รายงานการวิจัย

เครื่องมือแพทย์ในภาวะวิกฤติชนิดเคลื่อนย้ายได้

Portable Critical Care Medical Device

โดย

ผศ. เจิดกุล โสภาวนิตย์ (Cherdkul Sopawanit)[1]

ผศ.นพ. ทายาท ดีสุดจิต (Tayard Desudchit)[2]

ศ.นพ.ดร. นิพนธ์ ฉัตรทิพากร (Nipon Chatipakorn)[3]

ศ.นพ. อภิชัย คงพัฒนะโยธิน (Apichai Khongpattanayothin)[2]

1. ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
2. ภาควิชากุมารเวชศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
3. ภาควิชาสรีรวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ

ประจำปีงบประมาณ 2554

กิตติกรรมประกาศ

Acknowledgement

โครงการนี้ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ ประจำปีงบประมาณ 2554

ขอขอบคุณ แพทย์ พยาบาลและเจ้าหน้าที่ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ ภาควิชากุมารเวชศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในความร่วมมือในการศึกษาวิจัย

ผลงานนี้เป็นผลผลิตจากบัณฑิตวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย (ภาคผนวก **B**) ขอขอบคุณในความสามารถ ความทุ่มเทคิดค้นและพากเพียรพยายามของทุก ๆ คน

และที่สุดขอขอบคุณเจ้าหน้าที่ประจำโครงการวิจัยเครื่องมือแพทย์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย นายนายอุกฤษฏ์ หมื่นจิตร, นส. จิราภรณ์ หนองขุ่นสาร และน.ส.เกษณี บุญหนุน ผู้ให้ความร่วมมือและเวลาในการจัดการทางการเงิน งานสารบัญ และการช่างอย่างดี และต่อเนื่อง

บทนำรวม

โครงการวิจัยเครื่องมือแพทย์ในภาวะวิกฤติชนิดเคลื่อนย้ายได้

Portable Critical Care Medical Devices

ชื่อโครงการวิจัยภายใต้แผนงานวิจัย

(1.) แผนงานวิจัยเครื่องกระตุ้นหัวใจด้วยไฟฟ้าชนิดสองเฟส

Biphasic Portable External Defibril lator

(2.) แผนงานวิจัยเครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพชนิดเคลื่อนย้ายได้

Portable Vital Sig Monitor

1. ความสำคัญและที่มาของปัญหา

การให้การดูแลทางการแพทย์ในผู้ป่วยที่อยู่ในภาวะวิกฤติเป็นปัญหาใหญ่ในวงการแพทย์ทั่วโลกในปัจจุบัน ผู้ป่วยที่อยู่ในภาวะวิกฤตเช่นผู้ป่วยที่มีเส้นเลือดในหัวใจอุดตัน มีอาการหัวใจวาย ประสพอุบัติเหตุ และมีความจำเป็นที่จะต้องเคลื่อนย้ายเพื่อเข้ารับการรักษาในศูนย์การแพทย์ หรือเมื่อเกิดอุทกภัย หรือภัยสงครามต้องเคลื่อนย้ายผู้ป่วยในภาวะวิกฤตจากสถานที่ประสพภัยไปยังที่ที่ปลอดภัยกว่า ทั้งนี้ในระหว่างการเคลื่อนย้ายนั้นต้องมีการเฝ้าระวังสัญญาณชีพ)Vital Sign Monitoring) ต่างๆตลอดเวลา และต้องมีความพร้อมที่จะดำเนินการแก้ไขเช่น ต้องสามารถให้ยา ให้ออกซิเจน และช่วยการหายใจ)artificial ventilationและการ (กระตุ้นหัวใจด้วยไฟฟ้า External Cardioversion/ Defibrillation

การกระตุ้นหัวใจด้วยไฟฟ้าเป็นวิธีการรักษาที่สำคัญมากในผู้ป่วยที่มีอาการการเต้นผิดจังหวะของหัวใจ โดยเริ่มมีใช้ตั้งแต่ปี ค.ศ.1947 ภายหลังจึงพบว่าชนิดและรูปแบบของการจ่ายไฟฟ้าที่เหมาะสม และระยะเวลาของการกระตุ้นที่เร็วที่สุดหลังการเกิดอาการ ทำให้การทำ สำเร็จมากขึ้น เครื่องกระตุ้นไฟฟ้า cardioversion หัวใจในระยะแรกใช้ไฟฟ้ากระแสสลับผ่านหม้อแปลง จึงมีขนาดใหญ่ มีน้ำหนักมาก และทำให้เกิดความเสียหายต่อกล้ามเนื้อหัวใจ จึงนำไปใช้ในยานพาหนะ หรือในสถานที่ที่ไม่มีสายไฟฟ้าไปถึงได้ยาก การพัฒนาในยุคต่อมาเปลี่ยนกลไกการกระตุ้นเป็นกระแสตรงชนิดมีการกลับขั้วระหว่างการกระตุ้น จนสามารถสร้างเครื่องที่มีขนาดเล็กและสามารถนำไปเตรียมใช้ได้ทุกสถานที่

ในประเทศไทยในหอผู้ป่วยหนัก ห้องฉุกเฉิน และห้องผ่าตัดมีการใช้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจ และเครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพใช้อย่างแพร่หลาย แต่เครื่องมือดังกล่าวยังมีราคาแพง นอกจากนี้ในหอผู้ป่วยทั่วไปและในสถานที่ชุมชนส่วนมากยังไม่มีเครื่องมือนี้ หรือมีเครื่องเดียวแต่สลับกันใช้ในหลายๆหอผู้ป่วย จึงมีความจำเป็นที่จะต้องพัฒนาเครื่องมือดังกล่าว ให้มีราคาถูกลง มีรูปแบบที่เหมาะสมกัยการใช้งานในประเทศ

2. วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

เพื่อจัดสร้างต้นแบบ ทดสอบความถูกต้อง และทดลองใช้งานในผู้ป่วยของเครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพที่สามารถเคลื่อนย้ายได้ ที่พร้อมที่จะนำไปใช้งานในผู้ใหญ่และเด็กอายุเกิน 3 เดือนในสถานพยาบาล และเพื่อจัดสร้างเครื่องต้นแบบ ทดสอบความถูกต้อง และทดลองใช้งานในสัตว์ทดลองของเครื่องกระตุ้นหัวใจด้วยไฟฟ้าชนิดสองเฟส (Biphasic Portable External Defibrillator)

3. รายละเอียดความเชื่อมโยงระหว่างโครงการวิจัยย่อย

โครงการวิจัยทั้งสองมีฐานทางเทคโนโลยี เช่น ECG front end, Touch Screen User Interface ร่วมกัน ถ้าโครงการที่มีโอกาสประสพความสำเร็จในการนำไปใช้งานจริงทางคลินิกสูง เช่น Vital Sign Monitor ก็สามารถช่วยให้โครงการที่มีความซับซ้อนสูงคือ Biphasic External Defibrillator สามารถก้าวเข้าสู่การทดสอบและใช้งานจริงทางคลินิกได้ง่ายขึ้น

4. ประโยชน์ที่ได้รับ

4.1 ได้เครื่อง Biphasic External Defibrillator ที่ได้มาตรฐาน สามารถนำไปวัดผลการใช้งานในทางคลินิกได้ หลังจบโครงการแล้ว

4.2 ได้เครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพที่ได้มาตรฐาน สามารถนำไปใช้งานในทางคลินิกได้

4.3 สร้างเทคโนโลยีที่เป็นพื้นฐานการวิจัยด้าน electrophysiology และ cardiac electrophysiology ได้แก่

- การออกแบบวงจรตรวจจับอัตราการเต้นของหัวใจ หายใจ
- การออกแบบวงจรกำเนิดรูปคลื่นในลักษณะต่างๆ โดยสามารถควบคุมระยะเวลา กระแส และการสลับขั้วไฟฟ้าได้
- การออกแบบวงจรตรวจจับอัตราการเต้นของหัวใจ การตรวจจับ R wave, synchronization

เป็นโอกาสในการออกแบบ และทดสอบ - Automated Algorithm ในการตรวจวินิจฉัย cardiac arrhythmia ซึ่งจะเป็นพื้นฐานในการทำ Automated External Defibrillator ทั้งนี้ เนื่องจากวิศวกรไฟฟ้า และคอมพิวเตอร์ ไม่สามารถดำเนินการทดสอบการตรวจจับ cardiac arrhythmia เหล่านี้ได้ด้วยตัวเองได้ แต่ความร่วมมือระหว่างวิศวกร และ Cardiac Electro-physiologist เปิดโอกาสให้ศึกษาเรื่องนี้ได้ในสัตว์ทดลองก่อนการนำมาใช้จริง

4.4 หน่วยงานที่นำผลงานวิจัยไปใช้ประโยชน์

กลุ่มเป้าหมายที่จะนำเอาผลของโครงการที่ไปใช้ประโยชน์มี 2 กลุ่ม ได้แก่ a กลุ่มผู้ใช้ (b)กลุ่มผู้นำเอาเทคโนโลยีไปผลิตหรือต่อยอด

A) กลุ่มผู้ใช้ ได้แก่

1) ศูนย์การแพทย์ฉุกเฉินของกระทรวงสาธารณสุข กรุงเทพมหานคร และหน่วยงานเอกชน เช่น ศูนย์นเรศวร ศูนย์เอราวัณ มูลนิธิปอเต็กตึง ที่มีรถพยาบาล

2) ศูนย์การแพทย์ของทหาร โดยเฉพาะการขนย้ายผู้ป่วยทางอากาศ

3) ห้องฉุกเฉินและหอผู้ป่วยในระยะวิกฤตมนระดับโรงพยาบาลศูนย์หรือโรงพยาบาลมหาวิทยาลัย

4) หน่วยโรคหัวใจในเด็กและผู้ใหญ่ที่มีการสอนปฏิบัติการกู้ชีวิต

ศูนย์การแพทย์เหล่านี้ มีความจำเป็นต้องใช้เครื่องวัดสัญญาณชีพ ดำเนินการกู้ชีวิต และสามารถเข้ามาร่วมในการประเมินผล และให้ข้อชี้แนะต่อการออกแบบ และปรับปรุงเมื่อเครื่องมือได้ผ่านการทดสอบในสัตว์ทดลองแล้ว

B) กลุ่มผู้นำเอาเทคโนโลยีไปผลิตหรือต่อยอด

1) กองเครื่องมือแพทย์กระทรวงสาธารณสุข

2) หน่วย Biomedical Engineering ของมหาวิทยาลัยต่างๆ

3) กลุ่มทุนบริษัทเอกชน

โดยเมื่อกระบวนการออกแบบและทดสอบในสัตว์ทดลอง และในคนเสร็จสิ้นแล้ว ทางผู้ให้ทุนอาจต้องเผยแพร่และชวนเชิญทั้งในระดับนโยบายในระดับปฏิบัติ ในการประเมินว่าจะมีความคุ้มค่าในการดำเนินการผลิตเครื่องมือดังกล่าวนี้ออกมาใช้งานหรือไม่ และถ้ามีอาจต้องส่งเสริมให้องค์กรที่มีขีดความสามารถรับเอาเทคโนโลยีไปผลิตเพื่อใช้งานหรือจำหน่ายต่อไป

โครงการย่อยที่ 1

เครื่องกระตุ้นหัวใจด้วยไฟฟ้าชนิดสองเฟส

Biphasic Portable External Defibrillator

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัย ประจำปี 2554 จำนวนเงิน 1,851,040 บาท

ระยะเวลาทำการวิจัย 1 ปี ตั้งแต่ 8 สิงหาคม 2554 ถึง 8 พฤศจิกายน 2555

หน่วนงาน และผู้ดำเนินการวิจัย

ผศ.นพ.ทายาท ดีสุดจิต (Tayard Desudchit)

ตำแหน่ง อาจารย์ หน่วยโรคระบบประสาทในเด็ก ภาควิชากุมารเวชศาสตร์

ตำแหน่งทางวิชาการ ผู้ช่วยศาสตราจารย์

หน่วยงานต้นสังกัด หน่วยโรคระบบประสาทในเด็ก ภาควิชากุมารเวชศาสตร์ ตึกสก ชั้น 11คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เขตปทุมวัน กทม 10330

โทรศัพท์ 02-256-4996 ต่อ130 , โทรสาร 02-256-4911

ที่อยู่ 40/30 ซอยอินทามาระ 8 หมู่บ้านสายลมโฮมออฟฟิศ
ถนนสุทธิ สารวินิจฉัย
เขตพญาไท กทม 10400

โทรศัพท์ 02-615-4806 โทรศัพท์เคลื่อนที่ 089-200-3980

E-mail address fmedtds@yahoo.com

บทคัดย่อ

แผนงานวิจัยเครื่องกระตุ้นหัวใจด้วยไฟฟ้าชนิดสองเฟส ได้ดำเนินการออกแบบ สร้างและทดสอบเครื่องกระตุ้นหัวใจด้วยไฟฟ้าชนิดสองเฟส (Biphasic Portable External Defibrillator) ใช้ ADS1292 ECG Front end และ PSOC5 CPU มาพัฒนาเป็น ECG/Defibrillator module โดยสามารถวัด ECG , อัตราการเต้นของหัวใจ และสามารถส่งผลไปแสดงเป็น ECG tracing บนจอแสดงผลแบบสัมผัสที่ใช้ CPU ARM Cortex A8 และได้ทดสอบความถูกต้องกับอุปกรณ์ตรวจวัดมาตรฐาน ได้แก่ Fluke Impulse 7000 DP ECG/Defibrillator tester โดยสามารถวัด HR 10-254BPM(+-) 1BPM ที่ขนาดของ ECG = 0.05-5 mV โดย software จะ detect heartbeat ได้ที่ขอบขาขึ้นของ R Wave จนถึงภายใน 2 milliseconds หลังยอดของ R waves

โครงการได้ดำเนินการออกแบบ สร้างและทดสอบ High voltage biphasic circuit โดยใช้ High Voltage Medical Grade Relay Gigavac G13 ตัวเดียว ต่อเชื่อมกับชุด High voltage capacitor, damping coil และหม้อแปลง Fly Back 2 ชุด สำหรับการตั้งค่าพลังงาน และเวลาของ Phase I และ Phase II อย่างอิสระ โดยแต่ละ Phase สามารถตั้งพลังงานได้สูงสุด 240 Joule การกลับขั้วสัญญาณใช้ Insulated Gate Bipolar Transistors (IGBT) ซึ่งมีคุณสมบัติสนการสลับขั้วสัญญาณๆได้ที่ 440 microseconds จากการทดสอบเครื่องที่สร้างขึ้นมีรูปร่างสัญญาณและความเร็วในการกลับขั้วเทียบเท่ากับเครื่องกระตุ้นหัวใจด้วยไฟฟ้าชนิดสองเฟสมาตรฐาน

ตัวถังของเครื่องที่สร้างขึ้น ได้ออกแบบให้มีรูปแบบ และขนาดที่เหมาะสมโดยได้จากการศึกษาเครื่องที่มีการใช้งานอยู่และได้รับคำแนะนำจากแพทย์โรคหัวใจ วิสัญญีแพทย์และแพทย์เวชศาสตร์ฉุกเฉิน โดยเลือกใช้จอภาพแบบสัมผัสที่ใช้ในโรงงานอุตสาหกรรม ซึ่งคาดว่าน่าจะทนทานต่อการใช้งานในหอผู้ป่วยได้ ซึ่งการดำเนินงานในปีที่ 2 จะได้จัดทำแบบสอบถามเพื่อให้ผู้ใช้ ให้ความเห็น และวัดความทนทานของส่วนต่างๆของอุปกรณ์

Abstract

Biphasic defibrillator project has designed, build and test biphasic portable external defibrillator during the first year of the project.

The ECG/Defibrillator module is designed based on ADS 1292 ECG Front end and PSOC5 CPU. The module can capture the ECG signal, detect heart rate and communicate with the ARM Cortex A8 main board with touch screen software & can display ECG tracing. We have tested the accuracy of the device against standard ECG calibratore, Fluke Impulse 7000DP ECG/Defibrillator tester.The module accurately report HR 10-254 BPMZ(+-)1 BPM at the ECG amplitude of 0.05-5 mV. The software detects heartbeat between the risig edge of R wave to 2 milliseconds after the peak of R wave.

We have designed , build and test high voltage biphasic circuit based on a high voltage medical grade relay, Gigavac G13 attached to two sets of high voltage capacitor (Aerovox 240 microfarad 2500 Volts), damping coil & Fly Back transformers. Each set can independently sets the energy and duration of Phase I and Phase II of the biphasic wave. The maximum energy per phase is 240 Joules. We employed Insulated Gate Bipolar Transistors (IGBT) to reverse the

polarity. From the test, the circuit can reverse the polarity at 440 microseconds. The output of our device has similar waveform and phase –reversing duration as the standard biphasic external defibrillator.

The case was designed with ABS plastic to have the shape & size similar to the standard biphasic external defibrillator with the input from our cardiologists, ansethesiaologist & emergency physician. Our user interface is based on industrial grade touch screen which should be able to withstand the rigor of day to day clinical use. We plan use questionnaire to obtain user feedback when the device is tested in the laboratory.

สารบัญ

เรื่อง	หน้า
บทนำ	1
งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	1
ระเบียบวิธีการดำเนินการวิจัย	12
ผลการวิจัย และอภิปราย	14
สรุป	21
ปัญหา และอุปสรรค	22
บรรณานุกรม	23

สารบัญภาพ

หน้า

ภาพที่ 1 ตำแหน่งการวางElectrode 2

ภาพที่ 2 ตำแหน่งการวางElectrode แบบ chest-to-back Electrode 2

ภาพที่ 3 รูปคลื่นแบบต่างๆ 4

ภาพที่ 4 วงจรเครื่องdefibrillator 5

ภาพที่ 5 วงจรหลักของเครื่องที่ปล่อยกระแสไฟฟ้ารูปแบบ damped-sine 6

ภาพที่ 6 วงจรของเครื่องdefibrillatorที่ได้รูปคลื่นเป็น สี่เหลี่ยม 7

ภาพที่ 7 ลักษณะสัญญาณ Biphasic Truncated Exponential 8

ภาพที่ 8 ลักษณะสัญญาณ Rectilinear Biphasic 8

ภาพที่ 9 การเปรียบเทียบจากลักษณะของรูปแบบสัญญาณและการทำงานของรูปร่างสัญญาณ 9

ภาพที่ 10 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดด้วย Capillary Electrometer และ W. Einthoven 10

ภาพที่ 11 แสดงTable-model Einthoven Electrocardiograph 11

ภาพที่ 12 แสดง Seimen 1934 11

ภาพที่ 13 การติดเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเคลื่อนที่ได้ 12

ภาพที่ 14 เครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพ รุ่น Corpus 14

ภาพที่ 15 Prototype Touch Screen Vital sign Monitor. เครื่องใช้ CPU Arm Cortex A8 15

ภาพที่ 16 วงจรรวม ADS1298 ECG Front End B) หน่วยประมวลผล CY8CKIT-PSOC5 15

ภาพที่ 17 MATLAB Program เพื่อตรวจความถูกต้องของ Aligorithm 16

ภาพที่ 18 ช่องบนแสดงสัญญาณจาก ECG Simulator 0kd ADS 1298 16

ภาพที่ 19 A) ADS 1292 EKG/Chest Impedance front ends และ B) หน่วยประมวลผล ARM PSOC5 17
เพื่อรับสัญญาณ detect EKG, Chest Impedance, Heart Rate และ Respiratroy Rate ส่งออกทาง C) USB Port

ภาพที่ 20 แสดงการทดสอบการเชื่อมต่อ ECG/Defibrillator module กับเครื่อง Fluke ECG Simulator 18

ภาพที่ 21 เส้นสีฟ้าแสดง plethmogram ที่ได้จาก SpO2 module ผ่าน USB สีแดงแสดง ECG 18
สีน้ำเงินแสดง Detected R wave และสีเขียวแสดง Chest Impedance

ภาพที่ 22 ภาพแสดงตัวถังอุปกรณ์เคลื่อนที่ จากโดยจะมีหูหิ้วและระบบจ่ายไฟฟ้าในตัว 20

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อที่ใช้ในการวิจัย (List of Abbreviation)

AC	:	alternating current
DC	:	direct current
LED	:	light Emitting diode
nm	:	nanometer
R Value	:	ratio of normalized red AC amplitude to normalized IR AC amplitude
SaO2	:	oxygen saturation
USB	:	universal serial bus
ECG	:	electrocardiogram
NIBP	:	non invasive blood pressure
RR	:	respiratory rate
PR	:	pulse rate (from pulse oximeter or NIBP)
HR	:	heart rate (from ECG)
Sys BP	:	systolic blood pressure
Dia BP	:	diastolic blood pressure
TCP/IP	:	transmission control protocol / internet protocol
UHF	:	ultra high frequency (radiowave)

โครงการวิจัยเครื่องมือแพทย์ในภาวะวิกฤติชนิดเคลื่อนย้ายได้

Portable Critical Care Medical Devices

แผนงานวิจัยเครื่องกระตุ้นหัวใจด้วยไฟฟ้าชนิดสองเฟส

Biphasic Portable External Defibrillator

1. บทนำ (Introduction)

การเต้นผิดจังหวะของหัวใจเป็นอาการที่พบได้บ่อยในโรคหัวใจทั้งในโรคหัวใจแต่กำเนิดในเด็ก(congenital cardiac anomaly), โรคที่มีการนำไฟฟ้าภายในหัวใจผิดปกติ เช่น Wolf-Parkinson-White Syndrome, โรคที่มีความผิดปกติของ ion channels เช่น Prolonged QT syndrome และในภาวะหัวใจขาดเลือด (Ischemic heart diseases) หรือโรคที่มีอาการหัวใจเต้นผิดจังหวะจากภาวะหัวใจวายหรือภาวะเกลือแร่ผิดปกติในร่างกาย(Electrolyte imbalance, Ca++,K+) ภาวะเหล่านี้จะยิ่งมีมากขึ้นเมื่อสังคมไทยมีผู้สูงอายุเป็นสัดส่วนที่สูงขึ้นในอนาคต

อาการการเต้นผิดจังหวะของหัวใจ มีความรุนแรงและเฉียบพลัน คือสามารถทำให้เกิดภาวะการหมุนเวียนโลหิตล้มเหลว ขาดเลือดไปเลี้ยงอวัยวะสำคัญทำให้เกิดความพิการเช่น เนื้อสมองตาย อาการไตวาย และอาการตับวาย ถ้าผู้ป่วยที่มีการเต้นผิดจังหวะของหัวใจ เหล่านี้ได้รับการวินิจฉัยและรักษาอย่างทันท่วงทีจะสามารถป้องกันอาการข้างเคียงเหล่านี้ได้

