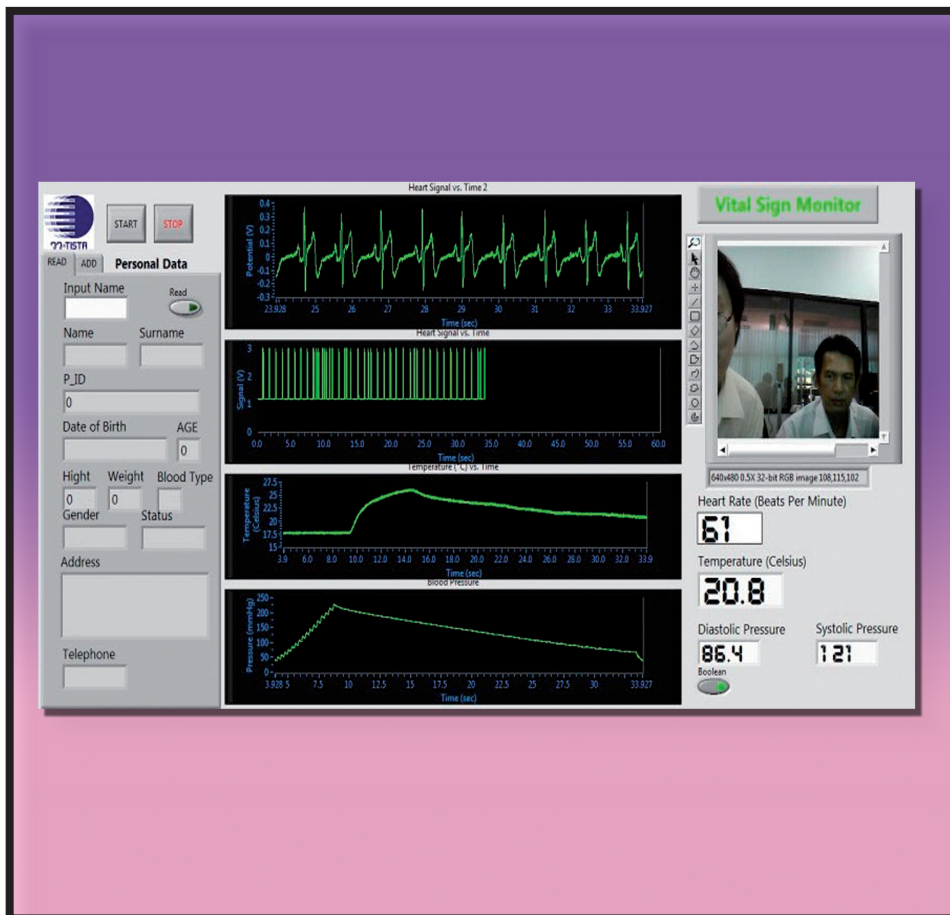




โครงการวิจัยที่ ภ. 56-07 / ย. 5 / รายงานฉบับที่ 1 (ฉบับสมบูรณ์)

การพัฒนาระบบโทรเวชกรรม สำหรับการตรวจสัญญาณชีพ และคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



สถาบันวิจัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งประเทศไทย
กระทรวงวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี

สถาบันวิจัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งประเทศไทย

โครงการวิจัยที่ ภ.56-07

การพัฒนาวัสดุและอุปกรณ์ทางการแพทย์เพื่อส่งเสริมสุขภาพของกลุ่มผู้สูงอายุ

โครงการย่อยที่ 5

การพัฒนาระบบโทรเวชกรรมสำหรับการตรวจสัญญาณชีพและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

รายงานฉบับที่ 1 (ฉบับสมบูรณ์)

การพัฒนาระบบโทรเวชกรรมสำหรับการตรวจสัญญาณชีพ
และคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

โดย

เอกชัย ธรรมสัจย์

นรา สุประพัฒน์โกศา บุญเตือน มงคลถาวร

ธนีสร์ ้วยโรจนวงศ์ สมศักดิ์ เปรมประสงค์

สุพัฒน์ นวลโกฏ อรุณรัตน์ แสนสิ่ง

ทรงเกียรติ รอดแดง สายชล เสถียรดี

ชัยชนะ ทัดพรหม อนันต์ พิมพินิจ

วินัย พิมพินิจ ลิฤทธิ ดิษฐสอน

บรรณาธิการ

นฤมล รื่นไวย์

บุญเรียม น้อยชุมแพ

สลิลดา พัฒนศิริ

ว. ปทุมธานี 2558

สงวนลิขสิทธิ์

รายงานฉบับนี้ได้รับการอนุมัติให้พิมพ์โดย
ผู้ว่าการสถาบันวิจัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งประเทศไทย



(นายจวุฒิ เสาवพฤษ์)
ผู้ว่าการ

กิตติกรรมประกาศ

โครงการพัฒนาระบบโทรเวชกรรมสำหรับการตรวจสัญญาณชีพและคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำเร็จลุล่วงด้วยดี เนื่องจากได้รับการสนับสนุนงบประมาณจากสำนักงบประมาณ ซึ่งคณะผู้ดำเนินงานใคร่ขอแสดงความขอบคุณเป็นอย่างสูง นอกจากนี้ ยังมีพนักงาน วว. อีกหลายท่านที่อำนวยความสะดวกในการประสานงานด้านต่างๆ ทำให้โครงการสำเร็จตามวัตถุประสงค์ ทั้งด้านธุรการ, เอกสาร และการเงิน ซึ่งไม่สามารถกล่าวได้ทั้งหมดในที่นี้ ทางคณะผู้ดำเนินงานขอแสดงความขอบคุณไว้ ณ ที่นี้เช่นกัน.

สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	ก
สารบัญตาราง	ค
สารบัญรูป	ง
ABSTRACT	1
บทคัดย่อ	2
1. บทนำ	3
2. วัสดุ อุปกรณ์ และวิธีการ	11
3. ผลการทดลองและวิจารณ์	26
4. สรุปผลการทดลอง	31
5. ข้อเสนอแนะ	32
6. เอกสารอ้างอิง	33
ภาคผนวก	34

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1. ช่วงเวลาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	19
ตารางที่ 2. ข้อมูลการวัดอุณหภูมิร่างกาย	27
ตารางที่ 3. ข้อมูลการวัดความดันเลือด	27
ตารางที่ 4. ข้อมูลการวัดอัตราการเต้นหัวใจ	28
ตารางที่ 5. กลุ่มเป้าหมายการนำผลงานวิจัยไปใช้ประโยชน์ รูปแบบการนำไปใช้ประโยชน์ และผลลัพธ์และผลกระทบที่คาดว่าจะเกิดขึ้น	32

สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 1. ตัวอย่างระบบโทรเวชกรรม	4
รูปที่ 2. ตัวอย่างอุปกรณ์การวัดพื้นฐานทางแพทย์ของสถานพยาบาลต้นทาง	5
รูปที่ 3. ตัวอย่างข้อมูลการวัดที่แสดงบนหน้าจอของศูนย์โรงพยาบาล	5
รูปที่ 4. เทอร์มิสเตอร์	12
รูปที่ 5. อุปกรณ์เชื่อมต่อ	13
รูปที่ 6. เซ็นเซอร์วัดความดัน	14
รูปที่ 7. กราฟแสดงความดันเลือดขณะลดความดันในสายพินแขนแปรผันตามเวลา	15
รูปที่ 8. กราฟแสดงความดันเลือดช่วงเวลาที่สนใจ	16
รูปที่ 9. กราฟแสดงข้อมูลความดันเลือดลบสมการเชิงเส้นและเกณฑ์ $\pm 2\sigma$	16
รูปที่ 10. เซ็นเซอร์วัดการเต้นหัวใจ	17
รูปที่ 11. คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	18
รูปที่ 12. เซ็นเซอร์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	19
รูปที่ 13. การติดอิเล็กโทรดบนร่างกาย	19
รูปที่ 14. อัลกอริทึมการวัดอุณหภูมิ	20
รูปที่ 15. อัลกอริทึมการวัดความดันเลือด	21
รูปที่ 16. อัลกอริทึมการวัดอัตราเต้นหัวใจ	22
รูปที่ 17. อัลกอริทึมการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	23
รูปที่ 18. Front panel โปรแกรมควบคุมระบบ	24
รูปที่ 19. Block diagram โปรแกรมควบคุมระบบ	25
รูปที่ 20. สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของอาสาสมัคร	29

DEVELOPMENT OF TELEMEDICINE FOR VITAL-SIGN AND ECG DIAGNOSIS

Ekachai Thammasat, Nara Suprapatpoka, Boonteun Mongkoltalang,
Thanit Vairojanawong, Somsak Premprasong, Suphat Nongoust,
Arunrat Saensing, Songkiat Roddeang, Saichon Satiendee, Chaichana Thatprom,
Anan Pimpinij, Winai Pimpinij and Lilit Ditsorn

ABSTRACT

The objective of this research project was to develop telemedicine system for vital-sign and electrocardiogram (ECG) diagnosis including video and audio communications. The communication technology was applied to design the system for long distance medicine so that the doctor and the patient can communicate in different places. As a result, the patient can save time and expense for going to see the doctor. Furthermore, the doctor living anywhere can continuously follow the severe patient having trouble with traveling. The development applied thermistor sensor for body temperature measurement, microelectromechanical system for blood pressure measurement, low frequency electromagnetic field for heart rate measurement, and 3-pole electrode for ECG measurement. All sensors were connected to an interface to input signals to a computer. The controlling program displaying the 4 signals at same time based on 4-dimension arrays was developed from LabVIEW programming. The program can also display through internet for telemedicine. From experiments, the measurements were compared with the same purposed instruments and the results were not statistically significant difference at the 0.05 level.

การพัฒนาระบบโทรเวชกรรมสำหรับการตรวจสัญญาณชีพ และคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกชัย ธรรมสัจย์¹, นรา สุประพัฒน์โกศา¹, บุญเดือน มงคลถาวร¹,
ธนีสร์ ้วยโรจนวงศ์¹, สมศักดิ์ เปรมประสงค์¹, สุพัฒน์ นวลโกฏ¹,
อรุณรัตน์ แสนสิง¹, ทรงเกียรติ รอดแดง¹, สายชล เสถียรดี¹,
ชัยชนะ ทัดพรหม¹, อนันต์ พิมพินิจ¹, วินัย พิมพินิจ¹ และ ฤทธิ ดิษฐสอน¹

บทคัดย่อ

โครงการวิจัยนี้ มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาระบบโทรเวชกรรมสำหรับการตรวจสัญญาณชีพและคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบออนไลน์ผ่านอินเทอร์เน็ต รวมทั้งการสื่อสารด้วยภาพและเสียง สำหรับใช้สื่อสารระหว่างแพทย์และคนไข้ ซึ่งเป็นการประยุกต์ใช้เทคโนโลยีการสื่อสารเพื่อลดการเดินทางไปพบแพทย์และประหยัดเวลา ยกตัวอย่างผู้ป่วยที่มีปัญหาการเดินทางแต่ต้องพบแพทย์ประจำ การพัฒนาการวัดอุณหภูมิร่างกายใช้เซ็นเซอร์ชนิดเทอร์มิสเตอร์, การวัดความดันใช้เซ็นเซอร์ระบบไฟฟ้าเครื่องกลจุลภาค, การวัดอัตราเต้นหัวใจใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำ และการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจใช้อิเล็กโทรด 3 ขั้ว โดยเซ็นเซอร์ทั้งหมดต่อเชื่อมกับอุปกรณ์เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์. การพัฒนาโปรแกรมควบคุมระบบใช้ LabVIEW ในการพัฒนาโปรแกรมให้แสดงผลพร้อมกันด้วยอาร์เรย์ 4 มิติ และสามารถแสดงผลผ่านอินเทอร์เน็ตได้ จากการทดลองการวัดต่างๆ เปรียบเทียบกับเครื่องมือชนิดเดียวกัน พบว่า ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05.

¹ ฝ่ายวิศวกรรม, สถาบันวิจัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งประเทศไทย (วว.)

1. บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย

ทุกวันนี้แต่ละโรงพยาบาลมีผู้ป่วยเข้าพบแพทย์เพื่อทำการตรวจรักษาร่างกายจำนวนมาก ซึ่งผู้ป่วยส่วนใหญ่ต้องมาถึงโรงพยาบาลแต่เช้าตรู่และใช้เวลาหลายชั่วโมงในโรงพยาบาลเพื่อรอรับการตรวจรักษา โดยเฉพาะโรงพยาบาลขนาดใหญ่หรือโรงพยาบาลที่รักษาโรคเฉพาะทางนั้น ผู้ป่วยบางรายต้องเดินทางมาจากต่างจังหวัด ซึ่งต้องใช้เวลาเดินทางมาและกลับหลายวัน.

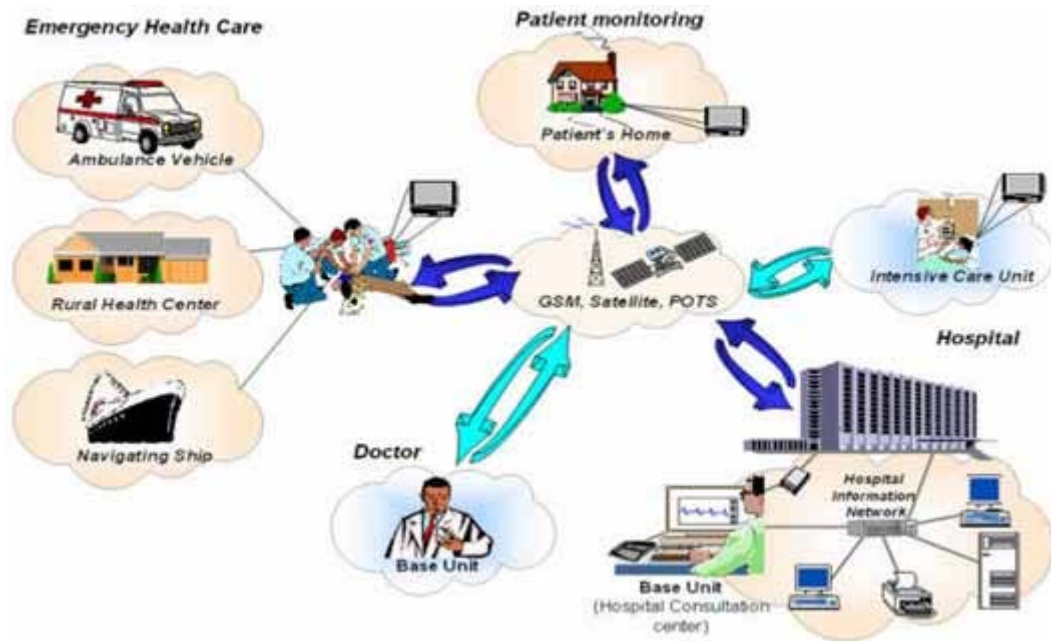
ในปัจจุบันวิวัฒนาการทางเทคโนโลยีการสื่อสารมีความก้าวหน้าเป็นอย่างมาก โดยเฉพาะการสื่อสารระยะทางไกล การพูดคุยสามารถทำได้สะดวกขึ้น เช่น การพูดคุยผ่านโทรศัพท์, การรับส่งข้อมูลทาง email, การรับส่งรูปและเสียงผ่านทาง website, การพูดคุยแบบเห็นหน้าและลักษณะท่าทางผ่านทางโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ซึ่งหากนำเทคโนโลยีเหล่านี้ไปใช้ให้ผู้ป่วยสามารถพูดคุยกับแพทย์ผู้เชี่ยวชาญได้โดยที่ตัวผู้ป่วยไม่ต้องเดินทางมาโรงพยาบาลได้นั้น จะทำให้เกิดการพัฒนาคุณภาพชีวิตของคนในสังคมเมืองและสังคมชนบทให้ทัดเทียมกัน.

