



รายงานการวิจัยจากเงินทุนวิจัยเริ่มต้น ประจำปี 2546

เรื่อง

การพัฒนาการ์ดมอนิเตอร์คลื่นหัวใจไฟฟ้าผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์
(The Development of ECG Card Monitoring via Computer Network)

คณะผู้วิจัย/ผู้วิจัย

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ สุรนนท์ น้อยมณี
นายเอนก ชัยนันทน์คร

หน่วยวิจัยคอมพิวเตอร์ประยุกต์สำหรับวิศวกรรมชีวการแพทย์
ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

เสนอต่อ

ศูนย์บริหารงานวิจัยมหาวิทยาลัยเชียงใหม่

เดือน สิงหาคม พ.ศ. 2547

คำนำ

จุดมุ่งหมายของการวิจัยนี้ เพื่อพัฒนาเครื่องมือทางการแพทย์ในส่วนของท่านด้านฮาร์ดแวร์ สำหรับการมอดูเลตคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือที่เรียกว่าอีซีจี ซึ่งจะช่วยให้ลดการนำเข้าอุปกรณ์การแพทย์ไปต่างประเทศได้บ้างเป็นบางส่วน ยิ่งไปกว่านั้นเราจะนำเสนอแล้วส่งอุปกรณ์การแพทย์ที่มีราคาค่อนข้างสูงมาใช้อยู่ตลอดเวลา ผู้วิจัยขอเสนองานวิจัยนี้เพื่อเป็นแนวทางในการที่จะผลักดันเข้าสู่ระบบการผลิตในอุตสาหกรรมการผลิตเครื่องมือทางการแพทย์ในประเทศไทยต่อไป

ข้อดีของการพัฒนาการมอดูเลตหรือตรวจจับคลื่นไฟฟ้าหัวใจคือ สะดวกสบายต่อแพทย์ผู้วินิจฉัยโรคหัวใจ หรือแม้กระทั่งผู้ป่วยเองก็สามารถนำการตรวจไปใช้ส่วนตัวเพื่อส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปให้แพทย์ที่โรงพยาบาลแทนที่จะส่งไปทางเครื่องโทรสารแบบเก่า ๆ ซึ่งเป็นภาพที่ไม่ใช่ภาพเวลาจริง เพื่อให้แพทย์วินิจฉัยว่าเป็นโรคหัวใจหรือไม่

สามารถใช้เป็นระบบกำกับรักษาพยาบาลได้ และจากโครงการวิจัยการพัฒนาการ์ดมอดูเลตคลื่นหัวใจไฟฟ้า ฯ นี้ ได้พัฒนาวิธีการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจใหม่ และเมื่อประมวลผลสัญญาณด้วยอัลกอริทึมที่จะทำให้สามารถแยกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจริงทางด้านฮาร์ดแวร์ ออกจากสัญญาณรบกวนได้ดี เนื่องจากตัวอัลกอริทึมมีคุณสมบัติเป็นตัวเร่งสัญญาณ สามารถสกัดสัญญาณไฟฟ้าจริงออกจากสัญญาณรบกวนที่มีขนาดสูงได้ทำให้ได้รูปสัญญาณชัดเจน ลักษณะสัญญาณมีความแตกต่างตามการทำงาน และสามารถคำนวณหาค่าพารามิเตอร์อื่นๆ ต่อไปได้ เพื่อใช้เปรียบเทียบค่าผิดปกติและค่าปกติต่างๆ จากการพิจารณาศึกษาเบื้องต้นในการแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนคอมพิวเตอร์ พบว่าน่าจะสามารถแสดงรูปร่างสัญญาณการทำงานของคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ถูกต้องและคำนวณหรือวัดค่าได้ พิจารณาได้ง่าย และสามารถวินิจฉัยได้ละเอียดดีกว่าวิธีที่ใช้อยู่ในปัจจุบัน จึงมีความเป็นไปได้สูงมากที่จะพัฒนาเทคนิคนี้เป็นเครื่องแสดงผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนคอมพิวเตอร์ต่อไป

ผลการวิจัยที่ได้จะมีประโยชน์ต่อวงการแพทย์ในประเทศไทยเป็นอย่างมาก อย่างไรก็ตามยังสามารถนำเอางานวิจัยนี้ไปดัดแปลงเพื่อสร้างเป็นระบบการมอดูเลตผู้ป่วยในหอผู้ป่วยหนักผ่านอินเตอร์เน็ตได้อีกด้วย และตลอดจนมีประโยชน์การเรียนการสอนในรายวิชาที่ผู้วิจัยรับผิดชอบโดยตรงคือ วิชาการระบบเครื่องมือวัดทางการแพทย์

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบพระคุณ รศ.ดร.วัชร กสิณฤกษ์ ผู้ช่วยอธิการฝ่ายวิจัย คุณอารีรัตน์ สุขเกษม ผู้อำนวยการกองวิเทศสัมพันธ์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ที่สนับสนุนทุนอุดหนุนวิจัยเริ่มต้น และทุนสำหรับค่าเดินทางไปแสดงผลงานวิจัย ในงาน The 2004 International Technical Conference on Circuits/Systems, Computers and Communications ณ เมืองเซนได ประเทศญี่ปุ่น เมื่อวันที่ 6-8 กรกฎาคม 2547 เรื่อง "การพัฒนารวมอนิเมเตอร์คลื่นหัวใจไฟฟ้าผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์" โดยได้รับการสนับสนุนจากงบประมาณรายได้ของมหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ประจำปี พ.ศ. 2546 ซึ่งเป็นประโยชน์ในการทำวิจัยในครั้งนี้ และท้ายที่สุดขอขอบคุณหัวหน้าภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ ที่อำนวยความสะดวกในการใช้ สถานที่และอุปกรณ์เพื่องานวิจัย จนทำให้งานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วง

คณะผู้ทำการวิจัย
สิงหาคม 2547

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

คณะผู้วิจัย

หัวหน้าโครงการวิจัย

ชื่อ (ภาษาไทย)
(ภาษาอังกฤษ)
ตำแหน่งปัจจุบัน

นายสุรนนท์ น้อยมณี
Mr. Suranan Noimane
ผู้ช่วยศาสตราจารย์ 8

ประวัติการศึกษา

ปีที่จบการศึกษา	ระดับปริญญา	ลักษณะย่อปริญญา และชื่อเดิม	สาขาวิชา	สถาบัน	ประเทศ
2538	โท	วศ.ม.	วิศวกรรมไฟฟ้า	มหาวิทยาลัยเชียงใหม่	ไทย
2527	ตรี	วศ.บ.	วิศวกรรมไฟฟ้า	วิทยาลัยเทคโนโลยีและอาชีวศึกษา วิทยาเขตเทเวศน์	ไทย

สาขาวิชาการที่มีความชำนาญพิเศษ (แตกต่างจากวุฒิการศึกษา): ระบุสาขา

1. Digital System Design
2. Biomedical Instruments
3. Wireless Computer Network system Design
4. Material Science and Engineering

ประสบการณ์ที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยทั้งภายใน และภายนอกประเทศ : ระบุสถานภาพในการทำวิจัยว่าเป็นหัวหน้าโครงการวิจัย หรือผู้ร่วมวิจัยในแต่ละเรื่อง งานวิจัยที่ทำเสร็จแล้ว : ชื่อเรื่อง และสถานภาพในการทำวิจัย

ชื่อเรื่อง	ปีที่เสร็จ	สถานภาพ
1. "โครงการพัฒนาอุปกรณ์ในการวัดค่าทางไฟฟ้าและการเปลี่ยนเฟสของวัสดุที่อุณหภูมิสูง" ทุนวิจัยจากศูนย์เทคโนโลยีและวัสดุแห่งชาติ สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ ประจำปี 2547 จำนวนเงินทุนวิจัย 200,000 บาท	2548	หัวหน้าโครงการวิจัย
2. "โครงการฟังเสียงหัวใจสำหรับการวินิจฉัยโรคผ่านจดหมายอิเล็กทรอนิกส์" ทุนวิจัยจากสำนักงานกองทุนสนับสนุนงานวิจัยฝ่ายอุตสาหกรรม ประจำปี 2547 จำนวนเงินทุนวิจัย 347,050 บาท	2548	หัวหน้าโครงการวิจัย
3. "การพัฒนาการดอมอนิเตอร์คลื่นหัวใจไฟฟ้าผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ ระยะที่ 2" ทุนวิจัยเริ่มต้นจากศูนย์บริหารงานวิจัยมหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ประจำปี 2547 จำนวนเงินทุนวิจัย 25,000 บาท	2547	หัวหน้าโครงการวิจัย
4. "การพัฒนาการดอมอนิเตอร์คลื่นหัวใจไฟฟ้าผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ ระยะที่ 1" ทุนวิจัยเริ่มต้นจากสถาบันวิจัยและพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ประจำปี 2546 จำนวนเงินทุนวิจัย 30,000 บาท	2546	หัวหน้าโครงการวิจัย
5. "การแสดงผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนคอมพิวเตอร์" ทุนวิจัยจากคณะวิศวกรรมศาสตร์ ประจำปี 2544 จำนวนเงินทุนวิจัย 100,000 บาท	2545	หัวหน้าโครงการวิจัย
6. "การตรวจฟังเสียงหัวใจโดยใช้พีซีแบบที่เขรามิก" ทุนวิจัยจากภาควิชาฟิสิกส์ ประจำปี 2545 มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ จำนวนเงินทุนวิจัย 19,000 บาท	2545	หัวหน้าโครงการวิจัย
7. "การพัฒนาโปรแกรมแบบเชิงโต้ตอบสำหรับการเรียนการสอนระดับอุดมศึกษาบนอินเตอร์เน็ต" ทุนวิจัยจากโครงการวิจัยเพื่อพัฒนานักวิจัยรุ่นใหม่ ประจำปี 2542 กองวิเทศสัมพันธ์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ จำนวนเงินทุนวิจัย 12,000 บาท	2542	หัวหน้าโครงการวิจัย

งานวิจัยในอนาคต

1. การมอดิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูลโดยใช้โทรศัพท์มือถือ
2. การพัฒนาโทรศัพท์ไร้สาย 2.4 GHz สำหรับระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ไร้สายภายในบ้าน
3. การลดสัญญาณรบกวนในคลื่นเสียงหัวใจโดยวิธีเวฟเลททธานสเฟอรัม

การเผยแพร่ทางวิชาการระดับชาติ/นานาชาติ (Oral Presentation)

1. **S.Noimanee**, J.Tuntrakoon and S.Sopontummarak, MD "The ECG Display on Computer for Patient Monitoring System" The 2004 International Conference on Circuits/Systems, Computers and Communications (ITC-CSCC2004), Tohoku University Host, Taikanso, Sendai/Matsushima Kaigan-Pref., JAPAN July 6-8, 2004.
2. **S.Noimanee**, and Jeerapong Tuntrakoon "The ECG Monitor from Database Using Mobile Telephone" The 2004 International Conference on Circuits/Systems, Computers and Communications (ITC-CSCC2004), Tohoku University Host, Taikanso, Sendai/Matsushima Kaigan-Pref., JAPAN July 6-8, 2004.
3. **S.Noimanee**, S.Sopontummarak, MD, P.Chaiprapa "Real-time Patient Monitoring System in CCU Using SNMP Protocol" The Third International Symposium on Communication and Information Technologies, September 3-5, 2003. Print of Songkhla Host, BP Samila Beach Hotel and Resort, Songkhla, Thailand.
4. **พ.ศ. สุรนนท์ น้อยมณี** "Monitoring System in ICU Using Java SNMP Protocol" การประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์แห่งชาติ ครั้งที่ 3 ประจำปี 2546 จัดโดยสถาบันวิศวกรรมชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ จัดที่โรงแรมรามาร์เดอร์เดญ กรุงเทพฯ วันที่ 11-12 กันยายน 2546
5. **พ.ศ. สุรนนท์ น้อยมณี** "อะเจนต์การดสำหรับมอดิเตอร์ผู้ป่วยในหอผู้ป่วยหนักแบบเวลาจริง" การประชุมวิชาการอุปกรณ์การแพทย์ไทย ครั้งที่ 16 ประจำปี 2546 จัดโดยโครงการวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์การแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล วันที่ 21-22 พฤศจิกายน 2546
6. **สุรนนท์ น้อยมณี** "การตรวจฟังเสียงหัวใจสำหรับการวินิจฉัยโรคผ่านจดหมายอิเล็กทรอนิกส์" การประชุมวิชาการอุปกรณ์การแพทย์ไทยครั้งที่ 15 จัดโดยโครงการวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์การแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล สมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย กรุงเทพมหานคร 21-22 พ.ย. 2545
7. **Suranan Noimanee** "Measurement of Heart Sounds Using PZT" The First National Meeting on Biomedical Engineering, Bangkok, September 2001
8. **S.Noimanee** "Simulation and Analysis of Spherical Reflector Antenna" 20th Electrical Engineering Conference., November 1996

เอกสารตีพิมพ์วิชาการระดับชาติ/นานาชาติ

1. **สุรนนท์ น้อยมณี**, ขจรศักดิ์ คันทะพนิต, จีรพงษ์ ตันตระกูล "การตรวจฟังเสียงหัวใจสำหรับการวินิจฉัยโรคโดยใช้พีซีแซดที" วารสารวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เล่ม 10 พฤศจิกายน 2546 หน้า 8-16
2. **S.Noimanee**, S.Sopontummarak, J.Tuntragoon, "Monitoring System in ICU Using Java SNMP Protocol" วารสารวิชาการเนคเทค ปีที่ 4 ฉบับที่ 14 ISSN 1513-2145 กรกฎาคม-ตุลาคม 2546. หน้า 452-456
3. **สุรนนท์ น้อยมณี** "อะเจนต์การดสำหรับมอดิเตอร์ผู้ป่วยในหอผู้ป่วยหนักแบบเวลาจริง" วารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย ปีที่ 2 ฉบับที่ 2 ISSN 1685-6224 พฤศจิกายน 2546. หน้า 112-125
4. **สุรนนท์ น้อยมณี** "การตรวจฟังเสียงหัวใจสำหรับการวินิจฉัยโรคผ่านจดหมายอิเล็กทรอนิกส์" วารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย ปีที่ 1 ฉบับที่ 1 ISSN 1685-6224

พฤศจิกายน 2545. หน้า 98 -112

5. **S.Noimanee** "Simulation and Analysis of Spherical Reflector Antenna Receiving Multi-satellite Signal Simultaneously" Engineering Journal, Chiang Mai University, May 1995. page: 8-36
6. **S.Noimanee** "Simulation and analysis of spherical reflector antenna" 20th electrical engineering proceeding., Bangkok, December 1995. page 150 - 158

International/National Proceedings

1. **S.Noimanee**, J.Tuntrakoon and S.Sopontummarak,MD "The ECG Display on Computer for Patient Monitoring System" The 2004 International Conference on Circuits/Systems, Computers and Communications (ITC-CSCC2004), Tohoku University Host, Taikanso, Sendai/Matsushima Kaigan-Pref.,JAPAN July 6-8, 2004. Page: 7E2L-1-1 to 7E2L-1-4
2. **S.Noimanee**, and Jeerapong Tuntrakoon "The ECG Monitor from Database Using Mobile Telephone" The 2004 International Conference on Circuits/Systems, Computers and Communications (ITC-CSCC2004), Tohoku University Host, Taikanso, Sendai/Matsushima Kaigan-Pref., JAPAN July 6-8, 2004. Page: 8F3L-1-1 to 8F3L-1-4
3. **S.Noimanee**, P.Chaiprapa, S.Sopontummarak, "Real-time Patient Monitoring System in CCU Using SNMP Protocol" Proceedings of the 3rd International Symposium on Communications and Information Technology ISBN974-644-437-9, September 3-5, 2003. Page: 65-68
4. **ผ.ศ. สุรนนท์ น้อยมณี** "Monitoring System in ICU Using Java SNMP Protocol" การประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์แห่งชาติ ครั้งที่ 3 ประจำปี 2546 จัดโดยสถาบันวิศวกรรมชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ จัดที่โรงแรมรามารักษ์ กรุงเทพมหานคร วันที่ 11-12 กันยายน 2546
5. **สุรนนท์ น้อยมณี** "การตรวจฟังเสียงหัวใจสำหรับการวินิจฉัยโรคผ่านจดหมายอิเล็กทรอนิกส์" การประชุมวิชาการอุปกรณ์การแพทย์ไทยครั้งที่ 15 จัดโดยโครงการวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์ชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล สมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย กรุงเทพมหานคร 21-22 พ.ย. 2545
6. **Suranan Noimanee** "Measurement of Heart Sounds Using PZT" The first national meeting on biomedical engineering proceeding, September 2001. page: 35
7. **Suranan Noimanee** "Measurement of Heart Sounds Using PZT" The First National Meeting on Biomedical Engineering, Bangkok, September 2001
8. **S.Noimanee** "Simulation and Analysis of Spherical Reflector Antenna" 20th Electrical Engineering Conference., November 1996

สถานที่ติดต่อ

ที่ทำงาน : ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
239 ถนนห้วยแก้ว ตำบลสุเทพ อำเภอเมือง จังหวัดเชียงใหม่ 50200

โทรศัพท์ : 053-942018

โทรสาร : 053-942072

โทรศัพท์มือถือ : 01-885 5701

E-mail : suranan@chiangmai.ac.th, suranan@eng.cmu.ac.th

ผู้ร่วมโครงการวิจัย

ชื่อ (ภาษาไทย)
(ภาษาอังกฤษ)
ตำแหน่งปัจจุบัน

นายเอนก ชัยันต์นคร
Mr. Anek Chayunnakorn
นักวิชาการคอมพิวเตอร์

ประวัติการศึกษา

ปีที่จบการศึกษา	ระดับปริญญา	อักษรย่อปริญญา และชื่อเดิม	สาขาวิชา	สถาบัน	ประเทศ
2543	โท ตรี	คอ.บ.	คอมพิวเตอร์	มหาวิทยาลัย มหาวิทยาลัย	ไทย ไทย

สาขาวิชาการที่มีความชำนาญพิเศษ (แตกต่างจากวุฒิการศึกษา) : ระบุสาขา

1. Data structure
2. Computer Programming
3. Medical Instruments

สถานที่ทำงาน

หมวดคอมพิวเตอร์ทางการแพทย์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ จังหวัดเชียงใหม่ 50200 โทร. 053-945310 โทรสาร. 053-642072

บ้าน

อ. เมือง จ.เชียงใหม่ 50 โทร. 053 813147

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์

achayunn@eng.cmu.ac.th

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

บทคัดย่อ

การวิจัยครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาการมอนิเตอร์คลื่นหัวใจไฟฟ้าหรืออีซีจี โดยใช้การ์ดอิเล็กทรอนิกส์ที่มีอิเล็กทรอนิกส์ที่ติดอยู่กับผู้ป่วย และส่งสัญญาณไปในระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ หรือระบบแลนของโรงพยาบาล สำหรับวงจรทางด้านฮาร์ดแวร์ได้ถูกออกแบบและสร้างขึ้นสำหรับเป็นตัวอินเตอร์เฟสระหว่างทรานสดิวเซอร์ที่ต้องติดกับผู้ป่วยและคอมพิวเตอร์พีซี พร้อมกับเขียนโปรแกรมคอมพิวเตอร์สำหรับควบคุมการติดต่อระหว่างทรานสดิวเซอร์กับคอมพิวเตอร์ และแสดงผลทางหน้าจอคอมพิวเตอร์โดยใช้ภาษาวิซวลเบสิก ผลการวิจัยที่ได้จะมีประโยชน์ต่อการพัฒนาเครื่องมือทางการแพทย์ เพื่อให้สายการผลิตสามารถผลิตและจำหน่ายให้แก่โรงพยาบาลภายในประเทศในราคาที่ไม่แพงและมีความเชื่อมั่นในเครื่องมือสูง และตลอดจนมีประโยชน์ต่อการเรียนการสอนในรายวิชาที่ผู้วิจัยรับผิดชอบโดยตรง

Abstract

This main purpose of this research is to develop a computerized monitoring method for the electrocardiogram or ECG monitor with using electronics hardware card, transducers are attached to the patient bodies and send signal through computer network or the hospital local area network. Hardware circuits are designed and implemented to interface the outputs from various transducers to a PC. Also developed are computer programs to control the interface between the transducers and the PC, and the program to display the measurement results on the PC Monitor. These programming language used is Visual BASIC.

The results from this research will enable the local industry to manufacture the instruments with high reliability to be used in local hospitals at a much lower cost than the imported ones. The instruments can also be useful for teaching relevant courses.

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

สารบัญ

	หน้า
คำนำ	ก
กิตติกรรมประกาศ	ข
คณะผู้วิจัย	ค
บทคัดย่อ ภาษาไทย	ข
บทคัดย่อ ภาษาอังกฤษ	ข
บทที่ 1	
บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 สรุปสาระสำคัญจากเอกสารที่เกี่ยวข้อง	2
1.3 หลักการ ทฤษฎีของตัวแปรทางสรีรวิทยาที่เกี่ยวข้องกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	2
1.4 วัตถุประสงค์ของการวิจัย	10
1.5 ขอบเขตของการวิจัย	10
1.6 ข้อจำกัดของงานวิจัย	10
1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	10
1.8 นิยามศัพท์	11
บทที่ 2	
เนื้อเรื่องงานวิจัย	12
2.1 การออกแบบทางด้านฮาร์ดแวร์	12
2.2 การออกแบบทางด้านซอฟต์แวร์สำหรับการแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	23
2.3 แผนการดำเนินงาน	30
2.4 ผลการทดลอง	30
2.5 ข้อวิจารณ์	32
2.6 สรุปและข้อเสนอแนะ	32
2.7 เอกสารอ้างอิง	33
บทที่ 3	
ภาคผนวก	34
3.1 สรุปค่าใช้จ่าย	35
3.2 Data Sheet	

สารบัญภาพ

	หน้า
รูปที่ 1.1 (a) คลื่นไฟฟ้าหัวใจปรกติ (b) คลื่นไฟฟ้าหัวใจปรกติด้านที่กอีชีชี 2	3
รูปที่ 1.2 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติ	3
รูปที่ 1.3 แสดงวิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบต่าง ๆ	4
รูปที่ 1.4 แสดงการเปลี่ยนแปลงทั่วไปของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	5
รูปที่ 1.5 แสดงรูปร่างของคลื่นพีที่เหมือนกันทุกตัวโดยอยู่ในแนวตั้ง	6
รูปที่ 1.6 แสดงรูปร่างของคลื่นพีที่เหมือนกันทุกตัวและไม่มีควมผิดปกติของคิวอาร์เอส	6
รูปที่ 1.7 แสดงรูปร่างของคลื่นพีที่ปรกติและไม่มีควมผิดปกติของคิวอาร์เอส	6
รูปที่ 1.8 (a) รูปร่างของคลื่นที่ระยะเวลาระหว่างพีอาร์ปรกติ แต่พีอาร์เอสอาร์เอสแตกต่างกัน (b) รูปร่างของคลื่นที่ระยะเวลาระหว่างพีอาร์ปรกติ ยกเว้นขณะที่เกิดการรวมของการเต้นก่อนครบรอบของหัวใจห้องบน	7
รูปที่ 1.9 (a) รูปร่างของคลื่นที่มีอัตราการเต้นของหัวใจห้องบนประมาณ 100-160 ครั้ง/นาทีที่ไม่สามารถมองเห็นคลื่นพีได้ (b) รูปร่างของคลื่นที่มีอัตราการเต้นของหัวใจห้องล่างประมาณ 60-100 ครั้ง/นาที	7
รูปที่ 1.10 เซลล์โพลาไรซ์ขณะเกิดศักย์ไฟฟ้าหยุดนิ่ง	8
รูปที่ 1.11 สภาพดีโพลาไรซ์ของเซลล์ ไอออนของ Na^+ จะพยายามกรเข้าไปในเซลล์ ในขณะที่ไอออนของ K^+ พยายามวิ่งออกจากเซลล์	8
รูปที่ 1.12 ดีโพลาไรซ์ของเซลล์ระหว่างที่เกิดศักย์ไฟฟ้าทำงาน	9
รูปที่ 1.13 รูปคลื่นของศักย์ไฟฟ้าทำงาน	9
รูปที่ 2.1 ระบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ช่อง	12
รูปที่ 2.2 วงจรขยายความแตกต่างประกอบด้วยไอซีแอลเอ็มพีเฟทอินพุต 3 ตัว และวงจรขับแรงดันขาขวา	13
รูปที่ 2.3 วงจรขยายสัญญาณความแตกต่างของวงจร	13
รูปที่ 2.4 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ส่งผ่านตัวเก็บประจุที่มีค่ามากเมื่ออิเล็กทรอนิกส์ทรานสดูกรบกวน	15
รูปที่ 2.5 วงจรปรับศูนย์ ทำหน้าที่ลดค่าเวลาคงตัวเมื่อมีศักย์ไฟฟ้าออฟเซตเข้ามา	15
รูปที่ 2.6 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน	16
รูปที่ 2.7 วงจรกรองความถี่ต่ำกว่า 50 เฮิร์ตซ์ผ่าน	17
รูปที่ 2.8 วงจรแยกสัญญาณอินพุตอีชีชีกับทางด้านคอมพิวเตอร์โดยแสง	17
รูปที่ 2.9 วงจรแยกคลื่น QRS	18
รูปที่ 2.10 (a) วงจรตรวจจับยอดคลื่น (b) แสดงลักษณะของสัญญาณที่จุดต่าง ๆ	18
รูปที่ 2.11 แสดงการจัดวางขาของไอซีเบอร์ TLC548	19
รูปที่ 2.12 แสดงบัสสวิตช์ไดอะแกรมของไอซีเบอร์ TLC548	19
รูปที่ 2.13 แสดงไดอะแกรมเวลาของไอซีเบอร์ TLC548	19
รูปที่ 2.14 วงจรการแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นดิจิตอลโดยไอซีเบอร์ TLC548	20
รูปที่ 2.15 วงจรการป้อนสัญญาณดิจิตอลที่ได้จากไอซีเบอร์ TLC548 เข้าทางพอร์ตอนุกรมของคอมพิวเตอร์	20
รูปที่ 2.16 แผงวงจรทางด้านฮาร์ดแวร์ของชุดอะนาลอกและวงจรแปลง A/D	20
รูปที่ 2.17 วงจรแผ่นทองแดงชุดขยายสัญญาณอีชีชีชนิดช่องเดียว	21
รูปที่ 2.18 วงจรทั้งหมดของโครงการวิจัย	21
รูปที่ 2.19 การติดอิเล็กทรอนิกส์กับผิวหนัง	22
รูปที่ 2.20 แผนผังการทำงานของโปรแกรม	23
รูปที่ 2.21 แสดงหน้าต่างโปรแกรม	26
รูปที่ 2.22 แสดงรูปแบบการเชื่อมต่อพอร์ตอนุกรม (RS232) ระหว่างการ์ดที่พัฒนากับผู้ป่วย	27
รูปที่ 2.23 แสดงเมนูเลือกการวาดตาราง	27
รูปที่ 2.24 แสดงเมนูเลือกเวลาสำหรับการนับอัตราการเต้นหัวใจ	27
รูปที่ 2.25 หน้าจอแสดงผลการนับอัตราการเต้นหัวใจ	27
รูปที่ 2.26 ภาพแสดงการเริ่มรับอินพุตจากการวาดตาราง	28
รูปที่ 2.27 หน้าจอแสดงผลอินพุตแกน X และแกน Y	28
รูปที่ 2.28 หน้าจอแสดงวันและเวลา	28
รูปที่ 2.29 ภาพหน้าจอแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	29
รูปที่ 2.30 การแสดงผลอีชีชีบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ในห้องวิจัย	30
รูปที่ 2.31 การแสดงผลอีชีชีบนคอมพิวเตอร์ในห้องวิจัย	31