ในประเทศไทยในหอผู้ป่วยหนัก ห้องฉุกเฉิน และห้องผ่าตัดมีการใช้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจอย่างแพร่หลาย แต่เครื่องมือดังกล่าว อาจเป็นชนิด monophasic, ยังมีราคาแพง นอกจากนี้ในหอผู้ป่วยทั่วไปและในสถานที่ชุมชนส่วนมากยังไม่มีเครื่องมือนี้ หรือมีเครื่องเดียวแต่สลับกันใช้ในหลาย ๆ หอผู้ป่วย จึงมีความจำเป็นที่จะต้องพัฒนาเครื่องมือดังกล่าว ให้มีราคาถูกลง มีรูปแบบที่เหมาะสมกับการใช้งานในประเทศ

2. งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การเปลี่ยนจังหวะการเต้นของหัวใจ (Cardioversion)1 เป็นกระบวนการทางการแพทย์ที่เปลี่ยนหัวใจที่เต้นเร็วผิดปกติ หรือเต้นผิดจังหวะ(fast heart rate/ cardiac arrhythmia) ให้กลับมาเต้นเป็นปกติโดยใช้ยาและการกระต้นทางไฟฟ้าตามจังหวะการเต้นของหัวใจ(Synchronized electrical cardioversion)

การกระตุ้นทางไฟฟ้าหัวใจ(cardioversion) นั้นเริ่มจากการค้นพบของ Prevost และ Batelli ในปีคศ. 1899 จากมหาวิทยาลัยเจนีวาประเทศสวิส ค้นพบว่าการกระตุ้นหัวใจสุนัขโดยตรงด้วยไฟฟ้าสามารถทำให้เกิด ventricular fibrillation และเมื่อกระตุ้นซ้ำด้วยกระแสไฟฟ้าปริมาณสูงพอ

จะทำให้หัวใจกลับมาเต้นเป็นปกติได้ ในมนุษย์ ในปีคศ. 1947 Claude Beck จากมหาวิทยาลัย Case Western Reserve ได้ทำ cardioversion ในผู้ป่วยเด็กโรคหัวใจแต่กำเนิด ที่เกิด ventricular fibrillation โดยได้ทำการเปิดทรวงอกและนวดหัวใจ พร้อมกับใช้ยา procainamide เป็นเวลา 45 นาที การกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจในระยะแรกนี้ใช้ไฟฟ้ากระแสสลับ (alternating current (AC cardioversion))

ภาพที่ 1 ตำแหน่งการวางElectrode ขั้วที่หนึ่งที่ precordial /apex และขั้วที่สองวางติดกระดูกไหปลาร้าด้านขวา

ภาพที่ 2 ตำแหน่งการวางElectrode แบบ chest-to-back Electrode ขั้วที่หนึ่งที่วางบริเวณ apex ขั้วที่สองซึ่งมีขนาดใหญ่กว่าวางด้านหลังตรงกระดูกสะบักด้านซ้าย ชิดแนวกลางตัว

การกระตุ้นทางไฟฟ้าตามจังหวะการเต้นของหัวใจในปัจจุบันใช้ไฟฟ้ากระแสตรง (direct current (DC cardioversion)) โดยวางขั้วไฟฟ้าสองขั้วที่บริเวณทรวงอก หรือบนทรวงอกและแผ่นหลัง โดยมีสารตัวนำไฟฟ้า(a conductive gel) เครื่องจะอ่านคลื่นไฟฟ้าหัวใจและแสดงผลบนจอและมีปุ่มปรับปริมาณกระแสไฟฟ้าของเครื่อง (electrical function of a defibrillator) เมื่อเครื่องทำงาน จะส่งไฟฟ้ากระแสตรงตามปริมาณและระยะที่ตั้งไว้ ผ่านขั้วไฟฟ้า

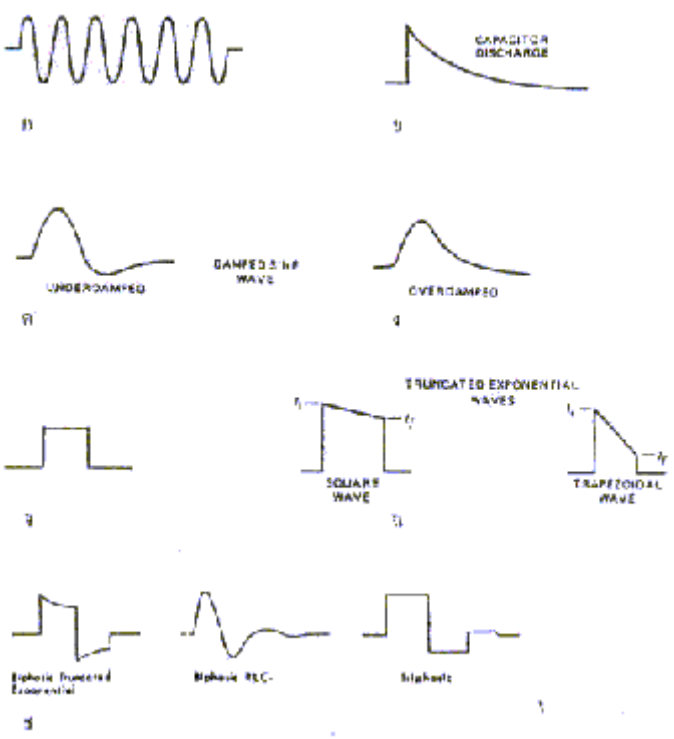
เข้าในร่างกาย โดยจะยิงกระแสเมื่อหัวใจเข้าสู่ R wave ของ QRS complex ในจังหวะการเต้นของหัวใจ การเลือกยิงกระแสตามเวลานี้จะช่วยป้องกันไม่ให้เกิด ventricular fibrillation ผู้ป่วยที่ยังรู้ตัวอาจได้รับยานอนหลับเพื่อช่วยให้สามารถทนต่อหัตถการนี้ได้ แต่ถ้าผู้ป่วยมีความดันโลหิตลดลงหรือไม่รู้ตัว การทำ cardioversion จะต้องทำอย่างรีบด่วน โดยอาจใช้ยาแก้การเต้นหัวใจผิดปกติร่วมด้วย และสามารถกระตุ้นได้ซ้ำ ๆ จนกว่าการเต้นของหัวใจจะกลับมาเป็นปกติ

ลักษณะการเต้นผิดปกติของหัวใจที่สามารถใช้ Synchronized electrical cardioversion รักษาได้ได้แก่

1) supraventricular (or narrow complex) tachycardias, including atrial fibrillation and atrial flutter.
2) wide complex tachycardias,
    a. ventricular tachycardia, ในผู้ป่วยที่มีความดันเลือดต่ำหรือจับชีจรไม่ได้
    b. ventricular fibrillation (unsynchronized shocks : defibrillation.)

การทบทวนวรรณกรรม/สารสนเทศ (Information) ที่เกี่ยวข้อง

เครื่องกระตุ้นหัวใจด้วยไฟฟ้า(defibrillators) มีหลายลักษณะโครงสร้างแบ่งเป็นสองกลุ่มใหญ่คือเครื่องที่ใช้ไฟฟ้ากระแสสลับ และเครื่องที่ใช้ไฟฟ้ากระแสตรง โดยจะมีรูปร่างของกระแสไฟฟ้าที่จ่ายออกต่างกันเป็นหลายแบบ ไดแก่ 1) เครื่องที่ให้กระแสไฟฟ้าออกจากตัวเก็บประจุ (descending ramp) 2)เครื่องที่ปล่อยกระแสไฟฟ้ารูปแบบ damped-sine wave 3) เครื่องที่ปล่อยกระแสไฟฟ้ารูปแบบ trapezoidal wave (Monophasic) 4) เครื่องที่ปล่อยกระแสไฟฟ้ารูปแบบ trapezoidal wave แบบ biphasic หรือ triphasic

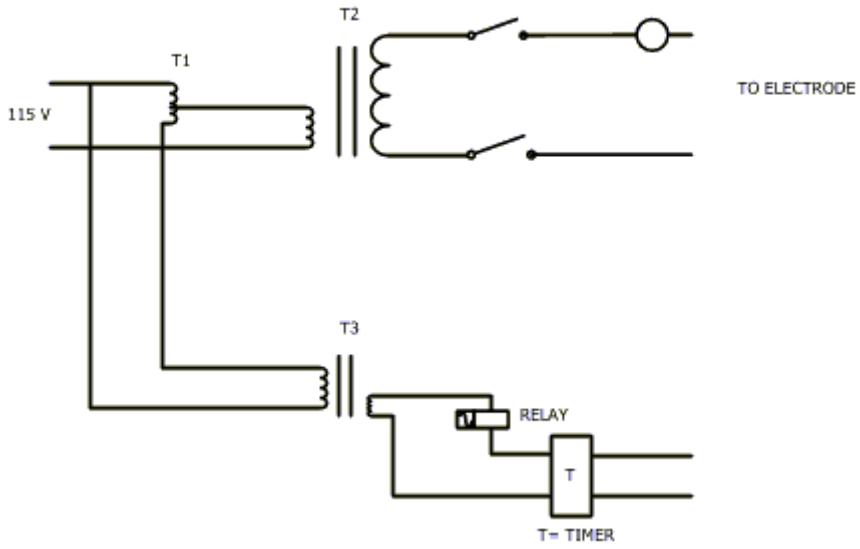


ภาพที่ 3 รูปคลื่นแบบต่างๆที่ใช้ในการทำ defibrillation ก. รูป sine ข. descending ramp ค. และ ง. damped sine จ. squareฉ. trapezoidal ที่ความลาดเอียงต่าง ๆช. biphasic /triphasic

1. เครื่องที่ใช้ไฟฟ้ากระแสสลับ(AC Defibrillator)

เครื่องชนิดนี้ Hooker และคณะได้นำมาใช้เมื่อ ค.ศ. 1933 โดยเริ่มใช้กับสุนัข ต่อมาใช้กับคนจนกระทั่ง ค.ศ. 1947 Beck และคณะได้ใช้ไฟฟ้ากระแสตรง 110 โวลท์ มาทำ defibrillation กับหัวใจโดยตรง โดยใช้เวลา0.5 วินาที ระหว่างทำการผ่าตัดหัวใจ ในปีคศ. ค.ศ. 1951 Guyton และ Satterfeld ได้ศึกษาเรื่องการกระตุ้นไฟฟ้าผ่านผนังหน้าอกในสุนัขโดยใช้ไฟฟ้ากระแสสลับ 60 Hz ช่วงคาบเวลา 0.1 - 0.5 วินาที กระแส 10-30 แอมแปร์ ซึ่งเขาคาดว่าถ้าในคนจะต้องใช้กระแสสูงถึง 30-60 แอมแปร์ ซึ่งสูงมาก และจะต้องใช้Electrodeที่มีขนาดใหญ่ขึ้นด้วย

ในปีค.ศ. 1959 Zoll และคณะได้ปรับปรุงมาเป็นการกระตุ้นผ่านผนังทรวงอก (external defibrillator) ใช้ศักย์ไฟฟ้า 750 โวลท์และกระแสไฟฟ้าประมาณ 15 แอมแปร์ ช่วงคาบเวลา 0.2 วินาที ในปีคศ. ค.ศ. 1962 Cowley และคณะใช้ไฟฟ้ากระแสสลับมีความถี่ระหว่าง 60 -250 Hz พบว่าสามารถทำ cardioversion ได้โดยใช้ศักย์ไฟฟ้าระดับต่ำลง



ภาพที่ 4 วงจรเครื่องdefibrillator ที่ใช้ไฟฟ้ากระแสสลับ T 1 เป็นทรานฟอร์มเมอร์ที่ปรับค่าได้ที่เป็นตัวควบคุมศักย์ไฟฟ้าให้กับ Electrode T 2 เป็นทรานฟอร์มเมอร์ชนิด step-up T 3 เป็นชนิด step-down ที่มีผลกับตัวรีเลย์ที่ควบคุมการปล่อยเอาท์พุท เมื่อกดสวิทช์ที่เท้า วงจรเวลา (T) ทำให้ปิดวงจรรีเลย์ในช่วงสั้น ๆ

ปัญหาที่สำคัญของเครื่องแบบ AC คือจะมีการดึงกระแสไฟฟ้าจาก Power Line ทำให้กระแสไฟฟ้าตกลงซึ่งเป็นปัญหากับเครื่องใช้ไฟฟ้าชนิดอื่น ๆ ที่ใช้อยู่ในขณะนั้น เครื่อง defibrillator ชนิดนี้มีขนาดใหญ่และไม่สามารถตั้งการกระตุ้นให้สอดคล้อง(syn-chronization)กับหัวใจได้และมักจะทำให้เกิดการหดตัวแบบtetanic อย่างรุนแรง จึงเลิกใช้ไปแล้วในปัจจุบัน

2. เครื่องที่ให้กระแสไฟฟ้าออกมาจากตัวเก็บประจุ (descending ramp)

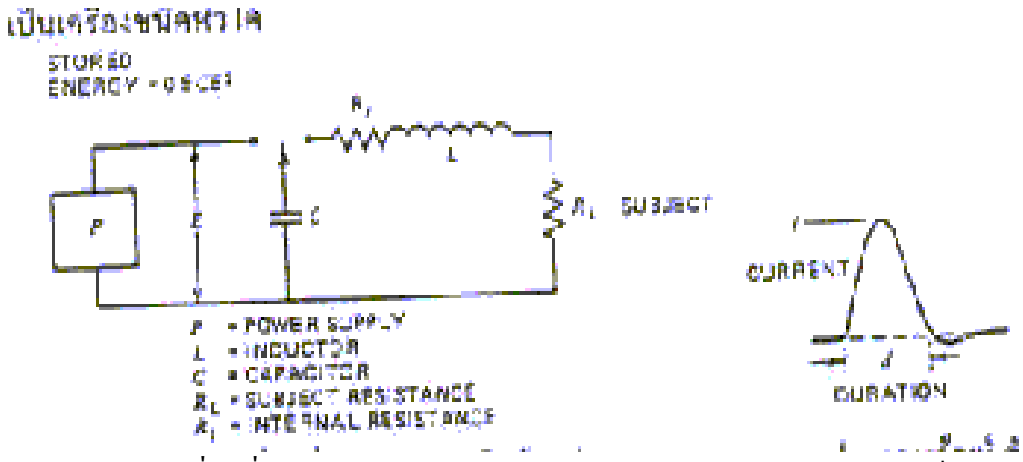
เครื่องในโครงสร้างนี้มีผู้ทำการศึกษาหลายราย เช่น Prevost และ Battelli (1899), Beck (1949), Kouwenhoven (1954)ต่อมาในปี ค.ศ. 1966 Schuder และคณะได้รายงานว่าวงจรที่ทำให้ค่า RC constant ยาวขึ้นจะได้รูปคลื่นเป็นแบบ descending ramp จะได้ผลดีขึ้น เครื่อง defibrillator ที่ใช้การคายประจุจากตัวเก็บประจุนี้ ได้มีการนำมาใช้ศึกษาในสัตว์ทดลองและคน แต่ไม่เป็นที่นิยมนักเพราะให้กระแสสูงสุดค่อนข้างต่ำ และ ในปีคศ. 1968Facker รายงานว่าอาจเกิด A-V block ร่วมด้วย ต่อมาจึงเลิกใช้ หันไปใช้ damped-sine wave defibrillator แทน

3. เครื่องที่ปล่อยกระแสไฟฟ้ารูปแบบ damped-sine

ในช่วงระหว่างปีคศ. 1947 -1966 Gurvich,Yunie ,Lown และ Edmark ทดสอบ defibrillator โดยใช้ตัวเก็บประจุและตัวเหนี่ยวนำที่ค่าต่างกันจึงได้ wave form และ duration แตกต่างกัน โดย Lown ใช้ underdamped และช่วงคาบเวลาเพียง 5 ms , Gurvich และ Edmark ใช้

overdamped และช่วงคาบเวลา 10ms ในปีค.ศ. 1953 Mackey พบว่าถ้าเพิ่มตัวเหนี่ยวนำ (inductor) 1 เฮนรี มาต่อนุกรมเข้ากับเครื่องที่ให้กระแสไฟฟ้าออกมาจากตัวเก็บประจุก็จะได้รูปคลื่นเป็นแบบ damped sine ซึ่งพบว่าจะใช้ threshold ต่ำกว่าในการทำ cardioversion

นอกจากนี้การใช้ตัวเก็บประจุร่วมกับการออกแบบดี ๆ จะได้เครื่องdefibrillator ที่มีขนาดเล็กลงน้ำหนักเบาขึ้นสามารถสร้างเป็นเครื่องชนิดหิ้วได้



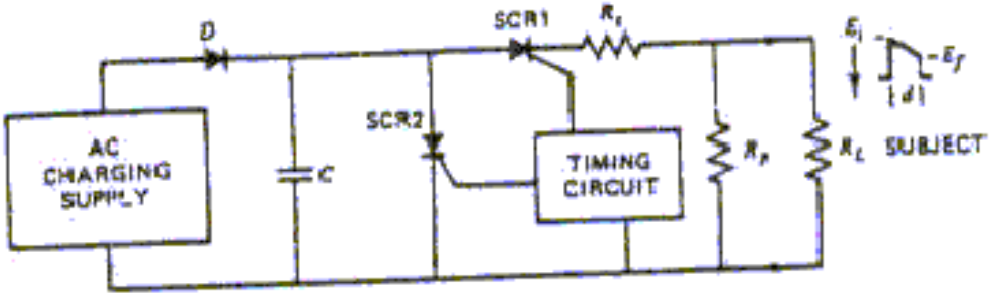
ภาพที่ 5 วงจรหลักของเครื่องที่ปล่อยกระแสไฟฟ้ารูปแบบ damped-sine ประกอบด้วย ตัวเก็บประจุ (C) ที่ถูกชาร์จด้วยกระแสตรง (P) ที่ศักย์ไฟฟ้า (E) เมื่อใช้ตัวเหนี่ยวนำ (R L) มาแทนตัวผู้ป่วย กระแสไฟฟ้าจะไหลผ่าน R L มีหน่วยเป็นjoulesหรือวัตต์-เสค โดยเก็บที่ตัวเก็บประจุก่อนสามารถคำนวณค่าศักย์ไฟฟ้าได้ 0.5 CE 2 C ตัวเก็บประจุหน่วยฟารัด E เป็นศักย์ไฟฟ้า แต่พลังงานที่เครื่องปล่อยออกมาจะต่ำกว่าที่เก็บไว้เพราะมีการสูญเสียที่ตัวเหนี่ยวนำส่วน R t เป็นความต้านทานภายในเครื่อง

เมื่อใช้รูปสัญญาณแบบ damped sinusoidal กระตุ้นโดยตรงที่หัวใจ, Tacker และ Kerber พบว่าหัวใจมนุษย์โดยทั่วไปหนักประมาณ 350 กรัม ต้องการประมาณ 10 แอมแปร์ และพลังงาน 5 joules ในการทำdefibrillation เหมือนกับในสัตว์ทดลอง เมื่อทำการกระตุ้นผ่านผนังทรวงอก (external defibrillation)

พบว่ากระแสเปลี่ยนไปตามปัจจัยต่าง ๆ ได้แก่ ขนาดรูปร่างของผู้ป่วย ขนาดของ Electrode, ตำแหน่งการวาง Electrode สภาพโรคของกล้ามเนื้อหัวใจ ในปีค.ศ. 1976 Gutgesell แนะนำว่าสำหรับเด็กขนาดน้ำหนักตัว 2.5-5 กิโลกรัม ควรจะใช้ dose 5 joules น้ำหนักตัว 1 กิโลกรัม ในทางตรงข้ามในผู้ป่วยที่มีน้ำหนักตัวมากถึง 100 กิโลกรัมหรือมากกว่าพบว่าการ defibrillation จะยิ่งยากด้วย จากการศึกษาทดลองของ พบว่าต้องใช้พลังงานประมาณ 2-4 joules น้ำหนักตัว 1 กิโลกรัม

4. เครื่องที่ปล่อยกระแสไฟฟ้ารูปแบบ trapezoid

ในระหว่างปีคศ. 1964,1966 Schuder ได้แสดงให้เห็นว่าเมื่อใช้กระแสรูป trapezoidal wave จะให้ประสิทธิภาพในการการ defibrillation ในสุนัขที่เกิด ventricular fibrillation ได้ดี โดยเครื่องที่ผลิตออกมาใช้ในทางคลินิก จะสามารถปรับความลาดเอียง และช่วงคาบเวลาได้



ภาพที่ 6 วงจรของเครื่องdefibrillatorที่ได้รูปคลื่นเป็น สี่เหลี่ยม และ trapezoidตัวเก็บประจุ C จะถูกชาร์จด้วยกระแสไฟฟ้าสลับผ่านไดโอด D เมื่อมีการคายประจุกระแสไหลผ่าน SCR 1 จะเปิดวงจรให้กระแสไหลผ่านไปยังผู้ป่วย ส่วนช่วงสิ้นสุดของคาบเวลาจะขึ้นอยู่กับวงจรตั้งเวลา (timing circuit) โดยไปเปิดการทำงานของ SCR 2ซึ่งจะตัดวงจรที่ผ่านตัวเก็บประจุออก โดยไปเปิดการทำงานของ SCR 2ซึ่งจะตัดวงจรที่ผ่านตัวเก็บประจุออก ขนาดของตัวเก็บประจุ (C) ความต้านทานในวงจรของElectrodeและผู้ป่วย (R L) และช่วงคาบเวลา (d) ของคลื่นกระแสที่ปล่อยออกมา ถ้าหากความลาดเอียงน้อย คือ ขณะที่มีการคายประจุระดับกระแสค่อย ๆ ลดลงอย่างช้า ๆ ความลาดเอียงก็น้อย เราจะได้รูปคลื่นที่เรียก คลื่นรูปสี่เหลี่ยม (square) หรือ low-tilt trapezoid แต่ถ้าหากความลาดเอียงมาก คือ ขณะที่สิ้นสุดการคาบประจุระดับกระแสลดลงมากกว่า 50 % เราจะได้รูปคลื่นที่เรียก high-tilt trapezoid สัดส่วนการลดของกระแสในช่วงที่คายประจุนี้เรียก ความลาดเอียง (tilt) ซึ่งหาค่าได้จาก I i - I f เมื่อ I i คือกระแสเริ่มต้นการคายประจุ I f คือ กระแสเมื่อสิ้นสุดการคายประจุ ความลาดเอียงของคลื่นที่ปล่อยออกมาจะขึ้นอยู่กับ ขนาดของตัวเก็บประจุ (c) ความต้านทานในวงจรElectrodeและผู้ป่วย (R L) และ ช่วงคาบเวลา (d) ของคลื่นกระแสที่ปล่อยออกมา ส่วนค่ากระแสเฉลี่ยของรูปคลื่นแบบนี้จะขึ้นอยู่กับ I i T log e (1/(1-T)

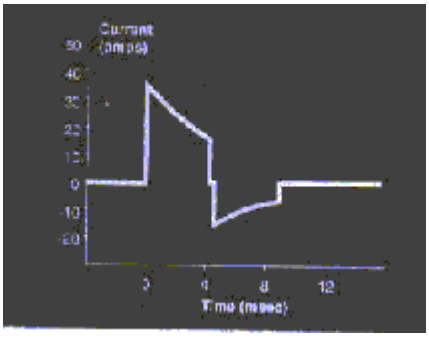
ผลการศึกษาการกระตุ้นที่หัวใจโดยตรงพบว่าคลื่นรูป trapezoid ะใช้พลังงานต่ำกว่า damped sine เมื่อใช้ low-tilt trapezoid แต่หากใช้ high-tilt trapezoid จะใช้พลังงานพอๆ กันกับรูปคลื่น damped sine เมื่อนำมาใช้เป็น external defibrillator โดย Anderson และ Suelzer ในปี ค.ศ.1956 พบว่าสามารถทำ defibrillationได้โดยเปอร์เซ็นต์ความสำเร็จขึ้นกับน้ำหนักตัว

ในปัจจุบันเมื่อมี defibrillator ที่สามารถสร้างรูปคลื่นที่คงที่ได้ โดยมีช่วงคาบเวลา 10 ms เป็นรูป trapezoid 80% ส่วนพลังงานเอาท์พุท ก็ปรับได้ตั้งแต่ 0-400 joules ซึ่งจะให้กระแส

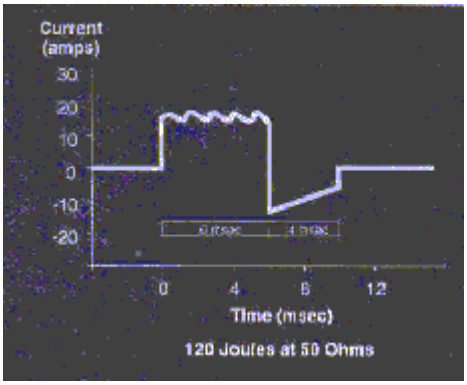
ประมาณ 50 แอมแปร์ ผ่านตัวต้านทาน 50 โอห์ม เครื่องชนิดนี้จากประสบการณ์ที่ใช้งานทางคลินิกจะได้ประสิทธิภาพเหมือนกับเครื่องที่ให้รูปคลื่น damped sine ที่ระดับพลังงาน 400 joules เท่ากัน (Tacker และคณะ ค.ศ. 1976) ซึ่งเมื่อใช้รูปคลื่นทั้งสองนี้มาทำdefibrillationในสัตว์ทดลอง ก็พบว่าใช้ threshold current เท่ากัน (Bourland และคณะ ค.ศ. 1978)

5. เครื่องที่เป็นรูปคลื่นแบบ biphasic และ triphasic

Gurvich และ Makarychev (ค.ศ.1967) ที่เขาใช้ biphasic damped sinusoidal ที่มีแอมปลิจูดของคลื่นลูกที่สองมีค่า ประมาณ 50% ของคลื่นแรก แล้วพบว่าสามารถนำมาใช้ทางคลินิกได้ดี Jones และ Jones (ค.ศ. 1981) ที่ทำการศึกษาในขณะทำdefibrillationในเซลล์กล้ามเนื้อของลูกไก่ เขาพบว่าเมื่อใช้รูปคลื่นแบบ biphasic มีความปลอดภัยกับกล้ามเนื้อสูงกว่า Schuder และคณะ (ค.ศ.1983) ทำการศึกษาโดยการกระตุ้นหัวใจโดยตรงพบว่าเมื่อใช้รูปคลื่นแบบ biphasic จะให้เปอร์เซ็นต์ความสำเร็จสูงกว่า และ หลังทำแล้วพบการเต้นผิดจังหวะที่ตามมาน้อยกว่า

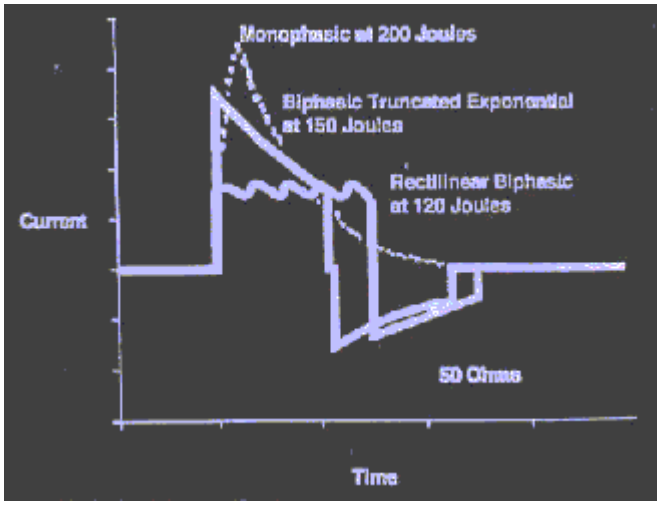


ภาพที่ 7 แสดงลักษณะสัญญาณ Biphasic Truncated Exponential



ภาพที่ 8 แสดงลักษณะสัญญาณ Rectilinear Biphasic

Tang และคณะ (ค.ศ.1989) พบว่าเมื่อใช้ biphasic ที่ phase ที่ 2 จะต้องมีช่วงคาบเวลาสั้นกว่าหรือเท่ากับ phase ที่หนึ่งมิฉะนั้นผในการกรตุ้นจะลดลง Kavanagh และคณะ (ค.ศ.1989) ได้ทำการศึกษาโดยใช้ biphasic truncate exponential โดยใช้ช่วงคาบทั้งสองphase เท่ากันคือ 6 ms พบว่าหาก amplitude ของ phase ที่สองสูงขึ้นจะได้ผลมากขึ้น เมื่อamplitude ของ phase ที่สองสูงเกินกว่าจุดที่เหมาะสมผลการกระตุ้นกลับจะลดลง การศึกษานี้ได้รับการยืนยันโดยศึกษาในห้องปฏิบัติการของ Kavanagh และคณะ ค.ศ. 1989 และในทางคลินิก โดยTroup และคณะ ในปี ค.ศ.1988



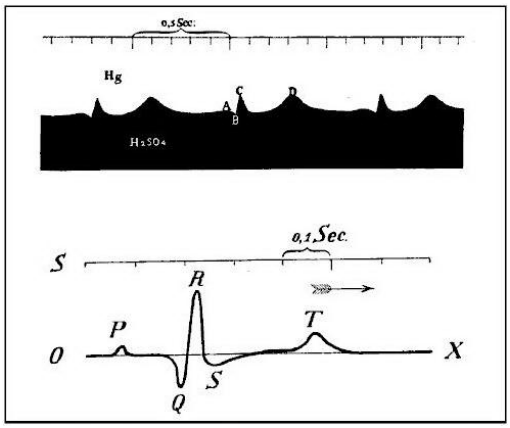
ภาพที่ 9 แสดงการเปรียบเทียบจากลักษณะของรูปแบบสัญญาณและการทำงานของรูปร่างสัญญาณต่าง ๆ กัน พบว่ากระแสสูงสุดที่ได้จากสัญญาณ Biphasic จะให้กระแสไฟฟ้าสูงสุด (High Peak current) ต่ำกว่ารูปแบบสัญญาณ Monophasic กล่าวคือ Rectilinear Biphasic จะให้กระแสสูงสุดน้อยกว่า 57 % เมื่อเทียบกับ Biphasic Truncated Exponential และจะให้กระแสสูงสุดน้อยกว่าถึง 65 % เมื่อเทียบกับ Monophasic ดังแสดงให้เห็นในภาพ

ต่อมา Jones และคณะ (ค.ศ.1989) ได้เสนอให้มีการใช้รูปแบบคลื่นเป็น triphasic เพื่อใช้ทำdefibrillation ซึ่งทั้ง 3 phase จะมีช่วงเวลาเท่ากันหมด แต่ต่างกันที่ amplitude โดยที่ phase ที่ 2 มีขนาด 40% ของ phase แรก และ phase ที่ 3 มีขนาด 10 % ของ phase แรกซึ่งจะได้ผลสัมฤทธิ์สูงสุดและเป็นอันตรายต่อกล้ามเนื้อน้อยที่สุดในการdefibrillation

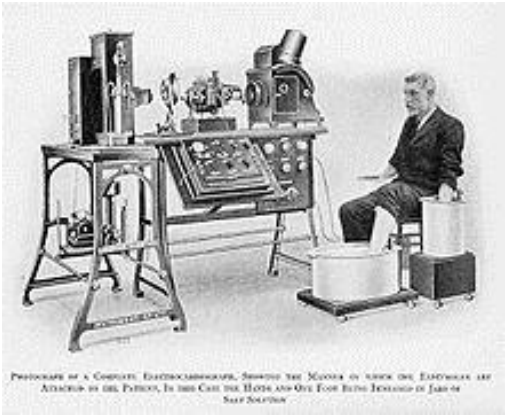
โดยสรุปการทำ defibrillation หากใช้พลังหรือกระแสมากเกินไปจะมีผลเสียต่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ อาจจะกดการทำงานหรือทำลายเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจบางส่วน ดังนั้นในการทำ defibrillation จะต้องปรับตั้งพลังงานหรือให้เหมาะสมไม่มากเกินไป หรือน้อยเกินไป ปัญหาในการวัดผลเสียต่อกล้ามเนื้อหัวใจได้แก่ 1) การทำ defibrillation เกิดในผู้ป่วยโรคหัวใจ จึงทำการ

ประเมินได้ค่อนข้างยากกว่า ความเสียหายต่อกล้ามเนื้อหัวใจเกิดจากทำ defibrillation หรือจากผลของโรคของหัวใจ 2) ยังไม่มีข้อสรุปว่าวิธีการใดเป็นวิธีการที่เหมาะสมที่สุดในการวัดความเสียหายจากการทำ defibrillation ต่อกล้ามเนื้อหัวใจ ตัวบ่งชี้ที่ใช้ได้แก่ a) มีเปลี่ยนแปลงของ ECG หลังการทำ defibrillation b) histologic evidence ของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ c) Cardiac Serum Enzyme อันเนื่องมาจากการทำลายของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจที่มีค่าสูงขึ้น หรือ d) Cardiac Scintigraphic Evidence แม้ว่าตัวบ่งชี้ทั้ง 4 นี้จะบอกถึงกล้ามเนื้อหัวใจถูกทำลาย แต่ก็ไม่อาจจะนำมาพยากรณ์การทำหน้าที่ของกล้ามเนื้อหัวใจหลัง defibrillation ได้ ในขณะนี้ผลการศึกษาจากตัวชี้วัดต่าง ๆ รวมทั้งการศึกษาในสัตว์ทดลองในด้านความปลอดภัยในการทำ defibrillation ด้วยรูปคลื่นแบบต่าง ๆ พบว่า biphasic truncate exponential ให้ผลในการรักษาที่ดีที่สุดโดยมีความเสียหายต่อกล้ามเนื้อหัวใจน้อยกว่ารูปคลื่นแบบอื่นๆ

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electro cardiograph) เริ่มมาจากการค้นพบของ Galvani ในค.ศ. 1787 ว่ามีไฟฟ้าในร่างกายของสัตว์ Koellier และ Muller ในค,ศ 1856 ค้นพบว่าเมื่อกล้ามเนื้อหัวใจหดตัวจะมีกระแสไฟฟ้าออกมา Engleman ในค.ศ. 1878 ได้วัดกระแสไฟฟ้าโดยตรงจากหัวใจ และ A.D. Waller ใน ค.ศ. 1887 ได้วัดกระแสไฟฟ้าจากหัวใจผ่านทางผิวหนัง โดยใช้ Capillary Electrometer G.J. Burch และ W. Einthoven ในระหว่าง ค.ศ 1893-1896 ได้ปรับปรุงวิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วย Capillary Electrometer และกำหนดชื่อองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ยังคงใช้มาจนปัจจุบัน (ภาพที่ 10) W. Einthoven ได้ปรับปรุง string galvanometer เพื่อให้มีการตอบสนองที่รวดเร็วแม่นยำขึ้นระหว่าง ค.ศ 1900-1903 และเริ่มมีการผลิตเพื่อจำหน่าย เป็นเครื่องแบบตั้งโต๊ะ(ภาพที่ 11) W. Einthoven, Fahr และ de Waart ได้กำหนดขั้วไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน และ W. Einthoven ได้รับรางวัลโนเบลในค.ศ. 1924

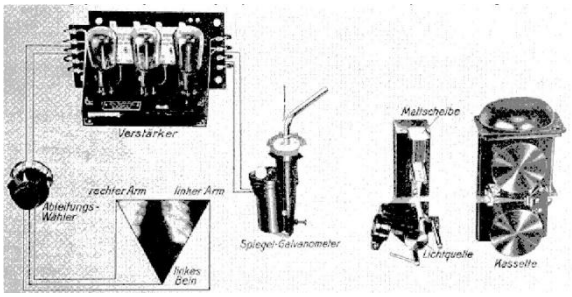


ภาพที่ 10 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดด้วย Capillary Electrometer และ W. Einthoven กำหนดชื่อองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ยังคงใช้มาจนปัจจุบัน

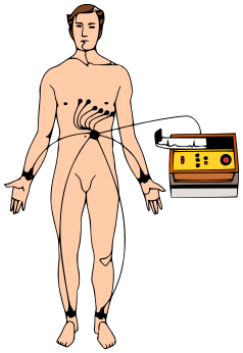


ภาพที่ 11 แสดงTable-model Einthoven Electrocardiograph สร้างโดย Cambridge Scientific Instrument of London, ค.ศ. 1911

เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจถูกปรับปรุงตามเทคโนโลยีการขยายสัญญาณ และเทคโนโลยีการบันทึกและแสดงผลมาตามลำดับ โดยมีการใช้หลอด, ทรานซิสเตอร์ และวงจรรวมในการขยายสัญญาณ และมีการบันทึกเป็นภาพด้วยแสง (Mirror Galvanometer, ภาพที่ 12 แล้วค่อยปรับปรุงเป็น Cathode Ray Tube และ การพิมพ์ด้วย Thermal, Ink Jet printer , Laser Printer ผ่านระบบคอมพิวเตอร์ในปัจจุบัน (ภาพที่ 13) เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเคลื่อนที่ได้ถูกสร้างใน ค.ศ. 1928 โดย F. Sanborn มีน้ำหนัก 50 ปอนด์ ใช้แบตเตอร์รี่รถยนต์ขนาด 6 โวลท์



ภาพที่ 12 แสดง Seimen 1934 ECG ที่ใช้ หลอดขยายสัญญาณและแสดงผลโดยบันทึกสัญญาณด้วยแสงผ่าน mirror galvanometer บนวัสดุไวแสง



ภาพที่ 13 แสดงการติดเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเคลื่อนที่ได้ และการบันทึกและแสดงผลผ่านคอมพิวเตอร์

3. ระเบียบวิธีดำเนินการวิจัย

การดำเนินการวิจัยแบ่งเป็นขั้นตอนหลักดังนี้

ขั้นตอน	เดือน																										
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25 - 27	**28 - 30**	**31 - 33**	**34 - 36**
1) Module Des.	-	-	-	>																								
2)จัดหาtester	-	-	-	>																								
3) สร้างต้นแบบ				-	-	-	>																					
4) Elec. Test							-	-	-	>																		
5) แก้ไขModule										-	>																	
6)Defib. Des.										-	-	-	-	-	>													
7) Casing Des.												-	-	-	>													
8) Elec. Test															-	-	>											
9) Ini. Animal																		-	-	-	-	-	>					
10) Des. Mod.																					-	-	>					
11) Fin. Product																						-	-	>				
12) Fin. Animal																									-	-	>	
13) Evaluation																											-	>
14) Conclusion																											-	>

3.1) Module Design

ทางโครงการได้ศึกษา แนวทางจากเครื่อง defibrillator ที่มีอยู่แล้ว โดยจะมุ่งออกแบบให้เป็น stand alone Monitor ที่สามารถแสดง

1) รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจาก defibrillator pad
2) Synchronous R Wave from EKG
3) Generate Biphasic Discharge/ Synchronize discharge

ทั้งนี้ จะใช้แนวการออกแบบตาม Corscience External Biphasic Defib.Module

3.2) จัดวัดหา Tester เพื่อใช้ในการวัดและทดสอบการทำงานทางไฟฟ้าของเครื่อง Defibrillator ได้แก่ Fluke Impulse 6000D/7000DP Defibrillator/External Pacer Analyzer and Tester

3.3) สร้าง Module ต้นแบบ เพื่อนำมาทดสอบทางไฟฟ้าเบื้องต้น

3.4) ทำการทดสอบ Module ตามข้อ 3 ด้วย

3.3.1) อุปกรณ์วัดความปลอดภัยทางไฟฟ้า (electrical safety)

3.3.2) ความความคงทนต่อสัญญาณรบกวน (electrical Interference)

3.3.3) ทดสอบการทำงานทางไฟฟ้า ของเครื่อง Defibrillator ว่าสามารถจ่ายสัญญาณ และ Sync การจ่ายสัญญาณได้ตามมาตรฐานทางการแพทย์หรือไม่

3.5) Module Modification ทำการแก้ไขแบบของ External Biphasic Defibrillator Module และทำการทดสอบตามข้อ 4 ซ้ำจนได้มาตรฐาน

3.6) Defibrillator Design

3.7)Defibrillator Casing Design

เมื่อได้ External Biphasic Defibrilltor Module แล้ว จึงนำมาออกแบบ User Interface/Case เพื่อให้สามารถนำ Module ดังกล่าวไปใช้ในการทดสอบในสัตว์ทดลองได้

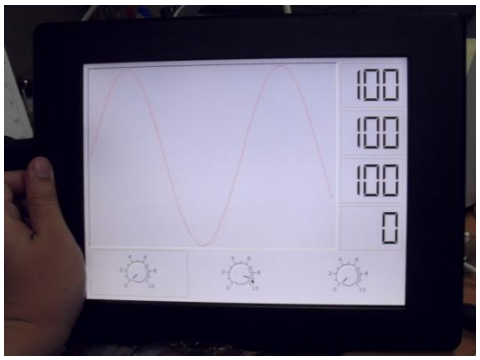
4. ผลการวิจัย และอภิปรายผล (Result)

4.1)การออกแบบและสร้างต้นแบบ(Module Design&Prototyping)

ทางโครงการได้ศึกษา แนวทางจากเครื่อง Defibrillator ที่มีอยู่แล้ว โดยจะมุ่งออกแบบให้เป็น Stand alone Module ที่สามารถรับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจาก Defibrillator pad (ECG จากสัญญาณ 2 ขั้ว), สามารถยิง cardiversion แบบ Synchronous R Wave from EKG โดยใช้ Biphasic Discharge โดยได้จัดประชุมเพื่อการออกแบบร่วมกันระหว่าง วิศวกร และศ.นพ. อภิชัย และ ศ.นพ. นิพนธ์ ที่จะเป็นผู้ใช้มาให้ความเห็น ได้ศึกษาเครื่องกระตุ้นหัวใจด้วยไฟฟ้าชนิดสองเฟส (Biphasic Portable External Defibrillator) ที่มีใช้งานอยู่ และเครื่องจากห้องปฏิบัติการของแพทย์ทั้งสองท่าน (ภาพที่ 14)

ภาพที่ 14 เครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพ รุ่น Corpus สามารถส่งสัญญาณ สูงไม่เกิน 100 m จากพื้นดิน ผ่านระบบ internet

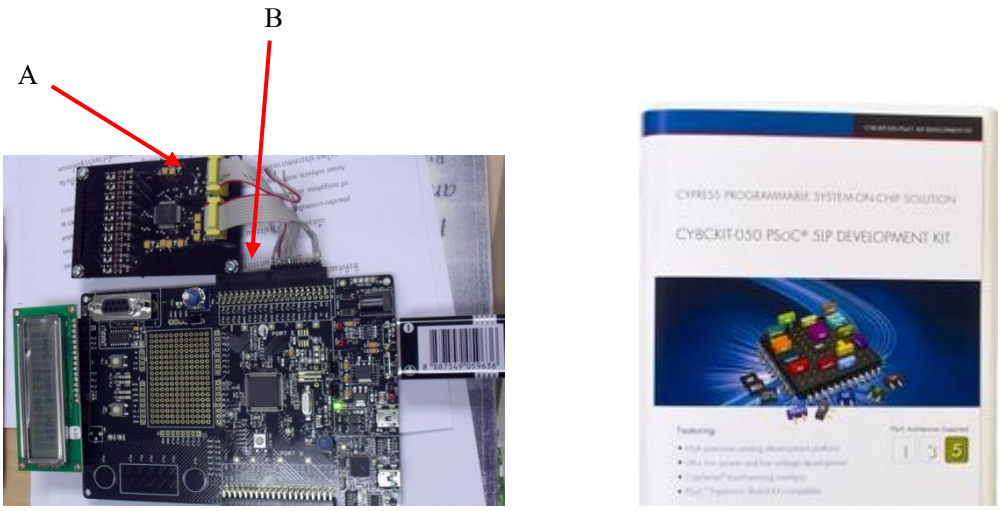
ด้าน Main Board/ User Interfaec ทางโครงการได้คัดเลือก mainboard เป็นระบบคอมพิวเตอร์ Linux โดยออกแบบให้เป็นเครื่องวัดสัญญาณชีพแบบเคลื่อนย้ายได้ (Portable vital sign monitor) ซึ่งมีขนาดเล็กใช้เมื่อขนย้ายผู้ป่วยทั้งภายในโรงพยาบาล และติดตั้งบนรถพยาบาล และ Helicopter ทางโครงการเลือกใช้ 10.6” Touch Screen Arm Cortex A8 จากบริษัท Embeded Arm ประเทศสหรัฐอเมริกา ส่วน User Interface ทางโครงการได้เขียนโปรแกรม Touch Screen Portable Vial Sign Monitor โดยใช้ ภาษา C++ บน Qt 4.0ซึ่งสามารถใช้งานได้ทั้ง CPU ARM และ Intel จาก Code เดียวกัน เพื่อลดความผิดพลาด (ภาพที่ 15) ทางโครงการได้ออกแบบให้สามารถเปลี่ยนแปลงการแสดงผลจาก ECG Monitor/shock Deliver Mode โดยเปลี่ยนจำนวนเส้นกราฟ,ขนาด และจำนวนของสัญญาณที่แสดงได้ และDefibrillation Configuration Mode เพื่อ Set Voltage, duration of Phase 1 and Phase 2 of the Biphasic wavefrom



ภาพที่ 15 Prototype Touch Screen Vital sign Monitor. เครื่องใช้ CPU Arm Cortex A8 สามารถเปลี่ยนแปลงจำนวนเส้นกราฟ, ขนาดและจำนวนของสัญญาณที่แสดงได้

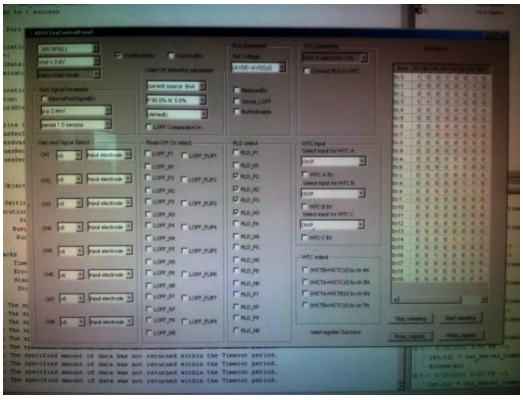
ECG/Defibrillator Module เนื่องจากบริษัท Corscience ปฏิเสธที่จะขาย BDM 65 External Biphasic Defib. Module ทางโครงการจึงออกแบบ module ขึ้นใหม่ดังนี้

ในขั้นแรกได้ทดสอบการต่อเชื่อมจากวงจรรวม ADS 1298 EKG front ends จากบริษัท Texas instrument ประเทศสหรัฐอเมริกา และเลือกใช้หน่วยประมวลผล CY8CKIT-PSOC5 จากบริษัท Cypress ประเทศสหรัฐอเมริกา (ภาพที่ 16) ร่วมกับ MATLAB Program เพื่อลองรับสัญญาณลงบนเครื่อง Computer เพื่อตรวจความถูกต้องของ Algorithm ในการสื่อสาร โดยทดลองป้อนค่ากำหนดต่างๆลงสู่วงจรรวม ADS 1298 (ภาพที่ 17)

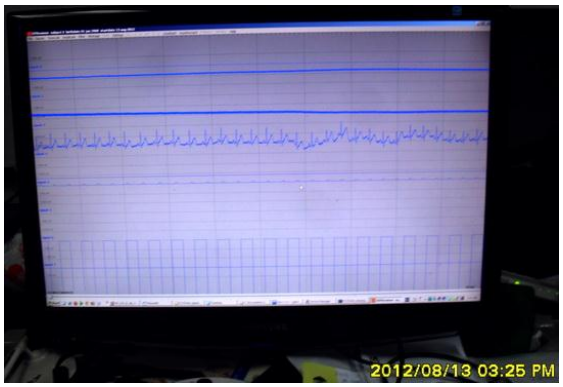


ภาพที่ 16 วงจรรวม ADS1298 ECG Front End B) หน่วยประมวลผล CY8CKIT-PSOC5

สัญญาณที่ใช้ทดสอบ ทางโครงการใช้ Fluke 7000 DP ECG Simulator ป้อนเข้าสู่ ADS 1298 พร้อมกับให้ PSOC5 CPU สร้างสัญญาณรูปสี่เหลี่ยม 1 ครั้งต่อวินาที แล้วส่งออกพร้อมกันผ่าน USB Port เพื่อนำไปแสดงผลและแก้ไขจนสามารถรับสัญญาณทั้งสองได้อย่างถูกต้อง (ภาพที่ 17,18) และได้ปรับแก้ algorithm ในการวัดอัตราการเต้นของหัวใจจนถูกต้องตรงตามค่าที่ได้จาก Fluke ECG Simulator

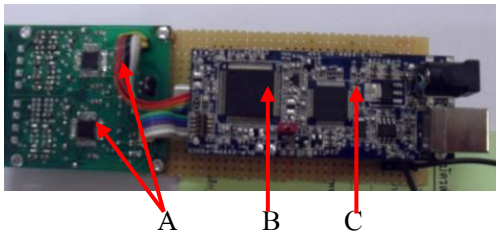


ภาพที่ 17 MATLAB Program เพื่อตรวจความถูกต้องของ Aligorithm ในการสื่อสารระหว่าง ADS 1298 กับ CY8CKIT-PSOC5



ภาพที่ 18 ช่องบนแสดงสัญญาณจาก ECG Simulator 0kd ADS 1298 ช่องล่างแสดงสัญญาณ Square wave 1/second

เมื่อทดสอบ MATLAB program จนสามารถควบคุมวงจรรวม ADS1298 แล้ว ได้นำ Algorithm มาเขียนเป็นภาษา C และเลือกวงจรรวม ADS 1292 ECG/Chest impedance front ends จากบริษัท Texas Instrument ประเทศสหรัฐอเมริกา และเลือกใช้หน่วยประมวลผล ARM PSOC5 with FTDI USB controller จากบริษัท Cypress ประเทศสหรัฐอเมริกา โดยวิศวกรของโครงการเขียน firmware เพื่อรับสัญญาณจาก ADS 1292 แบบ 24 bits, 250 sample / second จำนวน 3 ช่องสัญญาณ แล้วนำสัญญาณที่ได้มาผ่าน filter เพื่อแสดงผลเป็น ECG tracing, Chest impedance tracing และวัดอัตราการเต้นของหัวใจ และอัตราการหายใจส่งออกทาง USB port (ภาพที่ 19) โดยเลือกใช้สายต่อ ECG จำนวน 5 เส้นคือ left arm, right arm, left leg, right leg และ chest lead โดยสามารถเลือกแสดง Leda I,II,III และ Chest lead

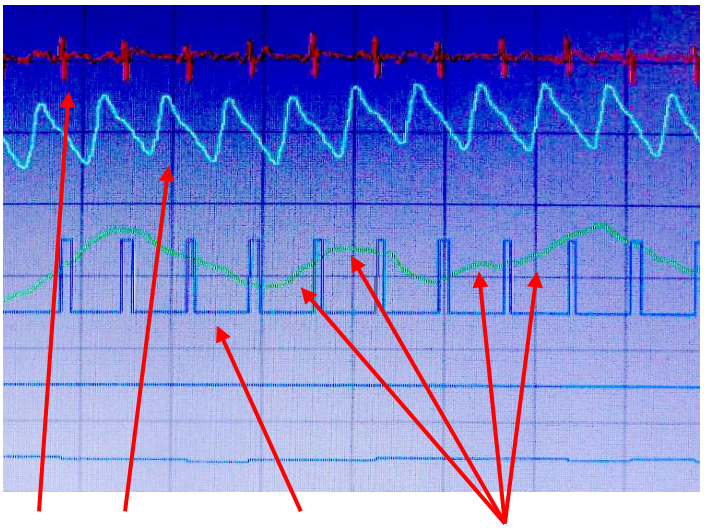


ภาพที่ 19 A) ADS 1292 EKG/Chest Impedance front ends และ B) หน่วยประมวลผล ARM PSOC5 เพื่อรับสัญญาณ detect EKG, Chest Impedance, Heart Rate และ Respiratroy Rate ส่งออกทาง C) USB Port

โครงการได้จัดหา Fluke 7000DP Defibrillator/External Pacer Analyzer and Tester โดยมีความล่าช้าเนื่องจกระบบการเบิกจ่ายเงินโดยได้รับเครื่องเมื่อ 16 พฤษภาคม 2555 แล้วได้ทำการทดสอบดังนี้

1)โครงการได้ทดสอบโปรแกรม Touch Screen External Defibrillatore ซึ่งเชื่อมกับ ECG/Defibrillator Module ที่เชื่อมต่อผ่าน USB Port เพื่อ นำ ECG wave,HR ที่ได้มาแสดงผลบนจอ โดยใช้ Fluke Impulse 7000DP ECG/Defibrillator Tester กำเนิดสัญญาณ พบว่า สามารถรับและแสดงผลการวัดได้ถูกต้องโดยสามารถ Detect Heart Rate จาก 10-254 BPM จาก 0.05-5 mV (ภาพที่ 20,21)โดย software จะ detect heartbeat ได้ที่ขอบขาขึ้นของ R Wave จนถึงภายใน 2 milliseconds หลังยอด ของ R waves

ภาพที่ 20 แสดงการทดสอบการเชื่อมต่อ ECG/Defibrillator module กับเครื่อง Fluke ECG Simulator ภาพล่างแสดงการปรับ Amplitude/Heart Rate ในการทดสอบความถูกต้องของ module



ECG Plethmogram Detected R wave Chest Impedance

ภาพที่ 21 เส้นสีฟ้าแสดง plethmogram ที่ได้จาก SpO2 module ผ่าน USB สีแดงแสดง ECG สีน้ำเงินแสดง Detected R wave และสีเขียวแสดง Chest Impedance

คุณสมบัติที่สำคัญที่สุดสองประการของ ECG/Defibrillator module คือ ความสามารถในการ detect R wave และความสามารถในการควบคุมระบบไฟฟ้ากำลังสูง

จากการทดสอบ ECG/defibrillator module พบว่าสามารถ detect ได้ทั้ง narrow QRS complexes และ wide QRS comples เช่นเมื่อเกิด PVC โดย ณ เวลาขอบขึ้นของ Square wave คือเวลาที่จะยิง Synchronous version โดยจะส่งออกทาง External Sync/Defibrillator Control Pin เมื่อเกิดสัญญาณรบกวน หรือสายหลุด ECG/Defibrillator module จะหยุดการยิง Synchronous cardio version โดยรอจนกว่าจะได้ stable ECG (Reacquire- R wave)

จากการทดสอบนี้ยังพบว่า algorithm สามารถวัดความกว้างของ QRS complexes ซึ่งสามารถนำมาใช้ในการ Classify ชนิดของความผิดปกติของการเต้นของหัวใจได้

2)ได้นำเครื่อง Phillp Heart Start มาทำการทดสอบ Synchronization Test พบว่าสามารถ synctime ได้ระหว่าง /ตข-ภ milliseconds และเมื่อทำการวัด Energy Test โดยทำการกระตุ้นแบบ Biphasic ที่ 10,50,100 Joule จำนวน 3 ครั้ง พบว่ามีความถูกต้องที่ (+-)0.33,(+-)1.27,(+-)3.17 Joule ตามลำดับ

4.2)Defibrillator High Volt Design

ทางโครงการได้ออกแบบและทดสอบแหล่งจ่ายไฟสูง โดย ผศ.นพ.เจิดกุล และศ.นพ.ดร.นิพนธ์ ได้ออกแบบ Medical grade high volt capacitor/relay charging/Discharge Circuit โดยเริ่มจากอุปกรณ์กำเนิดไฟสูง 2000 volt, 250 Joule โดยใช้ Flybacktransformer ในการสร้างไฟสูง

โปรแกรม Touch Screen Portable Vial Sign Monitor จะเชื่อมต่อกับ Modules ต่างๆผ่านทาง Serial & USB Port เพื่อนำ ECG wave, HR,SpO_2,PR,Systolic/Disatolic BP และ Plethmogram wave ที่ได้มาแสดงบนจอ โดยจะสามารถตั้งค่า upper/lower limit ของการแจ้งเตือนค่า Vital Sign หลักได้ 3 อย่าง คือ Heart Rate, SpO_2 และ respiratory rate ได้อย่างอิสระ มีปุ่มกดให้สัญญาณเตือนแบบชั่วคราวม ปุ่มกดวัดความดันโลหิต และปุ่มกดเพื่อตั้งค่าการทำงานของเครื่อง

4.3)ทำการทดสอบ Modules ตามข้อ 3 ด้วย อุปกรณ์วัดความปลอดภัยทางไฟฟ้า (Fluke ESA)โดยทดสอบเมื่อใช้ medical grade power supply AULTMW 128R ซึ่งได้รับมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้า IEC 601 โดยมีวงจรปรับแต่งระดับความดันไฟฟ้า และ DC-DC Converterd ก่อนจ่ายไฟให้กับ module ต่างๆ และ ARM Cortex A8 พบว่า Leakage Current เป็นไปตามมาตรฐาน

หลังจากนั้นจึงทดสอบความคงทนต่อสัญญาณรบกวน โดยป้อน line interference เข้าทาง ECG Simulartor และป้อน Motion Interfernce เข้าทาง In/SpO_2 Module สามารถทนต่อสัญญาณรบกวนได้โดยยัง detect HR/SpO_2/PR

4.4)Monitor Casing Design

ทางโครงการได้ศึกษาเครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพหลายแบบ และได้เลือกรูปแบบของเครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพ Corpus โดยจะมีหูหิ้วและระบบจ่ายไฟฟ้าในตัว ทางโครงการได้ออกแบบและสั่งตัวถัง จากบริษัท TRC smart box ประเทศไทย (ภาพที่ 22) โดยเลือกแบบที่ผู้ใช้คุ้นเคย มี connector panel ทางด้านซ้าย Power Supply/Communication Port ทางด้านหลัง มีความกว้าง 32 ซม.ส่วนสูง 27 ซม. ลึก 20 ซม.

ภาพที่ 22 ภาพแสดงตัวถังอุปกรณ์เคลื่อนที่ จากโดยจะมีหูหิ้วและระบบจ่ายไฟฟ้าในตัว

4.5) ทำการทดสอบ Portable Vital Sign Monitor

เมื่อได้บรรจุอุปกรณ์ลงในตัวถัง แล้วผ่านการทดสอบความปลอดภัยทางไฟฟ้าแล้วจึงได้นำเครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพที่ได้ มาติดตั้งแบตเตอร์รี่แบบตะกั่วกรดแบบปิดผนึก (sealed lead acid battery)ขนาด 4400 milliampere-hour แล้วทำการทดสอบกับ ECG และ SpO2 simulator อีกครั้ง ผลปรากฏว่าสามารถทำงานได้ถูกต้องทั้งเมื่อจ่ายไฟฟ้าจากแบตเตอร์รี่ และแหล่งจ่ายไฟทางการแพทย์

ทำการทดสอบ Battery Rundown โดยอัดแบคเตอร์รี่จนเต็ม แล้วเปิดให้เครื่องทำงานโดยวัดความดันโลหิตทุก 15 นาที พร้อมกับวัดและแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ ที่อัตราการเต้น 60 ครั้งต่อนาที และมีความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่ร้อยละ98 โดยไม่มีการดับหน้าจอ พบว่าสามารถทำวานได้ 6 ชั่วโมง 12 นาที แล้วจอแสดงผลจึงดับ โดยค่าที่วัดได้ยังถูกต้องตลอดช่วงการวัด

ได้เชิญแพทย์และพยาบาลผู้ใช้งานจริงมาทดลองใช้ พบว่าปุ่มปรับสัญญาณต่าง ๆ บางปุ่มมีขนาดเล็ก และค่ากำหนดที่จะส่งสัญญาณเตือน(default alarm limits) ของอัตราการหายใจยังไม่เหมาะสม ทางโครงการได้ทำการแก้ไขส่วนเชื่อมต่อกับผู้ใช้(User interface) และค่ากำหนดต่าง ๆ จนผู้ใช้พึงพอใจ

ขณะนี้ทางโครงการกำลังดำเนินการขออนุมัติทำการทดลองจากคณะกรรมการจริยธรรมในคน โดยได้รับคำแนะนำว่า เครื่องมือของโครงการได้ผ่านมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้า และสามารถทำการทดสอบกับอาสาสมัครได้โดยไม่ต้องใช้สัตว์ทดลอง โดยมีแผนการที่จะจัดสร้างเครื่องเพิ่มอีก 4 เครื่อง เพื่อทำการทดลองในหอผู้ป่วยเป็นเวลา 1 ปี

5. สรุป

โครงการนี้ได้ดำเนินการออกแบบ สร้างและทดสอบเครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพแบบเคลื่อนย้ายได้ โดยอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นชุดแรก ประกอบด้วยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความต้านทางของทรวงอก เครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงและ เครื่องวัดความดันโลหิต สามารถวัดสัญญาณชีพได้แก่ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ อัตราการเต้นของหัวใจ คลื่นแสดงการหายใจ (Chest impedance tracing) อัตราการหายใจ Plethmogram ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด และอัตราการเต้นของชีพจรและได้ทดสอบกับอุปกรณ์ตรวจวัดมาตรฐาน ได้แก่ Fluke Index II pluse oximeter tester และ Fluke Impulse 7000 DP ECG/Defibrillator tester โดยสามารถวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงจาก 50-100 % (+-)2%, วัดชีพจรจาก 30 – 254 ครั้งต่อนาที (+-) 2 ครั้งต่อนาที, วัดอัตราการเต้นของหัวใจจาก 10 – 254 ครั้งต่อนาที (+-) 1 ครั้งต่อนาที

ระบบใช้ไฟฟ้า 12 volt จากแบตเตอร์รี่แบบตะกั่วกรดแบบปิดผนึก (sealed lead acid battery) ขนาด 4400 milliampere-hourเป็นระบบสำรองไฟในตัว สามารถทำงานได้ประมาณ 6 ชั่วโมง และสามารถรับไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายไฟฟ้าภายนอกขนาด 12-36 volt จึงใช้ไฟฟ้าจากรถและเฮลิคอปเตอร์ได้

เครื่องที่ได้มีรูปแบบและขนาดที่เหมาะสม โดยได้จากเครื่องที่มีการใช้งานอยู่จริงและได้รับคำแนะนำจากแพทย์โรคหัวใจ วิสัญญีแพทย์ และแพทย์เวชศาสตร์ฉุกเฉิน โดยเลือกใช้จอภาพแบบสัมผัสที่ใช้ในโรงงานอุตสาหกรรม ซึ่งคาดว่าน่าจะทนทานต่อการใช้งานในหอผู้ป่วยได้ ซึ่งการดำเนินงานในปีที่สองจะได้จัดทำแบบสอบถามเพื่อให้ผู้ใช้ได้ให้ความเห็นและวัดความทนทานของส่วนประกอบต่าง ๆ ได้

6. ปัญหาและอุปสรรค

การดำเนินโครงการในปีที่ 1 ได้ดำเนินการมาจนแล้วเสร็จตามโครงการ โดยพบอุปสรรคและ

6.1) การเกิดน้ำท่วมใหญ่ในประเทศไทยหลังจากเซ็นสัญญาเมื่อวันที่ 8 สิงหาคม 2554 โดยเริ่มกลับมาดำเนินการต่างๆได้จริงเมื่อเดือน พฤศจิกายน รวมเป็นเวลา 3เดือน เรื่องนี้เป็นเหตุสุดวิสัย จึงได้แก้ไขโดยขอขยายระยะเวลาดำเนินการเป็นเวลา 3 เดือน

6.2) ปัญหาความล่าช้าของระบบงบประมาณ ในการจัดซื้ออุปกรณ์ที่ critical ในการดำเนินการคือ ECG Rhythm Simulator Fluke Impulse 7000DP มาราคาสูง 256,800 และใช้ระยะเวลานานในการจัดซื้อเนื่องจากความล่าช้าของระบบงบประมาณ โดยได้รับมองเครื่องมาใช้งานจริงเมื่อวันที่ 16 พฤษภาคม 2555 จึงทำให้การดำเนินดารต้องล่าช้าจนมาถึงเดือนมิถุนายน ทางโครงการจึงได้แก้ไขโดยเร่งการทำงานด้านการออกแบบและทดสอบ โดยมาสิ้นสุดที่เดือนธันวาคม 2555

6.3) Oximeter modules, Noninvasive blood pressure modules เป็นอุปกรณ์ที่ทางกองอาหารและยาจัดเป็นอุปกรณ์แพทย์ และต้องขออนุญาตยกเว้นเพื่อการนำเข้า ซึ่งใช้เวลาประมาณ 3 เดือน ทางโครงการได้รับอุปกรณ์เพื่อทำการทดสอบจริงในเดือน มกราคม 2555

6.4) อุปกรณ์สำหรับ ECG/Chest impedance (ADS 1298) เป็นวงจรรวมที่เพิ่งออกใหม่ยังคงมีการแก้ไขจากผู้ผลิต และมีความสลับซับซ้อนสูง ตาม specification จะมีความสามารถในการวัด Chest Impedance ด้วย แต่ model ที่มีความสามารถดังกล่าว เป็นตัวถัง Ball grid array ที่ทางโครงการไม่สามารถนำมาบัดกรีในประเทศไทยได้ เนื่องจากต้องใช้เครื่องมือบัดกรีแบบ Flow/Reflow ซึ่งไม่สามารถทำได้ในประเทศไทย ทางโครงการจึงได้แก้ไขโดยการออกแบบวงจรใหม่ด้วยวงจรรวม ADS 1292 ซึ่งออกจำหน่ายภายหลัง และต้องใช้ 2 ตัว เพื่อให้ได้จำนวน ECG Channel ตามที่โครงการต้องการส่งผลให้โครงการล่าช้า

6.5) Corscience ผู้ผลิต ECG/defibrillator Module BDM 65 ปฏิเสธที่จะขาย module ดังกล่าวให้กับโครงการ ทางโครงการจึงได้แก้ไขโดยการออกแบบและทดสอบ ECG module ของโครงการขึ้นเอง

บรรณานุกรม(Biliography)

1. Barry M. Leiner, Vinton G. Cerf, David D. Clark, Robert E. Kahn, Leonard Kleinrock, Daniel C. Lynch, Jon Postel, Larry G. Roberts, Stephen Wolff (2003). A Brief History of Internet. [http://www.isoc.org/internet/history/brief.shtml]
2. Computer History Museum and Web History Center Celebrate 30th Anniversary of Internet Milestone [http://www.computerhistory.org/about/press_relations/releases/20071101/]
3. Ogg, Erica (2007-11-08). "'Internet van' helped drive evolution of the Web". CNET.[http://news.cnet.com/Internet-van-helped-drive-evolution-of-the-Web/2100-1033_3-6217511.html]
4. J G Webster, Design of Pulse oximeter, Taylor & Francis Group LLC, 1997
5. M. Konishi et al , US Patent 3998550,Photo electric oximeter, 1976
6. S A Wilber, US Patent 4407290 , Blood constituent measuring device and method, 1983
7. A C Taylor, US Patent 4759369, Pulse oximeter, 1988
8. P W Cheung et al, US Patent 4819646 , feedback controlled method and apparatus for processing signals used in oximetry, 1989
9. C. Zywietz , A Brief History of electrocardiography – Progress Through Technology [http://www.openecg.net/Tutorials/A_Brief_History_of_Electrocardiography.pdf]
10. http://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography
11. http://en.wikipedia.org/wiki/Blood_pressure#Oscillometric
12. N. Townsend, Medical Electronic, Oscillometric Blood Pressure Measurement Oxford University Press, 2001
13. http://en.wikipedia.org/wiki/Medical_monitor

โครงการย่อยที่ 2

เครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพชนิดเคลื่อนย้ายได้

Portable Vital Sign Monitor

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัย ประจำปี จำนวนเงิน 2554 จำนวนเงิน 511,760 บาท
ระยะเวลาทำการวิจัย 1 ปี ตั้งแต่ 8 สิงหาคม 2554 ถึง 8 พฤศจิกายน 2555

หน่วยงาน และผู้ดำเนินการวิจัย

ผศ.เจิดกุล โสภาวนิตย์)Cherdkul Sopawanit)
ตำแหน่ง อาจารย์ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ตำแหน่งทางวิชาการ ผู้ช่วยศาสตราจารย์
หน่วยงานต้นสังกัด ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
เขตปทุมวัน กทม 10330
โทรศัพท์ 6568-926-089 โทรศัพท์เคลื่อนที่ 4454-271-02
ที่อยู่ สามเสนใน พญาไท 6 ถนนพระราม 13 ซอยอาคารพิบูลย์วัฒนา 1/17510400
โทรศัพท์ โทรศัพท์เคลื่อนที่ 4806-615-02089-200-3980
E-mail address : cherdkul@chula.ac.th

บทคัดย่อ

แผนการวิจัยเครื่องวัดสัญญาณชีพแบบเคลื่อนย้ายได้ ได้ดำเนินการออกแบบ สร้างและทดสอบเครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพแบบเคลื่อนย้ายได้ โดยอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นชุดแรก สามารถวัดสัญญาณชีพประกอบด้วย Pulse oximeter และ Blood pressure เพื่อวัดชีพจร ความดันโลหิต อัตราการเต้นของหัวใจ Respiratory Rate พร้อมกับ ECG.Plethmogram และ chest impedance tracing และได้ทดสอบความถูกต้องกับอุปกรณ์ตรวจวัดมาตรฐาน ได้แก่ Fluke Index II Pulse oximeter tester และ Fluke Impulse 7000 DP ECG/Defibrillator tester โดยสามารถวัด SpO_2 จาก 50 – 100%)+-(2 %, PR 30-254 BPM)+- 2 (BPM, HR 10-254 BPM)+- 1 (BPM

ระบบใช้ไฟ 12 volt จาก Lead Acid Battery เป็นระบบสำรองไฟในตัว และสามารถรับไฟฟ้าจาก -12 Volt 36จึงใช้ไฟฟ้าจากรถและเฮลิคอปเตอร์ได้ แบตเตอรี่ภายในของระบบมีความจุ 4400milliamp hour เนื่องจากข้อจำกัดทางขนาดและน้ำหนัก โดยสามารถทำงานได้ประมาณ 6 ชั่วโมง

เครื่องที่ได้มีรูปแบบ และขนาดที่เหมาะสมโดยได้จากการศึกษาเครื่องที่มีการใช้งานอยู่และได้รับคำแนะนำจากแพทย์โรคหัวใจ วิสัญญีแพทย์ และแพทย์เวชศาสตร์ฉุกเฉิน โดยเลือกใช้จอภาพแบบสัมผัสที่ใช้ในโรงงานอุตสาหกรรม ซึ่งคาดว่าน่าจะทรทานต่อการใช้งานในหอผู้ป่วยได้ ซึ่งการดำเนินงานในปีที่สองจะได้จัดทำแบบสอบถามเพื่อให้ผู้ใช้ให้ความเห็น และวัดความทนทานของส่วนต่างๆของอุปกรณ์

Abstract

Portable vital sign monitor project has successfully designed, build and test a portable vital sign monitor during the first year of the project.

The ECG/Chest impedance module is designed based on ADS 1292 ECG frontend and PSCO5 central processing unit. The module can capture the ECG and chest impedance signals, detects heart rate, respiratory rate and communicate with the ARM Cortex A8 main board with touch screen software and can display ECG tracing. We have tested the accuracy of the device agaist standard ECG calibrator, Fluke Impulse 7000 DP ECG/Defibrillator tester. The module accurately report HR 10-254 BPM (+-) 1 BPM at the ECG amplitude of 0.05 – 5 mv. We use Goldwei SpO2 and Envitec NIBP 2012 modules to detects SpO2, PR and measures non-invasive blood pressure accordingly. These modules send the data via serial ports and can display the plathymogram, pulse rate, chest impedance and respiratory rate on our display software on ARM Cortex A8 CPU mainboard. When tested against the Fluke index II Pulse oximeter tester, the system can accurately detect SpO2 from 50-100 % (+-) 2%, PR 30-254 BPM (+0) 2 BPM and comparable blood pressure when compare to the standard clinical mercurial sphygmomanometer.

The power supply is based on 12 volts lead acid battery as internal back up. The monitor can use external supply from 12 to 36 volt DC which enable it to use power supply from the ambulance or helicopter. Our battery capacity is 4400 milliampere-hour, limited by weight and size consideration. This is enough for approximately six hours of continuous uses.

The case was designed with ABS plastic. It was designed to have the shape and size similar to the standard vital sign monitor, with the inputs from our cardiologist, anesthesiologist military personnel and an emergency physician. Our user interface is based on industrial grade touch screen which sold be able to withstand the rigor of day to day clinical uses. We plan to use questionares to obtain user feedbacks when the device is tested in the laboratory.

สารบัญ

เรื่อง	**หน้า**
บทนำ	1
งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	1
ระเบียบวิธีการดำเนินการวิจัย	7
ผลการวิจัย	9
การอภิปราย	18
ปัญหา และอุปสรรค	19
บรรณานุกรม	20

สารบัญภาพ

หน้า

ภาพที่ 1 กราฟแสดงการดูดซับแสง 2

ภาพที่ 2 แสดงหลักการของ pulse oximeter 2

ภาพที่ 3 A) ภาพแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3

ภาพที่ 3 B) ภาพแสดงTable-model Einthoven Electrocardiograph 4

ภาพที่ 4 A) ภาพแสดง Seimen 1934 ECG 4

ภาพที่ 4 B) แสดงการติดเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเคลื่อนที่ได้ 5

ภาพที่ 5 A) ภาพแสดงการวัดความดันโลหิตด้วย วิธี oscillometric 6

ภาพที่ 5 B) ภาพแสดงหน่วยวัดความดันโลหิต (Non-Invasive Blood Pressure module) 6

ภาพที่ 6 เครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพ รุ่น Corpus 9

ภาพที่ 7 Prototype Touch Screen Vital sign Monitor. เครื่องใช้ CPU Arm Cortex A8 9

ภาพที่ 8 A) วงจรรวม ADS1298 ECG Front End B) หน่วยประมวลผล CY8CKIT-PSOC5 10

ภาพที่ 9 A) MATLAB Program เพื่อตรวจความถูกต้องของ Aligorithm 11

ภาพที่ 9 B) ช่องบนแสดงสัญญาณจาก ECG Simulator 0kd ADS 1298 11

ภาพที่ 10 A) ADS 1292 EKG/Chest Impedance front ends และ 12

B) หน่วยประมวลผล ARM PSOC5 เพื่อรับสัญญาณ detect EKG, Chest Impedance,

Heart Rate และ Respiratroy Rate ส่งออกทาง C) USB Port

ภาพที่ 11 A) แสดงการทดสอบการเชื่อมต่อGoldwei SpO2 module เข้ากับ 12

ECG module ของโครงการ

ภาพที่ 11 B) เส้นสีฟ้าแสดง plethmogram ที่ได้จาก SpO2 module ผ่าน USB 13

สีแดงแสดง ECG สีน้ำเงินแสดง Detected R wave และสีเขียวแสดง Chest Impedance

ภาพที่ 12 NIBP Module 2010 จากบริษัท Envitec ประเทศเยอรมัน 13

ภาพที่ 13 แสดง EKG/Chest impedance electrodes ที่ใช้ในการทดสอบกับคน 15

ภาพที่ 14 A) ภาพบน Fluke-Bio-Tek 505 Pro Electrical Safety Analyser 16

ภาพที่ 14 B) แสดงโครงสร้างภายในของเครื่องวัดสัญญาณชีพ 16

ภาพที่ 15 ภาพแสดงตัวถังอุปกรณ์เคลื่อนที่ จากโดยจะมีหูหิ้วและระบบจ่ายไฟฟ้าในตัว 17

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อที่ใช้ในการวิจัย (List of Abbreviation)

AC	:	alternating current
DC	:	direct current
LED	:	light Emitting diode
nm	:	nanometer
R Value	:	ratio of normalized red AC amplitude to normalized IR AC amplitude
SaO2	:	oxygen saturation
USB	:	universal serial bus
ECG	:	electrocardiogram
NIBP	:	non invasive blood pressure
RR	:	respiratory rate
PR	:	pulse rate (from pulse oximeter or NIBP)
HR	:	heart rate (from ECG)
Sys BP	:	systolic blood pressure
Dia BP	:	diastolic blood pressure
TCP/IP	:	transmission control protocol / internet protocol
UHF	:	ultra high frequency (radiowave)

โครงการวิจัยเครื่องมือแพทย์ในภาวะวิกฤติชนิดเคลื่อนย้ายได้

Portable Critical Care Medical Devices

แผนงานวิจัยเครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพชนิดเคลื่อนย้ายได้

Portable Vital Sign Monitor

1. บทนำ (Introduction)

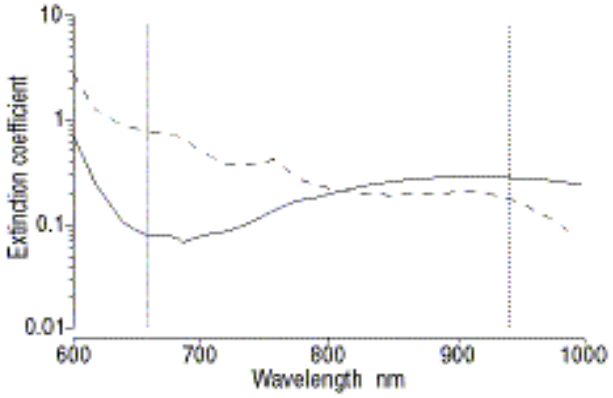
ในประเทศไทย ในหอผู้ป่วยหนัก ห้องฉุกเฉิน และห้องผ่าตัดมีการใช้การเฝ้าระวังสัญญาณชีพอย่างแพร่หลาย แต่เครื่องมือดังกล่าวยังมีราคาแพง นอกจากนี้ในหอผู้ป่วยทั่วไปและในรถพยาบาลส่วนมากยังไม่มีเครื่องมือนี้ หรือมีเครื่องเดียวแต่สลับกันใช้ในหลาย ๆ หอผู้ป่วย จึงมีความจำเป็นที่ต้องพัฒนาเครื่องมือดังกล่าวให้มีราคาถูกลง มีรูปแบบที่เหมาะสมกับการใช้งานในประเทศ

โครงการนี้มีขึ้นเพื่อจัดสร้างต้นแบบเครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพแบบเคลื่อนย้ายได้ และทดสอบความถูกต้อง ทดลองใช้งานในผู้ป่วยเพื่อให้พร้อมที่จะนำไปใช้งานในผู้ใหญ่และเด็กอายุเกินสามเดือนในสถานพยาบาล

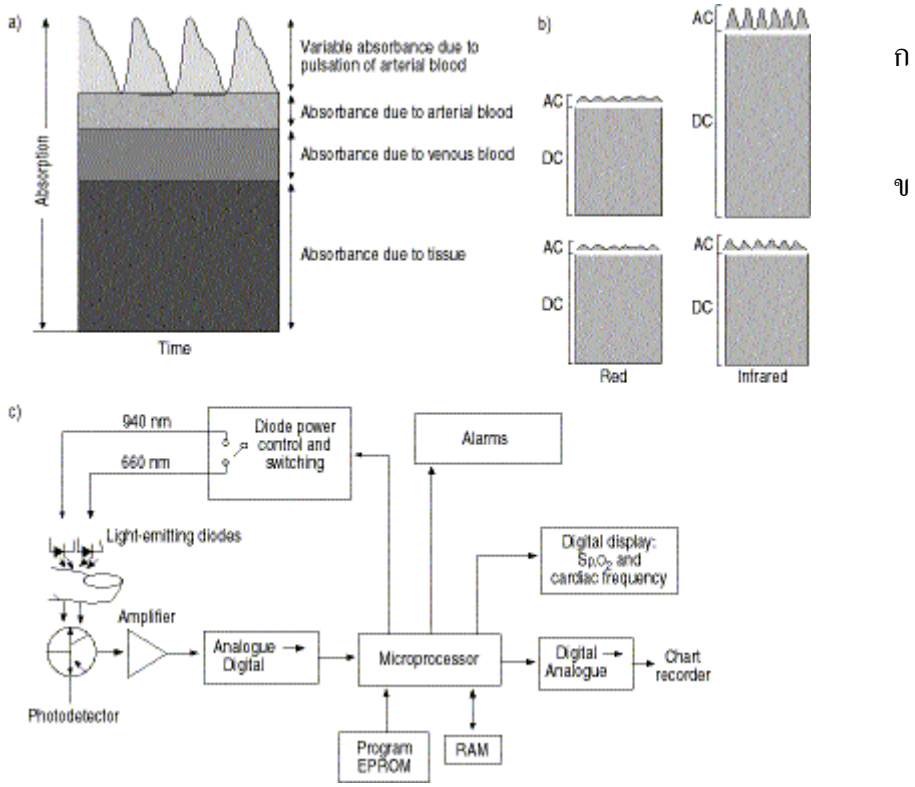
2. งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

เครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพแบบเคลื่อนย้ายได้มีพื้นฐานมาจากเครื่องวัดสัญญาณชีพมาตรฐาน โดยสามารถใช้งานเป็นเครื่องเดี่ยวสำหรับผู้ป่วยแต่ละราย หรือใช้งานร่วมกันผ่านระบบเครือข่าย เพื่อให้แพทย์หรือพยาบาลหนึ่งคน เฝ้าระวังสัญญาณชีพให้กับผู้ป่วยที่อยู่ห่างไกลออกไปได้ เครื่องวัดสัญญาณชีพมาตรฐานได้แก่ การตรวจวัดระดับความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดด้วยแสง (Pulse oximeter) การวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องด้วยความสั่นสะเทือน (Non-invasive oscillometric blood pressure measurement) และ การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electro cardiograph) เครื่องตรวจวัดระดับความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดด้วยแสงทำงานโดยอาศัยกฎการวัดความเข้มข้นของสารด้วยการดูดซับแสงที่มีความถี่จำเพาะ (Lambert-Beer' Law of optical density) แต่มีการดัดแปลงอย่างชาญฉลาด ทั้งนี้การวัดตามปกติต้องอาศัยปฏิกิริยาเคมีในการทำสารนั้นให้บริสุทธิ์ก่อนทำการวัด เครื่องตรวจวัดระดับความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดด้วยแสงทำการวัดการดูดซับแสงที่ความถี่ 660 nm และประมาณ 900nm ซึ่งตรงกับ oxyhemoglobin และ deoxyhemoglobin ตามลำดับ)ภาพที่ 1) แล้วอาศัยความแตกต่างของการดูดซับที่เกิดตามชีพจรมาคำนวณหาความอิ่มตัว

ของออกซิเจนในเลือดได้ ทั้งนี้การดูดซับของเนื้อเยื่ออื่น ๆ ที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามชีพจรจะถูกหักล้างกันไปตามอัตโนมัติ)ภาพที่ 2



ภาพที่ 1 กราฟแสดงการดูดซับแสงของ oxygenated (เส้นทึบ) และ deoxygenated (เส้นประ) hemoglobin เส้นแนวตั้งแสดงถึงความถี่ที่นิยมใช้ในการวัดของ pulse Oximeter (660 and 940 nm).



ก

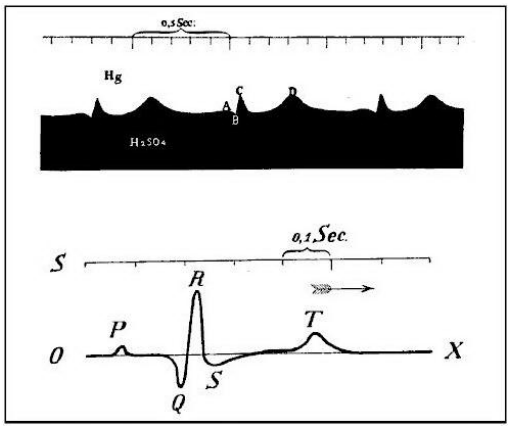
ข

ภาพที่ 2 แสดงหลักการของ pulse oximeter ทั้งนี้การดูดซับของเนื้อเยื่อและเลือดดำจะคงที่ (วัดเป็น DC part) สิ่งที่เปลี่ยนแปลงมากที่สุดคือเลือดแดงที่เพิ่มขึ้นเมื่อหัวใจบีบตัวแต่ละครั้ง เมื่อปรับ

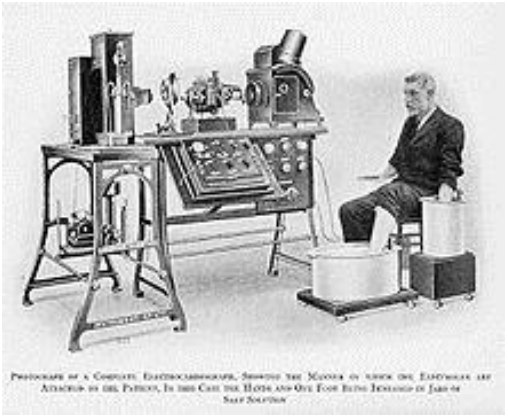
สัญญาณที่วัดได้ที่แต่ละความถี่ (ก) มาเป็นสัญญาณที่มี DC part เท่ากัน (ข) ส่วนที่เปลี่ยนแปลง (AC part) จะนำไปคำนวณหาระดับความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดได้

ในปี 1972 Aoyaki สังเกตเห็นว่าค่าการดูดซับแสงที่วัดในสิ่งมีชีวิตเปลี่ยนไปตามการเต้นของหัวใจ จึงดัดแปลงเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงแบบสองความถี่ที่ใช้การเปลี่ยนค่าการดูดซับแสงตามการเต้นของหัวใจเป็นผลสำเร็จในปี ค.ศ. 1975 และสามารถสร้างเครื่องออกขายเป็นรายแรกแต่ไม่ได้ทำการจดสิทธิบัตร สิทธิบัตรจึงตกเป็นของ Konishia โดยจดสิทธิบัตรในสหรัฐในปี ค.ศ. 1976 เครื่องตรวจวัดระดับความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดด้วยแสงเริ่มออกขายในสหรัฐในปี ค.ศ. 1977 โดยใช้สายวัดที่ปลายนิ้วแต่วัดด้วยสาย fiber optic ในปลายทศวรรษ 1970 จึงเปลี่ยนไปใช้ photodiode-light emitting diode ซึ่งทำให้เครื่องมีขนาดเล็กเหมือนในปัจจุบัน

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electro cardiograph) เริ่มมาจากการต้นพบของ Galvani ในค.ศ. 1787 ว่ามีไฟฟ้าในร่างกายของสัตว์ Koellier และ Muller ในค,ศ 1856 ค้นพบว่าเมื่อกล้ามเนื้อหัวใจหดตัวจะมีกระแสไฟฟ้าออกมา Engleman ในค.ศ. 1878 ได้วัดกระแสไฟฟ้าโดยตรงจากหัวใจ และ A.D. Waller ใน ค.ศ. 1887 ได้วัดกระแสไฟฟ้าจากหัวใจผ่านทางผิวหนัง โดยใช้ Capillary Electrometer G.J. Burch และ W. Einthoven ในระหว่าง ค.ศ 1893-1896 ได้ปรับปรุงวิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วย Capillary Electrometer และกำหนดชื่อองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ยังคงใช้มาจนปัจจุบัน (ภาพที่ 3A) W. Einthoven ได้ปรับปรุง string galvanometer เพื่อให้มีการตอบสนองที่รวดเร็วแม่นยำขึ้นระหว่าง ค.ศ 1900-1903 และเริ่มมีการผลิตเพื่อจำหน่าย เป็นเครื่องแบบตั้งโต๊ะ(ภาพที่ 3B) W. Einthoven, Fahr และ de Waart ได้กำหนดขั้วไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน และ W. Einthoven ได้รับรางวัลโนเบลในค.ศ. 1924

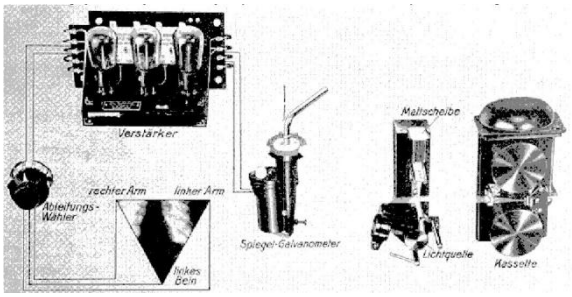


ภาพที่ 3 A) ภาพแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดด้วย Capillary Electrometer และ W. Einthoven กำหนดชื่อองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ยังคงใช้มาจนปัจจุบัน

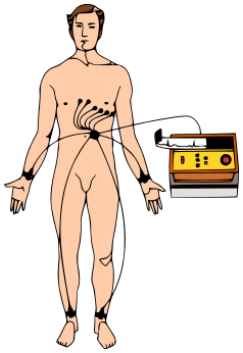


ภาพที่ 3 B) ภาพแสดงTable-model Einthoven Electrocardiograph สร้างโดย Cambridge Scientific Instrument of London, ค.ศ. 1911

เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจถูกปรับปรุงตามเทคโนโลยีการขยายสัญญาณ และเทคโนโลยีการบันทึกและแสดงผลมาตามลำดับ โดยมีการใช้หลอด, ทรานซิสเตอร์ และวงจรรวมในการขยายสัญญาณ และมีการบันทึกเป็นภาพด้วยแสง (Mirror Galvanometer, ภาพที่ 4 A) แล้วค่อยปรับปรุงเป็น Cathode Ray Tube และ การพิมพ์ด้วย Thermal, Ink Jet printer , Laser Printer ผ่านระบบคอมพิวเตอร์ในปัจจุบัน (ภาพที่ 4 B) เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเคลื่อนที่ได้ถูกสร้างใน ค.ศ. 1928 โดย F. Sanborn มีน้ำหนัก 50 ปอนด์ ใช้แบตเตอร์รี่รถยนต์ขนาด 6 โวลท์

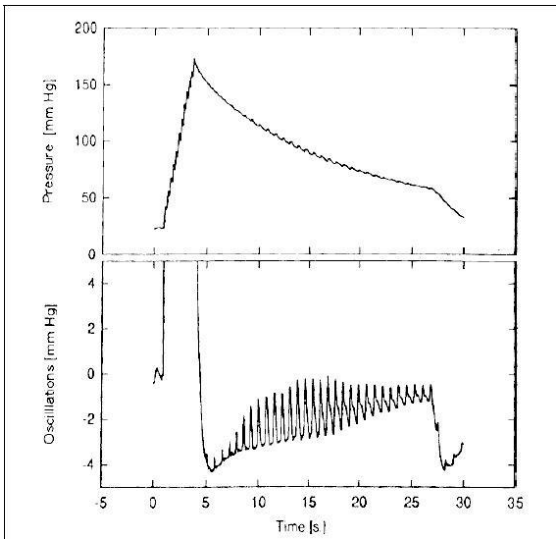


ภาพที่ 4 A) ภาพแสดง Seimen 1934 ECG ที่ใช้ หลอดขยายสัญญาณและแสดงผลโดยบันทึกสัญญาณด้วยแสงผ่าน mirror galvanometer บนวัสดุไวแสง



ภาพที่ 4 B) แสดงการติดเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเคลื่อนที่ได้ และการบันทึกและแสดงผลผ่านคอมพิวเตอร์

การวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องด้วยความสั่นสะเทือน (Non-invasive oscillometric blood pressure measurement) ในปี ค.ศ. 1885 Marey พบว่าเมื่อเอาแขนของคนใส่ในถังอัดความดัน (pressure chamber) แล้วเปลี่ยนแปลงความดันโดยเพิ่มความดันขึ้นสูงกว่าความดันโลหิตตัวบน แล้วค่อย ๆ ปล่อยให้ลดลงจะพบว่ามีการกระเพื่อมขึ้นลง (fluctuation) ของความดันในถัง เนื่องจากหลอดเลือดแดงถูกบีบจนปิดตัวลง (arterial occlusion) จุดเริ่มต้นและหยุดของการกระเพื่อมจะมีความสัมพันธ์กับความดันโลหิตตัวบนและตัวล่าง (ภาพที่ 5 A) ค่าที่วัดได้นี้ไม่ตรงกับการวัดความดันด้วยเสียง (Korotkoff Blood Pressure Measurement) และต้องมีการปรับเทียบให้ถูกต้องก่อนแสดงผล ในปัจจุบัน หน่วยวัดความดันโลหิต (Non-Invasive Blood Pressure module) ที่รวมระบบอัดความดัน ตัววัดความดัน และ microcontroller เพื่อควบคุมระบบเป็นมาตรฐานที่ใช้ในหอผู้ป่วยทั่วไป เนื่องจากใช้ทักษะในการวัดที่ต่ำกว่า และมีความสะดวกรวดเร็วในการใช้งาน (ภาพที่ 5 B)



ภาพที่ 5 A) ภาพแสดงการวัดความดันโลหิตด้วย วิธี oscillometric กราฟบนแสดงความดันเฉลี่ยใน Cuff ที่รัดรอบแขน และกราฟล่างแสดงการกระเพื่อมของความดัน จุดเริ่มต้นและหยุดของการกระเพื่อมจะมีความสัมพันธ์กับความดันโลหิตตัวบนและตัวล่าง

ภาพที่ 5 B) ภาพแสดงหน่วยวัดความดันโลหิต (Non-Invasive Blood Pressure module) ที่รวมระบบอัดความดัน ตัววัดความดัน และ microcontroller เข้าไว้ด้วยกัน

การสื่อสารผ่านระบบเครือข่าย (Internet Protocol) เกิดขึ้นเนื่องจากความจำเป็นที่จะต้องต่อเชื่อมระบบคอมพิวเตอร์ที่มีคุณลักษณะต่าง ๆ กันเข้าหากันเพื่อแลกเปลี่ยนข้อมูล โดนเริ่มจากเครือข่ายของทหารสหรัฐ (Defense Advanced Research Projects Agency (DARPA)) ใน ค.ศ. 1973 Robert E. Kahn จาก DARPAและ Vinton Cerf จากมหาวิทยาลัย Stanford ได้ออกแบบระบบการเชื่อมต่อที่ซ่อนความแตกต่างของเครื่องที่ต่อเชื่อมเข้าหากันคือ มาตรฐานRFC 675 – Specification of Internet Transmission Control Program, (TCP/IP)โดยได้ทดสอบครั้งแรกที่ Stanford Research

Institute โดยใช้TCP/IP บนเครือข่ายวิทยุบนรถ (packet radio van) โครงการสื่อสารผ่าน TCP/IP ได้รับการสนับสนุนโดย DARPA และได้ทำการทดสอบส่งสัญญาณระยะไกล ผ่าน Packet Radio network จากซานฟรานซิสโก ไปยัง ARPANET และ the Atlantic Packet Satellite network.เมื่อวันที่ 22 พฤศจิกายน 1977 และได้รับการปรับปรุงใน ค.ศ.1981เป็นมาตรฐานRFCs 791, 792 and 793 และได้เริ่มใช้เป็นมาตรฐานเดียวในการสื่อสารผ่านระบบเครือข่ายเมื่อวันที่ 1 มกราคม ค.ศ. 1983 จุดเด่นของระบบ TCP/IP คือไม่มีระบบศูนย์กลางที่ควบคุมการสื่อสารหรือลงทะเบียนเครื่องเครื่องคอมพิวเตอร์แต่ละเครื่องที่ทำการสื่อสารกันกันจะตรวจสอบความถูกต้องซึ่งกันและกันเอง ทำให้สามารถเพิ่มหรือลดจำนวนเครื่องในระบบได้สะดวก, ยากต่อการทำลาย และสามารถส่งต่อผ่านสื่อต่างชนิดผ่าน gateway เช่น สัญญาณTCP/IP จากระบบเครือข่ายเฉพาะที่ (Local area network) ในโรงพยาบาลแห่งหนึ่งสามารถส่งต่อผ่านระบบเครือข่าย (Internet protocol) ไปยังแพทย์หรือโรงพยาบาลที่อยู่ห่างไกลได้โดยง่าย

3. ระเบียบวิธีดำเนินการวิจัย

การดำเนินการวิจัยแบ่งเป็นขั้นตอนหลักดังนี้

ขั้นตอน	เดือน																							
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
1)Monitor Des.	-	-	-	>																				
2) สร้างต้นแบบ				-	-	-	>																	
3) Elec. Test							-	>																
4) แก้ไข									-	>														
5) Casing Des.									-	>														
6) Elec. Test2									-	-	>													
7) Ini. Animal												-	-	-	-	-	>							
8)Clin. Test												-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	>	
9) Eval																							-	>
10) Conclusion																							-	>

3.1) Monitor Design

ทางโครงการได้ศึกษา แนวทางจากเครื่อง vital sign monotr ที่มีอยู่แล้ว โดยจะมุ่งออกแบบให้เป็น stand alone Monitor ที่สามารถแสดง

1) คลื่นไฟฟ้าหัวใจ/ Heart rate
2) Plethmogram / SpO2
3) Chest Impedance / Respiratory Rate
4) Non invasive Blood pressure

โดยจะต้องทำการเลือก CPU main board และจอแสดงผลที่เหมาะสม

3.2) สร้างต้นแบบ เพื่อนำมาทดสอบทางไฟฟ้าเบื้องต้น

เพื่อทำการเชื่อมต่ออุปกรณ์แสดงผลและ medical modules ต่าง ๆ ได้แก่ ECG & Chest impedance module, Pulse oximeter module และ NIBP module เข้าด้วยกันกับ main board แล้วทำการทดสอบว่าค่าที่วัดได้จาก modules ต่าง ๆ นั้นถูกต้องหรือไม่ และทำการปรับปรุงแก้ไขจนสามารถวัดค่าตาง ๆ ได้อย่างถูกต้อง

3.3) ทำการทดสอบเครื่องต้นแบบเพื่อให้

1) มีความปลอดภัยทางไฟฟ้า (electrical safety)
2) มีความความคงทนต่อสัญญาณรบกวน (electrical Interference)
3)ทดสอบการทำงานทางไฟฟ้าด้วย EKG & pulse oximeter simulator แล้วนำผลมาแก้ไข

3.4 (Monitor Casing Design

เมื่อได้ Vital Sign Module แล้ว จึงนำมาออกแบบ User Interface / Case เพื่อให้สามารถนำ module ดังกล่าวไปใช้ในการทดสอบในคนและสัตว์ทดลองได้

3.5) ทำการทดสอบ Monitor ทางไฟฟ้า

นำ Vital Sign Monitor ที่ได้ไปผ่านการทดสอบตามข้อ 4 และ เชิญแพทย์ผู้ใช้งานจริงมาทดลองใช้ เพื่อปรับปรุงความสะดวกในการใช้งาน และหาข้อบกพร่องเมื่อใช้งานจริงและนำมาแก้ไข

3.6) Testing / Ethic Approval

นำ Vital Sign Monitor ที่ได้ไปผ่านการทดสอบตามข้อ 6 ไปขออนุมัติทดสอบในคนและในสัตว์ทดลอง และเริ่มทำการทดลองในสัตว์เพื่อปรับปรุงความสะดวกในการใช้งาน และหาข้อบกพร่องเมื่อใช้งานจริงและนำมาแก้ไข

3.7) ทำการทดลองในหอผู้ป่วยเป็นเวลา 1 ปี

นำข้อบกพร่องจากข้อ 7 และ 8 มาแก้ไขปรับปรุง Software, User Interface

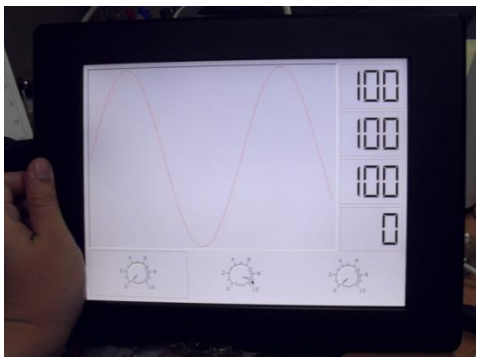
4. ผลการวิจัย

4.1การออกแบบและสร้างต้นแบบ (Monitor Design &Prototyping)

ทางโครงการได้จัดประชุมเพื่อการออกแบบร่วมกัน ระหว่างวิศวกรและแพทย์ที่จะเป็นผู้ใช้มาให้ความเห็น ได้ศึกษาเครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพที่มีใช้งานอยู่ที่หน่วยเวชศาสตร์ฉุกเฉิน รุ่น Corpus (ภาพที่ 6) ซึ่งสามารถวัดสัญญาณ ECG, SpO2, NIBP ได้

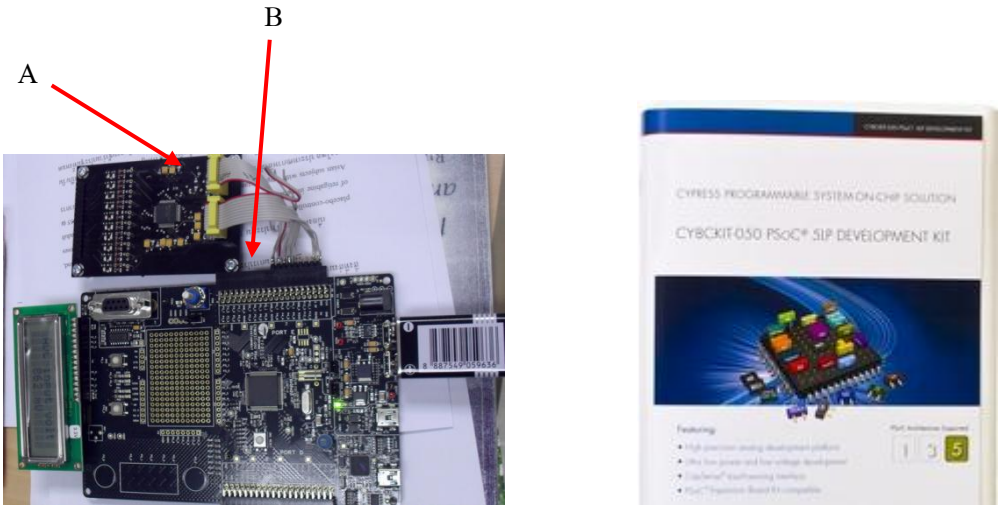
ภาพที่ 6 เครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพ รุ่น Corpus สามารถส่งสัญญาณ สูงไม่เกิน 100 m จากพื้นดิน ผ่านระบบ internet

ด้าน Main Board/ User Interfaec ทางโครงการได้คัดเลือก mainboard เป็นระบบคอมพิวเตอร์ Linux โดยออกแบบให้เป็นเครื่องวัดสัญญาณชีพแบบเคลื่อนย้ายได้ (Portable vital sign monitor) ซึ่งมีขนาดเล็กใช้เมื่อขนย้ายผู้ป่วยทั้งภายในโรงพยาบาล และติดตั้งบนรถพยาบาล และ Helicopter ทางโครงการเลือกใช้ 10.6” Touch Screen Arm Cortex A8 จากบริษัท Embeded Arm ประเทศสหรัฐอเมริกา ส่วน User Interface ทางโครงการได้เขียนโปรแกรม Touch Screen Portable Vial Sign Monitor โดยใช้ ภาษา C++ บน Qt 4.0ซึ่งสามารถใช้งานได้ทั้ง CPU ARM และ Intel จาก Code เดียวกัน เพื่อลดความผิดพลาด (ภาพที่ 7)



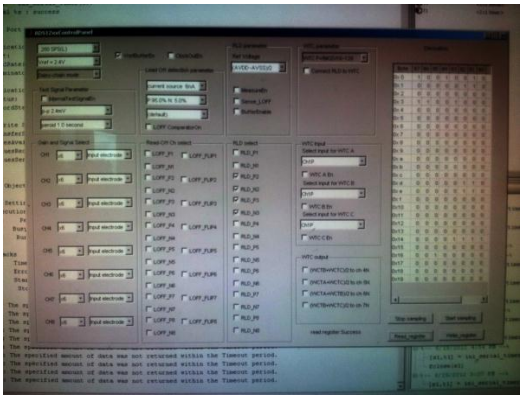
ภาพที่ 7 Prototype Touch Screen Vital sign Monitor. เครื่องใช้ CPU Arm Cortex A8 สามารถเปลี่ยนแปลงจำนวนเส้นกราฟ, ขนาดและจำนวนของสัญญาณที่แสดงได้

ECG/Chest Impedance Module ทางโครงการได้ออกแบบขึ้นใหม่ ในขั้นแรกได้ทดสอบการต่อเชื่อมจากวงจรรวม ADS 1298 ECG Front end จากบริษัท Texas Instrument ประเทศสหรัฐอมเริกา และเลือกใช้หน่วยประมวลผล CY8CKIT-PSOC5 จากบริษัท Cypress ประเทศสหรัฐอเมริกา (ภาพที่ 8) ร่วมกับ MATLAB Program เพื่อลองรับสัญญาณลงบนเครื่องคอมพิวเตอร์ เพื่อตรวจความถูกต้องของ Algorithm ในการสื่อสาร โดยทดลองป้อนค่ากำหนดต่าง ๆ จาก PSOC5 เข้าสู่วงจรรวม ADS 1298 (ภาพที่ 9A) ผ่านสายสัญญาณแบบ Serial Peripheral Interface (SPI)

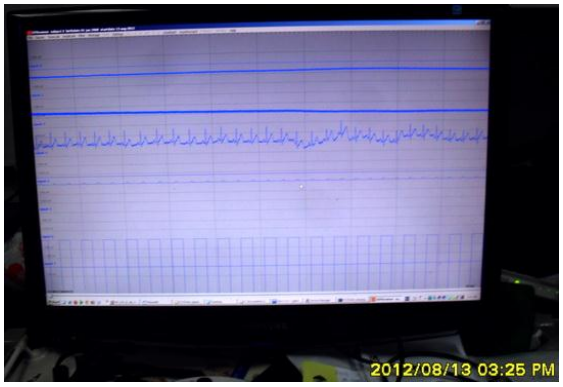


ภาพที่ 8 A) วงจรรวม ADS1298 ECG Front End B) หน่วยประมวลผล CY8CKIT-PSOC5

สัญญาณที่ใช้ทดสอบ ทางโครงการใช้ Fluke 7000 DP ECG Simulator ป้อนเข้าสู่ ADS 1298 พร้อมกับให้ PSOC5 CPU สร้างสัญญาณรูปสี่เหลี่ยม 1 ครั้งต่อวินาที แล้วส่งออกพร้อมกันผ่าน USB Port เพื่อนำไปแสดงผลและแก้ไขจนสามารถรับสัญญาณทั้งสองได้อย่างถูกต้อง (ภาพที่ 9 B) และได้ปรับแก้ algorithm ในการวัดอัตราการเต้นของหัวใจจนถูกต้องตรงตามค่าที่ได้จาก Fluke ECG Simulator

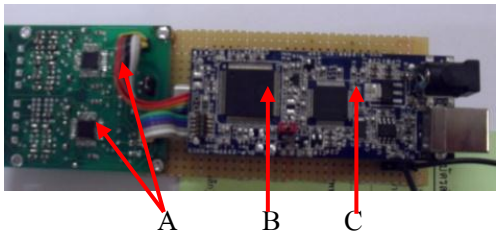


ภาพที่ 9 A) MATLAB Program เพื่อตรวจความถูกต้องของ Aligorithm ในการสื่อสารระหว่าง ADS 1298 กับ CY8CKIT-PSOC5



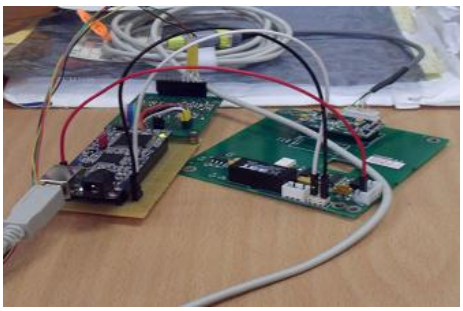
ภาพที่ 9 B) ช่องบนแสดงสัญญาณจาก ECG Simulator 0kd ADS 1298 ช่องล่างแสดงสัญญาณ Square wave 1/second

เมื่อทดสอบ MATLAB program จนสามารถควบคุมวงจรรวม ADS1298 แล้ว ได้นำ Algorithm มาเขียนเป็นภาษา C และเลือกวงจรรวม ADS 1292 ECG/Chest impedance front ends จากบริษัท Texas Instrument ประเทศสหรัฐอเมริกา และเลือกใช้หน่วยประมวลผล ARM PSOC5 with FTDI USB controller จากบริษัท Cypress ประเทศสหรัฐอเมริกา โดยวิศวกรของโครงการเขียน firmware เพื่อรับสัญญาณจาก ADS 1292 แบบ 24 bits, 250 sample / second จำนวน 3 ช่องสัญญาณ แล้วนำสัญญาณที่ได้มาผ่าน filter เพื่อแสดงผลเป็น ECG tracing, Chest impedance tracing และวัดอัตราการเต้นของหัวใจ และอัตราการหายใจส่งออกทาง USB port (ภาพที่ 10) โดยเลือกใช้สายต่อ ECG จำนวน 5 เส้นคือ left arm, right arm, left leg, right leg และ chest lead โดยสามารถเลือกแสดง Leda I,II,III และ Chest lead

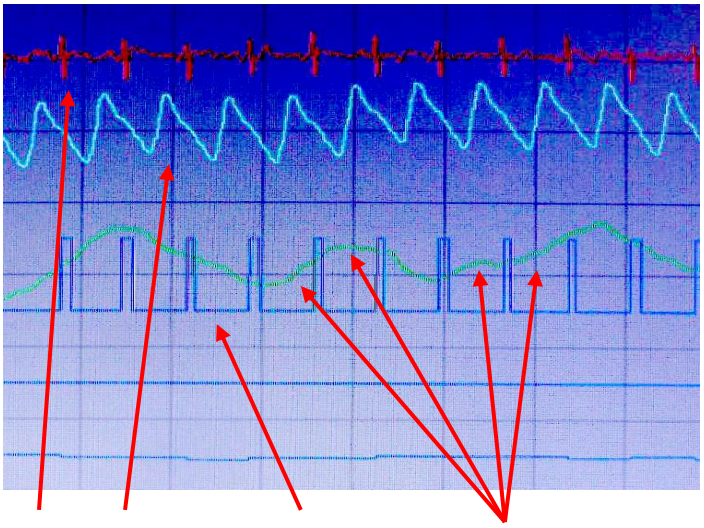


ภาพที่ 10 A) ADS 1292 EKG/Chest Impedance front ends และ B) หน่วยประมวลผล ARM PSOC5 เพื่อรับสัญญาณ detect EKG, Chest Impedance, Heart Rate และ Respiratroy Rate ส่งออกทาง C) USB Port

SpO2 module ทางโครงการเลือกใช้ SpO2 Module CSN 640 จากบริษัท Gold Wei ประเทศสาธารณรัฐประชาชนจีน ซึ่งสามารถส่งผลผ่าน serial port ที่ 4800 bit per second โดยแสดงผลเป็น Plethmogram, SpO2, Pulse Rate วิศวกรของทางโครงการ เลือกที่จะต่อเชื่อม SpO2 module เข้ากับ ECG module ของทางโครงการ เพื่อนำผลการวัดทั้ง ECG, HR, SpO2, PR, ECG tracing และ plethmogram ไปส่งออกผ่าน USB port (ภาพที่ 11 B)



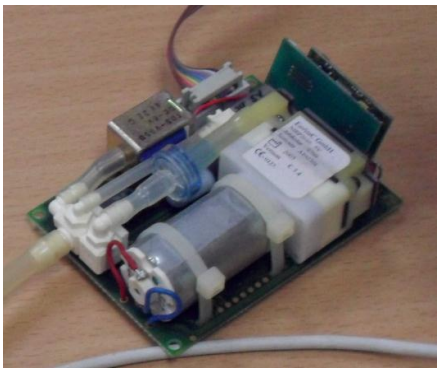
ภาพที่ 11 A) แสดงการทดสอบการเชื่อมต่อ Goldwei SpO2 module เข้ากับ ECG module ของโครงการ



ECG Plethmogram Detected R wave Chest Impedance

ภาพที่ 11 B) เส้นสีฟ้าแสดง plethmogram ที่ได้จาก SpO2 module ผ่าน USB สีแดงแสดง ECG สีน้ำเงินแสดง Detected R wave และสีเขียวแสดง Chest Impedance

NIBP module ทางโครงการเลือกใช้ NIBP module 2010 จากบริษัท Envitec ประเทศเยอรมัน (ภาพที่ 12) ซึ่งสามารถวัดได้ทั้ง Neonatal mode และ Adult mode ใช้ไฟ 5 volt และสื่อสารผ่านพอร์ตสื่อสารแบบอนุกรมที่ 4800 bit per second โดนแสดงผลเป็น Cuff Pressure, Systolic/Diastolic/Mean blood pressure โดยต่อเชื่อมเข้ากับพอร์ตสื่อสารแบบอนุกรมของ main board โดยตรง สามารถวัดเป็นครั้ง ๆ ตามความต้องการของผู้ใช้ (Manual measurement) โดยกดปุ่มออกคำสั่ง และวัดต่อเนื่องเป็นระยะเช่นทุก 5,10 หรือ 15 นาที เป็นต้น

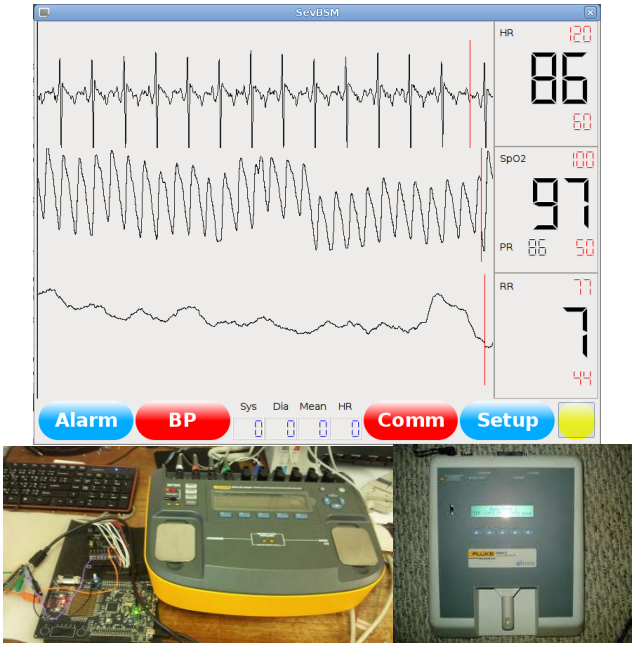


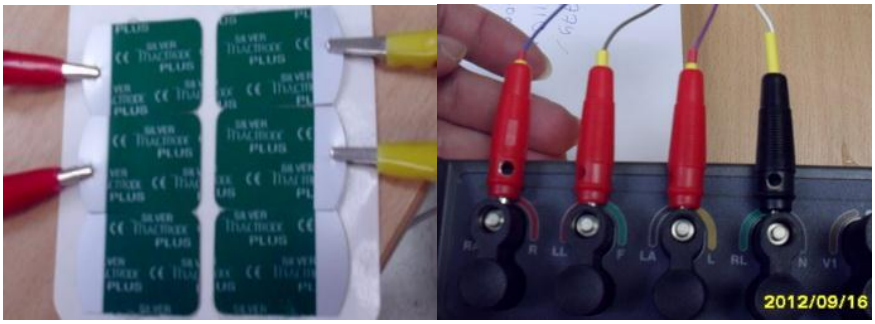
ภาพที่ 12 NIBP Module 2010 จากบริษัท Envitec ประเทศเยอรมัน

โปรแกรม Touch Screen Poratble Vital Sign Monitor จะเชื่อมต่อกับ module ต่าง ๆ ผ่านทาง พอร์ตสื่อสารแบบอนุกรมและ USB port เพื่อนำ ECG wave, HR, SpO2, PR, Cuff Pressure, Systolic/Diastolic/Mean blood pressure และ plethmogram wave ที่วัดได้มาแสดงผลบนจอ โดยจะสามารถตั้งค่า upper/lower limit ของการแจ้งเตือนค่า vital sign หลักได้สามอย่างคือ Heart rate, SpO2 และ respiratory rate ได้อย่างอิสระ มีปุ่มกดให้สัญญาณเตือนเงียบชั่วคราว ปุ่มกดวัดความดันโลหิต และปุ่มกดเพื่อตั้งค่าการทำงานของเครื่อง

4.2 การทดสอบทางไฟฟ้า(Eletrical Sigal Test) และการทดสอบด้วย SpO2 & ECG Simulator

โครงการได้ทดสอบโปรแกรม Touch Screen Poratble Vital Sign Monitor ซึ่งเชื่อมต่อกับ modules ต่าง ๆ ผ่านทาง พอร์ตสื่อสารแบบอนุกรมและ USB port เพื่อนำ ECG wave, HR, SpO2, PR, Cuff Pressure, Systolic/Diastolic/Mean blood pressure และ plethmogram wave ที่วัดได้มาแสดงผลบนจอ โดยใช้ Fluke Index II SpO2 Tester และ Fluke Impulse 7000 DP ECG/Defibrillator tester เป็นแหล่งกำเนิดสัญญาณที่ทราบค่า พบว่าสามารถทำการวัดและแสดงผลการวัดได้ถูกต้อง ตามคุณสมบัติของ module แต่ละตัว (ภาพที่ 13)





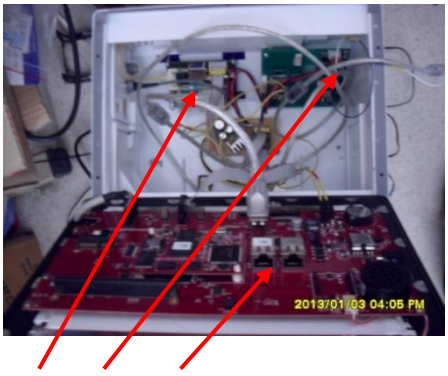
ภาพที่ 13 แสดง EKG/Chest impedance electrodes ที่ใช้ในการทดสอบกับคน ภาพล่างแสดงการต่อเชื่อมกับเครื่อง Fluke EKG Simulator , แสดงสัญญาณชีพที่วัดได้จากเครื่องจากบนลงล่าง ECG with Heart Rate, Plethmogram with SpO2 & Pulse rate และ Chest Impedance with Respiratory rate ด้านล่างแสดง Fluke Impulse 7000 DP และ Fluke Index II

สำหรับการทดสอบการวัดความดันโลหิต ได้ทำการวัด Subject 5 คน ที่นอนราบอยู่ 10 นาทีหรือนานกว่า จำนวน 5 ครั้งแล้วเปรียบเทียบกับ การวัดความดันโลหิตจากเครื่องวัดความดันมาตรฐานที่ใช้ปรอท และเปรียบเทียบ Pulse Rate จาก NIPB 2010 กับ Pulse Rate จาก Pulse oximeter

	Envitec NIBP 2010	เครื่องวัดความดันมาตรฐาน
Systolic Blood Pressure	**97-133 (+/- 3.52) mmHg**	**95- 128 (+/- 4.47) mmHg**
Diastolic Blood Pressure	**64-91 (+/- 3.71) mmHg**	**60-95 (+/- 5.12) mmHg**
Pulse Rate	**66-102 (+/- 4.63) BPM**	**64-99 (+/- 3.81) BPM**

4.3 ทำการทดสอบ modules ตามข้อ 3 อุปกรณ์วัดความปลอดภัยทางไฟฟ้า Fluke-Bio-Tek 505 Pro โดยทดสอบเมื่อใช้ medical grade power supply AULT MW128R ซึ่งได้รับมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้า IEC 601-1 (ภาพที่ 14 A) โดยมีวงจรปรับแต่งระดับความดันไฟฟ้า และ DC-DC converter ก่อนจ่ายไฟให้กับ Module ต่าง ๆ และ ARM cortex A8 (ภาพที่ 14 B) โดยทำการทดสอบ ECG leakage, ECG Performance และ Ground wire leakage พบว่าเป็นไปตามมาตรฐาน

ภาพที่ 14 A) ภาพบน Fluke-Bio-Tek 505 Pro Electrical Safety Analyser ภาพล่างแสดง medical grade power supply AULT MW128R ที่ใช้ในการทดสอบ



A B C

ภาพที่ 14 B) แสดงโครงสร้างภายในของเครื่องวัดสัญญาณชีพ A) Blood Pressure Measurement Module B) Pulse oximeter Module C) Linux-Arm Cortex A8 main board & Touch Screen

หลังจากนั้นจึงทดสอบความคงทนต่อสัญญาณรบกวน โดยป้อน line interference เข้าทาง ECG simulator และป้อน Motion interference เข้าทาง Index II Pulse oximeter tester ขณะที่จ่ายไฟฟ้าเข้าจาก medical garde power supply พบว่า ECG/SpO2 module สามารถทนต่อสัญญาณรบกวนได้โดยยัง detect HR/SpO2/PR ได้ถูกต้อง

4.4 Monitor Casing Design

ทางโครงการได้ศึกษาเครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพหลายแบบ และได้เลือกรูปแบบของเครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพ Corpus โดยจะมีหูหิ้วและระบบจ่ายไฟฟ้าในตัว ทางโครงการได้ออกแบบและสั่งตัวถัง จากบริษัท TRC smart box ประเทศไทย (ภาพที่ 15) โดยเลือกแบบที่ผู้ใช้คุ้นเคย มีความกว้าง 32 ซม.ส่วนสูง 27 ซม. ลึก 20 ซม. มี connector panel ทางด้านซ้าย Power Supply/Communication Port ทางด้านหลัง

ภาพที่ 15 ภาพแสดงตัวถังอุปกรณ์เคลื่อนที่ จากโดยจะมีหูหิ้วและระบบจ่ายไฟฟ้าในตัว

6. การทดสอบเครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพต้นแบบที่สำเร็จแล้ว

เมื่อได้บรรจุอุปกรณ์ลงในตัวถัง แล้วผ่านการทดสอบความปลอดภัยทางไฟฟ้าแล้วจึงได้นำเครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพที่ได้ มาติดตั้งแบตเตอร์รี่แบบตะกั่วกรดแบบปิดผนึก (sealed lead acid battery)ขนาด 4400 milliampere-hour แล้วทำการทดสอบกับ ECG และ SpO2 simulator อีกครั้ง ผลปรากฏว่าสามารถทำงานได้ถูกต้องทั้งเมื่อจ่ายไฟฟ้าจากแบตเตอร์รี่ และแหล่งจ่ายไฟทางการแพทย์

ทำการทดสอบ Battery Rundown โดยอัดแบคเตอร์รี่จนเต็ม แล้วเปิดให้เครื่องทำงานโดยวัดความดันโลหิตทุก 15 นาที พร้อมกับวัดและแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ ที่อัตราการเต้น 60 ครั้งต่อนาที และมีความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่ร้อยละ98 โดยไม่มีการดับหน้าจอ พบว่าสามารถทำวานได้ 6 ชั่วโมง 12 นาที แล้วจอแสดงผลจึงดับ โดยค่าที่วัดได้ยังถูกต้องตลอดช่วงการวัด

ได้เชิญแพทย์และพยาบาลผู้ใช้งานจริงมาทดลองใช้ พบว่าปุ่มปรับสัญญาณต่าง ๆ บางปุ่มมีขนาดเล็ก และค่ากำหนดที่จะส่งสัญญาณเตือน(default alarm limits) ของอัตราการหายใจยังไม่เหมาะสม ทางโครงการได้ทำการแก้ไขส่วนเชื่อมต่อกับผู้ใช้(User interface) และค่ากำหนดต่าง ๆ จนผู้ใช้พึงพอใจ

ขณะนี้ทางโครงการกำลังดำเนินการขออนุมัติทำการทดลองจากคณะกรรมการจริยธรรมในคน โดยได้รับคำแนะนำว่า เครื่องมือของโครงการได้ผ่านมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้า และสามารถทำการทดสอบกับอาสาสมัครได้โดยไม่ต้องใช้สัตว์ทดลอง โดยมีแผนการที่จะจัดสร้างเครื่องเพิ่มอีก 4 เครื่อง เพื่อทำการทดลองในหอผู้ป่วยเป็นเวลา 1 ปี

5. การอภิปราย

โครงการนี้ได้ดำเนินการออกแบบ สร้างและทดสอบเครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพแบบเคลื่อนย้ายได้ โดยอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นชุดแรก ประกอบด้วยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความต้านทางของทรวงอก เครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงและ เครื่องวัดความดันโลหิต สามารถวัดสัญญาณชีพได้แก่ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ อัตราการเต้นของหัวใจ คลื่นแสดงการหายใจ (Chest impedance tracing) อัตราการหายใจ Plethmogram ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด และอัตราการเต้นของชีพจรและได้ทดสอบกับอุปกรณ์ตรวจวัดมาตรฐาน ได้แก่ Fluke Index II pluse oximeter tester และ Fluke Impulse 7000 DP ECG/Defibrillator tester โดยสามารถวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสงจาก 50-100 % (+-)2%, วัดชีพจรจาก 30 – 254 ครั้งต่อนาที (+-) 2 ครั้งต่อนาที, วัดอัตราการเต้นของหัวใจจาก 10 – 254 ครั้งต่อนาที (+-) 1 ครั้งต่อนาที

ระบบใช้ไฟฟ้า 12 volt จากแบตเตอร์รี่แบบตะกั่วกรดแบบปิดผนึก (sealed lead acid battery) ขนาด 4400 milliampere-hourเป็นระบบสำรองไฟในตัว สามารถทำงานได้ประมาณ 6 ชั่วโมง และสามารถรับไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายไฟฟ้าภายนอกขนาด 12-36 volt จึงใช้ไฟฟ้าจากรถและเฮลิคอปเตอร์ได้

เครื่องที่ได้มีรูปแบบและขนาดที่เหมาะสม โดยได้จากเครื่องที่มีการใช้งานอยู่จริงและได้รับคำแนะนำจากแพทย์โรคหัวใจ วิสัญญีแพทย์ และแพทย์เวชศาสตร์ฉุกเฉิน โดยเลือกใช้จอภาพแบบสัมผัสที่ใช้ในโรงงานอุตสาหกรรม ซึ่งคาดว่าน่าจะทนทานต่อการใช้งานในหอผู้ป่วยได้ ซึ่งการดำเนินงานในปีที่สองจะได้จัดทำแบบสอบถามเพื่อให้ผู้ใช้ได้ให้ความเห็นและวัดความทนทานของส่วนประกอบต่าง ๆ ได้

6. ปัญหาและอุปสรรค

การดำเนินโครงการในปีที่ 1 ได้ดำเนินการมาจนแล้วเสร็จตามโครงการ โดยพบอุปสรรคและ

6.1) การเกิดน้ำท่วมใหญ่ในประเทศไทยหลังจากเซ็นสัญญาเมื่อวันที่ 8 สิงหาคม 2554 โดยเริ่มกลับมาดำเนินการต่างๆได้จริงเมื่อเดือน พฤศจิกายน รวมเป็นเวลา 3เดือน เรื่องนี้เป็นเหตุสุดวิสัย จึงได้แก้ไขโดยขอขยายระยะเวลาดำเนินการเป็นเวลา 3 เดือน

6.2) ปัญหาความล่าช้าของระบบงบประมาณ ในการจัดซื้ออุปกรณ์ที่ critical ในการดำเนินการคือ ECG Rhythm Simulator Fluke Impulse 7000DP มาราคาสูง 256,800 และใช้ระยะเวลานานในการจัดซื้อเนื่องจากความล่าช้าของระบบงบประมาณ โดยได้รับมองเครื่องมาใช้งานจริงเมื่อวันที่ 16 พฤษภาคม 2555 จึงทำให้การดำเนินดารต้องล่าช้าจนมาถึงเดือนมิถุนายน ทางโครงการจึงได้แก้ไขโดยเร่งการทำงานด้านการออกแบบและทดสอบ โดยมาสิ้นสุดที่เดือนธันวาคม 2555

6.3) Oximeter modules, Noninvasive blood pressure modules เป็นอุปกรณ์ที่ทางกองอาหารและยาจัดเป็นอุปกรณ์แพทย์ และต้องขออนุญาตยกเว้นเพื่อการนำเข้า ซึ่งใช้เวลาประมาณ 3 เดือน ทางโครงการได้รับอุปกรณ์เพื่อทำการทดสอบจริงในเดือน มกราคม 2555

6.4) อุปกรณ์สำหรับ ECG/Chest impedance (ADS 1298) เป็นวงจรรวมที่เพิ่งออกใหม่ยังคงมีการแก้ไขจากผู้ผลิต และมีความสลับซับซ้อนสูง ตาม specification จะมีความสามารถในการวัด Chest Impedance ด้วย แต่ model ที่มีความสามารถดังกล่าว เป็นตัวถัง Ball grid array ที่ทางโครงการไม่สามารถนำมาบัดกรีในประเทศไทยได้ เนื่องจากต้องใช้เครื่องมือบัดกรีแบบ Flow/Reflow ซึ่งไม่สามารถทำได้ในประเทศไทย ทางโครงการจึงได้แก้ไขโดยการออกแบบวงจรใหม่ด้วยวงจรรวม ADS 1292 ซึ่งออกจำหน่ายภายหลัง และต้องใช้ 2 ตัว เพื่อให้ได้จำนวน ECG Channel ตามที่โครงการต้องการส่งผลให้โครงการล่าช้า

6.5) Corscience ผู้ผลิต ECG/defibrillator Module BDM 65 ปฏิเสธที่จะขาย module ดังกล่าวให้กับโครงการ ทางโครงการจึงได้แก้ไขโดยการออกแบบและทดสอบ ECG module ของโครงการขึ้นเอง

บรรณานุกรม(Biliography)

1. Barry M. Leiner, Vinton G. Cerf, David D. Clark, Robert E. Kahn, Leonard Kleinrock, Daniel C. Lynch, Jon Postel, Larry G. Roberts, Stephen Wolff (2003). A Brief History of Internet. [http://www.isoc.org/internet/history/brief.shtml]
2. Computer History Museum and Web History Center Celebrate 30th Anniversary of Internet Milestone [http://www.computerhistory.org/about/press_relations/releases/20071101/]
3. Ogg, Erica (2007-11-08). "'Internet van' helped drive evolution of the Web". CNET.[http://news.cnet.com/Internet-van-helped-drive-evolution-of-the-Web/2100-1033_3-6217511.html]
4. J G Webster, Design of Pulse oximeter, Taylor & Francis Group LLC, 1997
5. M. Konishi et al , US Patent 3998550,Photo electric oximeter, 1976
6. S A Wilber, US Patent 4407290 , Blood constituent measuring device and method, 1983
7. A C Taylor, US Patent 4759369, Pulse oximeter, 1988
8. P W Cheung et al, US Patent 4819646 , feedback controlled method and apparatus for processing signals used in oximetry, 1989
9. C. Zywietz , A Brief History of electrocardiography – Progress Through Technology [http://www.openecg.net/Tutorials/A_Brief_History_of_Electrocardiography.pdf]
10. http://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography
11. http://en.wikipedia.org/wiki/Blood_pressure#Oscillometric
12. N. Townsend, Medical Electronic, Oscillometric Blood Pressure Measurement Oxford University Press, 2001
13. http://en.wikipedia.org/wiki/Medical_monitor

ภาคผนวก(Appendix)

A รายงานต่างๆที่ได้ส่งตั้งแต่เริ่มโครงการ

1. **เอกสารนำเสนอโครงการ 2554**
2. **ประกาศจุฬา**
3. **รายงานความก้าวหน้าครั้งที่ 1 พ.ศ. 2555**
4. **สรุปรายงานความก้าวหน้าของการวิจัยปี พ.ศ. 2555**

B รายชื่อวิศวกร และผู้ช่วยโครงการ

พ.ศ.	วิศวกร	ผู้ช่วยวิจัย ด้านการเงิน และเอกสาร	ช่างผู้ช่วยวิจัย ผู้ประกอบและทดสอบอุปกรณ์
2554	นายโชติศักดิ์ กฤตยกุลเจริญ นายพิเชษฐ์ บุญหนุน นายอุ่นพงศ์ สุภัคชกุล	น.ส.เกษณี บุญหนุน น.ส.จิราภรณ์ หนองขุ่นสาร	นายอุกฤษฏ์ หมื่นจิตร

C รายการ และราคาของครุภัณฑ์ที่จัดซื้อด้วยเงินของโครงการ

รายการ	**ครุภัณฑ์**	**ราคาที่จัดซื้อ**
1	Fluke Impulse 7000 DP	256,800 บาท
2	Embedded Arm Cortex A8 Touch Screen Linux Computer	83,460 บาท

สรุปภาพรวมของแผนงาน
สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ

โครงการวิจัยเครื่องมือแพทย์ในภาวะวิกฤติชนิดเคลื่อนย้ายได้

Portable Critical Care Medical Devices

ชื่อโครงการวิจัยภายใต้แผนงานวิจัย

(1.) แผนงานวิจัยเครื่องกระตุ้นหัวใจด้วยไฟฟ้าชนิดสองเฟส

Biphasic Portable External Defibril lator

(2.) แผนงานวิจัยเครื่องเฝ้าระวังสัญญาณชีพชนิดเคลื่อนย้ายได้

Portable Vital Sig Monitor

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัย ประจำปี 2554 จำนวนเงิน 2,362,800 บาท
ระยะเวลาทำการวิจัย 1 ปี ตั้งแต่ 8 สิงหาคม 2554 ถึง 8 พฤศจิกายน 2555

หัวหน้าโครงงาน

ผศ.เจิดกุล โสภาวนิตย์ (Cherdkul Sopawanit)
ตำแหน่ง อาจารย์ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ตำแหน่งทางวิชาการ ผู้ช่วยศาสตราจารย์
หน่วยงานต้นสังกัด ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เขตปทุมวัน กทมง 10330
โทรศัพท์ 02-271-4454 โทรศัพท์เคลื่อนที่ 089-926-6568
ที่อยู่ 175/1 ซอยอาคารพิบูลย์วัฒนา 13 ถนนพระราม 6 สามเสนใน พญาไท กทม 10400
โทรศัพท์ 02-615-4806 โทรศัพท์เคลื่อนที่ 089-200-3980
E-mail cherdkul@chula.ac.th

ผู้ร่วมวิจัย

ผศ.นพ.ทายาท ดีสุดจิต (Tayard Desudchit)
ตำแหน่ง อาจารย์ หน่วยโรคระบบประสาทในเด็ก ภาควิชากุมารเวชศาสตร์
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ตำแหน่งทางวิชาการ ผู้ช่วยศาสตราจารย์
หน่วยงานต้นสังกัด หน่วยโรคระบบประสาทในเด็ก ภาควิชากุมารเวชศาสตร์ ตึก สก
ชั้น 11 คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เขตปทุมวัน กทม 10330
โทรศัพท์ 02-256-5275, โทรสาร 02-256-4911
ที่อยู่ 40/30 ซอยอินทามาระ 8 หมู่บ้านสายลมโฮมออฟฟิศ ถนนสุทธิสารวินิจฉัย
เขตพญาไท กทม 10400
โทรศัพท์ 02-615-4806, โทรศัพท์เคลื่อนที่ 089-200-3980
E-mail fmedtds@yahoo.com

ศ.นพ.ดร.นิพนธ์ ฉัตรทิพากร
หน่วยงาน ศูนย์วิจัยและฝึกอบรมสาขาโรคทางไฟฟ้าของหัวใจ
(Cardiac Electrophysiology Research and Training Center)
ภาควิชาสรีรวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ 50200
โทรศัพท์ 053-945-329, โทรสาร 053-945-368
โทรศัพท์ 053-945-329 โทรศัพท์เคลื่อนที่ 089-850-4716
E-mail nchattip@gmail.com

ศ.นพ.อภิชัย คงพัฒนะโยธิน
หน่วยงาน หน่วยโรคหัวใจในเด็ก คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปทุมวัน กทม 10330
โทรศัพท์ 02-256-4951 โทรสาร 02-256-4911
ที่อยู่ 40/30 ซอยนภาศัพท์ ถนนสุขุมวิท เขตวัฒนา กรุงเทพ 10110
โทรศัพท์ 02-256-4951 โทรศัพท์เคลื่อนที่ 089-155-5545
E-mail apichaik@yahoo.com

ประวัติคณะผู้วิจัย

ประวัติส่วนตัว

ชื่อ นายทายาท ดีสุดจิต

อายุ 46 ปี

เพศ ชาย

วันเกิด 11กุมภาพันธ์2509

สถานที่เกิด กรุงเทพ ฯ ,ประเทศไทย

การสมรส สมรสกับ นางสาวสุมิตรา สุเมธวราภา เมื่อวันที่ 9 กันยายน 2543

ที่อยู่ 131ซอยสายลม พหลโยธิน กรุงเทพฯ 10400

ปริญญาและใบรับรองที่ได้รับ

พ.ศ. 2531 แพทย์ศาสตร์บัณฑิต (เกียรตินิยมอันดับหนึ่ง)

พ.ศ. 2532 PERMANENT ECFMG CERTIFICATION 4279352 ECFMG NUMBER

พ.ศ. 2532 II & flex component I

พ.ศ. 2538 Diplomate American Board of Psychiatry and Neuroligy with Special Distinction in Child Neurology Diplomate American Board of pediatrics

พ.ศ. 2539 Diplomate American Board of Clinical Neurophysiology

ประวัติการศึกษาระดับอุดมศึกษาและการศึกษาหลังจากจบปริญญา

พ.ศ. 2525-2531 นิสิตแพทย์ คณะแพทย์ศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

พ.ศ. 2531-2532 แพทย์ใช้ทุนในภาควิชาปรสิตวิทยา คณะแพทย์ศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

พ.ศ. 2532-2534 University of Medicine and, Pediatric Resident. Jersey City NJ, Dentistry of New Jersey

พ.ศ. 2534-2537 State University, Pediatric Neurology Resident of New York Health Science Center of NY, Brooklyn, Brooklyn

พ.ศ. 2535-2537 Pediatric Neurology Chief Resident

พ.ศ. 2537-2539 The , Epilepsy and Clinical Neurophysiology veland OHCle, Cleveland Clinic Foundation

พ.ศ. 2553-2539 Lecturer in Pediatric Neurology, Faculty of Medicine Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

ใบอนุญาตประกอบวิชาชีพเวชกรรม

พ.ศ. 2531 ใบอนุญาตประกอบวิชาชีพเวชกรรมไทย ว.14562

พ.ศ. 2537 Medical, Commonwealth of Pennsylvania L 052117 Physician and Surgeon MD

การเป็นสมาชิกในชมรมและสมาคมทางการแพทย์

พ.ศ. 2531 แพทยสมาคมแห่งประเทศไทย

พ.ศ. 2532 American Academy of Pediatrics

พ.ศ. 2536 American Academy of Neurology

พ.ศ. 2536 Child Neurology Society

พ.ศ. 2537 American Electroencephalographic Society

พ.ศ. 2537 American Epilepsy Society

พ.ศ. 2539 ชมรมโรคลมชักแห่งประเทศไทย

พ.ศ. 2541 สมาคมกุมารเวชศาสตร์แห่งประเทศไทย

งานวิจัย

พ.ศ. 2526 ความหนาของ Tegment Typani ในคนไทย กมล อุดล , ทายาท ดีสุดจิต, สมัย กวีวงศ์ประเสริฐ คณะแพทย์ศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

พ.ศ. 2535 Magnetic Coil Stimulation of Cauda Equina ; E , Amasian;T, Desudchit; M, Lipitz; PJ, Maccabee university of New York State U; R et al, Cracco Health Science Center at Brooklyn

พ.ศ. 2538 Magnetic Resonance Spectroscopy in Immediate Post Ictal Period of Focal Pediatric Epilepsies Wyllie. E, Comair. YC, Ng. T, Desudchit.T the Cleveland Clinic Foundation

พ.ศ. 2538 Three Dimension Reconstruction of High Resolution MRI Imgages of Focal Epileptic Patients undergoing Subdural Electroder Evaluations Leuders. H, Desudchit, T the Clevaland Clinic Foundation

พ.ศ. 2538 In Focal Epilepsy Difference Image in Ictal SPECT Wyllie. Morris E. H, Raja. S, Desudchit. T the Clevaland Clinic Foundation

พ.ศ. 2539 Bicisate SPECT in Focal Epileptic Patients 99-Tc Undergoing Intracarotid Amobarbiatl test the Clevaland Clinic Foundation

พ.ศ. 2540 Analog to Digital Concerter, Biological Amplifier Display Work Stations & Recording Engineering Joint Project & Faculty of Medicine Chulalongkorn University (1st Prize winner for Invention 2000, Thai Research Council)

พ.ศ. 2547-2551 Pulse Oximeter, Medical Device Project, National Research Council of Thailand, Engineering Joint Project & Faculty of Medicine Chulalongkorn University

พ.ศ. 2552 Portable neuro flow metor (1st prize Resident research Project 2010)

พ.ศ. 2553 Blue light Bililight comparison with fluorescent based Bililight (Ongoing research)

พ.ศ. 2553 Respiratory Inductance Plethysmography with Sum Channel (in press)

พ.ศ. 2554 Defibrillator & Bed Side monitor

พ.ศ. 2554 Prehospital Telemedicine

พ.ศ. 2554 MEM Based Body position therapy device

ประวัติคณะผู้วิจัย

<u>ประวัติส่วนตัว</u>

ชื่อ: นาย เจิดกุล โสภาวนิตย์

วัน/เดือน/ปีเกิด: 21 ธันวาคม พ.ศ. 2507

สัญชาติ: ไทย

การศึกษา: วิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2528

วิศวกรรมศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2532

ใบประกอบวิชาชีพ: วิศวกรรมควบคุม ระดับภาคีวิศวกร สาขาไฟฟ้า แขนงไฟฟ้ากำลัง และสื่อสาร

เลขทะเบียน ภฟก. 5464

ประสพการณ์วิชาชีพ :

ปี	**โครงการ**
2532 - 2543	**คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย** *ตำแหน่ง :* อาจารย์ *หน้าที่ความรับผิดชอบ :* สอนวิชาวงจรอิเล็กทรอนิกส์ และวิชาเกี่ยวกับอิเล็กทรอนิกส์กำลัง
2543 - ปัจจุบัน	**คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย** *ตำแหน่ง :* ผู้ช่วยศาสตราจารย์ *หน้าที่ความรับผิดชอบ :* สอนวิชาวงจรอิเล็กทรอนิกส์ และวิชาเกี่ยวกับอิเล็กทรอนิกส์กำลัง
2542 - ปัจจุบัน	**สำนักงานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรม** *ตำแหน่ง :* กรรมการวิชาการมาตรฐาน คณะต่างๆ ดังนี้ 1. กรรมการวิชาการมาตราฐาน เตารีดไฟฟ้า สำนักงานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรม ตั้งแต่วันที่ 5 มกราคม 2543 ถึงปัจจุบัน 2. กรรมการวิชาการมาตราฐาน แผ่นวงจรพิมพ์ สำนักงานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรม ตั้งแต่วันที่ 26 พฤษภาคม 2543 ถึงปัจจุบัน 3. กรรมการวิชาการมาตราฐาน ความปลอดภัยของเครื่องใช้ไฟฟ้าสำหรับใช้ในที่อยู่อาศัย สำนักงานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรม

ปี	โครงการ
	ตั้งแต่วันที่ 28 มิถุนายน พ.ศ. 2543 ถึงปัจจุบัน 4. กรรมการวิชาการมาตราฐาน ระบบกำลังไฟฟ้าต่อเนื่อง สำนักงานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรม ตั้งแต่วันที่ 30 มกราคม 2544 ถึงปัจจุบัน 5. กรรมการวิชาการมาตราฐาน เครื่องประจุแบตเตอรี่ สำนักงานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรม ตั้งแต่วันที่ 30 มกราคม 2544 ถึงปัจจุบัน 6. กรรมการวิชาการมาตราฐาน ตัวผกผันสับเปลี่ยนเองสำหรับระบบกำลังไฟฟ้าต่อเนื่อง สำนักงานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรม ตั้งแต่วันที่ 30 มกราคม 2544 ถึงปัจจุบัน 7. กรรมการวิชาการมาตราฐาน ตัวแปลงผันสารกึ่งตัวนำสำหรับปรับความเร็วรอบของมอเตอร์ สำนักงานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรม ตั้งแต่วันที่ 29 ตุลาคม พ.ศ.2542 ถึงปัจจุบัน
2541 - ปัจจุบัน	ออกแบบระบบไฟฟ้า อาคารของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ตำแหน่ง : ผู้ออกแบบ 1. ออกแบบระบบไฟฟ้าอาคารวิทยกิตติ์ สยามสแควร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยปริมาณโหลดประมาณ 1000 KVA เม. .ย. 2554 2. ออกแบบระบบไฟฟ้าโครงการสร้างขุมกำลังบุคลากรด้านอนุรักษ์พลังงาน อาคารมหาธีราชานุสรณ์ ศูนย์วิทยทรัพยากร จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยปริมาณโหลดประมาณ 2000 KVA มีค.. 2554 3. ออกแบบระบบไฟฟ้าอาคารเรียนรวมและวิจัย อาคารวิศวฯ) คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย (ปี 100 ปริมาณโหลดประมาณ 2000 KVA มค.. 2553 4. ออกแบบระบบสาย MAIN ไฟฟ้าแรงสูง 24 kV อาคารคณะเคมี 1,3 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 1000 KVA ตค.. 2553

ปี	โครงการ
	5. ออกแบบระบบไฟฟ้าอาคารทันตกรรม หลักสูตรทันตกรรมบูรณะเพื่อความสวยงาม และทันตกรรมรากเทียม คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยปริมาณโหลดประมาณ 60 KVA มีค.. 2552 6. ออกแบบระบบไฟฟ้าห้องสมุด อาคาร 3 คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 120 KVA มค.. 2549 7. ออกแบบระบบสาย MAIN ไฟฟ้าแรงสูง 24 kV อาคารคณะเภสัชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 1000 KVA มค.. 2549 8. ออกแบบระบบสาย MAIN ไฟฟ้า อาคารนวัตวิทยาคาร คณะพาณิชยศาสตร์และการบัญชี จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 150 KVA มค.. 2549 9. ออกแบบระบบไฟฟ้าห้องเรียน134และ135 อาคารไชยยศสมบัติ คณะพาณิชยศาสตร์และการบัญชี 1จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 30 KVA มค.. 2549 10. ออกแบบระบบไฟฟ้าห้องเรียน อาคาร 3 (ปีกตะวันออก) คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 740 KVA ตค.. 2548 11. ออกแบบระบบไฟฟ้า อาคารอาคารเรียนและห้องปฏิบัติการศูนย์ปฏิบัติการสัตว์(ส่วนขยาย) สถาบันเทคโนโลยีราชมงคลวิทยาเขตน่าน ปริมาณโหลดประมาณ 300 KVA ตค.. 2548 12. ออกแบบระบบไฟฟ้าอาคารหอนิทรรศการ ปรับปรุงอาคาร) (3 เคมีจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 250 KVA ตค.. 2548 13. ออกแบบระบบไฟฟ้าอาคารเรียนและปฏิบัติการ คณะแพทย์ศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 4000 KVA ตค.. 2548 14. ออกแบบระบบสาย MAIN ไฟฟ้าแรงสูง 24 kV อาคารภาควิชาวิศวกรรมโยธา และภาควิชาวิศวกรรมสิ่งแวดล้อม คณะ

ปี	โครงการ
	วิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 1000 KVA มีค. 2548 15. ออกแบบระบบไฟฟ้าอาคารเรียนรวมศึกษาวัฒนา สถาบันวิจัยสิ่งแวดล้อมแห่งชาติ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 210 KVA มี.ค. 2548 16. ออกแบบระบบไฟฟ้าห้องเรียน อาคาร 3 (ปีกตะวันตก) คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 740 KVA มีค.. 2548 17. ออกแบบระบบไฟฟ้า ห้องปฏิบัติการทางการเงิน อาคารนวตะ คณะพาณิชยศาสตร์และการบัญชี ปริมาณโหลดประมาณ 70 KVA ม.ค. 2548 18. ออกแบบระบบไฟฟ้า อาคารอาคารเรียนและห้องปฏิบัติการศูนย์ปฏิบัติการสัตว์ สถาบันเทคโนโลยีราชมงคล วิทยาเขตน่าน ปริมาณโหลดประมาณ 300 KVA ก.ย. 2547 19. ออกแบบระบบไฟฟ้า อาคารภาควิชาวิศวกรรมโยธา และภาควิชาวิศวกรรมสิ่งแวดล้อม คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 1000 KVA ก.ค. 2546 20. ออกแบบระบบไฟฟ้าห้องเรียน อาคาร 3 คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 740 KVA เม.ย. 2546 21. ออกแบบระบบไฟฟ้า อาคารโรงอาหาร สำนักวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 130 KVA มี.ค. 2546 22. ออกแบบระบบไฟฟ้า โรงยิมเนซี่ยม 1 สำนักวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 170 KVA มี.ค. 2546 23. ออกแบบระบบไฟฟ้า อาคารล็อกเกอร์อาจารย์ชาย-หญิง สำนักวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 170 KVA มี.ค. 2546 24. ออกแบบระบบไฟฟ้า อาคารยิมเนเซี่ยม2 สำนักวิทยาศาสตร์

ปี	โครงการ
	การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 130 KVA มี.ค. 2546 25. ออกแบบระบบไฟฟ้าห้องเรียนและห้องทำงานอาจารย์ อาคาร1 สำนักวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 230 KVA มี.ค. 2546 26. ออกแบบระบบไฟฟ้า อาคารศูนย์สัมนา และฝึกอาชีพ ด้านวิทยาศาสตร์สุขภาพ สำนักงานมหาวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 350 KVA มี.ค. 2546 27. ออกแบบระบบไฟฟ้า ห้อง POST-PRODUCTION คณะนิเทศศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 50 KVA มี.ค. 2546 28. ออกแบบระบบไฟฟ้าอาคารวิจัยและปฏิบัติการ สถานีวิจัยสัตว์ทะเล อ่างศิลา จ.ชลบุลี คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 230 KVA ก.พ. 2546 29. ออกแบบระบบไฟฟ้าห้องปฏิบัติการทดสอบอัคคีภัย ภาควิชาวิศวกรรมโยธา คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 230 KVA ก.พ.. 2546 30. ออกแบบระบบไฟฟ้าห้องเรียนและห้องทำงานอาจารย์ อาคารวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 360 KVA พ.ค. 2545 31. ออกแบบระบบไฟฟ้าห้องเรียนและห้องทำงานอาจารย์ อาคารวิศวกรรมไฟฟ้าแรงสูง คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 100 KVA พ.ค. 2545 32. ออกแบบระบบไฟฟ้าห้องเรียนและห้องทำงานอาจารย์ อาคาร 2 คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 40 KVA เม.ย. 2545 33. ออกแบบระบบไฟฟ้า ห้องพักอาจารย์ ภาควิชาสังคมวิทยาและมนุษย์วิทยา คณะรัฐศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 15 KVA มี.ค. 2545 34. ออกแบบระบบไฟฟ้าห้องเรียนและห้องทำงานอาจารย์ อาคาร 1 คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณ

ปี	โครงการ
	โหลดประมาณ 60 KVA ม.ค. 2545 35. ออกแบบระบบสาย MAIN ไฟฟ้า อาคารปฏิบัติการวิจัย คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 500 KVA ม.ค. 2544 36. ออกแบบระบบไฟฟ้า อาคารอรุณสรเทศน์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 150 KVA พ.ค. 2543 37. ออกแบบระบบไฟฟ้า อาคารกิจการนิสิต คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 260 KVA ธ.ค. 2541 38. ออกแบบระบบไฟฟ้าห้องปฏิบัติการวิจัย อาคารโคลัมโบ คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปริมาณโหลดประมาณ 40 KVA พ.ย. 2541
2534	***โครงการบัลลาสต์อิเล็กทรอนิกส์สำหรับหลอดฟลูออเรสเซนต์.*** *ตำแหน่ง :* ผู้ช่วยวิจัย *หน้าที่ความรับผิดชอบ : ออกแบบ วิเคราะห์วงจรเพื่อให้เกิดการประหยัดพลังงาน*

PROFESSIONAL EXPERIENCE ON RESEARCH PUBLISHED:

1. นายจักรกฤษณ์ เคลือบวัง และ เจิดกุล โสภาวนิตย์, 20 –2548 .ค.ต 21, การออกแบบวงจรขยายเสียงคลาสดีร่วมกับคลาสเอ, การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 28, หน้า 109-112
2. ศุกร์ศักดิ์สิทธิ์ ลิ้มลือชา และ เจิดกุล โสภาวนิตย์ , 20–2548 .ค.ต 21, เครื่องขยายกำลังแบบวิธีสวิตช์ที่มีภาคควบคุมเสียงหอน(คลาสดี), การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 28, หน้า 113-116
3. ศุกร์ศักดิ์สิทธิ์ ลิ้มลือชา และ เจิดกุล โสภาวนิตย์, 20 –2548 .ค.ต 21, ภาคควบคุมเสียงหอนที่ประยุกต์ใช้นอตช์ฟิลเตอร์ร่วมกับภาคตรวจจับเสียงหอน, การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 28, หน้า 956-953
4. ทายาท ดีสุดจิต เจิดกุล โสภาวนิตย์ และคณะ, 2547, เครื่องตรวจวัดระดับความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง, โครงการวิจัยบูรณาการตามแผนงานด้านยา เคมีภัณฑ์ และวัสดุอุปกรณ์ทางการแพทย์ สภาวิจัยแห่งชาติ
5. บุญนิตย์ ทวีบูรณ์ , สร้อยศิริ ทวีบูรณ์ และ เจิดกุลโสภาวนิตย์, เมื่อ 2547.ย.พ 26, ชุดตรวจจุลินทรีย์ในช่องปาก, อนุสิทธิบัตรเลขที่ 1578
6. ธันวา ตันสถิตย์ เจิดกุล โสภาวนิตย์ และไพรัช มีบุตรภักดี, พ.ศ. 2546, เครื่องใส่ลมในช่องท้องอัตโนมัติ MTEC P2 สำหรับการผ่าตัดด้วยกล้อง, โครงการวิจัยเงินทุนสถาบันวิจัยโลหะและวัสดุแห่งชาติ
7. ทายาท ดีสุดจิต, เจิดกุล โสภาวนิตย์ และ มานพ วงสายสุวรรณ, พ.ศ. 2543, “เครื่องตรวจวัดและแสดงผลคลื่นไฟฟ้าสมองด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์”, ทุนรัชดาภิเษก และได้รับรางวัลที่ 1 ด้านการแพทย์และสาธารณะสุขจากงานประกวดงานประดิษฐ์คิดค้น, สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ กระทรวงวิทยาศาสตร์ เทคโนโลยีและสิ่งแวดล้อม
8. C.Wanichtaveewat,เจิดกุล โสภาวนิตย์ และ สุชิน อรุณสวัสดิ์วงศ์ “Design of A Switching Audio Power Amplifier with Two-Level DC Power Supply by the Method of Inequalities, November 23-24, 2000.," Proceedings of the 23rd Electrical Engineering Conference (EECON), Chiang Mai, Thailand, pp. 161-164, (Oral)
9. ทายาท ดีสุดจิต, วิโรจน์ พงษ์พันธ์เลิศ, สุวรรณี พันเจริญ, จิรวรรณ โมกแก้ว และ เจิดกุล โสภาวนิตย์, พฤศจิกายน 2541, ”เครื่องตรวจวัดการไหลของอากาศโดยอาศัยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ.”, จุฬาวิจัย ปีที่ 17 ฉบับที่ 11 : หน้า 16 – 20.
10. Boonyanit Thaweboon, Jirapan Panvuttikorn, Sroisiri Thaweboon and Jerdkul Sopavanit , July-August 1993, ”Evaluation of the Permeability of Latex Gloves Used in Dental Practice.”, Journal of the Dental Association of Thailand Volume 43 Number 4 : pp. 212-217.

11. ยุทธนา กุลวิทิต และ เจิดกุล โสภาวนิตย์. , พ.ศ.2534, บัลลาสต์อิเล็กทรอนิกส์สำหรับหลอดฟลูออเรสเซนต์. กรุงเทพมหานคร : ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย. หน้า. 12 (สิ่งประดิษฐ์นี้ถูกนำไปใช้จริงในอุตสาหกรรมผลิตบัลลาสต์อิเล็กทรอนิกส์ และได้รับรางวัลชมเชยงานประกวดสิ่งประดิษฐ์ของจุฬาฯ)