ระบบโทรเวชกรรม (กฎวิกรยพงค์ 2554) เป็นการนำเอาเทคโนโลยีด้านการสื่อสารโทรคมนาคมมาประยุกต์ใช้กับงานทางด้านทางการแพทย์สาธารณสุข โดยการส่งสัญญาณผ่านสื่อซึ่งอาจจะเป็นสัญญาณดาวเทียมหรือใยแก้วนำแสงควบคู่ไปกับการใช้งานระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ เพื่อให้การรักษาพยาบาลหรือการปฐมพยาบาลแก่ผู้ป่วย สามารถทำได้โดยไม่มีข้อจำกัดในเรื่องของระยะทาง, สถานที่ หรือการขาดแคลนบุคลากรแพทย์ในพื้นที่ห่างไกล.

ลักษณะการทำงานของระบบจะช่วยให้แพทย์ต้นทางและปลายทางสามารถติดต่อกันได้ด้วยภาพเคลื่อนไหวและเสียง ซึ่งทำให้สามารถแลกเปลี่ยนข้อมูลกันใช้ระหว่างกันและกัน ทั้งทางด้านภาพ เช่น फिल्मเอกซเรย์และสัญญาณเสียงจากเครื่องมือแพทย์ อาทิเช่น การเต้นของหัวใจ พร้อมทั้งการแลกเปลี่ยนประสบการณ์และการปรึกษามีเหมือนกับคนไข้อยู่ในห้องเดียวกัน. นอกจากนี้ การแพทย์ทางไกลยังนำมาใช้ในการประชุมปรึกษาหารือทางไกล แพทย์ต้นทางและแพทย์ปลายทางกับการศึกษาต่อเนื่องทางไกล และการเชื่อมโยงเครือข่ายคอมพิวเตอร์ระหว่างส่วนกลางและส่วนภูมิภาคอีกด้วย.

อย่างไรก็ตาม ณ สถานีลูกข่ายหรือสถานที่ปลายทาง ควรมีบุคลากรที่มีความรู้พื้นฐานด้านสาธารณสุขคอยให้คำแนะนำแก่ผู้ป่วยพร้อมกับสามารถรู้วิธีการใช้งานอุปกรณ์พื้นฐานทางการแพทย์ได้ ตัวอย่างระบบโทรเวชกรรม ดังแสดงในรูปที่ 1. เมื่อมีผู้บาดเจ็บจากอุบัติเหตุ หน่วยพยาบาลเคลื่อนที่เร็วทำการปฐมพยาบาลเบื้องต้นให้กับผู้บาดเจ็บพร้อมกับส่งข้อมูลการบาดเจ็บ และข้อมูลส่วนตัวของผู้บาดเจ็บไปยังศูนย์โรงพยาบาลผ่านอินเทอร์เน็ต จากนั้นแพทย์ประจำโรงพยาบาลจะตรวจสอบประวัติการรักษาของผู้บาดเจ็บไว้เป็นข้อมูลเบื้องต้นพร้อมกับให้คำแนะนำการ

รักษาพยาบาลที่สำคัญให้กับหน่วยพยาบาลเคลื่อนที่เร็ว เพื่อที่จะนำผู้ป่วยเจ็บส่งไปยังสถานพยาบาล สำหรับในกรณีที่แพทย์ผู้เชี่ยวชาญไม่ได้ประจำอยู่ที่ศูนย์โรงพยาบาล ระบบก็สามารถที่จะติดต่อแพทย์เพื่อให้ข้อมูลพร้อมกับขอรับคำแนะนำด้านการรักษาได้.



รูปที่ 1. ตัวอย่างระบบโทรเวชกรรม.

นอกจากกรณีที่เกิดอุบัติเหตุแล้ว ผู้ป่วยที่รักษาตัวเองอยู่ที่บ้าน หรือผู้ป่วยที่รักษาตัวอยู่ในไอซียูของสถานพยาบาลที่อื่น ก็สามารถที่จะส่งข้อมูลการวัดของผู้ป่วยผ่านระบบสื่อสารเข้าไปที่ศูนย์โรงพยาบาล เพื่อให้แพทย์ประจำตัวผู้ป่วย หรือแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะด้าน ทำการเฝ้าดู และวินิจฉัยอาการของผู้ป่วยได้.

สำหรับตัวอย่างของอุปกรณ์การวัดพื้นฐานทางแพทย์ของสถานพยาบาลต้นทาง ดังแสดงในรูปที่ 2 และข้อมูลการวัดที่แสดงบนหน้าจอของศูนย์โรงพยาบาล ดังแสดงในรูปที่ 3.



รูปที่ 2. ตัวอย่างอุปกรณ์การวัดพื้นฐานทางแพทย์ของสถานพยาบาลต้นทาง.



รูปที่ 3. ตัวอย่างข้อมูลการวัดที่แสดงบนหน้าจอของศูนย์โรงพยาบาล.

โครงการพัฒนาระบบโทรเวชกรรม (telemedicine) นี้ จะทำให้แพทย์สามารถตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่อยู่ในสถานที่ห่างไกลกันได้ โดยผู้ป่วยสามารถส่งข้อมูลเบื้องต้นต่างๆ ที่แพทย์จำเป็นต้องใช้ในการวินิจฉัยโรคได้ เช่น สัญญาณชีพ (vital signs) ได้แก่ อุณหภูมิร่างกาย, ความดันโลหิต, อัตราชีพจรและหายใจ, เสียงปอด และเสียงหัวใจ รวมทั้งสัญญาณคลื่นหัวใจ (ECG), สีหน้า และลักษณะบาดแผล ซึ่งแพทย์สามารถสังเกตได้ผ่านระบบออนไลน์แบบ real time. ข้อมูลเบื้องต้นต่างๆ เหล่านี้เพียงพอสำหรับแพทย์สามารถตรวจวินิจฉัยได้ หากเป็นโรคหรืออาการที่ไม่ร้ายแรงหรือรุนแรงมาก

แพทย์สามารถออกไปส่งซื้อยาทางอินเทอร์เน็ตและให้ผู้ป่วยนำไปหาซื้อยาเองได้ ทำให้ช่วยลดเวลาในการเดินทางและรอคอยในการพบแพทย์ได้เป็นอย่างมาก.

1.2 การทบทวนวรรณกรรม/สารสนเทศที่เกี่ยวข้อง

Pavlopoulos *et al.* (1998) กล่าวว่า การดูแลรักษาผู้ป่วยอย่างเหมาะสมก่อนนำตัวส่งโรงพยาบาล มีหลายกรณีที่ทำให้ผู้ป่วยมีโอกาสรอดชีวิตได้มากขึ้น Pavlopoulos และคณะ ได้พัฒนาอุปกรณ์ช่วยในการรักษาที่สามารถตรวจวินิจฉัยทางไกลได้ โดยการให้ข้อมูลสนับสนุนการพยาบาล และให้คำปรึกษาจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นสามารถส่งสัญญาณที่สำคัญ และภาพนิ่งของผู้ป่วย จากสถานที่เกิดเหตุไปยังศูนย์ให้คำปรึกษา โดยใช้โทรศัพท์เคลื่อนที่เครือข่าย GSM. อุปกรณ์นี้ทำให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญที่ศูนย์สามารถประเมินผลข้อมูลของผู้ป่วยได้และให้คำแนะนำแก่ผู้ปฐมพยาบาลเพื่อดูแลอย่างเหมาะสมกระทั่งนำตัวผู้ป่วยส่งถึงโรงพยาบาล.

ศิริเนาวกุล (2554) กล่าวถึง สตีเวน กรีนเบิร์ก ผู้เชี่ยวชาญโรคหัวใจแห่งโรงพยาบาลเซนต์ฟรานซิส นิวยอร์ก ได้เชื่อมต่อเครื่องวัดจังหวะหัวใจไปยังคนไข้ตามบ้านโดยผ่านระบบอินเทอร์เน็ต ทำให้กรีนเบิร์กสามารถตรวจวัดความผิดปกติจังหวะการเต้นของหัวใจคนไข้ตามบ้านหลายแห่งได้ตลอดเวลาโดยไม่จำเป็นต้องขับรถเดินทางไปยังบ้านต่างๆ ทำให้สามารถดูแลคนไข้ได้จำนวนมาก เพราะไม่ต้องเสียเวลาเดินทาง. กรีนเบิร์กได้รับความสะดวกยิ่งขึ้นเพราะข้อมูลที่สำคัญและจำเป็นของคนไข้ ถูกบันทึกอย่างอัตโนมัติที่ห้องทำงาน ทำให้วิเคราะห์ผลและหาทางป้องกันความผิดปกติจังหวะการเต้นของหัวใจได้ ตัวอย่างเช่น ถ้าคนไข้มีอาการล้มลงหมดสติและคุณหมอได้เห็นจังหวะการเต้นของหัวใจผิดปกติ ก็สามารถเรียกหน่วยพยาบาลรับตัวคนไข้จากบ้านมาทำการรักษาอย่างรีบด่วนได้ทันที โดยไม่เกิดโรคหัวใจวายเฉียบพลันและสามารถรักษาชีวิตคนไข้ได้. ระบบไร้สายเพื่อการดูแลคนไข้ตามบ้านนี้ ทำให้คนไข้ได้รับความสะดวกด้วยเพราะไม่ต้องเดินทางมาหาหมอบ่อยๆ. นอกจากนี้ กรีนเบิร์ก ยังใช้จาวีตีโอเพื่อติดตามผลการผ่าตัดตมองคนไข้ และมีการใช้ระบบการแพทย์ทางไกลผ่านอินเทอร์เน็ต เพื่อเชื่อมต่อกับคนไข้ทั่วโลกถึง 60,000 รายต่อปี ตั้งแต่คนไข้ในคุกจนถึงคนไข้ที่ขั้วโลกใต้ และผู้โดยสารบนเรือในมหาสมุทรเพื่อช่วยเหลือคนไข้.

Qasim *et al.* (2007) ประยุกต์ใช้โทรเวชกรรม เพื่อเตรียมการผ่าตัดและติดตามผลหลังการผ่าตัด โดยปราศจากการเดินทาง หากการประยุกต์ใช้โทรเวชกรรมในรูปแบบที่เหมาะสมทางเทคนิค และคลินิก จะทำให้เกิดประสิทธิผลในการสนับสนุนการรักษาสุขภาพทางไกลได้ ประโยชน์อื่นๆ ได้แก่ การใช้จ่ายอย่างมีประสิทธิภาพเท่าที่จำเป็น เช่น การลดค่าใช้จ่ายในการเดินทาง, การให้บริการที่ทั่วถึง และการเพิ่มคุณภาพชีวิต.

Klymash, Romanchuk and Krasko (2010) นำเสนอโทรเวชกรรมสำหรับมิติใหม่ในการรักษาพยาบาล โดยการพัฒนาการให้ความช่วยเหลือจากผู้เชี่ยวชาญและการแลกเปลี่ยนสารสนเทศทางไกลสำหรับการรักษาด้วยการประยุกต์ใช้เทคโนโลยีสารสนเทศสมัยใหม่. เทคโนโลยีสารสนเทศที่

ประยุกต์ใช้ในระบบโทรเวชกรรม ได้แก่ การตรวจวินิจฉัยและการให้คำปรึกษาแก่คนไข้, การศึกษาเพิ่มเติมหลังสำเร็จการศึกษาทางการแพทย์, การฝึกปฏิบัติเพิ่มเติมสำหรับแพทย์และพยาบาล รวมทั้งการแลกเปลี่ยนสารสนเทศเชิงการจัดการอย่างเป็นทางการระหว่างผู้มีอำนาจและสถานพยาบาล. จำนวนโดยรวมที่พัฒนาขึ้นของระบบโทรเวชกรรมในโลกอยู่ประมาณ 100,000-200,000 ต่อปี และการพัฒนาเทคโนโลยีสารสนเทศนี้ ในประเทศที่พัฒนาแล้วแสดงให้เห็นว่าเครือข่ายการสื่อสารทางไกลที่ทุกคนสามารถเข้าถึงได้ ทำให้ทุกคนได้รับโอกาสการรักษาแบบทางไกลโดยไม่ต้องเดินทางเพื่อรับการรักษาที่คลินิก.

1.3 ทฤษฎีและสมมติฐาน

SCADA (Supervisory Control And Data Acquisition) หมายถึง ระบบควบคุมและประมวลผลแบบศูนย์รวม เป็นระบบที่ใช้ในการรวบรวมและจัดการข้อมูล แสดงผลของการทำงาน ตรวจรับ-ส่งข้อมูล และควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ โดยเฉพาะกับอุปกรณ์ที่อยู่ห่างไกลไปจากศูนย์ควบคุมและไม่มีเจ้าหน้าที่ปฏิบัติงานที่สถานีนั้นๆ.

