกหน้าที่การทำงานของหัวใจซึ่งสามารถบันทึกได้ตั้งแต่ก่อนการบีบตัวของหัวใจไปจนถึงการคลายตัวของหัวใจในแต่ละครั้งกราฟจากการบันทึกจะเกิดขึ้นเป็นจังหวะมีความถี่เท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจ



รูปที่ 2.6 ลักษณะองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ

จากรูปที่2.6 แสดงองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติประกอบด้วยคลื่น P, QRS และ T ที่จะนำมาใช้ประโยชน์ในการแปลความหมายการทำงานของหัวใจดังนั้นกราฟที่ได้จากการบันทึกต้องสามารถบ่งบอกถึงช่วงเวลาการเปลี่ยนแปลงของคลื่นซึ่งจะถูกนำมาใช้ทาง

การแพทย์ในการแปลความหมายของสัญญาณโดยการเทียบกับช่วงเวลาที่เป็นค่ามาตรฐานเพื่อนำมาใช้ในการตรวจสัญญาณจะทำให้ทราบความผิดปกติของหัวใจในแต่ละอาการได้

2.1.3.1 ลักษณะของกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ลักษณะของกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบด้วยคลื่นย่อย 4 คลื่นดังนี้

1. คลื่น P (P Wave)แสดงถึงผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิดกระบวนการดีโพลาไรซ์ที่หัวใจห้องบนทั้งสองห้องเนื่องจากผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนไม่หนานักจึงเห็นรูปคลื่นไฟฟ้าไม่สูงนักไม่เกิน 0.3 มิลลิโวลต์และใช้เวลาไม่เกิน 0.11 วินาทีในคนปกติเมื่อบันทึก 12 Lead มาตรฐานจะได้Positive Deflection ใน Lead II, AVL, AVF และ V1 – V6 เพราะทิศทางของการดีโพลาไรเซชันวิ่งเข้าหาขั้วบวกของอิเล็กโทรดและจะบันทึกได้ Negative Deflection ในLead III, V1 – V2 อาจบันทึกได้ในลักษณะหัวตั้งหรือหัวกลับ

2. คลื่น QRS (QRS Complex)คลื่น QRS แสดงถึงการเกิดกระบวนการดีโพลาไรซ์ที่หัวใจห้องล่างทั้งสองห้องซึ่งหมายถึงเวลาที่ใช้ในการดีโพลาไรซ์ผ่านผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งสองและเนื่องจากผนังหัวใจห้องล่างแต่ละห้องหนาไม่เท่ากันจึงทำให้บันทึกได้ QRS Complex รูปร่างแตกต่างกันในแต่ละ Lead แต่เวลาที่ใช้ไม่ควรเกิน 0.10 วินาทีหากเกินกว่านี้แสดงว่ามีการขัดขวางระบบสื่อนำหรือการนำสัญญาณไม่ได้ผ่านระบบสื่อนำประกอบด้วยคลื่น Q, R และ S ในการบันทึกบางที Lead จะบันทึกได้เพียง QR, R หรือ RS แต่จะเรียกรวมกันว่า QRS Complex

คลื่น Q หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น P

คลื่น R หมายถึง Positive Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น P

คลื่น S หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น R

3. คลื่น T (T Wave) แสดงถึงผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิด กระบวนการ ดีโพลาไร ซ์ของหัวใจห้องล่างทั้งสองห้องก่อนที่หัวใจห้องล่างทั้งสองห้องจะคลายตัวมีขนาดประมาณ 1/8 - 2/3ของคลื่น Rบันทึกได้ในลักษณะหัวตั้งเกือบทุก Lead ยกเว้น AVR, AVL และ V1

4.คลื่น U (U Wave)แสดงถึงช่วงกระบวนการรีโพลาไรซ์ ของกล้ามเนื้อPapillarที่ยึดลิ้นหัวใจ AV มักบันทึกได้ไม่ชัดเจนและจะพบในสภาวะที่มีโพแทสเซียมไอออนในน้ำนอกเซลล์ต่ำ (Hypokalemia)

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

2.1.3.2 ช่วงเวลาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1. ช่วงเวลา P-R (P–R Interval) วัดเริ่มจากคลื่น P จนถึงเริ่ม QRS Complex บางครั้งเรียกว่า P–Q Interval ระยะนี้หมายถึงระยะที่ใช้ใน กระบวนการดีโพลาไรซ์ กล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งสองและถูกหน่วง (Delay) ที่ AV Nodeระยะนี้ไม่ควรเกิน 0.20 วินาทีหากใช้เวลามากกว่านี้แสดงว่ามีการขัดขวางเกิดขึ้น

2. ช่วงเวลา QRS (QRS Interval) วัดตั้งแต่เริ่มคลื่น Q ถึงสิ้นสุดคลื่น S ช่วงเวลานี้ไม่ควรเกิน 0.10 วินาทีอาจถึง 0.11 วินาทีใน Lead V2 และ V3

3. ระยะV.A.T (Ventricular Activation Time)แสดงถึงระยะเวลาที่ใช้ในการส่งสัญญาณจากล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างในสุดถึงชั้นนอกสุดวัดเริ่มจากคลื่น Q จนถึงจุดสูงสุดของคลื่น R

4. ช่วงเวลา Q-T (Q-T Interval)วัดจากระยะเริ่ม QRS Complex จนสิ้นสุดคลื่น T หมายถึงระยะเวลาใน กระบวน การดีโพลาไร ซ์และรีโพลาไร ซ์ ในกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งหมด ซึ่งอาจเปลี่ยนไปตามอายุเพศและอัตราหายใจในชายไม่ควรเกิน 0.42 วินาทีและในหญิงไม่ควร เกิน 0.43 วินาที

5. ช่วงเวลา R-P (R-P Interval)วัดจากจุดสูงสุดของ R Wave ที่อยู่ถัดไปสามารถนำมาคำนวณหาอัตราของหัวใจห้องล่าง ได้

6. ช่วงเวลา P-R (P-R Interval)ระดับของเส้นปกติจะอยู่ระดับเส้นพื้นฐาน (Isoelectric Line) เส้นนี้เริ่มตั้งแต่จบคลื่น P จนถึงเริ่ม QRS Complex

7. ระยะ S-T (S–T Segment)เริ่มวัดจากจบ QRS Complex (บางทีเรียกJunction) ถึงเริ่มคลื่น T ปกติอยู่ระดับเส้นพื้นฐานเปลี่ยนแปลงได้เล็กน้อยจาก -0.5 มิลลิเมตรถึง+2 มิลลิเมตรถ้าระยะนี้อยู่ระดับสูงกว่านี้เรียกว่า Elevated ST Segment และถ้าลดต่ำลงกว่านี้เรียกว่า Depressed ST Segment ซึ่งบอกถึงสภาวะที่ความผิดปกติของกล้ามเนื้อหัวใจตั้งแต่ได้รับภยันตราย (Injury) ขาดเลือด (Ischemia) และกล้ามเนื้อตาย (Infarction)

2.1.4 ชีพจร (Pulse)

ชีพจรเป็นแรงสะเทือนของกระแสเลือด ซึ่งเกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องล่างด้านซ้าย ทำให้ผนังของหลอดเลือดแดงขยายออกเป็นจังหวะ เป็นผลให้สามารถจับชีพจรได้ตลอดเวลา

2.1.4.1 ปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อชีพจร

1. อายุเมื่ออายุเพิ่มขึ้นอัตราการเต้นของชีพจรจะลดลง ในผู้ใหญ่อัตราการเต้นของชีพจร 60-100 (เฉลี่ย 80 bpm)

2. เพศ หลังวัยรุ่น ค่าเฉลี่ยของอัตราการเต้นของชีพจรของผู้ชายจะต่ำกว่าหญิงเล็กน้อย

3. การออกกำลังกาย อัตราการเต้นของชีพจรจะเพิ่มขึ้นเมื่อออกกำลังกาย

4. ไข้ อัตราการเต้นของชีพจรเพิ่มขึ้น เพื่อปรับตัวให้เข้ากับความดันเลือดที่ต่ำลง ซึ่งเป็นผลมาจากเส้นเลือดส่วนปลายขยายตัวทำให้อุณหภูมิร่างกายสูงขึ้น (เพิ่ม metabolic rate)

5. ยา ยาบางชนิดลดอัตราการเต้นของชีพจร เช่น ยาโรคหัวใจ เช่น digitalis ลดอัตราการเต้นของชีพจร (กระตุ้น parasympathetic)

6. Hemorrhage การสูญเสียเลือดจะมีผลทำให้เพิ่มการกระตุ้นระบบประสาทซิมพาเทติก ทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้น , ในผู้ใหญ่มีเลือดประมาณ 5 ลิตร การสูญเสียเลือดไปน้อยกว่า 10% จึงจะปราศจากผลข้างเคียง

7.ความเครียด เมื่อเครียดจะกระตุ้น sympathetic nervous เพิ่ม การเต้นของชีพจร ความกลัว, ความวิตกกังวล และอาการเจ็บปวด กระตุ้นระบบประสาทซิมพาเทติก

8. ท่าทาง เมื่ออยู่ในท่ายืนหรือนั่งชีพจรจะเต้นเพิ่มขึ้น (เร็วขึ้น) ท่านอนชีพจรจะลดลง (ช้า)

อัตราการเต้นของชีพจร จำนวนครั้งของความรู้สึกที่ได้จากคลื่นบนเส้นเลือดแดงกระทบนิ้วหรือการฟังที่ apex ของหัวใจในเวลา 1 นาที หน่วยเป็นครั้งต่อวินาที (bpm)

ทารกแรกเกิด ถึง 1 เดือน	ประมาณ	120-160 bpm
1-12 เดือน	ประมาณ	80 – 140 bpm
12-2 ปี	ประมาณ	80 – 130 bpm
2 – 6 ปี	ประมาณ	75 – 120 bpm
6 – 12 ปี	ประมาณ	75 – 110 bpm
วัยรุ่น-วัยผู้ใหญ่	ประมาณ	60 – 100 bpm

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

2.2 เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electro cardiograph)

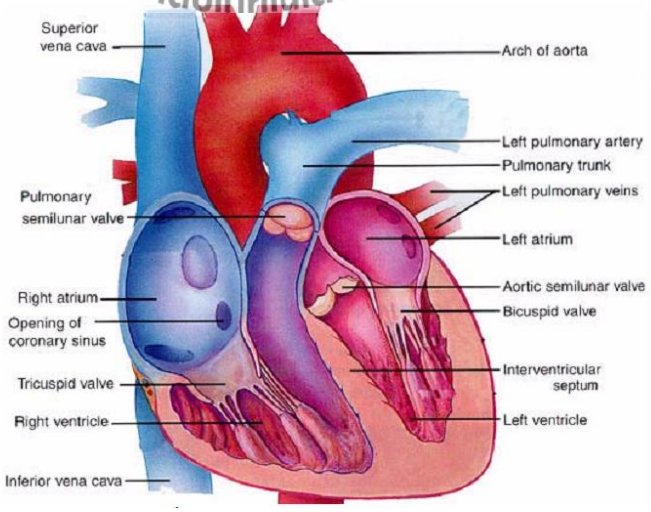
รูปที่ 2.7แสดงรูปเครื่อง ECG ขนาดเล็กที่นิยมใช้ในปัจจุบัน ชนิดบันทึกลงกระดาษ

2.2.1 หลักการทำงาน

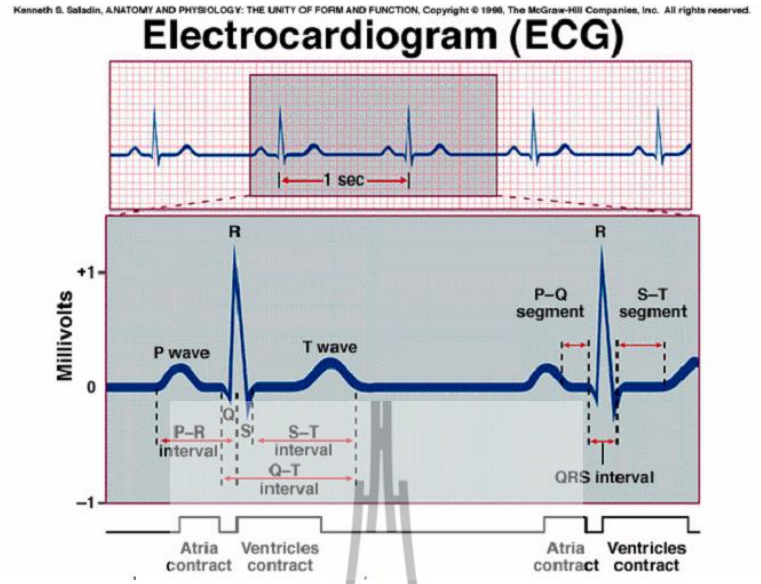
เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจ ได้ถูกจัดไว้เป็นเครื่องมือแพทย์ขั้นพื้นฐาน ให้มีใช้ในโรงพยาบาลเพื่อการวินิจฉัยพยาธิสภาพของหัวใจในระยะเริ่มต้น อีกทั้งเครื่อง ECG ที่มีขายในปัจจุบันมีมากมายหลายยี่ห้อทั้งยังได้นำเทคโนโลยีขั้นสูงเข้ามาควบคุมการทำงานของเครื่องอีกด้วยทำให้เครื่อง ECG มีสมรรถนะสูงขึ้นถึงขั้นวิเคราะห์ค่าที่สำคัญต่างๆ ของหัวใจตลอดจนสามารถบ่งบอกให้ทราบถึงอาการผิดปกติของหัวใจได้อีกด้วย ซึ่งการที่จะใช้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจให้ถูกต้องและมีประสิทธิภาพนั้น จำเป็นอย่างยิ่งต้องเข้าใจหลักการทำงานเบื้องต้นของเครื่องด้วย โดยที่เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจที่มีใช้งานในโรงพยาบาลจะมีหลากหลายยี่ห้อแต่การใช้งานเบื้องต้นจะเหมือนกันและมีหลักการทำงานเบื้องต้นเหมือนกันโดยทั่วไปแล้วเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจที่ดีจะต้องบันทึกคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจได้โดยสมบูรณ์ และไม่ผิดเพี้ยนไปจากความเป็นจริง

รูปที่ 2.8แสดงเครื่อง ECG monitor ชนิด multi-parameter patient monitor

เราไม่สามารถที่จะนำเครื่องมือวัดทั่วไปมาวัดคลื่นไฟฟ้าจากหัวใจได้โดยตรง แต่เราสามารถวัดคลื่นไฟฟ้าได้จากการเต้นของชีพจรที่แขนขาและบริเวณหน้าอกได้โดยใช้อิเล็กโทรดวางตำแหน่งต่างๆ ของร่างกายตามมาตรฐานคือที่แขน 2 ข้างขา 2 ข้างและบริเวณหน้าอกด้านซ้ายอีก 6 ตำแหน่งโดยตำแหน่งขาข้างขวาจะต่อกับดิน (Ground) เป็นอิเล็กโทรด อ้างอิง (Reference Electrode) การบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามมาตรฐานจะบันทึกได้ทั้งหมด 12 lead จะได้สัญญาณที่เกิดจากการนำสัญญาณไฟฟ้าที่แขนขาและหน้าอกมาเปรียบเทียบกัน



รูปที่ 2.9 แสดงภาพโครงสร้างของหัวใจซึ่งเป็นแหล่งกำเนิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 2.10แสดงภาพสัญญาณ ECG วัดได้บันทึกลงกระดาษกับสัญญาณมาตรฐาน

2.2.2 ขั้นตอนการใช้งานที่ถูกต้อง

ก่อนที่จะใช้งานเครื่องนั้นเราต้องศึกษาถึงหน้าที่ของปุ่มต่างๆ ให้เข้าใจดีเสียก่อน ก่อนที่จะใช้เครื่องเพื่อจะได้ใช้เครื่องอย่างมีประสิทธิภาพเครื่อง ECG ควรวางและยึดอย่างแน่นหนาบนรถเข็นเพื่อสะดวกในการเคลื่อนย้าย เมื่อทำความคุ้นเคยกับเครื่องดีแล้ว ก่อนใช้งานเครื่องทุกครั้งต้องมั่นใจว่าเครื่องอยู่ในสภาพที่สมบูรณ์และปลอดภัยที่จะนำมาใช้กับผู้ป่วย กระดาษบันทึกครีมทาอิเล็กโทรดมีเพียงพอในการใช้ มั่นใจว่าสายไฟสายดินสายที่ต่อกับผู้ป่วยต่ออย่างถูกต้องและควรเปิดเครื่องเพื่ออุ่นเครื่องสักเล็กน้อยในช่วงเตรียมคนไข้

2.2.2.1การเตรียมคนไข้

1. อธิบายให้ผู้ป่วยเข้าใจในการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อคลายความหวาดกลัวเนื่องจากว่าการตรวจ ECG จำเป็นต้องติด อิเล็กโทรด และต่อสาย อิเล็กโทรด มาเข้ากับเครื่องซึ่งอิเล็กโทรดที่ติดมีหลายจุดด้วยกันถ้าติดครบหมดในครั้งแรกจะติดถึง 10 จุดด้วยกัน ดังนั้นผู้ป่วยอาจมีอาการหวาดกลัว ควรอธิบายให้ผู้ป่วยเข้าใจเพื่อคลายความหวาดกลัวอันเป็นสาเหตุหนึ่งของการเกร็งกล้ามเนื้อ

2. เตียงนอนควรมีขนาดใหญ่และยาวพอสมควร ที่นอนควรแข็งพอสมควรไม่นุ่มเกินไปจนเป็นแอ่งหรือแข็งนูนจนดันหลังผู้ป่วยแอ่นขึ้น หมอนควรให้พอเหมาะไม่สูงหรือเตี้ยจนเกินไปอันจะทำให้กล้ามเนื้อคอเกร็งได้

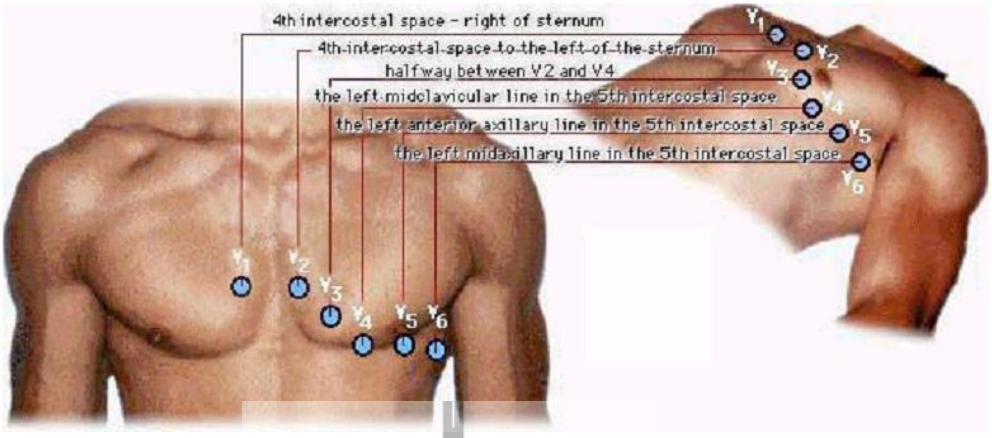
3. ในกรณีที่ผู้ป่วยนั่ง อย่าให้เท้าแตะพื้นและอย่าให้แตะส่วนที่เป็นโลหะที่ดีที่สุดควรให้ผู้ป่วยนอนและบริเวณที่ใช้ตรวจ ECG นั้นควรมีสายดิน

4. ห้องที่ใช้ตรวจ ECG ควรห่างจากห้องเอ็กซเรย์ห้องที่ใช้เครื่องมือทางกายภาพบำบัด โดยเฉพาะเครื่องมือที่เป็นต้นกำเนิดไฟฟ้าความถี่สูงอีกด้วย

2.2.2.2 การติดอิเล็กโทรด

1. ให้ผู้ป่วยนอนบนเตียงให้เรียบร้อย
2. เริ่มติดอิเล็กโทรด การติดอิเล็กโทรดมีข้อควรปฏิบัติดังนี้
   - ติดที่ขาและแขนก่อน โดยทำความสะอาดบริเวณที่จะติดอิเล็กโทรด โดยใช้สำลีชุบแอลกอฮอล์เช็ดทำความสะอาดฝุ่นละอองและสิ่งสกปรกอื่นๆแล้วปล่อยให้แห้งบริเวณที่จะติดอิเล็กโทรด ได้แก่เหนือข้อมือทั้ง 2 ข้างและเหนือข้อเท้าทั้ง 2 ข้าง บริเวณที่ติดนี้ควรจะเป็นตำแหน่งที่มีกล้ามเนื้อ (บริเวณของขาและแขน)
   - นำแผ่นอิเล็กโทรดทาด้วย Conductive Gel (ซึ่งมีครีมนำไฟฟ้าได้เป็นส่วนผสมอยู่) ทาตำแหน่งที่แขนและขาให้รัดด้วยสายยางให้แน่นพอควร
   - การติดตำแหน่งที่หน้าอกถ้ามีขนมากให้โกนออกให้ทำความสะอาดที่บริเวณหน้าอกโดยใช้สำลีชุบแอลกอฮอล์เช็ดทำความสะอาดฝุ่นละละอองและสิ่งสกปรกอื่นๆ แล้วปล่อยให้แห้งแล้วใช้ Conductive Gel ทาลงบนตำแหน่งที่จะติด suction cupelectrode บีบลูกยางเพื่อไล่อากาศแล้ววางติดลงบนหน้าอกตามตำแหน่งดังกล่าวตามรูปที่ 2.11ซึ่งมีด้วยกันทั้งหมด6 จุด

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 2.11 แสดงการติดลีดมาตรฐาน (EKG Precordial Leads)

- ข้อควรระวังในการติดอิเล็กโทรด

- การใช้ Conductive Gel ทาบนอิเล็กโทรดเป็นวิธีการที่ดีที่สุดที่จะช่วยเป็นสื่อนำไฟฟ้าได้

- ไม่ควรใช้แอลกอฮอล์ทาแล้วติดอิเล็กโทรดทันทีโดยไม่ใช้ ConductiveGel เพราะจะไม่ค่อยได้ผลเนื่องจากแอลกอฮอล์เมื่อทาแล้วไม่นานก็จะระเหยแห้งไปซึ่งเมื่อผิวหนังแห้งจะไม่มีสื่อนำไฟฟ้ากลับจะเป็นช่องทางนำสิ่งรบกวนเข้ามาได้

- ถ้าต้องการประหยัด Conductive Gel ควรใช้ผ้าสำลีทำเป็นชั้นบางๆแล้วชุบด้วยน้ำเกลือ 0.9% บีบให้หมาดๆ วางลงไปแล้วเอาอิเล็กโทรด ปิดทับวิธีนี้พอใช้การได้เท่านั้นไม่ใช้วิธีการที่ดีที่สุด

2.2.2.3 การต่อสายอิเล็กโทรด

เมื่อติดอิเล็กโทรดตามตำแหน่งที่ถูกต้องเรียบร้อยแล้วต่อไปเป็นการติด อิเล็กโทรดเข้ากับขั้วสายแล้วต่อเข้ากับเครื่องซึ่งที่สายต่อจะมีสัญลักษณ์เป็นสีต่างๆ ให้เห็นพร้อมทั้งมีตัวอักษรกำกับว่าเป็นขั้วของตำแหน่งใดอีกด้วยผู้ใช้เครื่องควรตรวจดูอักษรและตำแหน่งที่จะติดให้ถูกต้องตรงกันมิฉะนั้นรูปคลื่นก็จะผิดไปจนทำให้การแปรค่าผิดไปได้การต่อขั้ว อิเล็กโทรดจะต้องหมุนสกรูยึดให้แน่นพอสมควรอย่าให้หลวมหรือหลุดได้

2.2.3 ข้อควรระวังในการใช้งาน

1. ทำความสะอาดอิเล็กโทรดทั้ง Plate electrode และ suction cup (ถ้ามี) ให้สะอาดด้วยผ้านิ่มๆ ชุบน้ำสบู่แล้วเช็ดทำความสะอาดเช็ดให้แห้งอย่าปล่อยให้ครีมทาอิเล็กโทรดติดค้างอยู่ เพราะจะทำให้เกิด Oxide เคลือบผิวหน้าจนเขียว ซึ่งจะทำให้สิ่งรบกวนเข้ามาได้ในระหว่างการบันทึก

2. อย่าใช้กระดาษทรายหรือสก็อตไบร์ทขัดผิวหน้า อิเล็กโทรด จะทำให้ผิวหน้าเป็นรอยและผิวสัมผัสของอิเล็กโทรดกับผิวหนังเสียหายได้

3. ควรใช้ผ้าคลุมเครื่องให้มิดชิดป้องกันฝุ่นละออง

4. ควรเก็บไว้ในที่โล่งแจ้งไม่อับชื้น มีอุณหภูมิที่เหมาะสมไม่เกะกะและสามารถนำไปใช้งานได้สะดวก

5. อย่าวางเครื่องไว้ใกล้สารเคมี, น้ำหรือแก๊ส

6. วางเครื่องไว้บนรถที่มั่นคงแข็งแรง

7. หากเครื่องที่จำเป็นต้องเสียบไฟเพื่อชาร์จแบตเตอรี่ ควรเสียบไฟชาร์จทุกครั้ง การชาร์จแบตเตอรี่แต่ละครั้งควรทำตามข้อกำหนดของแต่ละเครื่องที่ระบุไว้ในหนังสือคู่มือการใช้งานเครื่องหรือที่เครื่อง

8. ในเครื่องสมัยใหม่วงจรชาร์จจะทำงานเองโดยอัตโนมัติ กล่าวคือ เมื่อทำการชาร์จแบตเตอรี่ประจุเต็มแล้วก็จะทำการตัดวงจรได้เอง ผู้ใช้อาจเสียบปลั๊กทิ้งไว้ตลอดเวลาได้แต่ทั้งนี้ผู้ใช้ควรศึกษาการใช้งานให้ดีเสียก่อน

รูปที่ 2.12 เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ระบบคอมพิวเตอร์ในการประมวลผลและสร้างภาพสามารถวิเคราะห์อาการของโรคได้

2.3 3M™ Red Dot™ Clear Plastic Monitoring Electrode 2235

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถวัดได้ด้วยวิธีการนำอิเล็กโทรดมาติดบริเวณร่างกายเพื่อตรวจจับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งอิเล็กโทรดที่โรงพยาบาลมหาราชใช้นั้นจะสั่งซื้อจากบริษัท 3Mเราได้ทำการศึกษาข้อมูลอิเล็กโทรดของบริษัท 3M พบว่าอิเล็กโทรดรุ่น 2235 มีลักษณะคล้ายคลึงกับที่โรงพยาบาลมหาราชใช้ ดังนั้นจึงยกตัวอย่างคุณสมบัติของอิเล็กโทรดรุ่น 2235

รูปที่2.13อิเล็กโทรด 3M รุ่น 2235

2.3.1 ลักษณะโดยทั่วไป

- Clear Plastic Monitoring Electrode มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 cm
- หัวอิเล็กโทรดมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 cm
- 50 ชิ้น/ถุงหรือ 20ถุง/กล่อง

2.3.2 ประโยชน์

- การที่ใช้แผ่นรองพลาสติกใสช่วยให้ง่าย และสะดวกต่อการดูบริเวณที่จะติดอิเล็กโทรดบนผิวหนังของผู้ป่วยรวมทั้งทำให้ง่ายต่อการถอดหรือเปลี่ยนอิเล็กโทรดเมื่อต้องเคลื่อนย้ายผู้ป่วยไปอีกที่หนึ่ง
- solid gel สามารถซึมลงผิวหนังได้อย่างรวดเร็ว ช่วยให้สัญญาณที่ได้มีความต่อเนื่อง

- เจลที่มีคลอไรด์ต่ำ จะช่วยลดการระคายเคืองของผิวหนังทำให้ผู้ป่วยรู้สึกสะดวกสบายมากขึ้น
- 3M™ SureSeal Cap ช่วยป้องกันผลิตภัณฑ์ไม่ให้แห้งเร็วเกินไป คือคงสภาพของผลิตภัณฑ์ 30 วัน หลังจากนำออกมาจากถุง

2.3.3 การประยุกต์ใช้งาน

- ใช้กับเครื่อง ECG Monitor
  สำหรับใช้งานใน ER, OR, Stress Test, Cardiac Rehab, และแผนก Echo-Cardio

2.3.4 วัสดุที่ใช้ทำหัวอิเล็กโทรด

อิเล็กโทรดรุ่น 2235 จัดอยู่ในกลุ่มเดียวกันกับ 2230, 2231, 2235, 2237, 2259, 2270, 2271, 9640 และ9642 (US) ดังนั้นเราจึงใช้คุณสมบัติของอิเล็กโทรดรุ่น 2237 มาอ้างอิงคุณสมบัติที่สำคัญของรุ่น 2235 ได้

- Connector: Stainless Steel Snap
- Sensor Material: Silver/silver-chloride เคลือบ plastic

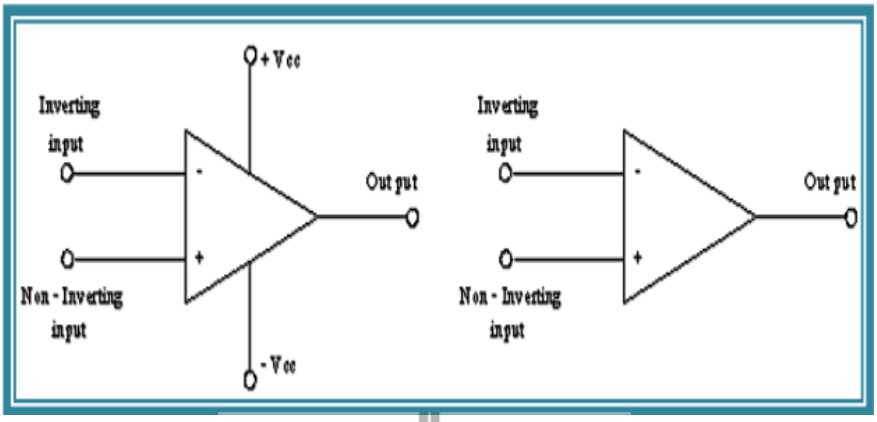
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

2.4 ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับออปแอมป์

ออปแอมป์(OP-AMP = Operation Amplifier) เป็นวงจรขยายแบบต่อตรง(Direct coupled amplifier) ที่มีอัตราการขยายสูงมาก ใช้การป้อนกลับแบบลบไปควบคุมลักษณะการทำงาน ทำให้ผลการทำงานของวงจรไม่ขึ้นกับพารามิเตอร์ภายในของออปแอมป์

2.4.1 คุณสมบัติของออปแอมป์

สัญลักษณ์ที่ใช้แทนออปแอมป์จะเป็นรูปสามเหลี่ยมไอซีออปแอมป์มีขาอินพุต2 ขา เรียกว่าขาเข้าไม่กลับเฟส (Non-Inverting Input) หรือ ขา + และขาเข้ากลับเฟส (Inverting Input) หรือขา – ส่วนทางด้านเอาต์พุตมีเพียงขาเดียว เมื่อสัญญาณป้อน อินพุตที่ขาเข้าไม่กลับเฟส สัญญาณทางด้า นเอาท์พุต จะมีเฟสตรงกับทางด้าน อินพุต แต่ถ้าป้อนสัญญาณ อินพุต ที่ขาเข้ากลับเฟส สัญญาณทางด้านเอาต์พุตจะมีเฟสต่างไป 180 องศา จากสัญญาณทางด้านอินพุต



รูปที่ 2.14แสดงสัญลักษณ์ออปแอมป์

2.4.2 คุณสมบัติของออปแอมป์ในทางอุดมคติ

ออปแอมป์ผลิตขึ้นมาใช้แทนวงจรขยายทรานซิสเตอร์ที่มีอัตราขยายแรงดันสูง เนื่องจากทรานซิสเตอร์มีปัญหาเกี่ยวกับอุณหภูมิการทำงานและการเปลี่ยนแปลงของจุดทำงานเมื่อทรานซิสเตอร์มีค่าไม่เท่าเดิม

1.อินพุตอิมพิแดนซ์ความต้านทานอินพุตทั้งสองจะต้องสูงมากแม้แต่ในภาวะวงจรเปิดที่ไม่มีการป้อนกลับเอาต์พุต เพื่อไม่ให้เกิดการสูญเสียพลังงาน

2.อัตราขยายแรงดันลูปเปิดเป็นอัตราขยายเมื่อนำไปต่อวงจรขยายโดยไม่มีการป้อนสัญญาณเอาต์พุตกลับมาที่อินพุตอัตราขยายแรงดันลูปเปิดของออปแอมป์จะมีค่าสูงมากซึ่งทำให้แรงดันเอาต์พุตมีค่าสูงด้วยแต่แรงดันเอาต์พุตของวงจรปกติจะขึ้นอยู่กับแหล่งจ่ายแรงดันที่ป้อน

3.เอาต์พุตอิมพิแดนซ์เอา ต์พุตอิมพิแดนซ์ต้องมีค่าต่ำมาก หรือใกล้เคียงศูนย์เพื่อไม่ให้เกิดแรงดันตกคร่อมที่เอา ต์พุต เพราะจะทำให้เกิดกำลังสูญเสียได้ดังนั้นภาคเอา ต์พุตของออปแอมป์ส่วนมาก ต้องมีเอาต์พุตตัวเดียว

4.มีขั้วอินพุตคู่ ภาคอินพุตออปแอมป์มีอินพุต 2 ขั้วภาคอินพุตออปแอมป์มีอินพุต 2 ขั้ว อินพุตทั้งสองจะต่อเป็นวงจรขยายดิฟเฟอเรนเชียล ทำให้ไม่มีผลต่ออุณหภูมิ

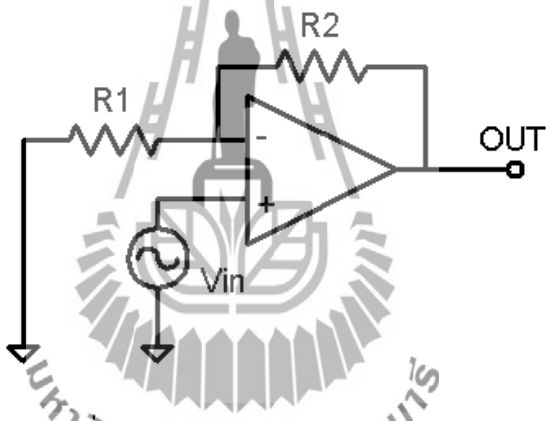
5.แบนด์วิดท์กว้างออปแอมป์ต้องมีแบนด์วิดท์กว้าง สามารถขยายได้ตั้งแต่ความถี่ต่ำสุดจนถึงสูงสุดที่สามารถขยายได้

เมื่อศึกษาคุณสมบัติของออปแอมป์ในอุดมคติแล้วพบว่า ออปแอมป์ได้รวมข้อดีของวงจรขยายไว้ได้อย่างครบถ้วน เนื่องจากมีอัตราขยายเป็นอนันต์และสามารถขยายสัญญาณได้ทั้งไฟกระแสสลับและไฟกระแสตรง การนำไปใช้งานในบางครั้งเมื่อต้องการลดอัตราการขยายก็

สามารถกระทำได้โดยการป้อนกลับ (Feed Back) เพื่อมาลดอัตราการขยายลง และข้อดีอีกประการหนึ่งก็คืออิมพีแดนซ์ทางอินพุ ตมีอิมพีแดนซ์สูงมาก จึงทำให้เหมือนไม่มีกระแสอินพุ ตไหลเลย ลักษณะเช่นนี้ จึงทำให้วงจรทางอินพุ ตไม่โหลดวงจรส่งกำลังในส่วนหน้า เช่นเดียวกันที่เอา ต์พุตมีอิมพีแดนซ์เป็นศูนย์สามารถนำไปเชื่อมต่อกับวงจรอื่นได้ดี

2.4.3วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)

วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส เป็นวงจรขยายอีกแบบหนึ่งที่ต้องการเฟสในการขยายเป็นเฟสเดียวกัน ดังนั้นการป้อนสัญญาณอินพุ ตจึงต้องป้อนเข้าที่ขา Non-Inverting Input (+) ซึ่งเมื่อขยายออกที่เอา ต์พุตแล้วจะได้สัญญาณเอา ต์พุตที่มีเฟสเหมือนเดิมดังนั้นในวงจรขยายแบบไม่กลับเฟสนี้การป้อนกลับเพื่อลดอัตราการขยายจึงยังคงต้องป้อนไปยังขา Inverting Input (-) เพื่อให้เกิดการหักล้างของสัญญาณกันภายในตัวไอซีออปแอมป์



รูปที่ 2.15วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส

อัตราขยายแรงดันลูปปิดของวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟสจะมีค่ามากกว่า 1 เสมอ

$$Gain = 1 + \frac{R_f}{R_i}$$

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

กระแสไฟฟ้าไหลผ่าน R_1และR_2มีค่าเท่ากัน

ดังนั้นอัตราขยายของวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟสหาได้จาก

$$V_{in} = i(R_1)$$

$$V_{out} = i(R_1 + R_2)$$

$$Gain = \frac{V_{out}}{V_{in}}$$

$$Gain = R_1 + \frac{R_2}{R_1}$$

$$Gain = 1 + (\frac{R_2}{R_1})$$

2.5 วงจรกรองความถี่ (Filter Circuit)

วงจรกรองความถี่ คือวงจรไฟฟ้าที่ยอมให้สัญญาณไฟฟ้าที่ความถี่ใดความถี่หนึ่งหรือช่วงความถี่ใดความถี่หนึ่งเท่านั้นผ่านไปได้ ส่วนความถี่อื่นหรือช่วงความถี่อื่นๆนอกเหนือจากที่กำหนดจะถูกลดทอนไปซึ่งจะเป็นช่วงความถี่ใดนั้นจะขึ้นอยู่กับการออกแบบวงจร

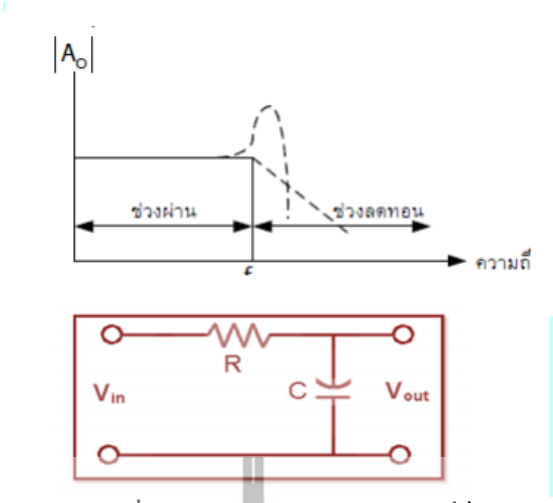
วงจรกรองความถี่มีด้วยกัน 2 แบบ คือ

- **แบบ Passive** คือวงจรที่ประกอบขึ้นด้วยอุปกรณ์แบบพาสซีฟ หมายถึงอุปกรณ์ที่สามารถทำงานได้โดยไม่ต้องการกระตุ้นด้วยไฟฟ้าเพื่อให้ทำงาน ซึ่งได้แก่ อุปกรณ์ประเภทตัวต้านทาน (R) ตัวเก็บประจุ (C) และขดลวดเหนี่ยวนำ (L)
- **แบบ Active** คือวงจรที่ประกอบขึ้นด้วยอุปกรณ์ที่ต้องการไฟฟ้าเพื่อกระตุ้นการทำงานของตัวอุปกรณ์ ซึ่งได้แก่อุปกรณ์ประเภททรานซิสเตอร์หรือไอซี

ในที่นี้จะขอยกตัวอย่างวงจรกรองความถี่ที่เกี่ยวข้องกับวงจรที่ใช้ในการทำโครงงานนี้เท่านั้น คือวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำและวงจรกรองสัญญาณความถี่สูง

2.5.1วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ (Low Pass Filter: LPF)

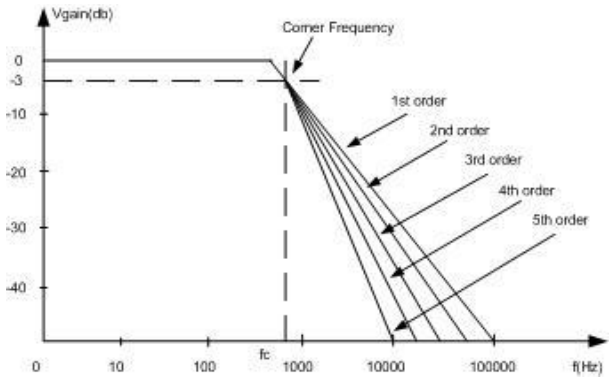
วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ หมายถึง วงจรที่จะยอมให้สัญญาณความถี่ตั้งแต่ 0 Hz ถึงความถี่ที่กำหนดผ่านไปได้ ส่วนความถี่ตั้งแต่ที่กำหนดสูงขึ้นไปเรื่อยๆ จะลดทอนไปตามลำดับ



รูปที่ 2.16 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ

รูปที่ 2.17 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำอันดับต่างๆ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่2.18กราฟแสดงอัตราขยายแรงดันเชิงความถี่ (dB)

จากรูปที่ 2.16 เมื่อทำการป้อนความถี่ต่ำเข้าวงจร ที่ C จะมีค่า X_C สูง ทำให้ความถี่ต่ำไหลผ่าน R ที่มีค่าความต้านทานน้อยกว่า X_C ได้สะดวก ระดับสัญญาณ Output จึงผ่านได้มาก แต่เมื่อความถี่สูงกว่าจุดที่กำหนด ค่า X_C จะลดลง ทำให้ความถี่ ผ่านขดลวดได้ลดลง บางส่วนที่ผ่านไปได้ก็จะถูก C ดึงลงกราวนด์ ระดับสัญญาณ Output จึงผ่านได้น้อยมาก

ในทางทฤษฎีวงจรกรองความถี่ต่ำจะยอมให้สัญญาณใดๆที่มีความถี่ตั้งแต่ 0 Hz จนถึงความถี่ที่กำหนดซึ่งเรียกว่า ความถี่คัตออฟ (Cutoff Frequency) ซึ่งเป็นความถี่ณขณะที่อัตราขยายของวงจรมีค่าลดลงเป็น 0.707 เท่าของอัตราขยายปกติ (-3 เดซิเบล)ผ่านไปได้โดยไม่มีการลดทอนของสัญญาณ และถ้าความถี่ของสัญญาณเข้ามีค่าเกินที่กำหนดไว้สัญญาณออกควรจะมีค่าเป็นศูนย์ แต่ในทางปฏิบัติไม่สามารถจะทำเช่นนั้นได้ เนื่องจากการตอบสนองสัญญาณที่ความถี่ต่างๆ ของอุปกรณ์ประเภทพาสซีฟ จะเป็นแบบค่อยเป็นค่อยไปไม่เปลี่ยนแปลงทันทีทันใด คือเมื่อสัญญาณมีความถี่สูงขึ้นวงจรจะลดสัญญาณลงไปเรื่อยๆ จนกระทั่งจะลดลงในอัตราคงที่ค่าหนึ่ง

สิ่งที่ต้องพิจารณาเป็นพิเศษสำหรับการออกแบบวงจรฟิลเตอร์ชนิดกรองความถี่ต่ำผ่านก็คือค่าความถี่คัตออฟ ω_c ที่ต้องการใช้งาน ซึ่งความถี่คัตออฟหาได้จากสมการ

$$\omega_c = \frac{1}{RC} = 2\pi f_c$$

$$R = \frac{1}{\omega_c C} = \frac{1}{2\pi f_c C}$$

โดยที่ ω_c มีหน่วยเป็นเรเดียนต่อวินาที(rad/s)

f_c มีหน่วยเป็นเฮิรตซ์(Hz)

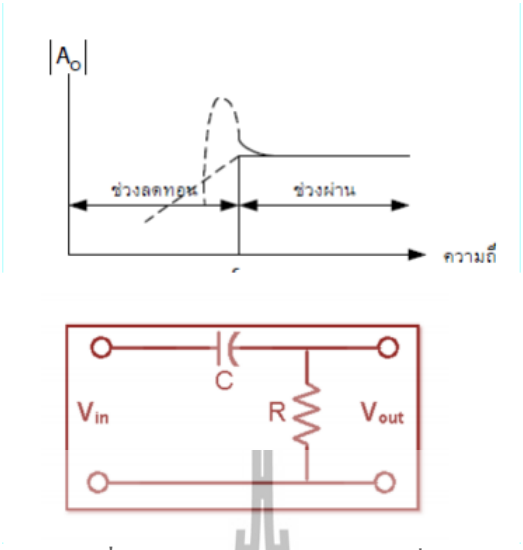
R มีหน่วยเป็นโอห์ม (Ω)

C มีหน่วยเป็นฟารัด(F)

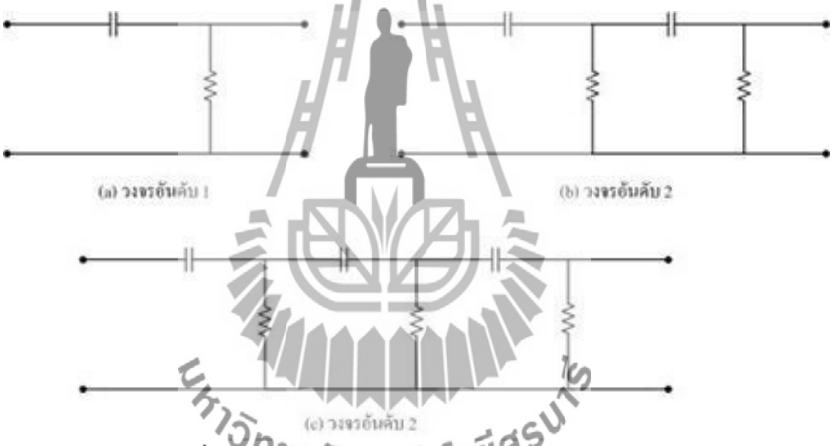
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

2.5.2 วงจรกรองสัญญาณความถี่สูง (High Pass Filter: HPF)