รูปที่ 2.32 กราฟแสดงเวลาที่ใช้ส่งพิกัดกราฟคลื่นหัวใจไฟฟ้า 2 ชุด (ขนาด 31-34 ไบต์)	31
รูปที่ 2.33 กราฟแสดงเวลาที่ใช้ส่งพิกัดกราฟคลื่นหัวใจไฟฟ้า 3 ชุด (ขนาด 44-48 ไบต์)	31
รูปที่ 2.34 กราฟแสดงเวลาที่ใช้ส่งพิกัดกราฟคลื่นหัวใจไฟฟ้า 4 ชุด (ขนาด 55-63 ไบต์)	31



ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

Copyright© by Chiang Mai University

All rights reserved

บทที่ 1

บทนำ

การวิจัยนี้เป็นการเป็นการวิจัยโดยการพัฒนาทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ฮาร์ดแวร์ และโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่เขียนขึ้นเองเพื่อใช้มอนิเตอร์สัญญาณอีซีจีหรือที่เรียกว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แล้วผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ โดยใช้อิเล็กทรอนิกส์ต่อการคอมพิวเตอร์อิเล็กทรอนิกส์ เพื่อนำเอาสัญญาณอีซีจีจากผู้ป่วยแล้วส่งเข้าระบบแลนเพื่อเก็บข้อมูลไปไว้ที่เซิร์ฟเวอร์ ซึ่งแพทย์สามารถดูผลของสัญญาณอีซีจีโดยจอแสดงผลของคอมพิวเตอร์ที่ห้องไหนก็ได้ในโรงพยาบาล

สำหรับการวินิจฉัยโรคออกมาในรูปแบบต่าง ๆ อาทิ แรงดันที่ขึ้น ๆ ลงเทียบกับเวลา (Time variant voltage) การบันทึกทิศทางและขนาดของกำลังไฟฟ้าหัวใจในระยะหนึ่งรอบสมบูรณ์ (vector cardiography) คลื่นพี (P-wave) คลื่นคิว (Q-wave) คลื่นอาร์ (R-wave) คลื่นเอส (S-wave) และคลื่นที (T-wave) เป็นต้น

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

การมอนิเตอร์ผู้ป่วยในหอผู้ป่วยหนัก ถือว่าเป็นวิธีการอย่างหนึ่งที่จำเป็น ทำให้การดูแลผู้ป่วยมีประสิทธิภาพมากขึ้น เป็นการเฝ้าระวังและติดตามการเปลี่ยนแปลงโรคของผู้ป่วยอย่างใกล้ชิด ซึ่งปัญหาที่เกิดขึ้นในไอซียู ได้แก่ ประสิทธิภาพของการดูแลรักษามักจะขึ้นอยู่กับความสามารถของบุคลากรที่มีความชำนาญเป็นสำคัญ ในที่นี้หมายถึงแพทย์และพยาบาลส่วนหนึ่ง และอีกส่วนหนึ่งขึ้นอยู่กับเครื่องมือแพทย์ที่นำมาวินิจฉัย มอนิเตอร์ หรือรักษาด้วย

ทางด้านเครื่องมือแพทย์เดิมมักจะเป็นเครื่องมือที่มีการออกแบบให้ทำงานเฉพาะอย่าง ต่อเชื่อมกันได้บ้างไม่เต็มรูปแบบโดยเฉพาะอย่างยิ่งเครื่องมือเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ไฟฟ้า การใช้งานจะหลากหลายจึงมีความจำเป็นต้องฝึกฝนทางด้านเครื่องมือแพทย์ให้ชำนาญ นับว่าเป็นความยุ่งยาก และสับสนของบุคลากร

ทางด้านบุคลากรที่มีความชำนาญโดยเฉพาะแพทย์ ซึ่งตามหลักการของ ไอซียู จะต้องมีการแพทย์ประจำตลอดเวลานั้น นับว่าเป็นเรื่องที่แทบจะหาไม่ได้ แม้กระทั่งการศึกษาในประเทศสหรัฐอเมริกา ยังพบว่าเพียง 10% เท่านั้น ที่มีแพทย์อยู่ประจำตลอดช่วงกลางวัน และมีน้อยกว่า 1% ที่มีแพทย์อยู่ประจำตลอด 24 ชั่วโมงในหนึ่งวัน ดังนั้นจะเห็นว่ายังขาดทางด้านแพทย์ผู้ชำนาญอีกมาก แต่เมื่อมีการเพิ่มประสิทธิภาพของการดูแลรักษาเพื่อให้ได้ประสิทธิผลของการดูแล ลดเวลาการอยู่ในโรงพยาบาลของผู้ป่วยลง ป้องกันการผิดพลาดอันเกิดจากบุคลากร และได้รับการดูแลจากผู้เชี่ยวชาญตลอดเวลา 24 ชั่วโมงต่อวัน และทุกวัน (7 วันต่อสัปดาห์) จากเหตุผลดังกล่าว จึงได้มีการพัฒนาที่ค่อนข้างจะสอดคล้องกันของเครื่องมือแพทย์ใน ไอ.ซี.ยู. ปัจจุบันโดยเฉพาะอย่างยิ่งเครื่องมือเฝ้าระวังสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกับระบบการต่อเชื่อม หมายถึงการต่อเชื่อมด้านบุคลากรกับเครื่องมือด้วย ซึ่งจะต้องติดตั้งอยู่ข้างเตียงในห้องผู้ป่วยซึ่งเป็น ไอ.ซี.ยู. ในโครงการวิจัยนี้ขอเสนอการพัฒนาระบบมอนิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สามารถรับสัญญาณตัวแปรสรีรวิทยา (Physiological variable) จากผู้ป่วยแล้วส่งผ่านไปในระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ของโรงพยาบาลได้ตลอดเวลา ลักษณะของการมอนิเตอร์จะเป็นลักษณะเป็นอุปกรณ์ทางด้านฮาร์ดแวร์ขนาดเล็กต่อเชื่อมกับระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ที่เรียกว่าระบบแลนเพื่อส่งข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยเข้าไปเก็บไว้ยังเซิร์ฟเวอร์ เพื่อให้แพทย์หรือผู้ที่เกี่ยวข้องสามารถดูผลการวัดเป็นรูปกราฟิกบนหน้าจอของคอมพิวเตอร์แบบต่าง ๆ ได้ อาทิ คอมพิวเตอร์แบบตั้งโต๊ะ คอมพิวเตอร์มือถือ หรือในอนาคตอันใกล้อาจจะแสดงเป็นภาพผู้ป่วยบนโทรศัพท์มือถือ ซึ่งลักษณะการออกแบบระบบการมอนิเตอร์แบบนี้เพื่อให้เป็นไปตามความต้องการการใช้งานของระบบไอทีโรงพยาบาลในอนาคตคือเป็น "Portable multifunction physiological signals monitor"[1]

จากความต้องการข้อมูลของผู้ป่วยหลายพารามิเตอร์ ที่ล้วนมีความสำคัญ เช่น ข้อมูลทางระบบการไหลเวียนเลือด ทางระบบหายใจ ทางระบบประสาท และระบบอื่น ๆ ของร่างกาย ดังนั้นอาจจะมีการตั้งค่าให้ผู้ใช้เลือกทำการตรวจวัดได้ เช่น มอนิเตอร์ อีซีจี (คลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรือ คลื่นกล้ามเนื้อหัวใจ) ผู้ใช้สามารถนำมาใช้ตรวจ อีอีจี (คลื่นไฟฟ้าสมอง) ได้เป็นต้น นอกจากนั้น ลักษณะการแสดงผล เช่น อีซีจี ยังสามารถเลือกแสดงเป็นตัวเลข รูปคลื่น และสเปกตรัมได้ ทำให้การแปลผลข้อมูลได้ชัดเจน และง่ายขึ้นเป็นต้น ซึ่งวิธีการดังกล่าวเป็นเทคโนโลยีใหม่สำหรับวงการเครื่องมือทางการแพทย์ จากวิธีการเหล่านี้จะทำให้อัตราการตายของผู้ป่วยลดลงอย่างมีนัยสำคัญ นอกจากนั้นแพทย์ก็ถูกตัดปัญหานี้มีเวลาว่างมากขึ้น สามารถดำเนินชีวิตตามประจำวันได้โดยงานในความรับผิดชอบดำเนินไปอย่างมีประสิทธิภาพด้วย

1.2 สรุปสาระสำคัญจากเอกสารที่เกี่ยวข้อง

จุดเริ่มต้นของการประดิษฐ์เครื่องมือแพทย์นั้นมาจากการที่ผู้ใช้ซึ่งได้แก่แพทย์และบุคลากรที่เกี่ยวข้องประสบปัญหาในการรักษาพยาบาลผู้ป่วย เช่น ขาดเครื่องมือ เครื่องมือที่มีอยู่ไม่ตอบสนองเท่าที่ควร วิธีการที่มีอยู่ไม่เหมาะสมหรือไม่เที่ยงตรง เครื่องมือมีราคาแพง เป็นต้น เพราะฉะนั้นจุดเริ่มต้นของการประดิษฐ์เครื่องมือแพทย์จึงเริ่มที่ต้องมีคำถามก่อน ในอดีตคนไทยได้เคยมีการประดิษฐ์เครื่องมือแพทย์มาก่อน โดยจุดมุ่งหมายเพื่อให้ถูกลง หรือพัฒนาใช้เอง การประดิษฐ์เครื่องมือแพทย์ในต่างประเทศจะแตกต่างกันออกไป คือประดิษฐ์เพื่อปรับปรุงการรักษาพยาบาลให้ดีขึ้นกว่าเดิม ซึ่งตรงนี้การประดิษฐ์จะไม่ใช้การเลียนแบบ แต่จะต้องเข้าไปศึกษาวิธีการตรวจวินิจฉัยหรือรักษาที่มีอยู่เดิม สรุปปัญหาและข้อดีข้อเสีย สร้างกรอบแนวคิดของวิธีการใหม่ที่จะทำอะไรหรือสร้างขึ้นใหม่ ศึกษาความเป็นไปได้พร้อมทั้งหาเพื่อนร่วมทีมในสาขาที่เกี่ยวข้อง ซึ่งตรงนี้เป็นจุดสำคัญ เพราะจะเป็นดัชนีชี้ความสำเร็จของการวิจัยที่จะทำในอนาคต การศึกษาความเป็นไปได้หรือโครงการนำร่องควรปรึกษาผู้มีประสบการณ์ซึ่งจะช่วยเอื้อให้งานง่ายขึ้น

การวิจัยนี้จะพัฒนาการแสดงผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนคอมพิวเตอร์ โดยพัฒนาทางด้านอุปกรณ์ฮาร์ดแวร์เพื่อสามารถใช้ได้กับทรานสดิวเซอร์ที่พัฒนามาจากหน่วยวิจัยอิเล็กทรอนิกส์โทรเซรามิก ภาควิชาฟิสิกส์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ อาทิ พีแชนด์ที หรืออิเล็กทรอนิกส์ติดกับผิวหนังชนิดแผ่นโลหะธรรมดา พร้อมกับเขียนโปรแกรมคอมพิวเตอร์สำหรับควบคุมการติดต่อระหว่างทรานสดิวเซอร์กับคอมพิวเตอร์ และแสดงผลทางหน้าจอคอมพิวเตอร์โดยใช้ภาษาวิซวลเบสิก ผลการวิจัยที่ได้จะมีประโยชน์ต่อการพัฒนาเครื่องมือทางการแพทย์ เพื่อให้สายการผลิตสามารถผลิตและจำหน่ายให้แก่โรงพยาบาลภายในประเทศในราคาที่ไม่แพงและมีความเชื่อมั่นในเครื่องมือสูง และตลอดจนมีประโยชน์ต่อการเรียนการสอนในรายวิชาที่ผู้วิจัยรับผิดชอบโดยตรง

สำหรับเอกสารที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยเท่าที่สืบค้นได้แก่

1.ECG Front-End Design is Simplified with Micro Converter

Presenting Author's Name	Eckart Hartmann
Principal Author's Name	Eckart Hartmann
Address of Corresponding Author	
E-mail Address	enrique.combos@analog.com
Telephone/Fax:	

2. การบีบอัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในเวลาจริงโดยใช้การแปลงเวฟเลตบน MCS-51

ECG Compression Technique in real time Using Wavelet Transform on MCS-51

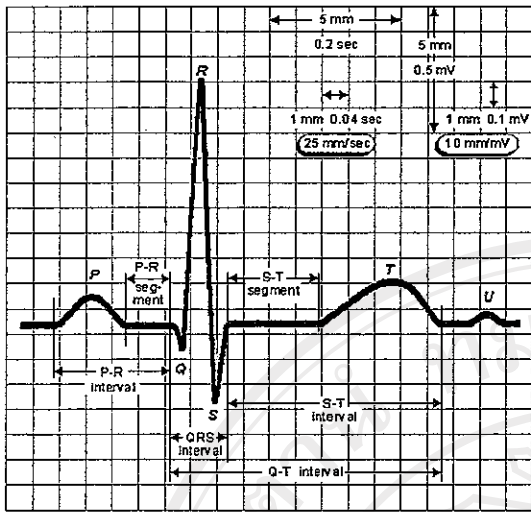
Presenting Author's Name	ลักกะพันธ์ คล้ายดอกจันทร์
Principal Author's Name	กิตติพล ชิตสกุล
Address of Corresponding Author	ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ สถาบันเทคโนโลยี พระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง กรุงเทพมหานคร 10520
E-mail Address	naimai@hotmail.com
Telephone/Fax:	(02) 3269037 / (02) 3269038

3. R-R INTERVAL DETECTION AND PROGRAM FOR CARDIOVASCULAR AUTONOMIC FUNCTION TEST

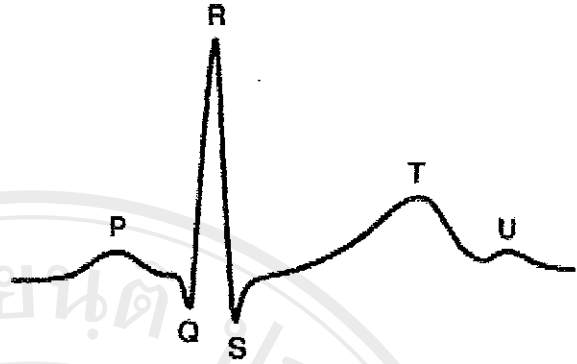
Presenting Author's Name	Phornphop Naiyanetr
Principal Author's Name	Wattana B. Watanapa
Address of Corresponding Author	Department of Physiology, Faculty of Medicine, Siriraj Hospital, Mahidol University. (Wattana B. Watanapa)

1.3 หลักการ ทฤษฎีของตัวแปรทางสรีรวิทยาที่เกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ขั้นตอนนี้เป็นการศึกษาการทำงานของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรืออีซีจี ซึ่งเป็นเครื่องสำหรับฝาส่งเหตุผู้ป่วยในหอผู้ป่วยหนัก จากการศึกษาพบว่า กระแสไฟฟ้าที่วัดได้จากเครื่องจะมีลักษณะเฉพาะตัวที่เรียกว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะเกิดการรวมสัญญาณคลื่นคิวอาร์เอส (QRS complex) ตอนที่หัวใจห้องล่างไม่เกิดการสั้น (ventricular depolarization) และเกิดคลื่นทีในช่วงพักเซลล์กล้ามเนื้อจะอยู่ในภาวะการสั้นเมื่อถูกกระตุ้นจะเกิดการกระจายจากจุดที่ถูกกระตุ้นกระจายไปตามผิวเยื่อหุ้มเซลล์ไปจนทั่ว สำหรับคลื่นพีคือ แสดงการทำงานของหัวใจห้องบนที่มีค่าเป็นบวก หมายถึงกระแสไฟฟ้าจะเคลื่อนที่เข้าหาขั้วบวกที่บริเวณขาขวาของอีซีจีปรกติดังรูป 1.1 (a) และ (b) รูป 1.2 เป็นอีซีจีที่ผิดปกติ โดยมีวิธีการวัดดังรูป 1.3

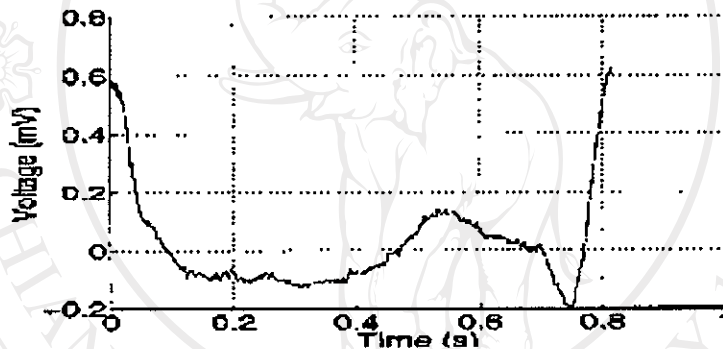


(a)



(b)

รูปที่ 1.1 (a) คลื่นไฟฟ้าหัวใจปรกติ (b) คลื่นไฟฟ้าหัวใจปรกติด้านที่อกซ้าย 2



รูปที่ 1.2 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติ

เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจถูกใช้เป็นเครื่องวัดในคลินิกหรือเครื่องเฝ้าสังเกตที่จำเป็นในหอผู้ป่วยหนักนั้น ซึ่งการใช้เพียงหนึ่งการบันทึกที่ได้จากอิเล็กโทรดหรือเรียกสั้น ๆ ว่า ลีด (Lead I) มีประโยชน์สำหรับการสังเกตความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ ในขณะเดียวกันหากการทำอีซีจี 12 การบันทึกซึ่งแบ่งออกได้เป็น 3 กลุ่มดังนี้คือ

1. กลุ่มบันทึกอีซีจีจากแขนและขามมาตรฐาน I, II และ III (The standard limb leads: Leads I, II and III)
2. กลุ่มบันทึกอีซีจีจากแขนและขาเพิ่มเติมได้แก่ aVR, aVL และ aVF (The augmented limb leads: aVR, aVL and aVF)
3. กลุ่มบันทึกอีซีจีจากทรวงอกได้แก่ V1, V2, V3, V4, V5 และ V6 (The pericardial or chest leads: V1, V2, V3, V4, V5 and V6)

โดยที่กลุ่มบันทึกสามารถจัดกลุ่มได้ดังนี้

กลุ่มบันทึก I (Lead I) วัดจากอิเล็กโทรดระหว่างแขนซ้าย (LA) และแขนขวา (RA)

กลุ่มบันทึก II (Lead II) วัดจากอิเล็กโทรดระหว่างขาซ้าย (LL) และแขนขวา (RA)

กลุ่มบันทึก III (Lead III) วัดจากอิเล็กโทรดระหว่างขาซ้าย (LL) และแขนซ้าย (LA)

จะทำให้อ่านอีซีจีได้อย่างถูกต้องและรวดเร็วขึ้น สามารถทำให้ผู้ป่วยได้รับการดูแลที่ดีขึ้น เพื่อเริ่มต้นการรักษาที่เหมาะสมได้อย่างรวดเร็ว สิ่งสำคัญที่แพทย์ผู้รักษา หรือผู้เฝ้าสังเกตดูอาการผู้ป่วยควรทราบ คือ ความหมายของรูปร่างสัญญาณพื้นฐาน (normal electrocardiogram) ซึ่งลักษณะมีดังนี้

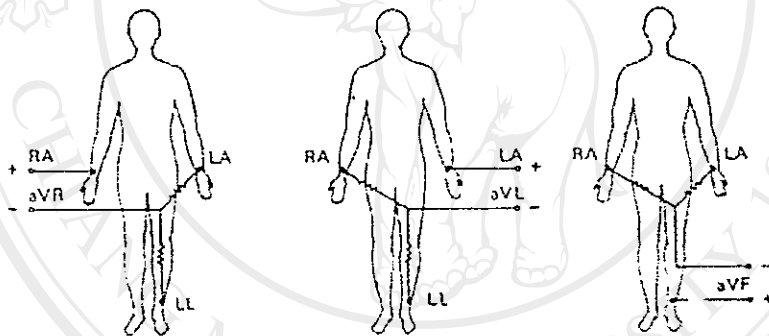
ความสูงของคลื่น :

P-wave	0.25 และไม่เกิน 3 mV
R-wave	1.60 mV
Q-wave	25% ของ R-wave
T-wave	0.1-0.5 mV และไม่ควรสูงกว่า 5 mV

ความกว้างของคลื่น :

P-wave	ไม่ควรเกิน 0.11 วินาที
P-R interval	0.12-0.20 วินาที
Q-T interval	0.35-0.44 วินาที
S-T segment	0.05-0.15 วินาที
QRS interval	0.09 วินาที

สำหรับการวินิจฉัยโรค แพทย์ผู้ชำนาญเฉพาะโรคหัวใจจะมองไปที่อัตราการเต้นของหัวใจ (heart rate) เป็นสิ่งแรกว่ามีอัตราการเต้นผิดปกติไปจากธรรมดาหรือไม่ ปกติทารกแรกเกิดจะมีจังหวะการเต้นของหัวใจอยู่ในย่าน 60-100 ครั้งต่อนาที ถ้าหากอัตราการเต้นของหัวใจต่ำกว่านี้ จะเรียกว่า "bradycardia" ซึ่งหมายถึงจังหวะการเต้นของหัวใจช้ากว่าปกติ หรือถ้าอัตราการเต้นของหัวใจเร็วกว่านี้เรียกว่า "แทคคิคาเดีย (tachycardia)" หมายถึง จังหวะการเต้นของหัวใจเร็วกว่าปกติ โดยการสังเกตจากภาพที่ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ถ้ารูปคลื่นผิดปกติไปจากเดิมหรือความกว้างของคลื่นเปลี่ยนไปหรือ ถ้าหากเปลี่ยนก็แสดงว่าเกิดอาการเต้นผิดปกติของหัวใจเกิดขึ้น ถ้าหากเกิดช่วงสัญญาณของ P-R interval กว้างกว่า 0.2 วินาที หมายถึงเกิดการบล็อกของโนดเอวี (AV-node block) ไฟฟ้าจากระดับเอผ่านลงมายังที่รวมเอวี (AV Junction) ไม่ได้หรือผ่านลงมาช้ากว่าปกติ ถ้าหากเกิดปรากฏการณ์เช่นนี้บ่อย ๆ อาจทำให้เกิดภาวะกีดกันหัวใจบางชนิดเกิดขึ้นได้

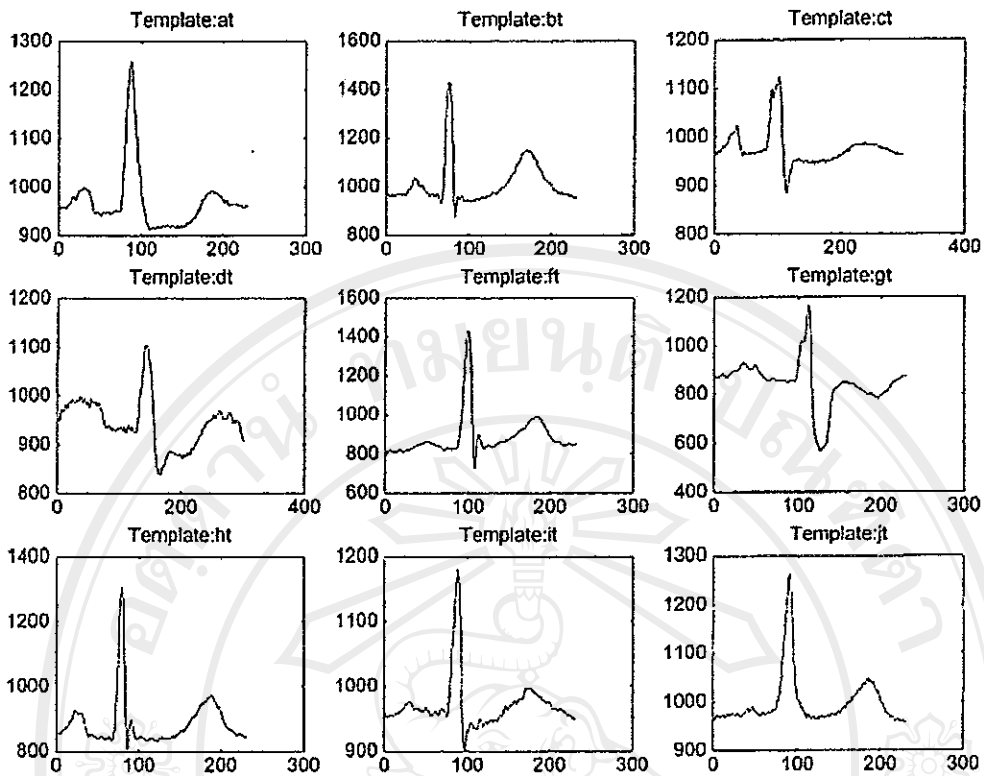


Unipolar leads. RA= right arm, LA = left arm, LL = left leg

รูปที่ 1.3 แสดงวิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบต่าง ๆ

ในคนปกติที่มีสุขภาพอนามัยดี คลื่นไฟฟ้าที่ได้จากการสังเกตจากเครื่องวัดอีซีจีจะค่อนข้างคงที่แม้ว่าอัตราการเต้นของหัวใจจะเปลี่ยนแปลงไปบ้างตามความต้องการของร่างกาย การวัดจะเริ่มต้นด้วยการดูอีซีจีในชุดต่าง ๆ ทั้ง 3 ชุด โดยที่การบันทึกจากแขนและขา (Limb lead I) นั้นจะวัดแนวกระแสไฟฟ้าที่ผ่านทางด้านหน้าของร่างกายจากขั้วลบบริเวณแขนขวาไปยังขั้วบวกที่แขนซ้าย เนื่องจากกระแสไฟฟ้าจะเคลื่อนที่ไปยังขั้วบวก เช่นเดียวกับลีด 2 ซึ่งกระแสไฟฟ้าจะเคลื่อนที่เข้าหาขั้วบวกที่บริเวณขาขวา ในขณะที่ลีด 3 นั้น การรวมตัวของคิวอาร์เอส (QRS complex) อาจเป็นค่าบวกซึ่งมีระดับความสูงของสัญญาณเหนือหรือใต้ต่อระดับเส้นฐานของรูปสามเหลี่ยม (Base line) เท่ากันก็ได้ [2]