ซอฟต์แวร์ SCADA โดยทั่วไปสามารถเชื่อมโยงกับอุปกรณ์ควบคุมปลายทางได้หลากหลายแทบทุกชนิดทุกรุ่นและทุกยี่ห้อ ไม่ว่าจะเป็นตัวควบคุมกระบวนการอย่าง PID loop controller อุปกรณ์ควบคุมซีเควนซ์ อย่าง PLC (Programmable Logic Controller) และอุปกรณ์วัดค่าระยะไกลอย่าง RUT (Remote Terminal Unit) เพื่อนำข้อมูลในอุปกรณ์ควบคุมเหล่านี้มาแสดงผลบนหน้าจอในลักษณะของภาพกราฟิกและเฝ้าติดตามบันทึกข้อมูลในกระบวนการผลิตเพื่อนำมาวิเคราะห์เชิงสถิติ รวมถึงการเฝ้าระวังความผิดปกติก่อนที่จะเกิดความเสียหาย.

เนื่องจากระบบ SCADA เป็นระบบควบคุมและแสดงผลข้อมูลระยะไกล ซึ่งอาศัยโครงข่ายการสื่อสารและอุปกรณ์สื่อสารต่างๆ ในการติดต่อระหว่างศูนย์ควบคุม (สถานีหลัก) และสถานีสนามที่ทำการตรวจวัดข้อมูลที่ต้องการ ดังนั้น ระบบโครงข่ายการสื่อสารจึงมีความสำคัญต่อการทำงานของระบบเป็นอย่างยิ่ง และจะต้องมีความเชื่อถือได้สูงมาก เพื่อให้ศูนย์ควบคุมสามารถติดตามสถานะต่างๆ ที่เกิดขึ้น และควบคุมอุปกรณ์ที่ติดตั้งอยู่ที่สถานีสนามได้ตลอดเวลา อย่างถูกต้องและต่อเนื่อง.

ส่วนประกอบหลักของระบบ SCADA ประกอบด้วยส่วนต่างๆ ดังต่อไปนี้ :

1. หน่วยควบคุมระยะไกล จะถูกต่อกับเครื่องมือวัดและรวบรวมข้อมูล ทั้งค่าอนาล็อกหรือ ดิจิทัล แล้วนำเอาค่าที่ทำการตรวจวัดได้มาทำการประมวลผลและส่งกลับไปแสดงที่ศูนย์ควบคุมโดยผ่านระบบสื่อสาร นอกจากนั้น RTU ยังจะต้องรับคำสั่งในการควบคุมอุปกรณ์จากศูนย์ควบคุมด้วย.

2. ระบบสื่อสาร ทำหน้าที่รับ-ส่งข้อมูล หรือคำสั่งระหว่าง RTU กับ RTU หรือ RTU กับศูนย์ควบคุม ซึ่งระบบการสื่อสารของระบบ SCADA สามารถที่จะใช้สื่อต่างๆ ในการสื่อสาร เช่น สัญญาณวิทยุ, คลื่นสัญญาณไมโครเวฟ, สัญญาณดาวเทียม, เครือข่ายโทรศัพท์ หรือสายสัญญาณ (RS-232, RS-485) เป็นต้น.

3. สถานีหลักหรือศูนย์ควบคุม ทำหน้าที่รวบรวมและจัดการข้อมูล รวมไปถึงการควบคุมระบบทั้งหมดเพื่อนำเข้าข้อมูลจาก RTU ทุกตัวในระบบมาทำการประมวลผลเพื่อควบคุมกระบวนการหรือแสดงผลข้อมูลของ RTU นอกจากนี้ ยังทำหน้าที่จัดการระบบการสื่อสารของระบบ SCADA เพื่อนำเอาข้อมูลจาก RTU มาทำการประมวลผลตามเวลาที่กำหนด.

รูปแบบของระบบ SCADA ทำให้หลายลักษณะและมีความยืดหยุ่นตัวสูง เนื่องจากระบบ SCADA สามารถเริ่มต้นได้ตั้งแต่ระบบขนาดเล็กซึ่งมีคุณลักษณะเป็นระบบเดี่ยว และสามารถขยายออกเพื่อให้ครอบคลุมกับคุณลักษณะงานซับซ้อนที่เชื่อมโยงเป็นเครือข่ายและมีขนาดจำนวนอินพุต/เอาต์พุตมากๆ ได้.

แบบเดี่ยว เป็นรูปแบบระบบพื้นฐานของระบบ SCADA ประกอบด้วยอุปกรณ์ควบคุม เช่น PLC ชุมคอมพิวเตอร์พร้อมเครื่องพิมพ์ และซอฟต์แวร์ SCADA ซึ่งโดยปกติการต่อเชื่อมสัญญาณข้อมูลมักกระทำผ่านพอร์ตสื่อสารอนุกรม RS-232C/RS-422/RS-485 หรือบัสพิเศษ เช่น Profibus/DS และ Ethernet TPC/IP.

แบบกระจาย มีรูปแบบการนำเอาข้อมูลของระบบ SCADA แบบเดี่ยวมาเชื่อมโยงเข้าด้วยกันเพื่อประโยชน์ในการแลกเปลี่ยนข้อมูลในกรณีที่มีจุดควบคุมย่อย ซึ่งมักเชื่อมโยงกันผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต หรือ LAN ผ่านสายสัญญาณอีเทอร์เน็ต นอกจากนี้ ยังสามารถเพิ่มจุดต่อเครือข่ายไปยังผู้จัดการได้เช่นกัน.

แบบสื่อสารระยะไกล เป็นรูปแบบระบบ SCADA กับงานควบคุมเชิงภาคสนามที่มีระยะไกลมาก ซึ่งมักเลือกใช้เป็นอุปกรณ์ RTU และมีเครือข่ายคลื่นวิทยุความถี่สูงอย่าง UHF ในลักษณะ trucking radio มีโพรโทคอลสื่อสารข้อมูลในรูปแบบ HDLC (High Data Level Control) ควบคุมไว้ ปัจจุบันเริ่มมีแนวโน้มใช้เป็นเครือข่ายโทรศัพท์ไร้สายผ่าน GSM โมเด็มเป็นตัวกลางเชื่อมต่อข้อมูลระหว่าง RTU กับ SCADA เนื่องจากต้นทุนที่ต่ำกว่าและไม่ซับซ้อนกับผู้ดูแลระบบ.

โครงสร้างของ SCADA (Architecture)

โครงสร้างด้านฮาร์ดแวร์ SCADA แบ่งตามโครงสร้างฮาร์ดแวร์ได้สองระดับ คือ client และ data หรือเรียกว่า server โดยที่ client คือ คอมพิวเตอร์ที่รับและส่งข้อมูลไปยัง data server โดย client นี้จะแสดงผลการทำงานของระบบควบคุม เช่น แสดงเป็นกราฟิก, กราฟแบบต่อเนื่อง หรือระบบแจ้งเตือนเมื่อเกิดเหตุการณ์ฉุกเฉินหรือต้องการแจ้งเตือน เป็นต้น. client สามารถส่งงานควบคุมไปยัง data server เพื่อส่งสัญญาณไปยัง PLC หรือ controller อีกทอดหนึ่ง ส่วน data server จะทำหน้าที่ติดต่อกับ PLC, controller, หรือ RTU ต่างๆ เพื่อรับส่งสัญญาณไปยัง client และรับการร้องขอจาก client เพื่อควบคุมอุปกรณ์ PLC และ controller ต่างๆ controller จะ

ติดต่อกับอุปกรณ์ field instrument ต่างๆ เช่น เซ็นเซอร์, รีเลย์ เป็นต้น เพื่อนำสัญญาณมาให้กับ data server.

โครงสร้างด้านซอฟต์แวร์ ระบบ SCADA นั้นมีข้อที่ต้องการทราบ คือ SCADA ใช้เทคโนโลยีในการสื่อสารกับฮาร์ดแวร์ เช่น PLC ต่างกันไปตามผู้ผลิต เช่น การใช้ driver เฉพาะของผู้ผลิต SCADA เพื่อสื่อสาร PLC เป็นต้น ซึ่งในปัจจุบันมีการกำหนดมาตรฐานกลาง คือ OPC (OLE for process control) ขึ้นมาเพื่อยุติปัญหาการใช้เทคโนโลยีเฉพาะด้านในการสื่อสาร. นอกจากนี้ ยังมีความสามารถในการบริการข้อมูลให้กับ client ที่รวดเร็วและมีเสถียรภาพ โดยซอฟต์แวร์ SCADA ทั่วไปมักมีโครงสร้างและส่วนประกอบหลัก 3 ส่วน คือ เซิร์ฟเวอร์แอปพลิเคชัน, โคลเอนต์แอปพลิเคชัน และส่วนพัฒนาแอปพลิเคชัน.

โครงสร้างด้านการสื่อสาร client กับ server จะสื่อสารผ่านโพรโทคอลโดยทั่วไป เช่น TCP/IP โดย client จะติดต่อกับพารามิเตอร์หรือ tag ภายใน server ที่บริการข้อมูลด้วยรูปแบบที่แตกต่างกันไปตามผู้ผลิต เช่น การมีการส่งค่าจาก server เมื่อค่าของ I/O ของ PLC มีการเปลี่ยนแปลง เป็นต้น.

โครงสร้างอินเทอร์เน็ตเฟส การติดต่อระหว่าง data server กับตัวอุปกรณ์หรือระหว่าง data server กับ client นั้น มีการผลิตเป็น driver ออกมามากมายตามเทคนิคเฉพาะของของแต่ละผู้ผลิต ต่อมาจึงมีการกำหนดมาตรฐานของอินเทอร์เน็ตเฟสมาเป็น OPC ซึ่งมีความรวดเร็วในการสื่อสารและ บริการข้อมูล โดยมีการจัดตั้ง OPC Foundation ขึ้นมาเป็นองค์กรหลักในการกำหนดมาตรฐานและ ถ่ายทอดเทคโนโลยีให้แก่สมาชิก จึงทำให้ OPC กลายเป็นมาตรฐานกลางที่เปิดกว้างมากที่สุด.

โครงสร้างความสามารถในการขยายระบบ เป็นความสามารถในการรองรับและต่อขยาย ระบบ SCADA กับส่วนต่างๆ เช่น I/O ของอุปกรณ์ controller และจำนวนเครื่อง SCADA client ที่เพิ่มขึ้น.

โครงสร้างการสำรองระบบ SCADA software ส่วนใหญ่มีความสามารถในการสำรองระบบ ของ data server อีกตัวหนึ่งทำงานแทนที่ โดยจะมีการกำหนดคอนฟิกูเรชันไว้ที่ client ที่จะเลือก ติดต่อกับ data server ตัวไหนเมื่อเกิดความขัดข้องเกิดขึ้น.

1.4 วิธีการดำเนินการวิจัย

1. ศึกษาและออกแบบระบบการวัดและแสดงผลระยะไกลผ่านอินเทอร์เน็ต.
2. จัดหาและประกอบ เซ็นเซอร์, การเชื่อมต่อ และคอมพิวเตอร์.
3. เขียนโปรแกรมควบคุมด้วยโปรแกรม LabVIEW.
4. ทดลองและปรับปรุงระบบ.

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ลดการนำเข้าเครื่องมือแพทย์ด้วยราคาที่ต่ำกว่า.
2. ส่งเสริมการสร้างผู้ประกอบการ SME ด้านการผลิตเครื่องมือแพทย์ขึ้นใช้เองภายในประเทศ.
3. เพิ่มการจ้างงาน.
4. สร้างองค์ความรู้พื้นฐานให้แก่กักวิจัยในด้านโทรเวชกรรม.
5. เอกสารเผยแพร่ในวารสารนานาชาติอย่างน้อย 1 เรื่อง.
6. สิทธิบัตรอย่างน้อย 1 เรื่อง.
7. ประยุกต์ใช้ในสถานพยาบาลของภาคีรัฐบาลและเอกชน.

1.6 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

เพื่อพัฒนาระบบโทรเวชกรรมสำหรับการตรวจสัญญาณชีพและคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบออนไลน์ผ่านอินเทอร์เน็ต รวมทั้งการสื่อสารด้วยภาพและเสียง.

2. วัสดุ อุปกรณ์ และวิธีการ

โครงการพัฒนาระบบโทรเวชกรรมสำหรับการตรวจสัญญาณชีพและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาระบบการวัดสัญญาณชีพ ได้แก่ อุณหภูมิร่างกาย, ความดันเลือด และอัตราการเต้นหัวใจ และคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ควบคุมด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ สำหรับการแพทย์ทางไกล โดยใช้วัสดุ อุปกรณ์ และวิธีการ ดังรายละเอียดต่อไปนี้ :

- 2.1 การวัดอุณหภูมิร่างกาย.
- 2.2 การวัดความดันเลือด.
- 2.3 การวัดอัตราการเต้นหัวใจ.
- 2.4 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.
- 2.5 โปรแกรมควบคุมระบบ.

2.1 การวัดอุณหภูมิร่างกาย

อุณหภูมิร่างกายเป็นตัวแปรทางฟิสิกส์ที่สำคัญตัวหนึ่ง ที่จำเป็นจะต้องถูกควบคุมให้คงที่ 37 องศาเซลเซียส เพื่อป้องกันมิให้โปรตีนภายในเซลล์และระบบประสาทถูกทำลาย อันเนื่องมาจากความร้อน เพราะกระบวนการทำงานต่างๆ ทางสรีรวิทยาในร่างกายล้วนเกิดจากปฏิกิริยาทางชีวเคมีภายในเซลล์จะทำงานได้ดีที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส. การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิร่างกายเพียงเล็กน้อยจะมีผลทำให้อัตราความเร็วของปฏิกิริยาทางชีวเคมีเปลี่ยนแปลงไปซึ่งเป็นอันตรายต่อเซลล์. ในทางการแพทย์การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิร่างกาย นอกจากใช้เป็นสัญญาณชีพแล้ว ยังใช้เป็นตัวบ่งชี้ภาวะการเจ็บป่วยของร่างกายด้วย.