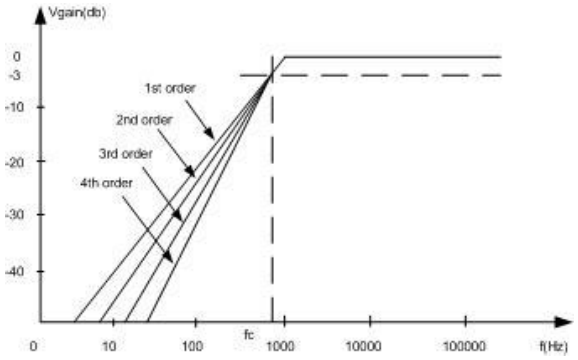
วงจรกรองสัญญาณความถี่สูง หมายถึงวงจรจะยอมให้สัญญาณความถี่สูงผ่านและลดทอนสัญญาณความถี่ต่ำ



รูปที่ 2.19วงจรกรองสัญญาณความถี่สูง



รูปที่2.20 วงจรกรองสัญญาณความถี่สูงอันดับต่างๆ

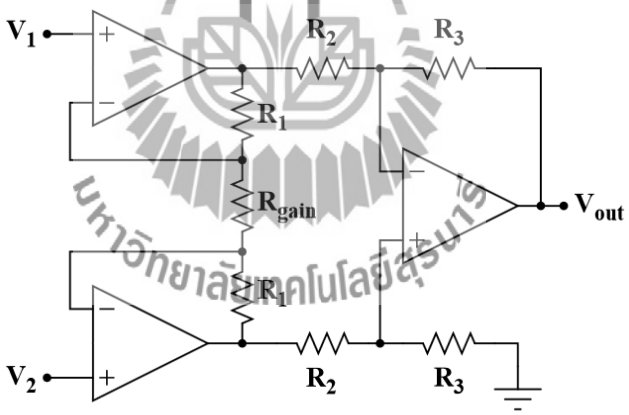


รูปที่ 2.21กราฟแสดงผลการตอบสนองต่ออัตราขยายเชิงความถี่

จากรูปที่ 2.19 จะเห็นว่า C ต่ออนุกรมกับวงจร ส่วน R ต่อขนานกับวงจร เมื่อป้อนความถี่ต่ำกว่าเข้ามา C จะมีค่า X_Cสูง ทำให้สัญญาณผ่านไปได้น้อย ทำให้สัญญาณที่ผ่านมาจาก C ลงกราวนด์ได้หมด แต่เมื่อความถี่สูงขึ้น C จะมีค่า X_Cลดลง สัญญาณจะผ่านได้มากขึ้น สัญญาณก็จะลงกราวนด์น้อยลงเพราะมี R กันไว้ สัญญาณที่ออกไปยัง Output จะมีมากขึ้น จนถึงระดับความแรงของสัญญาณประมาณ 70.7% ของความแรงสูงสุด ระดับนี้เองที่เราเรียกว่า ช่วงความถี่ คัตออฟ เมื่อความถี่สูงกว่าความถี่นี้ C จะยอมให้สัญญาณผ่านได้สะดวกและค่า R จะต้านสัญญาณไม่ให้ลงกราวนด์ ความถี่จึงผ่านไปที่จุดOutput ได้ทั้งหมด

2.6วงจรขยายผลต่างของสัญญาณ (Instrumentation Amplifier)

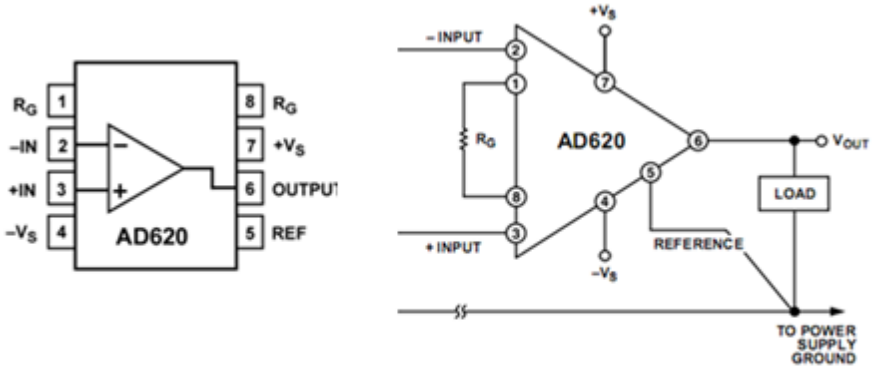
วงจรขยายผลต่างของสัญญาณเป็นวงจรที่ขยายสัญญาณต่ำ ๆที่ใช้ในการควบคุมกระบวนการหรือการประยุกต์ใช้ในด้านการวัด เช่น ขยายผลต่างของสัญญาณ ECG ซึ่งสามารถสร้างได้จาก Op-Amp 3 ตัวหรือ สามารถหาไอซีสำเร็จรูป เช่น AD620 โดยสามารถปรับค่ากำลังขยายได้จากอัตราส่วนกำลังขยาย



รูปที่ 2.22วงจรขยายผลต่างของสัญญาณ

สมการอัตราขยายของวงจรขยายผลต่างของสัญญาณ

$$\frac{V_{out}}{V_2 - V_1} = \left(1 + \frac{2R_1}{R_G}\right)\frac{R_3}{R_2}$$



รูปที่ 2.23ลักษณะของ AD620

ถ้าเลือกใช้ไอซีสำเร็จรูป AD620 จะหาอัตราขยายได้จากสมการ

$$Gain = 1 + (\frac{49.4\ k\Omega}{R_G})$$

2.6.1 คุณสมบัติของ AD620

2.6.1.1ง่ายต่อการใช้งาน

- การตั้งค่าอัตราขยายด้วยตัวต้านทานภายนอกหนึ่งตัว ซึ่งช่วงอัตราขยายคือ 1 ถึง10,000 เท่า
- สามารถป้อนแหล่งจ่ายไฟได้ตั้งแต่ ±2.3 V ถึง ±18 V
- มีประสิทธิภาพสูงกว่าการออกแบบ In Amp (IA) ซึ่งสร้างจาก Op-Amp 3 ตัว
- มีพลังงานต่ำและกระแสไฟฟ้าเลี้ยงวงจรของ Op-Amp มีค่าสูงสุด 1.3mA

2.6.1.2 สัญญาณรบกวนต่ำ

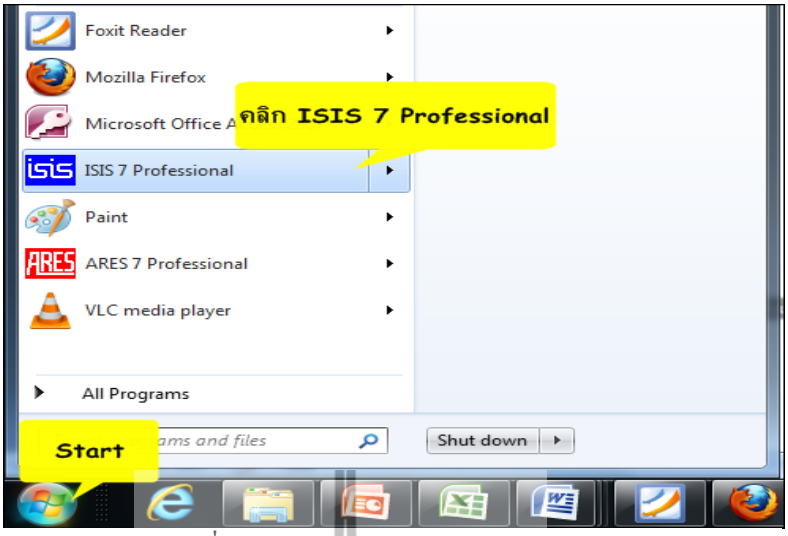
2.7 โปรแกรม Proteus

โปรแกรม Proteus เป็นโปรแกรมที่มีความสามารถมากอีกโปรแกรมหนึ่งในงานด้านอิเล็กทรอนิกส์ เพราะสามารถออกแบบวงจรไฟฟ้า พร้อมทั้งจำลองการทำงานของวงจรได้ ทั้งยังสามารถออกแบบลายวงจรพิมพ์ได้อีกด้วย ความสามารถที่โดดเด่นขอ งโปรแกรม Proteusนั้น จะกล่าวได้ว่า เป็นโปรแกรมที่สามารถจำลองพฤติกรรม (Simulator) การทำงานของวงจรที่ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ เบอร์ต่างๆได้มากมาย โดยไม่ต้องประกอบวงจรให้เสียเวลา เพื่อพิสูจน์ว่าโปรแกรมที่เขียนขึ้นใช้งานได้หรือไม่ โดยวงจรและโปรแกรม(Source code) ที่ตรวจสอบด้วยโปรแกรม Proteus เป็นที่เรียบร้อยแล้วว่าถูกต้อง เราก็สามารถสร้างวงจรจริงได้ตามต้องการ โปรแกรม Proteus เป็นโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นโดยบริษัท แล็บเซ็นเตอร์อิเล็กทรอนิกส์จำกัด (Labcenter Electronics Ltd.) ที่ประเทศอังกฤษ โปรแกรม Proteusมีชื่อเต็มว่า Labcenter Electronics Proteus ซึ่งภายในโปรแกรมจะประกอบด้วยส่วนประกอบหลัก 2 ส่วน คือ ISIS (ใช้ออกแบบและจำลองการทำงานของวงจรต่างๆ)และ ARES (ใช้ออกแบบลายวงจรพิมพ์ โดยนำวงจรจากโปรแกรม ISIS เข้ามาออกแบบให้อยู่ในรูปเหมือนรูปอุปกรณ์จริงทุกอย่าง)

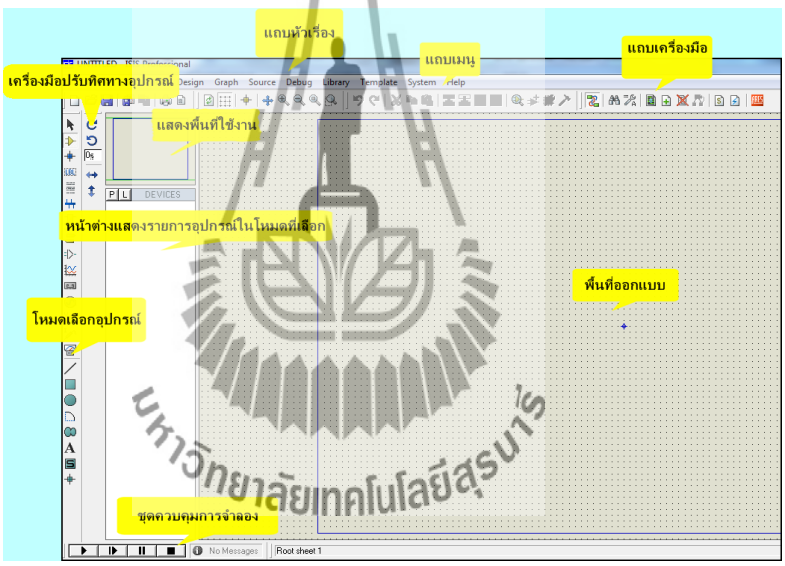
ความสามารถในการทำงานของโปรแกรม Proteusก็คือสามารถจำลองการทำงานของวงจรอิเล็กทรอนิกส์ได้หลากหลายรูปแบบไม่ว่าจะเป็นแบบอนาล็อกและแบบดิจิตอล หรือทั้งแบบอนาล็อกและดิจิตอลผสมกันนอกจากนี้ยังสามารถออกแบบลายวงจรพิมพ์ (PCB) ได้อีกด้วยจุดเด่นของโปรแกรม Proteus ที่เป็นที่นิยมและชื่นชอบก็คือการจำลองการทำงานของวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลต่างๆทำให้การสร้างโครงงานต่างๆสามารถประหยัดเวลาและค่าใช้จ่ายเป็นอย่างมากเพราะในอดีตการเขียนโปรแกรมขึ้นมานั้น จะต้องต่อวงจรจริงเพื่อทดสอบทำให้เสียเวลาและค่าใช้จ่ายมากในกรณีที่วงจรฮาร์ดแวร์และโปรแกรมที่เขียนขึ้นไม่สนับสนุนซึ่งกันและกัน

2.7.1 ส่วนประกอบที่สำคัญของโปรแกรม ISIS

ในการออกแบบวงจรไฟฟ้าและจำลองการทำงาน ต้องออกแบบภายในโปรแกรม ISIS นี้เท่านั้น ซึ่งภายในจะประกอบไปด้วย เครื่องมือช่วยเหลือและพื้นที่ทำงาน ซึ่งจะทำให้ออกแบบวงจรไฟฟ้าได้ง่ายขึ้น



รูปที่ 2.24เข้าสู่โปรแกรม ISIS 7 Professional



รูปที่ 2.25ส่วนประกอบที่สำคัญของโปรแกรม ISIS

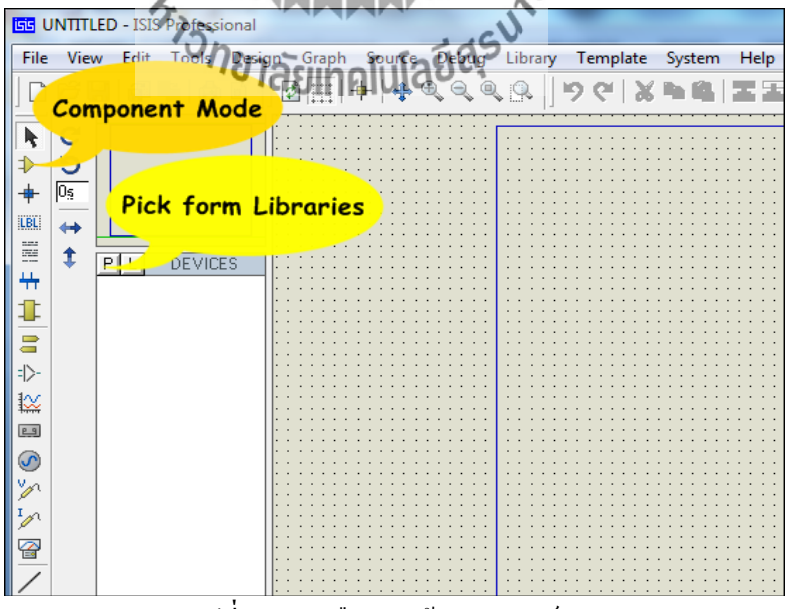
- แถบหัวเรื่อง (Title) คือ ส่วนที่บ่งบอกถึงชื่อโปรแกรมที่ใช้อยู่ ณ ปัจจุบัน
- แถบเครื่องมือ (Toolbar) แสดงเป็นปุ่มเครื่องมือที่ใช้งานบ่อยๆ โดยด้านบนจะเป็นเครื่องมือเกี่ยวกับการจัดการไฟล์และมุมมองของโปรแกรม ส่วนด้านซ้ายเป็นเครื่องมือการสร้างวงจรบนพื้นที่ทำงาน
- แถบเมนู (Menus) เป็นส่วนที่รวมคำสั่งที่ใช้ทั้งหมดของโปรแกรมไว้ในเมนูต่างๆ
- หน้าต่างแสดงอุปกรณ์ที่เลือก/แสดงพื้นที่ใช้งาน (Overview window) ใช้แสดงรูปร่างอุปกรณ์ที่เลือกใช้งาน และใช้เลื่อนพื้นที่ทำงานได้อีกด้วย

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

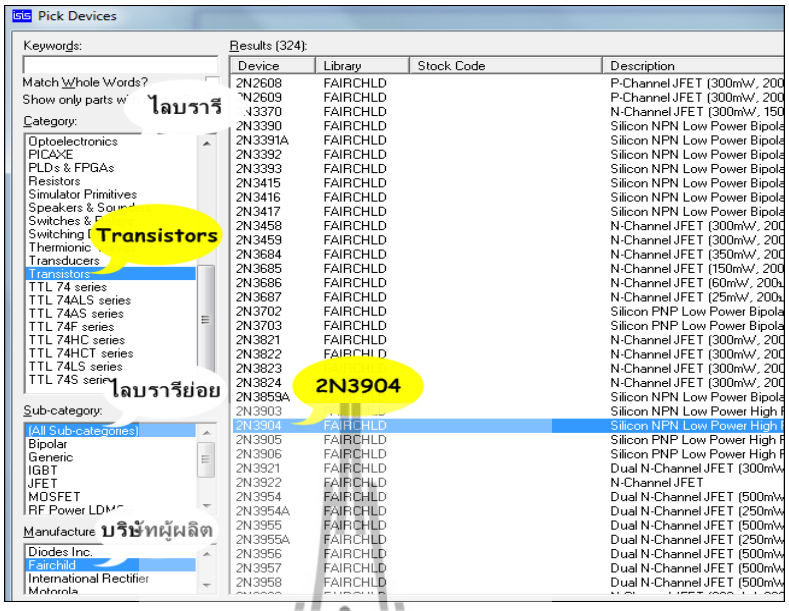
- โหมดเลือกอุปกรณ์ (Component Mode) ใช้เลือกอุปกรณ์ชนิดต่างๆ ได้ภายในโหมดนี้
- หน้าต่างแสดงรายการอุปกรณ์ในโหมดที่เลือก (Object Selector) แสดงชื่อรายการอุปกรณ์ที่เลือกไว้ในโหมดเลือกอุปกรณ์ (Component Mode) เพื่อจะนำมาสร้างวงจรในพื้นที่ทำงาน
- พื้นที่ทำงาน (Editing Window) เป็นพื้นที่ออกแบบวงจรไฟฟ้า
- ชุดควบคุมการจำลอง (Simulation Controls) เป็นแถบของปุ่มควบคุม การจำลองการทำงานของวงจร
- เครื่องมือปรับทิศทางอุปกรณ์ ใช้ปรับทิศทางการหมุนหรือเปลี่ยนแถบอุปกรณ์

2.7.1.1 การเลือก – หาอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์

- คลิกปุ่ม เพื่อค้นหาอุปกรณ์ และคลิกปุ่ม Pick formLibraries เพื่อเลือกอุปกรณ์จากไลบรารี ก็จะปรากฏหน้าต่าง Pick Devicesขึ้นมา
- คลิกเลือกไลบรารีตามต้องการ ในที่นี้เลือกคลิกที่ไลบรารี Transistors
- ดับเบิ้ลคลิกที่ชื่ออุปกรณ์ที่ต้องการเลือก ในที่นี้เลือก 2N3904 แล้วก็ปิดหน้าต่าง Pick Devices



รูปที่ 2.26การเลือกและค้นหาอุปกรณ์



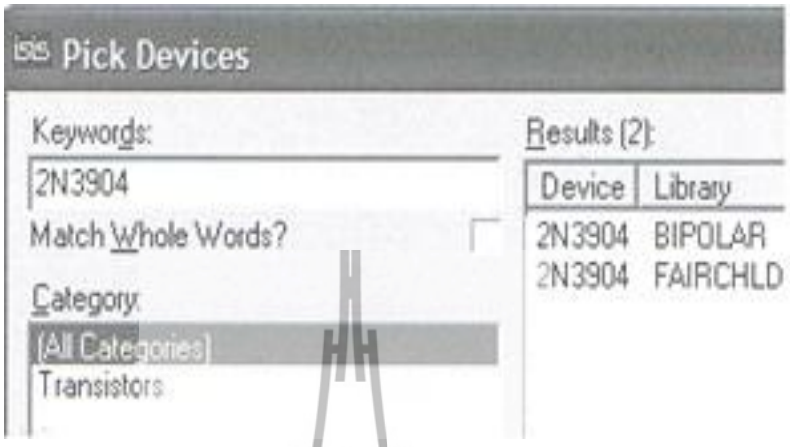
\

รูปที่ 2.27เลือกไลบรารี, ไลบรารีย่อย, บริษัทผู้ผลิต, อุปกรณ์ที่ต้องการ

เราสามารถเลือกอุปกรณ์ที่ต้องการใช้กี่ชนิดก็ได้รายการอุปกรณ์ที่เราเลือกเข้ามาอยู่ในช่องนี้เสมอ

รูปที่ 2.28พื้นที่ที่แสดงอุปกรณ์ที่เลือก

ในหน้าต่าง Pick Devicesจะเห็นว่า มีช่อง Keywords อยู่ ซึ่งช่องนี้เอาไว้พิมพ์ชื่ออุปกรณ์หรือเบอร์อุปกรณ์ ที่เราต้องการได้อัตโนมัติ เช่น พิมพ์เบอร์ ทรานซิสเตอร์ 2N3904 โปรแกรมก็แสดงรายการอุปกรณ์ที่มีชื่อขึ้นมา



รูปที่ 2.29การค้นหาแบบอัตโนมัติ

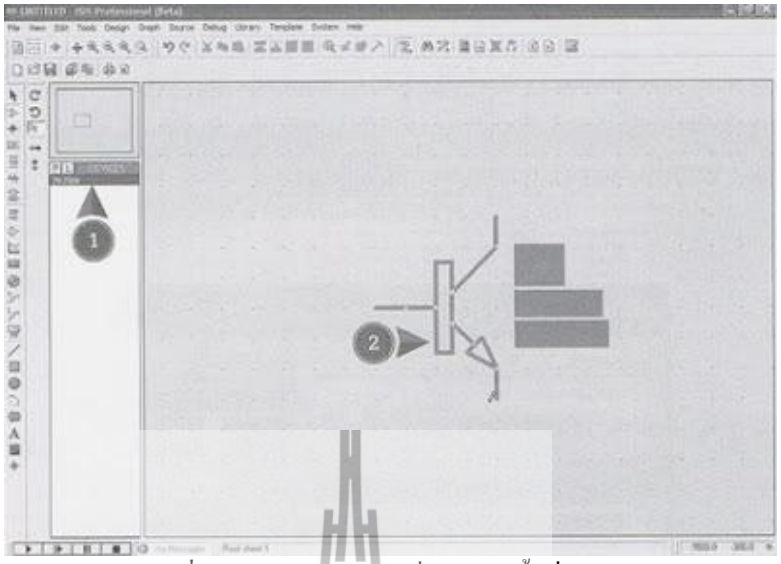
2.7.1.2 การย่อ-ขยายพื้นที่ทำงาน

เพื่อความสะดวกในการมองวงจร เราสามารถย่อ-ขยายพื้นที่ทำงานได้ง่าย ๆ โดยเลื่อนลูกกลิ้งที่อยู่ตรงกลางเมาส์ พื้นที่ทำงานก็จะย่อ-ขยายได้ตามต้องการ แต่ในกรณีที่เมาส์ของท่านไม่มีลูกกลิ้งตรงกลาง ก็สามารถใช้เครื่องมือ Zoom In, Zoom Out ในการย่อขยายพื้นที่ทำงานได้

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

2.7.1.3การวางและการเคลื่อนย้ายอุปกรณ์

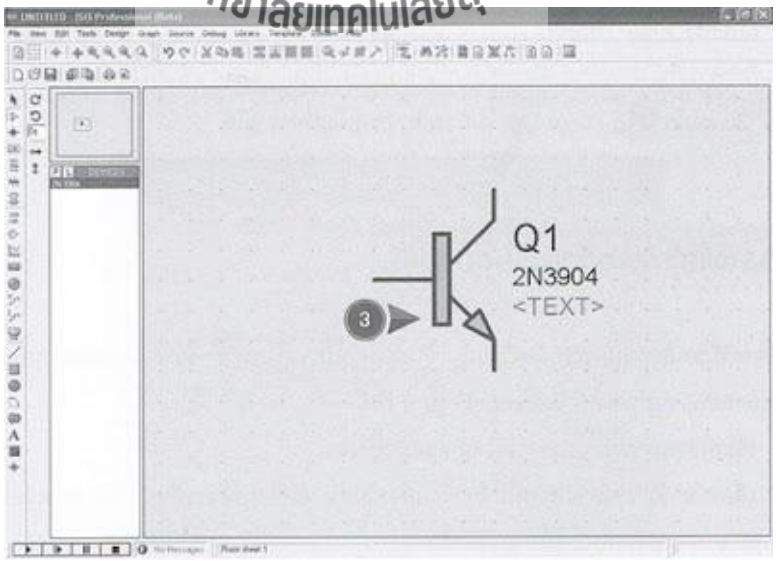
- คลิกที่ชื่ออุปกรณ์ที่ต้องการใช้ให้เกิดแถบสีน้ำเงิน
- เลื่อนเมาส์มายังตำแหน่งพื้นที่ว่าง แล้วคลิกเมาส์หนึ่งครั้งจะเห็นว่าสัญลักษณ์อุปกรณ์จะลอยติดมากับเมาส์ เราสามารถเลื่อนไปมาได้ตามต้องการ



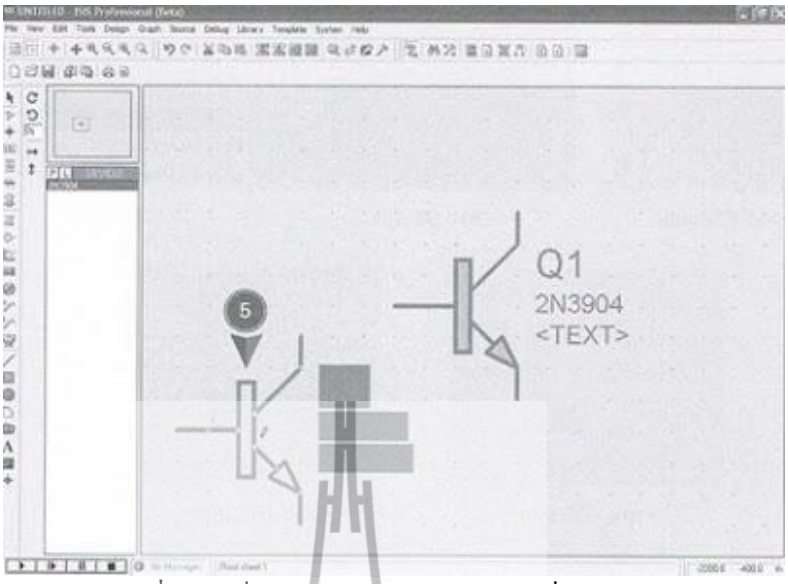
รูปที่2.30นำอุปกรณ์มาวางที่ตำแหน่งพื้นที่ทำงาน

- เมื่อหาตำแหน่งที่ต้องการได้แล้ว ให้คลิกเมาส์อีกครั้งหนึ่ง อุปกรณ์ก็จะถูกวางลงไปบนพื้นที่ทำงาน
- เมื่อวางอุปกรณ์ลงไปแล้ว ต้องการเคลื่อนย้ายอุปกรณ์ไปยังตำแหน่งอื่น ให้คลิกเมาส์ซ้ายที่อุปกรณ์จนเป็นสีแดง
- จากนั้นคลิกเมาส์ซ้ายค้างไว้อีกครั้ง ก็จะทำให้อุปกรณ์ลอยติดกับเมาส์นำไปวางในตำแหน่งที่ต้องการได้

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



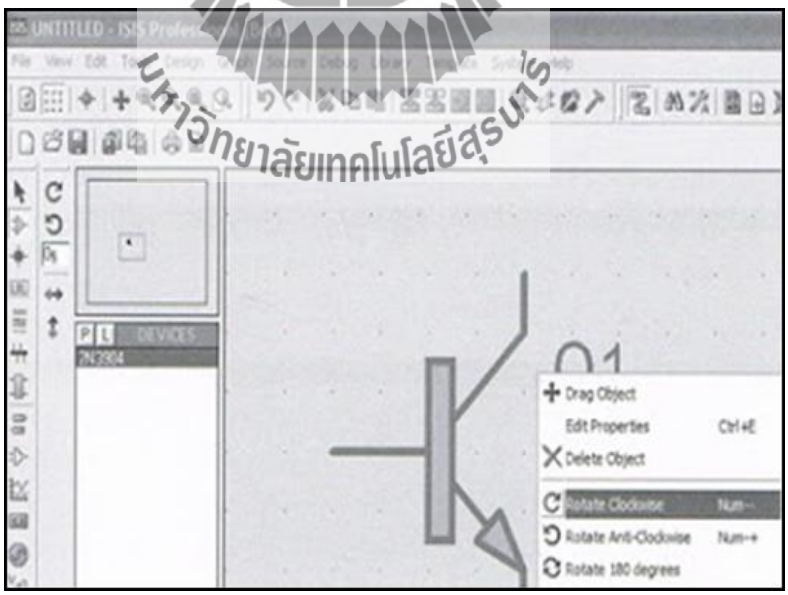
รูปที่ 2.31เลือกตำแหน่งที่ต้องการ



รูปที่ 2.32เคลื่อนย้ายอุปกรณ์จนได้ตำแหน่งที่ต้องการ

2.7.1.4การหมุนอุปกรณ์

คลิกขวาที่อุปกรณ์ เลือก> Rotate Clockwise เพื่อหมุนอุปกรณ์แบบตามเข็มนาฬิกา ครั้งละ 90 องศา

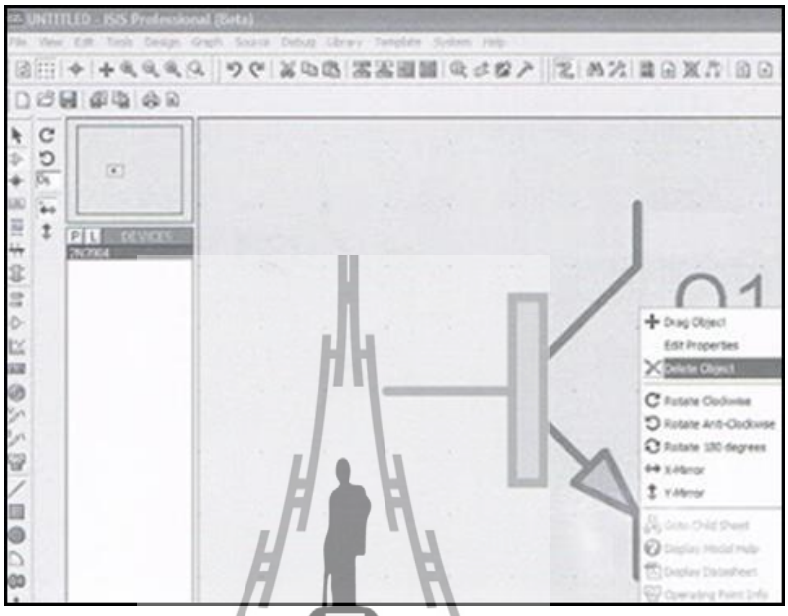


รูปที่ 2.33การหมุนอุปกรณ์ครั้งละ 90 องศา

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

2.7.1.5 การลบอุปกรณ์

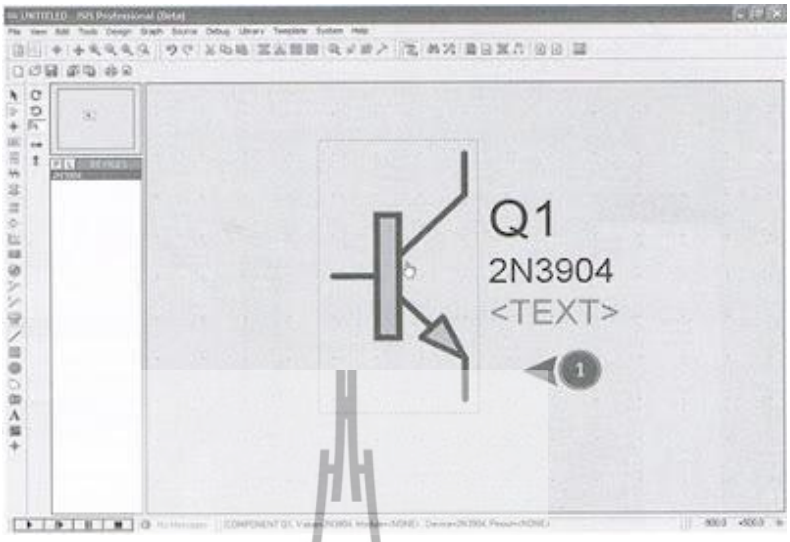
คลิกขวาที่อุปกรณ์เลือก> Delete Object แล้วอุปกรณ์ก็จะถูกลบออกไป



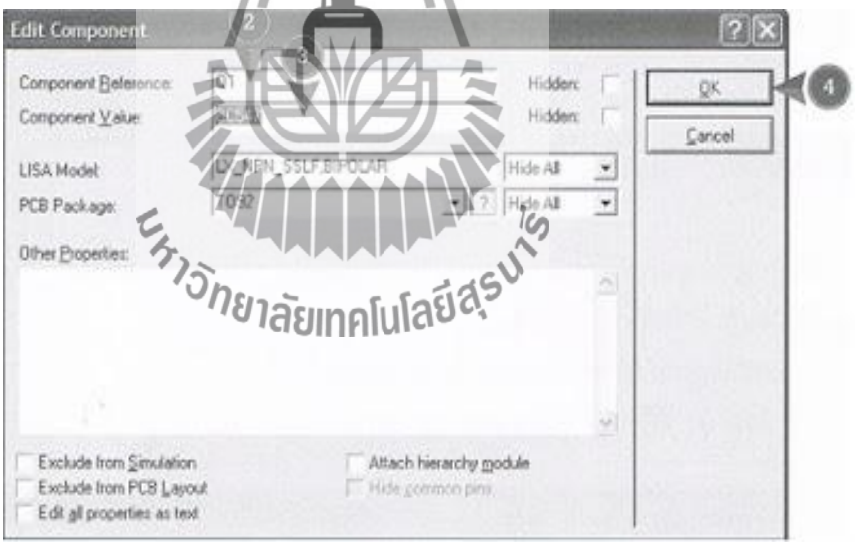
รูปที่ 2.34การลบอุปกรณ์

2.7.1.6การกำหนดค่าให้อุปกรณ์

- ดับเบิ้ลคลิกที่อุปกรณ์ที่ต้องการเข้าไปกำหนดค่า
- กำหนดชื่อหรือลำดับอุปกรณ์ในช่อง Component Reference ตามต้องการ ในที่นี้คือ Q1
- กำหนดค่าหรือเบอร์อุปกรณ์ในช่อง Component Value ตามต้องการ ในที่นี้คือ BC547 แล้วคลิกที่ปุ่ม OK

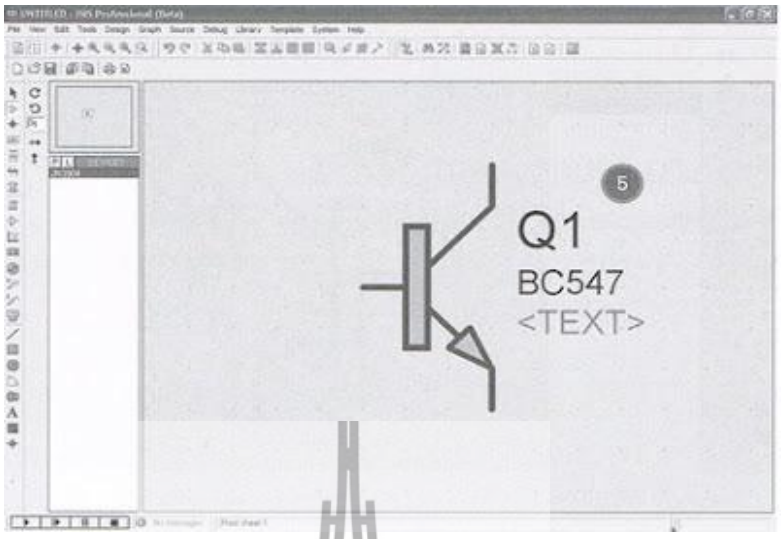


รูปที่ 2.35เริ่มต้นกำหนดค่าให้กับอุปกรณ์



รูปที่ 2.36กำหนดชื่อและกำหนดค่าให้กับอุปกรณ์

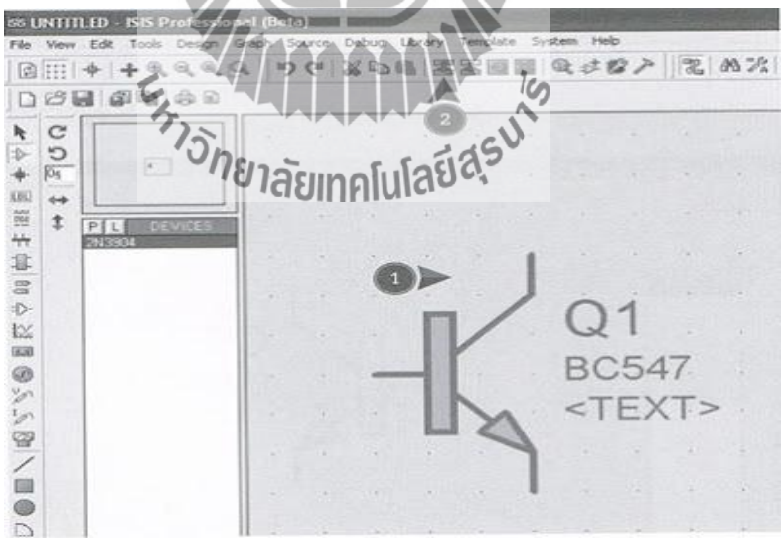
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่2.37คุณสมบัติของอุปกรณ์จะเปลี่ยนไปตามที่เรากำหนด

2.7.1.7 การคัดลอกอุปกรณ์

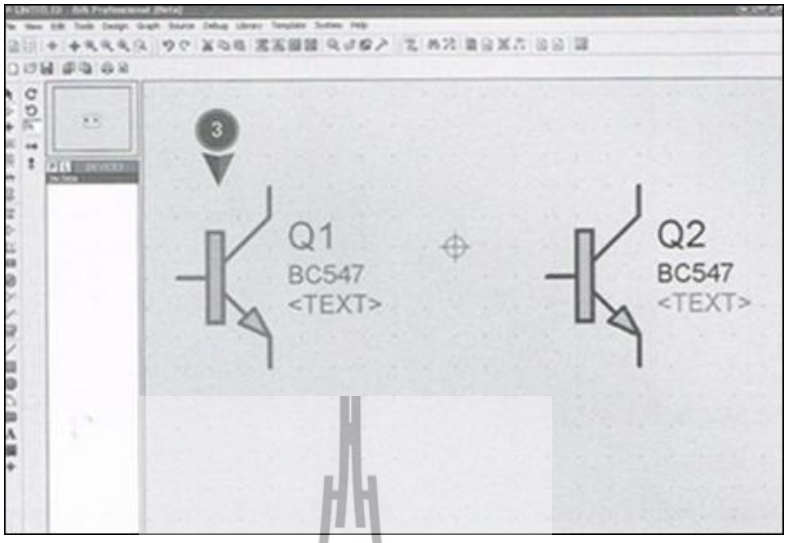
- คลิกที่อุปกรณ์ที่ต้องการคัดลอกให้กลายเป็นสีแดง
- คลิกที่ปุ่ม Block Copy เพื่อใช้คำสั่งคัดลอกอุปกรณ์



รูปที่ 2.38คัดลอกอุปกรณ์โดยใช้คำสั่ง Block Copy

จะเห็นว่ามีอุปกรณ์ลอยติดมากับเมาส์ ให้คลิกวางลงไปในตำแหน่งที่ต้องการ ก็จะได้อุปกรณ์ที่มีค่าเหมือนกันตามต้องการ

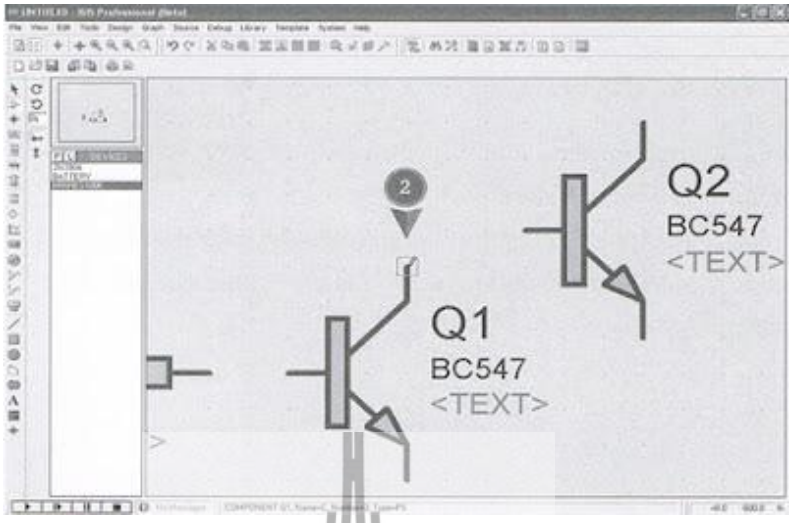
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



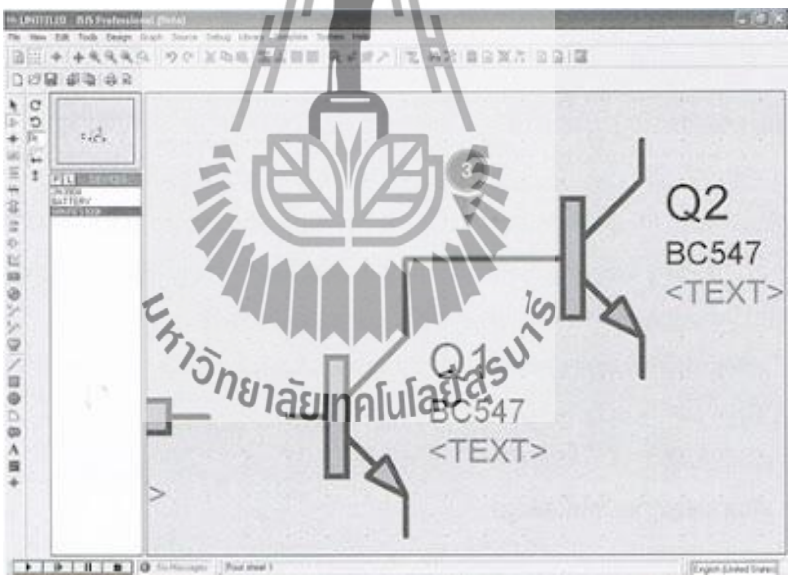
รูปที่ 2.39จะได้อุปกรณ์จากการCopy ที่มีค่าเหมือนกัน

2.7.1.8การเชื่อมสายสัญญาณ

- นำเมาส์มาชี้ที่ขาอุปกรณ์ ขา C ของ Q1 จะสังเกตเห็นว่าเกิดสี่เหลี่ยมเล็กๆ สีแดงขึ้นมา ซึ่งหมายความว่าสามารถเชื่อมต่อสายสัญญาณได้ ให้คลิกเมาส์หนึ่งครั้งเพื่อทำการเชื่อมต่อ
- จากนั้นเดินสายสัญญาณมายังขา B ของ Q2 จะเห็นว่า เกิดสี่เหลี่ยมเล็กๆ สีแดงขึ้นมาเช่นกัน ให้คลิกเมาส์หนึ่งครั้ง เพื่อทำการเชื่อมต่อ จึงทำให้การเชื่อมต่อสายสัญญาณขา C ของ Q1 กับขา B ของ Q2 ต่อกันโดยสมบูรณ์



รูปที่ 2.40เริ่มทำการเชื่อมต่อสายสัญญาณ



รูปที่ 2.41เชื่อมต่อสายสัญญาณระหว่างอุปกรณ์เสร็จเรียบร้อย

2.7.2 เริ่มต้นสร้างลายวงจรพิมพ์

PCB ย่อมาจากคำว่า Print Circuit Board เป็นส่วนประกอบพื้นฐานที่สำคัญของวงจรอิเล็กทรอนิกส์ซึ่งจะใช้เป็นทางเดินสัญญาณไฟฟ้าของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต่างๆที่อยู่บนวงจรแผ่น PCB ในปัจจุบัน มีอยู่ 3 ชนิด คือ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

1. ชนิดเซลลูโลสฟีโนลิกเรซิน (Phenolic Cellulose Paper):แผ่นเป็นสีน้ำตาลเข้ม ซึ่งนิยมใช้กันมากเพราะมีราคาถูกที่สุดแต่มีข้อเสียคือ ทนความร้อนได้น้อยที่สุดเช่นกัน

2.ชนิดเซลลูโลสอีพอกไซด์เรซิน (Epoxide Cellulose Paper):แผ่นเป็นสีน้ำตาลอ่อนๆ และมีความทนทานกว่าชนิดเซลลูโลสฟีโนลิกเรซินชนิดนี้จะทนความร้อนได้ดีพอสมควร

3.ชนิดอีพอกไซด์เรซิน (Epoxide Woven Glass Fabric):แผ่นเป็นแบบใส มองเห็นเนื้อทองแดงด้านบน มีความแข็งแรงและทนความร้อนมากที่สุด

2.7.2.1 ความหมายของFoot Print

Foot Printคือ รูปร่างที่อ้างอิงจากอุปกรณ์จริงไม่ว่าจะเป็นระยะห่างของขาอุปกรณ์ ความยาวความกว้างของตัวถึงอุปกรณ์เป็นต้น ซึ่งจะเปรียบเสมือนกับอุปกรณ์จริงทุกอย่างเพื่อใช้ในการออกแบบลายวงจรพิมพ์