ส่วนกลุ่มบันทึกอีซีจีจากแขนและขาเพิ่มเติม (Augmented limb leads) ซึ่งได้แก่ aVR, aVL และ aVF นั้นแสดงถึงการผ่านทางกระแสไฟฟ้าในบริเวณด้านหน้าของร่างกาย โดยวัดความต่างศักย์ของกระแสไฟฟ้าที่ผ่านตำแหน่งขั้วที่ทำการวัดเปรียบเทียบกับอีก 2 ขั้วที่เหลือ เนื่องจากความต่างศักย์ที่วัดได้มีค่าต่ำมาก ดังนั้นจึงต้องมีการขยายสัญญาณให้ชัดเจนขึ้นด้วยเครื่องอีซีจี โดยต้องทำการเปรียบเทียบกับค่าที่วัดได้จากค่าปรกติในรูป 1.1 ดังกล่าว และในรูป 1.4 แสดงการเปลี่ยนแปลงทั่วไปของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรืออีซีจี



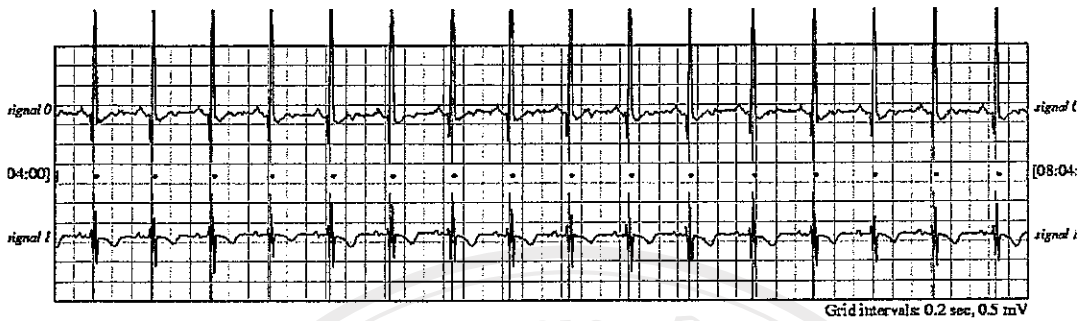
รูปที่ 1.4 แสดงการเปลี่ยนแปลงทั่วไปของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ขั้นตอนในการอ่านอีซีจีจากเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีดังนี้ :-

1. พยาธิสภาพของรีโพลาร์ไรเซชันทำให้เกิดคลื่นที่หัวกลับและมีดีเพรสเอนที่เชกเมนต์อย่างน้อย 1 ม.ม. จากระดับฐานของรูปสามเหลี่ยม
2. ในกรณีที่เกิดเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อของหัวใจที่ตายเนื่องจากการอุดตันของเลือดที่มาหล่อเลี้ยง (Myocardial Infarction, MI) ระดับเอสทีเชกเมนต์จะเพิ่มขึ้นมากกว่า 1 ม.ม. เหนือระดับพื้นฐานในตำแหน่งการบันทึกที่เกิดเส้นเลือดอุดตัน
3. พิจารณาวามีคลื่นที่หรือไม่ ซึ่งพบได้ภายหลังเกิดเอ็มไอ (MI) ภายใน 2-3 ชม. หรืออาจเป็นวัน หลังเกิดอีเวนต์ ขึ้น พบว่า 35% ของผู้ป่วยไม่เคยเกิดเอ็มไอ อาจมีคลื่นคิวได้สำหรับอาการที่บ่งบอกของคลื่นคิวนั้นจะมีระยะเวลาอย่างน้อย 0.04 วินาที และมีความสูงอย่างน้อยร้อยละ 25 ของคลื่นอาร์
4. ในกรณีของไม่ปรากฏว่ามีคลื่นคิวแสดงว่าการตายของกล้ามเนื้อหัวใจ ไม่ได้เกิดพยาธิสภาพทั้ง 3 ชั้น และทำให้การวินิจฉัยค่อนข้างยาก ต้องอาศัยอาการทางคลินิก ร่วมกับการตรวจทางหัวใจอื่น ๆ

สำหรับการใช้คลื่นไฟฟ้าหัวใจในการเฝ้าระวังความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจนั้นเป็นการเฝ้าระวังที่สำคัญเนื่องจากความผิดปกติของอีซีจีในผู้ป่วยที่หัวใจเต้นผิดปกติ (cardiac arrhythmias) นั้นอาจส่งผลให้ผู้ป่วยมีการแสดงผลทางเอาต์พุต (cardiac output) ต่ำลงเนื่องจากจังหวะการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติ ความดันเลือดต่ำลง อาจหมดสติเนื่องจากเลือดไปเลี้ยงสมองได้ไม่เพียงพอ และอาจเป็นสัญญาณเตือนล่วงหน้าของภาวะหัวใจหยุดเต้นทันที (cardiac arrest) ได้

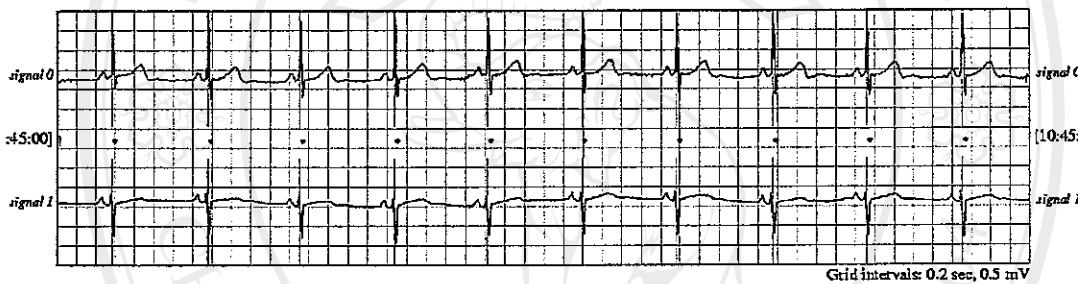
สำหรับการเต้นของหัวใจในภาวะปกติ (Normal sinus rhythm) นั้น มีอัตราการเต้นของหัวใจประมาณ 60-100 ครั้ง/นาที จังหวะสม่ำเสมอ มีอัตราของคลื่นพี:คิวอาร์เอส = 1:1 ดังแสดงในรูป 1.5 ซึ่งเป็นโปรแกรมที่อยู่ในฟิสิโอเน็ต (<http://www.physionet.org/cgi-bin/chart>) โดยรูปร่างของคลื่นพีเหมือนกันทุกตัวและอยู่ในแนวตั้ง มีระยะเวลาพีอาร์ (P-R interval) 0.12-0.2 วินาที และคิวอาร์เอส กว้างประมาณ 0.06-0.12 วินาที ซึ่งแพทย์ผู้ชำนาญเฉพาะทางสามารถประมาณการรวมคลื่นคิวอาร์เอส (QRS complex) ทั้งหมดภายในเวลา 6 วินาทีแล้วคูณด้วย 10



รูปที่ 1.5 แสดงรูปร่างของคลื่นพีที่เหมือนกันทุกตัวโดยอยู่ในแนวตั้ง

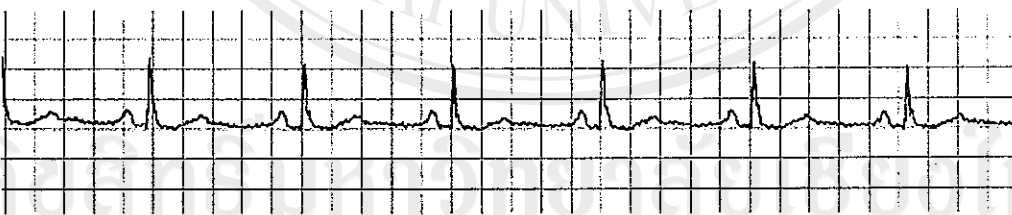
สำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการเต้นของหัวใจที่ไม่สม่ำเสมอ (ขวา) สำหรับความผิดปกติของอีซีจีที่มีหัวใจเต้นผิดปกติที่พบได้เป็นประจำนั้นประกอบด้วย :-

1. การเต้นของหัวใจที่เร็วผิดปกติ หรือไซนัสแทคคิคาเดีย (Sinus tachycardia) คือมีจังหวะการเต้นของหัวใจสม่ำเสมอ ด้วยอัตราเร็ว 100-160 ครั้ง/นาที ดังรูป 1.6 ซึ่งสัดส่วนของคลื่นพีต่อคิวอาร์เอส = 1:1 ลักษณะของคลื่นพีเหมือนกันทุกตัว ส่วนระยะเวลาระหว่างพีอาร์ และคิวอาร์เอสไม่มีความผิดปกติ



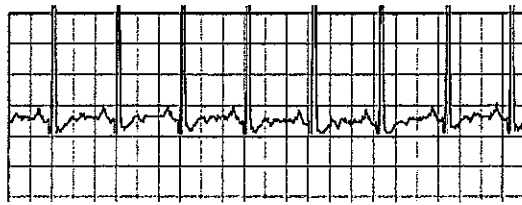
รูปที่ 1.6 แสดงรูปร่างของคลื่นพีที่เหมือนกันทุกตัวและไม่มีความผิดปกติของคิวอาร์เอส

2. การเต้นของหัวใจที่ช้าผิดปกติ หรือไซนัสแบรดีคิคาเดีย (Sinus bradycardia) มีจังหวะการเต้นของหัวใจสม่ำเสมอ ด้วยอัตราการเต้นของหัวใจที่น้อยกว่า 60 ครั้ง/นาที สัดส่วนของคลื่นพีต่อคิวอาร์เอส = 1:1 ปรกติ ลักษณะของคลื่นพีปรกติ ส่วนระยะเวลาระหว่างพีอาร์ และคิวอาร์เอสไม่มีความผิดปกติ ดังรูป 1.7

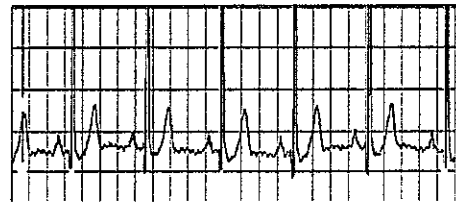


รูปที่ 1.7 แสดงรูปร่างของคลื่นพีที่ปรกติและไม่มีความผิดปกติของคิวอาร์เอส

3. การหยุดเต้นทันที (Sinus arrest) อาจมีอัตราการเต้นของหัวใจเปลี่ยนแปลงได้มาก และอาจมีการเต้นของหัวใจที่ช้าผิดปกติ จังหวะการเต้นหัวใจสม่ำเสมอ คลื่นพีของตำแหน่งที่เกิดการเต้นของหัวใจหรือชีพจรก่อนครบกำหนด หรือพรีเมเจอร์บีท (premature beat) หรือครบรอบจะมีรูปร่างที่แตกต่างจากตัวอื่น ๆ (ลูกศรชี้ลง) ดังรูป 1.8 (a) ซึ่งระยะเวลาระหว่างพีอาร์ และคิวอาร์เอสปรกติ ส่วนการหดตัวของกล้ามเนื้อเยื่อหัวใจห้องบนหดตัวผิดปกติ (Premature atrial contractions) นั้น รูปร่างของคลื่นพีจะแตกต่างจากจังหวะการเต้นปรกติ (sinus rhythm) ตัวอื่น ๆ เช่นกัน ระยะเวลาระหว่างพีอาร์สม่ำเสมอ ยกเว้นในขณะที่เกิดการรวมตัวของพรีเมเจอร์ คิวอาร์เอสนั้นอยู่ในเกณฑ์ปรกติ (ลูกศรชี้ขึ้น) ดังรูป 1.8 (b)



(a)



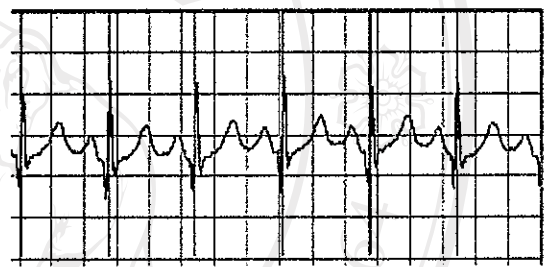
(b)

รูปที่ 1.8 (a) รูปร่างของคลื่นที่ระยะเวลาระหว่างพีอาร์ปกติ แต่พีอาร์แอมพลิจูดต่างกัน
(b) รูปร่างของคลื่นที่ระยะเวลาระหว่างพีอาร์ปกติ ยกเว้นขณะที่เกิดการรวมของการเต้นก่อน
ครบรอบของหัวใจห้องบน

4. การสั่นของหัวใจห้องบน (Atrial fibrillation) (รูป 1.9 ซ้ายมือ) มีอัตราการเต้นหรือการสั่นของหัวใจห้องบน (atrium) มากถึง 350-400 ครั้ง/นาที ในขณะที่มีอัตราการสั่นของหัวใจห้องล่าง (ventricular rate) ประมาณ 100-160 ครั้ง/นาที ไม่สามารถเห็นคลื่นพีที่ลักษณะปกติได้ ส่วนอาการเต้นเร็วของหัวใจห้องบน (Atrial Flutter) ในรูป 1.9 ทางด้านขวามือจะมีอัตราการเต้นประมาณ 240-340 ครั้ง/นาที และอัตราการสั่นของหัวใจห้องล่าง (Ventricular rate) ประมาณ 60-100 ครั้ง/นาที มีสัดส่วนของการสั่นเร็วต่อคิวอาร์เอสประมาณ 2-4:1 ลักษณะคล้ายฟันเลื่อย ทั้งการสั่นของหัวใจห้องบนและการเต้นเร็วของหัวใจห้องบนไม่มีช่วงเวลาพีอาร์



(a)



(b)

รูปที่ 1.9 (a) รูปร่างของคลื่นที่มีอัตราการเต้นของหัวใจห้องบนประมาณ 100-160 ครั้ง/นาทีที่ไม่สามารถมองเห็นคลื่นพีได้
(b) รูปร่างของคลื่นที่มีอัตราการเต้นของหัวใจห้องล่างประมาณ 60-100 ครั้ง/นาที

1.3.1 แหล่งกำเนิดศักย์ไฟฟ้าหัวใจ

การทำงานของส่วนประกอบต่างๆ ที่มีอยู่ในร่างกายก่อให้เกิดสัญญาณที่สามารถตรวจดูได้ซึ่งสัญญาณเหล่านี้โดยมากจะเป็นความต่างศักย์ที่เกิดขึ้นในระบบประสาท สมอง หัวใจ และอื่น ๆ ความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นมักจะเป็นแรงดันไอออนิกเนื่องจากปฏิกิริยาไฟฟ้าเคมีของเซลล์ชนิดต่าง ๆ ทั้งนี้สามารถจะใช้ตัวตรวจจับเพื่อเปลี่ยนความต่างศักย์เหล่านี้ไปเป็นแรงดันไฟฟ้าได้ ทำให้สามารถช่วยอธิบายถึงการเกิดโรคภัยชนิดต่าง ๆ ได้เป็นอย่างดี

แนวความคิดเกี่ยวกับไฟฟ้าในร่างกายเริ่มมีมาตั้งแต่ปี 1786 โดยชาวอิตาลีชื่อ ลุยจิ กัลวานี ได้ค้นพบไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อ ในศตวรรษต่อมา นักวิทยาศาสตร์ก็ได้ค้นคว้าเกี่ยวกับปรากฏการณ์เหล่านี้ทั้งในสัตว์และคน จนกระทั่งในปี 1903 นักวิทยาศาสตร์ชาวเดนมาร์กชื่อ วิลเลียม ไบโธเวน ก็ได้สร้างกัลวานอนิเตอร์ โดยสามารถนำมาใช้วัดความต่างศักย์เหล่านี้ได้

จากความก้าวหน้าในการใช้หลอดสุญญากาศ วงจรขยายสัญญาณ รวมทั้งเทคโนโลยีทางสารกึ่งตัวนำ ทำให้การพัฒนาการวัดทำได้สะดวกขึ้นทำให้การวิจัยทางสรีรวิทยาทำได้อย่างกว้างขวาง โดยก่อให้เกิดแนวความคิดใหม่ ๆ ในการนำผลตอบสนองของสัญญาณต่าง ๆ ที่ได้รับไปใช้งาน

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรือเรียกสั้น ๆ ว่า อีซีจี (ECG) เป็นการบันทึกของกิจกรรมซึ่งเกี่ยวกับไฟฟ้าบนพื้นผิวร่างกายซึ่งผลิตมาจากหัวใจ การวัดอีซีจีให้ได้ค่าถูกต้องนั้นจะต้องใช้อิเล็กโทรดติดกับผิวหนังในตำแหน่งของร่างกายที่ถูกต้องจึงจะให้ลักษณะสมบัติของสัญญาณอีซีจีได้ถึง 6 ยอดของสัญญาณซึ่งได้แก่ยอดของสัญญาณ P, Q, R, S, T และ U ดังกล่าวแสดงในรูปที่ 2.1 (a) และ (b) การวัดศักย์ไฟฟ้าหัวใจนั้นตัวตรวจจับสามารถเปลี่ยนความต่างศักย์และกระแสไอออนิกไปเป็นความต่างศักย์ และกระแสไฟฟ้าได้ เช่นตัวตรวจจับที่ประกอบด้วยอิเล็กโทรดสองชั้นสำหรับใช้วัดความต่างศักย์ของไอออนระหว่างจุดสองจุด การวัดศักย์ไฟฟ้าทำงานในเซลล์บางชนิดอาจทำ

ได้เป็นส่วน ๆ ไป เช่นการวัดที่มีความยุ่งยากและต้องการความเที่ยงตรง ซึ่งจะต้องรวมเอาปรากฏการณ์ของศักย์ไฟฟ้าทำงานจำนวนมากที่สุดอยู่บนร่างกาย โดยใช้ขั้วไฟฟ้าอิเล็กโทรดหนึ่งอันใส่เข้าไปในกล้ามเนื้อ ประสาท หรือบางส่วนในสมอง สำหรับวิธีการที่เที่ยงตรงแน่นอนในการวัดศักย์ไฟฟ้าบนร่างกายนั้น ไม่มีปรากฏแน่ชัด แต่จะใช้ทฤษฎีต่าง ๆ ช่วยในการอธิบายปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้น ตัวอย่างเช่นทฤษฎีที่ใช้สำหรับอธิบายถึงศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในหัวใจ ส่วนที่อยู่ใกล้ผิวผนังว่าเกิดจากผลรวมของศักย์ไฟฟ้าที่เกิดจากกระแสไอออนิกซึ่งก็พอรับฟังได้ แต่ก็ไม่ได้อธิบายถึงการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้ารวมเนื่องจากการเปลี่ยนแปลงของศักย์ทั้งหมดที่มีอยู่ทั่วร่างกายเป็นต้น ซึ่งสมมติฐานบางอย่างก็อาจผิดพลาดได้ เนื่องจากสมมติฐานเหล่านี้ไม่ได้คำนึงถึงวิธีการวัดแต่การวัดศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นบนร่างกายด้วยอิเล็กโทรดนั้นจะช่วยให้หาคำตอบที่ต้องการได้ดีกว่า และก็เป็นที่ยอมรับกันอย่างกว้างขวาง และคุณสมบัติของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่จะวัดเป็นดังนี้

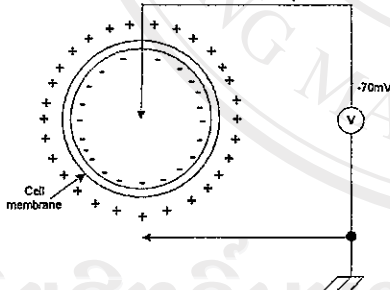
การเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้าอยู่ในช่วง
ส่วนของความถี่อยู่ในช่วง

0.5 – 5 มิลลิโวลต์
0.5 – 200 เฮิรตซ์

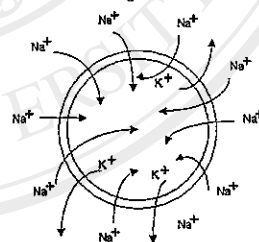
1.3.2 ศักย์ไฟฟ้าหยุดนิ่งและศักย์ไฟฟ้าทำงาน

เซลล์บางชนิดในร่างกาย เช่น เซลล์กล้ามเนื้อ เซลล์ประสาท จะมีลักษณะพิเศษที่ยอมให้สารบางอย่างผ่านเข้าไปในเซลล์ได้โดยรอบๆ เซลล์ดังกล่าวจะประกอบด้วยช่องเหลวที่ประกอบด้วยไอออน ทำให้มีสภาพเป็นตัวนำไฟฟ้า ไอออนที่สำคัญได้แก่ โซเดียม (Na^+) โพแทสเซียม (K^+) และคลอไรด์ (Cl^-) ซึ่งเซลล์ที่ว่าจะยอมให้โพแทสเซียมและคลอไรด์ผ่านเข้าไปได้ แต่จะไม่ยอมให้โซเดียมผ่านเข้าไปทำให้เกิดความไม่สมดุลของประจุไฟฟ้าประกอบเข้ากับความเข้มข้นของสารภายในและภายนอกเซลล์ที่ไม่เท่ากัน มีผลให้ความเข้มข้นของโซเดียมภายนอกเซลล์มากกว่าภายในเซลล์ ทำให้โซเดียมภายนอกมีแรงดันไฟฟ้าเป็นบวกมากกว่าภายใน

เมื่อแรงดันไฟฟ้าไม่สมดุลกันโพแทสเซียมจะพยายามวิ่งเข้าไปในเซลล์เพื่อรักษาการสมดุลของประจุ ให้ความเข้มข้นของโพแทสเซียมภายในเซลล์มีมากกว่าภายนอกเซลล์ แต่การที่โพแทสเซียมเข้าไปในเซลล์ ก็ยังไม่สามารถรักษาการสมดุลของประจุได้ ทำให้เกิดความต่างศักย์ขึ้นระหว่างภายนอก เซลล์กับภายในเซลล์เป็นศักย์ไฟฟ้าหยุดนิ่ง (resting potential) ซึ่งในสภาวะปกติจะมีค่าประมาณ -60 ถึง -100 mV โดยภายในเซลล์จะมีค่าเป็นลบมากกว่าภายนอกเซลล์ และในสภาวะที่เกิดศักย์ไฟฟ้าหยุดนิ่งนี้ เซลล์จะอยู่ในสภาวะโพลาไรซ์ ดังรูป 1.10



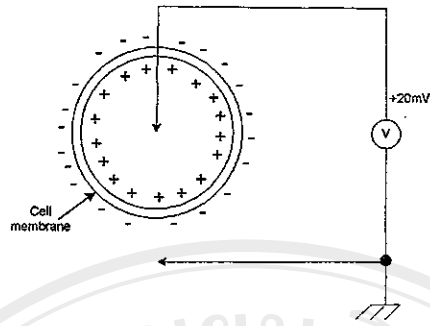
รูปที่ 1.10 เซลล์โพลาไรซ์ขณะเกิดศักย์ไฟฟ้าหยุดนิ่ง



รูปที่ 1.11 สภาพดีโพลาไรซ์ของเซลล์ ไอออนของ Na^+ จะพยายามกรเข้าไปในเซลล์ในขณะที่ไอออนของ K^+ พยายามวิ่งออกจากเซลล์

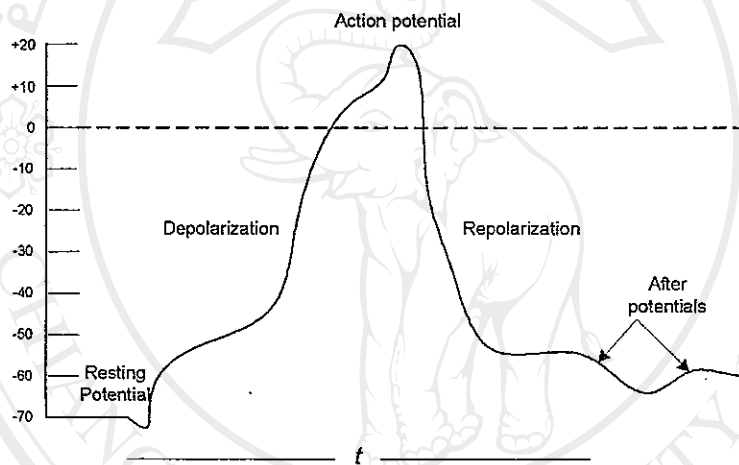
แต่ถ้าผนังเซลล์ถูกกระตุ้นจากพลังงานภายนอกหรือปฏิกิริยาเคมีไฟฟ้าจะทำให้คุณสมบัติของผนังเซลล์เกิดการเปลี่ยนแปลงไป โซเดียมจะวิ่งเข้าไปในเซลล์ได้เพื่อรักษาสภาพสมดุลทางไฟฟ้า ขณะเดียวกันโพแทสเซียมจะแพร่กระจายออกมานอกเซลล์ แต่การเคลื่อนที่ของโซเดียมจะเร็วกว่าโพแทสเซียมเพราะเมื่อโซเดียมเข้าไปในเซลล์จะถูกดูดจากคลอไรด์ซึ่งเป็นประจุลบ ส่วนโพแทสเซียมจะเคลื่อนที่ได้โดยการแพร่เท่านั้น ทำให้เกิดความไม่สมดุลทางไฟฟ้าขึ้น โดยภายในเซลล์จะมีสภาพทางเป็นบวกมากกว่าภายนอกเซลล์แรงดันไฟฟ้านี้เรียกว่าศักย์ไฟฟ้าทำงาน โดยในสภาวะปกติจะมีค่าประมาณ 20 mV และสภาพของเซลล์ที่เกิดศักย์ไฟฟ้าทำงานจะอยู่ในสภาวะดีโพลาไรซ์ รูป 1.11 แสดงถึงการเคลื่อนที่ของไอออนที่รวมตัวกันในสภาวะดีโพลาไรซ์

ส่วนรูป 1.12 แสดงถึงภาพตัดขวางของเซลล์ดีโพลาไรซ์



รูปที่ 1.12 ดีโพลาไรซ์ของเซลล์ระหว่างที่เกิดศักย์ไฟฟ้าทำงาน

เมื่อเซลล์อยู่ในสภาวะดีโพลาไรซ์ เซลล์จะพยายามทำให้กลับสู่สภาพเดิมโดยการขับโซเดียมออกมายังภายนอกเซลล์ ทำให้ภายในเซลล์มีสภาพเป็นลบมากกว่าภายนอกเซลล์ ลักษณะที่เซลล์กลับสู่สภาวะหยุดนิ่งเป็นสภาวะรีโพลาไรซ์ โดยเมื่อเซลล์อยู่ในสภาวะหยุดนิ่งเซลล์ก็พร้อมที่จะเกิดศักย์ไฟฟ้าทำงานอีกเมื่อผนังเซลล์มีการเปลี่ยนแปลง



รูปที่ 1.13 รูปคลื่นของศักย์ไฟฟ้าทำงาน (สเกลของเวลาจะเปลี่ยนไปขึ้นอยู่กับชนิดของเซลล์)