โครงการนี้ใช้เซ็นเซอร์สำหรับวัดอุณหภูมิร่างกายชนิดสารกึ่งตัวนำเทอร์มิสเตอร์ ซึ่งเป็นตัวต้านทานชนิดหนึ่ง ทำหน้าที่แปรผันความต้านทานตามอุณหภูมิ เซ็นเซอร์ที่เลือกใช้ในที่นี้ คือเทอร์มิสเตอร์ 20 กิโลโอห์ม ดังแสดงในรูปที่ 4 ซึ่งมีค่าความต้านทานลดลงเอ็กซ์โพเนนเชียล ขณะที่อุณหภูมิกำลังเพิ่มขึ้น ดังสมการที่ 2.1

$$R = R_t \left(\frac{V_T}{V_s - V_T} \right) \quad (2.1)$$

โดยให้

- R = ความต้านทานเทอร์มิสเตอร์
- R_t = ความต้านทานอ้างอิง (ในที่นี้ คือ 20 กิโลโอห์ม)
- V_T = แรงดันไฟฟ้าที่วัดได้
- V_s = แรงดันไฟฟ้าที่ใช้

การคำนวณอุณหภูมิจากความต้านทานเทอร์มิสเตอร์ใช้สมการ Steinhart-Hart ในการแปลงค่าความต้านทานเป็นอุณหภูมิ ดังสมการที่ 2.2

$$T = [K_0 + K_1(\ln 1000R) + K_2(\ln 1000R)^3]^{-1} - 273.15 \quad (2.2)$$

โดยให้

T = อุณหภูมิ (องศาเซลเซียส)

R = ความต้านทานเทอร์มิสเตอร์ (โอห์ม)

$K_0 = 1.02119 \times 10^{-3}$

$K_1 = 2.22468 \times 10^{-4}$

$K_2 = 1.33342 \times 10^{-7}$

การคำนวณอุณหภูมินี้ประมวลผลโดยใช้คอมพิวเตอร์ และการนำค่าความต้านทานของเทอร์มิสเตอร์เข้ามาประมวลผลในคอมพิวเตอร์ ใช้อุปกรณ์เชื่อมต่อ (interface) ระหว่างเทอร์มิสเตอร์และคอมพิวเตอร์ คือ อุปกรณ์รับข้อมูล (data acquisition) และแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล (analog to digital) รุ่น NI USB-6008 ของบริษัท National Instruments ดังแสดงในรูปที่ 5 อุปกรณ์เชื่อมต่อตัวเดียวกันนี้ถูกใช้เชื่อมต่อกับเซ็นเซอร์อื่นๆ ในโครงการนี้อีกด้วย.



รูปที่ 4. เทอร์มิสเตอร์.



รูปที่ 5. อุปกรณ์เชื่อมต่อ.

2.2 การวัดความดันเลือด

การวัดความดันเลือดใช้ประโยชน์ในทางการแพทย์เพื่อประเมินสุขภาพของหัวใจได้ทันที วิธีวัดความดันเลือดแบบดั้งเดิมและยังคงใช้ในปัจจุบัน ใช้เครื่องวัดความแรงของชีพจร (Sphygmomanometer) และฟังเสียงแบบโคโรคอฟ (Korotkoff sounds). ความดันเลือดขณะเลือดเริ่มไหล หมายถึง ความดันของหัวใจขณะหดตัวหรือบีบตัว และความดันเลือดขณะเลือดไหลได้ราบเรียบปราศจากอุปสรรค หมายถึง ความดันของหัวใจขณะพักหรือคลายตัว โดยวิธีนี้ความดันของทั้งสองอ่านได้จากการเคลื่อนที่ของสารปรอทในหลอดแก้วที่ถูกดันให้เคลื่อนที่ในแนวตั้ง มีหน่วยเป็น มิลลิเมตรปรอท (มิลลิเมตรปรอท). ปกติความดันเลือดขณะหัวใจบีบตัวอยู่ในช่วง 110-150 มิลลิเมตรปรอท และปกติความดันเลือดขณะหัวใจคลายตัว อยู่ในช่วง 60-80 มิลลิเมตรปรอท ผู้ป่วยที่ถูกวัดและอ่านค่าได้เกินค่าเหล่านี้ถูกจัดประเภทเป็นโรคความดันสูง หากอ่านค่าได้ต่ำกว่าค่าเหล่านี้ถูกจัดประเภทเป็นโรคความดันต่ำ โรคที่เกี่ยวข้องกับความดันผิดปกติ ได้แก่ โรคหัวใจ, โรคหลอดเลือด และโรคไต เป็นต้น.

เสียงโคโรคอฟเป็นเสียงที่บุคลากรทางการแพทย์ฟังเมื่อทำการวัดความดันเลือดแบบไม่บาดเจ็บ เสียงที่ได้ยินระหว่างทำการวัดความดันเลือดไม่เหมือนเสียงหัวใจดัง “ลูบ” และ “ดูบ” เนื่องจากมีการสั่นสะเทือนภายในหัวใจห้องล่าง ซึ่งเกิดจากการปิดลิ้นหัวใจ ถ้าเครื่องฟังตรวจ (Stethoscope) ถูกวางเพื่อฟังบนหลอดเลือดแดงที่แขนบริเวณแอ่งแขนพับของคนปกติปราศจากโรคหลอดเลือด ไม่ควรได้ยินเสียงใดๆ ขณะที่หัวใจเต้น สัญญาณเหล่านี้ถูกส่งอย่างราบเรียบหรือการไหลเวียนของเลือดไม่ปั่นป่วนรุนแรงผ่านทางเส้นเลือดแดงจึงไม่มีเสียง. ลักษณะเดียวกัน ถ้าสายพันแขนสำหรับวัดความแรงของชีพจรถูกรัดรอบแขนท่อนบนของผู้ป่วยและทำให้บวมขึ้นด้วยความดันสูงกว่าความดันเลือดขณะหัวใจบีบตัวของผู้ป่วย จะไม่มีเสียงใดๆ เพราะว่าความดันในสายพันแขนสูง

เพียงพอแก่การทำให้การไหลของเลือดหยุดไหลโดยสิ้นเชิง คล้ายกับของเหลวในท่อหรือหลอดที่ยืดหยุ่นได้ถูกรัดให้หยุดไหล.

ถ้าความดันถูกลดลงถึงระดับเท่ากับความดันเลือดขณะหัวใจบีบตัวของผู้ป่วย จะได้ยินเสียง कोरोคอฟแรก ขณะที่ความดันในสายพันแขนยังคงเท่ากับความดันที่เกิดจากหัวใจ เลือดบางส่วนจะสามารถผ่านแขนท่อนบนได้ เมื่อความดันในเส้นเลือดสูงขึ้น ช่วงการบีบตัวของหัวใจ เลือดจะไหลแบบพุ่งกระฉูดขณะที่ความดันในเส้นเลือดสูงกว่าความดันในสายพันแขนแล้วจะหยุดและถอยกลับช่วงบริเวณสายพันแขน ส่งผลให้เกิดการไหลแบบปั่นป่วนและเกิดเสียง.

ขณะที่ความดันในสายพันแขนถูกลดต่ำลงเรื่อยๆ จะมีเสียงดังเด่นชัดต่อเนื่อง ทรานบานเท่าที่ความดันในสายพันแขนอยู่ระหว่างความดันขณะหัวใจบีบตัวและคลายตัว ขณะเดียวกัน ความดันในเส้นเลือดแดงค่อยๆ เพิ่มระดับสูงกว่าและต่ำกว่าความดันในสายพันแขน.

ช่วงสุดท้ายขณะที่ความดันในสายพันแขนลดลงเรื่อยๆ ลักษณะเสียงที่ได้ยินจะเปลี่ยนไปและเงียบหายไปที่สุดในที่สุด เหตุการณ์นี้เกิดขึ้นเพราะขณะที่ความดันในสายพันแขนลดลงต่ำกว่าความดันเลือดขณะหัวใจคลายตัว สายพันแขนจะไม่ทำหน้าที่จำกัดการไหลของเลือดอีกต่อไป ทำให้การไหลของเลือดเป็นแบบราบเรียบอีกครั้ง ไม่มีการปั่นป่วน ดังนั้นจึงไม่เกิดเสียงใดๆ.

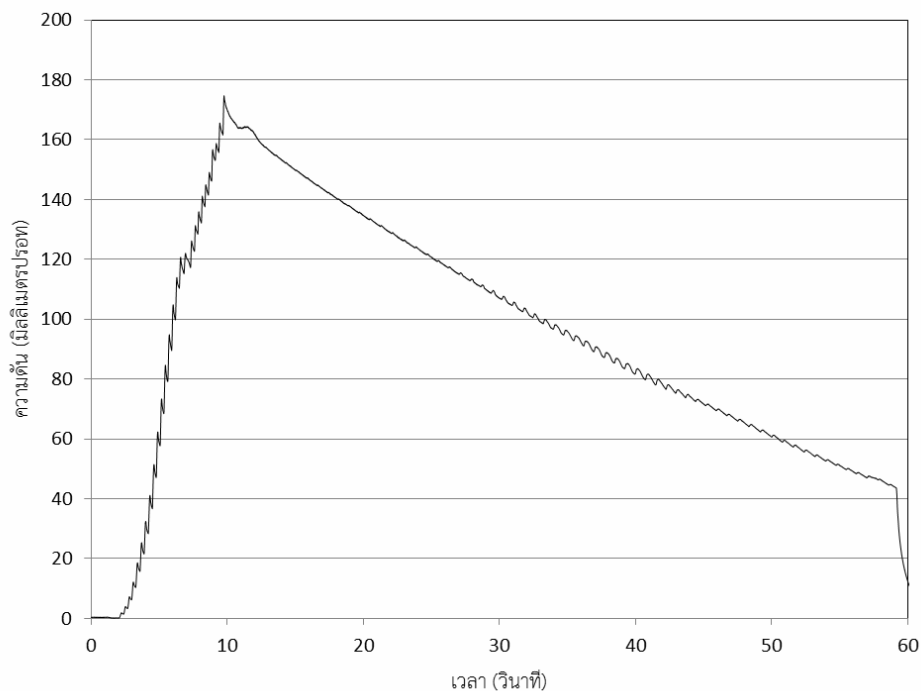
การวัดความดันเลือดด้วยวิธีการฟังเสียง कोरोคอฟถูกประยุกต์ใช้ในโครงการนี้ ใช้เซ็นเซอร์ชนิด Microelectromechanical systems (MEMS) คือ SenSym SDx05D4 ดังแสดงในรูปที่ 6 ซึ่งเป็นเซ็นเซอร์ที่ใช้แปลงสัญญาณทางกายภาพ “ความดัน” เป็นสัญญาณไฟฟ้า โดยสัญญาณทางไฟฟ้าจะแปรผันเป็นเชิงเส้นตามความดันที่วัดได้จากสายพันแขน การคำนวณความดันนี้ประมวลผลโดยใช้คอมพิวเตอร์ และการนำสัญญาณไฟฟ้าเข้ามาประมวลผลในคอมพิวเตอร์ ใช้อุปกรณ์เชื่อมต่อรุ่น NI USB-6008 ระหว่างเซ็นเซอร์และคอมพิวเตอร์.



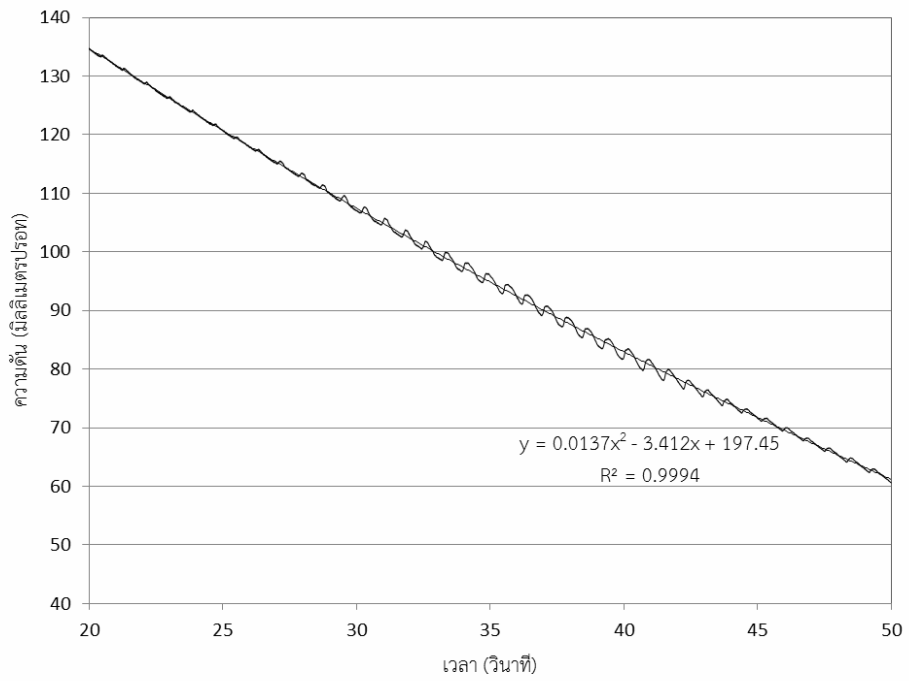
รูปที่ 6. เซ็นเซอร์วัดความดัน.

การเก็บข้อมูลจากตัวอย่างหนึ่งดังแสดงในรูปที่ 7 เป็นกราฟแสดงค่าความดันเลือดขณะลดความดันในสายพ่นแขนแปรผันตามเวลา สังเกตเห็นได้ว่า ขณะความดันค่อยๆ ลดลง ค่าความดันเปลี่ยนแปลงขึ้นลงเป็นจังหวะตามการบีบตัวและคลายตัวของหัวใจ หากใช้วิธีการฟังเสียงโคโรคอฟ จังหวะแรกของการเปลี่ยนแปลงความดันเนื่องจากเลือดเริ่มไหล คือ ค่าความดันเลือดขณะหัวใจบีบตัว และจังหวะสุดท้ายของการเปลี่ยนแปลงความดันจนกระแสเลือดไหลราบเรียบ คือ ค่าความดันเลือดขณะหัวใจคลายตัว.