2.7.2.2 สิ่งที่ต้องคำนึงก่อนการออกแบบ

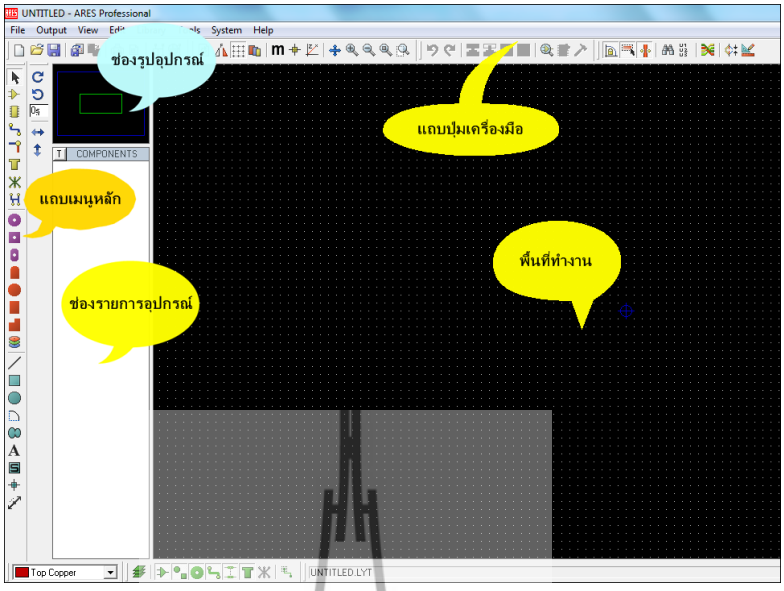
สิ่งที่จำเป็นและสำคัญมากสำหรับการออกแบบลายวงจรพิมพ์ คือขนาดของอุปกรณ์จริงที่ต้องใช้ในงาน PCB นั้น ต้องมีขนาดเท่ากันกับ Foot Printไม่เช่นนั้นแล้ว การลงอุปกรณ์บนแผ่น PCB จะเกิดปัญหาได้เพราะฉะนั้นก่อนออกแบบลายวงจรพิมพ์ทุกครั้ง ต้องใช้ Foot Print ให้ถูกต้องด้วย

2.7.3 ส่วนประกอบของไฟล์ PCB

ส่วนประกอบของไฟล์ PCBภายในโปรแกรมProteusจะมีชื่อว่าโปรแกรม ARES

- แถบเมนูหลักเป็นแถบที่รวบรวมคำสั่งทั้งหมดของโปรแกรม ARES ไว้
- แถบปุ่มเครื่องมือเป็นแถบที่รวบรวมคำสั่งที่ใช้บ่อยๆ โดยแสดงเป็นรูปภาพบนปุ่ม
- ช่องรายการอุปกรณ์แสดงรูปอุปกรณ์ที่อยู่ในพื้นที่ทำงาน
- พื้นที่ทำงานใช้ออกแบบลายวงจรพิมพ์
- ช่องรูปอุปกรณ์แสดงรูปอุปกรณ์ที่อยู่ในพื้นที่ทำงาน

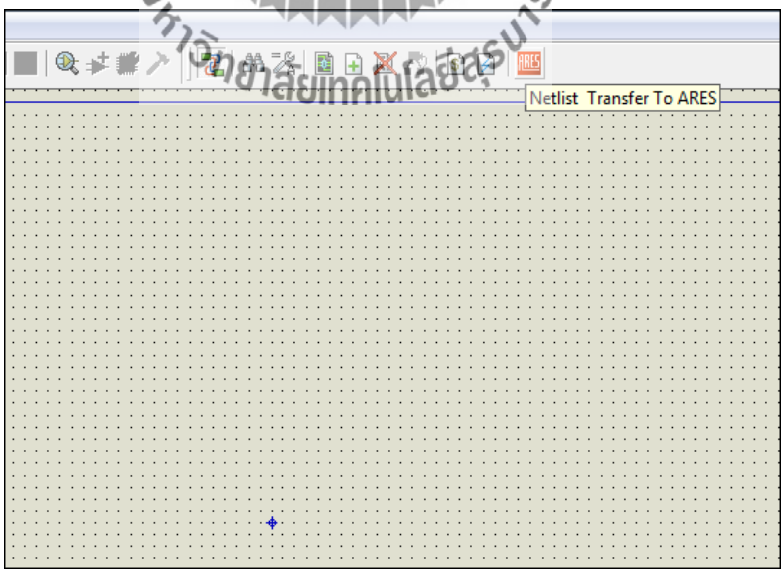
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



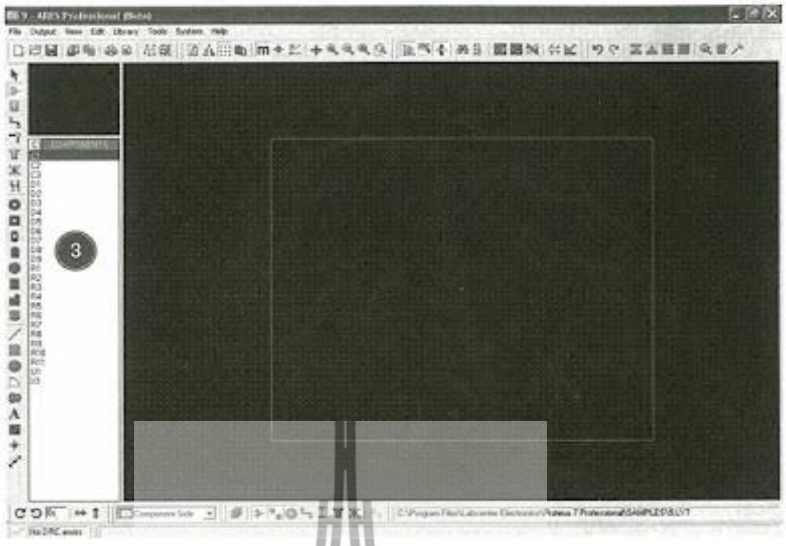
รูปที่ 2.42ส่วนประกอบสำคัญของโปรแกรม ARES Professional

2.7.4 การเข้าสู่โปรแกรม ARES

เมื่อตรวจสอบว่าวงจรไฟฟ้า (ที่เป็นไฟล์ Schematic) ที่ทำขึ้นถูกต้องแล้ว ก็คลิกที่ Netlist Transfer To ARES



รูปที่ 2.43เริ่มต้นเข้าสู่โปรแกรม ARES



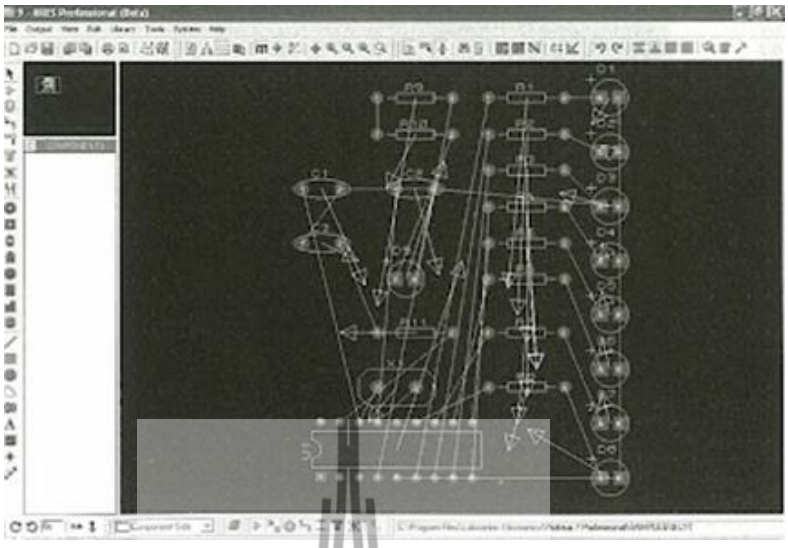
รูปที่ 2.44รายการอุปกรณ์ที่ต้องใช้ จะปรากฏเข้ามาในโปรแกรม ARES

2.7.5 การวางอุปกรณ์ด้วยตัวเอง

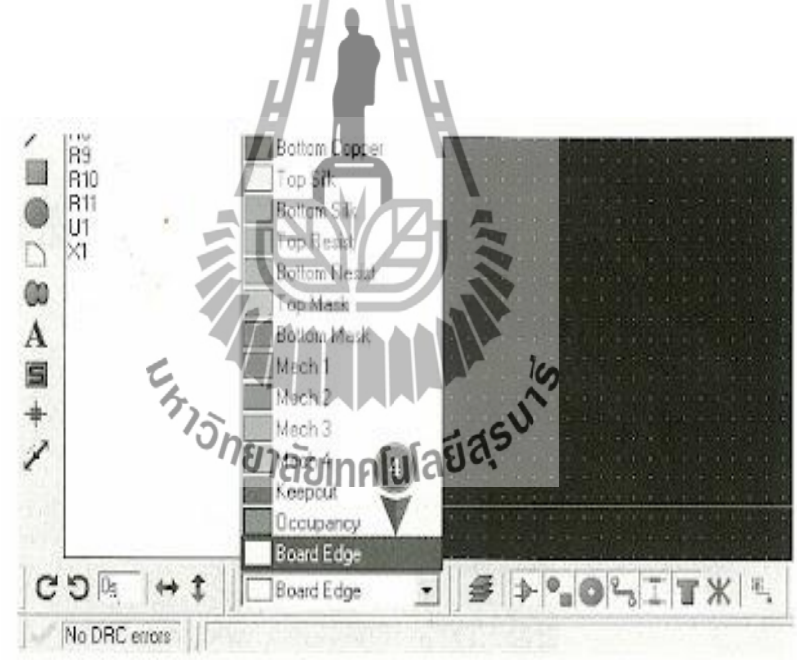
เมื่อแปลงไฟล์ Schematic ให้เป็นไฟล์ PCB แล้วจะเห็นว่าอุปกรณ์ยังไม่ได้ถูกวางไว้บนพื้นที่ทำงาน ซึ่งการออกแบบนั้นต้องวางอุปกรณ์ให้ครบทุกตัวก่อน จึงจะออกแบบได้ โดยจะมีสองวิธีคือวางด้วยตัวเองและวางแบบอัตโนมัติ การวางด้วยตัวเองนั้นเป็นวิธีที่ดีที่สุดสำหรับการออกแบบลายวงจรพิมพ์เพราะเราสามารถเลือกตำแหน่งอุปกรณ์ได้ตามต้องการส่วนการวางแบบอัตโนมัติเหมาะกับวงจรที่มีอุปกรณ์มากๆแต่ก็วางได้ไม่ดีเท่ากับวางด้วยตัวเองอยู่ดีในที่นี้ใช้การวางอุปกรณ์ด้วยวิธีการวางด้วยตัวเอง

- คลิกที่ปุ่ม เลือกอุปกรณ์
- เลื่อนเมาส์มาคลิกในพื้นที่ทำงาน เพื่อวางอุปกรณ์ลงไป
- จากนั้นวางอุปกรณ์ให้ครบทุกตัว
- คลิกที่ช่องเลเยอร์ เลือก Board Edge เพื่อสร้างแผ่น PCB
- คลิกที่ปุ่ม เพื่อสร้างกรอบสี่เหลี่ยมจากนั้นลากเมาส์ค รอบอุปกรณ์ทุกตัว ก็จะได้ขนาด PCB ที่เหมาะสม

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

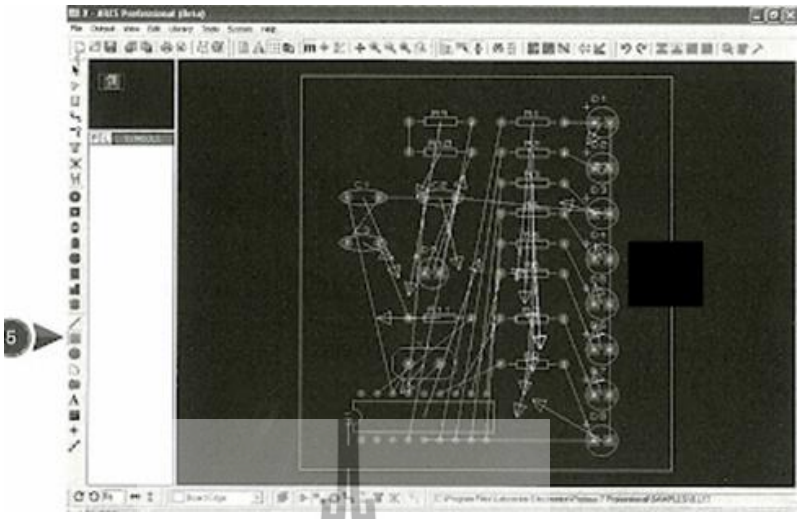


รูปที่ 2.45วางอุปกรณ์จนครบทุกตัว



รูปที่ 2.46เลือก Board Edge เพื่อกำหนดขนาดของแผ่น PCB

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



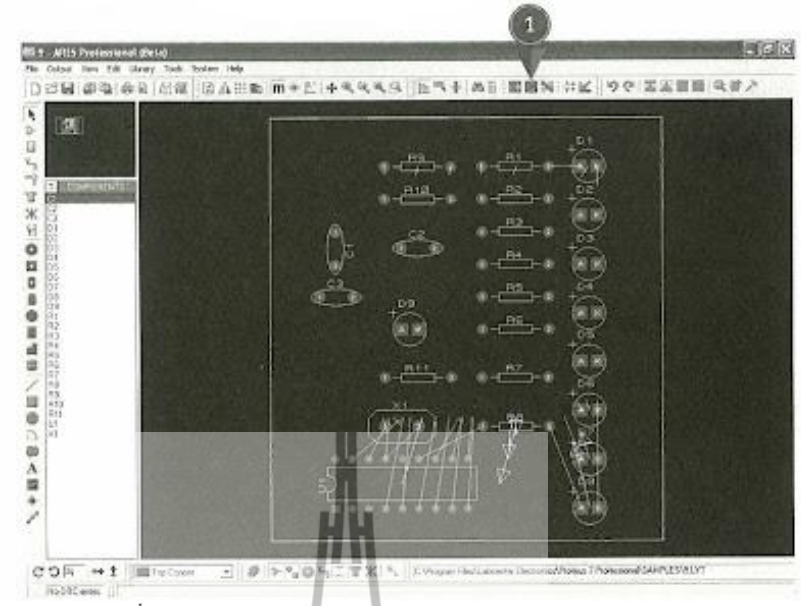
รูปที่ 2.47จะได้ขนาดของแผ่น PCB ตามต้องการ

2.7.6การเดินลายทองแดงอัตโนมัติ

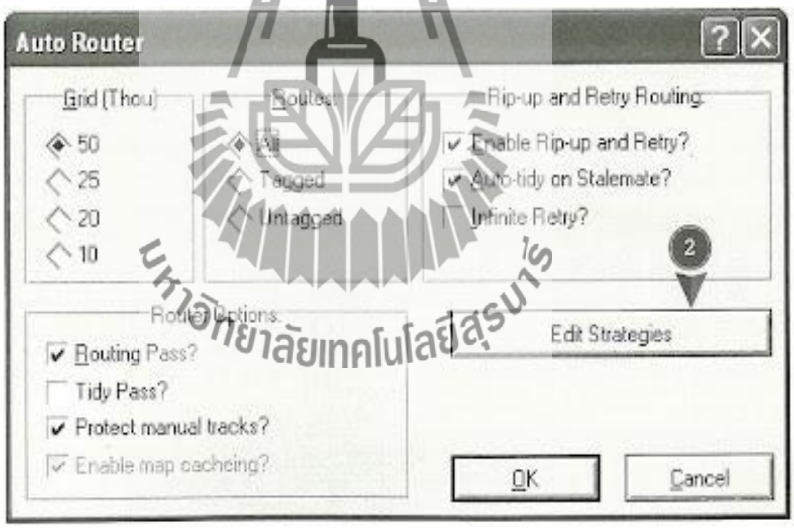
การเดินลายทองแดงวิธีนี้เป็นวิธีที่สะดวกและง่าย เหมาะกับวงจรที่มีความซับซ้อนมากๆโดยในตัวอย่างนี้จะเดินแบบ Single Layer (ชนิดหน้าเดียว)

การเดินลายทองแดงหน้าเดียวแบบอัตโนมัติ ในบางวงจรที่มีอุปกรณ์มากๆก็ไม่สามารถเดินลายทองแดงได้ครบทุกตัว เพราะความซับซ้อนมีมากเกินไปอาจทำให้ เกิดความผิดพลาดได้ ซึ่งขั้นตอนมีดังนี้

- คลิกที่ปุ่ม เดินลายทองแดงอัตโนมัติ
- คลิกที่ปุ่มEdit Strategies
- คลิกที่ช่อง Pair 1 (Hoz) เลือก None เพื่อปิดการใช้งาน Top Copper คลิก OK
- จะปรากฏหน้าต่าง Auto Router ขึ้นมา จากนั้นคลิก OK อีกครั้ง

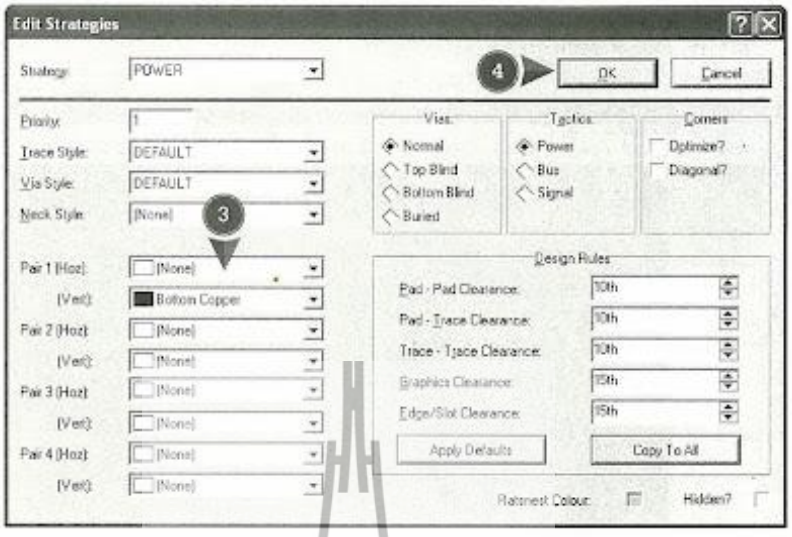


รูปที่ 2.48 Auto Router เป็นการค้นหาเส้นทางแบบอัตโนมัติ

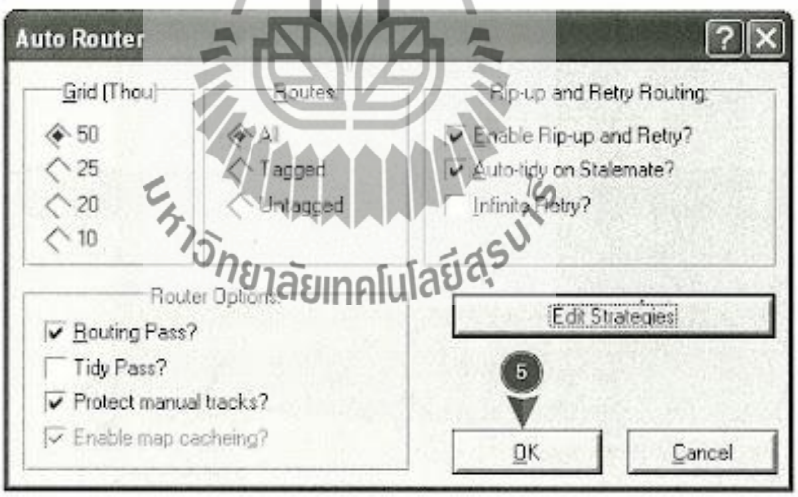


รูปที่ 2.49การค้นหาเส้นทางลายทองแดงแบบอัตโนมัติ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

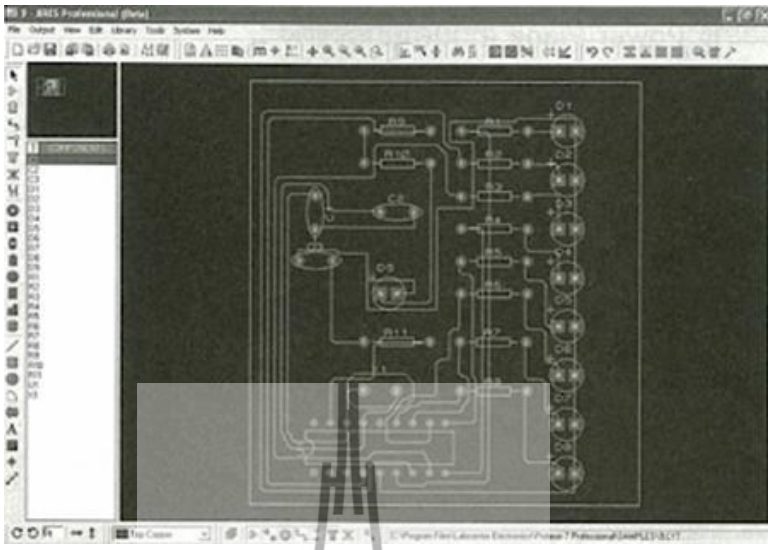


รูปที่ 2.50ตั้งค่าการออกแบบลายทองแดงหน้าเดียว



รูปที่ 2.51ตั้งค่าการค้นหาเส้นทางแบบอัตโนมัติ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 2.52ลายทองแดงที่ได้จากการค้นหาเส้นทางแบบอัตโนมัติ

2.7.7การลบลายทองแดง

ในกรณีที่ต้องการลบลายทองแดงที่ไม่ต้องการ ก็สามารถลบออกได้ง่ายโดยเลือกลายทองแดงที่ต้องการลบ แล้วคลิกขวาสองครั้ง ก็จะทำให้ลายทองแดงหายไป

2.7.8การเพิ่มขนาดลายทองแดง

ในกรณีที่เดินลายทองแดงไปแล้ว ต้องการที่จะเพิ่มขนาดให้กับลายทองแด งให้ใหญ่ขึ้นก็เลือกลายทองแดงที่ต้องการเพิ่มขนาด จากนั้นคลิกขวาที่ลายทองแดงที่เลือกไว้ แล้วเลือก Change Trace Style > T40 (เลือกขนาดตามต้องการ)

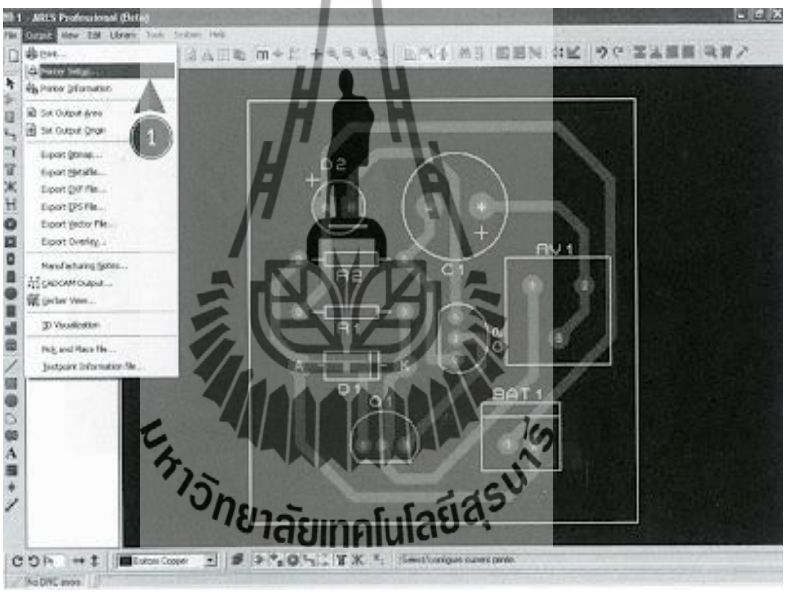
ส่วนลายทองแดงที่เดินไปแล้ว สามารถเปลี่ยนให้เป็นมุม 45 องศาได้โดยคลิกขวาที่ลายทองแดงที่ต้องการเปลี่ยน แล้วเลือกMitreก็จะทำให้ลายทองแดงมีมุมเป็น 45 องศาทั้งเส้น

2.7.9การพิมพ์ลายทองแดง

การพิมพ์งานนั้นเป็นส่วนที่สำคัญมาก เพื่อใช้ในการดูลายวงจรพิมพ์ที่เราออกแบบเสร็จเรียบร้อยแล้วว่าเป็นอย่างไรบ้าง และในโปรแกรมนั้นยังสามารถพิมพ์เฉพาะส่วนที่เราต้องการได้

2.7.9.1เมื่อสร้างลายทองแดงเสร็จเรียบร้อยแล้ว ถ้าต้องการพิมพ์งานสามารถทำได้ง่ายๆ ดังนี้คลิกที่เมนู Output > Printer Setup

- ในกรอบ Printer คลิกที่ช่อง Name เพื่อเลือกเครื่อง Printer ที่ต้องการพิมพ์ลายทองแดง
- ในกรอบ Paper คลิกที่ช่อง Size เพื่อเลือกขนาดกระดาษที่ต้องการใช้กับเครื่อง Printer
- ในกรอบ Orientation คลิกเลือกรูปแบบกระดาษ Portrait แบบแนวตั้ง Landscape แบบแนวนอนและเมื่อตั้งค่าต่างๆ ได้แล้ว ให้คลิกที่ปุ่มOK



รูปที่ 2.53ตั้งค่าการพิมพ์

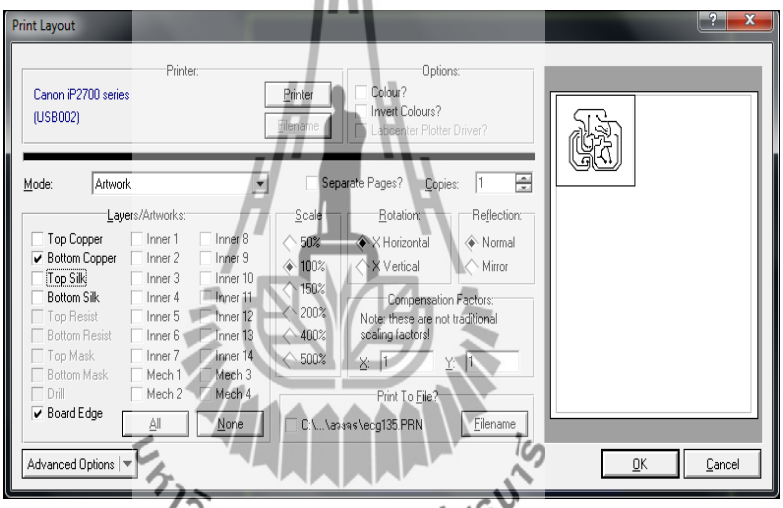
2.7.9.2 คลิกที่ปุ่มเาหนดรายละเอียดก่อนพิมพ์ลายทองแดง

- ที่กรอบ Printer บอกชื่อ Printer ที่เราใช้งานอยู่ในขณะนี้ ถ้าต้องการเปลี่ยนPrinter ให้คลิกที่ปุ่ม Printer
- ที่กรอบ Options ในช่อง Invert Coloursคือ การกลับสีของลายทองแดงให้ตรงข้ามกับสีที่ใช้ปัจจุบัน
- ที่ช่อง Mode ใช้เลือกเลเยอร์ต่างๆ ในการพิมพ์งาน
- ในกรอบ Layers/Artworks คลิกเพื่อเลือกเฉพาะเลเยอร์ที่ต้องการใช้

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

- ในกรอบ Scale เลือกขนาดลายทองแดง
- ในกรอบ Rotation เลือกรูปแบบลายทองแดง Vertical แนวตั้ง หรือ Horizontal แนวนอน
- ในกรอบ Reflectionเลือกกลับด้านลายทองแดง Normal แบบปกติ Mirror แบบกลับด้าน
- เลื่อนรูปภาพได้โดยคลิกเมาส์ที่รูปลายทองแดงค้างไว้
- กำหนดตำแหน่งรูปภาพได้โดยดับเบิ้ลคลิกที่รูปลายทองแดง

2.7.9.3 เมื่อกำหนดรายละเอียดต่างๆแล้ว จากนั้นคลิกที่ปุ่ม OK เพื่อสั่งให้พิมพ์งานออกทางPrinter



รูปที่ 2.54การตั้งค่าก่อนพิมพ์

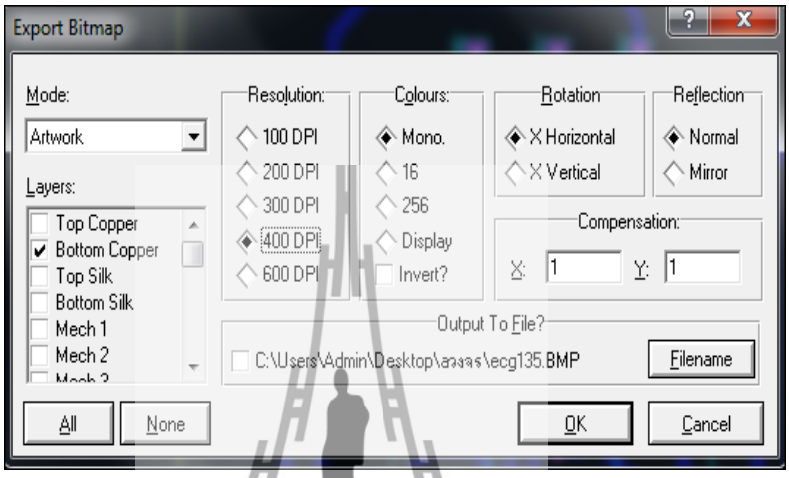
2.7.10การแปลงเป็นไฟล์รูปภาพ

ในโปรแกรม ARES นั้น มีความสามารถพิเศษ ในการแปลงไฟล์ PCB ให้เป็นไฟล์รูปภาพที่มีนามสกุล BMP ได้อีกด้วย ซึ่งมีขั้นตอนดังนี้

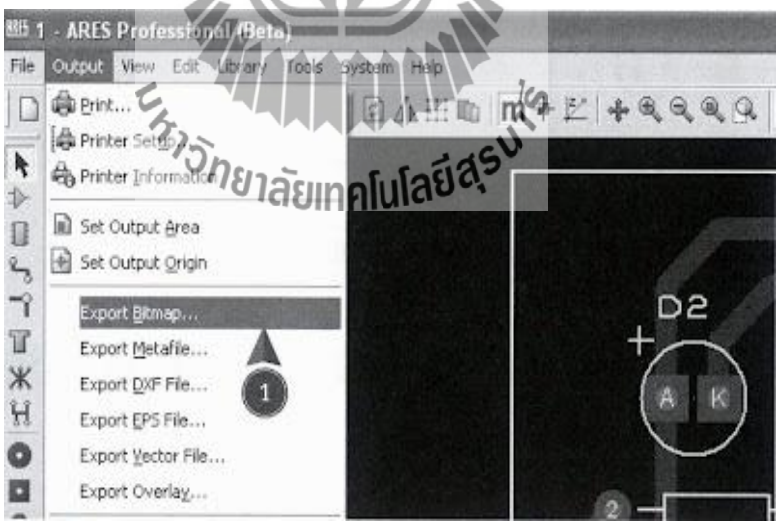
2.7.10.1 คลิกที่เมนู Output > Export Bitmap

- ในกรอบ Layers คลิกเพื่อเลือกเฉพาะเลเยอร์ที่ต้องการใช้
- ในกรอบ Resolution เลือกความละเอียดของรูปภาพ
- ในกรอบ Coloursเลือกรูปแบบสีตามต้องการ

- ในกรอบ Rotation เลือกรูปแบบลายทองแดง Vertical แนวตั้ง หรือ Horizontal แนวนอน
- ในกรอบ Reflection เลือกกลับด้านลายทองแดง Normal แบบปกติMirror แบบกลับด้าน



รูปที่ 2.55เข้าสู่การแปลงไฟล์รูปภาพ

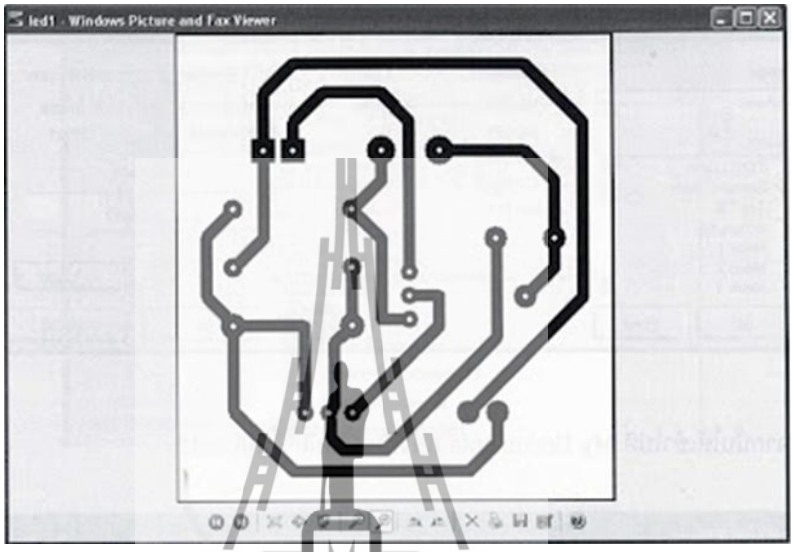


รูปที่ 2.56ตั้งค่าการทำไฟล์รูปภาพ

2.7.10.2 คลิกที่ช่องFilename แล้วเลือกตำแหน่งเก็บไฟล์รูปในช่อง Look in ตามต้องการในที่นี้เลือกเก็บไว้ที่ My Documents

2.7.10.3 ตั้งชื่อรูปในช่อง File name ตามต้องการ แล้วคลิกปุ่ม Saveเมื่อกำหนดเสร็จแล้วคลิกปุ่ม OK

2.7.10.4 จากนั้นให้เข้าไปที่ My Documents แล้วดับเบิ้ลคลิกที่ไฟล์ นั้นจะได้ไฟล์รูปภาพตามที่เราต้องการ



รูปที่ 2.57 ไฟล์รูปภาพนามสกุล BMP

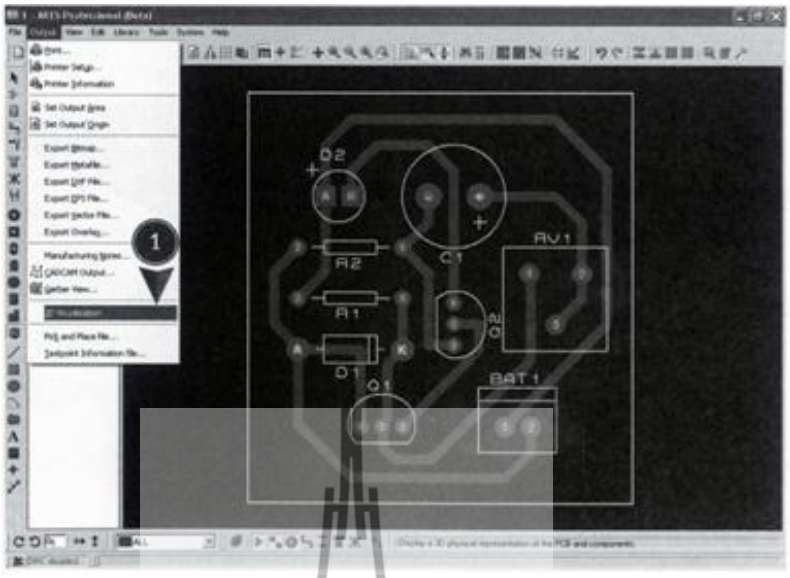
2.7.11เลเยอร์ที่ใช้ในไฟล์ PCB

เลเยอร์ที่ใช้ใน ไฟล์ PCB มีหลายเลเยอร์ แต่ในที่นี้ใช้ 2 เลเยอร์คือ

- Bottom Copper คือ ลายทองแดงด้านล่างบนแผ่น PCB (สีปกติเป็นสีน้ำเงิน)
- Board Edge ใช้สร้างขอบเขตหรือขนาดแผ่น PCB (สีปกติเป็นสีเหลือง)

2.7.12การหมุนภาพ 3 มิติ

- คลิกที่เมนู Output > 3D Visualization
- วงจรที่ได้ออกแบบไว้ ก็จะแสดงขึ้นมาเป็นภาพ 3 มิติ ตามต้องการ
- คลิกเมาส์ซ้ายที่รูปค้างไว้แล้ว เลื่อนเมาส์ไปในทิศทางตามต้องการ ก็จะสามารถเปลี่ยนมุมมองของภาพ3 มิติได้



รูปที่ 2.58 การหมุนภาพ 3 มิติ

รูปที่ 2.59 ภาพ 3 มิติของวงจรที่ออกแบบ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

2.8 เครื่องจี้ตัดไฟฟ้า (Electrosurgical Apparatus)

2.8.1 หลักการทั่วไป

กระบวนการทางศัลยศาสตร์ หรือศัลยกรรม หรือการผ่าตัด (Surgery)ประกอบด้วยหลักการใหญ่ๆ อยู่ 3 อย่างร่วมกัน จึงจะสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพอันได้แก่

1. การป้องกันการเกิดเชื้อโดยการทำลายเชื้อ, การระงับเชื้อ (Antisepsis)
2. การทำให้สลบ หรือการให้ยาดมสลบ (Anesthesia)
3. กรรมวิธี หรือเทคนิคที่ใช้ในการผ่าตัด (Surgical Technique)

เทคนิคหรือวิธีการที่ใช้ในการผ่าตัด ซึ่งยังเป็นที่นิยมใช้กันในปัจจุบันได้แก่

- การใช้มีดผ่าตัดทั่วไป (Sharp and Blunt)
- การใช้เครื่องจี้ตัดด้วยไฟฟ้า (Electrosurgery)
- การใช้ความเย็นจัดในการผ่า (Cryotechnique)
- การใช้แสงเลเซอร์ (Lasertechnique)

รูปที่ 2.60แสดงถึงเครื่อง ESU (Electrosurgery) รุ่นเก่า

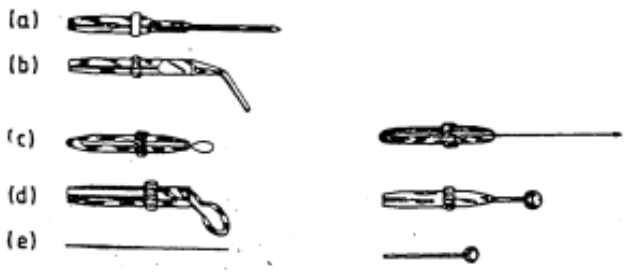
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รูปที่ 2.61 แสดงให้เห็นถึงเครื่อง ESU ที่พัฒนาทั้งรูปแบบและอุปกรณ์ที่ทันสมัยขึ้น

รูปที่ 2.62แสดงถึงเครื่อง ESU ขนาดเล็กในปัจจุบัน

2.8.2 ชนิดของอิเล็กโทรดที่ใช้กับเครื่องจี้ตัดด้วยไฟฟ้า

อิเล็กโทรด ที่ใช้ในการผ่าจริงแล้วจะเป็น Active Electrode ที่จะมีรูปแบบหรือลักษณะของรูปทรงที่ต่างกันออกไปแล้วแต่การใช้งานโดยทั่วไปจะแยกออกได้เป็น Cutting electrode และ Coagulation electrode ดังแสดงไว้ในรูปที่ 2.63



Cutting electrodeCoagulation electrode

a) needle Electrode โดยทั่วไปแล้วจะมีรูปทรงเดียว

b) angulated lancet Electrode จะแตกต่างกันที่ขนาดเท่านั้น

c) wire loop Electrode

d) angulated band loop Electrode

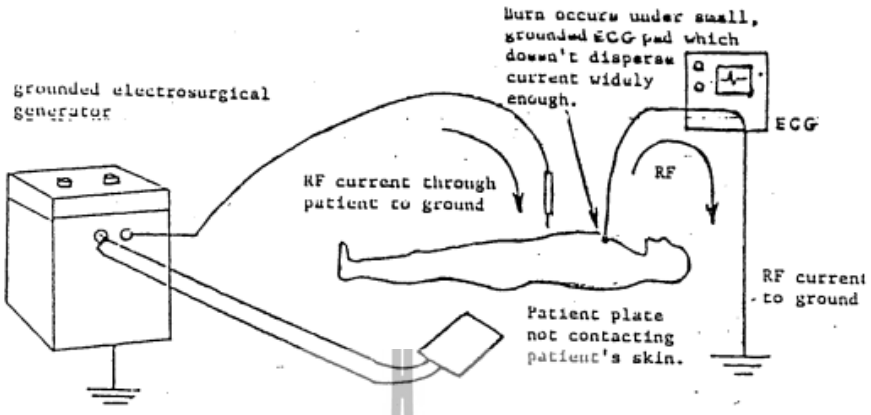
e)straight lancet Electrode

รูปที่ 2.63แสดงถึงลักษณะรูปร่างของ Active Electrode ชนิดต่างๆ

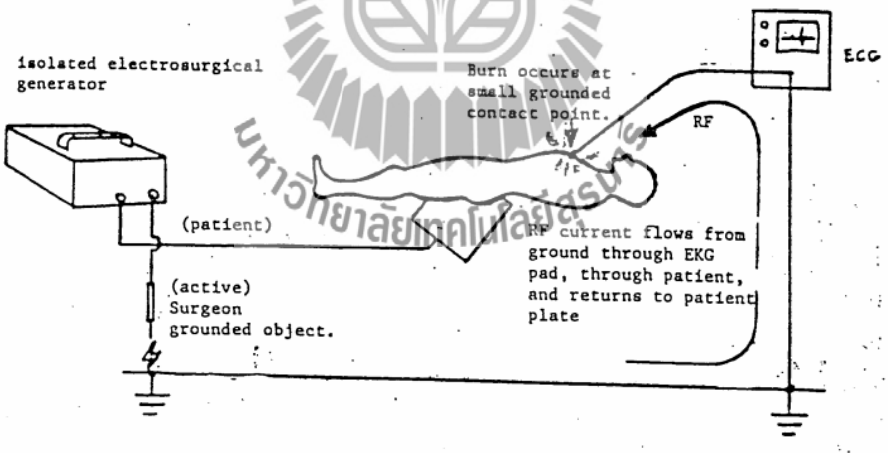
2.8.3 อันตรายที่เกิดจากการใช้งาน

เครื่องจี้ตัดด้วยไฟฟ้าหากมีการใช้ที่ไม่ถูกวิธีหรือเกิดการผิดพลาดในการต่อวงจรใช้งานหรือแม้แต่การเตรียมผู้ป่วยไม่ดีพอ นับว่าเป็นอันตรายอย่างยิ่งสำหรับผู้ป่วยซึ่งอาจถึงกับเสียชีวิตได้อันตรายที่จัดว่ามีความสำคัญได้แก่

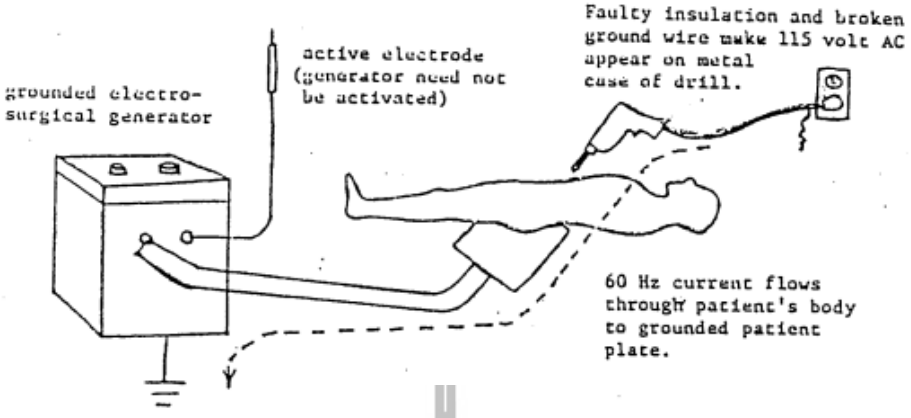
- การเกิดรอยไหม้พุพอง (Burn)
- การส่งผลรบกวนการทำงานของหัวใจ
- การเกิดคลื่นรบกวน (noise) อุปกรณ์อิเล็กทรอนิคส์อื่นๆ ข้างเคียง โดยเฉพาะผู้ป่วยที่ได้รับการใส่เครื่องควบคุมการทำงานของหัวใจ pacemaker อาจทำให้เกิดอันตรายถึงชีวิตได้ แต่ปัญหาใหญ่ที่พบเจอได้บ่อยและเราสามารถขจัดไม่ให้เกิดขึ้นได้ก็คือ การเกิดแผลไหม้ โดยทั่วไปแล้วการเกิดแผลไหม้มักจะเกิดจากการผิดพลาดในการใช้งานและมักจะเกิดขึ้นกับผู้ป่วยโดยตรง ประเด็นสำคัญของสาเหตุนี้มักจะเกี่ยวข้องกับการต่อระบบกราวนด์ซึ่งจะแสดงให้เห็นได้ใน 4 ลักษณะดังนี้



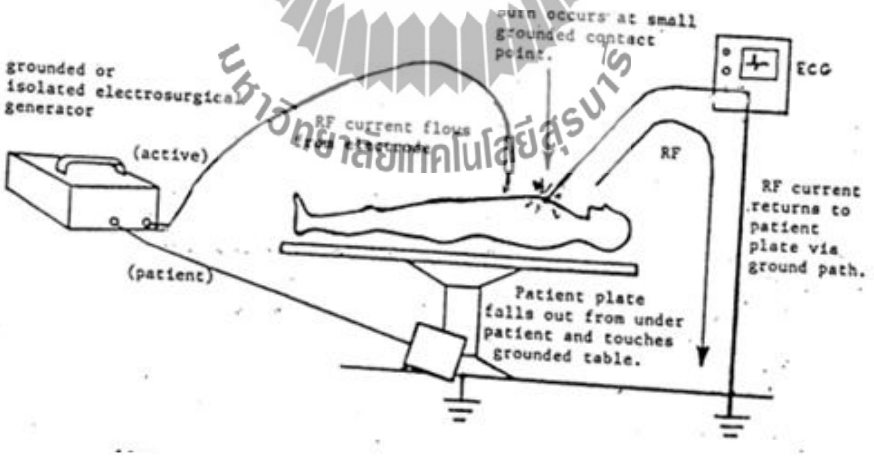
รูปที่ 2.64 เกิดจากที่แผ่น plate ไม่ได้สัมผัสกับตัวผู้ป่วยทำให้กระแสไฟฟ้าจาก เครื่องจี้ตัดด้วยไฟฟ้าไหลผ่านตัวผู้ป่วยแล้วไปลงกราวนด์ทางเครื่อง ECG Monitor แทน ดังนั้นจุดที่จะเกิดแผลไหม้ก็จะเป็นตรงจุดที่ติด อิเล็กโทรด ของ ECG Monitor นั่นเอง