จากรูป 1.13 แสดงถึงชนิดของรูปคลื่นของศักย์ไฟฟ้าทำงาน โดยเริ่มที่ศักย์ไฟฟ้าหยุดนิ่งในสภาวะดีโพลาไรซ์และเปลี่ยนไปเป็นสภาวะรีโพลาไรซ์ สเกลของเวลาสำหรับศักย์ไฟฟ้าทำงานขึ้นอยู่กับชนิดของเซลล์ที่เกิดความต่างศักย์ ในเซลล์ประสาทและกล้ามเนื้อนั้นสภาวะรีโพลาไรซ์จะเกิดขึ้นตามด้วย

ดีโพลาไรซ์ โดยศักย์ไฟฟ้าทำงานจะเกิดขึ้นในช่วง 1 มิลลิวินาที แต่ในกล้ามเนื้อหัวใจจะตรงกันข้ามกันคือรีโพลาไรซ์มีค่าเพิ่มขึ้นอย่างช้า ๆ โดยความต่างศักย์ทำงานสำหรับกล้ามเนื้อหัวใจปกติจะเกิดขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป 150-300 มิลลิวินาที

ถ้าไม่คำนึงถึงวิธีการที่เซลล์ถูกกระตุ้นหรือความเข้มในการกระตุ้นแล้ว ศักย์ไฟฟ้าทำงานในเซลล์ที่เหมือนกันจะมีค่าเท่ากันเสมอ ซึ่งรู้จักกันดีว่าเป็นกฎ "all-or-nothing" และผลรวมของศักย์ไฟฟ้าทำงานจะหาได้เมื่อเกิดความแตกต่างของศักย์ไฟฟ้าในเนื้อเยื่อในสภาวะดีโพลาไรซ์ที่ค่าสูงสุดของศักย์ไฟฟ้าทำงาน และศักย์ไฟฟ้าหยุดนิ่ง

สิ่งที่ตามมาหลังจากเกิดศักย์ไฟฟ้าทำงาน ก็คือ คาบเวลาสั้นๆ ระหว่างที่เซลล์ไม่มีการตอบสนองต่อการกระตุ้นที่เข้ามา ซึ่งเวลาดังกล่าวนี้เรียกว่า absolute refractory period โดยจะเกิดหลังจากนั้นเป็นเวลา 1 มิลลิวินาทีในเซลล์ประสาท และภายหลังจาก absolute refractory period ก็จะมี relative refractory period ขึ้น ซึ่งในระหว่างนี้ศักย์ไฟฟ้าทำงานสามารถทำให้เกิดขึ้นได้โดยการกระตุ้นจากภายนอก แต่จะต้องมีความตรงพอในเซลล์ประสาทนั้น relative refractory period อาจเกิดขึ้นภายหลังจากนั้นเป็นเวลานานหลาย ๆ มิลลิวินาที ซึ่ง refractory period นั้นเชื่อกันว่าเป็นผลของความต่างศักย์ที่เกิดขึ้นหลังจากการเกิดศักย์ไฟฟ้าทำงาน

1.3.3 การกระจายของศักย์ไฟฟ้าทำงาน

เมื่อเซลล์ถูกกระตุ้นและเกิดศักย์ไฟฟ้าทำงานจะทำให้เกิดการไหลของกระแสไอออนิก กระบวนการนี้สามารถทำได้ในทางกลับกัน โดยการกระตุ้นเซลล์ชนิดเดียวกันที่อยู่ในบริเวณใกล้เคียงกับเซลล์นั้น ในเซลล์ประสาทที่มีความยาวของเซลล์มาก ศักย์ไฟฟ้าทำงานจะเกิดขึ้นเพียงเล็กน้อยตลอดความยาวนั้น แต่จะมีการกระจายของศักย์ไฟฟ้าทั้งสองด้านนับจากตำแหน่งที่มีการกระตุ้น โดยธรรมชาติแล้วเซลล์ประสาทจะมีส่วนกระตุ้นใกล้เคียงกับส่วนปลายของทางเข้าของเส้นประสาท และเมื่อศักย์ไฟฟ้าทำงานกระจายไปยังส่วนล่าง ประสาทจะไม่สามารถทำการกระตุ้นซ้ำได้ เนื่องจากการเกิดของ refractory period

อัตราของศักย์ไฟฟ้าทำงานขณะเคลื่อนย้ายไปยังส่วนล่างของประสาท หรือการกระจายจากเซลล์ไปสู่เซลล์ เรียกว่า อัตราการแพร่ ส่วนภายในเส้นประสาทมักจะเรียกว่า อัตราการนำของประสาท หรือความเร็วในการนำ ซึ่งความเร็วนี้อาจเปลี่ยนแปลงได้ ขึ้นอยู่กับชนิด และเส้นผ่าศูนย์กลางของเส้นประสาท แต่ปกติจะมีความเร็วอยู่ในช่วง 20-140 เมตร/วินาที ส่วนการกระจายในกล้ามเนื้อหัวใจนั้นจะเป็นไปอย่างช้าๆ โดยมีอัตราเฉลี่ยราว 0.2 - 0.4 เมตร/วินาที และเวลาหนึ่งของเส้นประสาทระหว่างห้องบนและห้องล่างของหัวใจจะเป็นสาเหตุให้ศักย์ไฟฟ้าทำงานกระจายออกอย่างช้าๆ ด้วยอัตรา 0.03-0.05 เมตร/วินาที

1.4 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

- 1.4.1 เพื่อจัดสร้างเครื่องต้นแบบการดมอเนเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านเครือข่ายคอมพิวเตอร์ เพื่อนำไปรวมกับโครงการวิจัยหลัก
- 1.4.2 พัฒนาศักยภาพของอุตสาหกรรมด้านเครื่องมือแพทย์ที่ใช้เทคโนโลยีขั้นสูง
- 1.4.3 เพื่อสะสมความรู้ทางด้านวิทยาศาสตร์ วิศวกรรมศาสตร์ และเทคโนโลยีทางด้านเครื่องมือแพทย์
- 1.4.6 เพื่อลดการนำเข้าเครื่องมือแพทย์จากต่างประเทศ
- 1.4.7 เพื่อนำเอาความรู้ในการทำวิจัยมาช่วยในการเรียนการสอนที่ผู้วิจัยรับผิดชอบได้

1.5 ขอบเขตของการวิจัย

รูปแบบการวิจัย เป็นการวิจัยโดยการพัฒนาทางด้านฮาร์ดแวร์อิเล็กทรอนิกส์การ์ดที่สามารถต่อเข้าโดยตรงกับอิเล็กทรอนิกส์ที่ติดกับผู้ป่วยและผ่านระบบคอมพิวเตอร์(LAN) โดยสามารถแสดงผลของการวินิจฉัยโรคออกมาในรูปแบบต่าง ๆ อาทิ Time variant voltage, vector cardiography R หรือ S หรือ T-wave normal electrocardiogram เป็นต้น

1.6 ข้อจำกัดของงานวิจัย

เนื่องจากขอบเขตของงานวิจัยดังที่ได้กล่าวมาแล้ว เป็นงานวิจัยที่พัฒนาขึ้นมาโดยคนไทย ซึ่งยังอาจจะไม่ค่อยเป็นที่ยอมรับในกลุ่มของผู้ใช้ที่ยังยึดติดกับอุปกรณ์การแพทย์จากต่างประเทศ ทำให้งานวิจัยที่ได้รับจึงมีขีดจำกัดอยู่ ดังนั้นนอกจากผู้วิจัยเองจะต้องทำการพัฒนางานวิจัยนี้ต่อไปแล้ว ยังจะต้องเข้าไปมีส่วนร่วมกับทีมงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับวิศวกรรมชีวการแพทย์ในระดับประเทศและระดับนานาชาติต่อไป

1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.7.1 ประโยชน์ทางตรง

- ทำให้ได้ต้นแบบฮาร์ดแวร์สำหรับเครื่องมอเนเตอร์อีซีจีผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ โดยไม่ต้องอาศัยการดึงสัญญาณจากเครื่องมอเนเตอร์ข้างเตียงผู้ป่วย
- จากเครื่องต้นแบบสามารถนำไปจดสิทธิบัตรในประเทศและนานาชาติ
- จากเครื่องต้นแบบสามารถนำไปสามารถนำไปผลิตในเชิงอุตสาหกรรม
- ลดการเสียดุลการค้าจากการนำเข้าเครื่องมือแพทย์จากต่างประเทศ
- สามารถเก็บข้อมูลของผู้ป่วยในการตรวจวัดแต่ละครั้ง เมื่อมีการวัดคลื่นหัวใจไฟฟ้าผู้ป่วยในครั้งต่อไป ก็สามารถที่จะเรียกข้อมูลเก่า ๆ จากฐานข้อมูลเดิมมาเปรียบเทียบและวิเคราะห์ได้

1.7.2 ประโยชน์ในเชิงการรักษาพยาบาล

- ใช้ประโยชน์ในการวัดคลื่นหัวใจไฟฟ้าด้วยตัวเองได้และส่งข้อมูลไปให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญทุก ๆ ระยะเวลาได้
- ได้ประโยชน์ในการติดตามรักษา

1.7.3 หน่วยงานที่ได้ประโยชน์

- มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
- สถานพยาบาลทุกระดับในประเทศไทย
- ประชาชนที่ป่วยเป็นโรคหัวใจ

1.8 นิยามศัพท์

- การดมอนิเตอร์คลื่นอีซีจี
- แสดงผลอีซีจี
- วงจรขยายสัญญาณอีซีจี
- CMRR (Common Mode Rejection Ratio)
- differential mode signal
- Right Leg driver
- วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน
- วงจรแยกคลื่น QRS

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

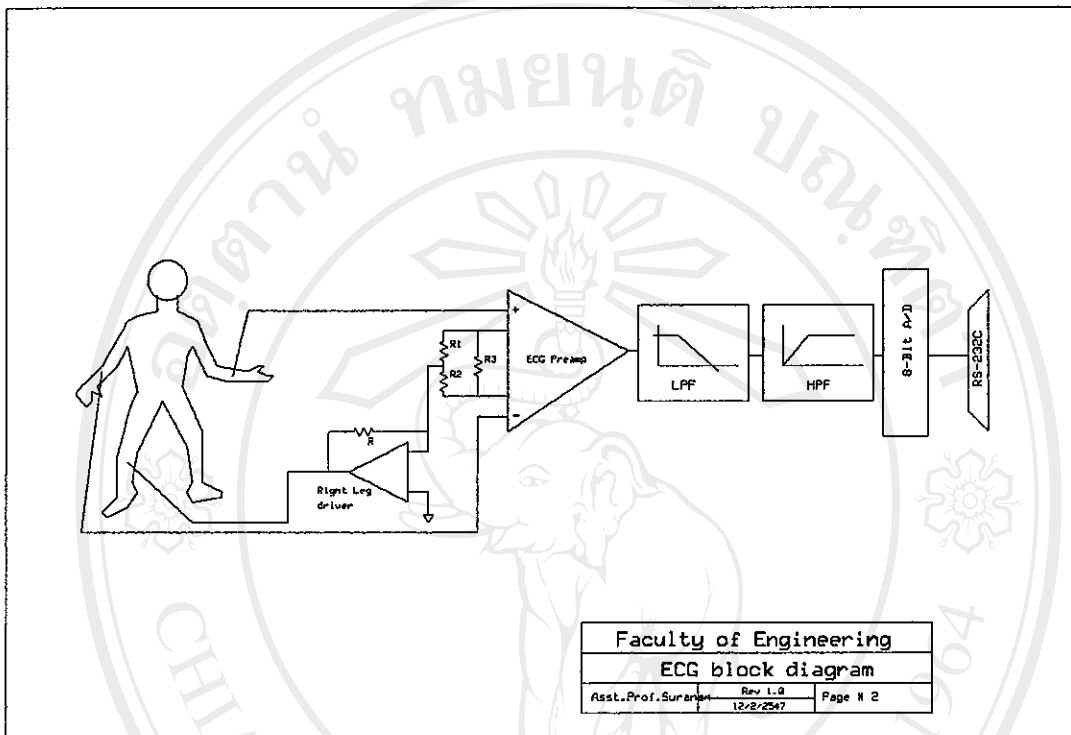
Copyright© by Chiang Mai University

All rights reserved

บทที่ 2 เนื้อเรื่องงานวิจัย

2.1 การออกแบบทางด้านฮาร์ดแวร์ของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.1.1 การออกแบบวงจรอิเล็กทรอนิกส์



รูปที่ 2.1 ระบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ช่อง

จากรูป 2.1 แสดงผังการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ช่อง ซึ่งประกอบด้วยวงจรขยายสัญญาณเอ็ชีจี วงจรขับสัญญาณที่จะส่งไปยังขาขวา วงจรยอมให้ความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter, LPF) วงจรยอมให้ความถี่สูงผ่าน (High Pass Filter, HPF) และวงจรแปลงสัญญาณจากอะนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลขนาด 8 บิต

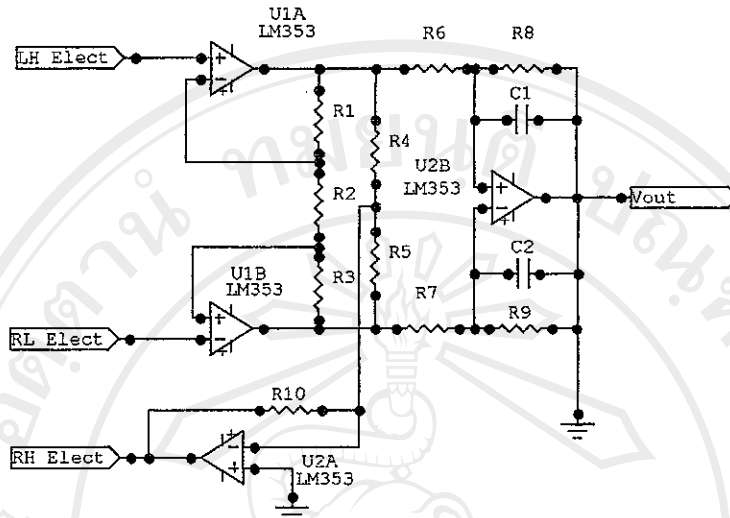
2.1.2 ส่วนที่ทำหน้าที่ขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

วงจรขยายความแตกต่างในรูป 2.2 เป็นวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจขนาดประมาณ 1 มิลลิโวลต์ เนื่องจากการรับสัญญาณจากอิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนังซึ่งมีความต้านทานสูง และมีสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้ากระแสสลับ 50 เฮิร์ตซ์ที่ใช้ตามบ้าน ดังนั้นวงจรที่ใช้จะต้องมีคุณสมบัติพิเศษดังนี้

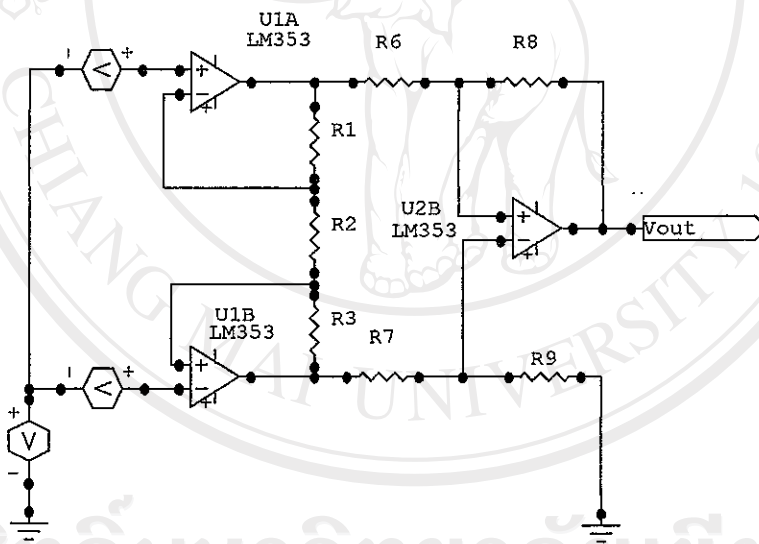
1. อิมพีแดนซ์สูงมากเมื่อเทียบกับความต้านทานของผิวหนังเพื่อป้องกันการเสียสมดุลของวงจร และการบันทึกสัญญาณที่ป้อนเข้าผิดพลาด การเสียสมดุลของวงจรจะมีผลเสียต่อวงจรขยายคือ สัญญาณรบกวนที่เข้ามาในลักษณะคอมมอนโมดไม่สามารถกำจัดออกไปได้ และยังทำให้เกิดแรงดันไฟฟ้าออฟเซต (offset voltage) ซึ่งจะถูกขยายให้มีค่ามากขึ้นที่เอาต์พุต ถ้าแรงดันไฟฟ้าออฟเซตมีค่ามากจะทำให้วงจรขยายอิ่มตัว และมีแรงดันเอาต์พุตค้างอยู่ที่ค่าเกือบเท่ากับแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟด้านใดด้านหนึ่ง (บวกหรือลบ) และวงจรไม่สามารถทำงานได้

2. ค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) สูง ค่า CMRR เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรขยายความแตกต่างที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ คุณสมบัติอันนี้ก็คือมีอัตราขยายของดิฟเฟอเรนเชียลโหมด (differential mode signal) สูง และมีอัตราขยายของสัญญาณ

คอมมอนโหมดต่ำ ทั้งนี้เนื่องจากสัญญาณที่ต้องการขยายอีซีจะเข้าไปที่อินพุตในลักษณะของสัญญาณดิฟเฟอเรนเชียล ส่วนสัญญาณรบกวน (50 เฮิร์ตซ์) จะเข้าไปที่อินพุตในลักษณะสัญญาณคอมมอนโหมด



รูปที่ 2.2 วงจรขยายความแตกต่างประกอบด้วยไอซีออปแอมป์เฟออินพุต 3 ตัวและวงจรขับแรงดันขาขา



รูปที่ 2.3 วงจรขยายสัญญาณความแตกต่างของวงจร

วงจรขยายความแตกต่างที่ใช้ ประกอบด้วยไอซีออปแอมป์ 3 ตัวในรูป 2.3 ส่วนออปแอมป์ตัวที่ 4 ดังในรูป 2.2 เป็นวงจรป้อนกลับแบบลบ (negative feedback) เพื่อใช้แทนกราวด์หรือเรียกว่าขับแรงดันขาขวา (RL driver หรือ Right Leg driver) ทำหน้าที่ลดแรงดันไฟฟ้าคอมมอนโหมด (common mode potential) ซึ่งสามารถเกิดขึ้นได้ระหว่างร่างกายของผู้ป่วยกับกราวด์ของวงจรลอยและตัวไอซี U1A และ U1B เป็นวงจรขยายบัฟเฟอร์ (Buffer Amplifier) ซึ่งจะมีค่าอินพุตอิมพีแดนซ์สูงมากคือสูงมากกว่า 10 MΩ เพราะต้องเลือกใช้ออปแอมป์ชนิดที่มีอินพุตเป็นจังก์ชันเฟท (JFET) ดังนั้นในการออกแบบจึงต้องกำหนดการขยายดังต่อไปนี้

$$V_3 = \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) \cdot V_1 - \left(\frac{R_1}{R_2}\right) \cdot V_{ic}$$

$$V_4 = \left(1 + \frac{R_3}{R_2}\right)V_2 - \left(\frac{R_3}{R_2}\right)V_1 + V_{ic}$$

ซึ่ง V_{ic} เป็นค่าแรงดันไฟที่เข้ามาในแบบคอมมอนโหมดซึ่งมีค่าเท่ากับ

$$V_{ic} = \frac{(V_1 + V_2)}{2}$$

ถ้ากำหนดให้ที่สถานะเอาต์พุตสมดุล หรือเท่ากับ

$$\frac{R_6}{R_4} = \frac{R_7}{R_5}$$

$$\begin{aligned} V_o &= \left(\frac{R_6}{R_4}\right)(V_4 - V_3) \\ &= \frac{R_6(R_1 + R_2 + R_3) \times (V_2 - V_1)}{R_2 \times R_4} \end{aligned}$$

ถ้าค่าของ $R_1 = R_3$, และ $R_4 = R_5 = R_6 = R_7$

$$A_D = \frac{V_o}{(V_2 - V_1)} = 1 + \left(\frac{2R_1}{R_2}\right)$$

โดยที่ A_D เป็นค่าอัตราขยายแรงดันของวงจร และถ้า

$$\frac{V_o}{V_{in}} = \frac{R_6(R_1 + R_2 + R_3)}{R_2 R_4}$$

หรืออัตราขยายแรงดันไฟฟ้า = $\frac{R_6(R_1 + R_2 + R_3)}{R_2 R_4}$

$$\begin{aligned} &= \frac{50 \times 10(39 \times 10 \times 20 \times 10)}{39 \times 10 \times 50 \times 10} \\ &= 2.025 \text{ เท่า} \end{aligned}$$

ดังนั้นอัตราการขยายแรงดันไฟฟ้ามีค่าประมาณ 2 เท่า ส่วน C_1 และในรูป 2.2 ทำหน้าที่กรองความถี่สูงผ่าน ไม่ให้ผ่านวงจรขยายไปได้ ส่วนไอซี U2A R4 R5 และ R10 เป็นส่วนของวงจรป้อนกลับที่เรียกว่า RL driver

วงจรขยายในภาคแรกไม่ควรให้มีอัตราขยายมากเกินไป เพราะว่าถ้ามีแรงดันไฟฟ้าออฟเซตเกิดขึ้นที่อินพุตไม่ว่าจะสาเหตุใดก็ตามจะทำให้สัญญาณออกที่เอาต์พุตลอยขึ้นไปหรือต่ำลงจากระดับศูนย์มากซึ่งบางครั้งอาจจะถึงกับอึดตัวอยู่ที่ใกล้กับแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟ จะทำให้วงจรไม่สามารถทำงานได้

หลักการของวงจรปรับศูนย์คือ จะช่วยลดค่าเวลาคงที่ให้เหลือน้อยมาก เมื่อเกิดแรงดันไฟฟ้าออฟเซตถึงระดับที่กำหนดไว้ ดังรูป 2.5 ในขณะที่ยังไม่เกิดแรงดันไฟฟ้าออฟเซต ค่าเวลาคงที่จะมีค่าเท่ากับผลคูณของ C_1 กับ C_2 และเมื่อมีแรงดันไฟฟ้าออฟเซตประมาณ ± 1.2 โวลต์ หรือ -1.2 โวลต์ (เท่ากับแรงดันไฟฟ้าตกคร่อมไดโอด D_1 หรือ D_2 กับขาลิมิตเดอร์และเบสของทรานซิสเตอร์ TR_1 หรือ TR_2 ทรานซิสเตอร์ก็จะทำหน้าที่เป็นทางผ่านของสัญญาณลงกราวด์ทำให้ค่าเวลาคงตัวมีค่าลดลงเหลือเพียงเท่ากับผลคูณของ C_1 กับความต้านทานภายในของทรานซิสเตอร์ซึ่งมีค่าน้อย ส่วน IC_1 เป็นวงจรขยายแบบกลับเฟส (inverting amplifier) มีอัตราขยายแรงดันเท่ากับ

$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{1M}{10K} = 100$$

2.1.4 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low pass filter)

เป็นวงจรกรองความถี่ยอมให้ความถี่ต่ำกว่า 50 เฮิร์ตซ์ผ่านได้แม้ว่าวงจรขยายในภาคแรกจะเป็นวงจรขยายความแตกต่างซึ่งมีความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนได้ก็ตาม แต่ถ้าหากเกิดความไม่สมดุลของวงจรขึ้นมาสัญญาณรบกวนซึ่งส่วนใหญ่เป็นความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ก็สามารถผ่านไปได้ หลักการของวงจรกรองความถี่ในรูป 2.6 เป็นแบบแอคทีฟฟิเตอร์โดยมีการกรองความถี่ดังสมการดังนี้

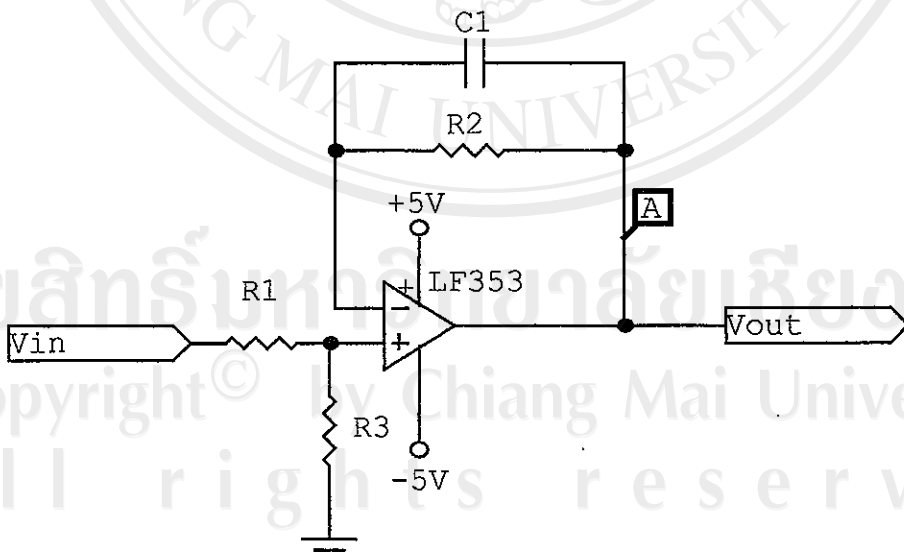
$$E_o = \left(\frac{1}{1+R\omega C} \right) \times E_i$$

ซึ่งจะได้รับค่าการตัดความถี่ (Frequency Cut Off) เป็น

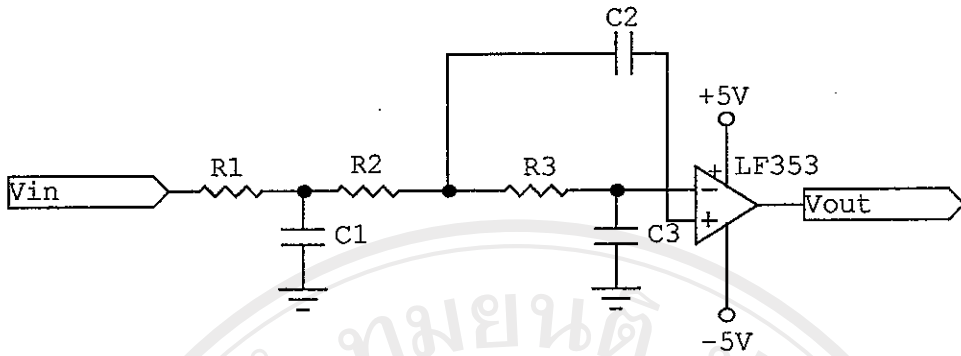
$$F_c = \frac{1}{2} RC$$

โดยที่ F_c เป็นค่าความถี่ตัดของวงจร หมายถึงถ้าสัญญาณความถี่สูงกว่านี้จะไม่สามารถผ่านวงจรไปได้ ในวงจรใช้งานจริงๆ แสดงในรูป 2.7 ซึ่งเป็นวงจรกรองความถี่ชนิด 3 ชั้น นอกจากทำหน้าที่ในการกรองความถี่แล้วยังทำหน้าที่เป็นบัฟเฟอร์ในการส่งผ่านทางแสงอีกด้วย