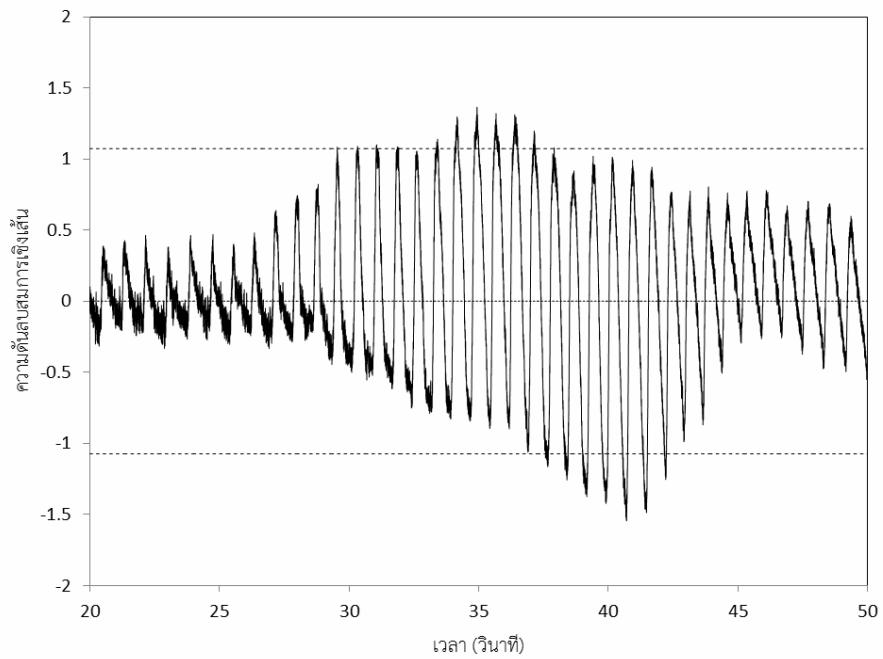
รูปที่ 8 แสดงข้อมูลความดันเลือดเฉพาะช่วงเวลาที่เป็นต่ออาร์วิเคราะห์ความดันเลือดขณะหัวใจบีบตัวและคลายตัว รวมทั้งแสดงเส้นเชิงประมาณข้อมูลแบบพหุสัมพันธ์ (multiple regression) เมื่อนำผลต่างระหว่างข้อมูลความดันเลือดและค่าที่ได้จากสมการเชิงเส้น หรือเรียกว่า “ค่าความผิดพลาด” จะได้กราฟ ดังแสดงในรูปที่ 9 จากการวิจัยกับตัวอย่างที่เป็นคนปกติ สุขภาพสมบูรณ์ พบว่า ค่าความดันเลือดจังหวะแรกที่กระแสเลือดไหลผ่านอุปสรรคได้จะมากกว่า 2 เท่า ของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความผิดพลาด (2σ) และค่าความดันเลือดจังหวะสุดท้ายที่กระแสเลือดไหลราบเรียบจะน้อยกว่าลบ 2 เท่า ของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (-2σ). ดังนั้น เกณฑ์ในการตรวจจับสัญญาณทั้งสอง คือ ± 2 เท่า ของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของผลต่างที่ได้จากการลบกันระหว่างค่าข้อมูลความดันช่วงที่ต้องการวัดและค่าที่ได้จากสมการเชิงเส้นพหุสัมพันธ์.



รูปที่ 7. กราฟแสดงความดันเลือดขณะลดความดันในสายพ่นแขนแปรผันตามเวลา.



รูปที่ 8. กราฟแสดงความดันเลือดช่วงเวลาที่สนใจ.



รูปที่ 9. กราฟแสดงข้อมูลความดันเลือดลบสมการเชิงเส้นและเกณฑ์ $\pm 2\sigma$.

2.3 การวัดอัตราการเต้นหัวใจ

อัตราหัวใจเต้นมีผลต่อการสูบฉีดเลือดของหัวใจ เนื่องจากมีผลกระทบต่อระยะเวลาของการคลายตัวของหัวใจ หากหัวใจเต้นเร็วขึ้นจะทำให้ช่วงการคลายตัวของหัวใจสั้นลง ปริมาณเลือดไหลกลับเข้าสู่หัวใจได้น้อย ทำให้ปริมาณการสูบฉีดเลือดลดลง อัตราการเต้นของหัวใจของผู้ใหญ่ปกติทั่วไปขณะพัก มีค่าเฉลี่ยประมาณ 70 ครั้งต่อนาที เด็กเล็กมีอัตราเต้นของหัวใจสูงกว่า คือ ประมาณ 135 ครั้งต่อนาที อัตราการเต้นของหัวใจเปลี่ยนแปลงได้ง่าย อาจเต้นเร็วหรือช้า ยกตัวอย่าง อัตราการเต้นของหัวใจเพิ่มขึ้นโดยตื่นเต้น, โกรธ, หายใจเข้า, ความรู้สึกเจ็บ, ออกกำลังกาย, ขาดออกซิเจน และเป็นไข้ เป็นต้น อัตราเต้นของหัวใจลดลงโดย กลัว, เศร้า, หายใจออก และความดันเพิ่มในกระโหลกศีรษะ เป็นต้น อัตราการเต้นของหัวใจโดยทั่วไปวัดได้ด้วยการใช้หูฟังตรวจวินิจฉัยโรค (Auscultation) ซึ่งเป็นวิธีการใช้เครื่องฟังตรวจเพื่อฟังเสียงชีพจรต่อช่วงเวลา โดยทั่วไปใช้หน่วย ครั้งต่อนาที.

การหดตัวแต่ละครั้งของหัวใจทำให้เกิดสัญญาณไฟฟ้าที่เล็กน้อยมาก แต่สามารถตรวจจับได้ตามผิวหนังด้วยการใช้ขั้วไฟฟ้าอิเล็กโทรด (electrode) ในโครงการนี้ใช้ขั้วไฟฟ้าเป็นเซ็นเซอร์ตรวจจับอัตราหัวใจเต้นบนฝ่ามือทั้ง 2 ข้าง ดังแสดงในรูปที่ 10 สัญญาณไฟฟ้าของการเต้นหัวใจแต่ละครั้งที่ตรวจจับได้ถูกขยายสัญญาณที่ระดับ 3 โวลต์ การคำนวณอัตราการเต้นหัวใจนี้ประมวลผลโดยใช้คอมพิวเตอร์ และการนำสัญญาณไฟฟ้าเข้ามาประมวลผลในคอมพิวเตอร์ ใช้อุปกรณ์เชื่อมต่อรุ่น NI USB-6008 ระหว่างเซ็นเซอร์และคอมพิวเตอร์.



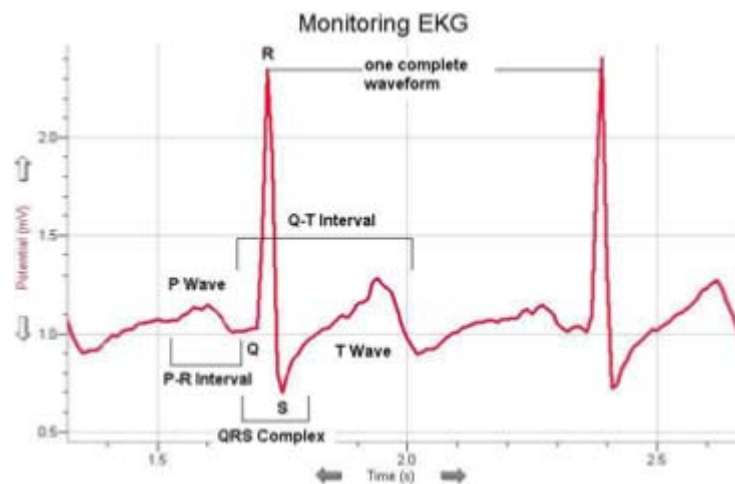
รูปที่ 10. เซ็นเซอร์วัดการเต้นหัวใจ.

2.4 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจประกอบด้วยเซลล์กล้ามเนื้อจำนวนมาก เมื่อบริเวณหนึ่งลดความต่างศักย์ (depolarization) ที่เยื่อเซลล์ ขณะที่บริเวณอื่นยังอยู่ในสภาวะพัก ย่อมมีความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างบริเวณทั้งสองคล้ายมีขั้วไฟฟ้าต่างกันสองขั้ว (dipole) เกิดขึ้น ขนาดและทิศทางของแรงไฟฟ้าระหว่างขั้วทั้งสองเปลี่ยนไปตามเวลาเป็นวัฏจักรเริ่มต้นใหม่ในรูปแบบเดิมซ้ำๆ กัน ด้วยความถี่เท่าอัตราเต้นของหัวใจ.

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiogram : ECG) มักจัดให้ศักย์ไฟฟ้าของขั้วไฟฟ้าเป็นบวก เมื่อเกิดการลดความต่างศักย์หรือเกิดมีขั้วไฟฟ้าต่างกันสองขั้ว วิ่งเข้าหาขั้วอิเล็กโทรดนั้น ทำให้ได้คลื่นไฟฟ้าหัวใจตั้ง และเป็นลบในทางตรงข้ามทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจกลับเมื่อคลื่นไฟฟ้าวิ่งหนีขั้วอิเล็กโทรด.

ร่างกายเป็นตัวนำไฟฟ้าที่ดี คลื่นไฟฟ้าที่เกิดที่หัวใจย่อมแผ่ไปทั่วร่างกาย ไอโทเฟน (Einthoven) เป็นผู้ประดิษฐ์เครื่องบันทึกภาพคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ และตั้งชื่อคลื่นต่างๆ ที่บันทึกได้โดยใช้อิเล็กโทรดตะบนผิวหนัง ภาพที่ได้เกิดเป็นจังหวะซ้ำๆ กัน แต่ละจังหวะประกอบด้วยคลื่นไฟฟ้าย่อย 3 คลื่น ดังแสดงในรูปที่ 11 และตารางที่ 1 แสดงช่วงเวลาและเหตุการณ์ของแต่ละคลื่น ขนาดและรูปร่างของคลื่นไฟฟ้าย่อยแต่ละคลื่นของ ECG เปลี่ยนแปลงได้ ทั้งนี้ขึ้นกับตำแหน่งของอิเล็กโทรดที่ตะบนร่างกาย ขนาดของคลื่นต่างๆ ดังกล่าวนี้นี้มีขนาดเล็ก เมื่อเทียบกับขนาดความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ผนังของแต่ละเซลล์ของกล้ามเนื้อหัวใจ.



รูปที่ 11. คลื่นไฟฟ้าหัวใจ.

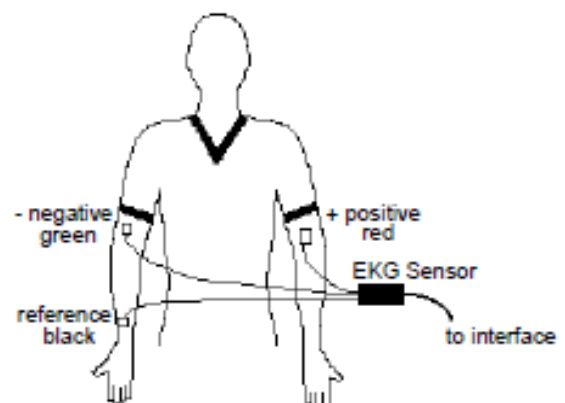
ตารางที่ 1. ช่วงเวลาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่น	ช่วงเวลาปกติ (วินาที)	เหตุการณ์ที่หัวใจ
PR	0.12-0.20	เกิด depolarization ที่หัวใจห้องบน
QRS	< .1	เกิด depolarization ที่หัวใจห้องล่าง
QT	< .38	เกิด depolarization และ repolarization ที่หัวใจห้องล่าง

โครงการนี้ใช้อิเล็กทรอนิกส์ 3 ชั้น เป็นเซ็นเซอร์สำหรับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับหนึ่งตัวอย่างรูปที่ 12 แสดงเซ็นเซอร์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 3 ชั้น และรูปที่ 13 แสดงลักษณะการติดอิเล็กโทรดบนร่างกาย สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจถูกขยายสัญญาณและแสดงผลโดยใช้คอมพิวเตอร์ และการนำสัญญาณไฟฟ้าเข้ามาแสดงผลในคอมพิวเตอร์ ใช้อุปกรณ์เชื่อมต่อรุ่น NI USB-6008 ระหว่างเซ็นเซอร์และคอมพิวเตอร์.



รูปที่ 12. เซ็นเซอร์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.

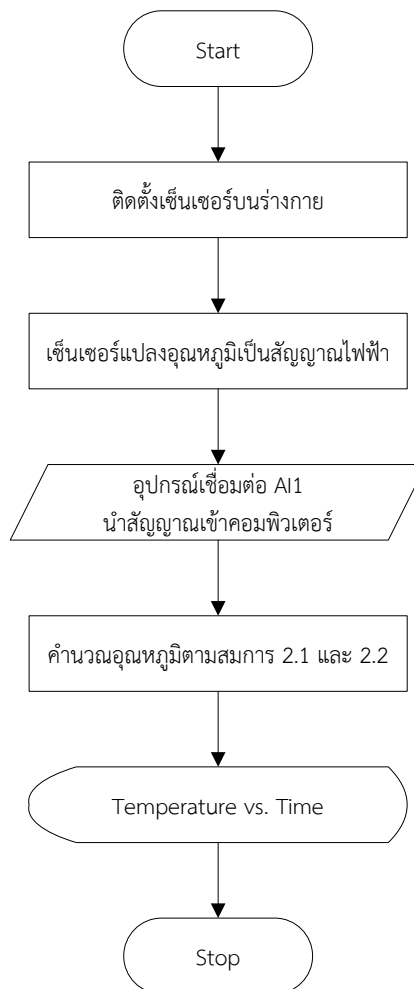


รูปที่ 13. การติดอิเล็กโทรดบนร่างกาย.