รูปที่ 2.65การเกิดแผลไหม้พุพองอีกลักษณะหนึ่งก็คือเมื่อเกิดทำหัวจี้ตัดตกลงพื้นโดยไม่ตั้งใจในขณะกำลังผ่าตัดด้วยเครื่องจี้ตัดด้วยไฟฟ้าและมีการต่อ EKG Monitor ร่วมอยู่ด้วยดังนั้นกระแสไฟฟ้าก็จะกลับไหลครบวงจรแทนทางตำแหน่งที่เราติดอิเล็กโทรด ของเครื่อง ECG monitor แทนจุดที่จะเกิดแผลพุพองก็คือตำแหน่งต่างๆ ที่ติดแผ่นอิเล็กโทรดของเครื่อง ECG Monitor ทั้งหมดได้



รูปที่ 2.66เป็นลักษณะการเกิดอันตรายอีกแบบหนึ่งที่เกิดจากการที่เราได้ติดแผ่น plate ไว้แล้วที่ตัวผู้ป่วยขณะยังไม่ได้จี้ตัดด้วยไฟฟ้าแต่มีการใช้เครื่องมืออื่นที่มีการรั่วไหลของกระแสไฟฟ้าพอดีดังนั้นกระแสไฟฟ้าที่รั่วไหลก็เลยวิ่งผ่านตัวผู้ป่วยอันตรายแต่ในลักษณะนี้ เป็นอันตรายที่สำคัญมากอย่างหนึ่งคือความถี่ต่ำ (50 Hz) จะไหลผ่านตัวผู้ป่วยแล้วไปลงกราวนด์ที่แผ่น plate ซึ่งจะทำให้กล้ามเนื้อหัวใจของผู้ป่วยทำงานผิดปกติ หรือไม่สามารถควบคุมให้เป็นปกติได้



รูปที่ 2.67เป็นอีกลักษณะหนึ่งที่จะทำให้ตัวผู้ป่วยเกิดรอยไหม้ก็คือ เมื่อเราทำ plate หลุดออกจากตัวผู้ป่วยและไปตกอยู่บนพื้นหรือโครงสร้างของเตียงผ่าตัดที่ถูกต่อไว้กับระบบกราวนด์ ดังนั้นกระแสไฟฟ้าจะไหลไปครบวงจรทางแผ่น อิเล็กโทรด ECG Monitor แทนดังภาพดังนั้นจุดที่ผู้ป่วยจะเกิดรอยแผลไหม้พุพองก็คือตำแหน่งที่เราติดแผ่นอิเล็กโทรดของ ECG Monitor นั่นเอง

2.8.4 ข้อควรระวัง

1.การแก้ไขเครื่องจี้ตัดด้วยไฟฟ้าทุกครั้งต้องอยู่ภายใต้การควบคุมดูแลของผู้มีความรู้และผู้ชำนาญการนั้น

2.ควรอ่านคู่มือการใช้งานของเครื่องอย่างละเอียดก่อนลงมือปฏิบัติการ

3.การปรับเครื่องที่นอกเหนือจากข้อกำหนดของเครื่องจะเป็นผลเสียต่อเครื่องได้ง่าย

4.อุปกรณ์ทุกชิ้นต้องอยู่ในสภาพดี

5. แผ่น plate ต้องอยู่ในสภาพดี ไม่บิดหรือหักงอสึกกร่อน

6. เลือกกำลังไฟฟ้าที่เหมาะสมในการใช้งานแต่ละครั้ง

7. จะเปิดเครื่องก็ต่อเมื่อต่ออุปกรณ์ทุกอย่างครบถ้วนเท่านั้น

8. ระวังอันตรายจากการลุกไหม้เมื่อมีการใช้ร่วมกับเครื่องให้ยาดมสลบ

9. ควรเปลี่ยนสายไฟทันทีที่พบว่ามีรอยเสียหายชำรุด

10. ห้ามเสียบสายแบบ Bipolarเข้าไปในช่องเสียบอื่น

11. ห้ามเหยียบ Foot Switch ก่อนที่หัวจี้ตัดด้วยไฟฟ้าตัดจะกดลงบนเนื้อเยื่อกรณีมีการใช้ Foot Switch

12. ไม่ควรให้มีการเหยียบ Foot Switch แทนกัน ผู้ที่ทำการผ่าตัด (ศัลยแพทย์) จะต้องเป็นผู้เหยียบเองเท่านั้น

2.9 ความปลอดภัยในการใช้เครื่องมือแพทย์

2.9.1การเกิดอันตรายจากไฟฟ้า

โดยทั่วไปสามารถแบ่งสาเหตุของการเกิดอันตรายจากไฟฟ้าได้2 สาเหตุหลักๆ คือ ไฟฟ้าลัดวงจร (Short Circuit) และไฟฟ้าดูด (Electric Shock)

1.ไฟฟ้าลัดวงจร (Short Circuit) หมายถึงกระแสไฟฟ้าไหลครบวงจรโดยผ่านโหลดหรือไม่ผ่านเครื่องใช้ไฟฟ้า กระแสที่ลัดวงจรนี้มีกระแสไหลในปริมาณสูงมากประกายไฟและความร้อนจะทำให้เกิดการหลอมละลายของฉนวนไฟฟ้าและส่งผลให้สายตัวนำไฟฟ้าสัมผัส

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

กัน เกิดเป็นประกายไฟฟ้าและทำให้ฉนวนที่หลอมละลายลุกไหม้ขึ้นมา ส่วนสายตัวนำที่สัมผัสหรือลัดวงจรกันนั้นก็จะเกิดการสะบัดตัว กระจายเปลวไฟที่กำลังลุกไหม้ขยายวงออกไป หากมีวัสดุติดไฟอยู่ในบริเวณนั้นก็เสริมให้การลุกไหม้รุนแรงในกรณีมีการระเบิดขึ้นได้ทำความเสียหายแก่ทรัพย์สินและบุคคลได้ ซึ่งสาเหตุของการเกิดไฟฟ้าลัดวงจรพอสรุปได้ดังนี้

- การติดตั้งอุปกรณ์ที่ไม่ถูกต้องตามมาตรฐานและขาดความรับผิดชอบ
- เกิดจากการผลิตไม่ได้มาตรฐาน
- ฉนวนไฟฟ้าชำรุดและเสื่อมสภาพ อาจเนื่องมาจากอายุการใช้งานนาน สภาพแวดล้อมมีความร้อนสูง
- การใช้งานที่ไม่ถูกต้อง เช่น การใช้งานเครื่องใช้ไฟฟ้าที่มีกระแสมากเกินกว่าที่สายไฟฟ้าจะรับได้ ซึ่งทำให้เกิดความร้อนและหลอมละลายจนเกิดลัดวงจรได้

2.ไฟฟ้าดูด (Electric Shock) หมายถึง กระแสไฟฟ้าไหลครบวงจรโดยผ่านร่างกายของบุคคลทำให้เกิดอันตรายแก่บุคคลนั้นได้ ซึ่งลักษณะการเกิดกระแสไฟฟ้าไหลผ่านร่างกายเกิดได้ 2 ลักษณะคือ กระแสไฟฟ้าไหลผ่านร่างกาย

ซึ่งลักษณะร่างกายสัมผัสส่วนที่มีไฟฟ้า แบ่งได้ 2 แบบ

- สัมผัสโดยตรง (Direct Contact) คือ การที่ส่วนหนึ่งส่วนใดของร่างกายสัมผัสไฟฟ้าโดยตรง เช่น สัมผัสสายไฟฟ้ารั่วจากการที่ฉนวนชำรุด
- สัมผัสโดยอ้อม (Indirect Contact) คือ การที่ส่วนหนึ่งส่วนใดของร่างกายไปสัมผัสกับเครื่องใช้ไฟฟ้าหรือเครื่องมือที่มีกระแสไฟฟ้ารั่ว

2.9.2ปัจจัยที่ทำให้เกิดความรุนแรงจากไฟฟ้าดูด

2.9.2.1 ความรุนแรงจากไฟฟ้าดูดขึ้นอยู่กับปัจจัยสำคัญ 6 ประการ ดังนี้

1. ปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านร่างกาย

ปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ผ่านร่างกาย อันตรายร้ายแรงถึงชีวิตนั้น เนื่องจากการที่กล้ามเนื้อหัวใจกระตุกหรือเต้นถี่รัว

ตารางที่ 2.1ปริมาณกระแสไฟฟ้าและผลที่มีต่อร่างกาย

ปริมาณกระแสไฟฟ้า (มิลลิแอมป์)	อาการ
ต่ำกว่า 0.5	ยังไม่มีผลหรือไม่รู้สึก
0.5 – 2	รู้สึกจั๊กจี้หรือกระตุกเล็กน้อย
2 – 8	กระทบกระเทือนต่อระบบประสาท กล้ามเนื้อหดตัว เกิดอาการกระตุกปานกลาง หรือรุนแรงไม่ถึงขั้นอันตราย
8 - 20	กระทบกระเทือนต่อระบบประสาท เจ็บปวด กล้ามเนื้อเกร็ง หดตัวอย่างรุนแรง บางคนไม่สามรถปล่อยมือหลุดออกได้
20 -50	กระทบกระเทือนต่อระบบประสาท หัวใจเต้นผิดปกติ ไม่สามารถปล่อยมือออกได้ มีผลทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงในสมอง มีโอกาสเสียชีวิตในเวลาเพียง 2-3 นาที
50 - 100	กระทบกระเทือนต่อระบบประสาท หัวใจเต้นผิดปกติ เต้นอ่อนหรือเต้นถี่รัวมีผลทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงในสมอง ไม่สามารถปล่อยมือหลุดออกได้ มีโอกาสเสียชีวิตในเวลา 2-3 นาที
สูงกว่า 100	หัวใจหยุดเต้น ผิวหนังไหม้ หรือเนื้อเยื่อไหม้อย่างรุนแรง กล้ามเนื้อไม่ทำงาน

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

2. ระยะเวลาที่สัมผัสหรือระยะเวลาที่กระแสไฟฟ้าไหลผ่าน

การถูกกระแสไฟฟ้าดูดถึงขั้นอันตรายนอกจากขึ้นกับปริมาณกระแสไฟฟ้า ยังขึ้นกับระยะเวลาที่กระแสไฟฟ้าไหลผ่านด้วย ซึ่งสามารถคำนวณได้จากสูตร

$$l = \frac{165}{\sqrt{t}}$$

โดย l คือ ปริมาตรกระแสไฟฟ้าไหลผ่านร่างกาย เป็นมิลลิแอมแปร์

tคือ เวลาที่กระแสไฟฟ้าไหลผ่านร่างกาย เป็นวินาที

ตารางที่ 2.2 ความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณกระแสไฟฟ้ากับระยะเวลาที่กระแสไฟฟ้าไหลผ่านร่างกาย

ปริมาณกระแสไฟฟ้า (มิลลิแอมแปร์)	ระยะเวลาที่ไหลผ่าน	อาการ
100	นานกว่า 3 วินาที	ตาย
500	นานกว่า 0.1 วินาที	ตาย
1,000	นานกว่า 0.3 วินาที	ตาย

3. แรงดันไฟฟ้า

แรงดันไฟฟ้าเป็นปัจจัยหนึ่งที่จะทำอันตรายต่อมนุษย์ แรงดันที่คนประสบอันตรายส่วนใหญ่อยู่ในระดับประมาณ 110 – 400 โวลต์ เพราะเป็นแรงดันไฟฟ้าที่ใช้งานทั่วไป จากการศึกษาพบว่า แรงดันไฟฟ้าตั้งแต่ 240 โวลต์ขึ้นไป จะทำให้ผิวหนังที่สัมผัสทะลุ เมื่อผิวหนังทะลุฉีกขาดจะทำให้ความต้านทานการไหลของกระแสไฟฟ้าที่ผ่านเข้าร่างกายมนุษย์มีมากขึ้น ก่อให้เกิดอันตรายต่อมนุษย์จนถึงแก่ชีวิตได้

4. ความต้านทานของร่างกายต่อไฟฟ้า

เป็นปัจจัยอย่างหนึ่งที่จะทำให้อันตรายเกิดขึ้นมากหรือน้อยจากสถิติการเกิดอุบัติเหตุ ที่กระแสไฟฟ้าจะผ่านเข้าสู่ร่างกายมนุษย์โดยผ่านอวัยวะส่วนใดส่วนหนึ่ง ส่วนใหญ่มักผ่านทางมือและออกลงดินที่ทางมืออีกข้างหนึ่ง หรืออาจลงดินทางฝ่าเท้า แต่การที่กระแสไฟฟ้าจะผ่านอวัยวะส่วนใดส่วนหนึ่งได้นั้นจะต้องผ่านผิวหนัง ดังนั้นผิวหนังจะเป็นตัวควบคุมปริมาณของกระแสไฟฟ้าที่จะไหลผ่านเข้าร่างกายมากหรือน้อยเพียงไร

ตารางที่ 2.3 แสดงถึงค่าความต้านทานตามส่วนต่างๆ ของร่างกาย

ส่วนของร่างกาย	ค่าความต้านทาน (โอห์ม/ ตารางเซนติเมตร)
ผิวหนังแห้ง	100,000 – 600,000
ผิวหนังเปียก	1,000
ความต้านทานภายในร่างกายจากมือถึงเท้า (ไม่มีผิวหนัง)	400 – 600
ความต้านทานระหว่างช่องหู	100

5. ความถี่ของแรงดันไฟฟ้า

จากการศึกษาพบว่าที่ความถี่ 50/60 เฮิรตซ์ ความต้านทานของร่างกายจะมีค่าสูงที่สุด แต่หากเมื่อความถี่เพิ่มขึ้น ความต้านทานของร่างกายจะมีค่าลดลง โดยที่การลดลงนี้จะลดลงในลักษณะที่ไม่เป็นกราฟเส้นตรง กระแสไฟฟ้าขนาด 7 มิลลิแอมแปร์ที่ความถี่ 50-60 เฮิรตซ์ มีความรู้สึกแค่เสียวจั๊กจี้ แต่ที่ความถี่ 100-200 กิโลเฮิรตซ์ จะทำให้เกิดความร้อนขึ้นตรงบริเวณที่สัมผัสความถี่ของแรงดันไฟฟ้าที่ไม่มีผลทำให้เกิดการบาดเจ็บต่อมนุษย์มาก จะมีค่าความถี่ที่ 50-60 เฮิรตซ์

6. เส้นทางหรืออวัยวะภายในร่างกายที่กระแสไฟฟ้าไหลผ่าน

การที่กระแสไฟฟ้าไหลผ่านอวัยวะของร่างกายจะเป็นผลทำให้เกิดอันตรายดังที่ได้กล่าวมาแล้ว เพราะกระแสไฟฟ้ามีผลต่อระบบหายใจ การทำงานของหัวใจ และระบบประสาท ดังนั้นถ้าเส้นทางของกระแสไฟฟ้าผ่านสมอง หัวใจ และปอดย่อมเป็นอันตรายมาก หรือจะกล่าวได้ว่าถ้ากระแสไฟฟ้าไหลผ่านเข้าทางศีรษะ ออกทางฝ่าเท้าทั้งสองข้าง จะมีอันตรายมากที่สุด ส่วนเครื่องมือหรือการปฏิบัติทางการแพทย์ จะมีการกำหนดมาตรฐานไว้ เช่น ถ้าเครื่องมือที่เกี่ยวกับหัวใจโดยตรง กระแสไฟฟ้าที่ใช้จะต้องไม่เกิน 10 ไมโครแอมแปร์ (0.01 มิลลิแอมแปร์) และเครื่องมือทางการแพทย์อื่นจะต้องไม่เกิน 500 ไมโครแอมแปร์ (0.5 มิลแอมแปร์)

2.9.3ผลของกระแสไฟฟ้าที่มีต่อร่างกาย

ผลของกระแสไฟฟ้าที่มีต่อร่างกาย มีทั้งปฏิกิริยาตอบสนองของร่างกาย และผลที่เกิดขึ้นจากการมีกระแสไฟฟ้าไหลผ่านร่างกาย ดังมีสาระสำคัญต่อไปนี้

2.9.3.1ปฏิกิริยาตอบสนองของร่างกายต่อกระแสไฟฟ้า

โดยปกติปฏิกิริยาตอบสนองของร่างกายที่มีต่อการไหลผ่านของกระแสไฟฟ้าสลับแบ่งออกเป็น 3 ระดับ คือ

1. ระดับที่ร่างกายรู้สึกได้ (Perception of reaction current) ระดับที่ร่างกายรู้สึกได้หรือร่างกายเกิดปฏิกิริยารับรู้ หมายถึง ระดับกระแสไฟฟ้าที่ทำให้ร่างกายเกิดความรู้สึกหรือชาเล็กน้อย มีผลให้เกิดการสดุ้งตกใจ ผลจากการทดลองในห้องทดลองปรากฏว่า แต่ละคนมีความรู้สึก

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ต่อกระแสไฟฟ้าในปริมาณที่แตกต่าง สำหรับไฟฟ้ากระแสสลับขนาด 0.3 มิลลิแอมแปร์ ที่ความถี่ 50/60 เฮิรตซ์ ซึ่งเป็นระดับต่ำสุดที่มีคนไม่เกินร้อยละ 1 เกิดความรู้สึกว่าถูกกระแสไฟฟ้า โดยทั่วไปคนจะมีความรู้สึกต่อกระแสไฟฟ้าที่มีปริมาณ 0.5มิลลิแอมแปร์ ค่าเฉลี่ยของกระแสไฟฟ้าที่ร่างกายรู้สึกได้สำหรับผู้ชายประมาณ 1.1มิลลิแอมแปร์ และสำหรับผู้หญิงประมาณ 0.7มิลลิแอมแปร์ กระแสไฟฟ้าระดับนี้จะไม่ทำอันตรายต่อเนื้อเยื่อภายในร่างกายของมนุษย์

2. ระดับที่สามารถช่วยตัวเองให้หลุดเองได้ (Let go current) ระดับที่สามารถช่วยตัวเองให้หลุดเองได้หรือเรียกว่า ระดับกระแสปล่อยหลุด คือปริมาณกระแสไฟฟ้าที่เมื่อผ่านเข้าสู่ร่างกายแล้ว ผู้ที่ถูกกระแสไฟฟ้ายังสามารถช่วยตัวเองให้หลุดมาได้ ค่าเฉลี่ยของกระแสปล่อยหลุดสำหรับชายประมาณ 15มิลลิแอมแปร์ และสำหรับหญิงประมาณ 10มิลลิแอมแปร์ กระแสไฟฟ้าระดับนี้ยังไม่เป็นอันตรายต่อเนื้อเยื่อ เพียงแต่ทำให้กล้ามเนื้อหดตัว

3. ระดับที่เป็นอันตราย (Lethal current) ระดับที่เป็นอันตราย เป็นระดับกระแสไฟฟ้าที่สามารถทำอันตรายถึงตาย คือ มีปริมาณมากกว่าระดับกระแสปล่อยหลุดเพียงเล็กน้อยเท่านั้น เช่น เมื่อกระแสไฟฟ้าเกินกว่า 18มิลลิแอมแปร์ ไหลผ่านช่องทรวงอก กล้ามเนื้อทรวงอกจะบีบตัวหดรัดปอดและทำให้หายใจชะงัก ถ้ายังปล่อยให้กระแสไฟฟ้าดังกล่าวผ่านร่างกายต่อไปจะทำให้หมดสติและถึงตายในที่สุด อาการที่กล้ามเนื้อหัวใจเต้นถี่หรือกระตุก เป็นผลจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านหัวใจซึ่งจะทำให้จังหวะเต้นอ่อนลง จนเลือดหยุดหมุนเวียน หัวใจที่ตกอยู่ในสภาพดังกล่าว ถ้าไม่ได้รับการปฐมพยาบาลทันท่วงทีก็จะไม่สามารถทำงานได้ตามปกติ

2.9.3.2 ผลของกระแสไฟฟ้าที่มีต่อร่างกาย

เมื่อกระแสไฟฟ้าผ่านร่างกายมนุษย์แล้วจะเกิดอันตรายหรือเกิดผลต่อร่างกายมนุษย์ 7 ประการด้วยกัน

1. กล้ามเนื้อกระตุกหรือเกิดอาการหดตัว (Muscular freezing) อาการเช่นนี้จะพบเมื่อเวลาแผลอไปจับต้องสิ่งมีไฟฟ้ารั่วอยู่จะรู้สึกมีอาการกระตุกทันที แต่ถ้าหากต้องอยู่ในสภาพที่กระแสไฟฟ้าผ่านตัวอยู่ต่อไป กล้ามเนื้อส่วนต่างๆ จะหดตัว มีอาการเกร็ง

2. ระบบประสาทเกิดอาการชะงักงัน (Nerve block) ผลจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านร่างกายมีปริมาณตั้งแต่ 10-50 มิลลิแอมแปร์ จะทำให้ระบบประสาทชะงักงันไปชั่วขณะหนึ่ง มี

อาการกระตุกอย่างแรง หมดความสามารถในการควบคุมกล้ามเนื้อในส่วนที่มีกระแสไฟฟ้าไหล ไม่สามารถที่จะสลัดหลุดได้ ระบบประสาทส่วนกลางที่ควบคุมการทำงานของหัวใจจะเป็นอัมพาตชั่วคราว มีผลทำให้การทำงานของหัวใจล้มเหลว

3. หัวใจเกิดอาการเดินเร็ว ถี่รัวหรือเต้นกระตุก (Ventricular fibrillation) ผลจากการที่กระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านร่างกายมีปริมาณมากกว่า 50มิลลิแอมแปร์ขึ้นไป จะทำให้หัวใจเต้นรัวประมาณ 120-130 ครั้งต่อนาที ปกติกล้ามเนื้อหัวใจจะมีการหดตัวและขยายตัวเป็นจังหวะเท่ากับจังหวะการเต้นของหัวใจ โดยเป็นไปอย่างสม่ำเสมอ ช่วยให้หัวใจทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกายได้ตลอดเวลา แต่ถ้ามีกระแสไฟฟ้าผ่านหัวใจ การเต้นหรือการหดตัวและขยายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจจะเปลี่ยนไปเป็นการเต้นในจังหวะที่ผิดปกติ เช่น มีอาการกระตุกหรือมีการเต้นถี่รัว แต่เป็นการเต้นที่อ่อน การสูบฉีดเลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกายจึงทำได้ไม่เต็มที่ทำให้ส่วนต่างๆ ของร่างกายขาดเลือดไปเลี้ยงอย่างสมบรูณ์โดยเฉพาะส่วนสมอง ต่อมาหัวใจก็จะหยุดเต้นจนถึงแก่ชีวิต การแก้อาการเต้นกระตุกหรือถี่รัวของหัวใจ จะใช้วิธีการนวดหัวใจจากภายนอกไม่ได้ แพทย์ชำนาญเท่านั้นที่จะช่วยได้ กล่าวคือจะต้องใช้วิธีการป้อนกระแสไฟฟ้าเข้าไปกระตุ้นหัวใจโดยใช้กระแสไฟฟ้า แรงดัน และระยะเวลาที่เหมาะสม วิธีการนี้เรียกว่าการกระตุ้นหัวใจด้วยกระแสไฟฟ้า (Defibrillation) หรือเรียกว่าการช็อกด้วยไฟฟ้า

4. หัวใจหยุดทำงานทันที (Cardiac arrest) เกิดจากการที่กระแสไฟฟ้าปริมาณมากไหลผ่านหัวใจในระยะเวลาอันสั้น กระแสไฟฟ้าประมาณ 250 มิลลิแอมแปร์ จะทำให้กล้ามเนื้อหัวใจหดตัวอย่างแรงและหัวใจจะหยุดเต้นทันทีและบางครั้งหัวใจอาจจะกลับมาเต้นหรือทำงานได้ด้วยตัวเองหรือหลังจากการใช้วิธีนวดหัวใจจากภายนอก (External cardiac massage)

5. เซลล์ภายในร่างกายเสียหรือตาย ผลจากกระแสไฟฟ้าที่ผ่านร่างกายแม้นจะมีปริมาณไม่มากพอที่จะทำให้เกิดบาดแผลไหม้ก็อาจจะทำให้เซลล์ในร่างกายบางส่วนเสียหาย เซลล์ที่ถูกทำลายอาจจะเกิดการเน่าเสียและลุกลามแผ่กว้างออกไป เกิดเป็นพิษแก่เนื้อเยื่อต่างๆ ได้ โดยปกติกระแสไฟฟ้าที่ผ่านร่างกาย มักจะผ่านในเส้นทางที่มีความต้านทานน้อยๆ เช่น หลอดเลือดและไขสันหลัง จึงมักทำให้เกิดการแข็งตัวของเลือดในหลอดเลือดและเส้นประสาทในไขสันหลังได้รับอันตราย อาการที่เป็นผลจากไฟฟ้าในกรณีนี้อาจจะไม่เกิดขึ้นทันที แต่อาจจะเกิดขึ้นภายหลังจากที่ประสบอันตรายจากไฟฟ้าในระยะหนึ่งแล้ว

6. เนื้อเยื่อและเซลล์ต่างๆของร่างกายถูกทำลาย ผลจากกระแสไฟฟ้าแรงดันสูงที่ไหลผ่านร่างกายจะทำให้เกิดอันตรายร้ายแรงในส่วนที่กระแสไฟฟ้าไหลผ่าน เนื่องจากความร้อนที่เกิดจากกระแสไฟฟ้า ส่วนของร่างกายที่มักเป็นอันตราย คือ ส่วนที่กระแสไฟฟ้าเข้าและผ่านออกลงดิน กระแสไฟฟ้าตั้งแต่ 200 มิลลิแอมแปร์ขึ้นไปทำให้เกิดบาดแผลได้ บาดแผลไหม้จะรุนแรงเพียงใดนั้นขึ้นอยู่กับปริมาณของกระแสไฟฟ้า เพราะถ้ากระแสไฟฟ้ามีปริมาณมากความร้อนที่เกิดจะมีปริมาณมากด้วย ผู้ที่ได้รับอันตรายจากความร้อนเนื่องจากกระแสไฟฟ้า ถ้าไม่เสียชีวิตก็มักจะพิการ สุญเสียอวัยวะที่เกิดบาดแผลไหม้

7. ดวงตาอักเสบ ผลจากกระแสไฟฟ้าซึ่งสาเหตุมักเกิดจากแสงสว่างที่มีความเข้มสูง จากการเชื่อมโลหะหรือประกายไฟที่เกิดจากการลัดวงจร ประกายไฟหรือแสงสว่างนี้จะทำอันตรายต่อดวงตาอาจทำให้ดวงตาอักเสบหรือตาบอด

2.9.4 วิธีการป้องกันไฟฟ้าลัดวงจรและไฟฟ้าดูด

หลักพื้นฐานของการป้องกันอันตรายจากไฟฟ้าดูด คือ การไม่ไปสัมผัสส่วนที่มีไฟฟ้า สำหรับผู้ที่มีความรู้ทางไฟฟ้า ก็จะต้องมีวิธีการและใช้อุปกรณ์ป้องกันที่เหมาะสมในการใช้เครื่องใช้ไฟฟ้า เมื่อเรามีความจำเป็นต้องสัมผัสเครื่องใช้ไฟฟ้า จะต้องมีวิธีการป้องกันไม่ให้ไปสัมผัสขณะที่เปลือกของเครื่องใช้ไฟฟ้ามีไฟอยู่ การป้องกันที่ดี คือ การมีระบบสายดิน หรือเรียกว่าการต่อเครื่องใช้ไฟฟ้าลงดิน แต่ที่สำคัญคือการต่อลงดินต้องทำอย่างถูกต้องโดยผู้ที่มีความรู้จริงเท่านั้นจึงจะได้ผล

บทที่ 3

วิธีการดำเนินโครงงาน

3.1 การออกแบบวงจรทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

3.1.1 การวิเคราะห์สัญญาณ

3.1.1.1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีค่าศักย์ไฟฟ้าประมาณ มิลลิโวลต์ และมีช่วงความถี่ประมาณ 0.05 – 100 Hz

3.1.1.2 ในระหว่างที่ทำการวัดสัญญาณ นอกจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้ว ยังมีสัญญาณรบกวนชนิดอื่นๆ ได้แก่

- การรบกวนจากสัญญาณความถี่ที่ต่ำกว่า 0.05 Hz โดยเกิดจากการหายใจหรือการขยับร่างกายในการวัดแบบมอนิเตอร์ ซึ่งจะมีผลต่อคลื่น QRS ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) ที่มีช่วงความถี่กว้าง 2-10,000 Hz
- สัญญาณความถี่ 50 Hz จากสายส่งจ่ายไฟฟ้า (ไฟฟ้ากระแสสลับ 220V 50Hz)

3.1.2 การออกแบบขั้นตอนประมวลผลสัญญาณ

3.1.2.1 เพื่อขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งใช้ตัวขยายสัญญาณที่มีอัตราขยายทั้งหมด ประมาณ 500 เท่า

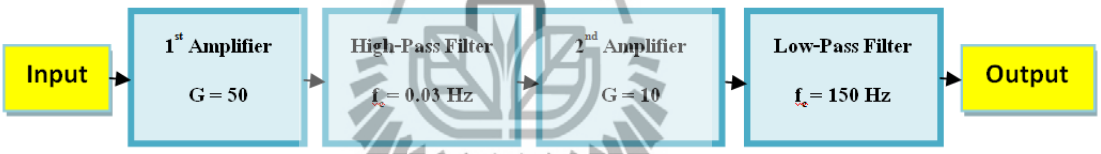
3.1.2.2 การกำจัดสัญญาณที่มีความถี่ต่ำ กว่า 0.05 Hz จะใช้วงจรกรองสัญญาณความถี่สูง (High Pass Filter) ซึ่งใช้ความถี่คัตออฟ (Cutoff Frequency) ของการกรอง ที่มีค่าประมาณ 0.03 Hz เนื่องจากการทดลองออกแบบ และเพิ่ม High Pass Filter ที่มี Cutoff Frequency ที่ประมาณ 0.05 Hz เพื่อให้ได้สัญญาณที่ดี ขึ้น แต่ประสบปัญหาของการทำ High Pass Filter ที่ความถี่ต่ำๆ เพราะ หาความต้านทาน และตัวเก็บประจุที่เหมาะสมกับวงจรได้ยาก ดังนั้นในการทดลองนี้จะได้ความถี่คัตออฟของการกรองที่ดีที่สุดคือ 0.03 Hz

3.1.2.3 สัญญาณรบกวนอื่นๆ ที่มีช่วงความถี่ซ้อนทับกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จะกำจัดได้ยาก เช่น สัญญาณรบกวนจากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) ซึ่งจะลดลงได้ ขึ้นอยู่กับการไม่เคลื่อนไหวส่วนต่างๆ ของร่างกายในระหว่างการวัดสัญญาณ

3.1.2.4 สัญญาณความถี่ 50 Hz จะมีการรบกวนบ้างแต่ในที่นี้ไม่ได้ ทำวงจรกำจัดสัญญาณความถี่ 50 Hz เนื่องจากความถี่ 50 Hz ยังอยู่ในช่วงความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และอีกประการหนึ่งถ้าระบบกราว นด์ของสถานที่ที่ทำการทดลองได้มาตรฐาน สัญญาณความถี่ 50 Hz จะไม่ค่อยรบกวนมากนัก

3.1.2.5 เนื่องจากการออกแบบเครื่องตรวจสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยทั่วไปจะใช้การตอบสนองทางความถี่ของสัญญาณในช่วง 0.05-150 Hz ดังนั้นเราจึงใช้วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ (Low Pass Filter) กรองความถี่ตั้งแต่ 0 Hz จนถึงประมาณ 150 Hz

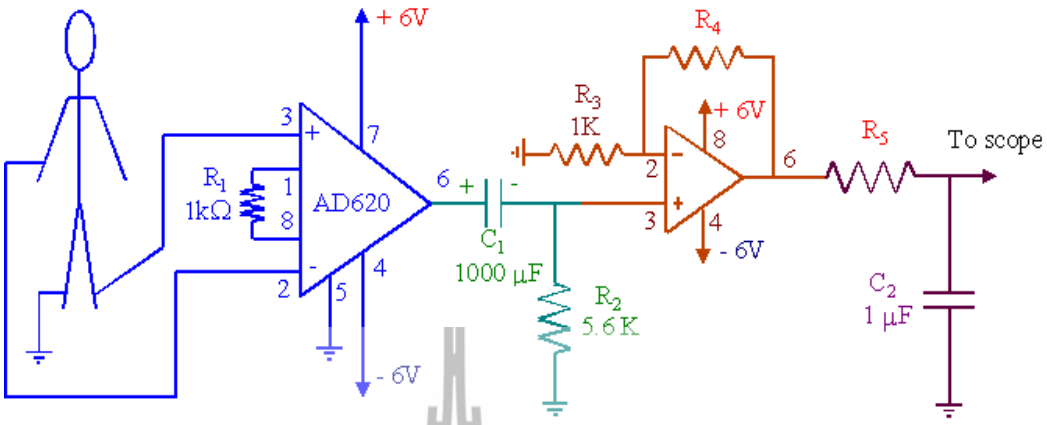
หลักการโดยทั่วไปของการประมวลผลสัญญาณที่ใช้ในการทดลอง จะประกอบไปด้วยส่วนต่างๆ ดังแสดงในรูปที่ 3.1 ซึ่งเป็นบล็อกไดอะแกรม



รูปที่ 3.1 แสดงบล็อกไดอะแกรมสำหรับการประมวลผลสัญญาณที่ใช้ในการทดลอง

- **1st Amplifier G = 50 เท่า** จะใช้วงจรขยายชนิด Instrumentation Amplifier ซึ่งจะใช้ไอซีสำเร็จรูป AD620 เป็นตัวขยายสัญญาณ
- **High Pass Filter f_c= 0.03 Hz** วงจรจะยอมให้สัญญาณความถี่สูงกว่า 0.03 Hz ผ่าน และลดทอนสัญญาณที่มีความถี่ต่ำกว่า 0.03 Hz
- **2nd Non-Inverting Amplifier G = 10 เท่า** โดยใช้ออปแอมป์เบอร์ UA741
- **Low Pass Filter** คือวงจรที่ยอมให้สัญญาณความถี่ตั้งแต่ 0 Hz ถึงความถี่ประมาณ 150 Hz ผ่านไปได้
- จะได้สัญญาณเอาต์พุต ที่เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่มีอัตราขยายประมาณ 500 เท่า

3.1.3 ขั้นตอนการทำงานของวงจร



รูปที่ 3.2 วงจรทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

3.1.3.1 สัญญาณ อินพุต คือ สัญญาณไฟฟ้าของ สัญญาณ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งมีค่าประมาณ มิลลิโวลต์ จะใช้อิเล็กโทรดเป็นตัวตรวจจับ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากวงจรจะติดอิเล็กโทรดแบบ Lead II โดยติด 2 ตำแหน่ง คือขั้วลบติดที่แขนขวา (RA) และขั้วบวกติดที่ขาซ้าย (LL) ในส่วนของขาขวาจะทำหน้าที่เป็นสายกราวนด์

3.1.3.2 ส่งผ่านไปยังไอซี AD620 ซึ่งกำหนดอัตราการขยาย 50 เท่า

$$Gain = \frac{49.4\ k\Omega}{Rg} + 1$$

$$Gain = \frac{49.4k\Omega}{R_1} + 1$$

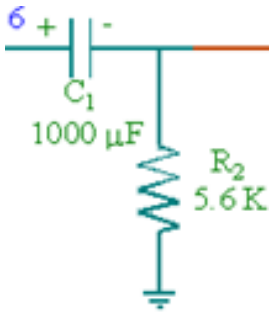
เมื่อ R_g หรือ R_1 คือค่า ความต้านทานภายนอก ในที่นี้กำหนด ค่า $R_1 = 1\ \text{k}\Omega$ จะได้อัตราขยาย ดังนี้

$$Gain = \frac{49.4\ k\Omega}{1k\Omega} + 1$$

$$Gain = 50.4$$

3.1.3.3 จากนั้นสัญญาณที่มีอัตราขยาย 50.4 เท่า จะผ่านไปที่วงจรกรองสัญญาณความถี่สูงเพื่อลดทอนสัญญาณที่มีความถี่ต่ำกว่า 0.03 Hz

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 3.3 วงจรกรองสัญญาณความถี่สูง

จากสมการวงจรกรองสัญญาณความถี่สูง

$$\omega_c = \frac{1}{RC} = 2\pi f_c$$

โดยที่ ω_c มีหน่วยเป็น เรเดียนต่อวินาที (rad/s)

f_c มีหน่วยเป็น เฮิรตซ์ (Hz)

R มีหน่วยเป็น โอห์ม (Ω)

C มีหน่วยเป็น ฟารัด (F)

กำหนดให้ $R = 5.6\ k\Omega$ และ $C = 1000\ \mu F$ สามารถหาความถี่คัตออฟได้ดังนี้

จากสมการ เมื่อ แทนค่า R และ C จะได้

$$\omega_c = \frac{1}{(5.6 \times 10^{3})(1000 \times 10^{-6})} = 0.179\ rad/s$$

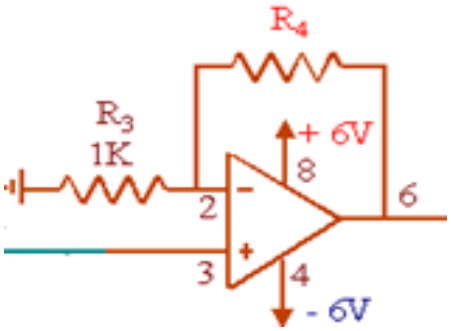
$$f_c = \frac{\omega_c}{2\pi} = \frac{0.179}{2\pi} = 0.029\ Hz$$

$$f_c = 0.029\ Hz \approx 0.03\ Hz$$

ดังนั้นจะได้ High Pass Filter ที่ลดทอนความถี่ต่ำกว่า 0.03 Hz

3.1.3.4 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier) ใช้เพื่อเพิ่มอัตราขยายอีกประมาณ 10 เท่า กำหนดค่า $R_4 = 10\ k\Omega$

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 3.4 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส

จากสมการอัตราขยายของวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (เมื่อ $R_4 = 10\ k\Omega$)

$$Gain = 1 + \frac{R_f}{R_i}$$
$$= 1 + \frac{R_4}{R_3}$$
$$= 1 + \frac{10\ k\Omega}{1\ k\Omega}$$
$$Gain = 11$$

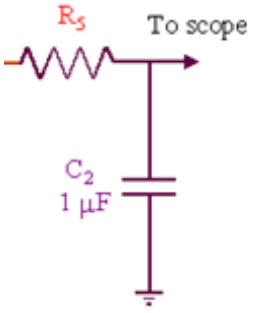
ดังนั้นจะได้อัตราขยายเพิ่มขึ้น 11 เท่า

จากตัวขยายสัญญาณทั้งสอง สามารถหาอัตราขยายรวมได้ดังนี้

$$Gain = Gain_1 \times Gain_2$$
$$= 50.4 \times 11$$
$$Gain = 554.4$$

จากการออกแบบวงจรจะพบว่า วงจรนี้มีอัตราขยายทั้งหมด 554.4 เท่าแต่ในทางปฏิบัติอาจได้ค่าอัตราขยายทั้งหมดต่างจากทฤษฎี

3.1.3.5 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ จะทำการ ลดทอนความถี่ที่สูงกว่า $150\ Hz$ ออกจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ กำหนดค่า $R_5 = 1\ k\Omega$



รูปที่ 3.5 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

จากสมการวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ

$$\omega_c = \frac{1}{RC} = 2\pi f_c$$

$$\omega_c = \frac{1}{(1 \times 10^3)(1 \times 10^{-6})} = 1krad/s$$

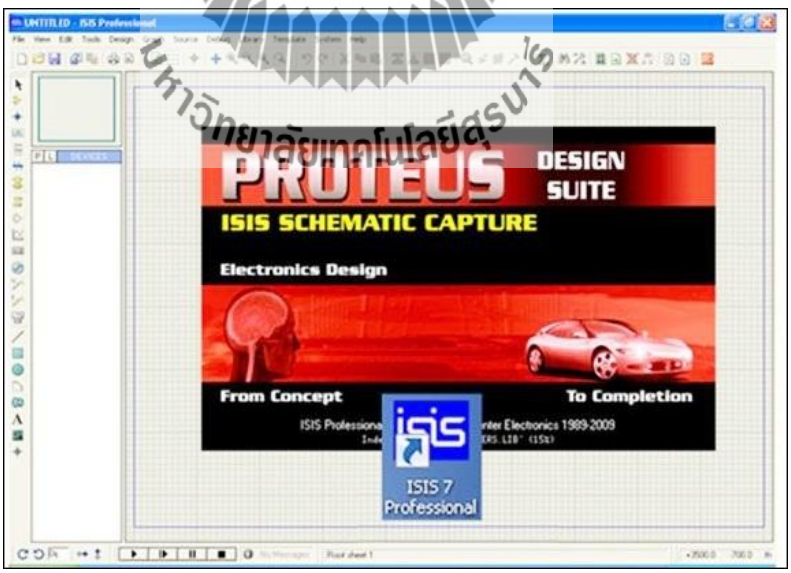
$$f_c = \frac{\omega_c}{2\pi} = \frac{1k}{2\pi} = 159.155Hz$$

ดังนั้น จะได้ค่า $\omega_c = 1\ krad/s$, $f_c = 159.155Hz$

ในทางทฤษฎีเรา จะได้วงจรทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ ที่มีอัตราขยาย 554.4 เท่า วงจรนี้สามารถลดทอนสัญญาณที่มีความถี่ต่ำกว่า 0.03 Hz และสามารถลดทอนสัญญาณที่มีความถี่สูงกว่า 159.155 Hz ได้ จากนั้นนำวงจรที่ได้ออกแบบไว้ไป ออกแบบลายวงจรพิมพ์แบบหน้าเดียว โดยใช้โปรแกรม Proteus ARES 7 Professional

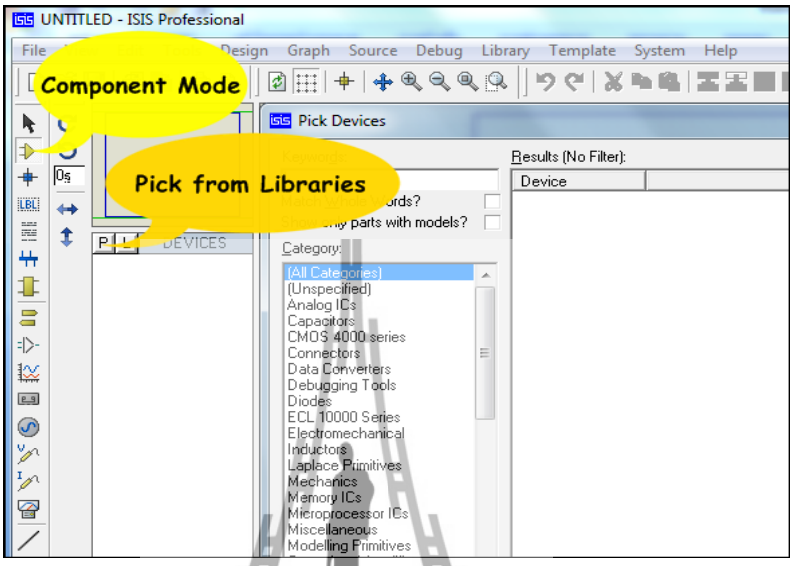
3.2 การใช้โปรแกรม Proteus ARES 7 Professional ออกแบบลายวงจรพิมพ์แบบหน้าเดียว

1. เข้าสู่โปรแกรม Proteus ISIS โดยการคลิกที่ Start > ISIS 7 Professional จากนั้นจะปรากฏหน้าต่างของโปรแกรมขึ้นมา



รูปที่ 3.6 การเข้าสู่โปรแกรม ISIS 7 Professional

2. ค้นหาอุปกรณ์ที่จะนำมาใช้ในการออกแบบวงจร โดยคลิกปุ่ม Component Mode เพื่อค้นหาอุปกรณ์ และคลิกที่ปุ่ม P Pick from Libraries เพื่อเลือกอุปกรณ์จากไลบรารี จากนั้นจะปรากฏหน้าต่าง Pick Devices ขึ้นมา



รูปที่ 3.7 ค้นหาอุปกรณ์ที่จะใช้ในการออกแบบวงจร

3. ในการเลือกอุปกรณ์ที่จะนำมาใช้ในการออกแบบวงจร จะคลิกเลือกไลบรารีตามต้องการ แล้วดับเบิ้ลคลิกชื่ออุปกรณ์ที่ต้องการเลือก จากนั้นปิดหน้าต่าง Pick Devices

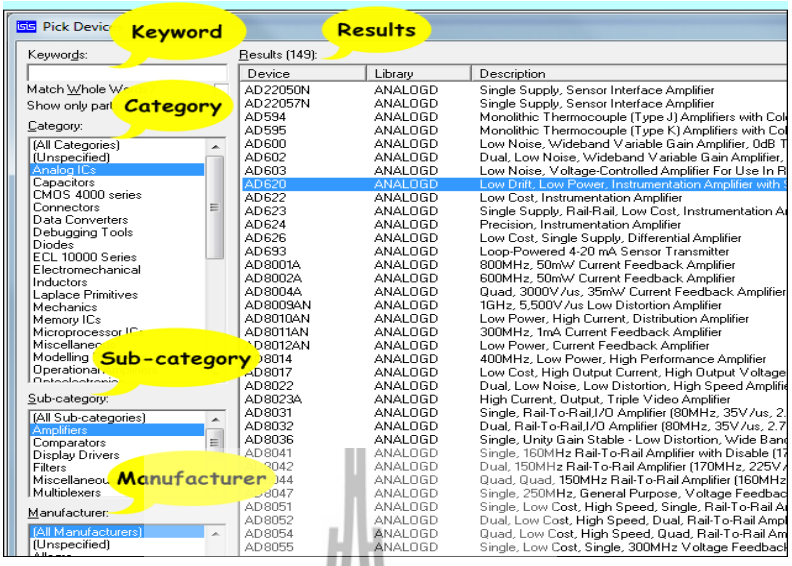
ตารางที่ 3.1 แสดงส่วนประกอบต่างๆที่สำคัญของหน้าต่าง Pick Devices