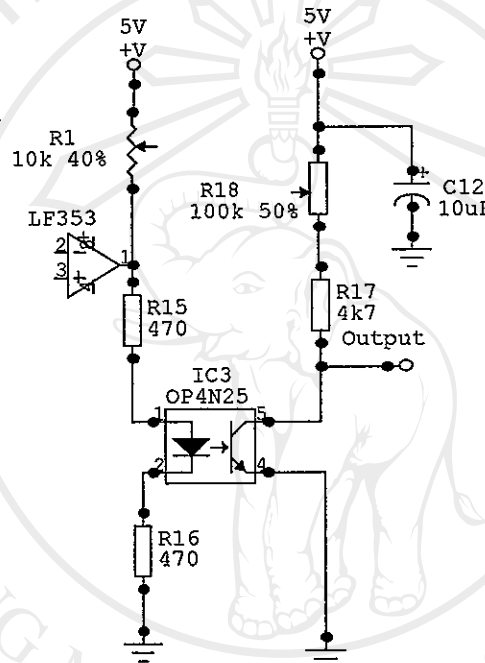
เมื่อกรองสัญญาณที่ไม่ต้องการไม่ให้ไหลผ่านไปได้แล้ว สัญญาณดังกล่าวจะผ่านมาถึงวงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสงเพื่อทำการแยกจุดดินระหว่างวงจรส่วนหน้าที่สัมผัสกับร่างกายกับวงจรถัดไป เพื่อป้องกันกระแสไฟฟ้ารั่วไหลจากเครื่องเข้าทำอันตรายต่อผู้ป่วยได้ จากวงจรในรูป 2.8 ความต้านทาน R_1 ทำหน้าที่เปลี่ยนศักย์ไฟฟ้าเป็นกระแสไฟฟ้าเพื่อป้อนให้กับตัวส่งสัญญาณแสงที่เป็นไดโอด ความต้านทาน R_2 และ VR เป็นตัวป้อนกระแสไบอัสให้กับตัวส่ง การตั้งไบอัสทำได้โดยการปรับตัวต้านทานเปลี่ยนค่าได้ VR₁ จนกระทั่งแรงดันไฟฟ้าที่ขาคอลเล็กเตอร์ของตัวรับสัญญาณแสงมีค่าประมาณครึ่งหนึ่งของแรงดันไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายไฟ + V_{cc}



รูปที่ 2.6 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน



รูปที่ 2.7 วงจรกรองความถี่ต่ำกว่า 50 เฮิรตซ์ผ่าน

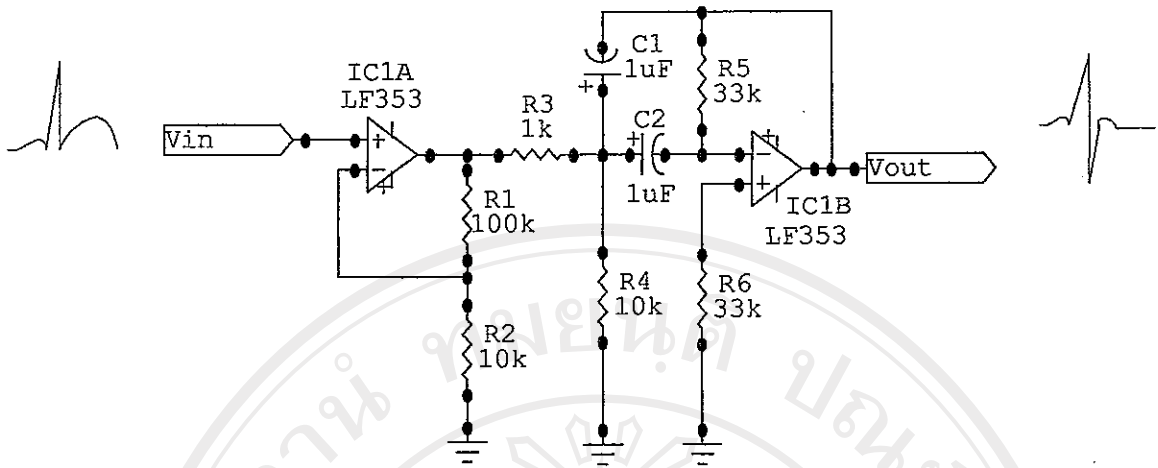


รูปที่ 2.8 วงจรแยกสัญญาณอินพุตซีจีกับทางด้านคอมพิวเตอร์โดยแสง

2.1.5 วงจรแปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นอัตราการเต้นของหัวใจ

วงจรแยกคลื่น QRS

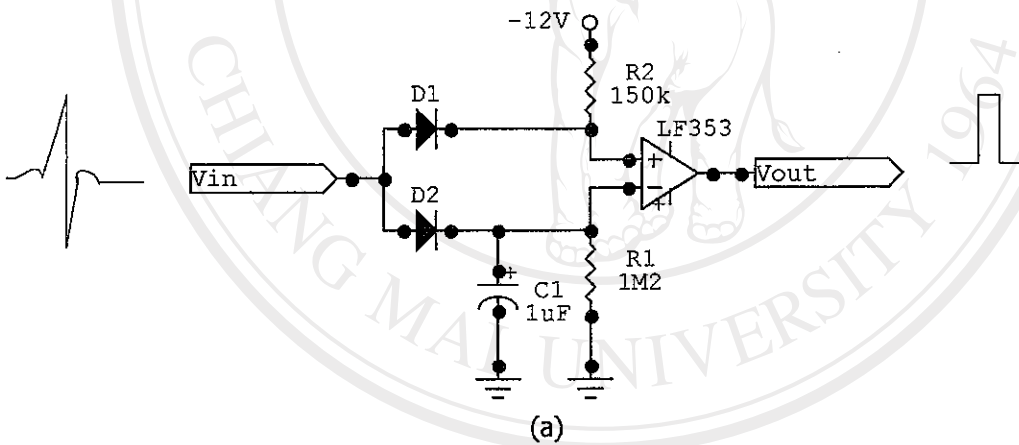
เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจประกอบด้วยคลื่นต่างๆ คือ P, QRS, และ T ดังได้กล่าวไปแล้ว ในบางครั้งคลื่น T มีขนาดความสูงใกล้เคียงกับคลื่น QRS (ขึ้นกับตำแหน่งอิเล็กโทรด) ในการหาค่าอัตราการเต้นของหัวใจ เมื่อหัวใจทำงาน 1 รอบ จะต้องมียพัลส์ 1 ลูกส่งเข้าไปให้โปรแกรมนับอัตราการเต้นของหัวใจ และพัลส์นี้ได้จากวงจรตรวจจับยอดคลื่น (peak detector) ดังนั้นถ้าคลื่น QRS และคลื่น T มีขนาดใกล้เคียงกัน อาจทำให้ได้พัลส์ 2 ลูก ใน 1 รอบการทำงานของหัวใจ เนื่องจากคลื่น QRS มีความถี่สูงกว่าคลื่น T หลายเท่า โดยมีความถี่ประมาณ 17 เฮิรตซ์ จึงสามารถใช้วงจรกรองความถี่ เอาคลื่น QRS ออกจากคลื่น T ได้ ดังแสดงในรูป 2.9 IC1, R1, R2 เป็นวงจรบัฟเฟอร์ที่มีอัตราขยายเท่ากับ $(R1/R2+1) = (100k/10k+1) = 11$ ส่วนที่เหลือของวงจรเป็นวงจรแยกคลื่น QRS โดยมีลักษณะของวงจรเป็นแบบแบนด์พาสฟิลเตอร์ (band pass filter) ที่ให้ความถี่ในช่วงคลื่น QRS ผ่านได้



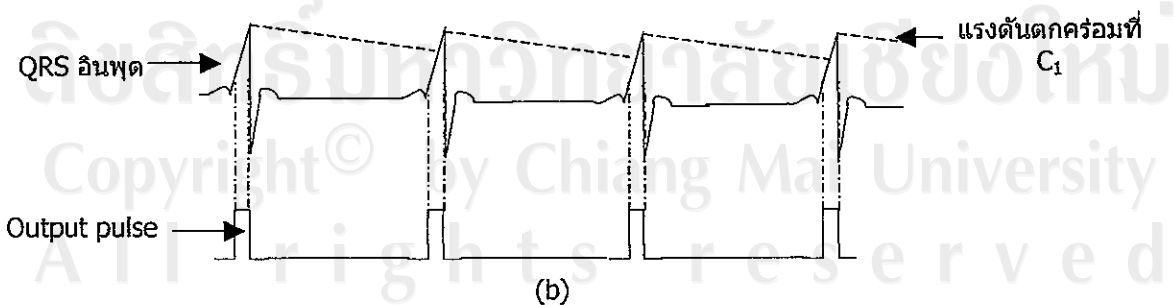
รูปที่ 2.9 วงจรแยกคลื่น QRS

วงจรตรวจจับยอดคลื่น

ทำหน้าที่สร้างพัลส์ จากการตรวจจับยอดคลื่น QRS วงจรดังแสดงในรูป 2.10 (a) IC1 ทำหน้าที่เก็บแรงดันไฟฟ้าของยอดคลื่น QRS R1 ทำหน้าที่คายประจุไฟฟ้าออกจาก C1 เพื่อให้ค่าแรงดันไฟฟ้าลดลงทีละน้อย R2 ช่วยทำให้ขา + ของ IC1 เป็นลบในขณะที่ยังไม่มีคลื่น QRS ป้อนเข้ามา IC1 เป็นวงจรเปรียบเทียบสัญญาณ และให้เอาต์พุตออกมาเป็นพัลส์ ลักษณะของคลื่นที่จุดต่างๆ ดังแสดงในรูป 2.10 (b)



(a)

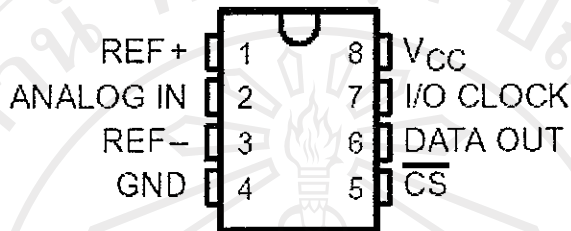


(b)

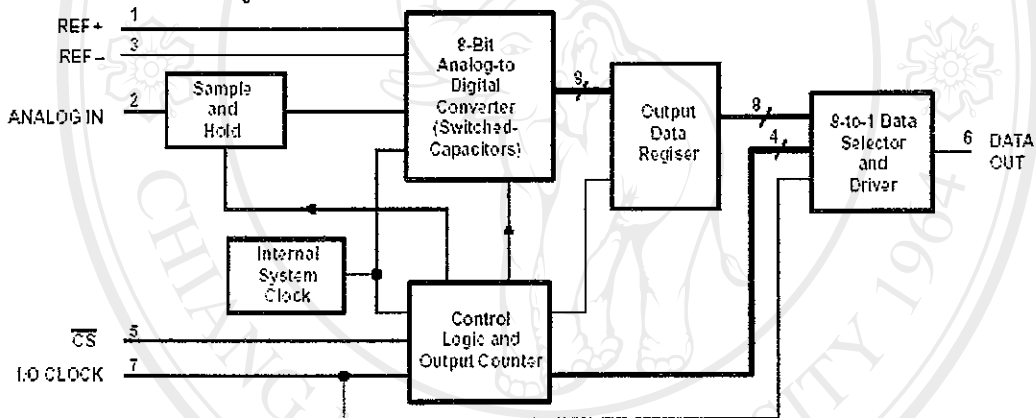
รูปที่ 2.10 (a) วงจรตรวจจับยอดคลื่น (b) แสดงลักษณะของสัญญาณที่จุดต่างๆ

วงจรแปลงสัญญาณจากอะนาลอกเป็นดิจิตอล (Analog to Digital Converter)

ในการส่งสัญญาณจากส่วนขยายสัญญาณเข้าคอมพิวเตอร์โดยตรงนั้นไม่สามารถทำได้ เนื่องจากสัญญาณที่จะส่งเข้าไปให้คอมพิวเตอร์ทำการประมวลผลได้นั้นต้องเป็นรูปแบบดิจิตอล แต่เอาต์พุต ที่ได้ออกมาในขณะนี้ เป็นสัญญาณอะนาลอก ดังนั้นจึงต้องมีการแปลงสัญญาณให้เหมาะสมเสียก่อน ซึ่งในการแปลงสัญญาณในงานวิจัยนี้เลือกใช้ไอซีวงจรรวมเบอร์ TLC548 ของบริษัท เท็กซัสอินสตรูเมนต์ ซึ่งเป็นไอซีแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นดิจิตอลขนาด 8 บิตที่ออกแบบมาเพื่อใช้กับไมโครคอนโทรลเลอร์ได้ทันที โดยรับอินพุตได้ในช่วง 0-5 V และให้เอาต์พุตเป็นแบบอนุกรมเพื่อป้อนให้พอร์ตอนุกรมตามมาตรฐาน RS-232C ของคอมพิวเตอร์โดยมีการจัดการการทำงานดังรูปที่ 2.11

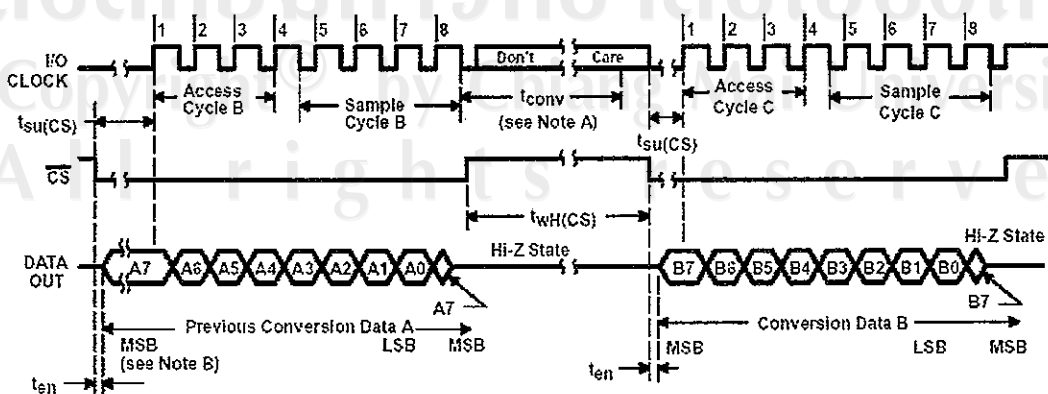


รูปที่ 2.11 แสดงการจัดวางขาของไอซีเบอร์ TLC548

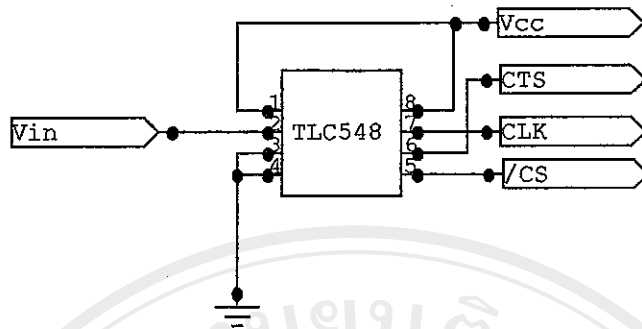


รูปที่ 2.12 แสดงบล็อกไดอะแกรมของไอซีเบอร์ TLC548

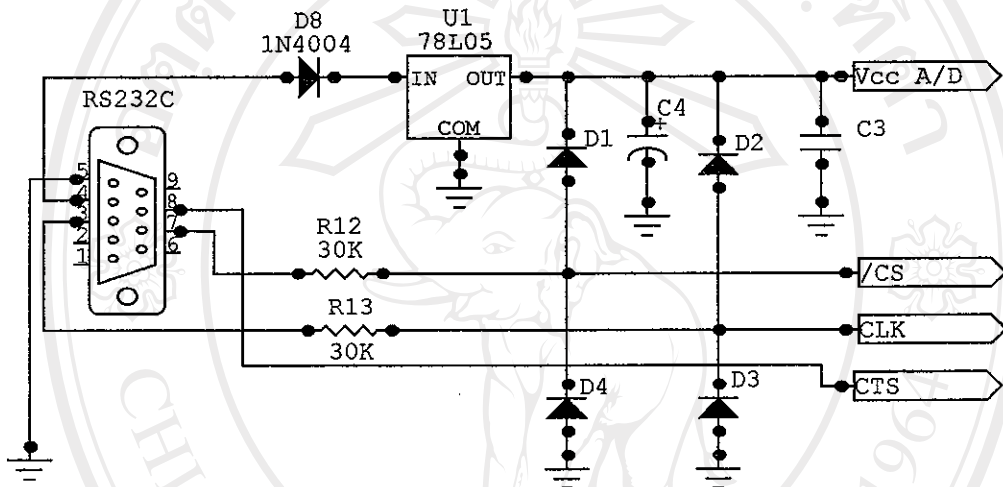
รูป 2.12 แสดงบล็อกไดอะแกรมของไอซีเบอร์ TLC548 แสดงการทำงานภายในของการแปลงสัญญาณจากอะนาลอกเป็นดิจิตอลดังกล่าว และมีการทำงานเป็นลักษณะไดอะแกรมเวลาดังรูป 2.13 สำหรับวงจรการแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นดิจิตอลในรูป 2.14 และวงจรในรูปที่ 2.15 เป็นวงจรที่มีวงจขยายสัญญาณเอชซีจีซึ่งเป็นสัญญาณอะนาลอกรวมอยู่ด้วย



รูปที่ 2.13 แสดงไดอะแกรมเวลาของไอซีเบอร์ TLC548

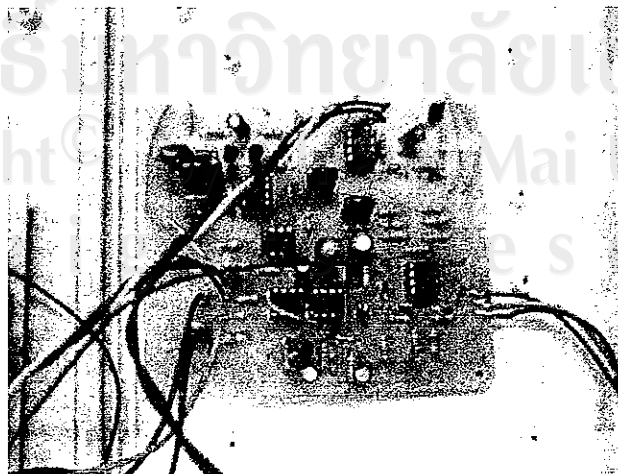


รูปที่ 2.14 วงจรการแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นดิจิตอลโดยไอซีเบอร์ TLC548



รูปที่ 2.15 วงจรการป้อนสัญญาณดิจิตอลที่ได้จากไอซีเบอร์ TLC548 เข้าทางพอร์ตอนุกรมของคอมพิวเตอร์

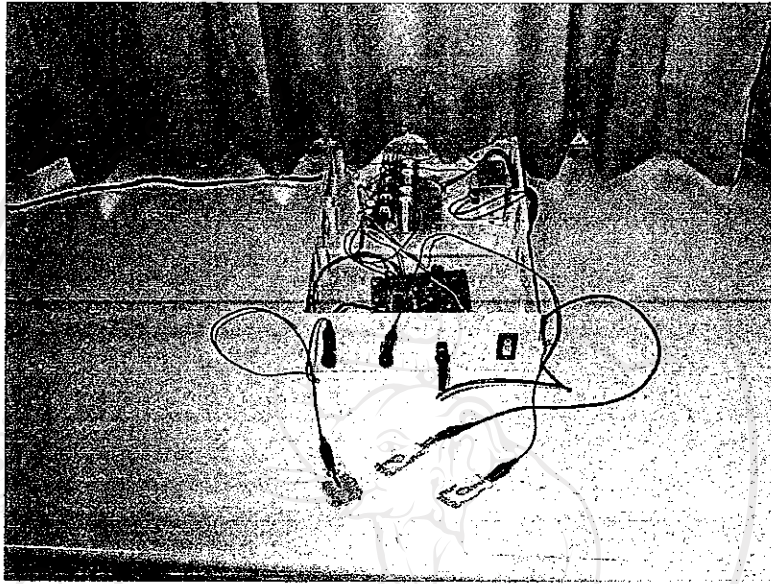
ในรูปที่ 2.16 และ 2.17 เป็นแผงวงจรของวงจรทางด้านฮาร์ดแวร์ซึ่งประกอบด้วยไอซีเบอร์ LF353 ทำหน้าที่เป็นวงจรขยายสัญญาณเอชซีจี วงจรยอมให้ความถี่ต่ำผ่าน วงจรแยกคลื่น QRS วงจรตรวจจับยอดคลื่นที่เป็นสัญญาณอะนาลอก (A/D) และวงจรทางไฟฟ้ารวมทั้งหมดของเครื่องวัดอีซีจี หลังจากนั้นจึงป้อนสัญญาณดังกล่าวเข้าไปที่อินพุตของไอซีเบอร์ TLC548 เพื่อแปลงเป็นสัญญาณดิจิตอลป้อนเข้าคอมพิวเตอร์ทางพอร์ตอนุกรมเพื่อแสดงผลออกมาเป็นรูปกราฟอีซีจีดังกล่าว



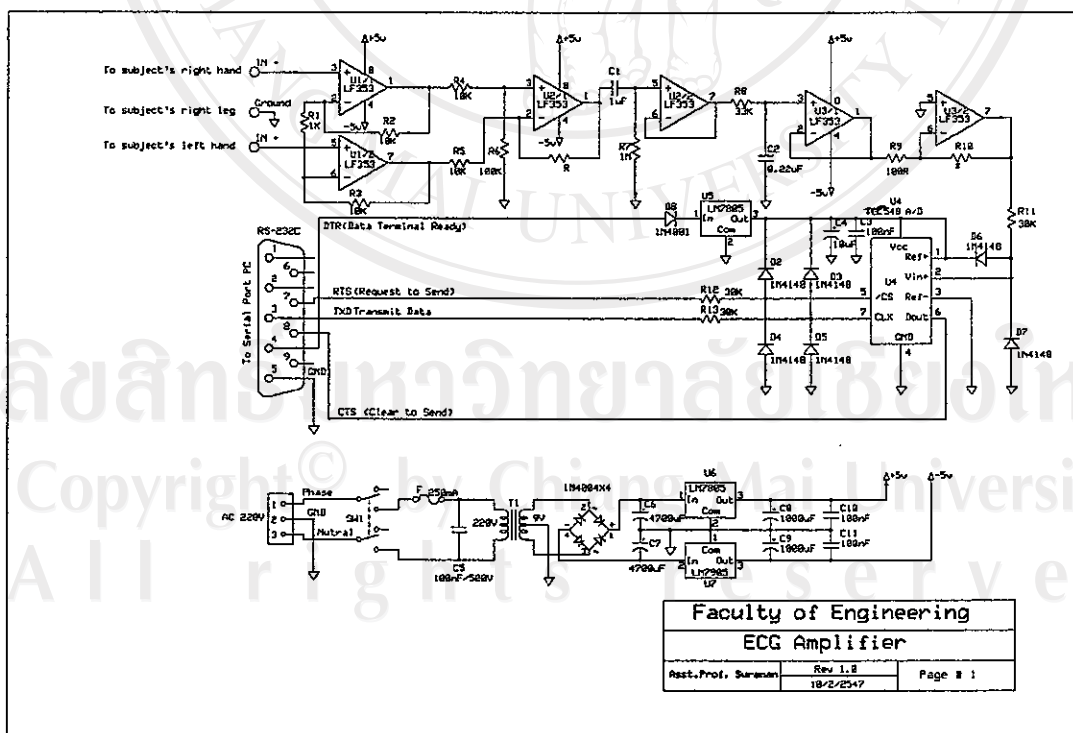
รูปที่ 2.16 แผงวงจรทางด้านฮาร์ดแวร์ของชุดอะนาลอกและวงจรแปลง A/D

อุปกรณ์ต้นแบบทางฮาร์ดแวร์ที่พัฒนาเสร็จแล้ว

สำหรับรูปที่ 2.17 เป็นแผงวงจรขยายสัญญาณอีซีจีชนิดช่องเดียวต้นแบบที่พัฒนาจากหน่วยวิจัยคอมพิวเตอร์ประยุกต์สำหรับวิศวกรรมชีวการแพทย์ ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ซึ่งเป็นแผงวงจรทางด้านอะนาล็อกที่ต่ออินพุตกับอิเล็กโทรด อีกทั้งยังประกอบด้วยวงจรแปลงสัญญาณอะนาล็อกเป็นดิจิตอล และไอซีอินเตอร์เฟซกับพอร์ตอนุกรม RS-232 กับคอมพิวเตอร์ด้วย ดังรูป

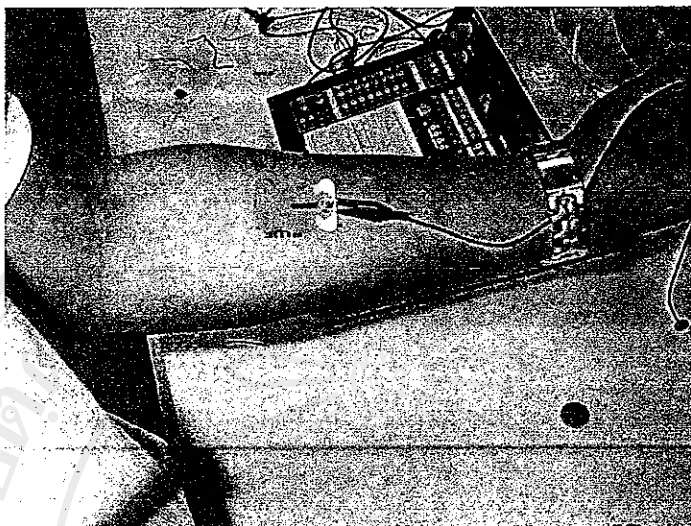


รูปที่ 2.17 วงจรแผ่นทองแดงชุดขยายสัญญาณอีซีจีชนิดช่องเดียว (Single Channel ECG amplifier)



รูปที่ 2.18 วงจรทั้งหมดของโครงการวิจัยฯ

สำหรับรูปที่ 2.19 เป็นการแสดงการติดอิเล็กทรอนิกส์โดรดเข้ากับผิวหนังที่จะต้องทาเจลเพื่อทำให้เกิดการนำไฟฟ้าที่ดี จากรูปเป็นตัวอย่างการติดอิเล็กทรอนิกส์โดรดที่แขนซ้ายของผู้วิจัยเอง