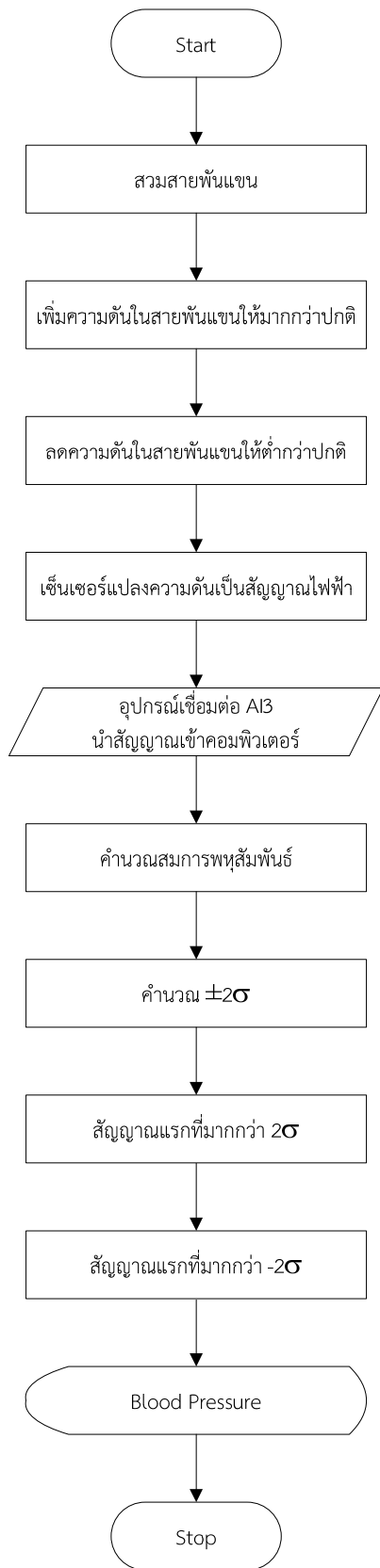
2.5 โปรแกรมควบคุมระบบ

การใช้งานระบบโทรเวชกรรมสำหรับการตรวจสอบสัญญาณชีพและคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้องประกอบด้วย 3 ส่วน คือ ผู้ใช้งาน, อุปกรณ์เซ็นเซอร์สำหรับการวัด และโปรแกรมควบคุมระบบ โปรแกรมที่ใช้ในการพัฒนาระบบการวัดในโครงการนี้ คือ LabVIEW โดยการพัฒนาโปรแกรมควบคุมระบบการวัดต่างๆ ใช้อัลกอริทึม ดังต่อไปนี้ :

อัลกอริทึมการวัดอุณหภูมิ ดังแสดงในรูปที่ 14 เริ่มจากการติดตั้งเซ็นเซอร์เทอร์มิสเตอร์บนร่างกายตามความเหมาะสม เซ็นเซอร์ทำหน้าที่แปลงอุณหภูมิเป็นสัญญาณไฟฟ้าแบบแอนาล็อก โดยต่อสัญญาณผ่านอุปกรณ์เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ NI USB-6008 ที่ช่องต่อแอนาล็อกอินพุต 1 (AI1) จากนั้นอุปกรณ์เชื่อมต่อทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าอยู่ในช่วง 0-5 โวลต์ และแปลงสัญญาณแอนาล็อกเป็นดิจิทัลแก่คอมพิวเตอร์ คอมพิวเตอร์ทำหน้าที่แปลงสัญญาณไฟฟ้าที่ได้เป็นอุณหภูมิตามสมการ 2.1 และ 2.2 แล้วนำไปเก็บในตัวแปร “Temperature vs. Time” เพื่อนำไปแสดงผลต่อไป.



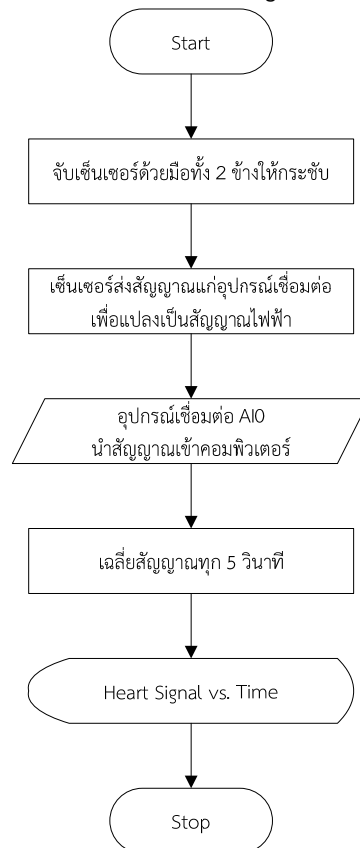
รูปที่ 14. อัลกอริทึมการวัดอุณหภูมิ.



รูปที่ 15. อัลกอริทึมการวัดความดันเลือด.

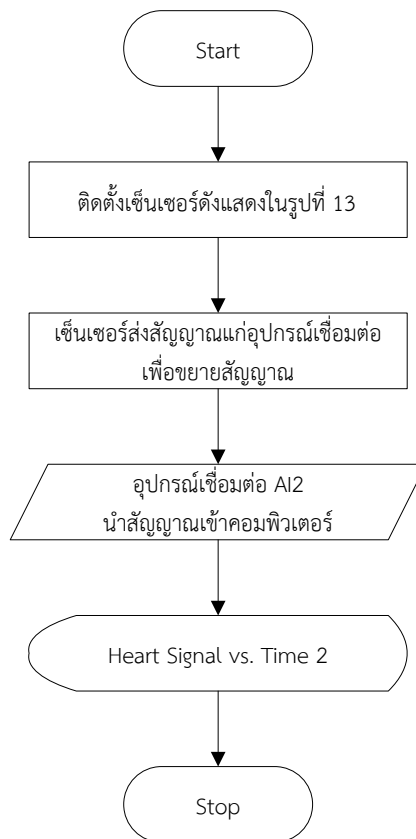
อัลกอริทึมการวัดความดันเลือด ดังแสดงในรูปที่ 15 เริ่มจากการสวมสายพันแขนบริเวณต้นแขนเหนือข้อศอก เพิ่มความดันในสายพันแขนให้มากกว่าความดันเลือดปกติขณะหัวใจบีบตัวประมาณ 150 มิลลิเมตรปรอท แล้วลดความดันในสายพันแขนให้น้อยกว่าความดันเลือดปกติขณะหัวใจคลายตัว ประมาณ 50 มิลลิเมตรปรอท. เซ็นเซอร์วัดความดันทำหน้าที่แปลงสัญญาณทางกายเป็นสัญญาณทางไฟฟ้าแบบแอนาล็อก โดยต่อสายสัญญาณผ่านอุปกรณ์เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ NI USB-6008 ที่ช่องต่อแอนาล็อกอินพุต 3 (AI3) จากนั้นอุปกรณ์เชื่อมต่อทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าอยู่ในช่วง 0-5 โวลต์ และแปลงสัญญาณแอนาล็อกเป็นดิจิทัลแก่คอมพิวเตอร์. คอมพิวเตอร์ทำหน้าที่คำนวณสมการพหุสัมพัทธ์ คำนวณ $\pm 2\sigma$ แล้วตรวจจับสัญญาณแรกที่มากกว่า 2σ ซึ่งแทนค่าความดันขณะหัวใจบีบตัว และตรวจจับสัญญาณแรกที่น้อยกว่า 2σ ซึ่งแทนค่าความดันขณะหัวใจคลายตัว เก็บค่าในตัวแปร “Blood Pressure” เพื่อนำไปแสดงผลต่อไป.

อัลกอริทึมการวัดอัตราเต้นหัวใจ ดังแสดงในรูปที่ 16 เริ่มจากการจับเซ็นเซอร์ด้วยมือทั้ง 2 ข้าง ให้กระชับ เซ็นเซอร์ทำหน้าที่แปลงสัญญาณแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำเป็นสัญญาณไฟฟ้าแบบแอนาล็อก โดยต่อสัญญาณผ่านอุปกรณ์เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ NI USB-6008 ที่ช่องต่อแอนาล็อกอินพุต 0 (AI0) จากนั้นอุปกรณ์เชื่อมต่อทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าในช่วง 0-3 โวลต์ และแปลงสัญญาณแอนาล็อกเป็นดิจิทัลแก่คอมพิวเตอร์. คอมพิวเตอร์ทำหน้าที่คำนวณค่าเฉลี่ยของความถี่ทุก 5 วินาที แล้วนำไปเก็บไว้ในตัวแปร “Heart Signal vs. Time” เพื่อนำไปแสดงผลต่อไป.



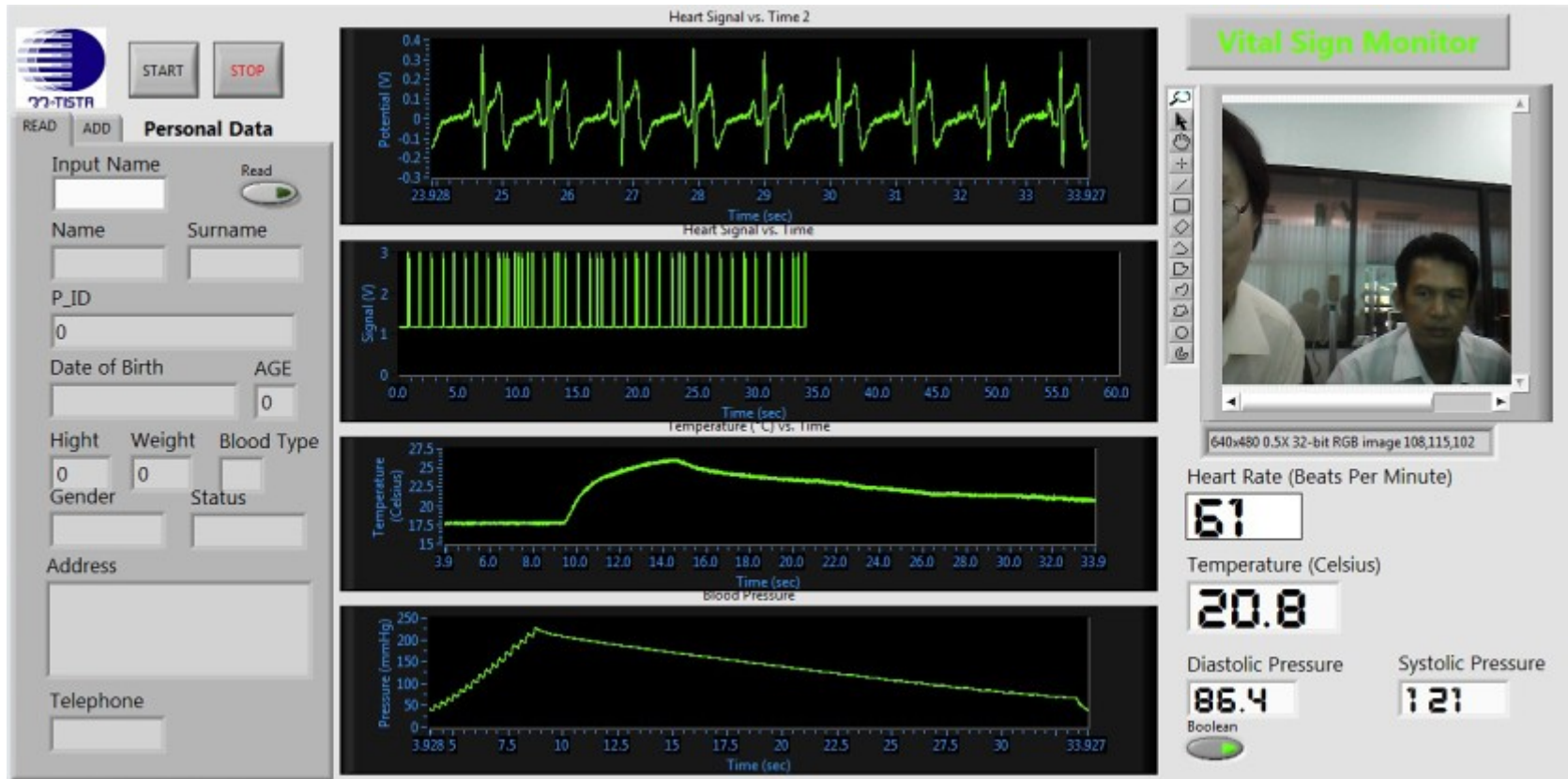
รูปที่ 16. อัลกอริทึมการวัดอัตราเต้นหัวใจ

อัลกอริทึมการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังแสดงในรูปที่ 17 เริ่มจากการติดตั้งเซ็นเซอร์อิเล็กโทรด 3 ขั้ว ดังแสดงในรูปที่ 13 เซ็นเซอร์ทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าเบื้องต้น โดยต่อสายสัญญาณผ่าน อุปกรณ์เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ NI USB-6008 ที่ช่องต่อแอนาล็อกอินพุต 2 (AI2) และแปลงสัญญาณแอนาล็อกเป็นดิจิทัลแก่คอมพิวเตอร์ คอมพิวเตอร์ทำหน้าที่เก็บสัญญาณไฟฟ้าที่ได้ในตัวแปร “Heart Signal vs. Time 2” เพื่อนำไปแสดงผลต่อไป.

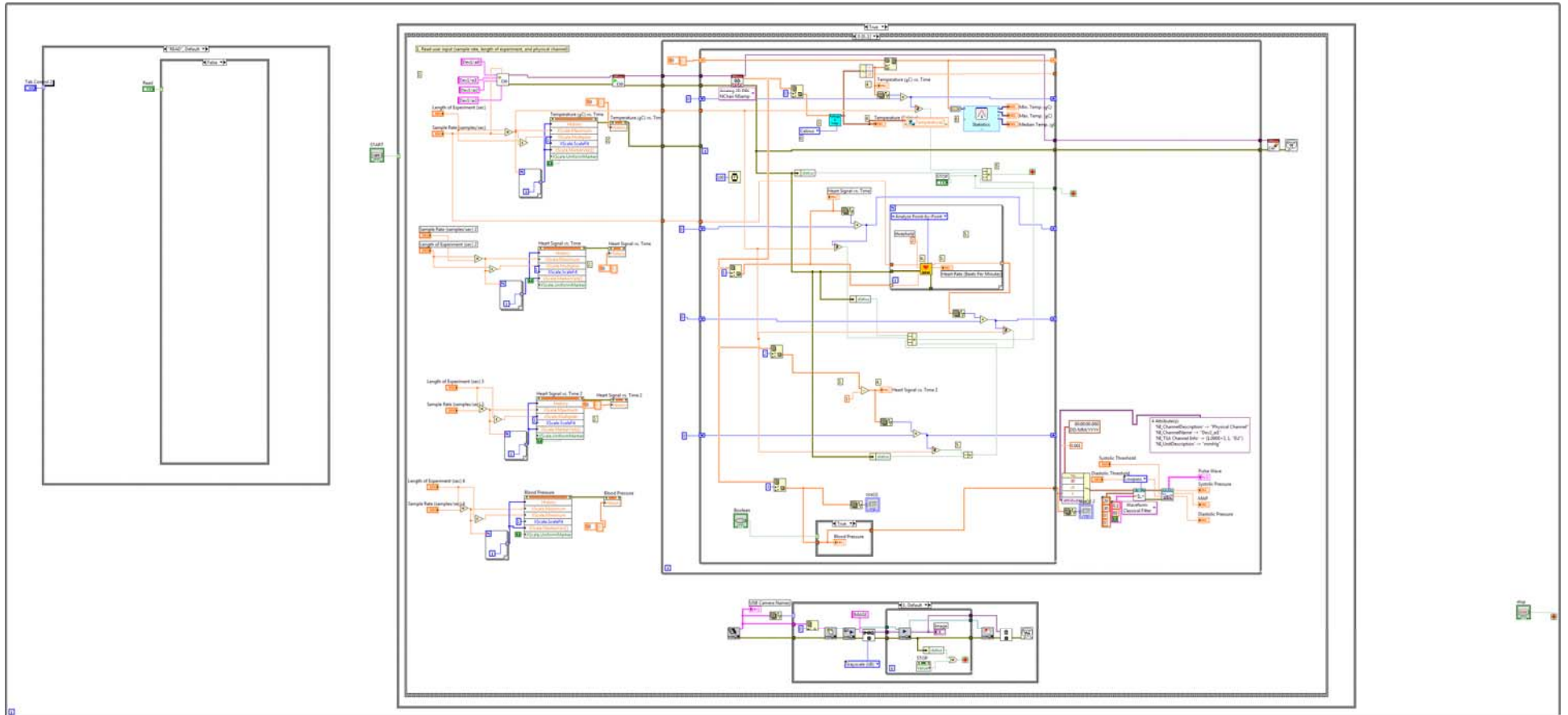


รูปที่ 17. อัลกอริทึมการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.