ส่วนประกอบที่สำคัญ	ความหมาย
Keyword	ค้นหาแบบรวดเร็วโดยกรอกชื่ออุปกรณ์ที่ต้องการ
Category	ประเภทของอุปกรณ์
Sub-category	ประเภทย่อยของอุปกรณ์
Manufacturer	บริษัทผู้ผลิต
Results	อุปกรณ์ที่ต้องการ

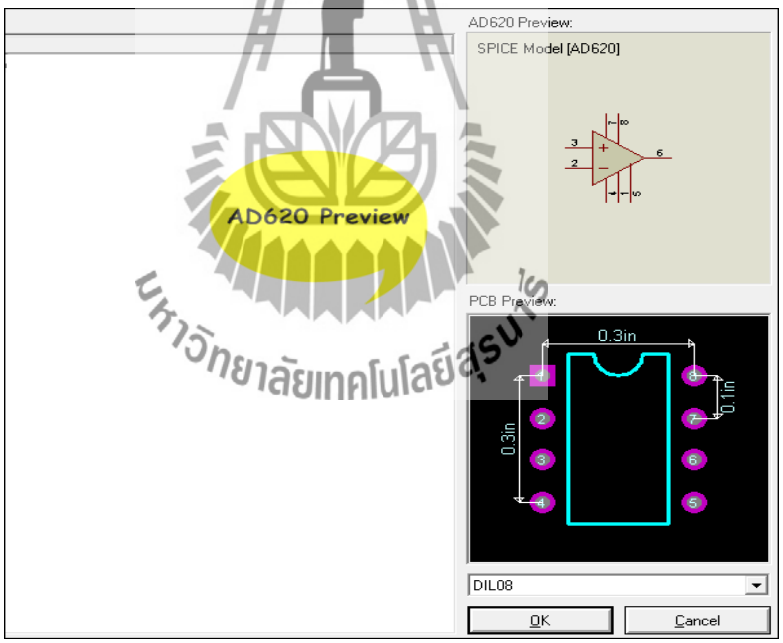
ตารางที่ 3.2 แสดงการเลือกอุปกรณ์ที่จะนำมาใช้ในการออกแบบวงจร

Category	**Sub-category**	**Manufacturer**	**Results**	**อุปกรณ์**
Analog ICs	Amplifiers	All Manufacturers	AD620	AD620
Operational Amplifiers	Single	All Manufacturers	741	UA741
Connectors	SIL	All Manufacturers	CONN-SIL1	±6V, GND
Connectors	SIL	All Manufacturers	CONN-SIL2	Input, Output
Resistors	0.6W Metal Film	All Manufacturers	MINRES1K	$R = 1\ k\Omega$
Resistors	0.6W Metal Film	All Manufacturers	MINRES5K6	$R = 5.6\ k\Omega$
Resistors	0.6W Metal Film	All Manufacturers	MINRES10K	$R = 10\ k\Omega$
Capacitors	Miniture Electrolytic	All Manufacturers	MINELECT1U 63V	$C = 1\ \mu F$
Capacitors	Miniture Electrolytic	All Manufacturers	MINELECT1U 63V	$C = 1000\mu F$

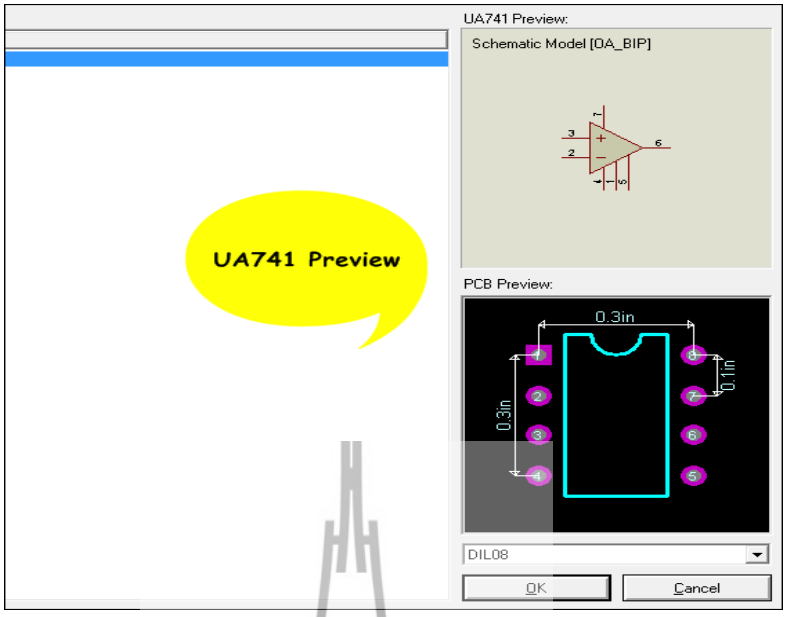
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



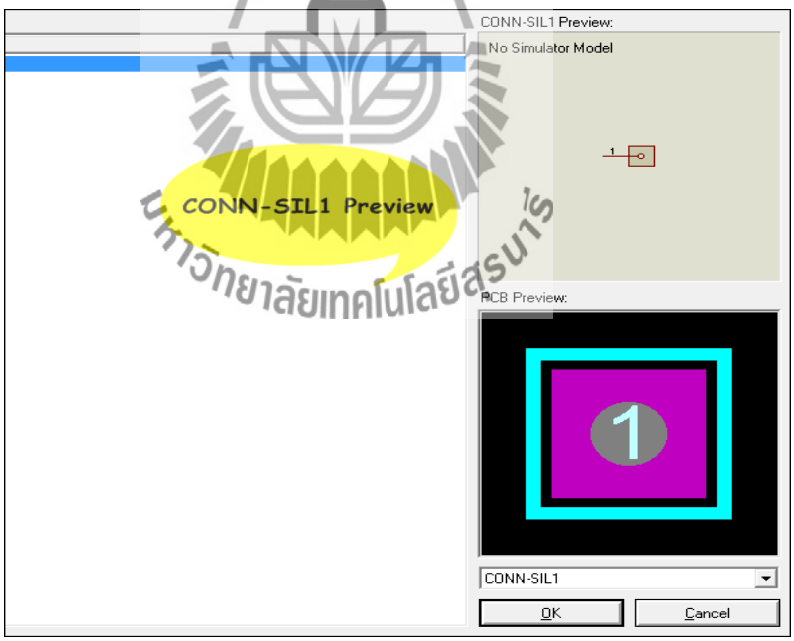
รูปที่ 3.8 ส่วนประกอบสำคัญของหน้าต่าง Pick Devices



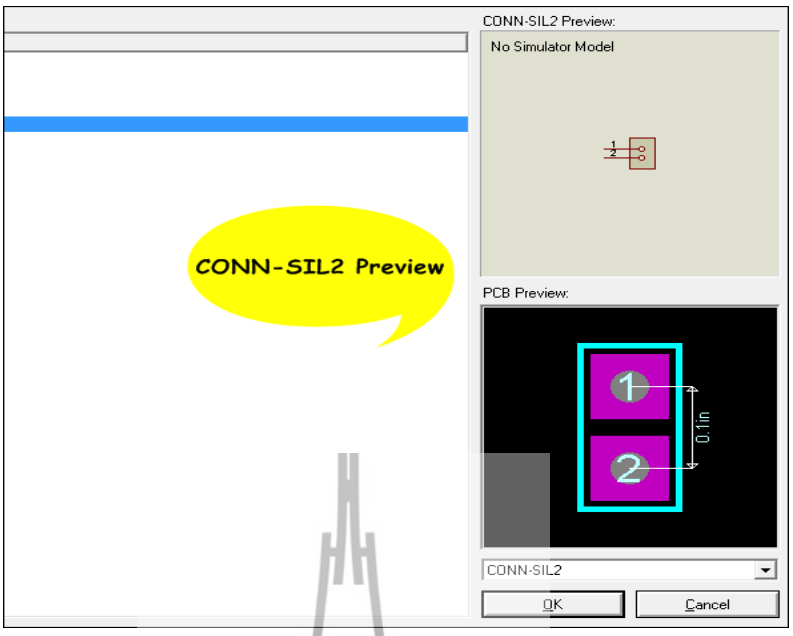
รูปที่ 3.9 เลือก AD620 มาใช้ในการออกแบบวงจร



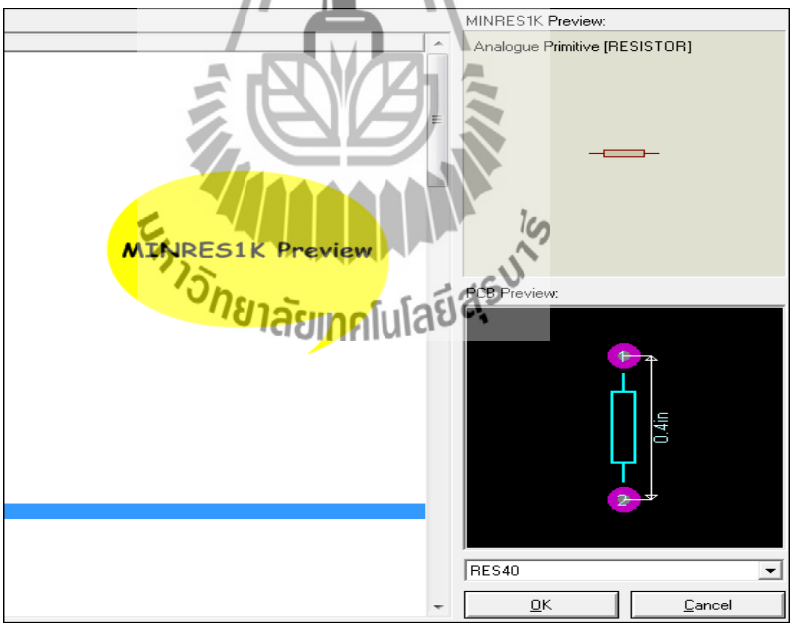
รูปที่ 3.10 เลือก UA741 มาใช้ในการออกแบบวงจร



รูปที่ 3.11 เลือก CONN-SIL1 มาใช้แทนแหล่งจ่ายไฟในวงจร

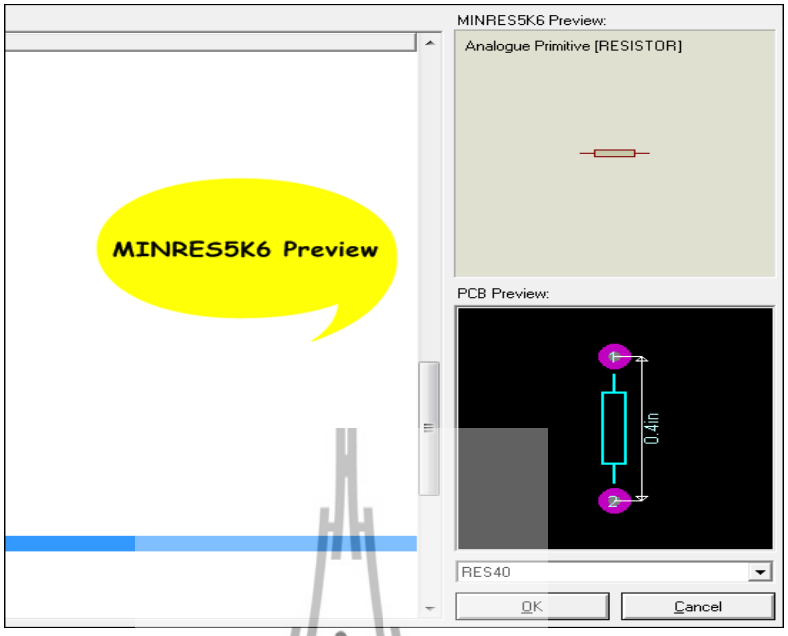


รูปที่ 3.12 เลือก CONN-SIL2 ใช้แทน Input และ Output ในวงจร

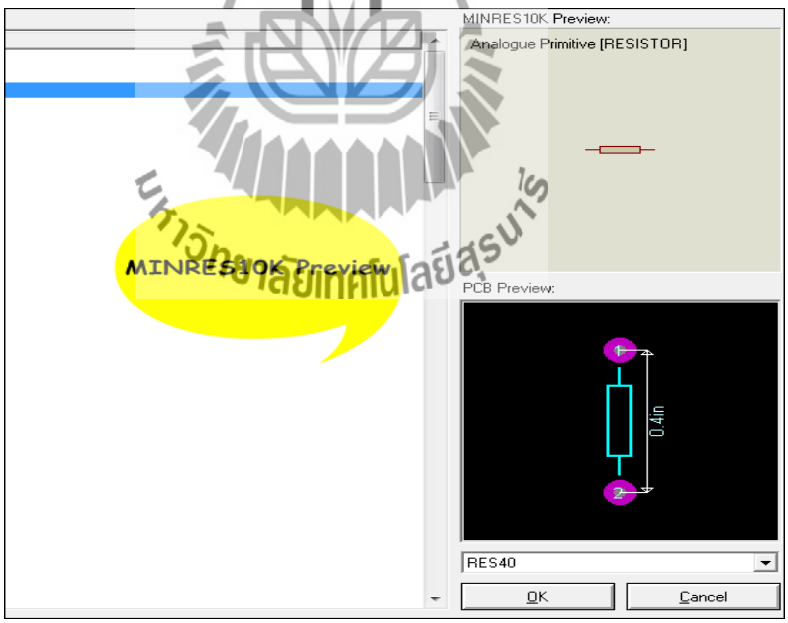


รูปที่ 3.13 เลือก MINRES1K ใช้แทน **R = 1 kΩ** ในวงจร

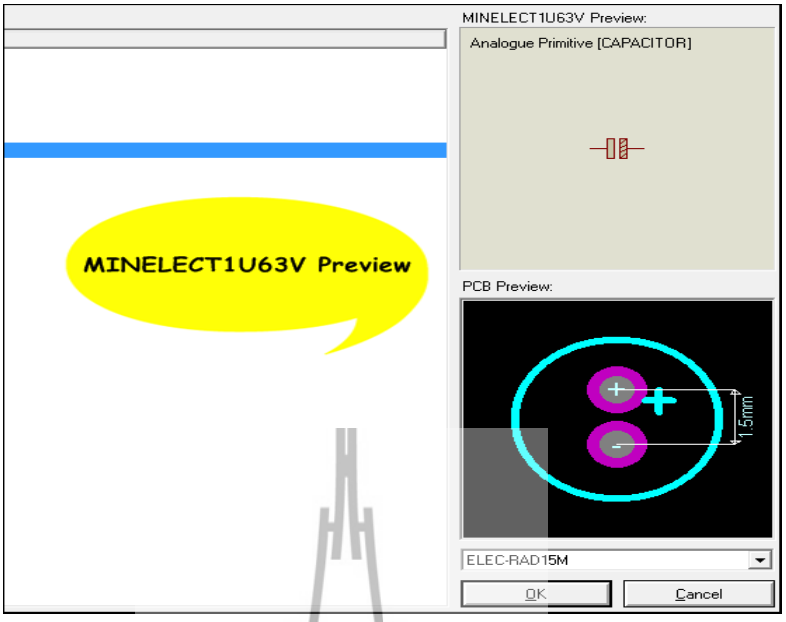
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



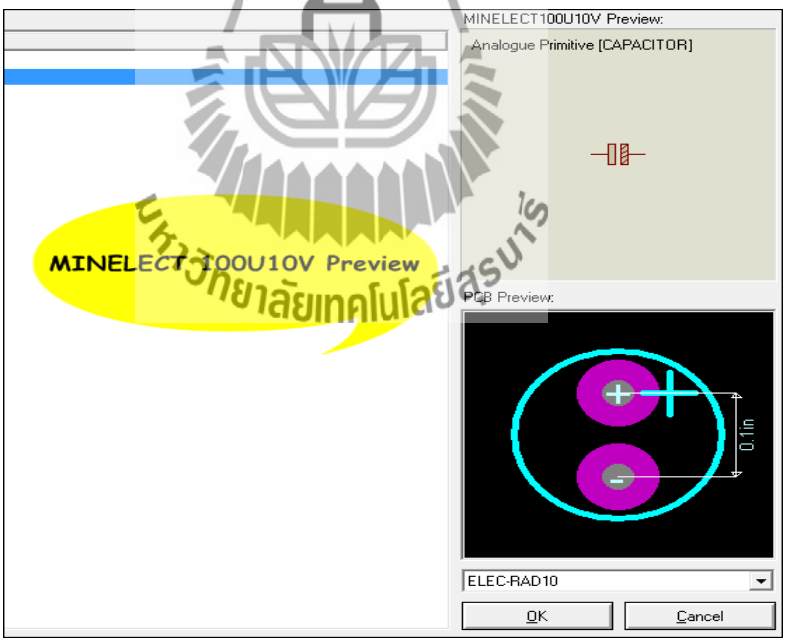
รูปที่ 3.14 เลือก MINRES5K6 ใช้แทน $\mathbf{R = 5.6\ k\Omega}$ ในวงจร



รูปที่ 3.15 เลือก MINRES10K ใช้แทน $\mathbf{R = 10\ k\Omega}$ ในวงจร

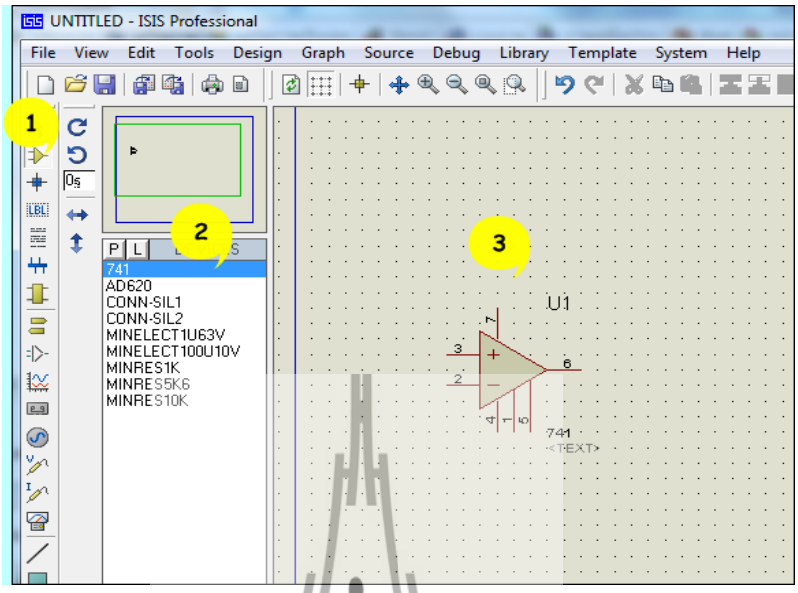


รูปที่ 3.16 เลือก MINELECT1U63V ใช้แทน $\mathbf{C = 1\mu F}$ ในวงจร

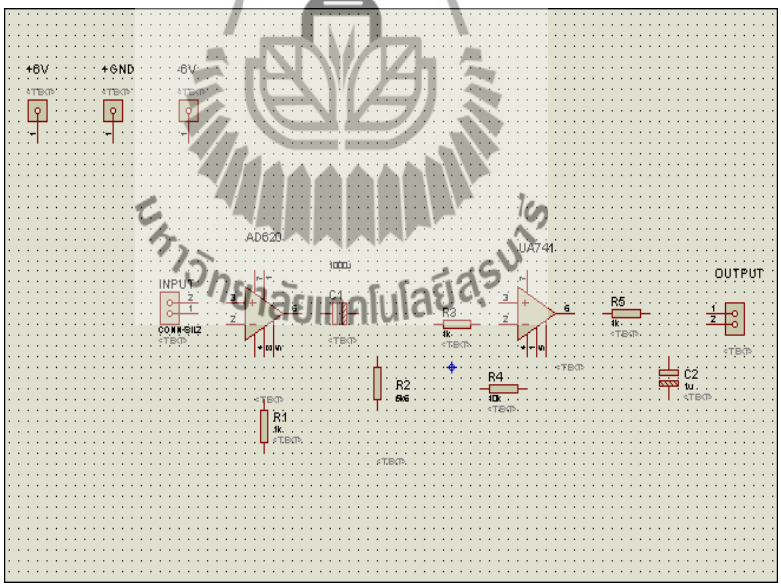


รูปที่ 3.17 เลือก MINELECT100U10V ใช้แทน $\mathbf{C = 1000\mu F}$ ในวงจร

4. วางอุปกรณ์ลงบนพื้นที่ทำงานเพื่อที่จะออกแบบวงจรไฟฟ้า



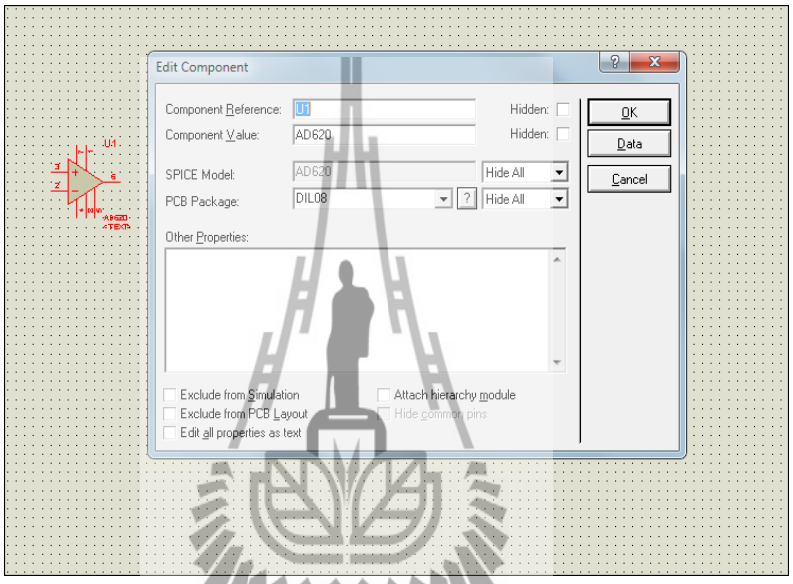
รูปที่ 3.18 การวางอุปกรณ์บนพื้นที่ออกแบบ



รูปที่ 3.19 วางอุปกรณ์ทั้งหมดที่จะใช้ในการออกแบบ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

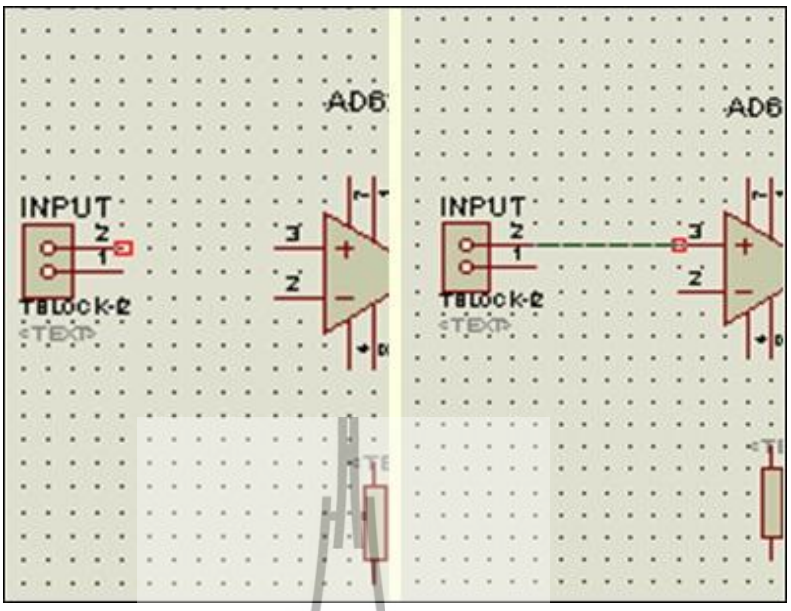
5. เมื่อวางอุปกรณ์แล้วเราสามารถกำหนดค่าให้อุปกรณ์ได้
   - ดับเบิ้ลคลิกที่อุปกรณ์ที่ต้องการเข้าไปกำหนดค่า
   - กำหนดชื่อ หรือลำดับอุปกรณ์ในช่อง Component Reference ตามต้องการ ในที่นี้คือ U1
   - กำหนดค่า หรือเบอร์อุปกรณ์ในช่อง Component Value ตามต้องการ ในที่นี้คือ AD620 (อุปกรณ์อื่นก็ทำเช่นเดียวกัน)



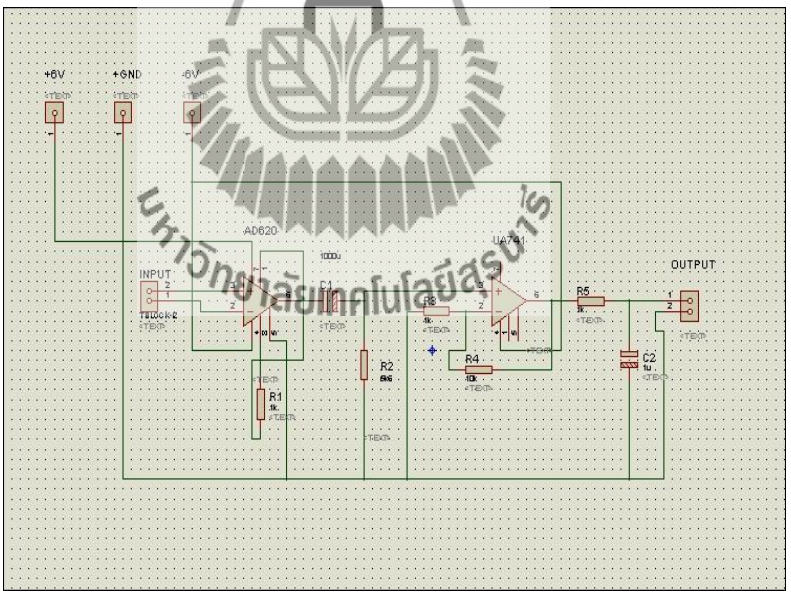
รูปที่ 3.20 การกำหนดค่าให้กับอุปกรณ์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

6. เมื่อกำหนดค่าต่างๆให้กับอุปกรณ์แล้ว จากนั้นทำการเชื่อมสายสัญญาณ
   - นำเมาส์ชี้ที่ขา 2 ของ input จะสังเกตเห็นว่าเกิดสี่เหลี่ยมเล็กๆ สีแดงขึ้นมา ซึ่งหมายความว่าสามารถเชื่อมต่อสายสัญญาณได้
   - คลิกเมาส์หนึ่งครั้งเพื่อทำการเชื่อมต่อ จากนั้นเดินสายสัญญาณมายังขา 3 ของ AD620 จะเห็นว่า เกิดสี่เหลี่ยมเล็กๆ สีแดงขึ้นมาเช่นกัน ให้คลิกเมาส์หนึ่งครั้งเพื่อทำการเชื่อมต่อจึงทำให้การเชื่อมต่อสายสัญญาณต่อกันโดยสมบูรณ์
   - ทำการเชื่อมต่อสายสัญญาณให้กับวงจรจนครบทั้งหมด

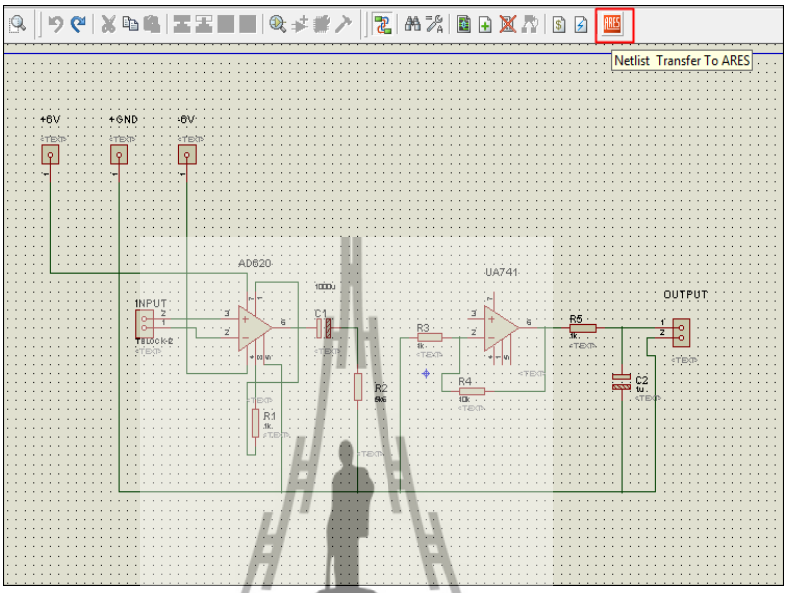


รูปที่ 3.21 เริ่มต้นการเชื่อมต่อสายสัญญาณ

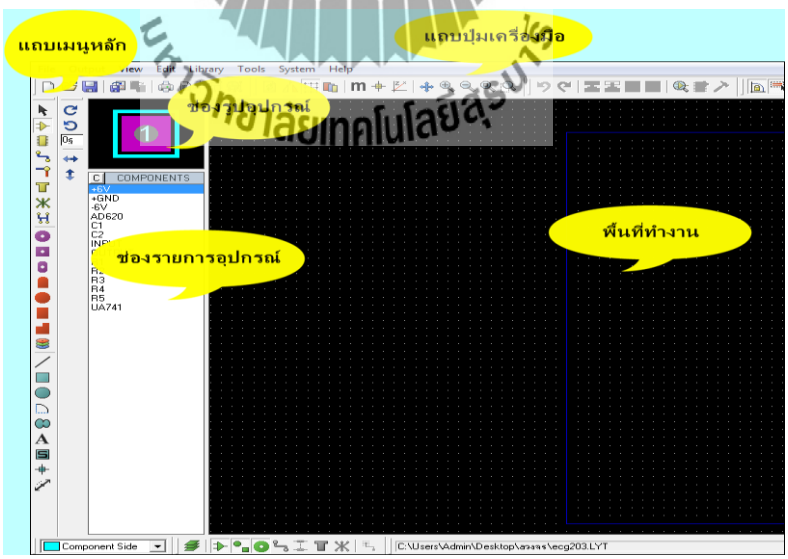


รูปที่ 3.22 เชื่อมต่อสายสัญญาณครบทั้งวงจร

7. เมื่อออกแบบวงจรจาก ISIS Professional เรียบร้อยแล้ว ทำการแปลงไฟล์ PCB โดยคลิกที่ Netlist Transfer To ARES เพื่อเข้าสู่หน้า ARES Professional ซึ่งโปรแกรมนี้จะใช้ในการออกแบบสร้างลายทองแดงของวงจรพิมพ์

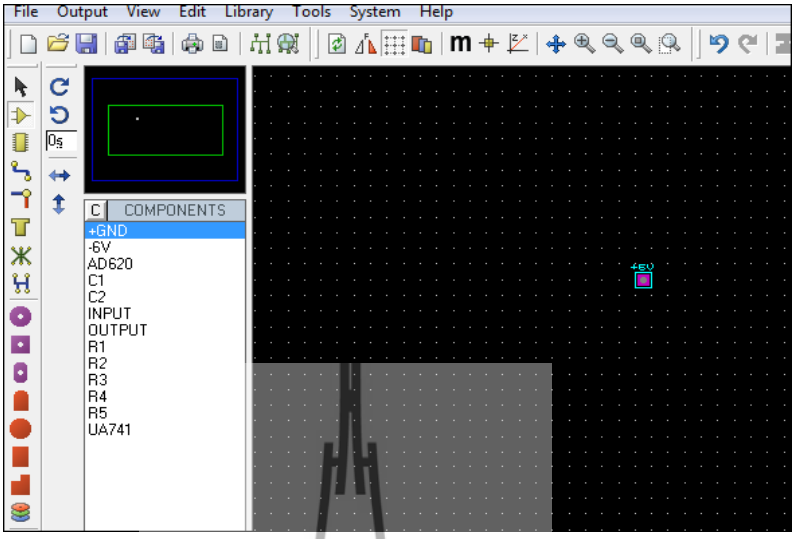


รูปที่ 3.23 แปลงไฟล์ PCB เพื่อเข้าสู่โปรแกรม ARES Professional

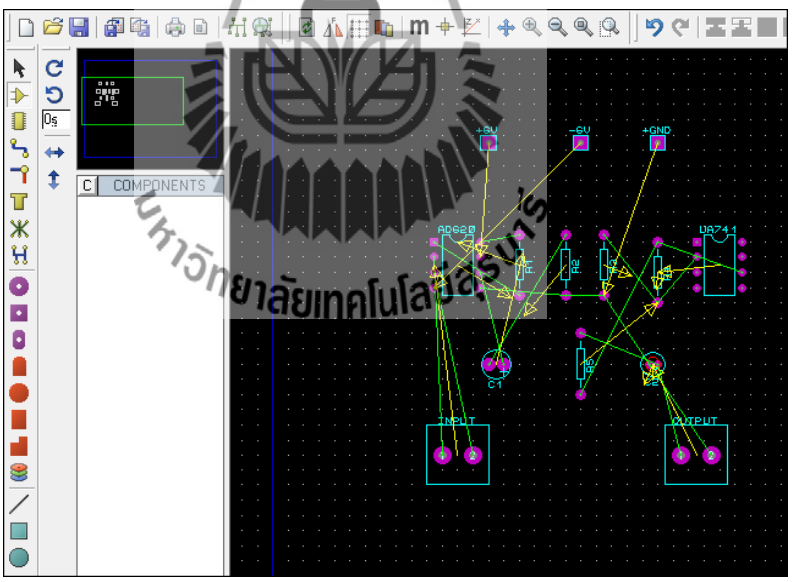


รูปที่ 3.24 เข้าสู่โปรแกรม ARES Professional

8. วางอุปกรณ์ในพื้นที่ทำงาน

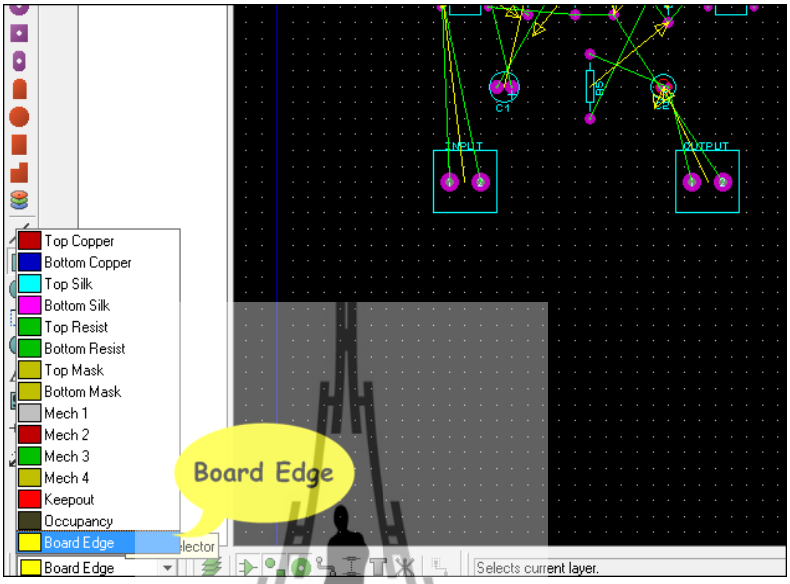


รูปที่ 3.25 วางอุปกรณ์ในพื้นที่ทำงานเพื่อทำการออกแบบ

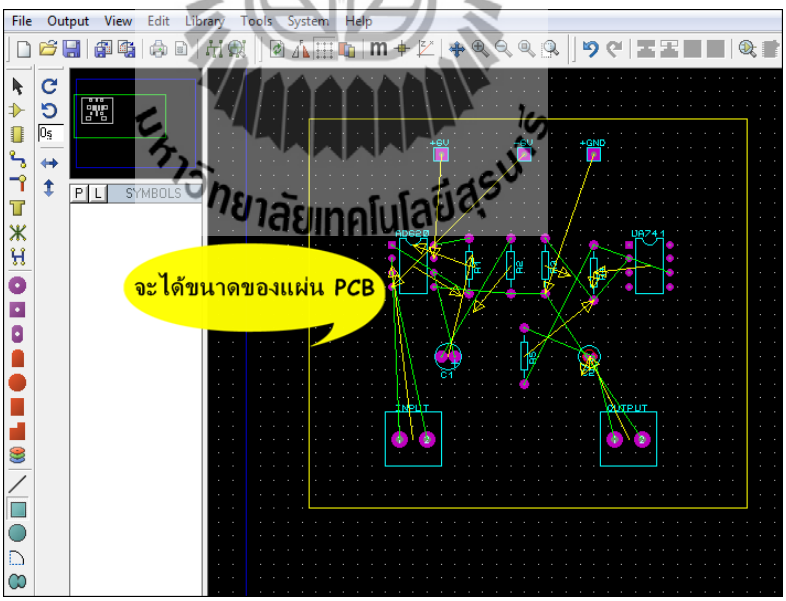


รูปที่ 3.26 วางอุปกรณ์ให้ครบทั้งหมด

9. เมื่อวางอุปกรณ์จนครบทุกตัวแล้ว คลิกที่ 2D Graphics Box Mode เลือก Board Edge เพื่อสร้างแผ่น PCB แล้วลากเมาส์ครอบอุปกรณ์ทั้งหมด

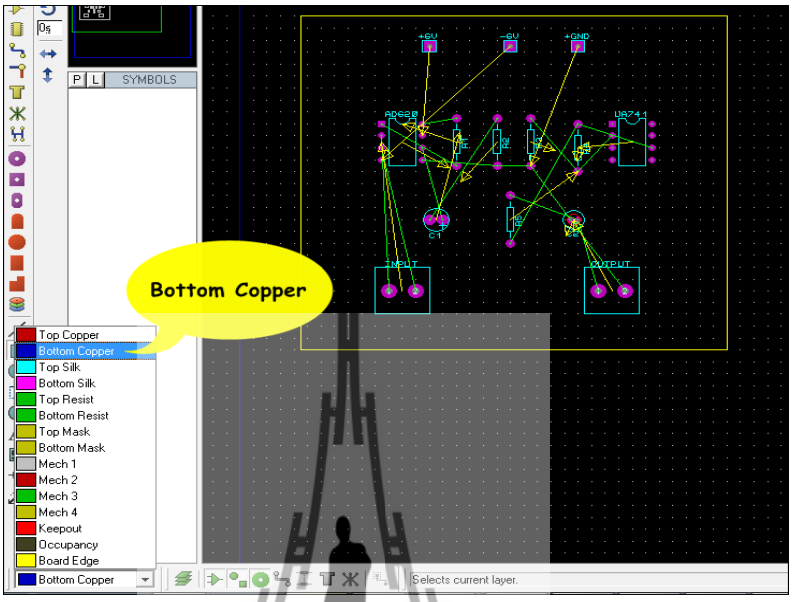


รูปที่ 3.27 เริ่มต้นสร้างแผ่น PCB



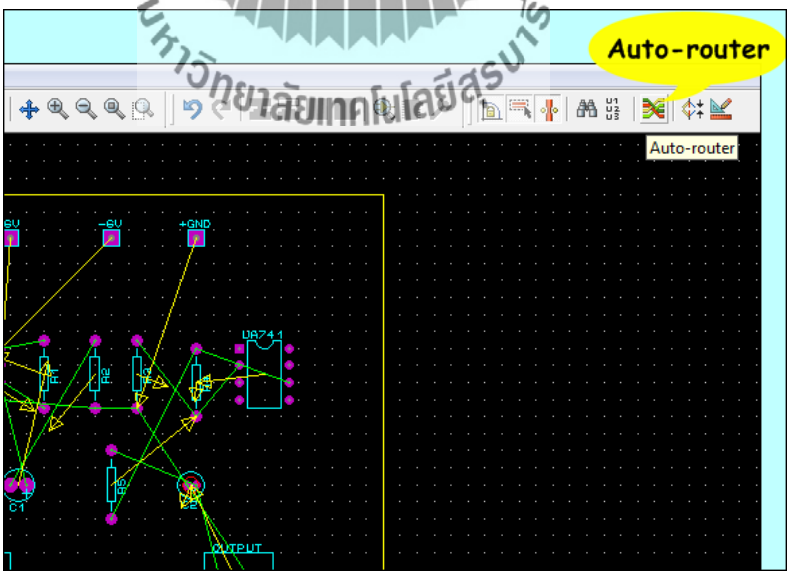
รูปที่ 3.28 จะได้ขนาดของแผ่น PCB ตามที่ต้องการ

10. การออกแบบลายทองแดงหน้าเดียว จะใช้เลเยอร์ที่เรียกว่า Bottom Copper ในการเดินลายทองแดงเท่านั้น โดยคลิกที่ช่องเลเยอร์เลือก Bottom Copper เพื่อเดินลายทองแดงด้านล่าง

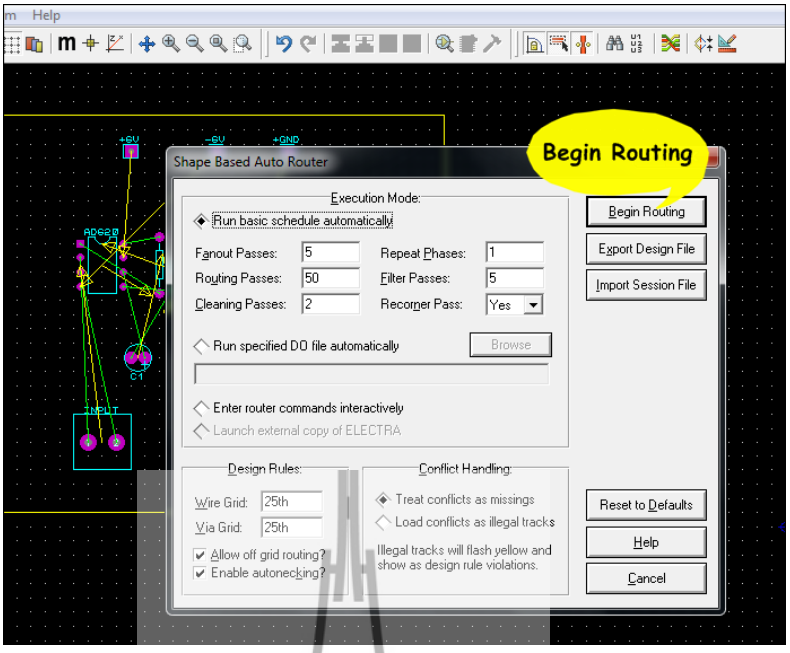


รูปที่ 3.29 ออกแบบลายทองแดงหน้าเดียว

11. ทำการหาเส้นทางของลายทองแดง โดยคลิกที่ Auto-router จากนั้นจะปรากฏหน้าจอ Shape Based Auto Router คลิกเลือก Begin Routing เพื่อทำการหาเส้นทางแบบอัตโนมัติ



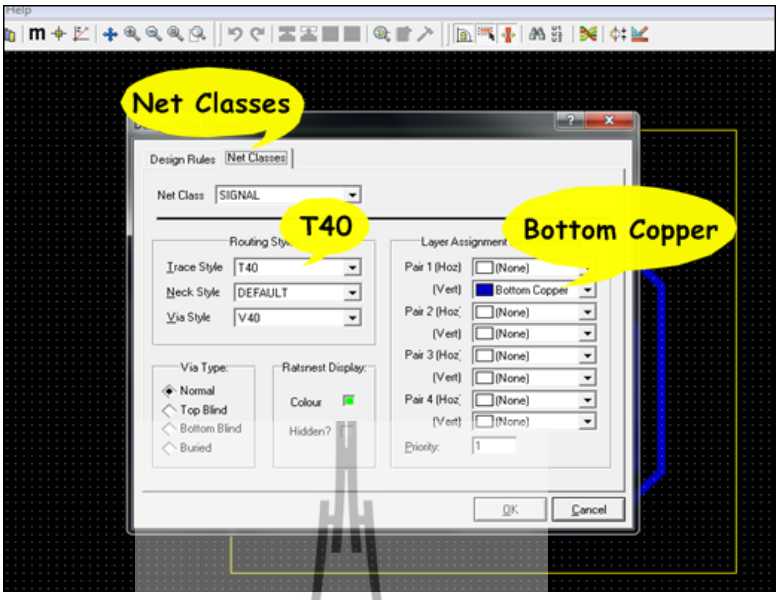
รูปที่ 3.30 หาเส้นทางแบบอัตโนมัติ



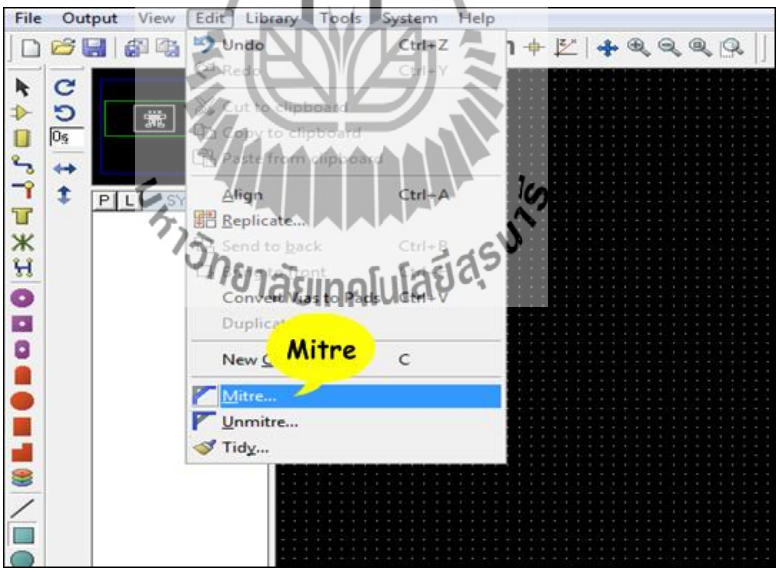
รูปที่ 3.31 Begin Routing เพื่อเริ่มต้นหาเส้นทางแบบอัตโนมัติ