รูปที่ 2.19 การติดอิเล็กทรอนิกส์โดรดกับผิวหนัง

การศึกษาความต้องการการใช้เครื่องอีชีจี

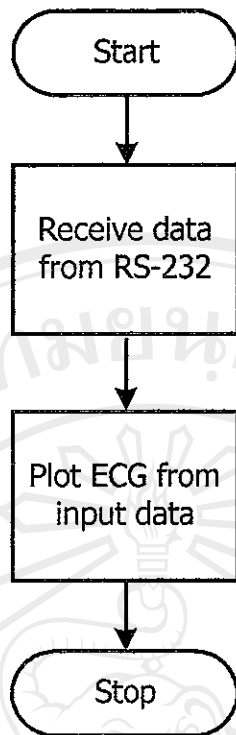
เพื่อให้การแพทย์ไทยไม่ว่าจะเป็นในเมืองหรือชนบทที่ห่างไกลและขาดแคลนแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ ทำให้การวินิจฉัยโรคหาสาเหตุของการของการเกิดโรคภัยขาดความถูกต้องอีกมาก อีกทั้งเครื่องมือทางการแพทย์ก็ค่อนข้างมีราคาแพง ซึ่งสถานพยาบาลตามชนบทที่ห่างไกลอาจจะขาดเครื่องวัดอีชีจีดังกล่าว ทำให้ผู้ป่วยมีอาการรุนแรงมากขึ้นหรืออาจขึ้นเสียชีวิตในที่สุด คณะผู้ดำเนินการวิจัยได้เล็งเห็นถึงปัญหาดังกล่าว จึงได้มีแนวคิดที่ว่า ถ้าเราสามารถผลิตหรือพัฒนาการวัดอีชีจีผ่านคอมพิวเตอร์ที่มีราคาค่อนข้างถูกละมีความเที่ยงตรงสูง ก็จะสามารถลดการนำเข้าได้เป็นอย่างมาก

2.2 การออกแบบทางด้านซอฟต์แวร์สำหรับการแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

จากการศึกษาและความต้องการของแพทย์ผู้ชำนาญเฉพาะทางที่โรงพยาบาลสงขลา นครินทร์ ตอบพบว่า ความน่าสนใจในการใช้งานของเครื่องจะต้องมีความง่ายต่อการใช้ จึงทำให้ผู้วิจัยจะต้องมีการปรับปรุงหน้าตาของหน้าจอคอมพิวเตอร์ ดังนั้นการออกแบบจะเน้นให้ใช้งานได้ง่ายจึงต้องแบ่งการออกแบบโปรแกรมโดยใช้เครื่องมือสำหรับการพัฒนาได้แก่ :-

- ไมโครซอฟต์วิซวลเบสิก 6 (Microsoft Visual Basic 6)
- ไมโครซอฟต์คอมคอนโทรล 6 คอมโพเนนท์ (Microsoft Comm Control 6.0 Components)

สำหรับโปรแกรมการติดต่อกับพอร์ตอนุกรมและการพลอตกราฟอีชีจี แสดงตามบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 2.20



รูปที่ 2.20 แผนผังการทำงานของโปรแกรม

2.2.1 การเขียนโปรแกรม

ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยได้เขียนโปรแกรมวิซวลเบสิกโดยอาศัยเครื่องมือที่มีอยู่ในตัวโปรแกรม สำหรับการติดต่อกับพอร์ตสื่อสารอนุกรม และพลอตกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยแบ่งเป็นฟอร์มทั้งหมด 3 ฟอร์มด้วยกัน ซึ่งแต่ละฟอร์มก็จะทำหน้าที่ต่าง ๆ กัน อาทิ:-

- แปลงสัญญาณที่เข้ามาจากฐานสองเป็นฐานสิบ
- วาดตาราง
- วาดสัญญาณรูปสี่เหลี่ยม
- การเลือกอินพุต
- การตั้งเวลาในการรับอินพุต

ข้อสัคคิของการแปลงสัญญาณที่เข้ามาจากฐานสองเป็นฐานสิบ

Public Function BinaryToDecimal(Binary As String) As Integer

Dim n As Integer

Dim s As Integer

For s = 1 To Len(Binary)

n = n + (Mid(Binary, Len(Binary) - s + 1, 1) * (2 ^ (s - 1)))

Next s

BinaryToDecimal = n

End Function

ข้อสััดของการวาดตาราง

```
Function DrawTable()
    DrawStyle = 0
    ForeColor = &H116404
    For i = 0 To 40
        Line (XMin + 2, -10 + i)-(XMax - 2, -10 + i)
    Next i
    For j = 0 To 100
        Line (XMin + 2 + j, -10)-(XMin + 2 + j, 30)
    Next j

    ForeColor = vbBlue
    Line (XMin + 2, 0)-(XMax - 2, 0)
    Line (0, -10)-(0, 30)
    ForeColor = &H116404
    Line (XMin + 2, 30)-(XMax - 2, 30)
    Line (XMin + 2, -10)-(XMin + 2, 30)
    Line (XMin + 2, -10)-(XMax - 2, -10)
    Line (XMax - 2, -10)-(XMax - 2, 30)

End Function
```

ข้อสััดของการวาดสัญญาณรูปสี่เหลี่ยม

```
Function DrawSquare()
    DrawStyle = 0
    ForeColor = &H116404
    Line (XMin + 2, 30)-(XMax - 2, 30)
    Line (XMin + 2, -10)-(XMin + 2, 30)
    Line (XMin + 2, -10)-(XMax - 2, -10)
    Line (XMax - 2, -10)-(XMax - 2, 30)

End Function
```

ข้อสััดของการเลือกอินพุต

```
Sub HandleInput(Inbuff As String)
    Timer2.Enabled = False
    Timer3.Enabled = True

    ecg = BinaryToDecimal(Val(Inbuff)) * 0.1
    xbase = xbase + 0.25
    Text4.Text = xbase

    If xbase > 50 Then
        xbase = -49.75
        old_xbase = -50
        Cls
        If Draw = 1 Then
            Call DrawTable
```

```

Else
    Call DrawSquare
End If

```

```

Dim i As Integer
Private Sub Command1_Click()
    MSComm1.Output = Text2.Text
End Sub

```

```

Private Sub Form_Load()
    i = 0
    Form1.Caption = "Comport 2"
    With MSComm1
        .Handshaking = 2 - comRTS
        .RThreshold = 1
        .RTSEnable = True
        .Settings = "9600,n,8,1"
        .SThreshold = 1
        .PortOpen = True
        ' Leave all other settings as default values.
    End With
    Text1.Text = ""
End Sub

```

```

Private Sub Form_Unload(Cancel As Integer)
    MSComm1.PortOpen = False
End Sub

```

```

Private Sub MSComm1_OnComm()
    Dim InBuff As String
    Dim Buffer As Long
    Dim Hex__Buff As Long

```

```

Select Case MSComm1.CommEvent
' Handle each event or error by placing
' code below each case statement.

```

```

' This template is found in the Example
' section of the OnComm event Help topic
' in VB Help.

```

```

' Errors

```

```

Case comEventBreak ' A Break was received.
Case comEventCDTO ' CD (RLSD) Timeout.
Case comEventCTSTO ' CTS Timeout.
Case comEventDSRTO ' DSR Timeout.
Case comEventFrame ' Framing Error.
Case comEventOverrun ' Data Lost.
Case comEventRxOver ' Receive buffer overflow.
Case comEventRxParity ' Parity Error.
Case comEventTxFull ' Transmit buffer full.
Case comEventDCB ' Unexpected error retrieving DCB]

```

```

' Events

```

```

Case comEvCD ' Change in the CD line.
Case comEvCTS ' Change in the CTS line.
Case comEvDSR ' Change in the DSR line.
Case comEvRing ' Change in the Ring Indicator.
Case comEvReceive ' Received RThreshold # of chars.
    InBuff = MSComm1.Input
    Call HandleInput(InBuff)
Case comEvSend ' There are SThreshold number of
    ' characters in the transmit buffer.
Case comEvEOF ' An EOF character was found in the
    ' input stream.

```

```
End Select
```

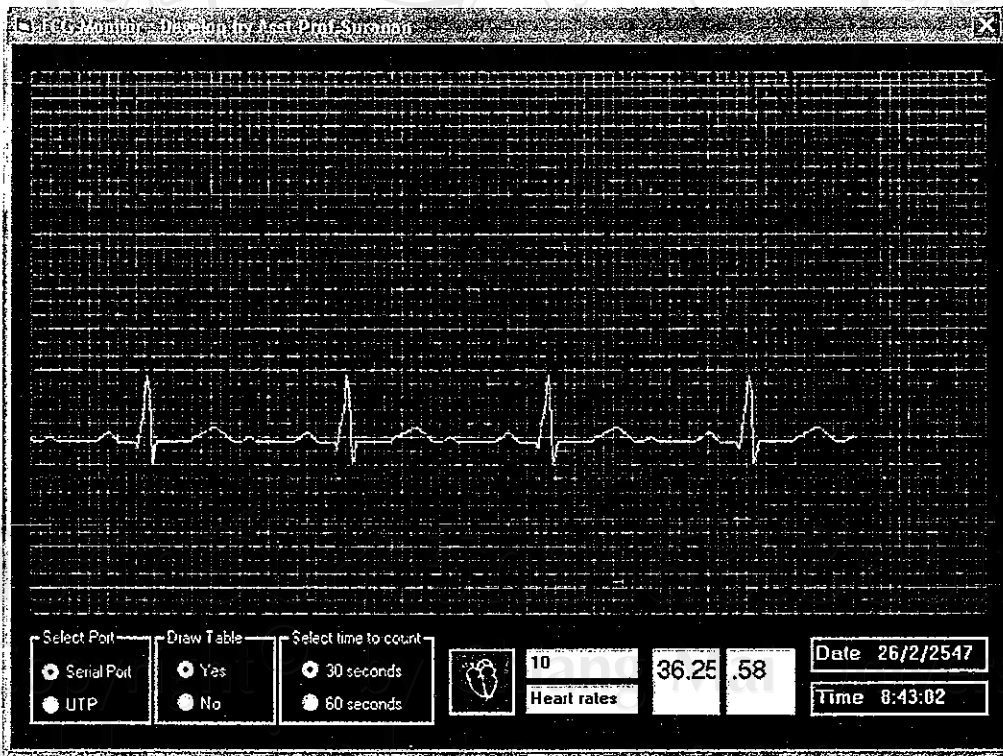
```
End Sub
```

```
Sub HandleInput(InBuff As String)
    Text1.SelText = InBuff

```

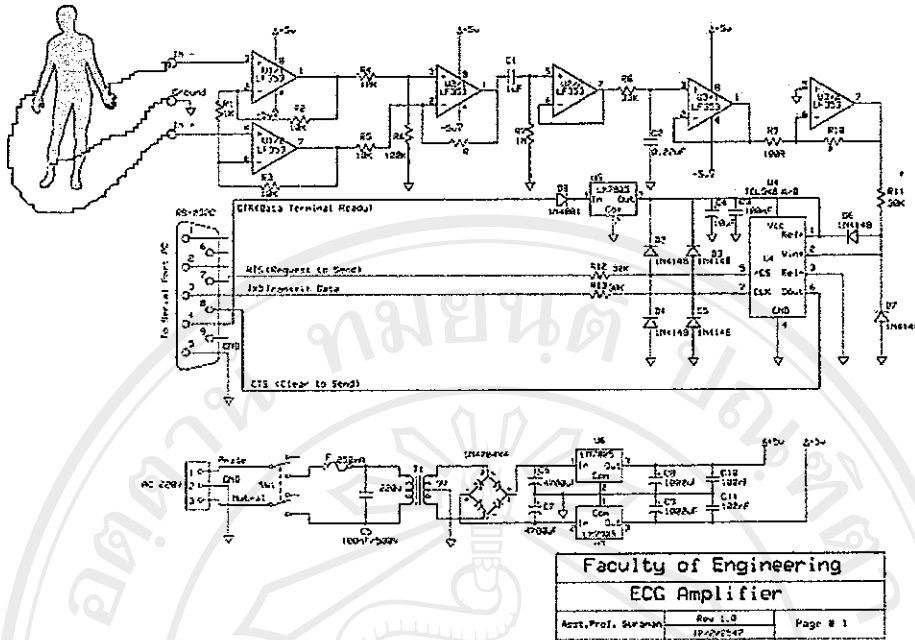
```
End Sub
```

2.2.2 อธิบายโปรแกรม



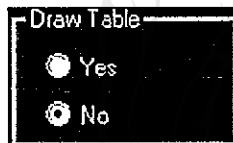
รูปที่ 2.21 แสดงหน้าต่างโปรแกรม

1. เมนูเลือกการรับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากพอร์ตอนุกรม RS232 และเตรียมสำหรับการพัฒนาที่จะรับอินพุตจากระบบแลนในอนาคตต่อไป ซึ่งถ้าหากจะเลือกรับข้อมูลจากพอร์ตยูทีพี (UTP) ต้องกรอกหมายเลขไอพี หมายเลขพอร์ตของไมโครคอนโทรลเลอร์ และหมายเลขพอร์ตที่จะใช้รับข้อมูลของเครื่องตนเอง



รูปที่ 2.22 แสดงรูปแบบการเชื่อมต่อพอร์ตอนุกรม (RS232) ระหว่างการ์ดที่พัฒนากับผู้ป่วย

2. เมนูเลือกการวาดตาราง โดยที่แกน X แทนเวลา 1 หน่วย เท่ากับ 0.04 วินาที แกน Y แทนคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 หน่วย เท่ากับ 0.2 มิลลิโวลต์



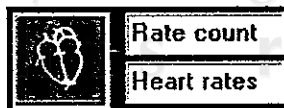
รูปที่ 2.23 แสดงเมนูเลือกการวาดตาราง

3. เมนูเลือกเวลาสำหรับการนับอัตราการเต้นหัวใจ สำหรับผู้ป่วยโรคหัวใจควรเลือกเวลาในการนับเป็น 60 วินาที

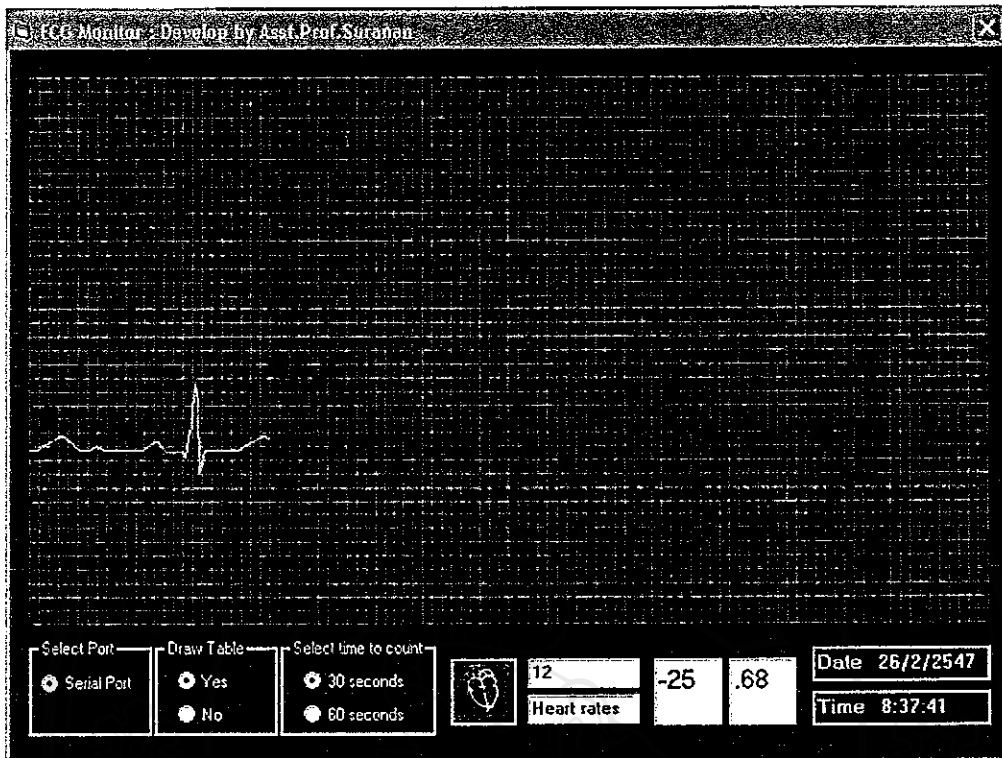


รูปที่ 2.24 แสดงเมนูเลือกเวลาสำหรับการนับอัตราการเต้นหัวใจ

4. หน้าจอแสดงผลการนับอัตราการเต้นหัวใจ โดยที่ Rate count คือการนับเวลาแบบเรียลไทม์ ส่วน Heart rates คือเวลาที่นับได้เมื่อครบ 30 วินาที หรือ 60 วินาที



รูปที่ 2.25 หน้าจอแสดงผลการนับอัตราการเต้นหัวใจ



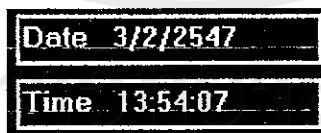
รูปที่ 2.26 ภาพแสดงการเริ่มรับอินพุตจากการวัดตาราง

5. หน้าจอแสดงผลอินพุตแกน Y (คลื่นไฟฟ้าหัวใจ)



รูปที่ 2.27 หน้าจอแสดงผลอินพุตแกน X และแกน Y

6. หน้าจอแสดงวันและเวลาปัจจุบัน



รูปที่ 2.28 หน้าจอแสดงวันและเวลา

7. หน้าจอแสดงกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 2.29 ภาพหน้าจอแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.3 แผนงานในการดำเนินงาน

จากการวิจัยและพัฒนา ซึ่งผู้วิจัยและคณะผู้วิจัยได้พัฒนามาตั้งแต่เริ่มโครงการคือ ประมาณเดือนมิถุนายน พ.ศ. 2546 เนื่องจากเป็นเทคโนโลยีขั้นสูงที่จำเป็นต้องอาศัยความรู้ทางวิชาการถึง 4 สาขาด้วยกัน ได้แก่ ความรู้ทางด้านไฟฟ้า ความรู้ทางด้านวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ ความรู้ทางด้านวัสดุศาสตร์เกี่ยวกับทรานซิสเตอร์ทางการแพทย์ และความรู้ทางการแพทย์ ปัญหาอุปสรรคในการทดลอง ระยะทางในการนำเอาต้นแบบไปทดสอบเป็นต้น อีกทั้งในขณะเวลาที่ทำวิจัยนั้นก็เกิดแนวความคิดที่แตกสาขาในงานวิจัยขึ้นนี้ออกไปอีก อาทิ การส่งข้อมูลภาพทางการแพทย์ไปกับระบบแลนของโรงพยาบาล เป็นต้น โดยมีแผนการดำเนินงานตลอดโครงการเดิมดังนี้

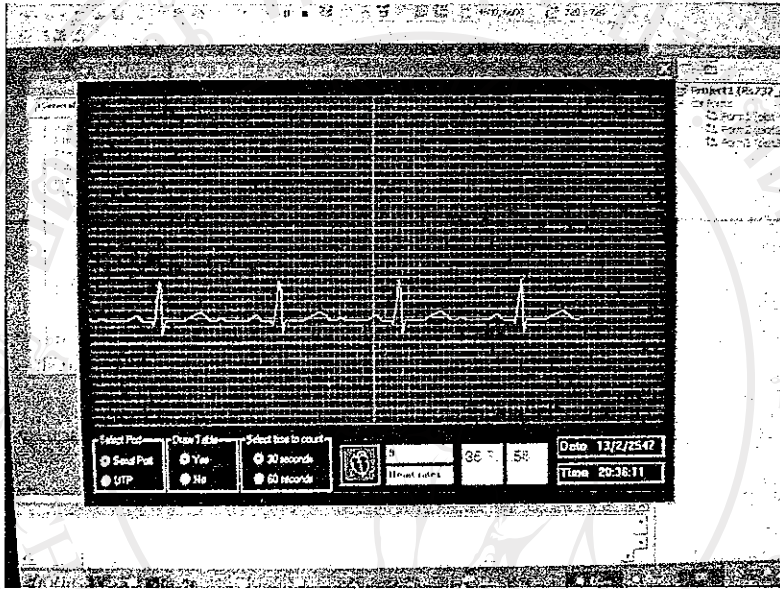
แผนงานวิจัย (เดิม)	เดือนที่ 1	เดือนที่ 2	เดือนที่ 3	เดือนที่ 4	เดือนที่ 5	เดือนที่ 6
	ม.ค. 47	ก.พ. 47	มี.ค. 47	เม.ย. 47	พ.ค. 47	มิ.ย. 47
1. วางแผนโครงการวิจัย และจัดเตรียมอุปกรณ์ และวัสดุต่าง ๆ ที่จำเป็น	↔					
2. ออกแบบและสร้างวงจร Differential amplifier สำหรับขยายสัญญาณ ECG , A/D converter		↔				
3. ออกแบบการเขียนโปรแกรมควบคุม แสดงผล และการติดต่อระหว่างการ์ดกับระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ ตลอดจนทดสอบการสมรรถภาพใช้งาน		↔				
4. เขียนรายงานผลการวิจัย						↔

↔ แสดงระยะเวลาดำเนินการ

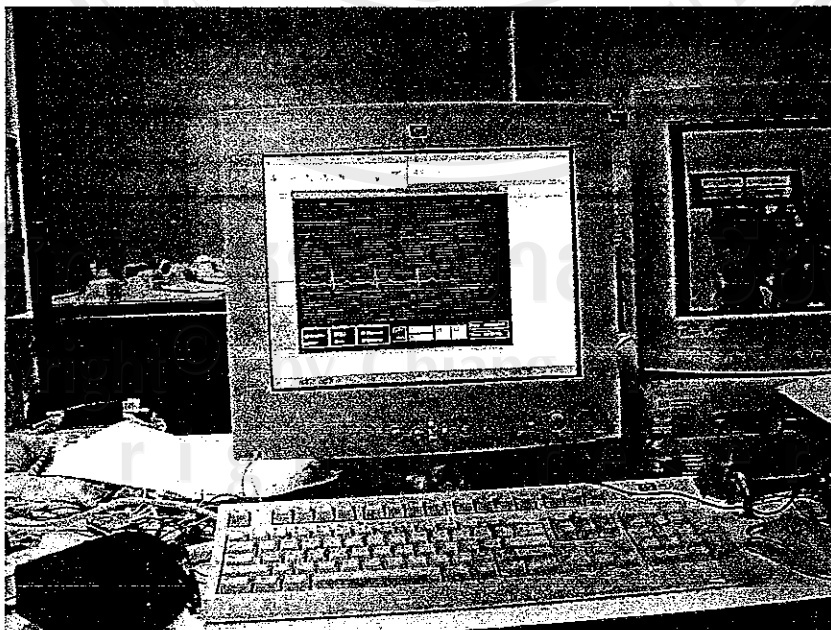
2.4 ผลการทดลอง

ผู้วิจัยได้ใช้เวลาในการวิจัยนี้ ส่วนใหญ่จะมีปัญหาในเรื่องของทางฮาร์ดแวร์ เนื่องจากอุปกรณ์ที่จัดหาซื้อในประเทศจะใช้งานไม่ค่อยได้ผลเลย ไม่มีเสถียร ผู้วิจัยจึงจำเป็นต้องสั่งอุปกรณ์ทางด้านเอกซเรย์จากต่างประเทศ ซึ่งได้แก่ประเทศสหรัฐอเมริกา จึงทำให้เสียเวลาในการสั่งซื้อมาก ถึงแม้จะเสียเวลามาก

สำหรับรูปที่ 2.31-2.32 เป็นการแสดงผลหน้าจอคอมพิวเตอร์ของงานวิจัยชิ้นนี้ โดยถ่ายภาพในหน่วยวิจัยคอมพิวเตอร์ประยุกต์สำหรับวิศวกรรมชีวการแพทย์ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เมื่อกลางเดือนมกราคม 2547

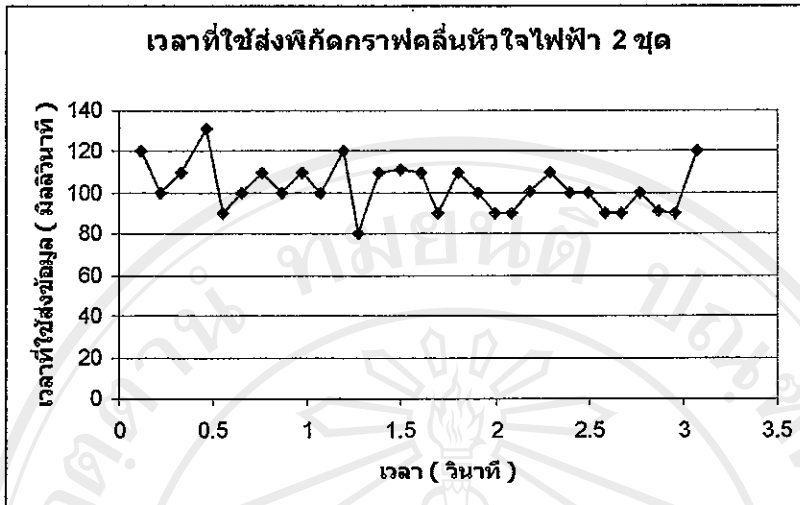


รูปที่ 2.30 การแสดงผลอีซีจีบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ในหน่วยวิจัยฯ

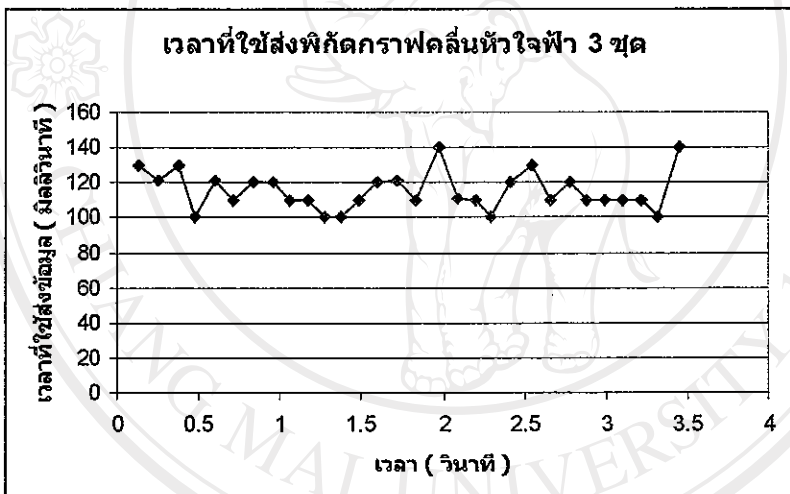


รูปที่ 2.31 การแสดงผลอีซีจีผ่านเครือข่ายคอมพิวเตอร์ในหน่วยวิจัยฯ

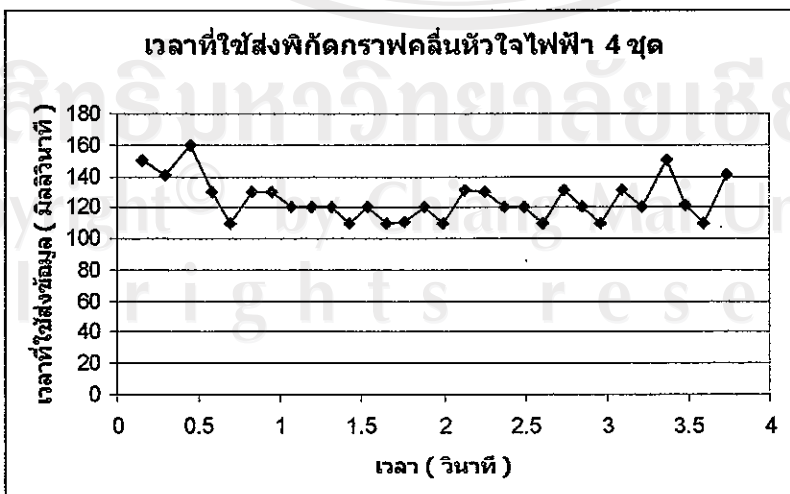
รูปที่ 2.32 – 2.34 เป็นการทดสอบกับคอมพิวเตอร์ Intel Pentium III processor 930 MHz RAM 256 MB ซึ่งจะได้ผลการทดลองดังนี้