โครงการพัฒนาระบบโทรเวชกรรมสำหรับการตรวจสัญญาณชีพและคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้ พัฒนาโปรแกรมสำหรับนำผลการวัดอุณหภูมิ, ความดันเลือด, อัตราเต้นหัวใจ และคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่เก็บไว้ในตัวแปรต่างๆ มาแสดงผลพร้อมกันในหน้าจอแสดงผลเดียวกัน ดังแสดงในรูปที่ 18 เพื่อความสะดวกใช้งานของผู้วิเคราะห์ผล ซึ่งเรียกว่า front panel ใน LabVIEW. วิธีในการพัฒนาโปรแกรม คือ การใช้วิธีการเก็บและเรียกค่าข้อมูลแบบอาร์เรย์ (array) 4 มิติ ดังแสดงในรูปที่ 19 แสดงที่พัฒนาขึ้นในโครงการนี้ ซึ่งเป็นการเขียนโปรแกรมในลักษณะกราฟิก (graphic programming) ใน LabVIEW เรียกส่วนนี้ว่า Block Diagram



รูปที่ 18. Front panel โปรแกรมควบคุมระบบ.



รูปที่ 19. Block diagram โปรแกรมควบคุมระบบ.

3. ผลการทดลองและวิจารณ์

การพัฒนาระบบโทรเวชกรรมสำหรับการตรวจสัญญาณชีพและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็นการประยุกต์ใช้เซ็นเซอร์ต่างๆ ต่อเชื่อมกับคอมพิวเตอร์และพัฒนาโปรแกรมควบคุมและวิเคราะห์ผล การทดลองการตรวจวัดสัญญาณชีพและคลื่นไฟฟ้าหัวใจทดลองกับอาสาสมัครสุขภาพแข็งแรงสมบูรณ์ปกติที่หลากหลาย จำนวน 9 คน ที่โรงพยาบาลธรรมศาสตร์เฉลิมพระเกียรติ ประกอบด้วย :

1. เพศชาย อายุ 47 ปี น้ำหนัก 70 กิโลกรัม ส่วนสูง 170 เซนติเมตร.
2. เพศชาย อายุ 35 ปี น้ำหนัก 70 กิโลกรัม ส่วนสูง 170 เซนติเมตร.
3. เพศชาย อายุ 48 ปี น้ำหนัก 70 กิโลกรัม ส่วนสูง 170 เซนติเมตร.
4. เพศหญิง อายุ 36 ปี น้ำหนัก 73 กิโลกรัม ส่วนสูง 168 เซนติเมตร.
5. เพศหญิง อายุ 26 ปี น้ำหนัก 60 กิโลกรัม ส่วนสูง 150 เซนติเมตร.
6. เพศชาย อายุ 66 ปี น้ำหนัก 70 กิโลกรัม ส่วนสูง 171 เซนติเมตร.
7. เพศหญิง อายุ 66 ปี น้ำหนัก 73 กิโลกรัม ส่วนสูง 165 เซนติเมตร.
8. เพศชาย อายุ 7 ปี น้ำหนัก 23 กิโลกรัม ส่วนสูง 132 เซนติเมตร.
9. เพศหญิง อายุ 6 ปี น้ำหนัก 19 กิโลกรัม ส่วนสูง 123 เซนติเมตร.

การทดลองประกอบด้วย 4 การทดลอง ดังนี้ :

- 3.1 การทดลองวัดอุณหภูมิร่างกาย.
- 3.2 การทดลองวัดความดันเลือด.
- 3.3 การทดลองวัดอัตราการเต้นหัวใจ.
- 3.4 การทดลองวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.

3.1 การทดลองวัดอุณหภูมิร่างกาย

วัตถุประสงค์ : เพื่อทดสอบความแตกต่างกันระหว่างเครื่องมือวัดอุณหภูมิที่พัฒนาขึ้น (X1) กับเครื่องวัดอุณหภูมิ Chauvin Arnoux C.A 5233 (X2) เมื่อทำการวัดอุณหภูมิร่างกายที่บริเวณรักแร้.

ข้อมูล : ดังแสดงในตารางที่ 2

สมมติฐาน : $H_0: \bar{X}_1 = \bar{X}_2$

$H_a: \bar{X}_1 \neq \bar{X}_2$

สถิติ : paired t-test, $t = 1.866$

นัยสำคัญ : $t_{0.05/2} = 2.306$

สรุป : ไม่มีความแตกต่างกันระหว่างเครื่องมือวัดอุณหภูมิที่พัฒนาขึ้น (X1) กับเครื่องวัดอุณหภูมิ Chauvin Arnoux C.A 5233 (X2) เมื่อทำการวัดอุณหภูมิร่างกายที่บริเวณรักแร้อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05.

ตารางที่ 2. ข้อมูลการวัดอุณหภูมิร่างกาย

i	X1	X2
1	37.5	37.2
2	37.8	37.5
3	37.9	37.9
4	37.6	36.4
5	36.6	35.9
6	35.6	35.9
7	36.7	36.8
8	36.9	36.7
9	37.1	36.9

3.2 การทดลองวัดความดันเลือด

วัตถุประสงค์ : เพื่อทดสอบความแตกต่างกันระหว่างเครื่องวัดความดันเลือดที่พัฒนาขึ้น (X1) กับเครื่องวัดความดันเลือด ALP K2 รุ่น K2-1802 (X2) โดยทำการวัดจากบริเวณต้นแขนซ้ายซ้ายและขวาพร้อมกันตามลำดับ.

ข้อมูล : ดังแสดงในตาราง 3.

ตารางที่ 3. ข้อมูลการวัดความดันเลือด

i	X1		X2	
	Diastolic X1	Systolic X1	Diastolic X2	Systolic X2
1	82	119	76	120
2	71	106	78	107
3	84	127	91	118
4	81	127	84	129
5	67	103	68	100
6	68	103	70	94
7	73	130	72	131
8	62	101	65	93
9	58	99	66	97

สมมติฐาน : $H_0: \bar{X}_1 = \bar{X}_2$ ขณะหัวใจคลายตัว (diastolic)
 $H_a: \bar{X}_1 \neq \bar{X}_2$ ขณะหัวใจคลายตัว (diastolic)
 และ
 $H_0: \bar{X}_1 = \bar{X}_2$ ขณะหัวใจบีบตัว (systolic)
 $H_a: \bar{X}_1 \neq \bar{X}_2$ ขณะหัวใจบีบตัว (systolic)

สถิติ : paired t-test, $t = -1.800$ สำหรับสมมติฐานขณะหัวใจคลายตัว และ
 paired t-test, $t = 1.875$ สำหรับสมมติฐานขณะหัวใจบีบตัว.

นัยสำคัญ : $t_{0.05/2} = 2.306$ สำหรับสมมติฐานทั้งขณะหัวใจคลายตัวและบีบตัว.

สรุป : ไม่มีความแตกต่างกันระหว่างเครื่องวัดความดันเลือดที่พัฒนาขึ้น (X1) กับ
 เครื่องวัดความดันเลือด ALP K2 รุ่น K2-1802 (X2) ทั้งขณะหัวใจคลายตัว
 และบีบตัว อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05.

3.3 การทดลองวัดอัตราการเต้นหัวใจ

วัตถุประสงค์ : เพื่อทดสอบความแตกต่างกันระหว่างเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจที่
 พัฒนาขึ้น (X1) กับเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจ Finger Pulse Oximeter
 รุ่น MD30001 (X2).

ข้อมูล : ดังแสดงในตาราง 4.

ตารางที่ 4. ข้อมูลการวัดอัตราการเต้นหัวใจ

i	X1	X2
1	75	75
2	70	70
3	74	74
4	80	80
5	80	79
6	66	68
7	77	79
8	90	91
9	98	108

สมมติฐาน : $H_0: \bar{X}_1 = \bar{X}_2$
 $H_a: \bar{X}_1 \neq \bar{X}_2$

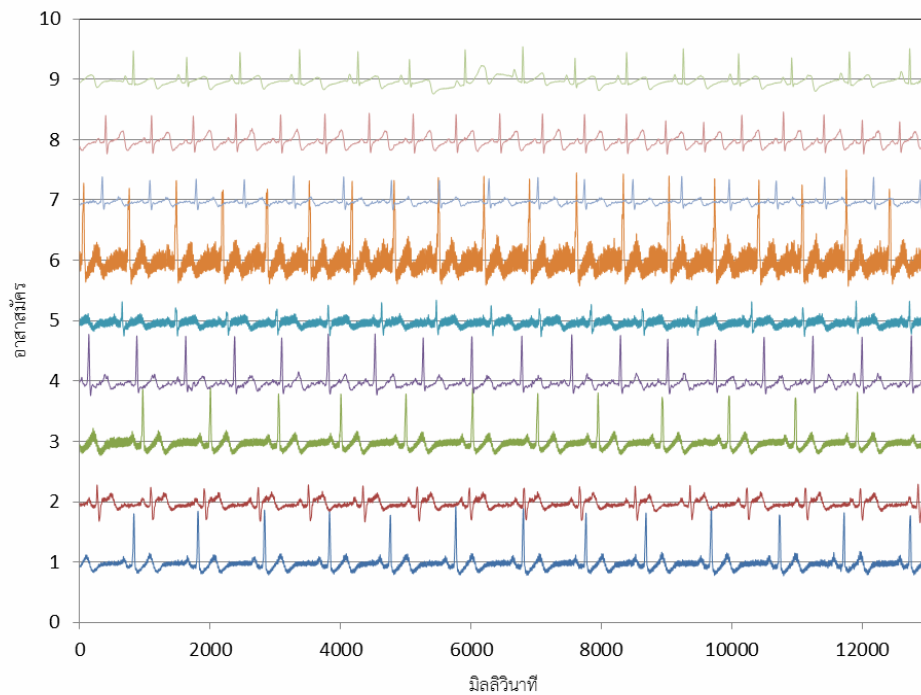
สถิติ : paired t-test, $t = -1.405$

นัยสำคัญ : $t_{0.05/2} = 2.306$

สรุป : ไม่มีความแตกต่างกันระหว่างเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจที่พัฒนาขึ้น (X1) กับเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจ Finger Pulse Oximeter รุ่น MD30001 (X2) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05.

3.4 การทดลองวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

วัตถุประสงค์ : เพื่อทดสอบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับอาสาสมัครด้วยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่พัฒนาขึ้น.



รูปที่ 20. สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของอาสาสมัคร.

สรุป : จากรูปที่ 20. คลื่นไฟฟ้าหัวใจของอาสาสมัครทั้ง 9 คน สังเกตเห็นได้ว่า รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจของอาสาสมัครแต่ละคนซึ่งขึ้นกับอายุและสุขภาพ มีลักษณะเป็นจังหวะปกติสอดคล้องกับรูปที่ 11 และตารางที่ 1.

วิจารณ์

โครงการพัฒนาระบบโทรเวชกรรมสำหรับการตรวจสัญญาณชีพและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีวัตถุประสงค์เพื่อใช้งานติดตามผู้ป่วยที่มีปัญหาหรืออุปสรรคในการเดินทางมาพบแพทย์ เช่น ผู้ป่วยพักฟื้นที่ต้องติดตามอาการเป็นระยะ หรือผู้ป่วยหนักที่ต้องเฝ้าระวังตลอดเวลา รวมทั้งผู้ต้องการรับการรักษาที่อยู่ห่างไกลแพทย์ นอกจากนี้ ยังช่วยประหยัดเวลาและค่าใช้จ่ายในการเดินทางอีกด้วย.

โครงการนี้พัฒนาการวัดสัญญาณชีพต่างๆ ได้แก่ การวัดอุณหภูมิ, ความดัน, อัตราการเต้นหัวใจ และ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเป็นสัญญาณชีพพื้นฐานที่แพทย์ใช้วิเคราะห์ปัญหาหรืออาการเบื้องต้นของผู้ป่วย.

การทดลองวัดอุณหภูมิในโครงการนี้ ทดลองวัดที่บริเวณรักแร้ซึ่งเป็นบริเวณที่สามารถสอดใส่ เซ็นเซอร์และหนีบไว้ได้อย่างมิดชิด ทำให้อุณหภูมิไม่แปรผันง่าย โดยเซ็นเซอร์ที่พัฒนาขึ้นกับรักแร้ข้าง หนึ่ง และเซ็นเซอร์ที่ใช้เปรียบเทียบกับรักแร้อีกข้างหนึ่ง แล้วทำการวัดพร้อมกัน เห็นได้ว่าค่าที่วัดได้ กับอาสาสมัครแต่ละคนมีค่าแตกต่างกันเล็กน้อย เนื่องจากใช้เซ็นเซอร์ต่างกันบนตำแหน่งต่างกัน แต่ ไม่แตกต่างกันในทางสถิติ ผู้สนใจสามารถนำไปประยุกต์ใช้งานได้หลากหลาย เช่น วัดจังหวะการ หายใจบริเวณปลายจมูกแบบไร้สัมผัสเพื่อลดการสัมผัสสิ่งของวัสดุและประเมินปริมาตรปอดได้ เป็นต้น.

การทดลองวัดความดันเลือดในโครงการนี้ ทดลองวัดที่บริเวณต้นแขนทั้ง 2 ข้าง พร้อมกัน สำหรับเปรียบเทียบความดันที่วัดได้จากเครื่องวัดความดันที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องมือวัดความดันที่ใช้ เปรียบเทียบ ซึ่งได้ผลลัพธ์ที่ใกล้เคียงกันและไม่แตกต่างกันในทางสถิติทั้งขณะหัวใจบีบตัวและคลาย ตัว การวัดในแต่ละครั้งนั้นได้ค่าความดันที่แตกต่างกันเนื่องจากปัจจัยต่างๆ ที่เปลี่ยนแปลงตลอดเวลา เช่น ความเครียด และความตื่นเต้น เป็นต้น.