12. ออกแบบเส้นทางลายทองแดง

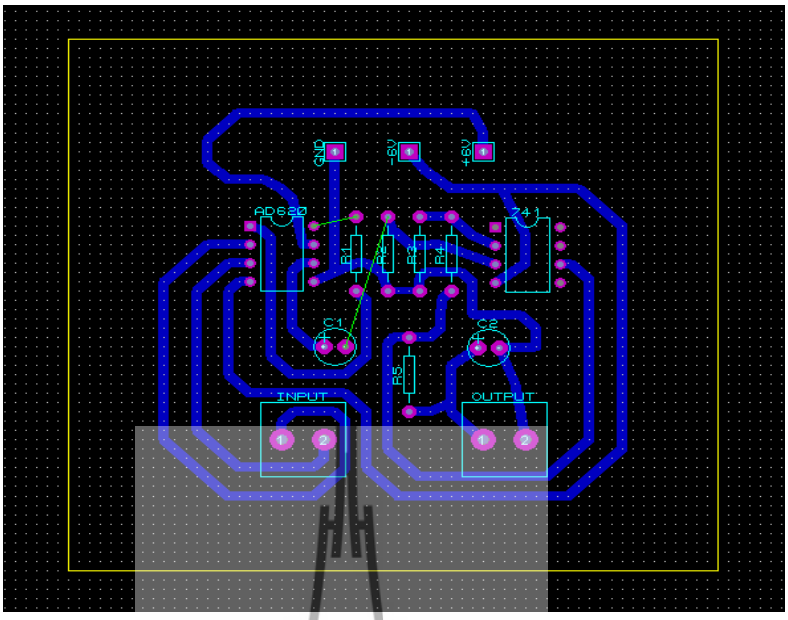
- คลิกที่ Design Rule Manager > Net Classes > เลือก Bottom Copper เพื่อใช้เดินลายทองแดงด้านล่าง
- ตั้งค่า Trace Style เพื่อกำหนดขนาดของลายทองแดง ในที่นี้กำหนดเป็น T40
- เปลี่ยนให้เป็นมุม 45 องศา โดยการคลิกที่ลายทองแดงที่ต้องการเปลี่ย น แล้วไปที่เมนู Edit เลือก Miter ซึ่งจะทำให้ลายทองแดงใน Net นั้น มีมุมเป็น 45 องศาทั้งเส้น
- จะได้ลายวงจรพิมพ์แบบหน้าเดียว ซึ่งจะพบว่ามีเส้นทางการเดินของลายทองแดงที่เป็นสีเหลือง 2 เส้น นั่นคือการหาเส้นทางแบบอัตโนมัติไม่สามารถทำได้ ทั้งหมดเพราะเส้นทางของสายทองแดงบางเส้นจะทับกัน เราสามารถแก้ไขได้หลายวิธี แต่ในที่นี้เลือกการนำสายไฟทองแดงมาบัดกรีเพิ่มเข้าไปในแผ่นวงจรพิมพ์นั้น



รูปที่ 3.32 กำหนดค่าการออกแบบลายทองแดง

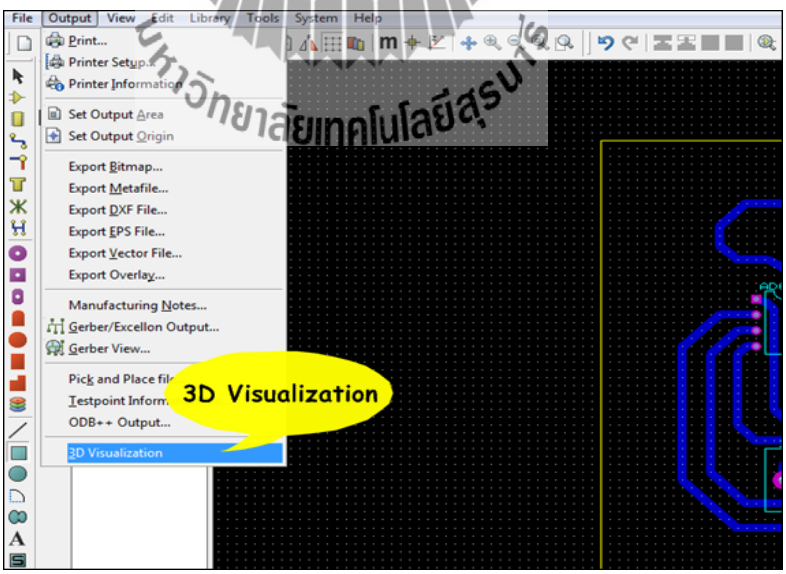


รูปที่ 3.33 การทำเส้นลายทองแดงให้มีมุม 45 องศา

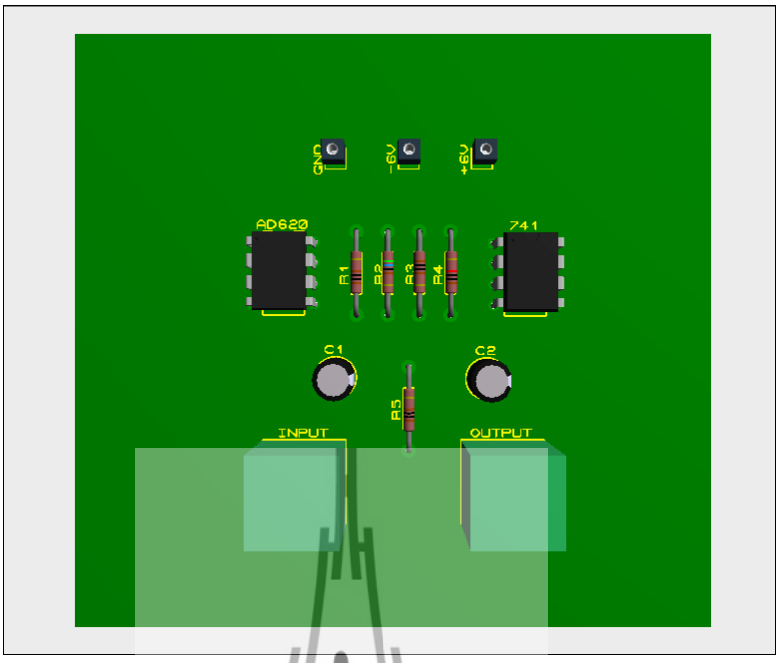


รูปที่ 3.34 เส้นทางการเดินของลายทองแดงเมื่อออกแบบเสร็จเรียบร้อยแล้ว

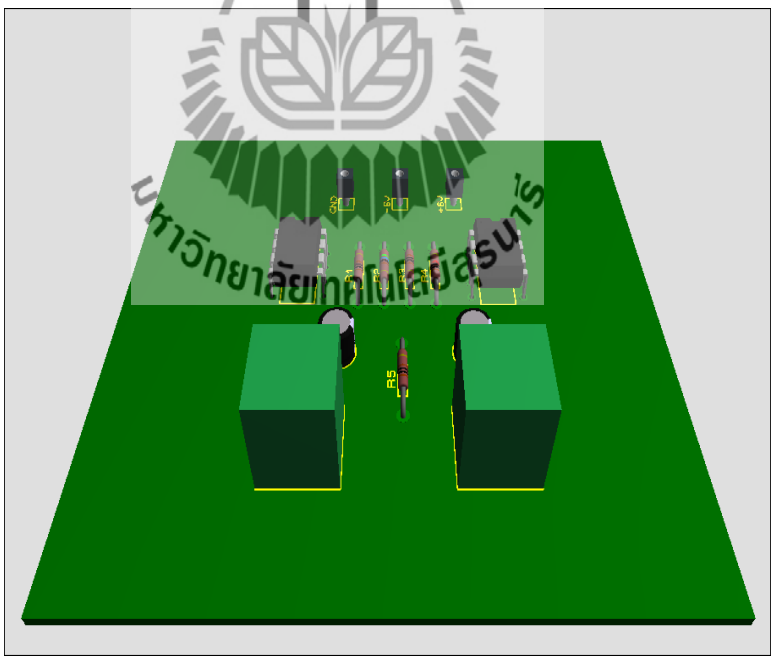
13. เมื่อสร้างลายวงจรเสร็จแล้วเราสามารถ ดูภาพ 3 มิติของแผ่นวงจรพิมพ์ ได้โดย คลิกที่ Output แล้วเลือก 3D Visualization



รูปที่ 3.35 การดูภาพ 3 มิติของวงจรที่ออกแบบ

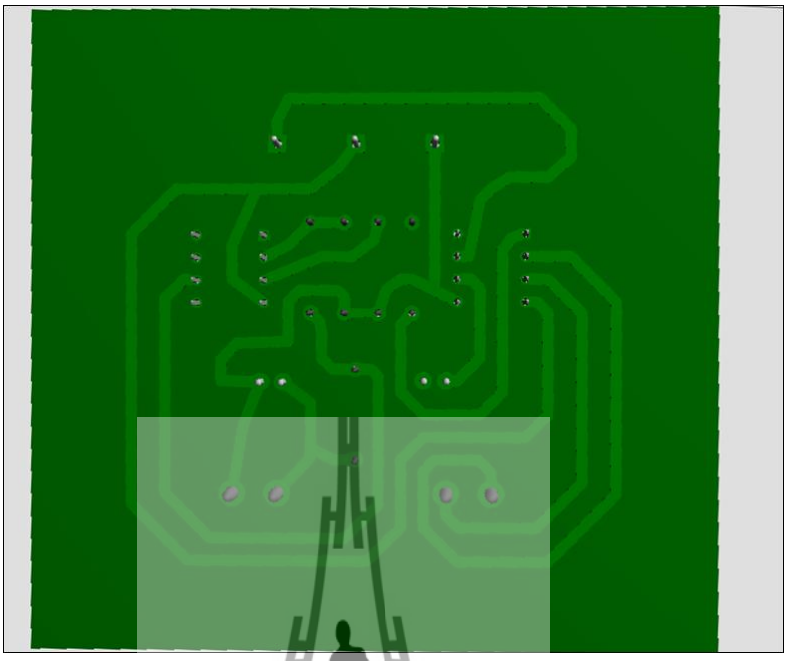


รูปที่ 3.36 แสดง Top View ของวงจร



รูปที่ 3.37 แสดง Front View ของวงจร

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

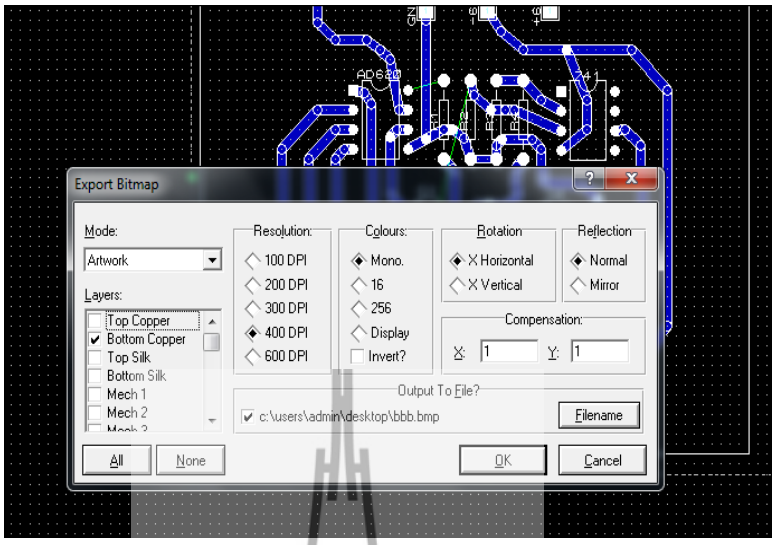


รูปที่ 3.38 แสดง Back View ของวงจร

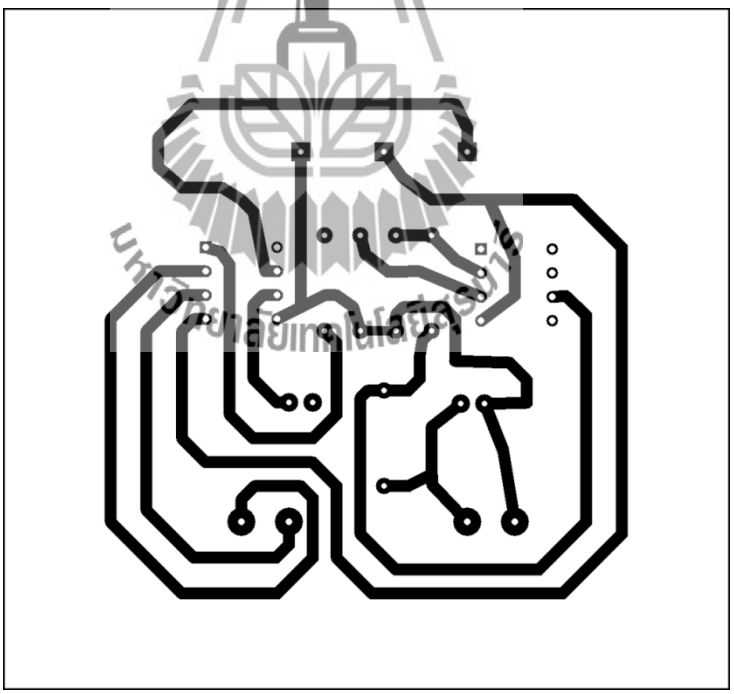
14. การแปลงไฟล์ PCB ให้เป็นไฟล์รูปภาพที่มีนามสกุล BMP

- ใช้เมาส์ลากครอบรูปวงจร
- คลิกที่เมนู Output > Export Bitmap
- ในกรอบ Layers เลือก Bottom Copper
- ในกรอบ Resolution เลือกความละเอียดของรูปภาพ
- ในกรอบ Colours เลือกรูปแบบสีตามต้องการ
- ในกรอบ Rotation เลือกรูปแบบลายทองแดง Vertical แนวตั้ง หรือ Horizontal แนวนอน
- ในกรอบ Reflection เลือกกลับด้านลายทองแดง Normal แบบปกติ Mirror แบบกลับด้าน เมื่อกำหนดค่าต่างๆแล้วก็ทำการบันทึกโดยคลิกที่ Filename > ตั้งชื่อไฟล์ แล้วก็คลิก OK
- การพิมพ์ลายวงจร คลิกที่ Print > ตั้งค่าต่างๆ ดังรูป จะได้ลายวงจรเพื่อจะนำไปทำแผ่นวงจรพิมพ์

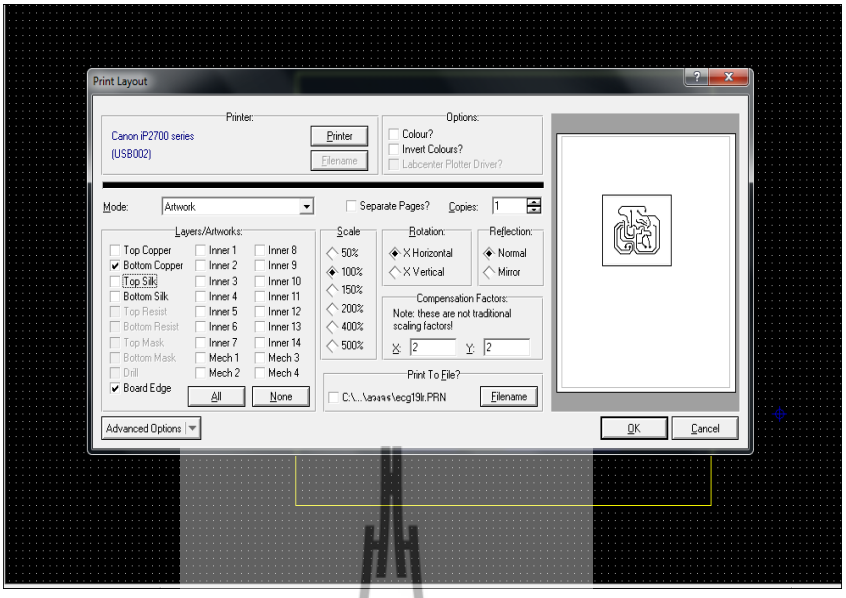
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 3.39 ตั้งค่าการในการแปลง ไฟล์ PCB เป็นไฟล์รูปภาพที่มีนามสกุล BMP



รูปที่ 3.40 ไฟล์รูปภาพนามสกุล BMP



รูปที่ 3.41 การพิมพ์ลายวงจร

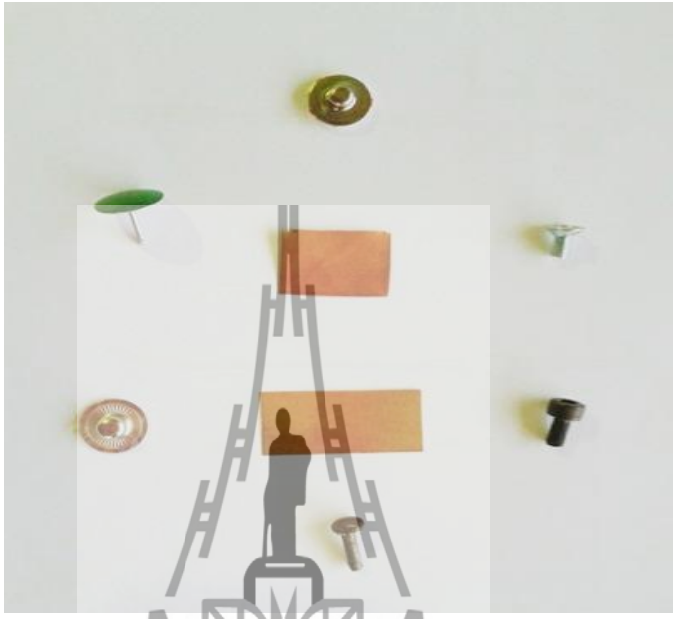
หลังจากออกแบบลายวงจรพิมพ์แบบหน้าเดียวด้วยโปรแกรม Proteus ARES7 Professional แล้ว ขั้นตอนต่อไปคือ

- การกัดแผ่นปริ้นท์ (PCB) เพื่อให้ได้วงจรออกมา
- นำอุปกรณ์มาบัดกรีลงในแผ่นปริ้นท์ (PCB) จะได้วงจรทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- นำวงจรไป ทดสอบ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้อิเล็กโทรดของบริษัท 3M กับอิเล็กโทรดของโรงพยาบาลมหาราช เพื่อตรวจสอบว่าวงจรนั้นใช้งานได้จริง
- หาวัสดุทดแทนหัวอิเล็กโทรด รวมทั้งการนำวัสดุทดแทนชนิดต่างๆ มาทำเป็นอิเล็กโทรดเพื่อทำการทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

3.3 ขั้นตอนการทำอิเล็กโทรด

1. เตรียมวัสดุในการทำอิเล็กโทรด ได้แก่ Fixomull stretch, วัสดุทดแทนหัวอิเล็กโทรด , สำลีและกรรไกร



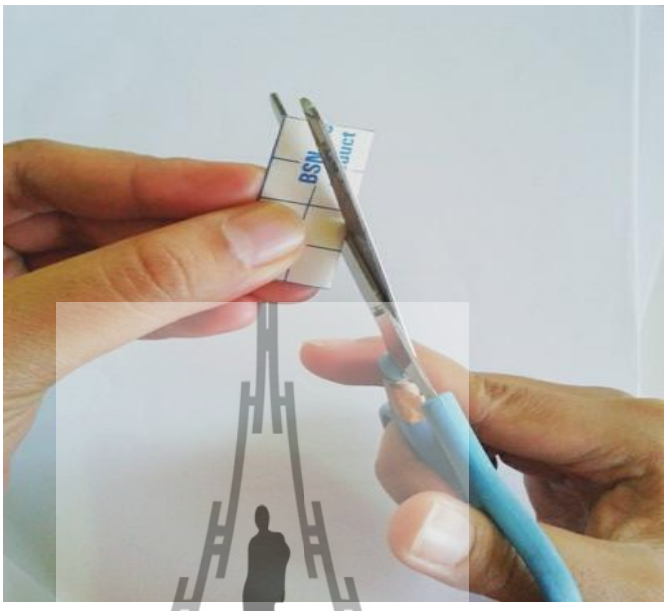
รูปที่ 3.42 วัสดุทดแทนที่จะนำมาทำเป็นอิเล็กโทรด

2. ตัดแผ่น Fixomull stretch ให้ได้ขนาด 4x4 cm

รูปที่ 3.43 แผ่น Fixomull stretch ขนาด 4x4 cm

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

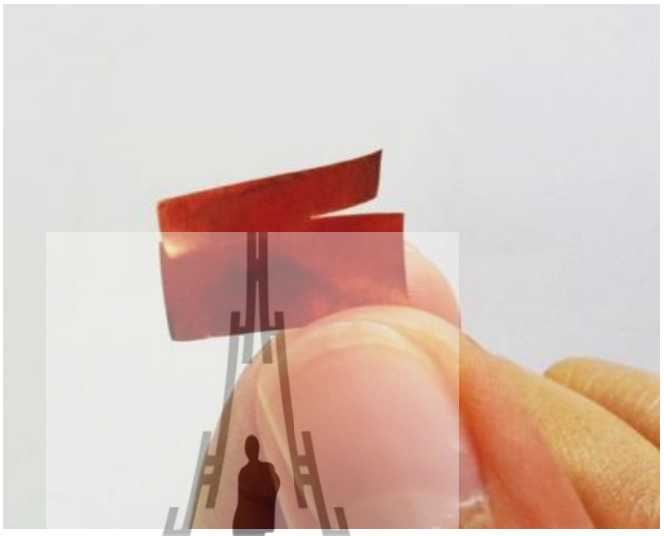
3. เจาะแผ่น Fixomull stretch ที่ตัดเรียบร้อยแล้วให้เป็นวงกลมหรือสี่เหลี่ยมตรงกลางแผ่น (ขนาดจะเล็กหรือใหญ่ขึ้นอยู่กับขนาดของอุปกรณ์ที่นำมาทำหัวอิเล็กโทรด)



รูปที่ 3.44 เจาะแผ่น Fixomull stretch ให้เป็นวงกลมหรือสี่เหลี่ยม

รูปที่ 3.45 แผ่น Fixomull stretch ที่ถูกตัดเป็นวงกลมหรือสี่เหลี่ยมเรียบร้อยแล้ว

4. ตัดแผ่นทองแดงให้ได้ขนาด 1.2 cm x 1.7 cm จากนั้นตัดด้านข้าง (ซ้าย -ขวา) เข้ามาพอประมาณ สำหรับม้วนเป็นที่หนีบ ม้วนแต่ละด้าน (ซ้าย -ขวา) เข้ามาให้เป็นวงกลม แล้วพับให้ตั้งขึ้น สำหรับไว้หนีบต่อกับสายเข้าเครื่อง ECG

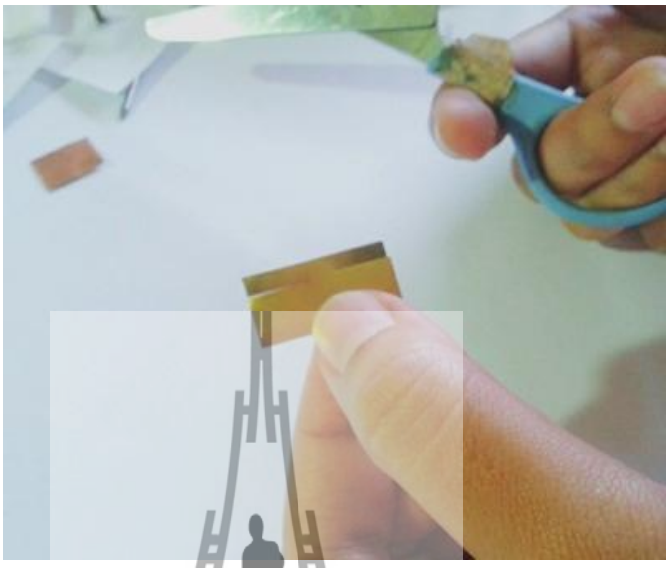


รูปที่ 3.46 ตัดแผ่นทองแดงด้านข้าง ซ้าย-ขวา

รูปที่ 3.47 ม้วนทองแดงแต่ละด้าน (ซ้าย-ขวา) เข้ามาให้เป็นวงกลม

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

5. ตัดแผ่นทองเหลืองขนาด 1.2 cm x 2.5 cm แล้วทำตามขั้นตอนเหมือนกันกับแผ่นทองแดง

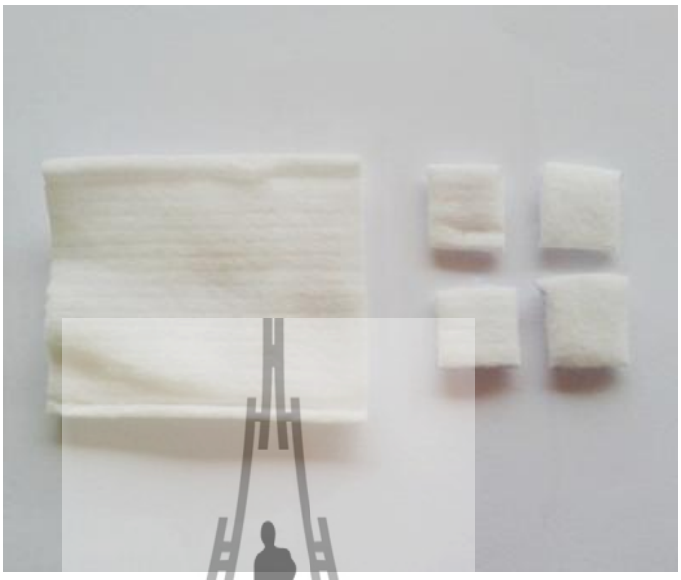


รูปที่ 3.48 ตัดแผ่นทองเหลืองด้านข้าง (ซ้าย-ขวา)

6. เตรียมน็อตขาว , น็อตดำ , ตะปู, กระดุมเหล็ก , หัวหมุด รวมทั้งแผ่นทองแดงและแผ่นทองเหลือง (ตัด และดัดเป็นรูปร่างเสร็จเรียบร้อย) เพื่อนำมาประกอบเป็นอิเล็กโทรด

รูปที่ 3.49 อุปกรณ์ที่จะใช้ทำหัวอิเล็กโทรด

7. เตรียมสำลีขนาด 1.5 cm ×1.5 cm (เป็นบริเวณที่ทาเจลอิเล็กโทรด) สำหรับปิดทับหน้าตัดอุปกรณ์ที่นำมาทำหัวอิเล็กโทรด

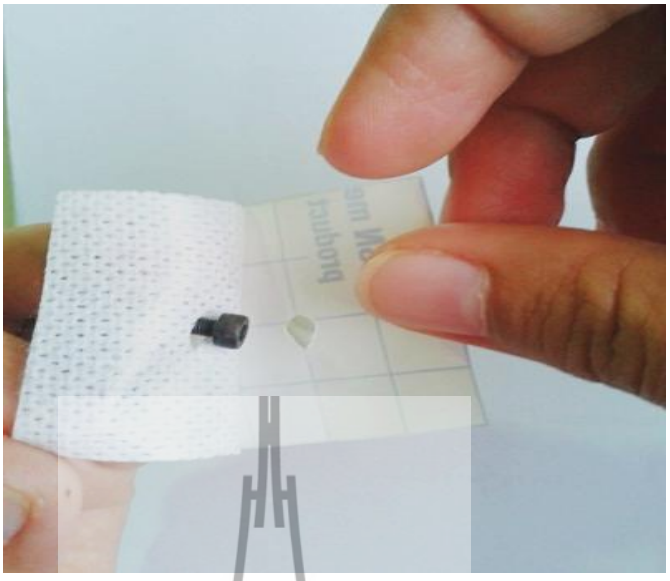


รูปที่ 3.50 สำลีสำหรับปิดทับหน้าตัดอุปกรณ์

8. แกะกระดาษข้างหลังแผ่น Fixomull stretch ออก นำวัสดุที่จะใช้แทนหัวอิเล็กโทรดใส่ลงไปในวงกลมหรือสี่เหลี่ยมที่ตัด แล้วนำสำลีปิดทับหน้าตัดวัสดุนั้นไว้ แล้วนำกระดาษที่แกะออกมาปิดเข้าที่เดิม

รูปที่ 3.51 นำแผ่น Fixomull stretch แกะกระดาษข้างหลังออก

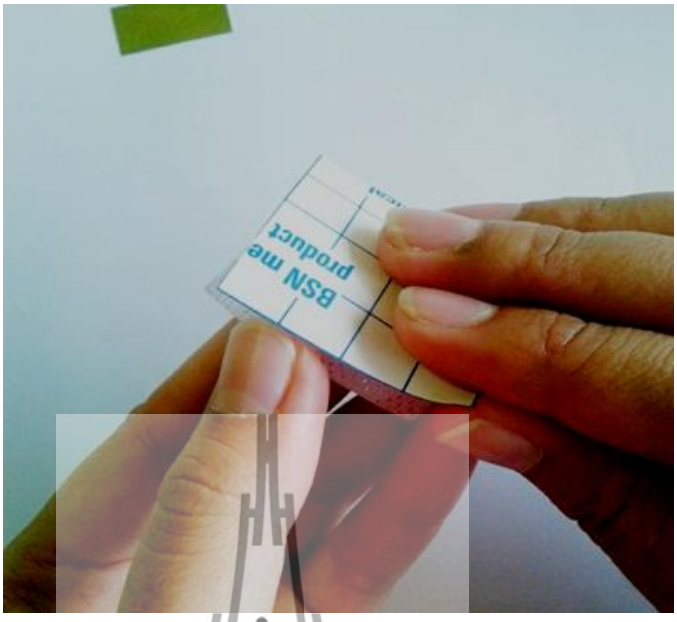
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 3.52 นำวัสดุที่จะใช้แทนหัวอิเล็คโทรดใส่ลงไปในวงกลมหรือสี่เหลี่ยมที่ตัด

รูปที่ 3.53 นำสำลีปิดทับหน้าตัดวัสดุนั้น

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 3.54 นำกระดาษที่แกะออกมาปิดเข้าที่เดิม

รูปที่ 3.55 อิเล็กโทรดที่ทำจากวัสดุทดแทนทั้งหมด

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บทที่ 4

ผลการดำเนินงานโครงงาน

<u>การทดลองที่ 1</u> เปรียบเทียบ อิเล็กโทรดของ 3M โดยใช้วงจรทดสอบสัญญาณ แล้วแสดงผลผ่านออสซิลโลสโคป กับอิเล็กโทรดของ 3M โดยใช้เครื่อง ECG Monitor

<u>วัตถุประสงค์</u> 1. เพื่อตรวจสอบว่าค่า Vp-p และคาบเวลาของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากออสซิลโลสโคป และ ECG Monitor มีค่าใกล้เคียงกันหรือไม่

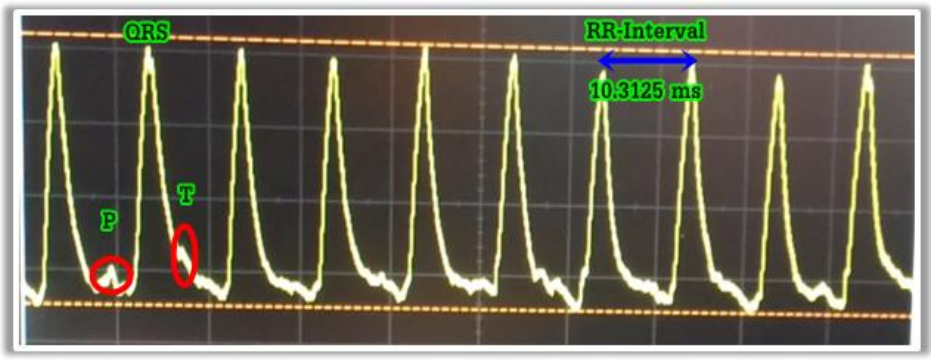
<u>อุปกรณ์</u>

1. วงจรทดสอบสัญญาณ จำนวน 1 แผ่น
2. เครื่อง ECG Monitor จำนวน 1 เครื่อง
3. DC Power Supply จำนวน 2 เครื่อง
4. Agilent Technologies (Oscilloscope) จำนวน 1 เครื่อง
5. อิเล็กโทรดของ 3M จำนวน 5 อัน
6. Conductive Gel จำนวน 1 ขวด

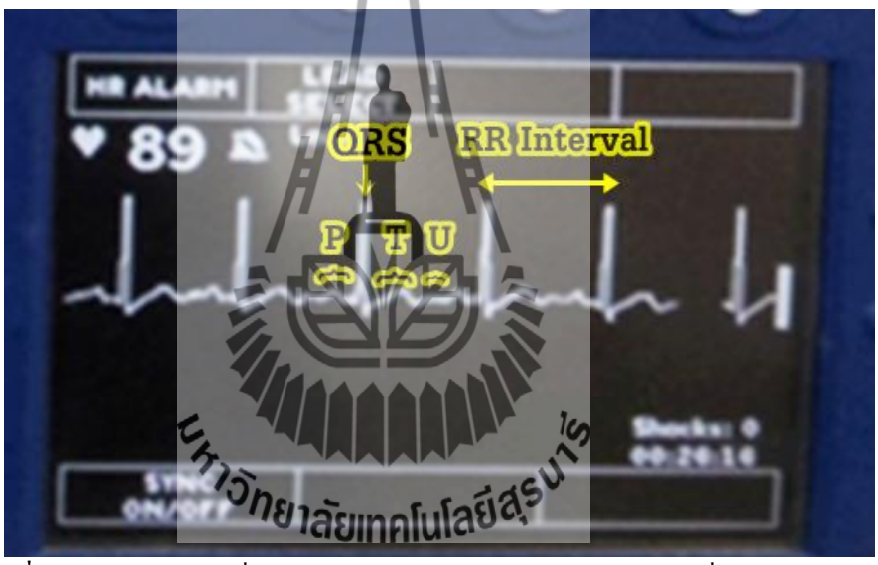
<u>ขั้นตอนการทดลอง</u>

1. จ่ายไฟ 6V ให้กับแผ่นวงจร โดยใช้เครื่อง DC Power Supply ซึ่งจ่ายไฟ +6V และ -6V และทำกราวนด์ให้กับวงจร
2. การติดอิเล็กโทรดในวงจรจะใช้การติดแบบ Lead II คือติดที่แขนขวา (ขั้วลบ) และติดที่ขาซ้าย (ขั้วบวก) ส่วนขาขวาวางที่พื้นเป็นกราวนด์
3. นำอิเล็กโทรดของ 3M มาติดที่แขนขวา และขาซ้าย
4. บันทึกผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่อง Agilent โดย (CH1) แสดงผลอิเล็กโทรดของ 3M
5. นำอิเล็กโทรด 3M มาติดที่แขนขวา และขาซ้าย (Lead II)
6. ติดอิเล็กโทรด เข้ากับขั้วสายแล้วต่อเข้ากับเครื่อง ซึ่งที่ขั้วของสายต่อจะสัญลักษณ์เป็นสีต่างๆ พร้อมทั้งมีตัวอักษรกำกับว่าเป็นขั้วของตำแหน่งไหนอีกด้วย เช่น RA (Right Arm)
7. บันทึกผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่อง ECG Monitor

ผลการทดลอง



รูปที่ 4.1 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดของ 3M โดยใช้ออสซิลโลสโคป



รูปที่ 4.2 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดของ 3M โดยใช้เครื่อง ECG Monitor

สรุปและอภิปรายผลการทดลอง

จากกราฟ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องออสซิลโลสโคป สามารถอ่านคลื่น P, QRS และ T ได้ ส่วน RR-Interval จะอ้างอิงได้จากคาบเวลาของแอมพลิจูดของคลื่น QRS จากคลื่นหนึ่งไปยังคลื่นหนึ่ง

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่อง ECG Monitor สามารถอ่านคลื่น P, QRS, T และ U (แต่ไม่ค่อยชัดเจน) ได้ ส่วน RR-Interval จะอ้างอิงได้จากแอมพลิจูดของคลื่น QRS จากคลื่นหนึ่งไปยังคลื่นหนึ่ง

<u>การทดลองที่ 2</u> เปรียบเทียบ อิเล็กโทรดของ 3M กับ อิเล็กโทรดของโรงพยาบาลมหาราชโดยใช้เครื่อง ECG Monitor

<u>วัตถุประสงค์</u> 1. เพื่อตรวจสอบว่า การนำหัวอิเล็กโทรดของ 3M กลับมาใช้ใหม่แล้วทำเป็นอิเล็กโทรดของโรงพยาบาลมหาราชนั้น สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้มีลักษณะเหมือนกับอิเล็กโทรดของ 3M หรือไม่

2. เพื่อนำกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ มาตรวจสอบองค์ประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ

<u>อุปกรณ์</u>

1. เครื่อง ECG Monitor จำนวน 2 เครื่อง
2. อิเล็กโทรดของโรงพยาบาลมหาราช จำนวน 3 อัน
3. อิเล็กโทรดของ 3M จำนวน 3 อัน
4. Conductive Gel จำนวน 1 ขวด

<u>ขั้นตอนการทดลอง</u>

1. นำอิเล็กโทรด 3M มาติดที่แขนขวา และขาซ้าย (Lead II)
2. นำอิเล็กโทรดของโรงพยาบาลมหาราช ทาด้วย Conductive Gel (ซึ่งมีครีมนำไฟฟ้าเป็นส่วนผสมอยู่) โดยทาให้ทั่วผิวหน้าของอิเล็กโทรด แล้วนำมาติดที่แขนขวา และขาซ้าย (ติดบริเวณที่ใกล้กันกับอิเล็กโทรด 3M)

รูปที่ 4.3 การติดอิเล็กโทรด 3M กับ อิเล็กโทรดของโรงพยาบาลมหาราช บริเวณแขนขวา และขาซ้าย (Lead II)

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

3. ติดอิเล็กโทรด เข้ากับขั้วสายแล้วต่อเข้ากับเครื่อง ซึ่งที่ขั้วของสายต่อจะสัญลักษณ์เป็นสีต่างๆ พร้อมทั้งมีตัวอักษรกำกับว่าเป็นขั้วของตำแหน่งไหนอีกด้วย เช่น RA (Right Arm)

4. บันทึกผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่อง ECG Monitor ทั้งสองเครื่อง

ผลการทดลอง

กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการ เปรียบเทียบอิเล็กโทรด 3M กับ อิเล็กโทรดของโรงพยาบาลมหาราช โดยเครื่อง ECG Monitor เครื่องบนแสดงผลจาก อิเล็กโทรดของ 3M และเครื่อง ECG Monitor เครื่องล่างแสดงผลจาก อิเล็กโทรดของโรงพยาบาลมหาราช

รูปที่ 4.4 กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการเปรียบเทียบ อิเล็กโทรดของ 3M กับ อิเล็กโทรดของโรงพยาบาลมหาราช โดยเครื่อง ECG Monitor

<u>สรุปและอภิปรายผลการทดลอง</u>

จากรูปที่ 4.4 จะสังเกตได้ว่า กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดของ 3M (เครื่องบน) และอิเล็กโทรดของโรงพยาบาลมหาราช (เครื่องล่าง) มีความชัดเจนใกล้เคียงกันมาก โดยจากเครื่อง ECG Monitor ทั้งสองเครื่อง แสดงผลกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจอย่างถูกต้อง โดยแสดงองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจคลื่นP, QRS และ T ได้ชัดเจน

ดังนั้น จากการทดลองแสดงให้เห็นว่าสามารถนำอิเล็กโทรดของโรงพยาบาลมหาราชมาใช้แทนอิเล็กโทรดของ 3M ได้

<u>การทดลองที่ 3</u> เปรียบเทียบ อิเล็กโทรดของ 3M กับ อิเล็กโทรดของโรงพยาบาลมหาราช และวัสดุทดแทนโดยใช้วงจรทดสอบสัญญาณ แล้วแสดงผลผ่านออสซิลโลสโคป

<u>วัตถุประสงค์</u> 1. ตรวจสอบว่าวัสดุทดแทนที่นำมาใช้ทำหัวอิเล็กโทรด สามารถนำไฟฟ้า และสามารถแสดงผลผ่านทางออสซิลโลสโคปได้หรือไม่

2. เพื่อตรวจสอบว่า การนำวัสดุทดแทนมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรดนั้น สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้มีลักษณะเหมือนกับอิเล็กโทรดของ 3M หรือไม่

<u>อุปกรณ์</u>

1. วงจรทดสอบสัญญาณ จำนวน 1 แผ่น
2. DC Power Supply จำนวน 2 เครื่อง
3. Agilent Technologies (Oscilloscope) จำนวน 1 เครื่อง
4. อิเล็กโทรดของ 3M จำนวน 2 อัน
5. อิเล็กโทรดของโรงพยาบาลมหาราช จำนวน 2 อัน
6. วัสดุทดแทนที่นำตะปูมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด จำนวน 2 อัน
7. วัสดุทดแทนที่นำน็อตขาวมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด จำนวน 2 อัน
8. วัสดุทดแทนที่นำน็อตดำมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด จำนวน 2 อัน
9. วัสดุทดแทนที่นำแผ่นทองแดงมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด จำนวน 2 อัน
10. วัสดุทดแทนที่นำแผ่นทองเหลืองมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด จำนวน 2 อัน
11. Conductive Gel จำนวน 1 ขวด

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ขั้นตอนการทดลอง

1. จ่ายไฟ 6V ให้กับแผ่นวงจรโดยใช้เครื่อง DC Power Supply ซึ่งจ่ายไฟ +6V และ -6V และทำกราวนด์ให้กับวงจร
2. นำ อิเล็กโทรดของ 3M มาติดที่บริเวณแขนขวา และขาซ้าย
3. บันทึกผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่อง Agilent โดย (CH1) แสดงผล อิเล็กโทรดของ 3M
4. นำ อิเล็กโทรดของโรงพยาบาลมหาราช ทาด้วย Conductive Gel (ซึ่งมีครีมนำไฟฟ้าเป็นส่วนผสมอยู่) โดยทาให้ทั่วผิวหน้าของ อิเล็กโทรด แล้วนำมาติดที่บริเวณแขนขวา และขาซ้าย
5. บันทึกผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่อง Agilent โดย (CH1) แสดงผล อิเล็กโทรดของโรงพยาบาลมหาราช
6. นำวัสดุทดแทนที่นำตะปูมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด ทาด้วย Conductive Gel (ซึ่งมีครีมนำไฟฟ้าเป็นส่วนผสมอยู่) แล้วนำมาติดที่บริเวณแขนขวา และขาซ้าย

รูปที่ 4.5 การติดวัสดุทดแทนที่นำตะปูมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด ที่แขนขวา และขาซ้าย

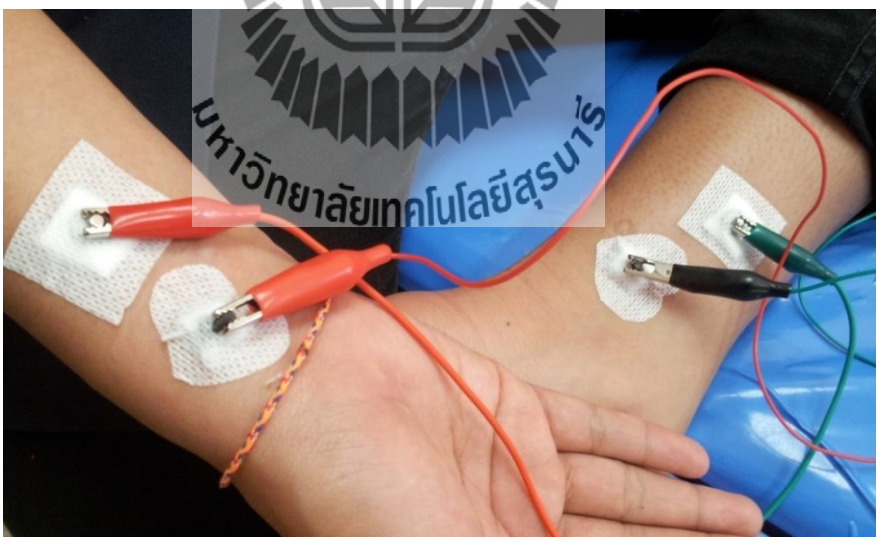
7. บันทึกผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่อง Agilent โดย (CH1) แสดงผล วัสดุทดแทนที่นำตะปูมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด
8. นำวัสดุทดแทนที่นำน็อตขาวมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด ทาด้วย Conductive Gel (ซึ่งมีครีมนำไฟฟ้าเป็นส่วนผสมอยู่) แล้วนำมาติดที่บริเวณแขนขวา และขาซ้าย

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รูปที่ 4.6 การติดวัสดุทดแทนที่นำน็อตขาวมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด ที่แขนขวา และขาซ้าย

9. บันทึกผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่อง Agilent โดย (CH1) แสดงผลวัสดุทดแทนที่นำน็อตขาวมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด

10. นำวัสดุทดแทนที่นำน็อตดำมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด ทาด้วย Conductive Gel (ซึ่งมีครีมนำไฟฟ้าเป็นส่วนผสมอยู่) แล้วนำมาติดที่บริเวณแขนขวา และขาซ้าย



รูปที่ 4.7 การติดวัสดุทดแทนที่นำน็อตดำมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด ที่แขนขวา และขาซ้าย

11. บันทึกผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่อง Agilent โดย (CH1) แสดงผลวัสดุทดแทนที่นำน็อตดำมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด

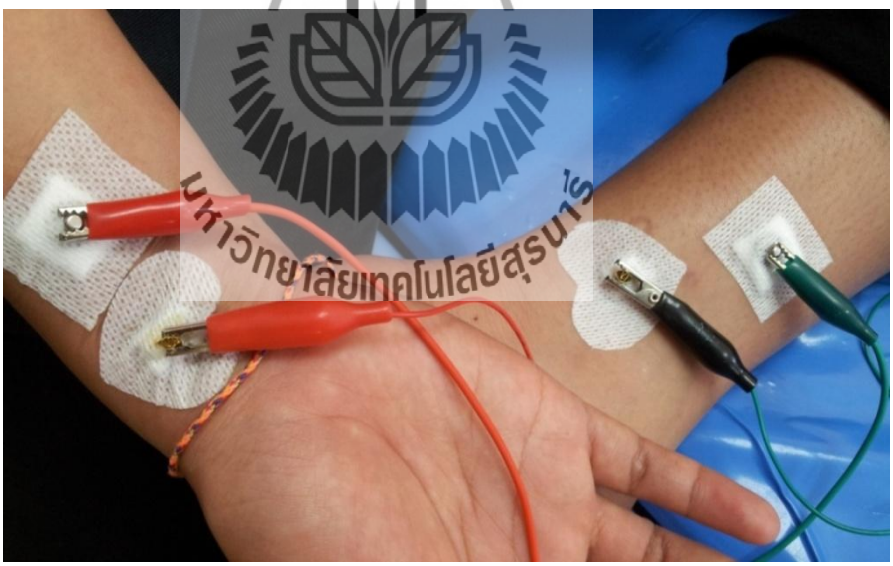
12. นำวัสดุทดแทนที่นำแผ่นทองแดงมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด ทาด้วย Conductive Gel (ซึ่งมีครีมนำไฟฟ้าเป็นส่วนผสมอยู่) แล้วนำมาติดที่บริเวณแขนขวา และขาซ้าย