รูปที่ 2.32 กราฟแสดงเวลาที่ใช้ส่งพิกัดกราฟคลื่นหัวใจไฟฟ้า 2 ชุด (ขนาด 31-34 ไบต์)



รูปที่ 2.33 กราฟแสดงเวลาที่ใช้ส่งพิกัดกราฟคลื่นหัวใจไฟฟ้า 3 ชุด (ขนาด 44-48 ไบต์)



รูปที่ 2.34 กราฟแสดงเวลาที่ใช้ส่งพิกัดกราฟคลื่นหัวใจไฟฟ้า 4 ชุด (ขนาด 55-63 ไบต์)

2.5 ขั้ววิจารณ์

จากการวิจัยนี้ ผู้วิจัยต้องเสียเวลาในการเตรียมสารตั้งต้นเพื่อพัฒนาต้นแบบของทรานสดิวเซอร์ หรืออิเล็กทรอนิกส์โดยสารประกอบพีแชนด์ที่เขอรามิกเพื่อนำมาใช้กับงานวิจัยถึง 2 ปีเต็ม ถึงจะได้ทรานสดิวเซอร์ที่มีคุณสมบัติตามที่วงการแพทย์ต้องการ

สำหรับแผนวงจรขยายสัญญาณอีซีจีชนิดช่องเดียวต้นแบบที่พัฒนาจากหน่วยวิจัยคอมพิวเตอร์ประยุกต์สำหรับวิศวกรรมชีวการแพทย์ ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ซึ่งเป็นแผนวงจรทางด้านอะนาล็อกที่ต่ออินพุตกับอิเล็กทรอนิกส์ อีกทั้งยังประกอบด้วยวงจรแปลงสัญญาณอะนาล็อกเป็นดิจิตอล และไอซีอินเตอร์เฟสกับพอร์ตอนุกรม RS-232 กับคอมพิวเตอร์ด้วยนั้น ก็มีปัญหาทางด้านอุปกรณ์ที่มีจำหน่ายทั่วไป นำมาใช้ไม่ค่อยได้ผลตามที่ต้องการ จึงต้องสั่งอะไหล่จากพวกไอซีบางตัว อาทิ ไอซีออปแอมป์ขยายเฉพาะสัญญาณอีซีจี จึงทำให้เสียเวลาในการพัฒนาโครงงานดังกล่าว ส่วนการออกแบบทางด้านซอฟต์แวร์สำหรับการแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นไม่ค่อยมีปัญหาอะไร เนื่องจากในภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์มีเครื่องมือที่สามารถหยิบมาใช้ได้สะดวก

สำหรับการใช้งานของโปรแกรมสำหรับแพทย์หรือพยาบาลก็ง่ายต่อการใช้ โดยจะมีเมนูเลือกการรับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากพอร์ตอนุกรม และเตรียมสำหรับการพัฒนาที่จะรับอินพุตจากระบบแลนในอนาคตต่อไป ซึ่งถ้าหากจะเลือกรับข้อมูลจากพอร์ตยูทีพี (UTP) ก็แค่กรอกหมายเลขไอพี หมายเลขพอร์ตของไมโครคอนโทรลเลอร์ และหมายเลขพอร์ตที่จะใช้รับข้อมูลของเครื่องตนเองเท่านั้นเอง

สำหรับเมนูเลือกการวาดตาราง ผู้วิจัยได้ออกแบบโปรแกรมให้แกน X แทนเวลา 1 หน่วย เท่ากับ 0.04 วินาที แกน Y แทนคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 หน่วย เท่ากับ 0.2 มิลลิโวลต์ และมีเมนูเลือกเวลาสำหรับการนับอัตราการเต้นหัวใจ ซึ่ง หน้าจอแสดงผลการนับอัตราการเต้นหัวใจโดยที่มีอัตราการนับเป็นแบบการนับเวลาแบบเวลาจริง โดยให้หน้าจอแสดงดังต่อไปนี้:-

ผลอินพุตแกน X (เวลา)

ผลอินพุตแกน Y (คลื่นไฟฟ้าหัวใจ)

วันและเวลาปัจจุบัน

กราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.6 สรุปและข้อเสนอแนะ

สำหรับงานวิจัยครั้งนี้เป็นการวิจัยในลักษณะสร้างและพัฒนาการดีเล็กทรอนิกส์สำหรับมอนิเตอร์หรือวัดสัญญาณอีซีจีแล้วแล้วสามารถผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ได้ ซึ่งจะเป็นการพัฒนาเครื่องมือทางการแพทย์ของประเทศไทยให้สามารถลดการนำเข้าในอนาคตได้ และผู้วิจัยจะนำเอาเทคโนโลยีของระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์และระบบเครือข่ายโทรศัพท์มือถือเพื่อนำมาใช้กับเครื่องมือทางการแพทย์ในอนาคต ได้แก่การมอนิเตอร์ผู้ป่วยโดยใช้การดีเล็กทรอนิกส์ผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ จะนำเสนอระบบการเฝ้าสังเกตผู้ป่วยเวลาจริง โดยเอาตัวทรานสดิวเซอร์ติดที่ตัวผู้ป่วยเพื่อส่งข้อมูลของผู้ป่วยผ่านเครือข่ายแลนของโรงพยาบาล เมื่อสัญญาณถูกส่งจากการติดต่อเจ้าหน้าที่เพื่อทำการเชื่อมโยงข้อมูลกับเซิร์ฟเวอร์ของระบบคอมพิวเตอร์ของหอผู้ป่วยหนัก สำหรับการจัดการและดูแลระบบจะใช้โปรแกรมที่เหมาะสมสำหรับการจัดการระบบเครือข่ายแลนโดยเฉพาะที่เรียกว่า "โปรแกรมโคอลเอสเอ็นเอ็มพี" และในแต่ละครั้งแพทย์สามารถจะดูข้อมูลของผู้ป่วยได้ อาทิ การเฝ้าสังเกตคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อัตราการเต้นหัวใจ ความเข้มของออกซิเจนในเลือด เป็นต้น อีกทั้งเป็นการพัฒนาการเฝ้าสังเกตผู้ป่วยด้วยวิธีการใหม่คือใช้คอมพิวเตอร์เข้ามาช่วยในการเฝ้าสังเกตผ่านระบบเครือข่ายแลน เพราะจะทำให้แพทย์ทราบถึงสถานะของผู้ป่วยทุกรายในลักษณะของเวลาจริงและที่ไหนก็ได้ตลอดเวลา แพทย์ผู้รักษาสภาพสามารถเก็บข้อมูล และย้อนดูได้อย่างน้อย 6 ถึง 12 ชั่วโมง อีกทั้งสามารถสั่งพิมพ์ข้อมูลตามต้องการได้

2.7 เอกสารอ้างอิง

- [1] สมศรี ดาวฉาย "*ICU Monitoring System*" วารสารอุปกรณ์การแพทย์ไทย ปีที่ 1 ฉบับที่ 1 ฉบับประชุมวิชาการอุปกรณ์การแพทย์ไทยครั้งที่ 15 พฤศจิกายน 2545 หน้า 18-21
- [2] Willems J.L. Abrue-Lima C. Arnaud Patal "*The diagnostic performance of computer programs for the interpretation of electrocardiograms*" New England Journal of Medicine, December 19, 1991, page 263-271
- [3] Zywiets Chr. Alraun W. Mertins V. Quality Assurance in Electrocardiography "*Inappropriate Performance Standards, ECG Characteristics and a New Test Database*" Computer in Cardiol., IEEE Computer Society Press, 1994. page 333-336
- [4] Zywiets Chr. Alraun Willems J.L. "*The European Conference Testing Services for Computerized Electrocardiography-New Procedures and Standards*" J of Cardiol, 1993. page 137-146
- [5] Dudek J. "*Reproducibility of Diagnostic Statements in first and second Generation ECG Programs*" in van Bemmelen J.H. Willems J.L. eds Trends in Computer Processed Electrocardiograms 1997. page 235-238

บทที่ 3 ภาคผนวก

3.1 สรุปค่าใช้จ่าย

รายการ		จำนวนเงิน (บาท)
1) หมวดค่าใช้สอย		
1.1) ค่าสืบค้นข้อมูล		2,000.-
1.2) ถ่ายเอกสาร		520.-
1.3) รายงานฉบับสมบูรณ์ 5 เล่ม		750.-
รวมเป็นเงิน		3,270.-
2) หมวดค่าวัสดุ		
2.1) วัสดุสำนักงาน, แผ่นซีดี การ์ดแลนดที่ดัดแปลงเป็นอุปกรณ์ไอทีแอล 1 ชุด		10,000.-
2.2) วัสดุสำนักงาน คอมพิวเตอร์ แผงวงจรคอมพิวเตอร์		4,670.-
2.3) อุปกรณ์แปลงสัญญาณ A/D และอุปกรณ์ขยายสัญญาณอีซีจี, อุปกรณ์ตัดสัญญาณรบกวน		2450.-
2.4) หนังสือโลกของ USB และการเขียนโปรแกรมเชื่อมต่อ 1 เล่ม		420.-
2.5) คู่มืออุปกรณ์ขยายสัญญาณ S82038		2,940.-
2.6) หมึกพิมพ์สีสำหรับเครื่องพิมพ์ 1 ชุด		1,250.-
รวมเป็นเงิน		21,730.-
รวมค่าใช้จ่ายตลอดโครงการ		<u>25,000.-</u>

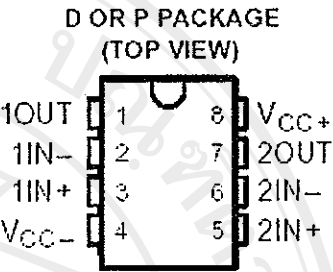
3.2 Data sheets

3.2.1 Data Sheet ของไอซีเบอร์ LF 353

LF353
JFET-INPUT
DUAL OPERATIONAL AMPLIFIER

SLOS012B – MARCH 1987 – REVISED AUGUST 1994
1 POST OFFICE BOX 655303 □ DALLAS, TEXAS 75265

- Low Input Bias Current . . . 50 pA Type
- Low Input Noise Current 0.01 pA/Hz Type
- Low Input Noise Voltage . . . 18 nV/Hz Type
- Low Supply Current . . . 3.6 mA Type
- High Input Impedance . . . 10¹² Ω Type
- Internally Trimmed Offset Voltage
- Gain Bandwidth . . . 3 MHz Type
- High Slew Rate . . . 13 V/μs Type



description

This device is a low-cost, high-speed, JFET-input operational amplifier with very low input offset voltage. It requires low supply current yet maintains a large gain-bandwidth product and a fast slew rate. In addition, the matched high-voltage JFET input provides very low input bias and offset currents. The LF353 can be used in applications such as high-speed integrators, digital-to-analog converters, sample-and-hold circuits, and many other circuits. The LF353 is characterized for operation from 0°C to 70°C.

AVAILABLE OPTIONS

TA	VIOmax AT 25°C	PACKAGE	
		SMALL OUTLINE (D)	PLASTIC DIP (P)
0°C to 70°C	10 mV	LF353D	LF353P

The D packages are available taped and reeled. Add the suffix R to the device type (ie., LF353DR).

absolute maximum ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

- Supply voltage, VCC + + 18V
- Supply voltage, VCC – –18V
- Differential input voltage, VID ±30 V
- Input voltage, VI (see Note 1) ±15V
- Duration of output short circuit unlimited
- Continuous total power dissipation 500 mW
- Operating temperature range 0°C to 70°C
- Storage temperature range –65°C to 150°C
- Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds 260°C

NOTE 1: Unless otherwise specified, the absolute maximum negative input voltage is equal to the negative power supply voltage.

Copyright © 1994, Texas Instruments Incorporated PRODUCTION DATA Information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

LF353

JFET-INPUT

DUAL OPERATIONAL AMPLIFIER

SLOS012B – MARCH 1987 – REVISED AUGUST 1994 2 POST OFFICE BOX 655303 DALLAS, TEXAS 75265

recommended operating conditions

MIN MAX UNIT

Supply voltage, $V_{CC} + 3.5$ 18 V

Supply voltage, $V_{CC} - 3.5$ -18 V

electrical characteristics over operating free-air temperature range, $V_{CC\pm} = \pm 15$ V (unless otherwise specified)

PARAMETER TEST CONDITIONS TA† MIN TYP MAX UNIT

VIO Input offset voltage VIC = 0 RS = 10 k Ω

25°C 5 10 mV

0, Full range 13 α VIO

Average temperature coefficient of input offset voltage

VIC = 0, RS = 10 k Ω 10 μ V/°C IIO Inp t offset c rrent‡ VIC 0

25°C 25 100 pA Input current‡ = 70°C 4 nA

IIB Inp t bias c rrent‡ VIC = 0 25°C 50 200 pA

Input current‡ 70°C 8 nA VICR Common-mode input voltage range ± 11 -12 to 15V

VOM Maximum peak output voltage swing RL = 10 k Ω ± 12 ± 13.5 V

AVD Large signal differential voltage VO = ± 10 V RL = 2 k Ω 25°C 25 100 V/mV Large-V, Full range 15 ri Input resistance

TJ = 25°C 1012 Ω

CMRR Common-mode rejection ratio RS 3 10 k Ω 70 100 dB kSVR Supply-voltage rejection ratio See Note 2 70 100 dB
ICC Supply current 3.6 6.5 mA † Full range is 0°C to 70°C. ‡ Input bias currents of a FET-input operational amplifier are normal junction reverse currents, which are temperature sensitive. Pulse techniques must be used that will maintain the junction temperatures as close to the ambient temperature as possible.

NOTE 2: Supply-voltage rejection ratio is measured for both supply magnitudes increasing or decreasing simultaneously.

operating characteristics, $V_{CC\pm} = \pm 15$ V, TA = 25°C

PARAMETER TEST CONDITIONS MIN TYP MAX UNIT

VO1/VO2 Crosstalk attenuation f = 1 kHz 120 dB SR Slew rate 8 13 V/ μ s B1 Unity-gain bandwidth 3 MHz

Vn Equivalent input noise voltage f = 1 kHz, RS = 20 Ω 18 nV/√Hz In Equivalent input noise current f = 1 kHz 0.01 pA/√Hz

IMPORTANT NOTICE

Texas Instruments and its subsidiaries (TI) reserve the right to make changes to their products or to discontinue any product or service without notice, and advise customers to obtain the latest version of relevant information to verify, before placing orders, that information being relied on is current and complete. All products are sold subject to the terms and conditions of sale supplied at the time of order acknowledgement, including those pertaining to warranty, patent infringement, and limitation of liability. TI warrants performance of its semiconductor products to the specifications applicable at the time of sale in accordance with TI's standard warranty. Testing and other quality control techniques are utilized to the extent

TI deems necessary to support this warranty. Specific testing of all parameters of each device is not necessarily performed, except those mandated by government requirements.

CERTAIN APPLICATIONS USING SEMICONDUCTOR PRODUCTS MAY INVOLVE POTENTIAL RISKS OF DEATH, PERSONAL INJURY, OR SEVERE PROPERTY OR ENVIRONMENTAL DAMAGE ("CRITICAL APPLICATIONS"). TI SEMICONDUCTOR PRODUCTS ARE NOT DESIGNED, AUTHORIZED, OR WARRANTED TO BE SUITABLE FOR USE IN LIFE-SUPPORT DEVICES OR SYSTEMS OR OTHER CRITICAL APPLICATIONS. INCLUSION OF TI PRODUCTS IN SUCH APPLICATIONS IS UNDERSTOOD TO BE FULLY AT THE CUSTOMER'S RISK.

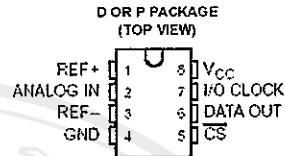
In order to minimize risks associated with the customer's applications, adequate design and operating safeguards must be provided by the customer to minimize inherent or procedural hazards. TI assumes no liability for applications assistance or customer product design. TI does not warrant or represent that any license, either express or implied, is granted under any patent right, copyright, mask work right, or other intellectual property right of TI covering or relating to any combination, machine, or process in which such semiconductor products or services might be or are used. TI's publication of information regarding any third party's products or services does not constitute TI's approval, warranty or endorsement thereof.

3.2.2 TLC548 A/D Converters Data Sheet

TLC548C, TLC548I, TLC549C, TLC549I 8-BIT ANALOG-TO-DIGITAL CONVERTERS WITH SERIAL CONTROL

SLAS007C – NOVEMBER 1993 – REVISED SEPTEMBER 1996

- Microprocessor Peripheral or Standalone Operation
- 8-Bit Resolution A/D Converter
- Differential Reference Input Voltages
- Conversion Time ... 17 μ s Max
- Total Access and Conversion Cycles Per Second
 - TLC548 ... up to 45 500
 - TLC549 ... up to 40 000
- On-Chip Software-Controllable Sample-and-Hold Function
- Total Unadjusted Error ... ± 0.5 LSB Max
- 4-MHz Typical Internal System Clock
- Wide Supply Range ... 3 V to 6 V
- Low Power Consumption ... 15 mW Max
- Ideal for Cost-Effective, High-Performance Applications including Battery-Operated Portable Instrumentation
- Pinout and Control Signals Compatible With the TLC540 and TLC545 8-Bit A/D Converters and with the TLC1540 10-Bit A/D Converter
- CMOS Technology



description

The TLC548 and TLC549 are CMOS analog-to-digital converter (ADC) integrated circuits built around an 8-bit switched-capacitor successive-approximation ADC. These devices are designed for serial interface with a microprocessor or peripheral through a 3-state data output and an analog input. The TLC548 and TLC549 use only the input/output clock (I/O CLOCK) input along with the chip select (CS) input for data control. The maximum I/O CLOCK input frequency of the TLC548 is 2.048 MHz, and the I/O CLOCK input frequency of the TLC549 is specified up to 1.1 MHz.

AVAILABLE OPTIONS

TA	PACKAGE	
	SMALL OUTLINE (D)	PLASTIC DIP (P)
0°C to 70°C	TLC548CD TLC549CD	TLC548CP TLC549CP
-40°C to 85°C	TLC548ID TLC549ID	TLC548IP TLC549IP



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

PRODUCTION DATA: Information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.



**TEXAS
INSTRUMENTS**

POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 1996, Texas Instruments Incorporated

1

ลิขสิทธิ์โดย Chiang Mai University
All rights reserved

TLC548C, TLC548I, TLC549C, TLC549I 8-BIT ANALOG-TO-DIGITAL CONVERTERS WITH SERIAL CONTROL

SLAS067C - NOVEMBER 1983 - REVISED SEPTEMBER 1995

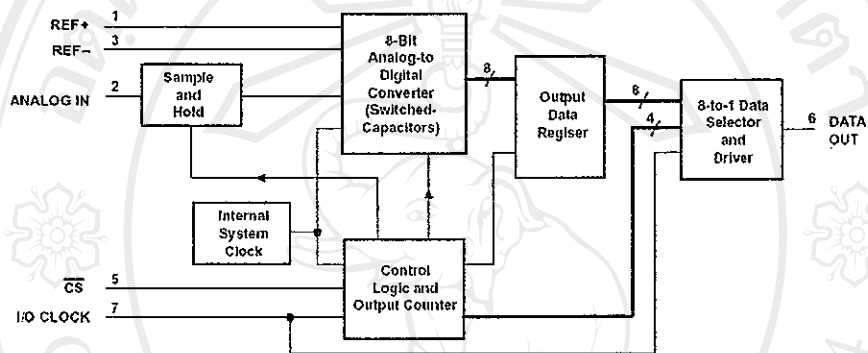
description (continued)

Operation of the TLC548 and the TLC549 is very similar to that of the more complex TLC540 and TLC541 devices; however, the TLC548 and TLC549 provide an on-chip system clock that operates typically at 4 MHz and requires no external components. The on-chip system clock allows internal device operation to proceed independently of serial input/output data timing and permits manipulation of the TLC548 and TLC549 as desired for a wide range of software and hardware requirements. The I/O CLOCK together with the internal system clock allow high-speed data transfer and conversion rates of 45 500 conversions per second for the TLC548, and 40 000 conversions per second for the TLC549.

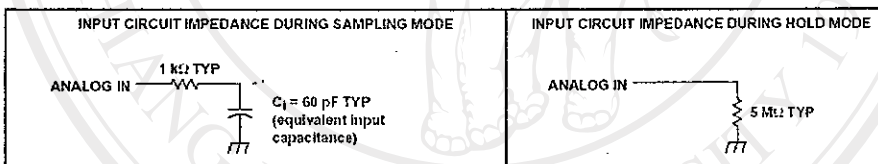
Additional TLC548 and TLC549 features include versatile control logic, an on-chip sample-and-hold circuit that can operate automatically or under microprocessor control, and a high-speed converter with differential high-impedance reference voltage inputs that ease ratiometric conversion, scaling, and circuit isolation from logic and supply noises. Design of the totally switched-capacitor successive-approximation converter circuit allows conversion with a maximum total error of ± 0.5 least significant bit (LSB) in less than 17 μ s.

The TLC548C and TLC549C are characterized for operation from 0°C to 70°C. The TLC548I and TLC549I are characterized for operation from -40°C to 85°C.

functional block diagram



typical equivalent inputs



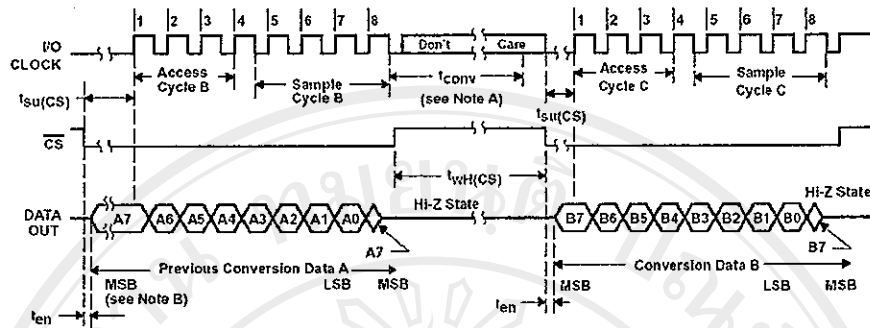
**TEXAS
INSTRUMENTS**

POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

TLC548C, TLC548I, TLC549C, TLC549I
8-BIT ANALOG-TO-DIGITAL CONVERTERS
WITH SERIAL CONTROL

SLAS067C – NOVEMBER 1983 – REVISED SEPTEMBER 1986

operating sequence



NOTES: A. The conversion cycle, which requires 36 internal system clock periods (17 μ s maximum), is initiated with the eighth I/O clock pulse trailing edge after CS goes low for the channel whose address exists in memory at the time.
 B. The most significant bit (A7) is automatically placed on the DATA OUT bus after CS is brought low. The remaining seven bits (A6–A0) are clocked out on the first seven I/O clock falling edges. B7–B0 follows in the same manner.

absolute maximum ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

Supply voltage, V_{CC} (see Note 1)	6.5 V
Input voltage range at any input	–0.3 V to $V_{CC} + 0.3$ V
Output voltage range	–0.3 V to $V_{CC} + 0.3$ V
Peak input current range (any input)	± 10 mA
Peak total input current range (all inputs)	± 30 mA
Operating free-air temperature range, T_A (see Note 2):	
TLC548C, TLC549C	0°C to 70°C
TLC548I, TLC549I	–40°C to 85°C
Storage temperature range, T_{stg}	–65°C to 150°C
Lead temperature 1.6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds	260°C

NOTES: 1. All voltage values are with respect to the network ground terminal with the REF– and GND terminals connected together, unless otherwise noted.
 2. The D package is not recommended below –40°C.



POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
 Copyright© by Chiang Mai University
 All rights reserved

TLC548C, TLC548I, TLC549C, TLC549I
8-BIT ANALOG-TO-DIGITAL CONVERTERS
WITH SERIAL CONTROL

SLAS067C – NOVEMBER 1983 – REVISED SEPTEMBER 1996

recommended operating conditions

	TLC548			TLC549			UNIT
	MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX	
Supply voltage, V_{CC}	3	5	6	3	5	6	V
Positive reference voltage, V_{REF+} (see Note 3)	2.5	V_{CC}	$V_{CC}+0.1$	2.5	V_{CC}	$V_{CC}+0.1$	V
Negative reference voltage, V_{REF-} (see Note 3)	-0.1	0	2.5	-0.1	0	2.5	V
Differential reference voltage, $V_{REF+} - V_{REF-}$ (see Note 3)	1	V_{CC}	$V_{CC}+0.2$	1	V_{CC}	$V_{CC}+0.2$	V
Analog input voltage (see Note 3)	0		V_{CC}	0		V_{CC}	V
High-level control input voltage, V_{IH} (for $V_{CC} = 4.75$ V to 5.5 V)	2			2			V
Low-level control input voltage, V_{IL} (for $V_{CC} = 4.75$ V to 5.5 V)			0.8			0.8	V
Input/output clock frequency, f_{CLOCK}/f_{IO} (for $V_{CC} = 4.75$ V to 5.5 V)	0		2.048	0		1.1	MHz
Input/output clock high, t_{HIGH}/t_{IO} (for $V_{CC} = 4.75$ V to 5.5 V)	260			404			ns
Input/output clock low, t_{LOW}/t_{IO} (for $V_{CC} = 4.75$ V to 5.5 V)	200			404			ns
Input/output clock transition time, t_{f}/t_{IO} (for $V_{CC} = 4.75$ V to 5.5 V) (see Note 4 and Operating Sequence)			100			100	ns
Duration of CS input high state during conversion, t_{AH}/CS (for $V_{CC} = 4.75$ V to 5.5 V) (see Operating Sequence)	17			17			ns
Setup time, CS low before first I/O CLOCK, t_{SX}/CS (for $V_{CC} = 4.75$ V to 5.5 V) (see Note 5)	1.4			1.4			ns
Operating free-air temperature, T_A	TLC549C, TLC549I			0		70	
	TLC548I, TLC549I			-40		85	°C

- NOTES: 3. Analog input voltages greater than that applied to REF+ convert to all ones (1111 1111), while input voltages less than that applied to REF- convert to all zeros (0000 0000). For proper operation, the positive reference voltage V_{REF+} must be at least 1 V greater than the negative reference voltage, V_{REF-} . In addition, unadjusted errors may increase as the differential reference voltage, $V_{REF+} - V_{REF-}$, falls below 4.75 V.
4. This is the time required for the I/O CLOCK input signal to fall from $V_{IH\min}$ to $V_{IL\max}$ or to rise from $V_{IL\max}$ to $V_{IH\min}$. In the vicinity of normal room temperature, the device function with input clock transition time as slow as 2 ns for remote data acquisition applications in which the sensor and the ADC are placed several feet away from the controlling microprocessor.
5. To minimize errors caused by noise at the CS input, the internal circuitry waits for two rising edges and one falling edge of internal system clock after CS \bar before responding to control input signals. This CS setup time is given by the t_{AH} and t_{SX}/CS specifications.



POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
 Copyright© by Chiang Mai University
 All rights reserved

TLC548C, TLC548I, TLC549C, TLC549I
8-BIT ANALOG-TO-DIGITAL CONVERTERS
WITH SERIAL CONTROL
SLASD67C – NOVEMBER 1983 – REVISED SEPTEMBER 1996

electrical characteristics over recommended operating free-air temperature range,
 $V_{CC} = V_{REF+} = 4.75\text{ V to }5.5\text{ V}$, $f_{CLOCK(I/O)} = 2.048\text{ MHz}$ for TLC548 or 1.1 MHz for TLC549
(unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP†	MAX	UNIT
V_{OH}	High-level output voltage	$V_{CC} = 4.75\text{ V}$, $I_{OH} = -300\text{ }\mu\text{A}$	2.4		V
V_{OL}	Low-level output voltage	$V_{CC} = 4.75\text{ V}$, $I_{OL} = 3.2\text{ mA}$		0.4	V
I_{OZ}	High-impedance off-state output current	$V_O = V_{CC}$, CS at V_{CC}		10	μA
		$V_O = 0$, CS at V_{CC}		-10	μA
I_{IH}	High-level input current, control inputs	$V_I = V_{CC}$		0.005	μA
I_{IL}	Low-level input current, control inputs	$V_I = 0$		-0.005	μA
$I_{IN(ON)}$	Analog channel on-state input current during sample cycle	Analog input at V_{CC}		0.4	μA
		Analog input at 0 V		-0.4	μA
I_{CC}	Operating supply current	CS at 0 V		1.8	mA
$I_{CC} + I_{REF}$	Supply and reference current	$V_{REF+} = V_{CC}$		1.9	mA
C_I	Input capacitance	Analog inputs		7	pF
		Control inputs		5	pF

operating characteristics over recommended operating free-air temperature range,
 $V_{CC} = V_{REF+} = 4.75\text{ V to }5.5\text{ V}$, $f_{CLOCK(I/O)} = 2.048\text{ MHz}$ for TLC548 or 1.1 MHz for TLC549
(unless otherwise noted)

PARAMETER		TEST CONDITIONS	TLC548		TLC549		UNIT	
			MIN	TYP†	MAX	MIN		TYP†
E_L	Linearity error	See Note 6			± 0.5		± 0.5	LSB
E_{ZS}	Zero-scale error	See Note 7			± 0.5		± 0.5	LSB
E_{FS}	Full-scale error	See Note 7			± 0.5		± 0.5	LSB
	Total unadjusted error	See Note 8			± 0.5		± 0.5	LSB
t_{CONV}	Conversion time	See Operating Sequence		8	17	12	17	μ s
	Total access and conversion time	See Operating Sequence		12	22	19	26	μ s
t_A	Channel acquisition time (sample cycle)	See Operating Sequence			4		4	1/2 clock cycles
t_V	Time output data remains valid after $\overline{\text{IC_CLOCK}}$		10			10		ns
t_{DJ}	Delay time to data output valid	$\overline{\text{IC_CLOCK}}$			200		400	ns
t_{EN}	Output enable time				1.4		1.4	ns
t_{DS}	Output disable time				150		150	ns
t_{BUSR}	Data bus rise time	See Figure 1			300		300	ns
t_{BUSF}	Data bus fall time				300		300	ns

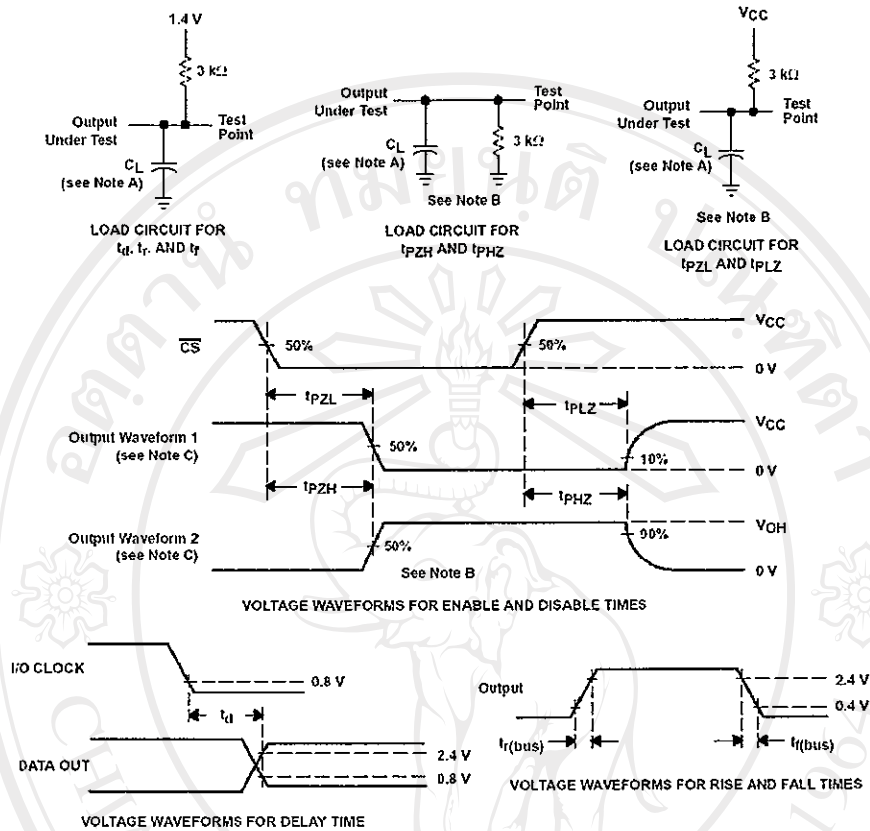
† All typicals are at $V_{CC} = 5\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$.

- NOTES: 6. Linearity error is the deviation from the best straight line through the A/D transfer characteristics.
7. Zero-scale error is the difference between 00000000 and the converted output for zero input voltage; full-scale error is the difference between 11111111 and the converted output for full-scale input voltage.
8. Total unadjusted error is the sum of linearity, zero-scale, and full-scale errors.

TLC548C, TLC548I, TLC549C, TLC549I
8-BIT ANALOG-TO-DIGITAL CONVERTERS
WITH SERIAL CONTROL

SLAS067C - NOVEMBER 1983 - REVISED SEPTEMBER 1996

PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION



- NOTES: A. $C_L = 50$ pF for TLC548 and 100 pF for TLC549; C_L includes jig capacitance.
 B. $t_{d1} = t_{PZH}$ or t_{PLZ} ; $t_{d2} = t_{PHZ}$ or t_{PLZ} .
 C. Waveform 1 is for an output with internal conditions such that the output is low except when disabled by the output control. Waveform 2 is for an output with internal conditions such that the output is high except when disabled by the output control.

Figure 1. Load Circuits and Voltage Waveforms



POST OFFICE BOX 655903 • DALLAS, TEXAS 75265

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
 Copyright © by Chiang Mai University
 All rights reserved

APPLICATIONS INFORMATION

simplified analog input analysis

Using the equivalent circuit in Figure 2, the time required to charge the analog input capacitance from 0 to V_S within 1/2 LSB can be derived as follows:

The capacitance charging voltage is given by

$$V_C = V_S (1 - e^{-t_c/R_I C_I}) \quad (1)$$

where

$$R_I = R_S + r_I$$

The final voltage to 1/2 LSB is given by

$$V_C (1/2 \text{ LSB}) = V_S - (V_S/512) \quad (2)$$

Equating equation 1 to equation 2 and solving for time t_c gives

$$V_S - (V_S/512) = V_S (1 - e^{-t_c/R_I C_I}) \quad (3)$$

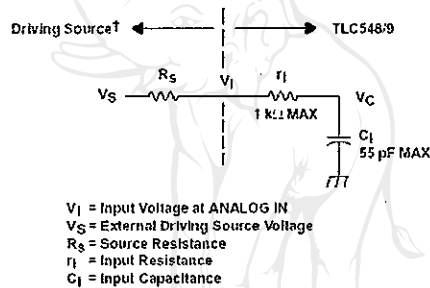
and

$$t_c (1/2 \text{ LSB}) = R_I \times C_I \times \ln(512) \quad (4)$$

Therefore, with the values given the time for the analog input signal to settle is

$$t_c (1/2 \text{ LSB}) = (R_S + 1 \text{ k}\Omega) \times 60 \text{ pF} \times \ln(512) \quad (5)$$

This time must be less than the converter sample time shown in the timing diagrams.



† Driving source requirements:

- Noise and distortion for the source must be equivalent to the resolution of the converter.
- R_S must be real at the input frequency.

Figure 2. Equivalent Input Circuit Including the Driving Source



TEXAS
INSTRUMENTS

POST OFFICE BOX 655309 • DALLAS, TEXAS 75265

TLC548C, TLC548I, TLC549C, TLC549I
8-BIT ANALOG-TO-DIGITAL CONVERTERS
WITH SERIAL CONTROL

SLAS067C – NOVEMBER 1983 – REVISED SEPTEMBER 1995

PRINCIPLES OF OPERATION

The TLC548 and TLC549 are each complete data acquisition systems on a single chip. Each contains an internal system clock, sample-and-hold function, 8-bit A/D converter, data register, and control logic circuitry. For flexibility and access speed, there are two control inputs: I/O CLOCK and chip select (\overline{CS}). These control inputs and a TTL-compatible 3-state output facilitate serial communications with a microprocessor or minicomputer. A conversion can be completed in 17 μ s or less, while complete input-conversion-output cycles can be repeated in 22 μ s for the TLC548 and in 25 μ s for the TLC549.

The internal system clock and I/O CLOCK are used independently and do not require any special speed or phase relationships between them. This independence simplifies the hardware and software control tasks for the device. Due to this independence and the internal generation of the system clock, the control hardware and software need only be concerned with reading the previous conversion result and starting the conversion by using the I/O clock. In this manner, the internal system clock drives the "conversion crunching" circuitry so that the control hardware and software need not be concerned with this task.

When \overline{CS} is high, DATA OUT is in a high-impedance condition and I/O CLOCK is disabled. This \overline{CS} control function allows I/O CLOCK to share the same control logic point with its counterpart terminal when additional TLC548 and TLC549 devices are used. This also serves to minimize the required control logic terminals when using multiple TLC548 and TLC549 devices.

The control sequence has been designed to minimize the time and effort required to initiate conversion and obtain the conversion result. A normal control sequence is:

1. \overline{CS} is brought low. To minimize errors caused by noise at \overline{CS} , the internal circuitry waits for two rising edges and then a falling edge of the internal system clock after a \overline{CS} before the transition is recognized. However, upon a \overline{CS} rising edge, DATA OUT goes to a high-impedance state within the specified t_{dIS} even though the rest of the integrated circuitry does not recognize the transition until the specified $t_{su}(\overline{CS})$ has elapsed. This technique protects the device against noise when used in a noisy environment. The most significant bit (MSB) of the previous conversion result initially appears on DATA OUT when \overline{CS} goes low.
2. The falling edges of the first four I/O CLOCK cycles shift out the second, third, fourth, and fifth most significant bits of the previous conversion result. The on-chip sample-and-hold function begins sampling the analog input after the fourth high-to-low transition of I/O CLOCK. The sampling operation basically involves the charging of internal capacitors to the level of the analog input voltage.
3. Three more I/O CLOCK cycles are then applied to the I/O CLOCK terminal and the sixth, seventh, and eighth conversion bits are shifted out on the falling edges of these clock cycles.
4. The final (the eighth) clock cycle is applied to I/O CLOCK. The on-chip sample-and-hold function begins the hold operation upon the high-to-low transition of this clock cycle. The hold function continues for the next four internal system clock cycles, after which the holding function terminates and the conversion is performed during the next 32 system clock cycles, giving a total of 36 cycles. After the eighth I/O CLOCK cycle, \overline{CS} must go high or the I/O clock must remain low for at least 36 internal system clock cycles to allow for the completion of the hold and conversion functions. \overline{CS} can be kept low during periods of multiple conversion. When keeping \overline{CS} low during periods of multiple conversion, special care must be exercised to prevent noise glitches on the I/O CLOCK line. If glitches occur on I/O CLOCK, the I/O sequence between the microprocessor/controller and the device loses synchronization. When \overline{CS} is taken high, it must remain high until the end of conversion. Otherwise, a valid high-to-low transition of \overline{CS} causes a reset condition, which aborts the conversion in progress.

A new conversion may be started and the ongoing conversion simultaneously aborted by performing steps 1 through 4 before the 36 internal system clock cycles occur. Such action yields the conversion result of the previous conversion and not the ongoing conversion.



POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

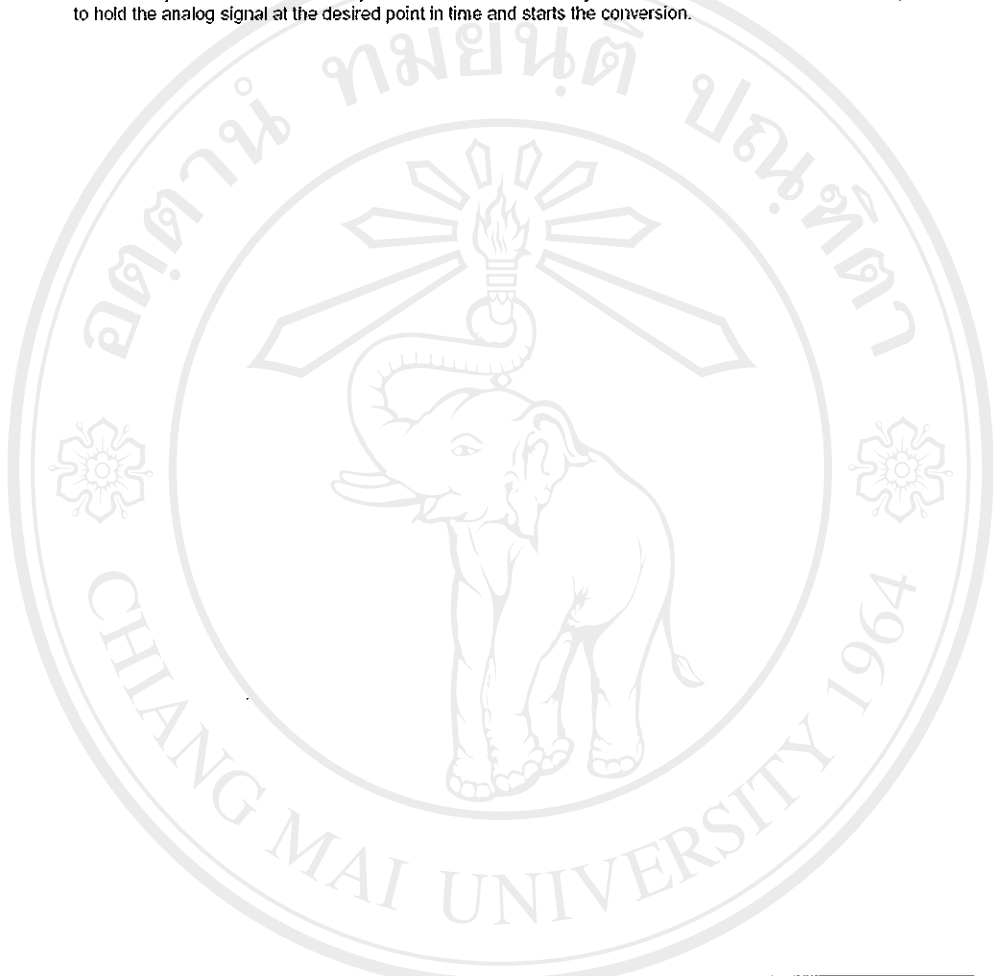
ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
 Copyright © by Chiang Mai University
 All rights reserved

TLC548C, TLC548I, TLC549C, TLC549I
8-BIT ANALOG-TO-DIGITAL CONVERTERS
WITH SERIAL CONTROL

SLAS007C – NOVEMBER 1983 – REVISED SEPTEMBER 1996

PRINCIPLES OF OPERATION

For certain applications, such as strobing applications, it is necessary to start conversion at a specific point in time. This device accommodates these applications. Although the on-chip sample-and-hold function begins sampling upon the high-to-low transition of the fourth I/O CLOCK cycle, the hold function does not begin until the high-to-low transition of the eighth I/O CLOCK cycle, which should occur at the moment when the analog signal must be converted. The TLC548 and TLC549 continue sampling the analog input until the high-to-low transition of the eighth I/O CLOCK pulse. The control circuitry or software then immediately lowers I/O CLOCK and starts the holding function to hold the analog signal at the desired point in time and starts the conversion.



 **TEXAS**
INSTRUMENTS
 POST OFFICE BOX 655509 • DALLAS, TEXAS 75265

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
 Copyright© by Chiang Mai University
 All rights reserved

IMPORTANT NOTICE

Texas Instruments (TI) reserves the right to make changes to its products or to discontinue any semiconductor product or service without notice, and advises its customers to obtain the latest version of relevant information to verify, before placing orders, that the information being relied on is current.

TI warrants performance of its semiconductor products and related software to the specifications applicable at the time of sale in accordance with TI's standard warranty. Testing and other quality control techniques are utilized to the extent TI deems necessary to support this warranty. Specific testing of all parameters of each device is not necessarily performed, except those mandated by government requirements.

Certain applications using semiconductor products may involve potential risks of death, personal injury, or severe property or environmental damage ("Critical Applications").

TI SEMICONDUCTOR PRODUCTS ARE NOT DESIGNED, INTENDED, AUTHORIZED, OR WARRANTED TO BE SUITABLE FOR USE IN LIFE-SUPPORT APPLICATIONS, DEVICES OR SYSTEMS OR OTHER CRITICAL APPLICATIONS.

Inclusion of TI products in such applications is understood to be fully at the risk of the customer. Use of TI products in such applications requires the written approval of an appropriate TI officer. Questions concerning potential risk applications should be directed to TI through a local SC sales office.

In order to minimize risks associated with the customer's applications, adequate design and operating safeguards should be provided by the customer to minimize inherent or procedural hazards.

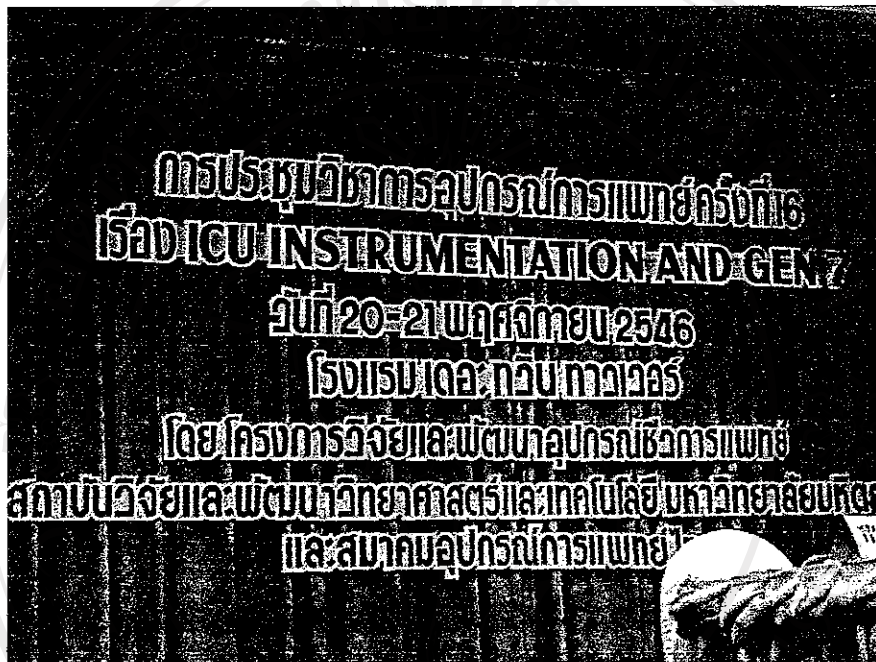
TI assumes no liability for applications assistance, customer product design, software performance, or infringement of patents or services described herein. Nor does TI warrant or represent that any license, either express or implied, is granted under any patent right, copyright, mask work right, or other intellectual property right of TI covering or relating to any combination, machine, or process in which such semiconductor products or services might be or are used.

Copyright 1996, Texas Instruments Incorporated

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

การนำเสนอผลงานวิจัย

ในเดือนพฤศจิกายน 2547 คราที่ไดทุนวิจัยเริ่มต้นจากสถาบันวิจัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีจำนวน 30,000 บาท เพื่อพัฒนาการรุ่นที่ 1 นั้น ผู้วิจัยได้นำเอาผลงานวิจัยไปนำเสนอต่อที่ประชุมวิชาการอุปกรณ์การแพทย์ไทยครั้งที่ 16 ซึ่งจัดโดยสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย เมื่อวันที่ 20-21 พฤศจิกายน 2547 และต่อมาเมื่อได้รับทุนจากศูนย์บริหารงานวิจัยจึงได้พัฒนาเป็นการรุ่นที่ 2 ได้มีโอกาสนำเสนอผลงาน ณ UC San Diego เมื่อวันที่ 26-28 มิถุนายน 2547 และ IT-CSCC 2004 International Conference ณ เมืองเซินไฮ ประเทศญี่ปุ่น โดยมหาวิทยาลัยโตฮูกุ (Tohugu University) เมื่อวันที่ 6-8 กรกฎาคม 2547



รูปที่ 3.1 การประชุมวิชาการอุปกรณ์การแพทย์ไทย ครั้งที่ 16 กรุงเทพมหานคร

ตารางเวลาการประชุม		
เวลา	หัวข้อการประชุม	ผู้บรรยาย
08.00-09.00 น.	พิธีเปิดและลงทะเบียน	ศาสตราจารย์ ดร. ชัยวัฒน์ วัฒนศิริ
09.00-10.30 น.	การบรรยายพิเศษ เรื่อง การพัฒนาอุปกรณ์การแพทย์ในประเทศไทย	ศาสตราจารย์ ดร. ชัยวัฒน์ วัฒนศิริ
10.30-12.00 น.	การบรรยาย เรื่อง การพัฒนาอุปกรณ์การแพทย์ในประเทศไทย	ศาสตราจารย์ ดร. ชัยวัฒน์ วัฒนศิริ
12.00-13.00 น.	พักรับประทานอาหารกลางวัน	
13.00-14.30 น.	การบรรยาย เรื่อง การพัฒนาอุปกรณ์การแพทย์ในประเทศไทย	ศาสตราจารย์ ดร. ชัยวัฒน์ วัฒนศิริ
14.30-16.00 น.	การบรรยาย เรื่อง การพัฒนาอุปกรณ์การแพทย์ในประเทศไทย	ศาสตราจารย์ ดร. ชัยวัฒน์ วัฒนศิริ
16.00-17.30 น.	การบรรยาย เรื่อง การพัฒนาอุปกรณ์การแพทย์ในประเทศไทย	ศาสตราจารย์ ดร. ชัยวัฒน์ วัฒนศิริ
17.30-18.00 น.	ปิดการประชุม	

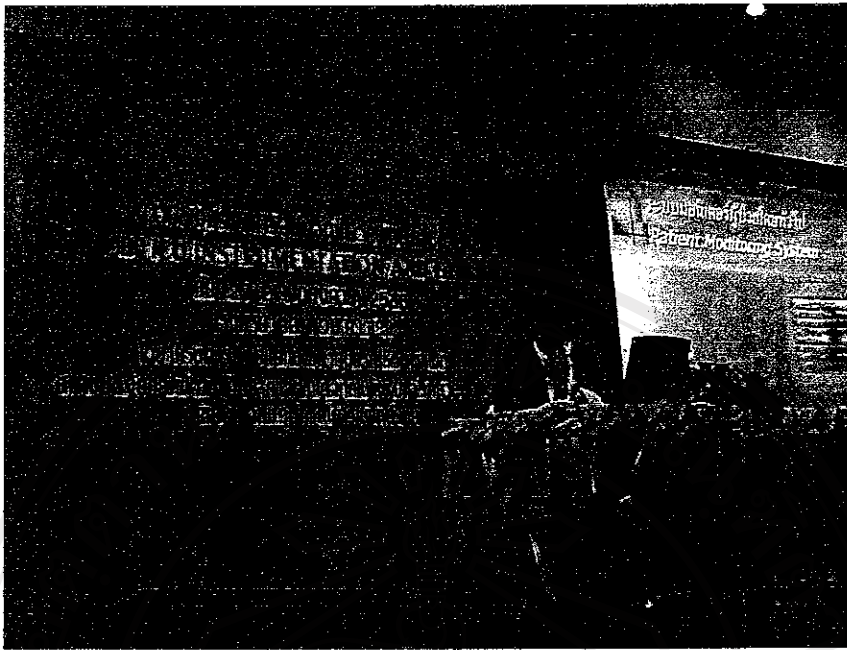
รูปที่ 3.2 ตารางเวลาการบรรยายหน้าห้องประชุม ฯ



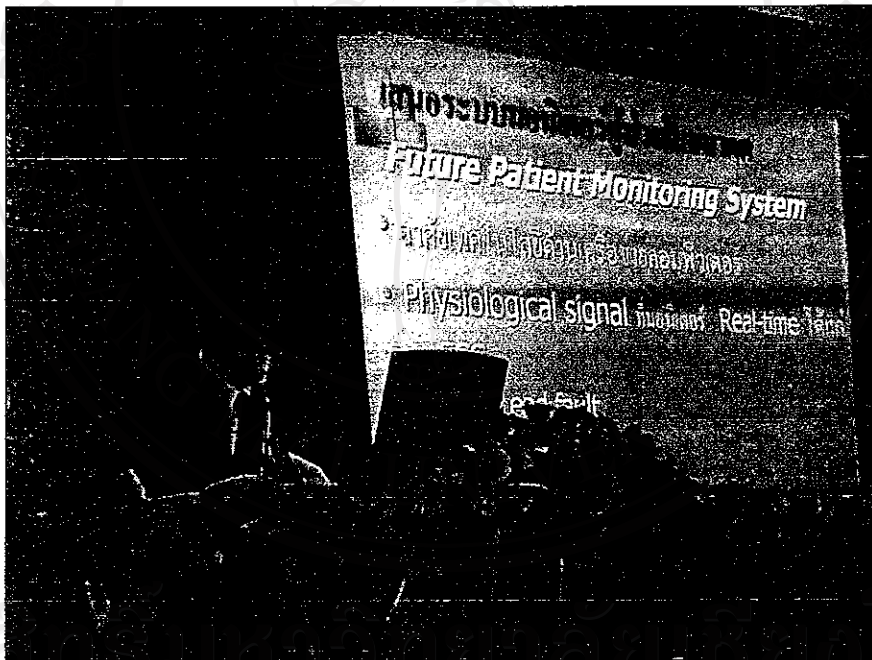
รูปที่ 3.3 ผู้ร่วมประชุมจากโรงพยาบาลทั่วประเทศประมาณ 400 คน



รูปที่ 3.4 ผู้ร่วมประชุมจากโรงพยาบาลทั่วประเทศประมาณ 400 คน



รูปที่ 3.5 บรรยายหน้าชั้นในการประชุม ฯ



รูปที่ 3.6 บรรยายหน้าชั้นในการประชุม ฯ