การทดลองวัดอัตราการเต้นหัวใจในโครงการนี้ อาสาสมัครใช้มือทั้งสองข้างจับเซ็นเซอร์ที่ พัฒนาขึ้น แล้วใช้นิ้วชี้ 1 ข้าง กับเครื่องวัดสำหรับการเปรียบเทียบ โดยทำการวัดพร้อมกัน ผลการวัด ค่อนข้างสอดคล้องกันเนื่องจากการนับจังหวะอย่างตรงไปตรงมา อาจมีปัญหาบ้างสำหรับการ ติดตั้งเซ็นเซอร์กับอาสาสมัครที่เป็นเด็ก เนื่องจากการไม่ให้ความร่วมมือและขนาดอุปกรณ์ที่ออกแบบ สำหรับใช้กับผู้ใหญ่.

การทดลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจในโครงการนี้ ใช้อิเล็กโทรด 3 ขั้ว ผลที่ได้จากการทดลองกับ อาสาสมัครสอดคล้องกับทฤษฎีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งประกอบไปด้วยคลื่นจังหวะ PQRST โดยแพทย์ สามารถวิเคราะห์วินิจฉัยความผิดปกติการทำงานของหัวใจได้จากรูปคลื่นนี้.

4. สรุปผลการทดลอง

ผลการทดลองโครงการพัฒนาระบบโทรเวชกรรมสำหรับการตรวจสัญญาณชีพและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สรุปได้ดังต่อไปนี้ :

4.1 สรุปผลการทดลองวัดอุณหภูมิร่างกาย

จากการทดลองวัดอุณหภูมิร่างกายด้วยเครื่องมือวัดอุณหภูมิที่พัฒนาขึ้น เปรียบเทียบกับเครื่องวัดอุณหภูมิ Chauvin Arnoux C.A 5233 ที่บริเวณรักแร้ข้างละเครื่องอย่างพร้อมกัน พบว่าอาสาสมัครทั้ง 9 คน มีอุณหภูมิร่างกายปกติที่ประมาณ 37 องศาเซลเซียส เมื่อเปรียบเทียบเป็นรายคู่ พบว่า ไม่มีความแตกต่างกันระหว่างเครื่องมือวัดทั้ง 2 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05.

4.2 สรุปผลการทดลองวัดความดันเลือด

จากการทดลองวัดความดันเลือดด้วยเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับเครื่องวัดความดัน ALP K2 รุ่น K2-1802 โดยทำการวัดที่บริเวณต้นแขนข้างละเครื่องอย่างพร้อมกัน พบว่า อาสาสมัครทั้ง 9 คน มีความดันเลือดปกติขึ้นกับอายุและสุขภาพของแต่ละคน เมื่อเปรียบเทียบเป็นรายคู่ พบว่า ไม่มีความแตกต่างกันระหว่างเครื่องมือวัดทั้ง 2 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05.

4.3 สรุปผลการทดลองวัดอัตราการเต้นหัวใจ

จากการทดลองวัดอัตราการเต้นหัวใจด้วยเครื่องมือวัดอัตราการเต้นหัวใจที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจ Finger Pulse Oximeter รุ่น MD30001 พบว่าอาสาสมัครทั้ง 9 คน มีอัตราการเต้นหัวใจปกติประมาณ 70 ครั้งต่อนาที สำหรับผู้ใหญ่ ส่วนเด็กมีอัตราการเต้นหัวใจที่เร็วกว่า ทั้งนี้ขึ้นกับปัจจัยต่างๆ อีก เช่น ความเครียด และความตื่นตัว เป็นต้น เมื่อเปรียบเทียบเป็นรายคู่ พบว่า ไม่มีความแตกต่างกันระหว่างเครื่องมือวัดทั้ง 2 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05.

4.4 สรุปผลการทดลองวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

จากการทดลองวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่พัฒนาขึ้น ผู้ใหญ่มีจังหวะคลื่นไฟฟ้าหัวใจสอดคล้องกับอัตราการเต้นหัวใจ ส่วนเด็กมีจังหวะคลื่นไฟฟ้าหัวใจถี่กว่า การทดลองกับเด็กขณะหลับมีจังหวะคลื่นไฟฟ้าหัวใจช้าลง รูปแบบของจังหวะคลื่นไฟฟ้าหัวใจของอาสาสมัครทั้ง 9 คน มีลักษณะเป็นจังหวะปกติสอดคล้องกับทฤษฎีรูปที่ 11 และตารางที่ 1.

5. ข้อเสนอแนะ

โครงการวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาระบบโทรเวชกรรมสำหรับการตรวจสัญญาณชีพและคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบออนไลน์ผ่านอินเทอร์เน็ต รวมทั้งการสื่อสารด้วยภาพและเสียง, สำหรับใช้สื่อสารระหว่างแพทย์และคนไข้ซึ่งอยู่ต่างสถานที่กันการประยุกต์ใช้ผลผลิตของโครงการนี้เป็นประโยชน์แก่ทั้งแพทย์และคนไข้ อีกทั้งยังสังคมทั่วไป ยกตัวอย่าง แพทย์สามารถรักษาหรือติดตามคนไข้ได้มากขึ้นโดยเฉพาะผู้ที่อยู่ในพื้นที่ขาดแคลนแพทย์, รวมทั้งคนไข้พิการหรือไร้สติที่เป็นอุปสรรคในการเดินทางทำให้ลดภาระผู้ดูแล ส่งผลให้ประหยัดเวลาและค่าใช้จ่ายในการเดินทาง.

กลุ่มเป้าหมายด้านอุตสาหกรรม

ได้แก่ อุตสาหกรรมเครื่องมือแพทย์, หน่วยงานที่เกี่ยวข้องกับการนำผลงานวิจัยไปใช้ประโยชน์ที่สำคัญ ได้แก่ สถานพยาบาล เช่น โรงพยาบาลทั้งภาครัฐและเอกชน, คลินิก รวมทั้งการนำไปใช้ส่วนตัว โดยรูปแบบการนำผลงานวิจัยไปใช้ประโยชน์ คือ การจำลองการพบแพทย์เสมือนจริงของคนไข้ที่ไม่ได้อยู่ในสถานที่เดียวกัน โดยแพทย์และคนไข้สามารถพูดคุยสอบถามอาการกันได้ รวมทั้งสามารถวัดวิเคราะห์สัญญาณชีพพื้นฐานที่จำเป็นสำหรับเป็นข้อมูลในการประเมินอาการเจ็บป่วย ผลลัพธ์ที่คาดว่าจะเกิดขึ้น คือ การพบและปรึกษาแพทย์ได้ตลอดเวลาโดยเฉพาะในกรณีฉุกเฉิน และเพิ่มโอกาสในการเข้าถึงแพทย์โดยเฉพาะในสาขาที่ขาดแคลนสำหรับผู้ที่อยู่ห่างไกลความเจริญ.

ผลกระทบที่คาดว่าจะได้รับจากการนำผลงานวิจัยไปใช้ประโยชน์

ทางเศรษฐกิจ คือ ประหยัดเวลาในการเดินทางและเวลาในการรอพบแพทย์ทำให้ใช้เวลาดังกล่าวในการทำประโยชน์อื่นได้ ส่งผลให้ประหยัดค่าใช้จ่ายต่างๆ ในการเดินทาง เช่น เชื้อเพลิงอาหารและที่พัก.

ทางสังคม คือ คนไข้สามารถพึ่งพาตนเองได้ ส่งผลให้ลดภาระผู้ดูแลรอบข้าง ดังแสดงในตารางที่ 5.

ตารางที่ 5. กลุ่มเป้าหมายการนำผลงานวิจัยไปใช้ประโยชน์ รูปแบบการนำไปใช้ประโยชน์ และผลลัพธ์และผลกระทบที่คาดว่าจะเกิดขึ้น

กลุ่มเป้าหมาย (ภาคอุตสาหกรรม/ บริการ/สังคมชุมชน)	หน่วยงานที่ เกี่ยวข้องกับการนำ ผลงานวิจัยไปใช้ ประโยชน์	รูปแบบการนำไปใช้ ประโยชน์/การนำไป ต่อยอดให้เกิด มูลค่าเพิ่ม	ผลลัพธ์จากการ นำไปใช้ประโยชน์	ผลกระทบที่คาดว่าจะ เกิดขึ้นทาง เศรษฐกิจ สังคม และสิ่งแวดล้อม
อุตสาหกรรม เครื่องมือแพทย์/ โรงพยาบาลเฉพาะ ทาง/โรงพยาบาล ตำบล	โรงพยาบาลภาครัฐ และเอกชน/คลินิก	การพบแพทย์ ออนไลน์/สื่อสาร พูดคุยกันได้/วัด สัญญาณชีพได้	พบแพทย์ได้ตลอด เวลา/เพิ่มโอกาสการ เข้าถึงแพทย์/เพิ่ม คุณภาพชีวิตชาว ชนบท	ประหยัดเวลาในการ เดินทางและรอ แพทย์/ประหยัด ค่าใช้จ่าย/ลดภาระ ผู้ดูแล

6. เอกสารอ้างอิง

- คณาจารย์ ภาควิชาสรีรวิทยา คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล. 2552. สรีรวิทยา. เล่มที่ 1. พิมพ์ครั้งที่ 4. กรุงเทพฯ: เท็กซัส แอนด์ เจอร์นัล พับลิเคชัน.
- คณาจารย์ ภาควิชาสรีรวิทยา คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล. 2552. สรีรวิทยา. เล่มที่ 2. พิมพ์ครั้งที่ 4. กรุงเทพฯ: เท็กซัส แอนด์ เจอร์นัล พับลิเคชัน.
- ทวีจันทร์, ชัยวัฒน์. 2553. Advanced Visual Basic ควบคุมอุปกรณ์ฮาร์ดแวร์. กรุงเทพฯ: ชิมพลิฟาย.
- ศิริเนาวกุล, บุญมาก. 2554. การแพทย์ทางไกลผ่านระบบไร้สาย. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก: <http://website.jajar.com>, [เข้าถึงเมื่อ 25 สิงหาคม 2557].
- ภูพลับ. อภิชาติ. 2546. สนุก! กับการประยุกต์ใช้ Visual Basic. นนทบุรี: อินโฟเพรส.
- ภูริวิกรัยพงศ์, สมภพ. 2554. การประยุกต์ใช้เทคโนโลยีอวกาศ. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก: www.space.mict.go.th, [เข้าถึงเมื่อ 25 สิงหาคม 2554].
- หิรัญวัฒน์, อนุชา; พนากุลชัยวิทย์, นภพนธ์ และตรีรัตน์จากรุ, สมชัย. 2551. การควบคุมอัตโนมัติ และการประยุกต์ใช้พีแอลซี (ขั้นกลาง). นนทบุรี: ธนินซ์.
- Klymash, M. M., Romanchuk, V. I. and Krasko, O. V., 2010. Telemedicine System model Using Internet-Technology TCSET'2010, February 23-27, Lviv-Slavske, Ukraine.
- Pavlopoulos, S., Kyriacou, E., Berler, A., Dembeyiotis, S. and Koutsouris, D. A., 1998. Novel emergency telemedicine system based on wireless communication technology--AMBULANCE IEEE transactions on information technology. *Biomedicine*. 2(4).
- Qasim, A., Faisal, M., Mussarat, A. and Asif, S. M., 2007. The Role of Telemedicine for Pre and Post Operative Evaluation of Elective Surgical Patients e-Health Networking. Taipei: Application and Services.

ภาคผนวก

VitalSignMonitor_TEST.vi



START **STOP**

77-TISTR

READ ADD **Personal Data**

Input Name Read

Name Surname

P_ID

Date of Birth AGE

Hight Weight Blood Type

Gender Status

Address

Telephone

Vital Sign Monitor

Heart Rate (Beats Per Minute)

Temperature (Celsius)

Diastolic Pressure Systolic Pressure

Boolean

Pulse Wave

size(s) size(s) 2

Systolic Threshold

Diastolic Threshold

MAP

Max. Temp. (cC)

Min. Temp. (cC)

Median Temp. (cC)

Length of Experiment (sec)

Sample Rate (samples/sec)

Length of Experiment (sec) 2

Sample Rate (samples/sec) 2

Length of Experiment (sec) 3






































Sample Rate (samples/sec) 3

Length of Experiment (sec) 4

Sample Rate (samples/sec) 4

USB Camera Names

- TF **START**
- TF **STOP**
- OBL **Length of Experiment (sec)**
- OBL **Sample Rate (samples/sec)**

-  **stop**
-  **Length of Experiment (sec)[Length of Experiment (sec) 2]**
number of samples per channel specifies the number of samples to read from the buffer.
-  **Sample Rate (samples/sec)[Sample Rate (samples/sec) 2]**
-  **Tab Control 2**
-  **Read**
-  **Input Name**
-  **Telephone 2**
-  **Hight**
-  **Weight**
-  **Blood Type**
-  **AGE**
-  **ID**
Displays the value read from the second field of the database table.
-  **Address**
-  **Status**
-  **Gender**
-  **Surname**
-  **Name**
-  **ADD**
-  **Day**
-  **Year**
-  **Month**
-  **Length of Experiment (sec) 3**
-  **Sample Rate (samples/sec) 3**
-  **Length of Experiment (sec) 4**
-  **Sample Rate (samples/sec) 4**
-  **Systolic Threshold**
-  **Diastolic Threshold**
-  **Boolean**
-  **Min. Temp. (°C)**
-  **Max. Temp. (°C)**
-  **Median Temp. (°C) 2**
-  **Temperature (Celsius)**
-  **Temperature (°C) vs. Time**
-  **Heart Rate (Beats Per Minute)**
-  **Heart Signal vs. Time**
-  **Image**
-  **USB Camera Names**
USB Camera Names displays a name for each USB camera currently connected to the computer.

- abc **String**
- abc **Name**
- abc **Surname**
- abc **Gender**
- abc **Status**
- abc **Date of Birth**
Displays the value read from the fifth field of the database table.
- abc **Blood Type**
- I32 **AGE**
- I32 **P_ID**
Displays the value read from the second field of the database table.
- abc **Telephone**
- abc **Address**
- I32 **Hight**
- I32 **Weight**
- DBL **Heart Signal vs. Time 2**
- DBL **Blood Pressure**
- [=] **Pulse Wave**
- DBL **Systolic Pressure**
- DBL **MAP**
- DBL **Diastolic Pressure**
- I32 **size(s)**
- I32 **size(s) 2**