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รูปที่ 4.8 การติดวัสดุทดแทนที่นำแผ่นทองแดงมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด ที่แขนขวา และขาซ้าย

13. บันทึกผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่อง Agilent โดย (CH1) แสดงผล วัสดุทดแทนที่นำแผ่นทองแดงมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด

14. นำวัสดุทดแทนที่นำแผ่นทองเหลืองมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด ทาด้วย Conductive Gel (ซึ่งมีครีมนำไฟฟ้าเป็นส่วนผสมอยู่) แล้วนำมาติดที่บริเวณแขนขวา และขาซ้าย

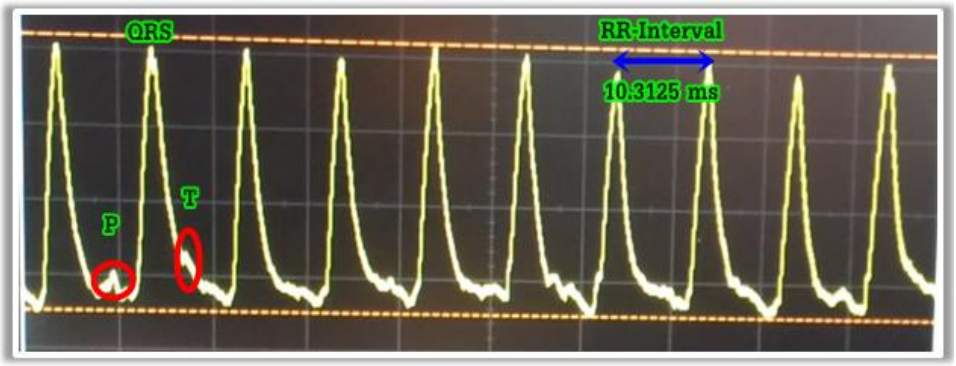


รูปที่ 4.9 การติดวัสดุทดแทนที่นำแผ่นทองเหลืองมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด ที่แขนขวา และขาซ้าย

15. บันทึกผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่อง Agilent โดย (CH1) แสดงผล วัสดุทดแทนที่นำแผ่นทองเหลืองมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ผลการทดลอง

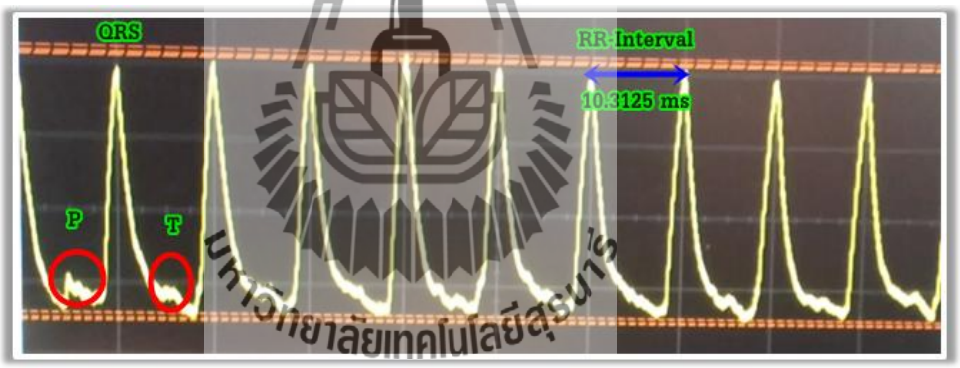


รูปที่ 4.10 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดของ 3M โดยใช้ออสซิลโลสโคป

Times/Div 1 ช่อง = 10 ms

Times/Div 1 ช่อง = 1.60 cm

วัด RR- Interval ได้ 1.65 cm คิดเป็น 10.3125 ms



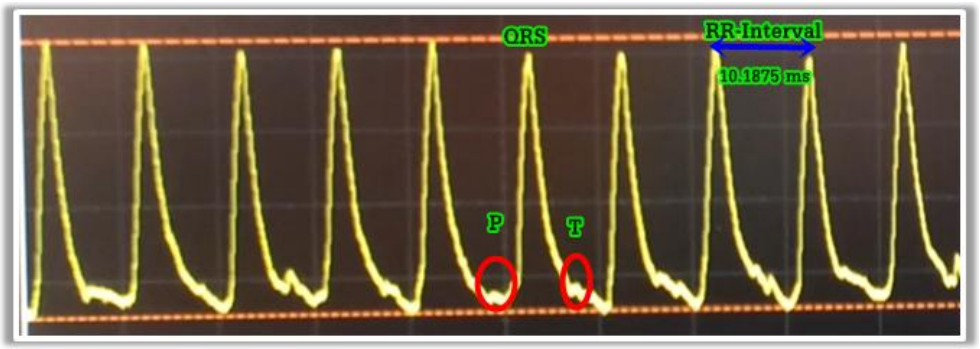
รูปที่ 4.11 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดของโรงพยาบาลมหาราช โดยใช้ออสซิลโลสโคป

Times/Div 1 ช่อง = 10 ms

Times/Div 1 ช่อง = 1.60 cm

วัด RR- Interval ได้ 1.65 cm คิดเป็น 10.3125 ms

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

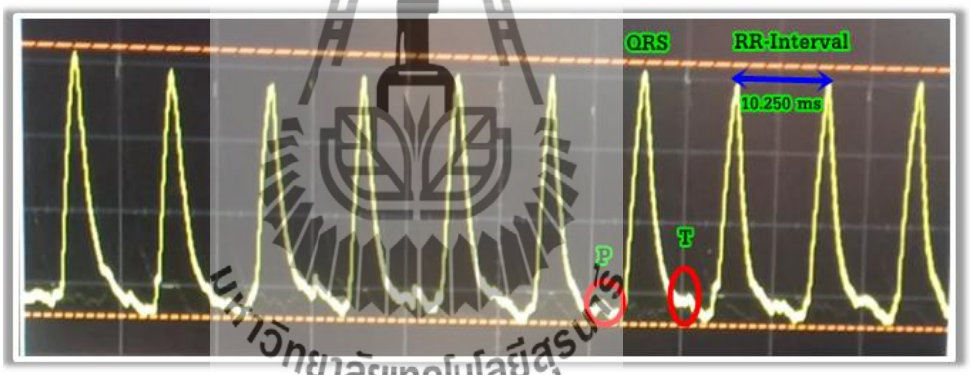


รูปที่ 4.12 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดที่ทำจากน็อตดำ
โดยใช้ออสซิลโลสโคป

Times/Div 1 ช่อง = 10 ms

Times/Div 1 ช่อง = 1.60 cm

วัด RR- Interval ได้ 1.63 cm คิดเป็น 10.1875 ms



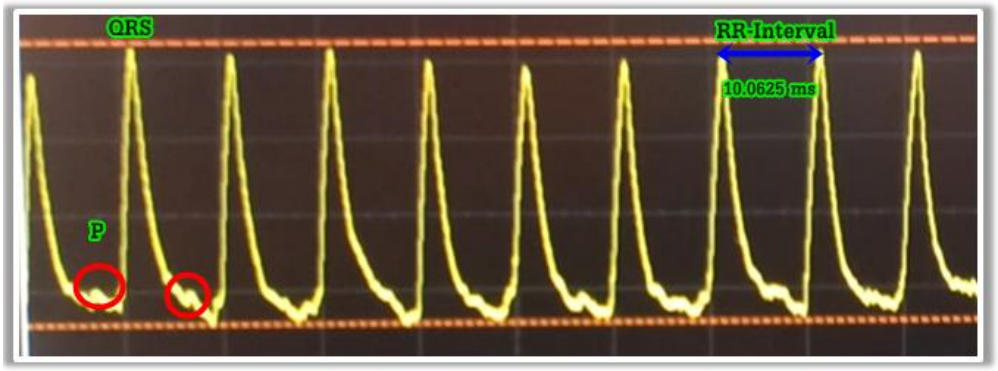
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รูปที่ 4.13 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดที่ทำจากแผ่นทองเหลือง
โดยใช้ออสซิลโลสโคป

Times/Div 1 ช่อง = 10 ms

Times/Div 1 ช่อง = 1.60 cm

วัด RR- Interval ได้ 1.64 cm คิดเป็น 10.250 ms

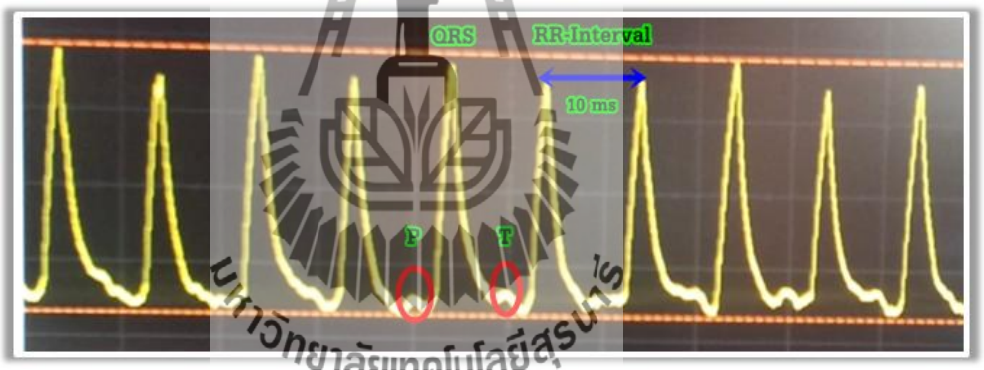


รูปที่ 4.14 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดที่ทำจากแผ่นทองแดง
โดยใช้ออสซิลโลสโคป

Times/Div 1 ช่อง = 10 ms

Times/Div 1 ช่อง = 1.60 cm

วัด RR- Interval ได้ 1.61 cm คิดเป็น 10.0625 ms



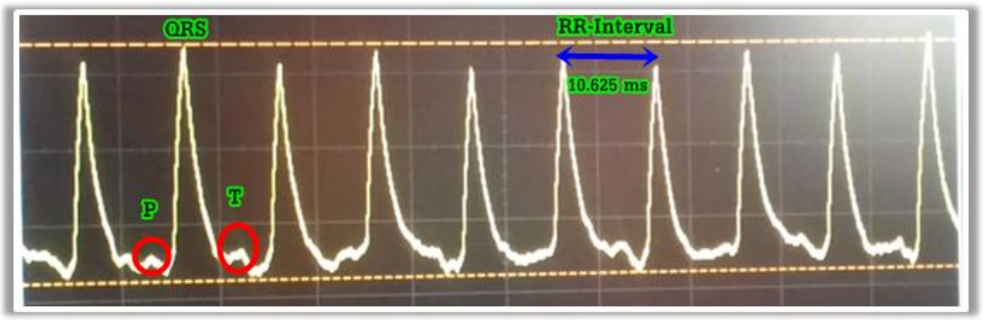
รูปที่ 4.15 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดที่ทำจากน็อตขาว
โดยใช้ออสซิลโลสโคป

Times/Div 1 ช่อง = 10 ms

Times/Div 1 ช่อง = 1.60 cm

วัด RR- Interval ได้ 1.60 cm คิดเป็น 10 ms

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 4.16 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดที่ทำจากตะปู
โดยใช้ออสซิลโลสโคป

Times/Div 1 ช่อง = 10ms

Times/Div 1 ช่อง = 1.60 cm

วัด RR- Interval ได้ 1.70 cm คิดเป็น 10.625 ms

<u>สรุปและอภิปรายผลการทดลอง</u>

จากการทดลอง กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากออสซิลโลสโคป สามารถแสดงคลื่น P, QRS และ T ได้ แต่คลื่น U แสดงได้ไม่ชัดเจน ซึ่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีการเปลี่ยนแปลงตามเวลา ทำให้กราฟที่ได้มีความแตกต่างกัน โดยการวิเคราะห์ผลจากกราฟ สามารถวิเคราะห์ได้ 2 อย่าง คือ Vp-p (คลื่น QRS) และคาบเวลา (RR-Interval) กราฟที่ได้จากวัสดุทดแทนหัวอิเล็กโทรดต้องมีค่า Vp-p และคาบเวลาใกล้เคียงกัน โดยการที่จะวิเคราะห์ว่าวัสดุทดแทนชนิดใดเหมาะที่จะนำมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรดแทน 3M จะพิจารณาจากค่าความผิดพลาด (% error) เมื่อเทียบกับอิเล็กโทรดของ 3M ซึ่งผลที่ได้แสดงในตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 แสดงค่า % error ของวัสดุต่างๆ ที่ใช้ทำอิเล็กโทรด

วัสดุที่ใช้ทำอิเล็กโทรด	ผลการวัด			
	Vp-p (mV)	% error	คาบเวลา (ms)	% error
3M	183	-	10.3125	-
มหาราช	181	1.09	10.3125	0
น็อตดำ	185	1.09	10.1875	1.21
แผ่นทองเหลือง	183	0	10.25	0.606
แผ่นทองแดง	185	1.09	10.0625	2.424
น็อตขาว	177	3.28	10	3.03
ตะปู	159	13.11	10.625	3.03

<u>การทดลองที่ 4</u> เปรียบเทียบอิเล็กโทรดที่ทำจากวัสดุทดแทน กับอิเล็กโทรดของ 3M โดยใช้เครื่อง ECG Monitor

<u>วัตถุประสงค์</u> 1. ตรวจสอบว่าวัสดุทดแทนที่นำมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรดสามารถแสดงผลผ่านเครื่อง ECG Monitor ได้หรือไม่

2. เพื่อนำกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ มาตรวจสอบองค์ประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ

<u>อุปกรณ์</u>

1. เครื่อง ECG Monitor จำนวน 2 เครื่อง
2. อิเล็กโทรดของ 3M จำนวน 3 อัน
3. วัสดุทดแทนที่นำตะปูมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด จำนวน 3 อัน
4. วัสดุทดแทนที่นำน็อตขาวมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด จำนวน 3 อัน
5. วัสดุทดแทนที่นำน็อตดำมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด จำนวน 3 อัน
6. วัสดุทดแทนที่นำแผ่นทองแดงมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด จำนวน 3 อัน
7. วัสดุทดแทนที่นำแผ่นทองเหลืองมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด จำนวน 3 อัน
8. วัสดุทดแทนที่นำกระดุมเหล็กมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด จำนวน 3 อัน
9. วัสดุทดแทนที่นำหัวหมุดมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด จำนวน 3 อัน
10. Conductive Gel จำนวน 1 ขวด

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ขั้นตอนการทดลอง

1. นำอิเล็กโทรดของ 3M มาติดที่บริเวณเหนือข้อมือทั้งสองข้าง และขาซ้าย (Lead II)
2. นำวัสดุทดแทนที่นำมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด ทาด้วย Conductive Gel (ซึ่งมีครีมนำไฟฟ้าเป็นส่วนผสมอยู่) โดยทาให้ทั่วผิวหน้าของอิเล็กโทรด แล้วนำมาติดที่บริเวณเหนือข้อมือทั้งสองข้าง และขาซ้าย

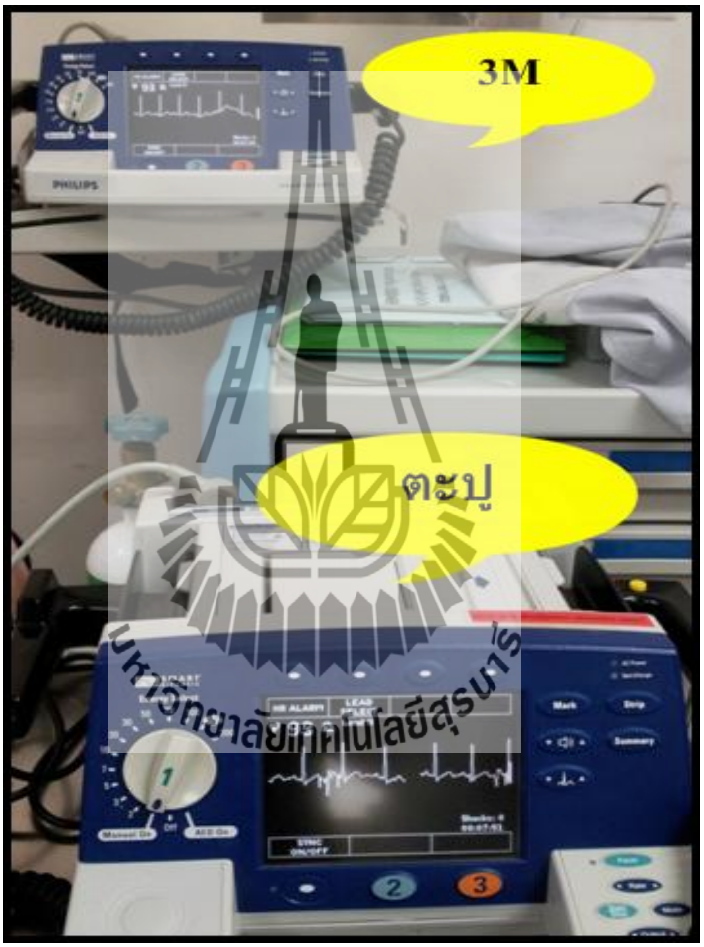
รูปที่ 4.17 การติดอิเล็กโทรดของ 3M กับวัสดุทดแทนที่นำทำเป็นหัวอิเล็กโทรด ที่บริเวณเหนือข้อมือทั้งสองข้าง และขาซ้าย

3. ติดอิเล็กโทรดเข้ากับขั้วสายแล้วต่อเข้ากับเครื่อง ซึ่งที่ขั้วของสายต่อจะสัญลักษณ์เป็นสีต่างๆ พร้อมทั้งมีตัวอักษรกำกับว่าเป็นขั้วของตำแหน่งไหนอีกด้วย เช่น RA (Right Arm)
4. บันทึกผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่อง ECG Monitor ทั้งสองเครื่อง
5. เปลี่ยนวัสดุทดแทนเป็น น็อตขาว, น็อตดำ, แผ่นทองแดง, แผ่นทองเหลือง, กระดุม และหัวหมุด แล้วบันทึกผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่อง ECG Monitor ทั้งสองเครื่อง

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ผลการทดลอง

กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการ เปรียบเทียบอิเล็กโทรดของ 3M กับอิเล็กโทรดที่นำวัสดุทดแทนมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด โดยเครื่อง ECG Monitor เครื่องบนแสดงผลจาก อิเล็กโทรดของ 3M และเครื่อง ECG Monitor เครื่องล่างแสดงผล วัสดุทดแทนที่นำมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด



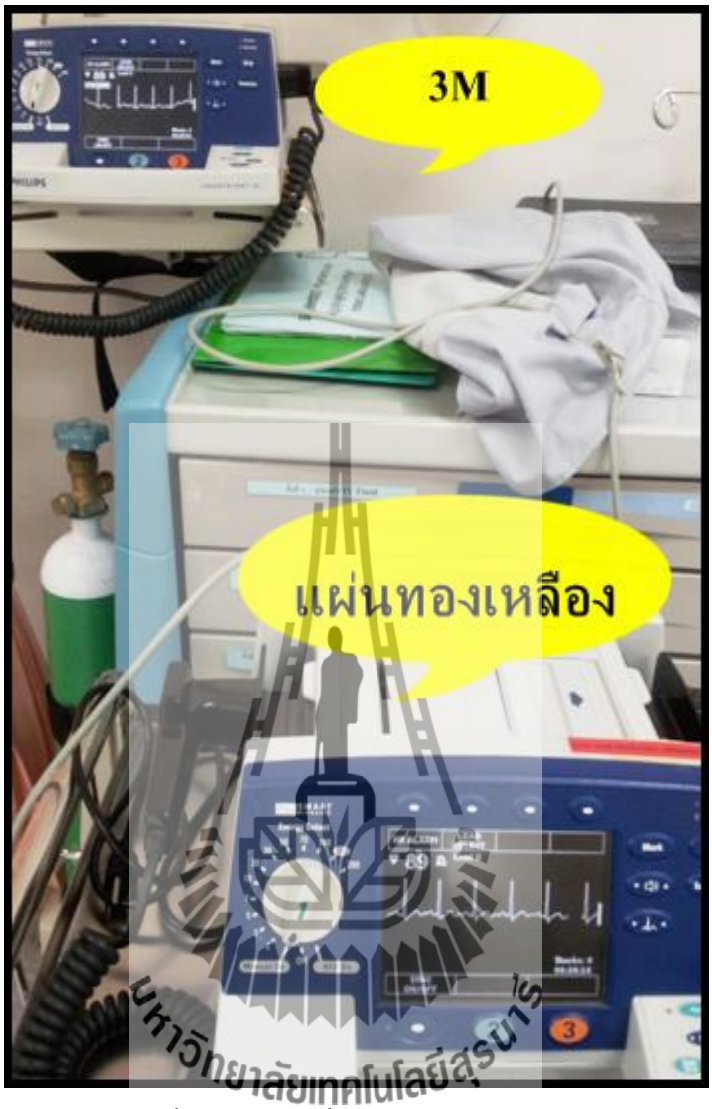
รูปที่ 4.18 กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการเปรียบเทียบอิเล็กโทรดของ 3M กับวัสดุทดแทนที่นำตะปูมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด โดยเครื่อง ECG Monitor

รูปที่ 4.19 กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการเปรียบเทียบอิเล็กโทรดของ 3M กับวัสดุทดแทนที่นำน็อตขาวมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด โดยเครื่อง ECG Monitor

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รูปที่ 4.20 กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการเปรียบเทียบอิเล็กโทรดของ 3M กับวัสดุทดแทนที่นำน็อตดำมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด โดยเครื่อง ECG Monitor

รูปที่ 4.21 กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการเปรียบเทียบอิเล็กโทรดของ 3M กับวัสดุทดแทนที่นำแผ่นทองแดงมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด โดยเครื่อง ECG Monitor



รูปที่ 4.22 กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการเปรียบเทียบอิเล็กโทรดของ 3M กับวัสดุทดแทนที่นำแผ่นทองเหลืองมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด โดยเครื่อง ECG Monitor

รูปที่ 4.23 กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการเปรียบเทียบอิเล็กโทรดของ 3M กับวัสดุทดแทนที่นำกระดุมเหล็กมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด โดยเครื่อง ECG Monitor

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รูปที่ 4.24 กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการเปรียบเทียบอิเล็กโทรดของ 3M กับวัสดุทดแทนที่นำหัวหมุดมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด โดยเครื่อง ECG Monitor

<u>สรุปและอภิปรายผลการทดลอง</u>

กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการ เปรียบเทียบ อิเล็กโทรดของ 3M กับ วัสดุทดแทนที่นำตะปูมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด จะพบว่ากราฟที่ได้จาก วัสดุทดแทนที่นำตะปูมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด ไม่สามารถ แสดงผลกราฟ สัญญาณ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ได้อย่างถูกต้อง โดยแสดงองค์ประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ P, QRS และ T ไม่ชัดเจน

กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการ เปรียบเทียบอิเล็กโทรดของ 3M กับ วัสดุทดแทนที่นำน็อตขาว , น็อตดำ , แผ่นทองเหลือง , แผ่นทองแดง และกระดุมเหล็กมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด มีความชัดเจนใกล้เคียงกันมาก โดยจากเครื่อง ECG Monitor ทั้งสองเครื่อง แสดงผลกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอย่างถูกต้อง โดยแสดงองค์ประกอบของ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คลื่น P, QRS และ T ได้ชัดเจน

กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการ เปรียบเทียบ อิเล็กโทรดของ 3M กับ วัสดุทดแทนที่นำหัวหมุดมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด จะพบว่ากราฟที่ได้จากวัสดุทดแทนที่นำหัวหมุดมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด ไม่สามารถแสดงผลผ่าน เครื่อง ECG Monitor ได้

ดังนั้นจากการทดลองแสดงให้เห็นว่า น็อตขาว , น็อตดำ , แผ่นทองแดง , แผ่นทองเหลือง และกระดุมเหล็ก ซึ่งนำมาทำเป็นอิเล็กโทรด สามารถแสดงผลผ่านเครื่อง ECG Monitor ได้ และสามารถแสดงองค์ประกอบของ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจคลื่น P, QRS และ T ได้ชัดเจน ส่วนหัวหมุดที่นำมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรดไม่สามารถแสดงผลผ่านเครื่อง ECG Monitor ได้

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บทที่ 5

สรุปผลการดำเนินโครงงาน และข้อเสนอแนะ

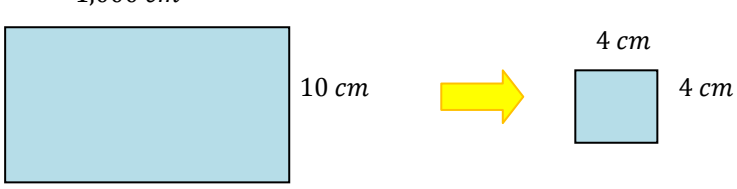
5.1 ค่าใช้จ่ายของวัสดุทดแทน

1. Fixomull Stretch

รูปที่ 5.1 Fixomull Stretch

- ราคาม้วนละ 500 บาท
- ม้วน Fixomull Stretch ขนาด $10\ cm$ x $10\ m$

$= 10\ cm\ x\ 1{,}000\ cm$



- ตัดแผ่น Fixomull Stretch ขนาด $4\ cm\ x\ 4\ cm$
- คำนวณจำนวนแผ่น Fixomull Stretch จากความยาวของด้านที่จะตัด (ด้านยาวและด้านกว้าง ตามลำดับ)

$$\frac{1{,}000\ cm}{4\ cm} = 250\ , \qquad \frac{10\ cm}{4\ cm} = 2.5 = 2$$

จำนวนแผ่น Fixomull Stretch ที่ได้

$= 250\ x\ 2\ = 500$ แผ่น

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

- จะได้ราคา Fixomull Stretch ต่อแผ่น

$$= \frac{500}{500} = 1$$

ดังนั้นแผ่น Fixomull Stretch ที่จะนำไปใช้งานมีราคา 1 บาท

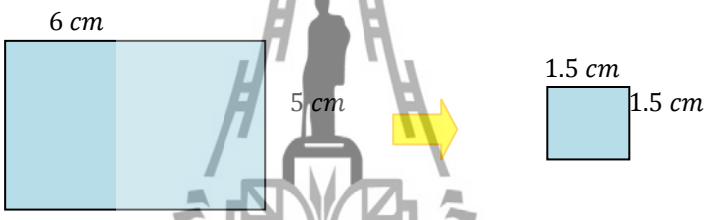
2. สำลี

- สำลี 1 ถุง มี 111 แผ่น ราคาถุงละ 45 บาท
- สำลี 1 แผ่น ราคา

$$= \frac{45}{111} = 0.41$$

ดังนั้น สำลี 1 แผ่น จะมีราคา 0.41 บาท

- สำลี 1 แผ่นใหญ่ มีขนาด $5\ cm \times 6\ cm$



- ตัดแผ่นสำลีให้มีขนาดเล็ก $1.5\ cm$ x $1.5\ cm$
- คำนวณจำนวนแผ่นสำลี จากความยาวของด้านที่จะตัด (ด้านยาวและด้านกว้างตามลำดับ)

$$\frac{6\ cm}{1.5\ cm} = 4, \quad \frac{5\ cm}{1.5\ cm} = 3.33 = 3$$

จะได้แผ่นสำลีเล็กจำนวน

$$= 4\ x\ 3\ =\ 12 \text{ แผ่น}$$

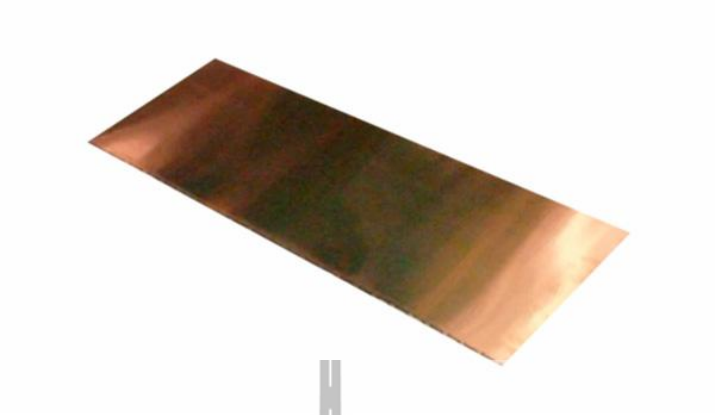
- ราคาของสำลีแผ่นเล็กต่อแผ่น

$$= \frac{0.41}{12} = 0.03$$

ดังนั้น สำลีแผ่นเล็ก 1 แผ่น จะมีราคา 0.03 บาท

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

3. แผ่นทองแดง



รูปที่ 5.2 แผ่นทองแดง

- แผ่นทองแดง ราคา 500 บาท
- แผ่นทองแดงมีขนาด 10 " x 48 "

  ซึ่ง $1" = 2.54\ cm$

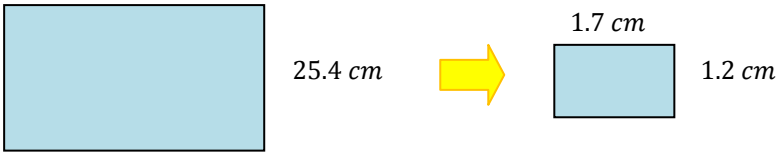
  $10" = 10\ x\ 2.54\ cm$

  ดังนั้น ความกว้าง $10" = 25.4\ cm$

  $48" = 48\ x\ 2.54\ cm$

  ดังนั้น ความยาว $48" = 121.92\ cm$

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



- ตัดแผ่นทองแดงขนาด $1.2\ cm\ x\ 1.7\ cm$
- คำนวณจำนวนแผ่นทองแดง จากความยาวของด้านที่จะตัด (ด้านยาวและด้านกว้าง ตามลำดับ)

$$\frac{121.92\ cm}{1.7\ cm} = 71.72 = 71, \qquad \frac{25.4\ cm}{1.2\ cm} = 21.16 = 21$$

จะได้จำนวนแผ่นทองแดงแผ่นเล็ก

$$= 21\ x\ 71 = 1{,}491 \text{ แผ่น}$$

ดังนั้นจะได้ทองแดงแผ่นเล็กทั้งหมด 1,491 แผ่น

- ราคาทองแดงแผ่นเล็กต่อแผ่น

$$= \frac{500}{1{,}491} = 0.34$$

ดังนั้นแผ่นทองแดงแผ่นเล็กจะมีราคา 0.34 บาท

- ค่าใช้จ่ายทั้งหมดของอิเล็กโทรดที่ใช้แผ่นทองแดงเป็นหัวอิเล็กโทรด

$$= \text{ราคาแผ่นทองแดง} + \text{สำลี} + \text{Fixomull Stretch} + \text{ค่าแรง} + \text{เจล}$$

อิเล็กโทรด

$$= 0.34 + 0.03 + 1 + 0.50 + 0.7$$

$$= 2.57 \text{ บาท}$$

ดังนั้น อิเล็กโทรดที่ใช้แผ่นทองแดงเป็นหัวอิเล็กโทรดจะมีราคา 2.57 บาท

4. แผ่นทองเหลือง (แผ่นซิมทองเหลือง)

รูปที่ 5.3 แผ่นทองเหลือง

แผ่นทองเหลืองขายเป็นชุด 1 ชุดมี 6 แผ่น (6 ขนาด) ราคาชุดละ 365 บาท ซึ่งสามารถใช้ได้จริงแค่ 2 แผ่น เนื่องจากแผ่นที่เหลือมีความบางมากจึงไม่สามารถนำมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรดได้

- แผ่นทองเหลือง 1 แผ่น ราคา

$$= \frac{365}{6} = 60.83$$

ดังนั้น แผ่นทองเหลือง 1 แผ่น จะมีราคา 60.83 บาท

- แผ่นทองเหลืองมีขนาด 4" x 6"

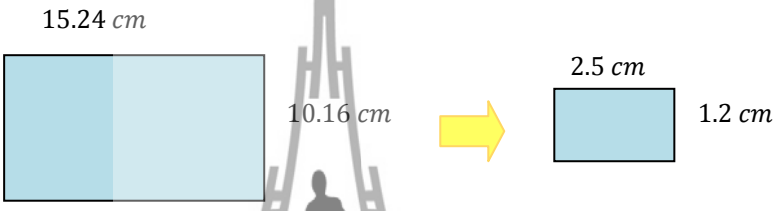
ซึ่ง $1" = 2.54\ cm$

$4" = 4\ x\ 2.54\ cm$

ดังนั้น ความกว้าง $4" = 10.16\ cm$

$6"\ = 6\ x\ 2.54\ cm$

ดังนั้น ความยาว $6"\ =\ 15.24\ cm$



- ตัดแผ่นทองเหลืองขนาด $1.2\ cm\ x\ 2.5\ cm$
- คำนวณจำนวนแผ่นทองเหลือง จากความยาวของด้านที่จะตัด (ด้านยาวและด้านกว้าง ตามลำดับ)

$$\frac{15.24\ cm}{2.5\ cm} = 6.10 = 6\ , \qquad \frac{10.16\ cm}{1.2\ cm} = 8.47 = 8$$

- จะได้จำนวนแผ่นทองเหลือง (แผ่นเล็ก)

$= 6\ x\ 8 = 48$ แผ่น

ดังนั้น จะได้แผ่นทองเหลือง (แผ่นเล็ก) ทั้งหมด 48 แผ่น

- ราคาแผ่นทองเหลือง (แผ่นเล็ก) ต่อแผ่น

$$= \frac{60.83}{48} = 1.27$$

ดังนั้น แผ่นทองเหลือง(แผ่นเล็ก) 1 แผ่น จะมีราคา 1.27 บาท

- ค่าใช้จ่ายทั้งหมดของอิเล็กโทรดที่ใช้แผ่นทองเหลืองเป็นหัวอิเล็กโทรด

$=$ ราคาแผ่นทองเหลือง + สำลี + Fixomull Stretch + ค่าแรง+ เจลอิเล็กโทรด

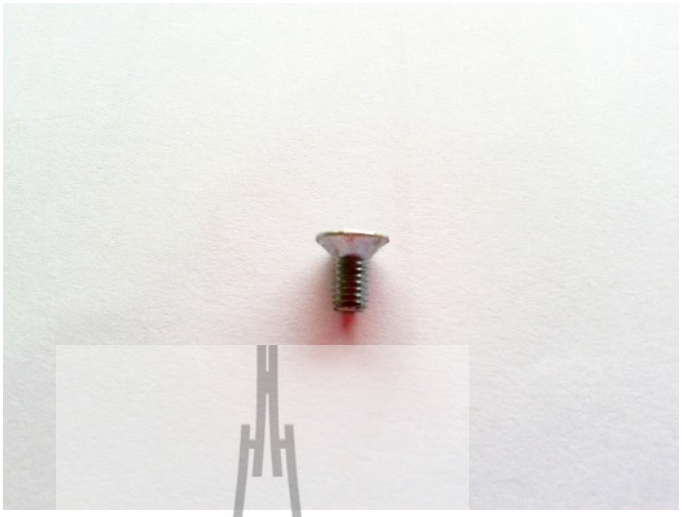
$= 1.27 + 0.03 + 1 + 0.50 + 0.7$

$= 3.50$ บาท

ดังนั้น อิเล็กโทรดที่ใช้แผ่นทองเหลืองเป็นหัวอิเล็กโทรดจะมีราคา 3.50 บาท

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

5. น็อตขาว



รูปที่ 5.4 น็อตขาว

- น็อตขาวราคาตัวละ 1 บาท
- ค่าใช้จ่ายทั้งหมดของอิเล็กโทรดที่ใช้น็อตขาวเป็นหัวอิเล็กโทรด

= ราคาน็อตขาว + สำลี + Fixomull Stretch + ค่าแรง+ เจล

อิเล็กโทรด

= 1 + 0.03 + 1 + 0.50 + 0.7

= 3.23 บาท

ดังนั้น อิเล็กโทรดที่ใช้น็อตขาวเป็นหัวอิเล็กโทรดจะมีราคา 3.23 บาท

6. น็อตดำ

รูปที่ 5.5 น็อตดำ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

- น็อตดำราคาตัวละ 2.50 บาท
- ค่าใช้จ่ายทั้งหมดของอิเล็กโทรดที่ใช้น็อตดำเป็นหัวอิเล็กโทรด

= ราคาน็อตดำ + สำลี + Fixomull Stretch + ค่าแรง+ เจล

อิเล็กโทรด

= 2.50 + 0.03 + 1 + 0.50 + 0.7

= 4.73

ดังนั้น อิเล็กโทรดที่ใช้น็อตดำเป็นหัวอิเล็กโทรดจะมีราคา 4.73 บาท

5. ตะปู

รูปที่ 5.6 ตะปู

- ตะปูราคาขีดละ 10 บาท
- 1 ขีดมีตะปู จำนวน 50 ตัว
- ตะปู 1 ตัว ราคา 0.2 บาท
- ค่าใช้จ่ายทั้งหมดของอิเล็กโทรดที่ใช้ตะปูเป็นหัวอิเล็กโทรด

= ราคาตะปู+ สำลี + Fixomull Stretch + ค่าแรง+ เจล

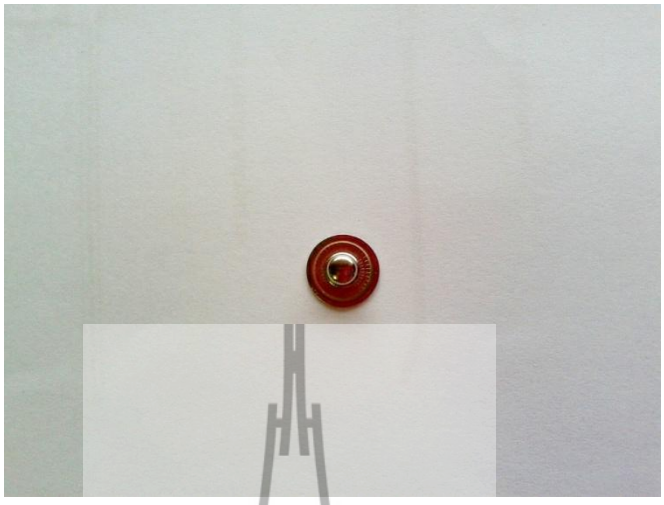
อิเล็กโทรด

= 0.2 + 0.03 + 1 + 0.50 + 0.7

= 2.43

ดังนั้น อิเล็กโทรดที่ใช้ตะปูเป็นหัวอิเล็กโทรดจะมีราคา 2.43 บาท

6. กระดุมเหล็ก



รูปที่ 5.7 กระดุมเหล็กตัวผู้

- กระดุมราคาถุงละ 50 บาท
- 1 ถุงมีกระดุมเหล็ก จำนวน 40 ตัว (รวมทั้งตัวผู้และตัวเมีย)
- จากการทดลองใช้ได้เฉพาะตัวผู้ จึงใช้ได้ จำนวน 20 ตัว
- กระดุมเหล็ก 1 ตัว ราคา 50 บาท/ 40 ตัว = 1.25 บาท
- ค่าใช้จ่ายทั้งหมดของอิเล็กโทรดที่ใช้กระดุมเหล็กเป็นหัวอิเล็กโทรด

  = ราคากระดุมเหล็ก + สำลี + Fixomull Stretch + ค่าแรง+ เจลอิเล็กโทรด

  $= 1.25 + 0.03 + 1 + 0.50 + 0.7$

  $= 3.48$ บาท

ดังนั้น อิเล็กโทรดที่ใช้กระดุมเหล็กเป็นหัวอิเล็กโทรดจะมีราคา 3.48 บาท

ตารางที่ 5.1 ตารางสรุปราคาวัสดุทดแทนที่นำมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด

Electrode	ราคา (บาท/ตัว)	หมายเหตุ
3M	8.50	อิเล็กโทรดใหม่
มหาราช	2.00	นำหัวอิเล็กโทรดของ 3M กลับมาใช้ใหม่ ค่าอุปกรณ์ และรวมค่าแรงตัวละ 0.50 บาท
ทองแดง	2.57	ค่าวัสดุทดแทน ค่าอุปกรณ์ และรวมค่าแรงตัวละ 0.50 บาท
ทองเหลือง	3.50	ค่าวัสดุทดแทน ค่าอุปกรณ์ และรวมค่าแรงตัวละ 0.50 บาท
น็อตขาว	3.23	ค่าวัสดุทดแทน ค่าอุปกรณ์ และรวมค่าแรงตัวละ 0.50 บาท
น็อตดำ	4.73	ค่าวัสดุทดแทน ค่าอุปกรณ์ และรวมค่าแรงตัวละ 0.50 บาท
ตะปู	2.43	ค่าวัสดุทดแทน ค่าอุปกรณ์ และรวมค่าแรงตัวละ 0.50 บาท
กระดุมเหล็ก	3.48	ค่าวัสดุทดแทน ค่าอุปกรณ์ และรวมค่าแรงตัวละ 0.50 บาท

5.2 สรุปผลการดำเนินโครงงาน

ผลจากการวัดโดยแสดงผลผ่านเครื่อง ECG Monitor

จากการทดลองสามารถสรุป ได้ว่าอิเล็กโทรดของโรงพยาบาลมหาราชสามารถนำมาใช้แทนอิเล็กโทรดของ 3M ได้

สัญญาณคลื่น ไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเกิดจากการเปรียบเทียบ อิเล็กโทรดของ 3M กับ วัสดุทดแทน พบว่า อิเล็กโทรดที่ทำจาก น็อตขาว , น็อตดำ, แผ่นทองเหลือง , แผ่นทองแดง และกระดุมเหล็ก มีความเหมาะสมที่จะนำมาใช้แทนอิเล็กโทรด 3M มากกว่าอิเล็กโทรดที่ทำจากตะปู และหัวหมุด

ผลจากการวัดโดยแสดงผลผ่านเครื่องออสซิลโลสโคป

จากการคำนวณ %error ของวัสดุทดแทนที่นำมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรดเทียบกับอิเล็กโทรดของบริษัท 3M จะพบว่า อิเล็กโทรดที่นำแผ่นทองเหลืองมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด มี % error Vp-p น้อยที่สุดเมื่อเทียบกับวัสดุอื่นๆ และอิเล็กโทรดของโรงพยาบาลมหาราชมี % error ของคาบเวลาน้อยที่สุดเมื่อเทียบกับวัสดุอื่นๆ ดังแสดงในตารางที่ 4.1

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

5.3 ปัญหาและข้อเสนอแนะ

1. การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถวัดได้ศูนย์แพทย์เท่านั้น เพราะมีการวางระบบกราวนด์ที่ดี

2. การติดอิเล็กโทรดที่ทำจากวัสดุทดแทนมีหัวติด 2 แบบ คือหัว Snap และหัว Clips ถ้าใช้หัว Snap ต้องใช้เทปกาวพันแผลพันให้แน่นด้วย เพื่อให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงผลอย่างต่อเนื่อง

รูปที่ 5.8 การใช้หัว Snap ติดอิเล็กโทรดที่ทำจากวัสดุทดแทน

3. อิเล็กโทรดที่ทำจากวัสดุทดแทนบางตัวมีขนาดเล็กไม่สามารถใช้หัว Clips ได้ ทำให้เครื่อง ECG Monitor ไม่สามารถแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ดังนั้นจึงไม่เหมาะต่อการนำมาทำเป็นอิเล็กโทรด เช่น วัสดุทดแทนที่นำตะปูมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด

4. อิเล็กโทรดของ 3M หากไม่ได้ใช้เป็นเวลานานเจลที่อยู่ในอิเล็กโทรดจะแห้ง ทำให้ไม่สามารถวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ดังนั้นควรทา Conductive Gel (ซึ่งมีครีมนำไฟฟ้าเป็นส่วนผสมอยู่) ก่อนนำอิเล็กโทรดของ 3M ไปใช้งาน

5. น็อตขาว น็อตดำ และกระดุมเหล็ก สะดวกในการนำมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรดมากกว่าแผ่นทองแดง และแผ่นทองเหลือง เนื่องจากสามารถนำมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรดได้เลยโดยไม่ต้องนำมาดัดแปลง

รูปที่ 5.9 วัสดุทดแทนที่นำ ตะปู น็อตขาว น็อตดำ แผ่นทองแดง และแผ่นทองเหลือง มาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด

5.4 สิ่งที่ได้รับจากการทำโครงงาน

1. ได้เรียนรู้การทำแผ่นวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (แผ่นอิเล็กโทรด)
2. ได้เรียนรู้การใช้งานแผ่นวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (แผ่นอิเล็กโทรด)
3. ได้เรียนรู้การอ่านสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
4. ได้เรียนรู้ว่าอุปกรณ์ใดที่เหมาะสมต่อการนำมาทำเป็นหัวอิเล็กโทรด
5. ได้แผ่นอิเล็กโทรดที่มีราคาถูก เพื่อลดค่าใช้จ่ายของโรงพยาบาล
6. ได้เรียนรู้การสร้างลายวงจรด้วยโปรแกรม Proteus
7. ได้เรียนรู้หลักการสร้างวงจรทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
8. ได้เรียนรู้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต่างๆ
9. ได้เรียนรู้เกี่ยวกับเรื่องความปลอดภัยในการใช้อุปกรณ์การแพทย์ เครื่องจี้ตัดไฟฟ้า และระบบกราวนด์
10. ได้เรียนรู้การทำงานเป็นกลุ่ม และได้นำเอาความรู้ที่ได้จากภาคทฤษฎีมาในการปฏิบัติจริง

บรรณานุกรม

ไอซีออปแอมป์. [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา :
http://www.sptc.ac.th/prapruet/devicesweb/books/book_10.htm (มกราคม 2556)

มงคล ทองสงคราม. อิเล็กทรอนิกส์ 2. [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา :
http://www.elecnet.chandra.ac.th/learn/elearning/electronics2/amp.php (มกราคม 2556)

Electrocardiogram (ECG)-II. [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา :
http://www.cs.wright.edu/~phe/EGR199/Lab_4/ (มกราคม 2556)

วงจรกรองความถี่ (Filter Circuit). [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา :
http://www.kmitl.ac.th/~kpteeraw/data_com/datacom_52/Filter.htm (มกราคม 2556)

วงจรกรองความถี่ สำหรับวิทยุ (Filter Circuit). [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา :
http://www.hs8jyx.com/html/filter_circuit.html (มกราคม 2556)

Proteus. [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา : www.xtranetworks.com/2012/08/1-proteus.html
(มกราคม 2556)

การติดตั้ง Proteus. [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา :
http://www.google.co.th/url?sa=t&rct=j&q=%E0%B8%81%E0%B8%B2%E0%B8%A3%E0%B8%95%E0%B8%B4%E0%B8%94%E0%B8%95%E0%B8%B1%E0%B9%89%E0%B8%87+Proteus+v7.2&source=web&cd=4&cad=rja&ved=0CEYQFjAD&url=http%3A%2F%2Fwww.sce-projects.com%2Fimages%2Fpdf_article%2F3.Use%2520Proteus%2520v7.pdf&ei=ZHs8UbuPOoSurAfK4oCAAw&usg=AFQjCNG0X-lcrme7-BDHdMmCOvyiQbawUg&bvm=bv.43287494,d.bmk (มกราคม 2556)

3M™ Red Dot™ Clear Plastic Monitoring Electrode 2235. [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา :
http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en_US/IPD-NA/3M-Infection-Prevention/products/catalog/~/3M-Red-Dot-Clear-Plastic-Monitoring-Electrode-2235?N=4294949010+5543862&Nr=AND%28hrcy_id%3AGS9327YX1Hgs_029N5VVS6C_N2RL3FHWVK_GPD0K8BC31gv%29&rt=d (มกราคม 2556)

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

อ.ธนันต์ ศรีสกุล, อ.เกียรติชัย บรรลุผลสกุล, รศ.ดร.มนตรี ศิริปรัชญานันท์. [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา : http://wara.com/article-882.html (มกราคม 2556)

การขยายสัญญาณโดยใช้ OP-AMP. [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา : http://www.elecnet.chandra.ac.th/learn/tipntrick/opamp/default.htm (มกราคม 2556)

ออมแอมป์. [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา : http://wara.com/article-813.html (มกราคม 2556)

รศ.ดร.สมชาย รัตนทองคำ. การตวรจประสาท -กล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้า. [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา : ams.kku.ac.th/aalearn/resource/edoc/es54/emgdoc54.pdf (มกราคม 2556)

ครุภัณฑ์งบประมาณ จังหวัดมหาสารคาม. คุณลักษณะเฉาะ เครื่องตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ. [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา : http://www.mkh.go.th/vthai/pic_news/1335506399.pdf (มกราคม 2556) ปิตินันท์ กวีกุล , อัฑฒ์ ณ นคร. เครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา. [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา : sisley.en.kku.ac.th/project/.../holter_monitor_logbook1.doc (มกราคม 2556)

พิรุฬห์ แก้วฟุ้งรังสี. การพัฒนาอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา. [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา : www.research.cmru.ac.th/.../CMRU-2-EDU-10-53-FULL.pdf (มกราคม 2556)

ธีรเดช ภัทรวโรดม. ความปลอดภัยทางไฟฟ้ากับเครื่องมือแพทย์. [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา : https://sites.google.com/site/teeradat24/kheruxng-mux-phaethy/ngan-kheruxng-mux-phaethy-1/krasae-fifa-raw (มกราคม 2556)

สาธิต นฤภัย. เครื่องจี้ตัดด้วยไฟฟ้า. [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา : https://sites.google.com/site/teeradat24/kheruxng-mux-phaethy/ngan-kheruxng-mux-phaethy-1/krasae-fifa-raw (มกราคม 2556)

ภวัต นันธิเสน , ธนิต กาญจนนิตย์, สุวพงษ์ แซ่หลี. เครื่องให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจหรือ ECG SIM. [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา : http://chaoskingleekungpapa.blogspot.com/ (มกราคม 2556)

เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electro cradiograph หรือ ECG). [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา http://medi.moph.go.th/center9/toolman/05.pdf (มกราคม 2556)

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ภาคผนวก

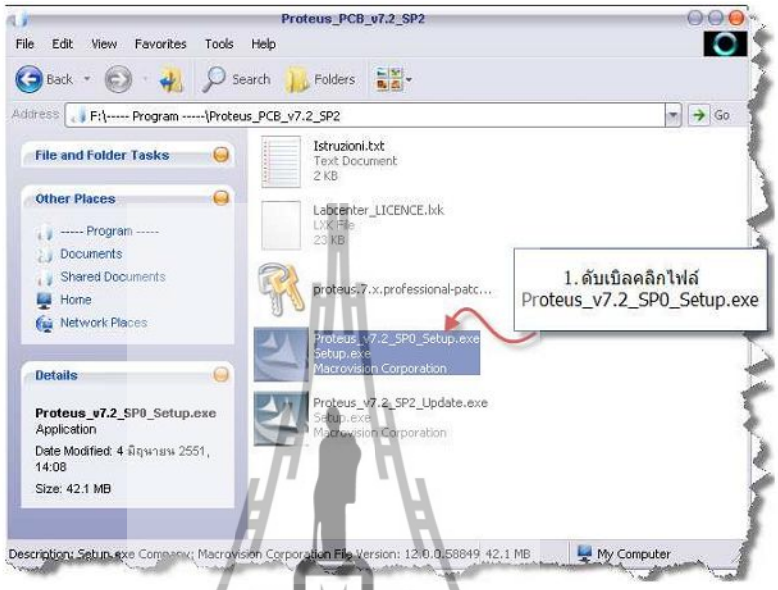
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ภาคผนวก ก

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

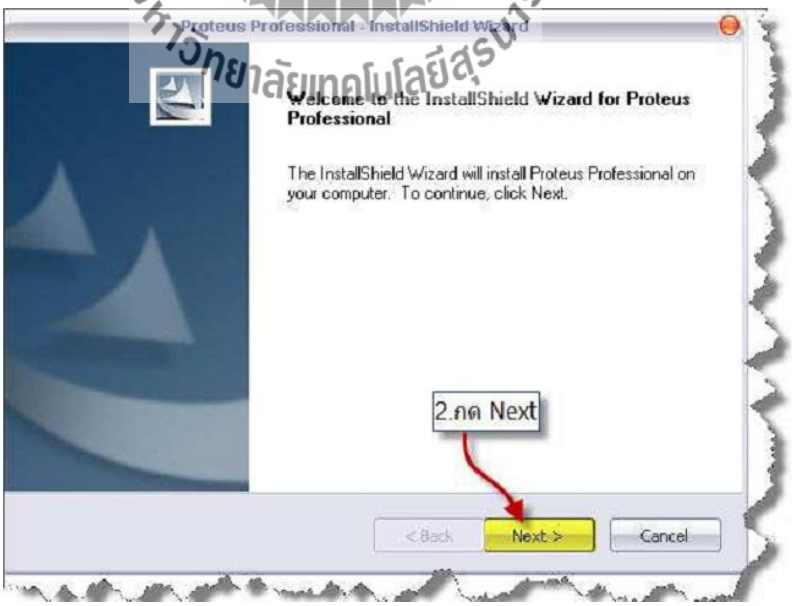
ขั้นตอนการติดตั้งโปรแกรม Proteus v7.2 SP2

1. เมื่อดาวน์โหลดไฟล์มาแล้ว ให้เข้าไปยังไดเรกทอรีที่เก็บไฟล์ไว้ เข้าไปที่โฟลเดอร์ Proteus _v7.2_SP2 แล้วดับเบิ้ลคลิกไฟล์ Proteus_v7.2_SP0_Setup.exe



รูปที่ ก.1 แสดงไฟล์ Proteus_v7.2_SP0_Setup.exe

2. เข้าสู่หน้าต่างต้อนรับของโปรแกรม Proteus 7.2 คลิกปุ่ม Next เพื่อไปสู่ขั้นตอนต่อไป



รูปที่ ก.2 แสดงหน้าต่างต้อนรับของโปรแกรม Proteus 7.2

3. คลิก Yes เพื่อยอมรับ Licence

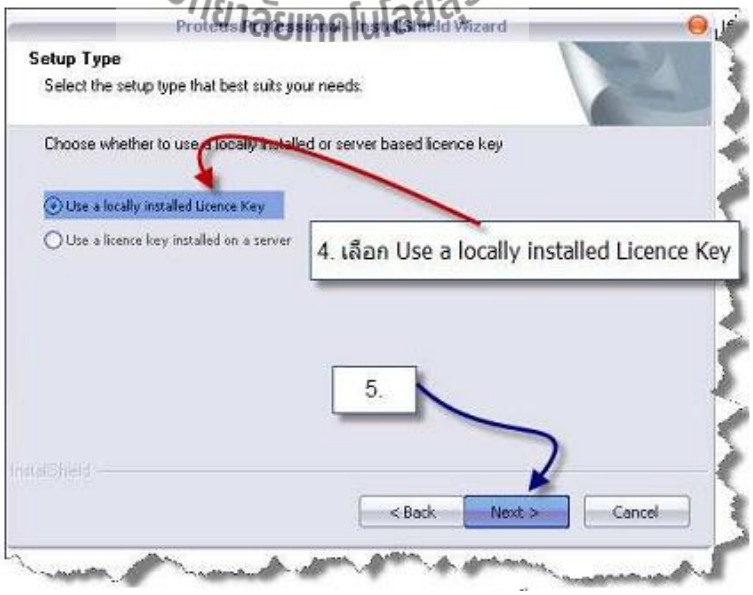
รูปที่ ก.3 แสดง Licence Agreement

4. เลือกชนิดการติดตั้ง License Key

   4.1 Use a locally installed Licence Key > ใช้ตำแหน่งในการติดตั้ง License Key (เรามี Licence Key อยู่ใน โฟลเดอร์อยู่แล้ว)

   4.2 Use a Licence key installed on server > ใช้การติดตั้ง License Key บนเซิร์ฟเวอร์

5. คลิกปุ่ม Next เพื่อสู่ขั้นตอนต่อไป

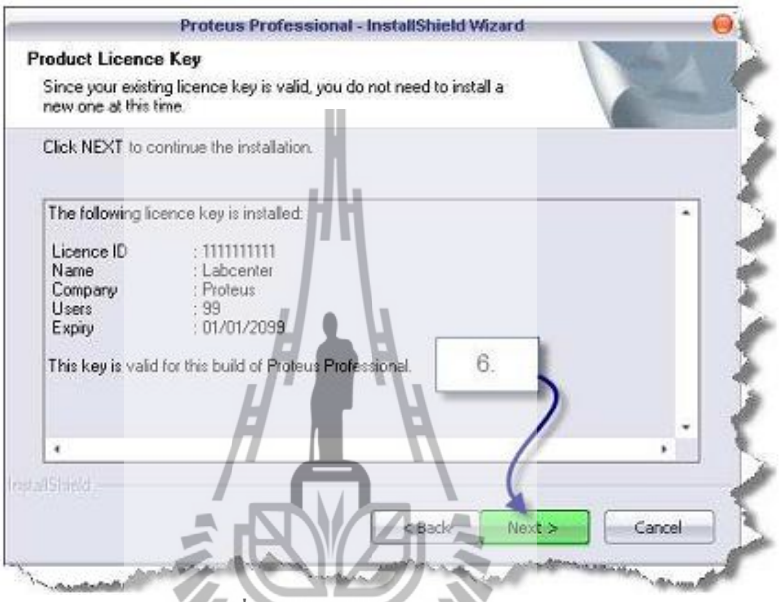


รูปที่ ก. 4 แสดงชนิดในการติดตั้ง Licence Key

6. เมื่อทำการใส่ Licence Key โปรแกรมจะแสดงข้อมูลของ Licence Key คลิก Next

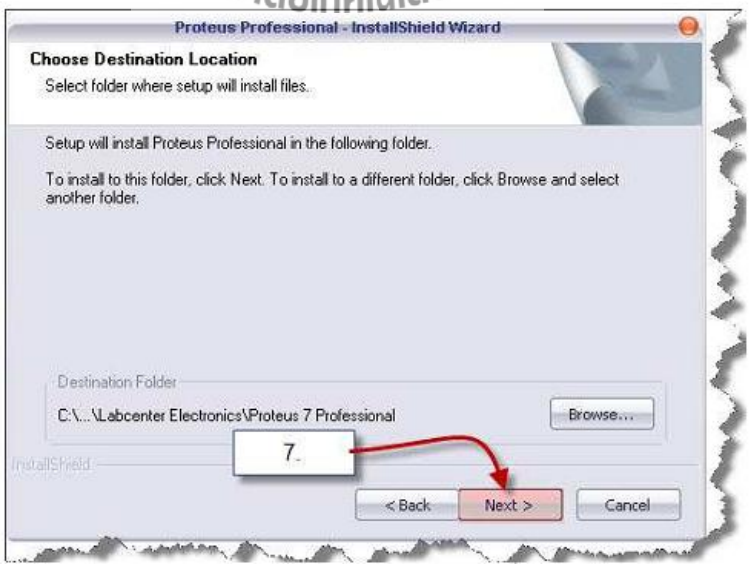
   6.1 ถ้าเคยลงแล้วโปรแกรม Proteus 7.2 จะจำตำแหน่งของ Licence Key แล้วก็จะแสดงข้อมูลของ Licence Key ดังรูปที่

   6.2 ถ้ายังไม่เคยลงโปรแกรม Proteus 7.2 ก็จะขึ้นหน้าต่างให้ค้นหาตำแหน่งของ Licence Key แล้วก็เลือก Licence Key



รูปที่ ก.5 แสดงข้อมูลของ License Key

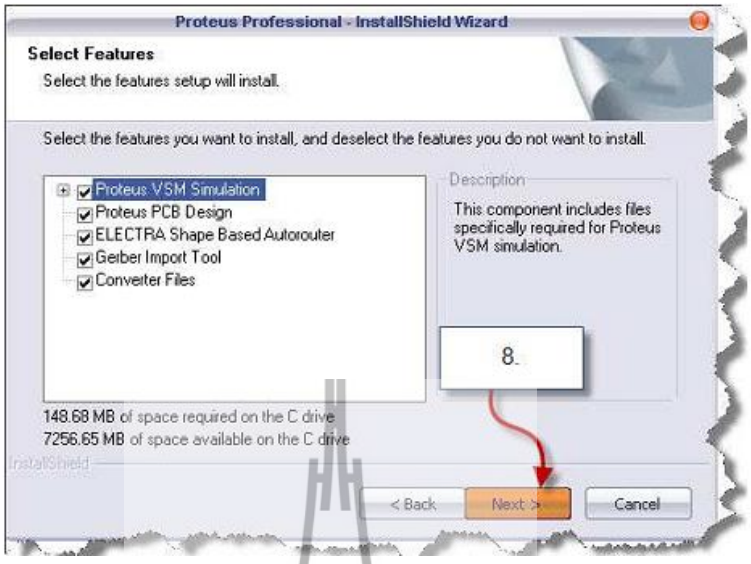
7. เลือกตำแหน่งในการติดตั้งโปรแกรม แล้วคลิก Next



รูปที่ ก. 6 แสดงตำแหน่งในการติดตั้งโปรแกรม

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

8. เลือกรูปแบบในการติดตั้งโปรแกรม



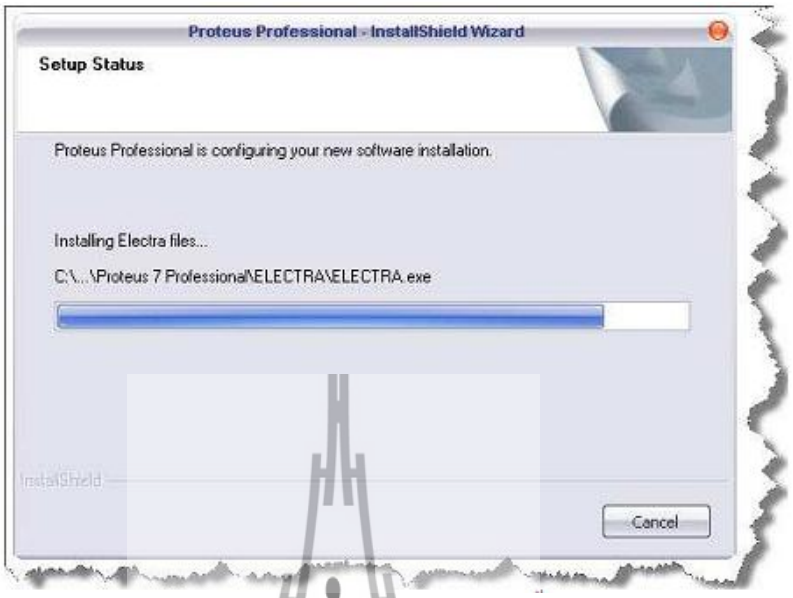
รูปที่ ก.7 แสดงรูปแบบในการติดตั้งโปรแกรม

9. เลือกโฟลเดอร์โปรแกรม คลิก Next

รูปที่ ก.8 แสดงโฟลเดอร์โปรแกรม

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

10. กำลังทำการติดตั้งโปรแกรม รอสักครู่

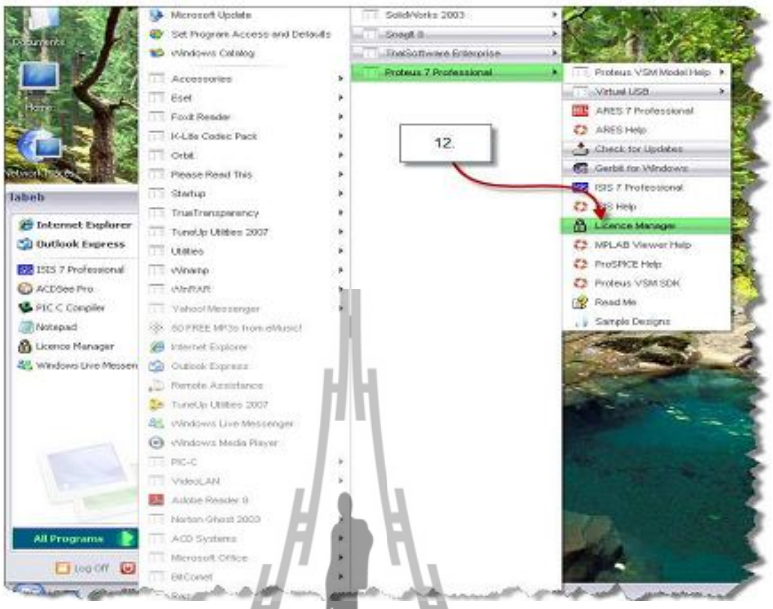


รูปที่ ก. 9 แสดงสถานะ การติดตั้ง

11. เสร็จสิ้นการติดตั้งโปรแกรม

รูปที่ ก.10 แสดงการเสร็จสิ้นการติดตั้งโปรแกรม

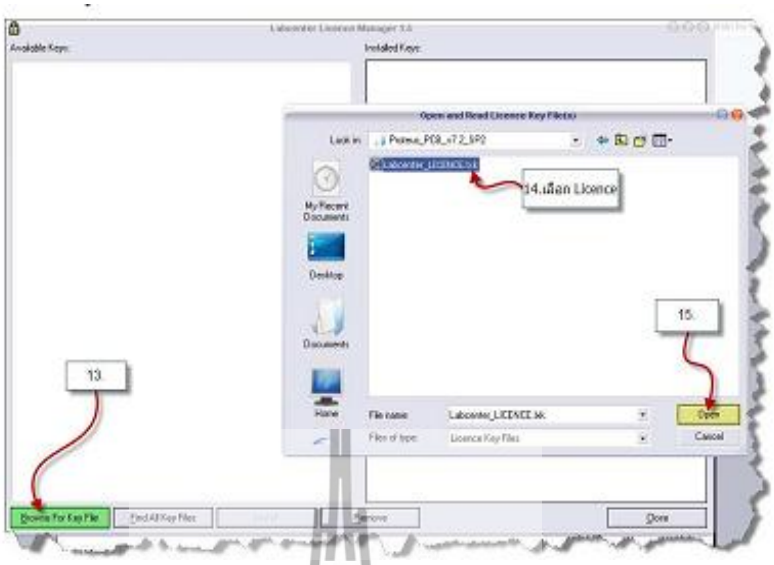
12. ทำการลง Licence Key โดยเข้าไปที่ Start > All Programs > Proteus7 Professional > Licence Manager



รูปที่ ก.11 แสดงการเข้าสู่ Licence Manager

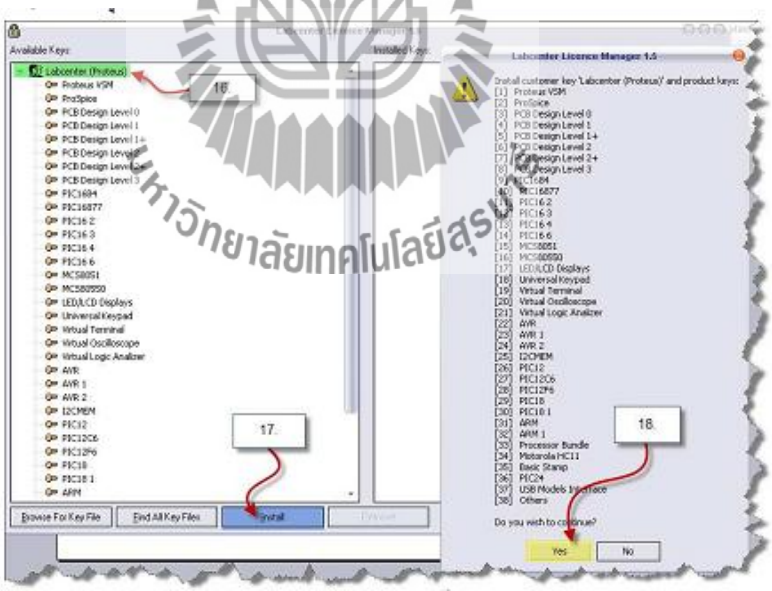
13. หน้าต่าง Lab center Licence Manager 1.5
    13.1 คลิกที่ Browses for key file
    13.2 ค้นหาตำแหน่งของ Licence Key
14. คลิกเลือก Licence Key
15. คลิก Open

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ ก.12 แสดงหน้าต่าง Lab center Licence Manager 1.5 และการค้นหาคีย์

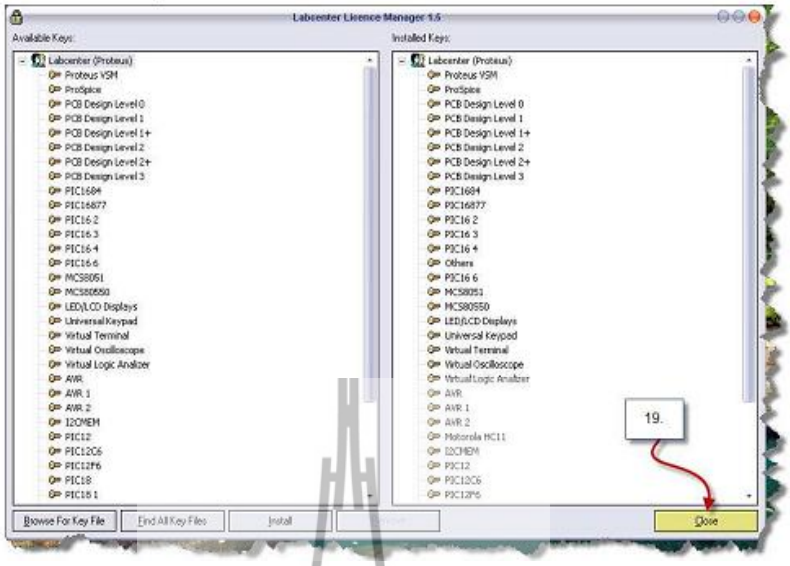
16. เลือกคลิกที Lab center (Proteus)
17. คลิก Install
18. คลิกปุ่ม Yes



รูปที่ ก.13 แสดงการติดตั้ง Licence Key

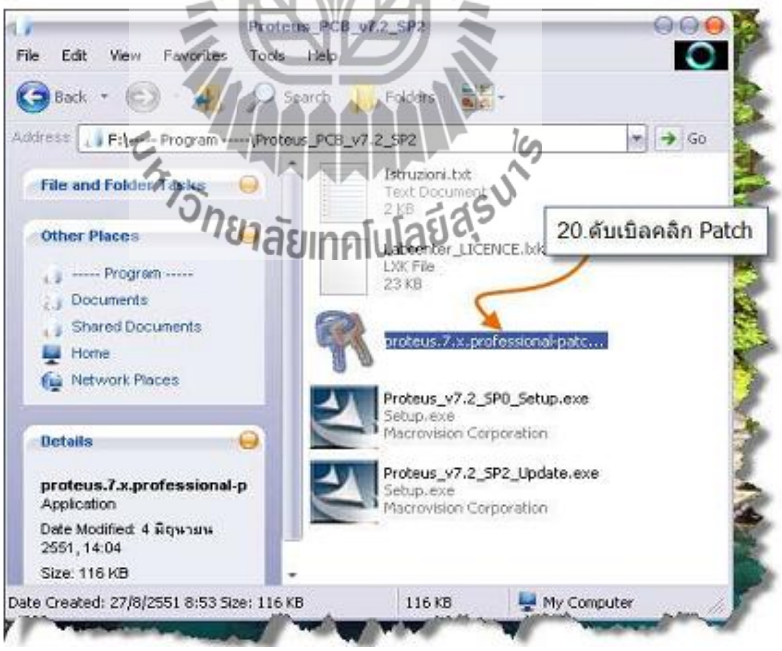
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุร

19. ขั้นตอนสุดท้ายในการติดตั้ง Licence Key คลิก Close



รูปที่ ก.14 แสดงขั้นตอนสุดท้ายในการติดตั้ง Licence Key

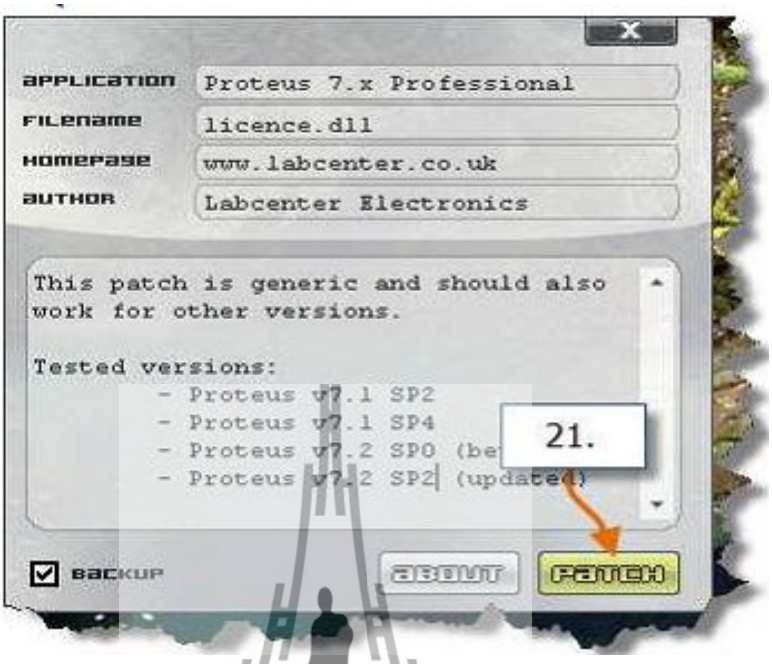
20. ขั้นตอนต่อไปเป็นการติดตั้ง Patch ดับเบิ้ลคลิกไฟล์ proteus.7.x.professional-patch.exe



รูปที่ ก.15 แสดง Proteus.7.x.professional- patch.exe

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

21. คลิกที่ปุ่ม Patch



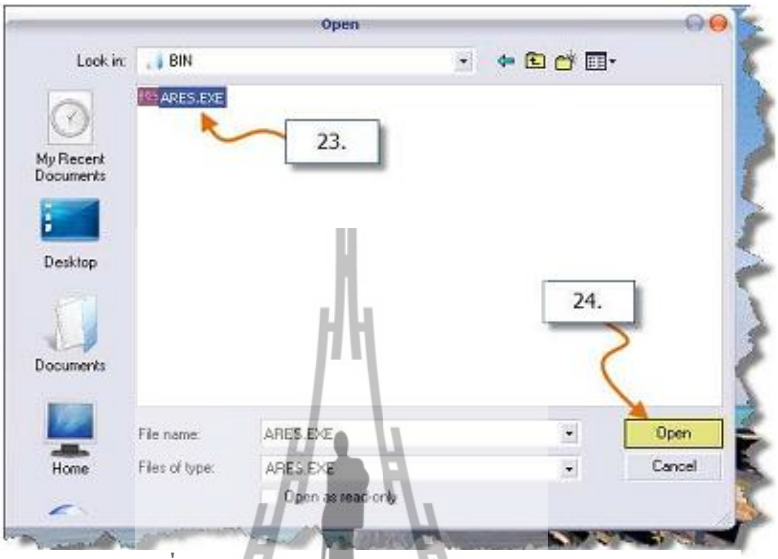
รูปที่ ก.16 แสดงหน้าตาของ proteus.7.x.professional- patch.exe

22. โปรแกรมไม่พบไฟล์ ARES.EXE คลิก YES เพื่อค้นหาไฟล์

รูปที่ ก.17 แสดงโปรแกรม Patch ไม่พบไฟล์ ARES.EXE

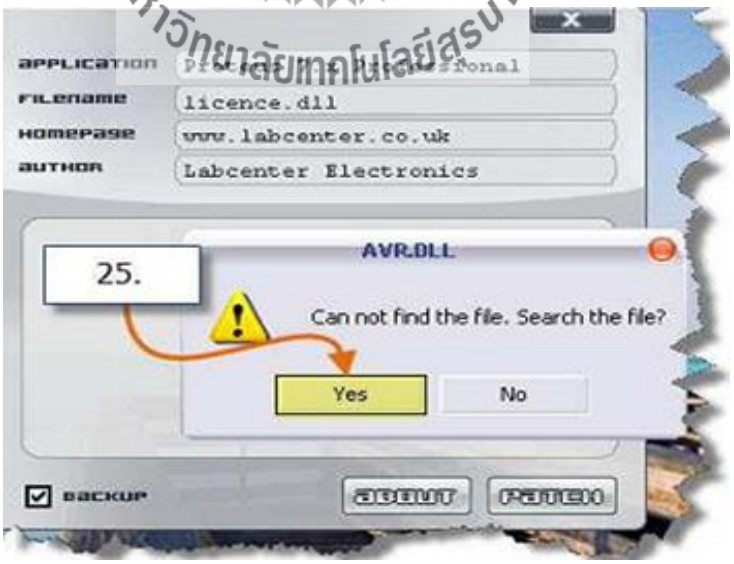
23. ค้นหาไฟล์โดยเข้าไปที่C:\Program File\Lab center Electronic\Proteus 7 Professional/BIN เลือกไฟล์ ARES.EXE

24. คลิกปุ่ม Open



รูปที่ ก.18 แสดงการค้นหาไฟล์ ARES.EXE

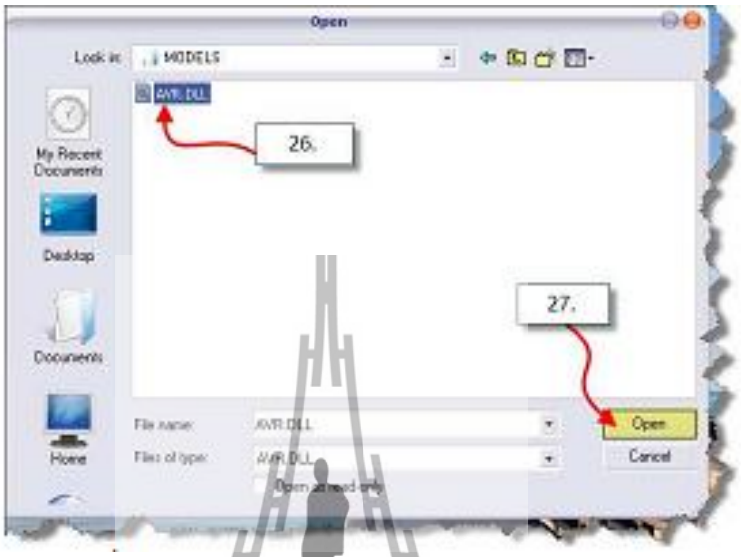
25. ต่อไปโปรแกรมจะค้นหาไฟล์ AVR.DLL และโปรแกรมไม่พบไฟล์ AVR.DLL คลิก Yes เพื่อค้นหาไฟล์



รูปที่ ก.19 แสดงโปรแกรม Patch ไม่พบไฟล์ AVR.DLL

26. ค้นหาไฟล์โดยเข้าไปที่ C:\Program\Lab center Electronic\Proteus 7 Professional/MODELS เลือกไฟล์ AVR.DLL

27. คลิกปุ่ม Open



รูปที่ ก.20 แสดงการค้นหาไฟล์ AVR.DLL

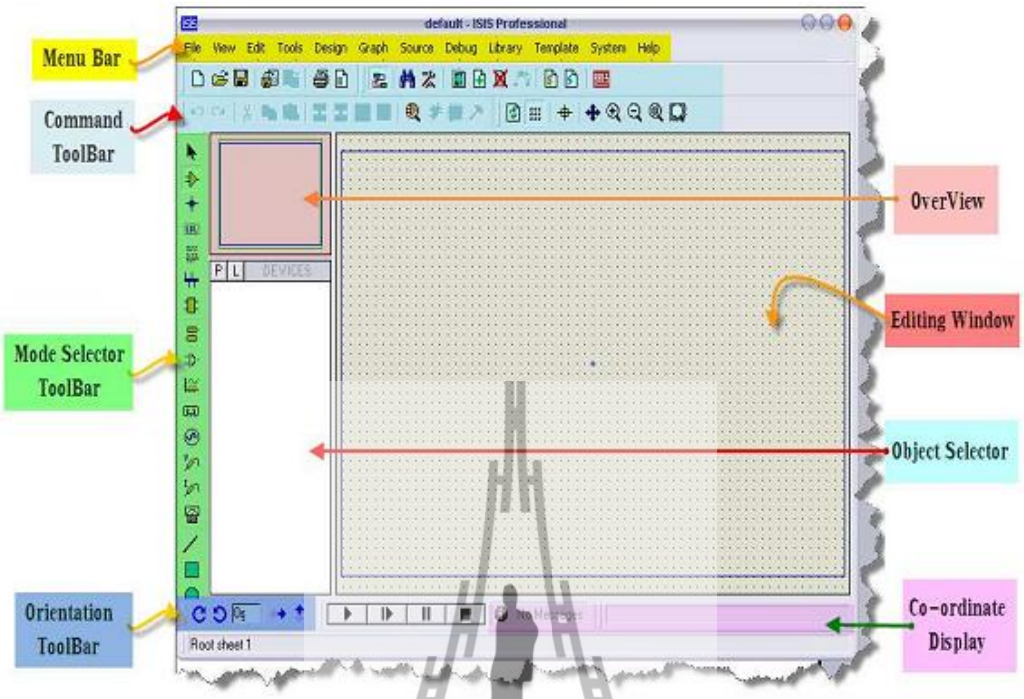
28. เมื่อทำการ Patch แล้ว โปรแกรมจะแสดง *PATCHING DONE* แล้วคลิกปิดโปรแกรม Patch

29. เข้าสู่โปรแกรม Proteus 7.2 SP2

รูปที่ ก.21 แสดงหน้าตาของโปรแกรม Proteus 7.2 SP2

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

30. สภาพแวดล้อมของโปรแกรม Proteus 7.2 SP2



รูปที่ ก.22 สภาพแวดล้อมของโปรแกรม Proteus 7.2 SP2

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ภาคผนวก ข

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

3M

Material Safety Data Sheet

Copyright, 2010, 3M Company. All rights reserved. Copying and/or downloading of this information for the purpose of properly utilizing 3M products is allowed provided that: (1) the information is copied in full with no changes unless prior written agreement is obtained from 3M, and (2) neither the copy nor the original is resold or otherwise distributed with the intention of earning a profit thereon.

This material safety data sheet (MSDS) is provided as a courtesy in response to a customer request. This product is not regulated under, and a MSDS is not required for this product by the OSHA Hazard Communication Standard (29 CFR 1910.1200) because, when used as recommended or under ordinary conditions, it should not present a health and safety hazard. However, use or processing of the product not in accordance with the product's recommendations or not under ordinary conditions may affect the performance of the product and may present potential health and safety hazards.

SECTION 1: PRODUCT AND COMPANY IDENTIFICATION

PRODUCT NAME: 3M™ Red Dot™ ECG Monitoring Electrodes- Models 2230, 2231, 2235, 2237, 2247, 2259, 2270, 2271, 9640 and 9642
MANUFACTURER: 3M
DIVISION: Infection Prevention Division

ADDRESS: 3M Center
St. Paul, MN 55144-1000

EMERGENCY PHONE: 1-800-364-3577 or (651) 737-6501 (24 hours)

Issue Date: 10/06/10
Supercedes Date: 07/22/10

Document Group: 07-1149-9

Product Use:
Intended Use: Electrocardio monitoring electrodes

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

SECTION 2: INGREDIENTS

Ingredient	C.A.S. No.	% by Wt
Acrylate Copolymer	Trade Secret	25 - 30
PROPYLENE GLYCOL	57-55-6	65 - 70

Polymer backing, paper liners, Ag/AgCl eyelet, stainless steel/conductive plastic stud, synthetic rubber based adhesive, and abrader pad*.

*Abrader pads are on only 2259, 2270, and 2271.

SECTION 3: HAZARDS IDENTIFICATION

3M™ Red Dot™ Adult Solid Gel Electrode 2271

NPC Code		FDK126
Indication for Use		Long Term Monitoring Stress tests Telemetry Holter
Dimensions	Electrode Size: Skin Contact Size: Adhesive Area: Height excluding connector:	5.58cm x 5.08cm 5.58cm x 5.08cm 18.06sq cm 0.02cm
Electrode Materials	Backing Material: Backing Material Adhesive: Connector: Release Liner: Sensor Material:	Soft cloth Original 3M™ Steri-Strip™ Adhesive Stainless Steel Snap Si coated paper Silver/silver-chloride coated plastic
Sensor	Gel system: Gel area: Sensor area:	Crossed linked guar gum (solid gel) 0.503 sq cm 2.45 sq cm
Lifetime	Recommended wear duration time: Shelf life:	3 days 2 years
X-Ray and MRI	X-Ray: MRI:	NO NO
Environmental Issues	PVC-free electrode: Latex-free electrode: PVC-free packaging	YES YES YES
Packaging Quantities	Pouch:	50

3M Health Care Limited
3M House
Morley Street
Loughborough
Leicestershire LE11 1EP
Telephone (01509) 611611
Facsimile (01509) 237288
www.3mhealthcare.co.uk

3M Ireland
3M House, Adelphi Centre
Dun Laoghaire
Co Dublin
Ireland
Telephone (01) 280 3555
Facsimile (01) 280 3509

3M and Red Dot are trademarks of the 3M Company.
© 3M Health Care 2008.

3M

ANALOG DEVICES

Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

EASY TO USE
Gain Set with One External Resistor
(Gain Range 1 to 1000)
Wide Power Supply Range (±2.3 V to ±18 V)
Higher Performance than Three Op Amp IA Designs
Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging
Low Power, 1.3 mA max Supply Current

EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")
50 μV max, Input Offset Voltage
0.6 μV/°C max, Input Offset Drift
1.0 nA max, Input Bias Current
100 dB min Common-Mode Rejection Ratio (G = 10)

LOW NOISE
9 nV/√Hz, @ 1 kHz, Input Voltage Noise
0.28 μV p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

EXCELLENT AC SPECIFICATIONS
120 kHz Bandwidth (G = 100)
15 μs Settling Time to 0.01%

APPLICATIONS
Weigh Scales
ECG and Medical Instrumentation
Transducer Interface
Data Acquisition Systems
Industrial Process Controls
Battery Powered and Portable Equipment

PRODUCT DESCRIPTION

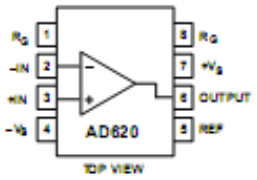
The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μV max and offset drift of 0.6 μV/°C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superβeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/√Hz at 1 kHz, 0.28 μV p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/√Hz input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μs to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q) and SOIC (R) Packages



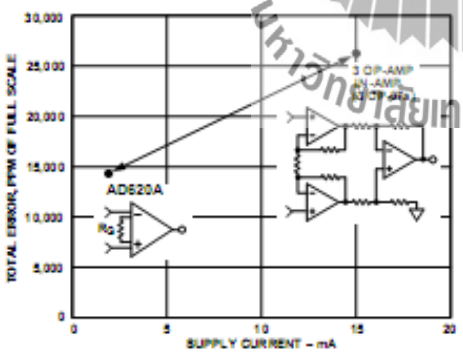


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

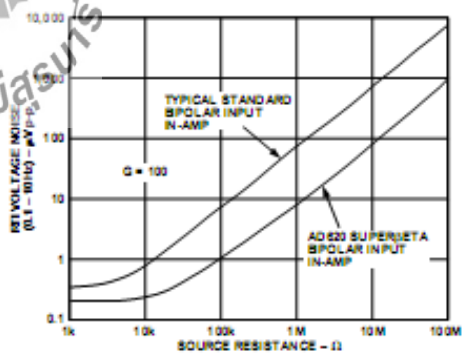


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

REV. E

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781/329-4700 World Wide Web Site: http://www.analog.com
Fax: 781/326-8703
© Analog Devices, Inc., 1999

ภาคผนวก ค

Material	C_p (J/kg.K)[a]	α_l [$(^oC)^{-1}x10^{-6}$][b]	k (W/m.K)[c]	L [$\Omega.W/(K)^2x10^{-8}$]
Matals				
Aluminum	900	23.6	247	2.20
Copper	386	17.0	398	2.25
Gold	128	14.2	315	2.50
Iron	448	11.8	80	2.71
Nickel	443	13.3	90	2.08
Silver	235	19.7	428	2.13
Tungsten	138	4.5	178	3.20
1025 Steel	486	12.0	51.9	-
316 Stainless steel	502	16.0	15.9	-
Brass (70Cu-30Zn)	375	20.0	120	-
Kovar (54Fe-29Ni-17Co)	460	5.1	17	2.80
Invar (64Fe-36Ni)	500	1.6	10	2.75
Super Invar (63Fe-32Ni-5Co)	500	0.72	10	2.68
Ceramics				
Alumina (Al_2O_3)	775	7.6	39	-
Magnesia (MgO)	940	13.5[d]	37.7	-
Spinel ($MgAl_2O_4$)	790	7.6[d]	15.0[e]	-
Fused silica (SiO_2)	740	0.4	1.4	-
Soda-lime glass	840	9.0	1.7	-
Borosilicate (Pyrex) glass	850	3.3	1.4	-
Polymers				
Polyethylene (high density)	1850	106-198	0.46-0.50	-
Polypropylene	1925	145-180	0.12	-
Polystyrene	1170	90-150	0.13	-
Polytetrafluoroethylene (Teflon)	1050	126-216	0.25	-
Nylon 6,6	1670	144	0.24	-
Polyisoprene	-	220	0.14	-
Phenol-formaldehyde, Phenolic (Bakelite)	1590-1760	122	0.15	-

[a] เปลี่ยนเป็น cal/g.K, คูณด้วย 2.39 x 10^{-4}; และเปลี่ยนเป็น Btu/lb_m.^oF, คูณด้วย 2.39 x 10^{-4}

[b] เปลี่ยนเป็น $(^oF)^{-1}$, คูณด้วย 0.56

[c] เปลี่ยนเป็น cal/s.cm.K, คูณด้วย 2.39 x 10^{-3}; และเปลี่ยนเป็น Btu/lb_m.^oF, คูณด้วย 0.578

[d] หาค่าที่อุณหภูมิ 100 ^oC

[e] เป็นค่าเฉลี่ยเหนือช่วงอุณหภูมิ 0-1000 ^oC

ตารางที่ 4.1 สมบัติทางความร้อนของวัสดุชนิดต่างๆ

ประวัติผู้เขียน

นางสาวเมทิกา บำรุงวัฒน์ เกิดวันที่ 15 พฤษภาคม พ.ศ. 2534 ภูมิลำเนาอยู่ที่ ตำบลบ้านเกาะ อำเภอพระนครศรีอยุธยา จังหวัดพระนครศรีอยุธยา สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาตอนปลายจากโรงเรียนอยุธยาวิทยาลัย อำเภอพระนครศรีอยุธยา จังหวัดพระนครศรีอยุธยา ปัจจุบันเป็นนักศึกษาชั้นปีที่ 4 สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

นางสาวอภิวันท์ ณรงค์ไชย เกิดวันที่ 2 กันยายน พ.ศ. 2533 ภูมิลำเนาอยู่ที่ ตำบลมะบ้า อำเภอทุ่งเขาหลวง จังหวัดร้อยเอ็ด สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาตอนปลายจากโรงเรียนเสลภูมิพิทยาคม อำเภอเสลภูมิ จังหวัดร้อยเอ็ด ปัจจุบันเป็นนักศึกษาชั้นปีที่ 4 สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

นางสาวขนิษฐา พุดสีเสน เกิดวันที่ 13 สิงหาคม พ.ศ. 2533 ภูมิลำเนาอยู่ที่ ตำบลโคกล่าม อำเภอจตุรพักตรพิมาน จังหวัดร้อยเอ็ด สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาตอนปลายจากโรงเรียนโคกล่ามพิทยาคม อำเภอจตุรพักตรพิมาน จังหวัดร้อยเอ็ด ปัจจุบันเป็นนักศึกษาชั้นปีที่ 4 สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี