

อภิธานนาการ

รายงานการวิจัย



สำนักหอสมุด

เรื่อง

การบีบอัดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจจาก
คุณลักษณะของกลุ่มรวมคิวอาร์เอส
(An EKG compression based on
QRS complex characteristics)

สำนักหอสมุด มหาวิทยาลัยนครสวรรค์
วันลงทะเบียน... 29.3.54.....
เลขทะเบียน... 156411408.....
เลขเรียกหนังสือ.....

โดย

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พนมขวัญ ริยะมงคล

๖ RC
6x3
T.E.S
พ1678
2552

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากงบประมาณรายได้คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยนครสวรรค์
ประจำปี 2552

กิตติกรรมประกาศ

การทำวิจัยฉบับนี้ไม่สามารถสำเร็จลงไปได้ หากปราศจากการสนับสนุนด้านงบประมาณในการทำวิจัยจากคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ประจำปีงบประมาณ 2552 ผู้วิจัยจึงขอขอบคุณมา ณ ที่นี้



แบบฟอร์มบทความคัดย่อมหาวิทยาลัยนเรศวร

ส่วนที่ 1 รายละเอียดเกี่ยวกับโครงการวิจัย

ชื่อโครงการ (ภาษาไทย) การบีบอัดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจจากคุณลักษณะของกลุ่มรวมควิอาร์เอส

(ภาษาอังกฤษ) An EKG compression based on QRS complex characteristics

ชื่อผู้วิจัย (ศ./รศ./ผศ./นาย/นาง/นางสาว) ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พนมขวัญ ธิยะมงคล

หน่วยงานที่สังกัด คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

หมายเลขโทรศัพท์ 0878067807

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยสาขา วิศวกรรมคอมพิวเตอร์

งบประมาณรายได้ ประจำปี 2552

จำนวนเงิน 55,000 ระยะเวลาทำการวิจัย 1 ปี (ขยายเวลาทำวิจัยอีก 1 ปี)

ตั้งแต่ 17 พฤศจิกายน 2551 ถึง 17 พฤศจิกายน 2553

ส่วนที่ 2 บทคัดย่อ

ภาษาไทย

ปัญหาที่เกี่ยวกับหัวใจอาจจะส่งผลกระทบต่อชีวิตมนุษย์ กราฟคลื่นไฟฟ้าของหัวใจช่วยให้ทราบถึงความผิดปกติของหัวใจ และทำให้รักษาชีวิตมนุษย์ได้จำนวนมาก บางครั้งอาจจะมีการบันทึกกราฟคลื่นไฟฟ้าต่อเนื่องหลายชั่วโมง และต้องมีการส่งระยะไกล

โครงการวิจัยนี้จึงหาวิธีการที่ลดขนาดของข้อมูลเพื่อใช้เก็บข้อมูลในหน่วยความจำหรือสำหรับส่งระยะไกล โดยทำการแปลงเพื่อลดขนาดของกลุ่มรวมควิอาร์เอสที่มีค่าสูงกว่าค่าอื่น ๆ ในกราฟ แล้วจัดให้อยู่ในรูปแบบสองมิติ จากนั้นจึงสามารถใช้การบีบอัดข้อมูลสองมิติแบบไม่สูญเสีย ในที่นี้คือเจเพ็กแบบไม่สูญเสีย พบว่าสามารถบีบอัดข้อมูลอีซีจีได้ประมาณ 2.23 เท่า

ภาษาอังกฤษ

Heart problems may have an impact to human life. Electrocardiogram helps to know abnormal hearts and save a lot of human. Sometimes, Electrocardiogram needs to be recorded several hours and has to send long distance.

This research provides an algorithm for reducing ECG data to save in memory or send long distance by reducing QRS complexes which have much higher values than other values in ECG. Later, the transformed data is provided into 2D. Finally, lossless image compression can be used. This research used lossless JPEG. The compression ratio is about 2.23.

สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ.....	๗
บทคัดย่อภาษาไทย	๘
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	๘
สารบัญ	๙
สารบัญตาราง.....	๑๑
สารบัญรูป	๑๒
บทที่ 1 บทนำ (Introduction)	
1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย	1
1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย	4
1.3 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากโครงการวิจัย	4
1.4 ขอบเขตของการวิจัย	4
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับวิธีการบีบอัดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ (ECG compression theories)	
2.1 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ (ECG)	5
2.2 การแปลความหมายของแถบจังหวะของหัวใจ (ECG)	13
2.3 การบีบอัดข้อมูล (Data Compression)	20
บทที่ 3 ขั้นตอนวิธีของการบีบอัดข้อมูลอีซีจี (ECG compression algorithm)	
3.1 สัญญาณ ECG ที่ใช้ในงานวิจัย.....	26
3.2 ออกแบบขั้นตอนวิธีของการบีบอัดข้อมูลอีซีจี.....	29

สารบัญ(ต่อ)

หน้า

บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง (Experiments and Results)	
4.1 ลักษณะของสัญญาณอีซีจีที่ใช้ทดลอง.....	34
4.2 ขั้นตอนการตรวจจับตำแหน่งกลุ่มรวมคิวอาร์เอส.....	36
4.3 ขั้นตอนการลบกลุ่มรวมคิวอาร์เอส	38
4.3 ขั้นตอนการจัดข้อมูลให้เป็นสองมิติ	41
บทที่ 5 สรุปและข้อเสนอแนะ (Conclusion and Suggestion)	
5.1 ข้อวิจารณ์และสรุปผลการทดลอง.....	44
5.2 ข้อเสนอแนะ.....	45
บรรณานุกรม	46



สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
4.1 แสดงตำแหน่งและค่าของคลื่นฮาร์โมนิกของสัญญาณฮาร์โมนิกที่ 1 และ 2	37
4.2 แสดงขนาดของไฟล์จากการดำเนินการกับสัญญาณฮาร์โมนิกที่ 1 และ 2 (หน่วยเป็นกิโลไบต์).....	43



สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
1.1 ตัวอย่างเครื่องวัดและบันทึกสัญญาณขณะผู้ป่วยอยู่ที่โรงพยาบาล	2
1.2 เครื่องวัดสัญญาณไร้สาย	2
1.3 แสดงเครื่องวัดและบันทึกสัญญาณชนิดพกพา	3
2.1 ตัวอย่างการวัดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ	6
2.2 ตัวอย่าง 12-lead ECG	8
2.3 Standard limb ECG	9
2.4 ตัวอย่างการตรวจติดตามแบบ hardwire	10
2.5 ตัวอย่างการตรวจติดตามแบบระยะไกล	11
2.6 ตัวอย่าง ECG grid	12
2.7 ตัวอย่างกลุ่มคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ	13
2.8 รูปคลื่น QRS ที่หลากหลาย	18
2.9 ตัวอย่างจังหวะไซนัสปกติ (Normal Sinus Rhythm)	19
3.1 สัญญาณอีซีจี (ECG) ชุดที่ 1	26
3.2 สัญญาณอีซีจี (ECG) ชุดที่ 2	27
3.3 สัญญาณอีซีจี (ECG) ชุดที่ 1 บางส่วน	28
3.4 สัญญาณอีซีจี (ECG) ชุดที่ 2 บางส่วน	28
3.5 บล็อกไดอะแกรมของขั้นตอนวิธีบีบอัดสัญญาณอีซีจีโดยไม่สูญเสียข้อมูลสัญญาณอีซีจี (ECG)	29
3.6 แสดงตัวอย่างตำแหน่งของคลื่นมาตรฐานของสัญญาณอีซีจี (ECG) ชุดที่ 1	31
3.7 แสดงตัวอย่างตำแหน่งของคลื่นมาตรฐานของสัญญาณอีซีจี (ECG) ชุดที่ 2	31
4.1 สัญญาณอีซีจีชุดที่ 1 5,000 ตัวอย่างจากตำแหน่ง 1,000,000	35
4.2 สัญญาณอีซีจีชุดที่ 1 5,000 ตัวอย่างจากตำแหน่ง 1,000,000	35
4.3 ตำแหน่งค่าสูงสุดสัญญาณอีซีจีชุดที่ 1 จากข้อมูลในรูปที่ 4.1	36
4.4 ตำแหน่งค่าสูงสุดสัญญาณอีซีจีชุดที่ 2 จากข้อมูลในรูปที่ 4.2	37
4.5 สัญญาณอีซีจีจากรูปที่ 4.1 ที่มีการลบกลุ่มรวมคิวอาร์เอสติดกันถัดไป	39
4.6 สัญญาณอีซีจีจากรูปที่ 4.2 ที่มีการลบกลุ่มรวมคิวอาร์เอสติดกันถัดไป	39

4.7	สัญญาณอีชีจีจากรูปที่ 4.1 ที่มีการลบช่วงครึ่งหนึ่งของระยะห่างของคลื่นอาร์ถัดไป.....	40
4.8	สัญญาณอีชีจีจากรูปที่ 4.2 ที่มีการลบช่วงครึ่งหนึ่งของระยะห่างของคลื่นอาร์ถัดไป.....	40
4.9	สัญญาณ 2 มิติของอีชีจี 1 ที่มีการลบกลุ่มรวมควิอาร์เฮสติดกันถัดไป.....	41
4.10	สัญญาณ 2 มิติของอีชีจี 2 ที่มีการลบกลุ่มรวมควิอาร์เฮสติดกันถัดไป.....	42



บทที่ 1

บทนำ

(Introduction)

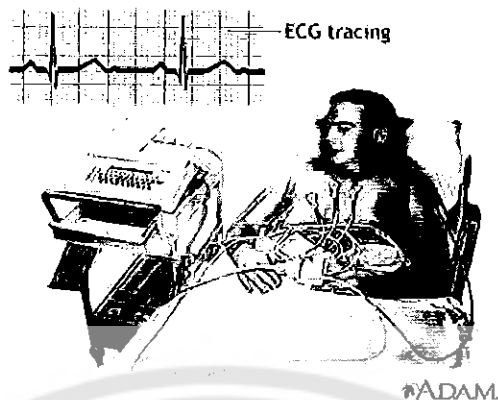
1.1 ความสำคัญ ที่มาของปัญหาที่ทำวิจัย

ปัญหาที่เกี่ยวกับหัวใจอาจจะส่งผลกระทบต่อชีวิตมนุษย์เป็นอย่างมาก ดังนั้นจึงมีผู้คิดค้นการบันทึกกราฟคลื่นไฟฟ้าของหัวใจขึ้นเพื่อที่จะตรวจสอบภาวะการเต้นของหัวใจว่าปกติหรือไม่

Electrocardiogram (EKG หรือ ECG) คือการบันทึกกราฟคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ ซึ่งจะแสดงถึงภาวะการเต้นของหัวใจ เมื่อแปรผลจากข้อมูลที่ได้โดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญแล้ว จะช่วยให้ทราบถึงจังหวะการเต้นของหัวใจ ความสม่ำเสมอของคลื่นหัวใจ ซึ่งอาจจะนำไปวิเคราะห์ต่อได้ว่ามีการเต้นผิดจังหวะหรือไม่ หัวใจโตหรือไม่ กล้ามเนื้อหัวใจตายหรือกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดหรือไม่ ความผิดปกติของระดับเกลือแร่บางชนิดในร่างกาย เป็นต้น

สำหรับผู้ป่วยที่เป็นโรคหัวใจ หรือผู้ป่วยที่ถูกวัดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจจะมีความทำงานหลายแบบ ซึ่งแบ่งประเภทการทำงานออกเป็น 3 ประเภทคือ

1. เครื่องวัดและบันทึกสัญญาณขณะผู้ป่วยอยู่ที่โรงพยาบาล เช่นในห้อง ICU หรือห้องทดสอบวิ่งสายพาน หรือห้องทดสอบการหลับ ซึ่งเครื่องประเภทนี้จะทำการบันทึกและเก็บข้อมูลลงในฮาร์ดดิสก์ซึ่งจะมีข้อมูลปริมาณมากเนื่องจากระยะเวลาในการวัดค่อนข้างยาว



รูปที่ 1.1 ตัวอย่างเครื่องวัดและบันทึกสัญญาณขณะผู้ป่วยอยู่ที่โรงพยาบาล
(ที่มา www.health.allrefer.com)

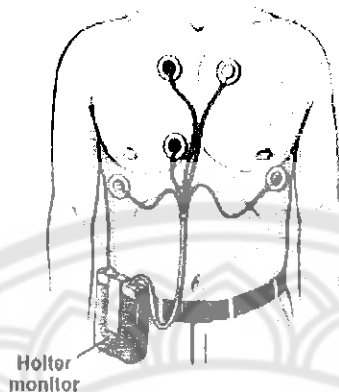
2. เครื่องวัดสัญญาณไร้สาย เครื่องนี้จะติดตั้งกับตัวผู้ป่วย ทำการบันทึกสัญญาณและส่งข้อมูลไปยังเครื่องรับตลอดเวลา ซึ่งเหมาะกับผู้ป่วยที่ต้องการเฝ้าระวังเป็นพิเศษตลอดเวลา ทำให้ผู้ป่วยสามารถทำอิริยาบถต่างๆ ได้สะดวก เนื่องจากเครื่องมีขนาดเล็กและไม่มีสายระโยงระยาง



รูปที่ 1.2 เครื่องวัดสัญญาณไร้สาย
(ที่มา www.idsa.org)

3. เครื่องวัดและบันทึกสัญญาณชนิดพกพา เครื่องนี้จะติดตั้งไปกับตัวผู้ป่วย เหมือนกับเครื่องบันทึกสัญญาณไร้สาย แต่เครื่องนี้จะทำการบันทึกสัญญาณลงในหน่วยความจำของเครื่องแทนการส่งสัญญาณซึ่งเครื่องนี้จะเหมาะกับผู้ป่วยที่ไม่จำเป็นต้องเฝ้าระวังเป็นพิเศษ และผู้ป่วยสามารถ

ทำกิจวัตรประจำวันในสถานที่ต่าง ๆ ได้อย่างสะดวก ไม่ต้องอยู่ใกล้กับ
เครื่องรับสัญญาณเหมือนกับเครื่องวัดสัญญาณไร้สาย



รูปที่ 1.3 แสดงเครื่องวัดและบันทึกสัญญาณชนิดพกพา

(ที่มา www.cardiosmart.org)

จะเห็นได้ว่าเครื่องมือวัดทั้ง 3 ประเภทจะต้องทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจอย่างต่อเนื่องทำให้มีปริมาณข้อมูลมาก ทั้งการบันทึกข้อมูลหรือการส่งข้อมูลผ่านช่องสัญญาณ จากเหตุผลทั้งสองประการดังกล่าว จึงมีความจำเป็นที่จะต้องบีบอัดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ เพื่อลดพื้นที่ในการเก็บข้อมูลในหน่วยความจำของคอมพิวเตอร์ลงและมีการส่งสัญญาณได้เร็วขึ้น

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

โครงการวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์ของการดำเนินงานวิจัยดังต่อไปนี้

1. เพื่อศึกษาวิธีการบีบอัดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจที่มีอยู่
2. เพื่อออกแบบอัลกอริทึมสำหรับวิธีการบีบอัดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจจากคุณลักษณะของ กลุ่มรวมคิวอาร์เอส
3. เพื่อพัฒนาโปรแกรมที่เป็นต้นแบบให้สามารถบีบอัดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจจากคุณลักษณะของคิวอาร์เอสคอมเพล็กซ์

1.3 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ และหน่วยงานที่นำผลการวิจัยไปใช้ประโยชน์

1. ได้ออกแบบอัลกอริทึมสำหรับวิธีการบีบอัดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจจากคุณลักษณะของกลุ่มรวมคิวอาร์เอส
2. ได้โปรแกรมที่เป็นต้นแบบให้สามารถบีบอัดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจจากคุณลักษณะของคิวอาร์เอสคอมเพล็กซ์
3. หน่วยงานที่สามารถนำผลการวิจัยไปใช้ประโยชน์ได้ คือโรงพยาบาล หรือ ศูนย์การแพทย์ที่ทำการรักษาโรคหัวใจ

1.4 ขอบเขตของการวิจัย

ออกแบบอัลกอริทึมสำหรับวิธีการบีบอัดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจจากคุณลักษณะของกลุ่มรวมคิวอาร์เอส และพัฒนาโปรแกรมที่เป็นต้นแบบให้สามารถบีบอัดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจจากคุณลักษณะของคิวอาร์เอสคอมเพล็กซ์

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับ

วิธีการบีบอัดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ

(ECG compression theories)

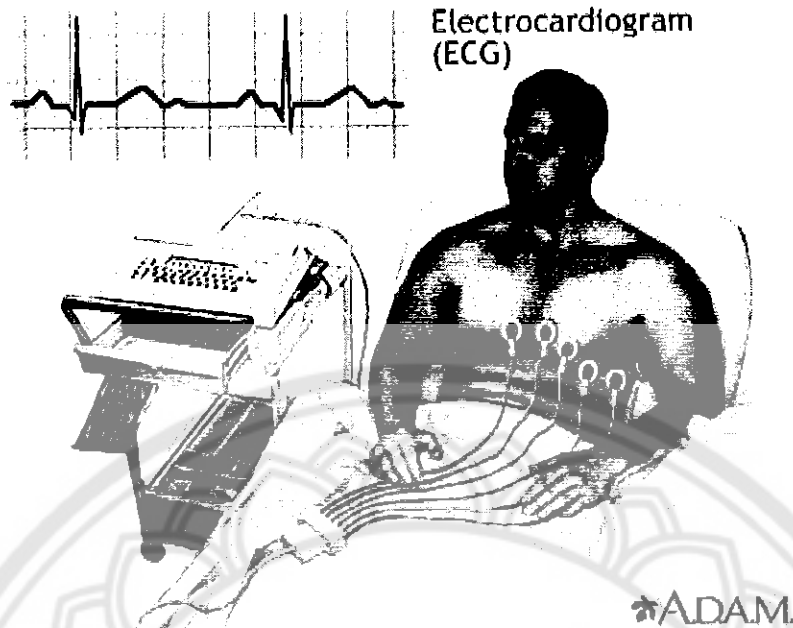
ในบทนี้จะกล่าวถึงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ และทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับวิธีการบีบอัดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ เพื่อเป็นแนวทางให้ผู้อ่านได้เข้าใจถึงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ และวิธีการบีบอัดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ

2.1 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ (ECG) [1]

คลื่นไฟฟ้าของหัวใจหรืออิเล็กโทรคาร์ดิโอแกรม (electrocardiogram) ซึ่งเรียกย่อ ๆ ว่า "อีซีจี (ECG)" เป็นเครื่องมือที่มีค่าที่สุดอย่างหนึ่งซึ่งบันทึกการกระทำทางไฟฟ้าในลักษณะรูปคลื่น ด้วยการแปลความหมายของรูปคลื่นเหล่านี้อย่างถูกต้อง จะทำให้สามารถบ่งชี้การรบกวนจังหวะการเต้นของหัวใจ ความผิดปกติของการนำไฟฟ้า และความไม่สมดุลของอิเล็กโทรไลต์ ECG ช่วยในการวินิจฉัยโรคและตรวจติดตามสถานะ เช่น กล้ามเนื้อหัวใจตาย และเยื่อหุ้มหัวใจอักเสบ

การกระทำทางไฟฟ้าของหัวใจทำให้เกิดกระแสไฟฟ้าซึ่งกระจายออกผ่านไปตามเนื้อเยื่อไปยังผิวหนัง เมื่อติดขั้วไฟฟ้ากับผิวหนังก็จะรับกระแสไฟฟ้าเหล่านั้นและส่งไปยังเครื่องตรวจคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ การกระทำทางไฟฟ้านี้ถูกแปลงเป็นรูปคลื่นซึ่งแสดงถึงวงจรดิโพลาร์ไรเซน-รีโพลาร์ไรเซนของหัวใจ

ดิโพลาร์ไรเซนของกล้ามเนื้อหัวใจเกิดขึ้นเมื่อคลื่นของสิ่งกระตุ้นผ่านไปยังหัวใจ และเป็นสาเหตุให้กล้ามเนื้อหัวใจหดตัว รีโพลาร์ไรเซนคือระยะผ่อนคลาย ECG แสดงลำดับของเหตุการณ์ทางไฟฟ้าซึ่งเกิดขึ้นในเซลล์หัวใจตลอดกระบวนการอย่างแม่นยำ และบ่งชี้การรบกวนจังหวะของหัวใจและความผิดปกติในการนำไฟฟ้า



รูปที่ 2.1 ตัวอย่างการวัดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ

ที่มา www.umm.edu

2.1.2 Leads และ Planes

เนื่องจากกระแสไฟฟ้าจากหัวใจกระจายไปยังผิวหนังในหลายทิศทาง มีการติดตั้งไฟฟ้าในหลายตำแหน่งเพื่อที่จะได้ภาพของการกระทำทางไฟฟ้าของหัวใจ และแล้ว ECG สามารถบันทึกข้อมูลจากหลายมุมมองซึ่งเรียกว่า lead และ plane

Leads

Lead ก็คือภาพของการกระทำทางไฟฟ้าของหัวใจระหว่างสองจุดหรือขั้ว แต่ละ lead ประกอบด้วยขั้วบวกหนึ่งขั้วและขั้วลบหนึ่งขั้ว ระหว่างทั้งสองขั้วมีเส้นสมมติซึ่งแทนแกนของ lead ซึ่งอ้างอิงถึงทิศทางของกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านหัวใจ เนื่องจากแต่ละ lead วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าของหัวใจจากทิศทางที่แตกต่างกัน แต่ละ lead จะทำให้เกิดรอยบันทึกที่มีคุณลักษณะเฉพาะตัว

ทิศทางในที่ซึ่งกระแสไฟฟ้าไหลกำหนดรูปคลื่นซึ่งแสดงเป็นรอยบันทึก ECG เมื่อกระแสไฟฟ้าไหลตามแกนไปยังขั้วบวกของขั้วไฟฟ้า รูปคลื่นจะเบี่ยงเบนขึ้นและจะเรียกว่า ระยะเบี่ยงเบนบวก (positive deflection) เมื่อกระแสไฟฟ้าไหลออกจาก

ชั่วคราว รูปคลื่นจะเบี่ยงเบนลงต่ำกว่าเส้นฐานและจะเรียกว่า ระยะเวลาเบี่ยงเบนลบ (negative deflection) เมื่อกระแสไฟฟ้าไหลตั้งฉากกับแกน คลื่นอาจจะไปในสองทิศทางหรือมีขนาดเล็กอย่างน่าทึ่ง เมื่อไม่มีการกระทำทางไฟฟ้าหรือมีน้อยมากที่จะวัดได้ รูปคลื่นจะเป็นเส้นตรง ซึ่งจะเรียกว่าระยะเวลาเบี่ยงเบนที่เท่ากัน (isoelectric deflection)

Planes

ระนาบ (planes) คือการตัดตามขวางของหัวใจซึ่งจัดให้มีมุมมองที่แตกต่างของการกระทำทางไฟฟ้าของหัวใจ ในระนาบด้านหน้า-ตัดแนวตรงผ่านส่วนกลางของหัวใจ จากด้านบนไปยังด้านล่าง มองการกระทำทางไฟฟ้าจากตำแหน่งที่อยู่ด้านหน้าไปยังตำแหน่งที่อยู่ด้านหลัง มอง six limb leads จากระนาบด้านหน้า

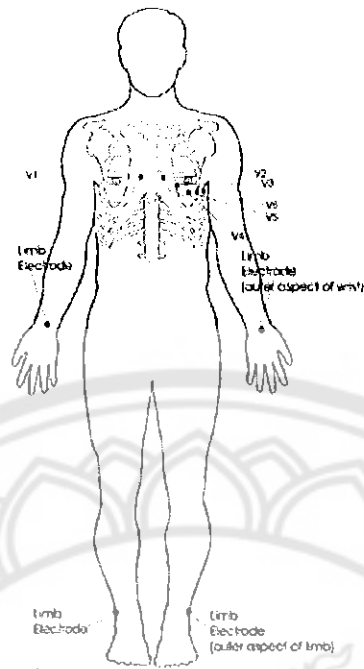
ในระนาบแนวนอน-ตัดขวางผ่านส่วนกลางของหัวใจซึ่งแบ่งเป็นส่วนบนและส่วนล่าง มองการกระทำทางไฟฟ้าจากตำแหน่งที่อยู่ด้านบนไปยังตำแหน่งที่อยู่ด้านล่าง มอง six precordial leads จากระนาบแนวนอน

2.1.3 ชนิดของการบันทึก ECG

การบันทึก ECG มีสองชนิดหลัก คือ 12-lead ECG และ single-lead ECG ทั้งสองชนิดให้ข้อมูลที่สำคัญเกี่ยวกับการกระทำทางไฟฟ้าของหัวใจ

12-lead ECG

12-lead ECG บันทึกข้อมูลจากมุมมองที่ต่างกัน 12 มุมมองของหัวใจและจัดให้มีภาพที่สมบูรณ์ของการกระทำทางไฟฟ้าของหัวใจ ทั้ง 12 มุมมองเหล่านี้ได้จากการวางขั้วไฟฟ้าบนแขนขาและหน้าอกของผู้ป่วย limb lead และ chest หรือ precordial lead ให้ข้อมูลจากระนาบที่ต่างกันของหัวใจ



รูปที่ 2.2 ตัวอย่าง 12-lead ECG

ที่มา www.gla.ac.uk

Lead ที่แตกต่างกันให้ข้อมูลที่แตกต่างกัน six limb leads – I, II, III, aV_R (augmented vector right), aV_L (augmented vector left), aV_F (augmented vector foot), ให้ข้อมูลเกี่ยวกับระนาบด้านหน้า Lead I, II, และ III ต้องการขั้วไฟฟ้าบวกและลบ เพื่อการตรวจติดตามซึ่งทำให้ lead เหล่านี้มีสองขั้ว augmented lead - aV_R , aV_L , และ aV_F มีเพียงขั้วเดียว ซึ่งหมายความว่าพวกมันต้องการเพียงขั้วบวกเท่านั้น

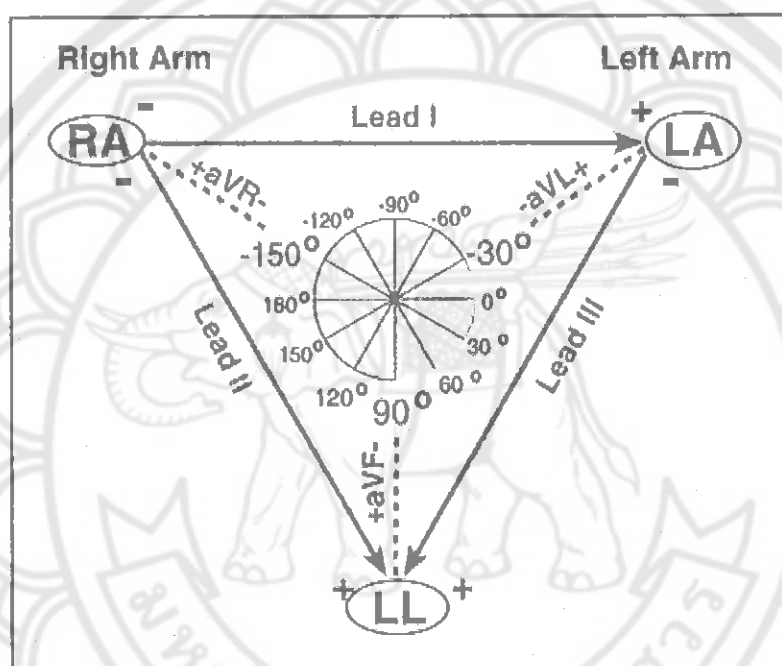
Six precordial leads หรือ V leads – V_1 , V_2 , V_3 , V_4 , V_5 , และ V_6 – ให้ข้อมูลเกี่ยวกับระนาบแนวนอนของหัวใจ เช่นเดียวกัน augmented lead precordial leads มีเพียงขั้วเดียว ซึ่งต้องการเพียงขั้วบวกเท่านั้น ขั้วลบของ lead เหล่านี้ซึ่งอยู่ที่จุดศูนย์กลางของหัวใจมีการคำนวณด้วย ECG

Single-lead ECG

การตรวจติดตามแบบ single-lead จัดให้มีข้อมูลที่ต่อเนื่องเกี่ยวกับการกระทำทางไฟฟ้าของหัวใจและใช้เพื่อตรวจติดตามสถานะของหัวใจ ขั้วไฟฟ้าที่หน้าอกเก็บการกระทำทางไฟฟ้าของหัวใจเพื่อที่จะแสดงบนเครื่องตรวจติดตาม อีกทั้งเครื่องตรวจ

ติดตามแสดงอัตราการเต้นของหัวใจและการวัดอื่น ๆ และพิมพ์แถบของจังหวะการเต้นของหัวใจ

โดยทั่วไปจะตรวจติดตาม lead ซึ่งประกอบด้วย bipolar leads I, II, และ III อาจจะใช้ lead อีกสองแบบคือ MCL_1 และ MCL_6 MCL หมายความว่า modified chest lead ซึ่งคล้ายกับ lead ขั้วเดียว V_1 และ V_6 ของ 12-lead ECG อย่างไรก็ตาม MCL_1 และ MCL_6 เป็น lead แบบสองขั้ว



รูปที่ 2.3 Standard limb ECG

ที่มา www.frca.co.uk

2.1.4 ระบบการตรวจติดตาม ECG

ชนิดของระบบการตรวจติดตาม ECG ที่ใช้ก็คือ การตรวจติดตามแบบ hardwire หรือวัดระยะไกล ขึ้นอยู่กับสถานะของผู้ป่วย ด้วยการตรวจติดตามแบบ hardwire ขั้วไฟฟ้าจะเชื่อมต่อโดยตรงกับเครื่องตรวจติดตาม ตรวจติดตามแบบ hardwire ส่วนมากจะติดตั้งถาวรบนชั้นหรือผนังใกล้กับเตียงผู้ป่วย ติดตั้งเครื่องตรวจติดตามหลายเครื่องบนเสา IV เพื่อให้สามารถเคลื่อนย้ายได้ และบางทีก็อาจจะมีเครื่องกระตุ้นหัวใจด้วย

เครื่องตรวจติดตามจัดให้มีการตรวจติดตามจังหวะการเต้นของหัวใจอย่างต่อเนื่องและส่งรยบบันทึก ECG ไปยังแผงควบคุมที่หน่วยพยาบาล ทั้งเครื่องตรวจติดตามและแผงควบคุมมีสัญญาณเตือนและสามารถพิมพ์แถบจังหวะของหัวใจเพื่อที่จะแสดงจังหวะการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติ เป็นต้น นอกจากนี้การตรวจติดตามแบบ hardwire มีความสามารถในการติดตามวัดค่าระดับออกซิเจนอิ่มตัวในกระแสเลือด ความดันเลือด การวัดความดันเลือด และพารามิเตอร์อื่น ๆ ผ่านอุปกรณ์ที่ติดกับผู้ป่วย

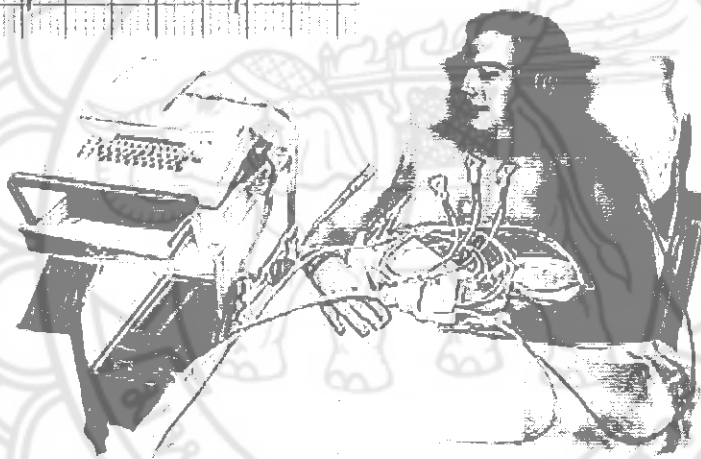
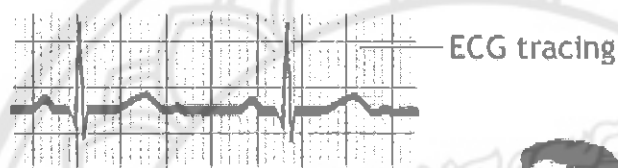


Illustration of a patient getting an ECG. © ADAM.

รูปที่ 2.4 ตัวอย่างการตรวจติดตามแบบ hardwire

ที่มา www.ifemgwumims.blogspot.com

โดยทั่วไปให้การตรวจติดตามแบบ hardwire ในหน่วยที่ต้องการการดูแลที่เป็นอันตรายและหน่วยฉุกเฉินเนื่องจากมันทำให้มีการสังเกตการณ์อย่างต่อเนื่องของผู้ป่วยหนึ่งคนหรือมากกว่าจากพื้นที่มากกว่าหนึ่งพื้นที่ในหน่วยนั้น อย่างไรก็ตาม การตรวจติดตามชนิดนี้มีข้อเสียก็คือไม่สะดวกในการเคลื่อนย้ายเนื่องจากผู้ป่วยถูกจำกัดขอบเขตกับเครื่องตรวจติดตาม

ด้วยการตรวจติดตามแบบวัฏระยะไกล ผู้ป่วยจะถือเครื่องส่งขนาดเล็กที่ใช้แบตเตอรี่ซึ่งทำการส่งสัญญาณทางไฟฟ้าไปยังอีกตำแหน่งหนึ่ง ในที่ซึ่งมีการแสดง

สัญญาณบนจอเครื่องตรวจติดตาม การตรวจติดตาม ECG ชนิดนี้ทำให้ผู้ป่วยเป็นอิสระจากสายไฟและสายเคเบิลซึ่งทำให้ลำบากและป้องกันผู้ป่วยจากไฟฟ้ารั่วและไฟฟ้าดูด โดยบังเอิญซึ่งมาจากการตรวจติดตามแบบ hardwire



รูปที่ 2.5 ตัวอย่างการตรวจติดตามแบบระยะไกล

ที่มา www.iliv.kit.edu

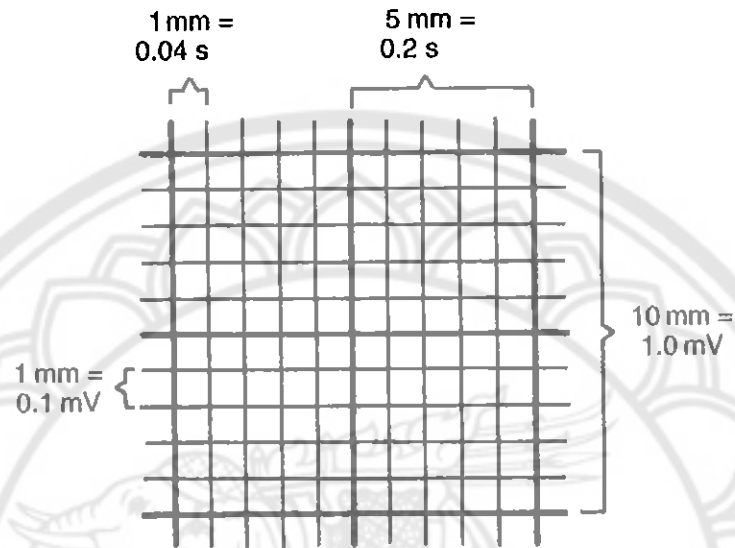
การตรวจติดตามแบบวัดระยะไกลยังคงต้องการติดขั้วไฟฟ้าที่ผิวหนังบริเวณหน้าอก แต่ขั้วไฟฟ้าถูกเชื่อมต่อด้วยสายไฟขนาดเล็กเข้ากับกล่องเครื่องส่งขนาดเล็กในกระเป๋าหรือถุง การตรวจติดตามแบบวัดระยะไกลมีประโยชน์โดยเฉพาะอย่างยิ่งสำหรับการตรวจจับภาวะหัวใจเต้นไม่เป็นจังหวะซึ่งเกิดขึ้นระหว่างการพักผ่อนหรือหลับ การออกกำลังกาย หรืออยู่ในสถานะการณที่กอดัน อย่างไรก็ตามระบบส่วนใหญ่สามารถตรวจติดตามอัตราการเต้นของหัวใจและจังหวะของหัวใจเท่านั้น

2.1.5 การสังเกตการณ์จังหวะการเต้นของหัวใจ

ภายหลังจากขั้วไฟฟ้าอยู่ในตำแหน่งที่เหมาะสม เครื่องตรวจติดตามทำงาน และสายเคเบิลที่จำเป็นต่อเรียบร้อยแล้ว มีการสังเกตการณ์บนจอภาพ จะเห็นรูปคลื่น ECG ของผู้ป่วย ถึงแม้ว่าระบบตรวจติดตามบางระบบยอมให้ผู้ใช้ทำการปรับเปลี่ยนด้วยการสัมผัสหน้าจอภาพ มันต้องการให้ผู้ใช้จัดการปุ่มและปุ่ม ถ้ารูปคลื่นมีขนาดใหญ่หรือเล็กเกินไป ก็ทำการเปลี่ยนขนาดด้วยการปรับการควบคุมสัดส่วน ถ้ารูปคลื่นสูงหรือต่ำเกินไปบนจอภาพก็ปรับตำแหน่งของหน้าปัด

ตรวจสอบว่าเครื่องตรวจติดตามได้ตรวจจับการเต้นของหัวใจแต่ละครั้งโดยการเปรียบเทียบอัตราของยอดการเต้นของหัวใจของผู้ป่วยกับอัตราที่แสดงบนเครื่องตรวจ

ติดตาม กำหนดขอบเขตบนและล่างของการเต้นของหัวใจตามความสะดวกและสภาวะของผู้ป่วย มีการส่งสัญญาณเตือนเมื่ออัตราการเต้นของหัวใจสูงกว่าหรือต่ำกว่าการเต้นของหัวใจของผู้ป่วย 10 ถึง 20 ครั้งต่อนาทีโดยทั่วไป



รูปที่ 2.6 ตัวอย่าง ECG grid

ที่มา www.tar1412.multiply.com

การตรวจติดตามด้วยการตรวจจับภาวะหัวใจเต้นไม่เป็นจังหวะจะทำให้เกิดแถบจังหวะหัวใจอัตโนมัติเมื่อใดก็ตามที่สัญญาณเตือนปิด เราสามารถได้รับมุมมองอื่นของจังหวะการเต้นของหัวใจของผู้ป่วยโดยการเลือก lead ที่แตกต่างกัน

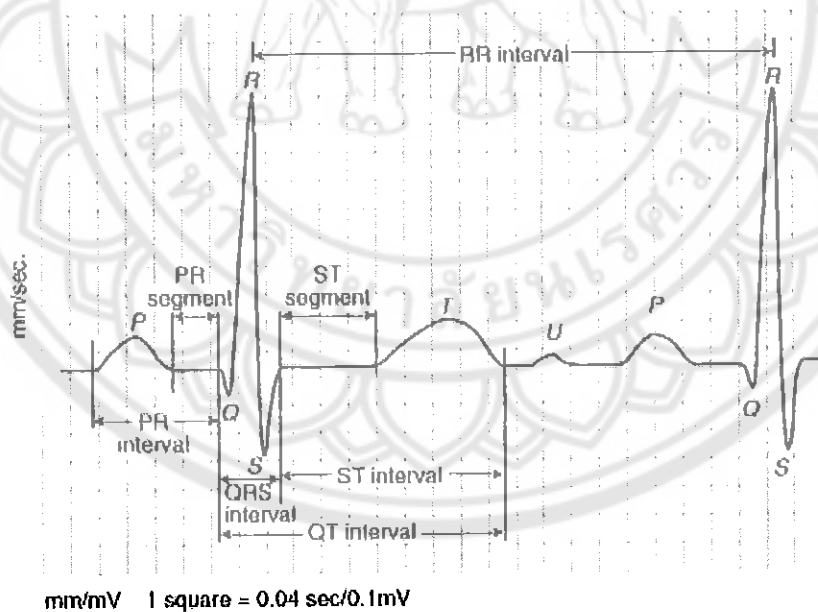
รูปคลื่นซึ่งเกิดจากกระแสไฟฟ้าของหัวใจถูกบันทึกบนกระดาษกราฟ ECG ด้วยเครื่องพิมพ์ที่ใช้ความร้อน กระดาษ ECG ประกอบด้วยเส้นในแนวตั้งและแนวนอนซึ่งประกอบกันเป็นตาข่าย (grid) ชิ้นส่วนของกระดาษ ECG จะเรียกว่าแถบ ECG หรือรอยบันทึก

แกนแนวนอนของแถบ ECG แสดงเวลา บล็อกเล็กแต่ละบล็อกเท่ากับ 0.04 วินาที และ 5 บล็อกเล็กรวมกันเป็นบล็อกใหญ่ซึ่งเท่ากับ 0.2 วินาที การเพิ่มขึ้นของเวลานี้หาได้จากการคูณ 0.04 วินาที (สำหรับบล็อกเล็ก) ด้วย 5 บล็อกใหญ่จะเท่ากับ 1 วินาที (0.5 x 2) เมื่อมีการวัดหรือคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจของผู้ป่วย โดยปกติจะใช้แถบ 6 วินาทีซึ่งประกอบด้วย 30 บล็อกใหญ่

แกนแนวตั้งของแถบ ECG วัดแอมพลิจูดในหน่วยมิลลิเมตร (mm) หรือความต่างศักย์ไฟฟ้าในหน่วยมิลลิโวลต์ (mV) บล็อกเล็กแต่ละบล็อกเท่ากับ 1 mm หรือ 0.1 mV บล็อกใหญ่แต่ละบล็อกเท่ากับ 5 mm หรือ 0.5 mV เพื่อที่จะวัดแอมพลิจูดของคลื่น ส่วนตัด หรือช่วงเวลา นับจำนวนของบล็อกเล็กจากเส้นฐานไปยังจุดสูงสุดหรือต่ำสุดของคลื่น ส่วนตัด หรือช่วงเวลา

2.2 การแปลความหมายของแถบจังหวะของหัวใจ (ECG) [1]

กลุ่มคลื่นไฟฟ้าของหัวใจแสดงถึงเหตุการณ์ทางไฟฟ้าซึ่งเกิดขึ้นในรอบการเต้นของหัวใจหนึ่งรอบ กลุ่มหนึ่งกลุ่มประกอบด้วยรูปคลื่นห้ารูปคลื่นซึ่งมีชื่อเป็นตัวอักษร P, Q, R, S, และ T ตัวอักษรตรงกลางสามตัวอักษร Q, R, S จะถูกอ้างอิงเป็นหนึ่งหน่วย นั่นคือกลุ่มรวม QRS รอยบันทึก ECG แสดงสถานะของอิมพัลส์จากหัวใจห้องบนไปยังหัวใจห้องล่าง



รูปที่ 2.7 ตัวอย่างกลุ่มคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ

ที่มา www.ppmceped.com

คลื่นพี (P wave)

คลื่นพี (P wave) เป็นส่วนประกอบแรกของรูปคลื่น ECG ปกติ แสดงถึงการดีโพลาไรเซชันหัวใจห้องบนหรือการนำไฟฟ้าของอิมพัลส์ไฟฟ้าผ่านหัวใจห้องบน ในการประเมินผลคลื่นพี (P wave) ก็จะมีการพิจารณาถึงคุณลักษณะเกี่ยวกับตำแหน่ง รูปทรง และการเบี่ยงเบน คลื่นพี (P wave) ปกติจะมีคุณลักษณะดังนี้

- ตำแหน่ง: อยู่ก่อนกลุ่มรวมคิวอาร์เอส
- ขนาด: สูง 2 ถึง 3 มิลลิเมตร
- ช่วง: 0.06 ถึง 0.12 วินาที
- รูปทรง: โดยปกติจะมีลักษณะกลมและตั้งขึ้น
- การเบี่ยงเบน: เป็นบวกและตั้งขึ้นใน lead I, II, aV_F และ V₂ ถึง V₆; โดยปกติเป็นบวกแต่อาจจะแปรปรวนใน lead III และ aV_L; เป็นลบหรือคว่ำใน lead aV_R; เป็นบวกและลบหรือแปรปรวนใน lead V₁

ถ้าการเบี่ยงเบนและรูปทรงของคลื่นพี (P wave) ปกติ ยกตัวอย่างเช่น ถ้าคลื่นพี (P wave) ตั้งขึ้นใน lead II และมีลักษณะกลมและเรียบ และถ้าคลื่นพี (P wave) อยู่หน้ากลุ่มรวมคิวอาร์เอส เราสามารถคาดเดาได้ว่าอิมพัลส์เกิดจากโหนด SA

คลื่นพี (P wave) สูงสุดหรือหยักหรือขยายอาจจะแสดงถึงการกระตุ้นหัวใจด้านบนหรือการขยายที่สัมพันธ์กับโรคเกี่ยวกับปอด โรคเกี่ยวกับลิ้นหัวใจ หรือภาวะหัวใจล้มเหลว

ช่วง PR

ช่วง PR ติดตามเอเทรียลอิมพัลส์ (atrial impulse) จากหัวใจด้านบนไปยัง AV โหนด กลุ่มของฮิส และสาขากลุ่มขวาและซ้าย เมื่อประมวลผลช่วง PR ให้ดูช่วงของมัน โดยเฉพาะ การเปลี่ยนแปลงช่วง PR บ่งชี้ถึงการสร้างอิมพัลส์ที่เปลี่ยนแปลงหรือการนำไฟฟ้าล่าช้า ช่วง PR ปกติจะมีคุณลักษณะดังนี้

- **ตำแหน่ง:** จากจุดเริ่มต้นของคลื่นพี (P wave) ไปยังจุดเริ่มต้นของกลุ่มรวมคิวนาร์เอส
- **ช่วง:** 0.12 ถึง 0.20 วินาที

ช่วง PR ที่สั้น (น้อยกว่า 0.12 วินาที) บ่งชี้ว่าอิมพัลส์เกิดในบริเวณที่ไม่ใช่โหนด sinoatrial ความผันแปรนี้สัมพันธ์กับโรคที่ทำให้การเต้นของหัวใจเปลี่ยนไปและ preexcitation syndrome.

ช่วง PR ที่ยาว (มากกว่า 0.20 วินาที) อาจแสดงถึงการนำไฟฟ้าล่าช้าผ่านหัวใจห้องบนหรือจุดเชื่อมต่อ AV เนื่องจาก digoxin toxicity หรือมีการบล็อกหัวใจ-ช้าลงซึ่งเกี่ยวข้องกับภาวะขาดเลือดหรือโรคเกี่ยวกับเนื้อเยื่อที่นำไฟฟ้า

กลุ่มรวมคิวนาร์เอส

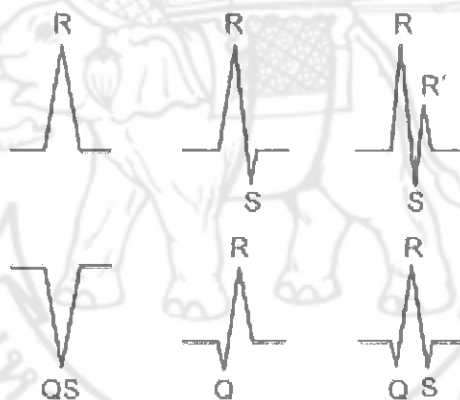
กลุ่มรวมคิวนาร์เอส อยู่ต่อจากคลื่นพี (P wave) และแสดงถึงการดิโพลาร์ไรเซชันของหัวใจห้องล่างหรือการนำไฟฟ้าแบบอิมพัลส์ ทันทีหลังจากการดิโพลาร์ไรเซชันของหัวใจห้องล่างดังที่แทนด้วยกลุ่มรวมคิวนาร์เอส จะมีการหดตัว การหดตัวนั้นจะสูบฉีดเลือดจากหัวใจห้องล่างและปั๊มผ่านเส้นเลือดแดงซึ่งทำให้เกิดชีพจร

รูปคลื่นที่เห็นแสดงถึงการกระทำทางไฟฟ้าของหัวใจเท่านั้น ไม่ใช่การหดตัวเชิงกลของหัวใจและชีพจรที่ตามมา การหดตัวอาจจะอ่อนแอ ดังที่เกิดขึ้นด้วยการหดตัวของหัวใจห้องล่างเร็วเกินไปหรือไม่เกิดขึ้น ดังที่ปรากฏด้วยการกระทำทางไฟฟ้าของหัวใจที่ไม่มีพัลส์

กลุ่มรวมคิวนาร์เอส ปกติจะมีคุณลักษณะดังนี้

- **ตำแหน่ง:** อยู่ต่อจากช่วง PR
- **ขนาด:** สูง 5 ถึง 30 มิลลิเมตร แต่อาจจะแตกต่างกันสำหรับแต่ละ lead ที่ใช้
- **ช่วง:** 0.06 ถึง 0.10 วินาที หรือครึ่งหนึ่งของช่วง PR โดยช่วงดังกล่าววัดเริ่มต้นจากคลื่น Q ไปถึงปลายของคลื่น S หรือจากเริ่มต้นของคลื่นอาร์ (R wave) ถ้าคลื่น Q ไม่มี

- **รูปทรง:** ประกอบด้วยคลื่น Q (ส่วนเบี่ยงเบนลบแรกหรือมีการเบี่ยงเบนต่ำกว่าเส้นฐานหลังคลื่นพี (P wave)) คลื่นอาร์ (R wave) (ส่วนเบี่ยงเบนบวกแรกหลังจากคลื่น Q) และคลื่น S (ส่วนเบี่ยงเบนลบแรกหลังคลื่นอาร์ (R wave)) บางทีอาจจะไม่เห็นคลื่นทั้งสามตลอด เมื่อหัวใจห้องล่างมีการดิเฟลาไรเซชันอย่างรวดเร็ว จะทำให้ลดช่วงเวลาสัมผัสระหว่างปากกากับกระดาษ ECG ดังนั้นโดยทั่วไปกลุ่มรวมคิวอาร์เอส ที่เห็นจะแคบกว่าส่วนประกอบ ECG อื่น นอกจากนี้ก็จะมี ความแตกต่างในแต่ละ lead
- **การเบี่ยงเบน:** เป็นบวก (กลุ่มรวมส่วนใหญ่จะอยู่เหนือเส้นฐาน) ใน lead I, II, III, aV_L และ aV_F และ V₄ ถึง V₆ เป็นลบใน lead aV_R และ V₁ ถึง V₂ และเป็นทั้งบวกและลบใน lead V₃



รูปที่ 2.8 รูปคลื่น QRS ที่หลากหลาย

ที่มา www.cvphysiology.com

ถ้าไม่มีคลื่นพี (P wave) พร้อมด้วยรูปคลื่น QRS แล้วอิมพัลส์อาจจะเกิดขึ้นในหัวใจห้องล่างซึ่งบ่งชี้ถึงภาวะไม่ได้จังหวะของหัวใจห้องล่าง

คลื่น Q ที่ลึกและกว้างอาจจะแสดงถึงกล้ามเนื้อหัวใจตาย ในกรณีนี้ขนาดของคลื่น Q (ความลึก) จะมากกว่าร้อยละ 25 ของความสูงของคลื่นอาร์ (R wave) หรือช่วงของคลื่น Q คือ 0.04 วินาทีหรือมากกว่า คลื่นอาร์ (R wave) ที่หยักอาจจะมีความหมายถึงการกีดขวางของกลุ่มสาขา กลุ่มรวมคิวอาร์เอส ที่มีความกว้าง (มากกว่า 0.12 วินาที) อาจจะมี ความหมายถึงความล่าช้าของการนำไฟฟ้าของหัวใจห้องล่าง กลุ่มรวม

คิวอาร์เอส ที่ขาดหายไปอาจจะบ่งชี้ถึงการกีดขวางของ AV node หรือการหยุดนิ่งของหัวใจห้องล่าง

ส่วนเอสที (ST section)

ส่วนเอสที (ST section) แสดงถึงการสิ้นสุดของการนำไฟฟ้าของหัวใจห้องล่าง หรือการดิโพลาไรเซชันและเป็นการเริ่มต้นของการฟื้นคืนของหัวใจห้องล่างหรือรีโพลาไรเซชัน จุดนั้นก็คือจะจุด J ซึ่งอยู่ท้ายสุดของกลุ่มรวมคิวอาร์เอส และเป็นจุดเริ่มต้นของส่วนเอสที (ST section)

ส่วนเอสที (ST section) ปกติจะมีคุณลักษณะดังนี้

- ตำแหน่ง: อยู่ต่อจากคลื่น S ไปยังจุดเริ่มต้นของคลื่นที (T wave)
- การเบี่ยงเบน: ปกติจะเรียบ (ไม่เป็นบวกหรือลบ) ซึ่งอาจจะมีหลากหลายจาก -0.5 ถึง +1 มิลลิเมตรใน precordial lead

การเปลี่ยนแปลงในส่วนเอสที (ST section) อาจบ่งชี้ถึงการบาดเจ็บของกล้ามเนื้อหัวใจหรือการขาดเลือด

คลื่นที (T wave)

จุดยอดของคลื่นที (T wave) แสดงถึงช่วงเวลา refractory ของการฟื้นคืนของหัวใจห้องล่างหรือรีโพลาไรเซชัน

คลื่นที (T wave) ปกติจะมีคุณลักษณะดังนี้

- ตำแหน่ง: อยู่ต่อจากส่วนเอสที (ST section)
- ขนาด: 0.5 มิลลิเมตร ใน lead I, II, และ III และสูงถึง 10 มิลลิเมตรใน precordial lead
- รูปร่าง: ปกติจะกลมและเรียบ
- การเบี่ยงเบน: โดยทั่วไปเป็นบวกหรือตั้งขึ้นใน lead I, II, และ V₂ ถึง V₆ จะกลับหัวใน lead aV_R และ มีความหลากหลายใน lead III และ V₁

คลื่นที (T wave) ที่สูงและมีจุดยอดอาจบ่งชี้ถึงการบาดเจ็บของกล้ามเนื้อหัวใจหรือความไม่สมดุลของอิเล็กโทรไลต์เช่น hyperkalemia คลื่นที (T wave) ที่กลับหัวใน lead I, II, aV_L และ aV_F และ V₂ ถึง V₆ อาจแสดงถึงการขาดเลือดของกล้ามเนื้อหัวใจ คลื่นที (T wave) ที่หยักหรือเป็นจุดในผู้ใหญ่อาจบ่งชี้ถึงเยื่อหุ้มหัวใจอักเสบ

ช่วงควิที (QT)

ช่วงควิที (QT) วัดเวลาที่ใช้สำหรับการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่าง ความยาวของช่วงควิที (QT) มีความหลากหลายตามอัตราการเต้นของหัวใจ อัตราการเต้นของหัวใจที่เร็วจะมีช่วงควิที (QT) สั้น

ช่วงควิที (QT) ปกติจะมีคุณลักษณะดังนี้

- ตำแหน่ง: ต่อขยายจากจุดเริ่มต้นของกลุ่มรวมควิอาร์เอส ไปถึงท้ายสุดของคลื่นที (T wave)
- ขนาด: แตกต่างกันตามอายุ เพศ และอัตราการเต้นของหัวใจ โดยปกติจะมีค่า 0.36 ถึง 0.44 และไม่ควรจะมากกว่าครึ่งหนึ่งของความยาวของคลื่นอาร์ (R wave) ที่ติดกัน (เรียกว่าช่วง R-R) เมื่อจังหวะหัวใจปกติ

ช่วงควิที (QT) ที่ยาวเกินไปบ่งชี้ถึงเวลาการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างช้า ซึ่งหมายความว่ามีความเสี่ยงต่อเวลา refractory หรือ vulnerably ของรอบการเต้นของหัวใจนานขึ้น

นอกจากนี้ความเปลี่ยนแปลงนี้มีความสัมพันธ์กับการรักษาด้วยยาที่แน่นอนเช่น ยาต้านภาวะหัวใจเต้นไม่เป็นจังหวะ ระดับ I โรคที่มีควิที (QT) ยาวคือระบบการนำไฟฟ้าที่มีมาแต่กำเนิดซึ่งเป็นข้อบกพร่องทางครอบครัว ช่วงที่มีควิที (QT) สั้นอาจเป็นผลจากไดออกซินทอกซิซิตี (digoxin toxicity) หรือความไม่สมดุลของอิเล็กโทรไลต์หรือภาวะที่มีระดับแคลเซียมในเลือดสูงกว่าเกณฑ์ปกติ

คลื่นยู (U wave)

คลื่นยู (U wave) แสดงถึงการรีโพลาไรเซชันของระบบฮิสเพอकिन (His-Purkinje) ซึ่งไม่มีในทุก ๆ แขนงของจังหวะหัวใจ

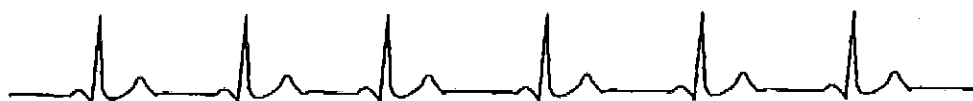
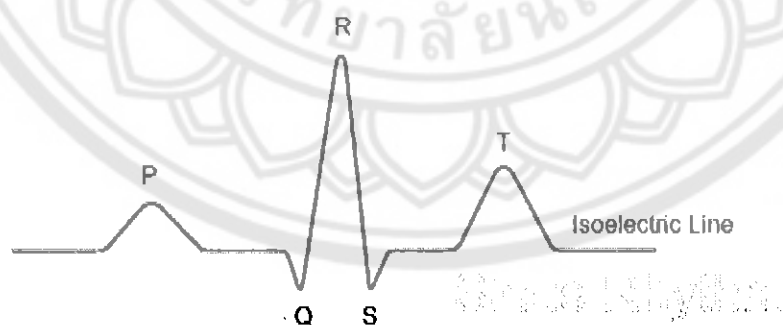
คลื่นยู (U wave) ปกติจะมีคุณลักษณะดังนี้

- ตำแหน่ง: อยู่ต่อจากคลื่นที (T wave)
- รูปร่าง: ปกติจะกลมและตั้งขึ้น
- การเบี่ยงเบน: ตั้งขึ้น

คลื่นยู (U wave) อาจจะไม่ปรากฏบน ECG คลื่นยู (U wave) ที่เด่นชัดอาจจะแสดงถึงภาวะที่มีระดับแคลเซียมในเลือดสูงกว่าเกณฑ์ปกติ การมีระดับโพแทสเซียมในเลือด น้อยกว่า 3.5 mEq/L หรือ digoxin toxicity

จังหวะไซน์สปกติ (Normal Sinus Rhythm)

จังหวะไซน์สปกติ (Normal Sinus Rhythm) (NSR) เกิดขึ้นเมื่ออิมพัลส์เริ่มในโหนดไซน์สและเคลื่อนที่ไปยังหัวใจห้องล่างผ่านเส้นทางการนำไฟฟ้าปกติ จังหวะไซน์สปกติเป็นมาตรฐานที่นำเอาจังหวะการเต้นของหัวใจอื่น ๆ มาเปรียบเทียบ



รูปที่ 2.9 ตัวอย่างจังหวะไซน์สปกติ (Normal Sinus Rhythm)

ที่มา www.nollingham.ac.uk

จังหวะไซน์สปกติจะมีคุณลักษณะดังนี้

- **จังหวะ:** จังหวะของหัวใจด้านบนและด้านล่างปกติ
- **อัตรา:** อัตราการเต้นของหัวใจด้านบนและด้านล่างอยู่ที่ 60 ถึง 100 ครั้งต่อนาที
- **คลื่นพี (P wave):** มีรูปร่างปกติ (กลมและเรียบ) และตั้งขึ้นใน lead II ทุกคลื่นพี (P wave) จะมีขนาดและรูปร่างคล้ายกัน อยู่ก่อนหน้ากลุ่มรวมควิอาร์เอส
- **ช่วง PR:** อยู่ในขอบเขตปกติ (0.12 ถึง 0.20 วินาที)
- **กลุ่มรวมควิอาร์เอส:** อยู่ในขอบเขตปกติ (0.06 ถึง 0.10 วินาที)
- **คลื่นที (T wave):** รูปร่างปกติ ตั้งขึ้นและกลมใน lead II
- **ช่วงควิที (QT):** อยู่ในขอบเขตปกติ (0.36 ถึง 0.44 วินาที)
- **อื่น ๆ:** ไม่มีการเต้นของหัวใจที่เกิดขึ้นในตำแหน่งที่ผิดปกติหรือเบี่ยงเบนจากปกติ

2.3 การบีบอัดข้อมูล (Data Compression) [2]

วัตถุประสงค์ของการบีบอัดข้อมูลก็คือการลดจำนวนบิตของข้อมูลลง ซึ่งแบ่งเป็น 2 ประเภท คือ

- การบีบอัดข้อมูลแบบไม่สูญเสีย (lossless compression) การบีบอัดข้อมูลแบบนี้เมื่อมีการแปลงข้อมูลที่ถูกบีบอัดกลับภายหลังการบีบอัดแล้วจะเหมือนต้นฉบับทุกประการ
- การบีบอัดข้อมูลแบบสูญเสีย (lossy compression) การบีบอัดข้อมูลแบบนี้เมื่อมีการแปลงข้อมูลที่ถูกบีบอัดกลับภายหลังการบีบอัดแล้วจะไม่เหมือนต้นฉบับ นั่นคืออาจจะมีการสูญเสียรายละเอียดของข้อมูลบางส่วนไป

ผู้วิจัยได้ศึกษาวิธีการบีบอัดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจที่มีอยู่พบว่ามีนักวิจัยหลายท่านได้นำเสนอวิธีการบีบอัดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ [3 – 9, และอ้างอิงเพิ่มเติมข้างในการตีพิมพ์เหล่านั้น] ซึ่งอาจจะแบ่งได้เป็น

- วิธีการทางตรง ซึ่งมีการกระทำโดยตรงกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ เช่น
 - การเข้ารหัสแบบแอมพลิจูดโซนไทม์อีพอคซ (The amplitude zone time epoch coding (AZTEC))
 - จุดเปลี่ยน (Turning point (TP))
 - การเข้ารหัสแบบโคออดิเนตรีดักชันไทม์ (The coordinate reduction time encoding (CORTESS))
- การบีบอัดโดยอาศัยแบบจำลอง ซึ่งดึงลักษณะสำคัญหรือพารามิเตอร์จากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ เช่น
 - การทำนายหรือการสอดแทรกและการเข้ารหัสเอ็นโทรปี (entropy coding)
 - การลบด้วยค่าเฉลี่ยการเต้นของหัวใจพร้อมด้วยการหาความแตกต่างของสิ่งที่เหลืออยู่
 - Long term prediction
 - Vector Quantization
- การบีบอัดโดยใช้การเปลี่ยนรูป ซึ่งจะแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจไปเป็นอีกโดเมนหนึ่งแล้วพิจารณาค่าพลังงานของสัญญาณ เช่น
 - Karhunen Loeve transform (KLT)
 - Embedded zero tree (EZW)
 - Set partitioning in hierarchical trees (SPHIT)
 - Adapted Wavelet packer bases (BAWP)
- อัลกอริทึมบีบอัดข้อมูลอื่น ๆ ซึ่งไม่สามารถที่จะจัดให้อยู่ในกลุ่มใดกลุ่มหนึ่งข้างต้น

เนื่องจกงานวิจัยนี้ผู้วิจัยต้องการให้ไม่มีการสูญเสียข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ จึงได้ศึกษาวิธีการบีบอัดข้อมูลแบบไม่สูญเสียเพิ่มเติม ดังนี้

มาตรฐานการบีบอัดข้อมูลแบบไม่สูญเสียของเจเพ็ก (The lossless JPEG standard)

ได้มีการพัฒนามาตรฐานเจเพ็ก (JPEG) ขึ้นด้วยความร่วมมือกันของไอทียู (ITU (the International Telecommunication Union)) และไอเอสไอ (ISO (the International Standards Organization)/IEC (the International Electrotechnical Commission)) สำหรับการบีบอัดข้อมูลแบบสูญเสียและไม่สูญเสียของภาพนิ่งที่เป็นภาพสีหรือระดับเทาซึ่งมีค่าสีต่อเนื่อง ส่วนประกอบสำคัญของมาตรฐานเจเพ็กแบบไม่สูญเสีย ซึ่งเป็นที่รู้จักกันในชื่อลอสเลสเจเพ็ก (lossless JPEG) ในรูปแบบของโครงสร้างการเข้ารหัส โดยทั่วไป ดังนี้

- ขั้นตอนที่ 1: ใช้การเข้ารหัสแบบลิเนียร์พรีดิกชัน/ดิฟเฟอเรนเชียล (Linear prediction/differential (DPCM)) ให้ได้ค่าคงเหลือจากการทำนาย โดยปกติค่าคงเหลือจากการทำนายจะมีเอนโทรปี (entropy) น้อยกว่าภาพต้นฉบับ ซึ่งเป็นผลให้ได้อัตราส่วนการบีบอัดสูงขึ้น
- ขั้นตอนที่ 2: แปลงค่าคงเหลือจากการทำนายให้อยู่ในรูปแบบของสัญลักษณ์คู่ (หมวดและขนาด) ในที่ซึ่งสัญลักษณ์หมวดคือจำนวนของบิตที่ต้องใช้ในการเข้ารหัสขนาด
- ขั้นตอนที่ 3: สำหรับรูปแบบของสัญลักษณ์คู่แต่ละคู่ (หมวดและขนาด) ใช้การเข้ารหัสแบบฮัฟฟ์แมน (Huffman coding) เพื่อเข้ารหัสสัญลักษณ์หมวด และแล้วก็เข้ารหัสสัญลักษณ์ขนาดโดยใช้โค้ดเวิร์ด (codeword) แบบไบนารี ในที่ซึ่งมีการกำหนดความยาวด้วยค่าของหมวด อีกทั้งยังสามารถใช้การเข้ารหัสแบบอริสแมติก (Arithmetic coding) แทนเข้ารหัสแบบฮัฟฟ์แมน

มาตรฐานการบีบอัดข้อมูลแบบเจเพ็ก 2000 (JPEG2000)

เจเพ็ก 2000 (JPEG2000) คือมาตรฐานการเข้ารหัสภาพนิ่งล่าสุด ซึ่งถูกพัฒนาโดยเจเพ็ก (JPEG) เพื่อที่จะสนับสนุนคุณลักษณะใหม่ ๆ ซึ่งมีการประยุกต์ใช้สมัยใหม่ ในปัจจุบัน คุณลักษณะดังกล่าวประกอบด้วยการแทนการสูญเสียและไม่สูญเสียฝั่งลง

ภายในกระแสข้อมูลเดียวกัน กระแสข้อมูลซึ่งสามารถวัดได้ที่มีระดับความก้าวหน้าที่แตกต่างกัน (ด้านคุณภาพ ขนาด ตำแหน่ง และส่วนประกอบ) การเข้ารหัสพื้นที่ที่สนใจ (ROI) และสนับสนุนการเข้ารหัสภาพที่มีค่าสีต่อเนื่อง สองระดับ และแบบผสม

เจเพ็ก 2000 ถูกแบ่งเป็น 12 ส่วนที่แตกต่างกันซึ่งใช้ในหน้าที่ใช้งานที่แตกต่างกัน เจเพ็ก 2000 ส่วนที่หนึ่ง คือมาตรฐานพื้นฐานและได้อธิบายวากยสัมพันธ์ของกระแสข้อมูลที่น้อยที่สุดซึ่งจะต้องทำตามมาตรฐาน ส่วนอื่น ๆ ทั้งหมดก็จะประกอบด้วยคุณลักษณะที่สนับสนุนจากส่วนนี้ เจเพ็ก 2000 ส่วนที่สองคือส่วนขยายของส่วนที่หนึ่ง และสนับสนุนส่วนเสริมเพื่อที่จะทำให้ประสิทธิภาพดีขึ้น ซึ่งประกอบด้วยตัวกรองเวเบเล็ตที่แตกต่างกันที่มีการจำแนกสับแบน (subband) ที่หลากหลาย

เจเพ็ก 2000 ก็คือวิธีการเข้ารหัสด้วยการใช้เวเบเล็ต (wavelet) ซึ่งในตอนแรกจะแบ่งภาพออกเป็นส่วน ๆ (ถ้าต้องการ) แล้วจะเข้ารหัสแต่ละส่วน (ภาพย่อย) อย่างเป็นอิสระต่อกัน สำหรับภาพสี จะมีการแปลงค่าสีสองแบบซึ่งเลือกได้ ก็คือการแปลงค่าสีที่ย้อนกลับไม่ได้และการแปลงค่าสีที่ย้อนกลับได้ (อาร์ซีที (RCT)) ซึ่งจะแยกส่วนประกอบของภาพสีและเพิ่มประสิทธิภาพการบีบอัดข้อมูล จะใช้อาร์ซีที (RCT) สำหรับการบีบอัดข้อมูลแบบไม่สูญเสีย และสามารถที่จะพัฒนาโดยใช้ไฟไนต์พริซิชั่นอริธเมติก (finite precision arithmetic) และสามารถย้อนกลับได้อย่างสมบูรณ์ และแล้วส่วนประกอบแต่ละส่วนของภาพสีก็จะถูกเข้ารหัสแยกกัน โดยการแบ่งเป็นส่วน ๆ

ในแต่ละส่วนของภาพก็จะมีการเลื่อนในระดับ (ถ้ามีการใช้ค่าสีที่ไม่เป็นลบ) จะทำให้อยู่ในรูปการกระจายอย่างสมมาตรของค่าสัมประสิทธิ์ดีดับเบิ้ลยูที (DWT coefficient) สำหรับสับแบนต่ำ (แอลแอล (LL)) เจเพ็ก 2000 (ส่วนที่ 1) สนับสนุนการแปลงเวเบเล็ตสองชนิดคือ

1. ค่าจำนวนจริงที่แปลงกลับไม่ได้ 9/7 ดีดับเบิ้ลยูที และ
2. ค่าจำนวนเต็มที่แปลงกลับได้ 5/3 ดีดับเบิ้ลยูที

สำหรับการบีบอัดข้อมูลแบบไม่สูญเสียควรใช้ 5/3 ดีดับเบิ้ลยูที ภายหลังจากการเลื่อนระดับดีซีและดีดับเบิ้ลยูที ถ้ามีการเลือกการบีบอัดข้อมูลแบบสูญเสีย ค่าสัมประสิทธิ์การแปลงจะถูกควอนไทซ์โดยใช้เดดโซนสเกลาร์ควอนไทเซอร์ (deadzone scalar quantizer) ในกรณีที่เลือกการบีบอัดข้อมูลแบบไม่สูญเสียจะไม่มีการควอนไทซ์

และแล้วสัมประสิทธิ์ในแต่ละสับแบนจะถูกแบ่งเป็นบล็อกกรหัส โดยปกติแต่ละบล็อกกรหัสจะมีขนาด 64×64 หรือ 32×32 จากนั้นจะเข้ารหัสแต่ละบล็อกกรหัสอย่างเป็นอิสระต่อกันจากบิตเพลนจากบิตเพลนที่มีนัยสำคัญมากที่สุด (เอ็มเอสบี (MSB)) ไปยังบิตเพลนที่มีนัยสำคัญน้อยที่สุดโดยใช้อัลกอริทึมเอ็มเบ็ดเด็ดบล็อกโค้ดดิ้งวิทออปติมอลทริงเคชัน (embedded block coding with optimal truncation (เอ็บบคอต (EBCOT)))

อัลกอริทึมเอ็บบคอต (EBCOT) ประกอบด้วยสถานะการเข้ารหัสสองขั้นตอนซึ่งเป็นที่รู้จักกันว่าการเข้ารหัสเทียร์-1 (tier-1) และเทียร์-2 (tier-2) ขั้นตอนการเข้ารหัสเทียร์-1 เข้ารหัสในแต่ละบิตเพลนเป็นส่วนน้อยโดยผ่านการเข้ารหัสสามแบบคือ

- การเพิ่มทวีที่มีนัยสำคัญ (significant propagation)
- การกลั่นกรองขนาด (magnitude refinement)
- การชำระล้าง (cleanup)

(ยกเว้นเอ็มเอสบีที่มีการเข้ารหัสโดยใช้การชำระล้าง (cleanup) เพียงอย่างเดียว) การผ่านการเพิ่มทวีที่มีนัยสำคัญ (significant propagation) จะเข้ารหัสส่วนที่มีนัยสำคัญของแต่ละตัวอย่างซึ่งอยู่บนพื้นฐานของความมีนัยสำคัญของพิกเซลข้างเคียงแปดพิกเซล ประยุกต์ใช้ไชนโค้ดดิ้งพริมิทีฟ (sign coding primitive) เพื่อเข้ารหัสข้อมูลที่เป็นเครื่องหมายเมื่อตัวอย่างถูกเข้ารหัสเป็นครั้งแรกเป็นสัมประสิทธิ์บิตเพลนที่ไม่เป็นศูนย์ การเข้ารหัสการกลั่นกรองขนาด (magnitude refinement) เข้ารหัสเพียงตัวอย่างเหล่านั้นที่ซึ่งมีนัยสำคัญเรียบร้อยแล้ว การผ่านการชำระล้าง (cleanup) จะเข้ารหัสสัมประสิทธิ์ที่เหลือที่ยังไม่เข้ารหัสในระหว่างการผ่านสองแบบแรก สัญลักษณ์ที่เป็นผลลัพธ์จากการผ่านแต่ละครั้งจะถูกเข้ารหัสเอ็นโทรปีโดยใช้การเข้ารหัสคอนเทคเบสอริสเมติก (context-based arithmetic coding) ในขณะเดียวกัน จะบันทึกอัตราการเพิ่มขึ้นและการลดลงของการสูญเสียซึ่งสัมพันธ์กับการผ่านการเข้ารหัสในแต่ละครั้ง จากนั้นก็จะใช้สารสนเทศต่าง ๆ โดยอัลกอริทึมโพสคอมโพสิชันเรตดีสทอร์ชัน (postcomposition rate distortion) (พีซีอาร์ดี (PCRD)) ออปติไมเซชัน (PCRD-opt) เพื่อที่จะวัดผลงานของแต่ละบล็อกกรหัสกับชั้นคุณภาพที่แตกต่างกันในกระแสบิตสุดท้าย จัดให้มีกระแสบิตที่บีบอัดแล้วสำหรับแต่ละบล็อกกรหัสและผลลัพธ์การแบ่งส่วน



อัตรา ทำการเข้ารหัส-tier-2 (tier-2) เพื่อทำให้เกิดกระแสบิตที่เข้ารหัสสุดท้าย โดย
คิดว่าจะประกอบกระแสบิตย่อยจากบล็อกรหัสแต่ละบล็อกอย่างไรเพื่อทำให้เกิดกระแ
บิตสุดท้าย สามารถระหนักถึงลำดับความก้าวหน้าที่แตกต่างกัน (คุณภาพ ขนาด
ตำแหน่ง ส่วนประกอบ)

สำนักหอสมุด

29 ส.ค. 2554

2 PC
683
.S.Es
741875
2512



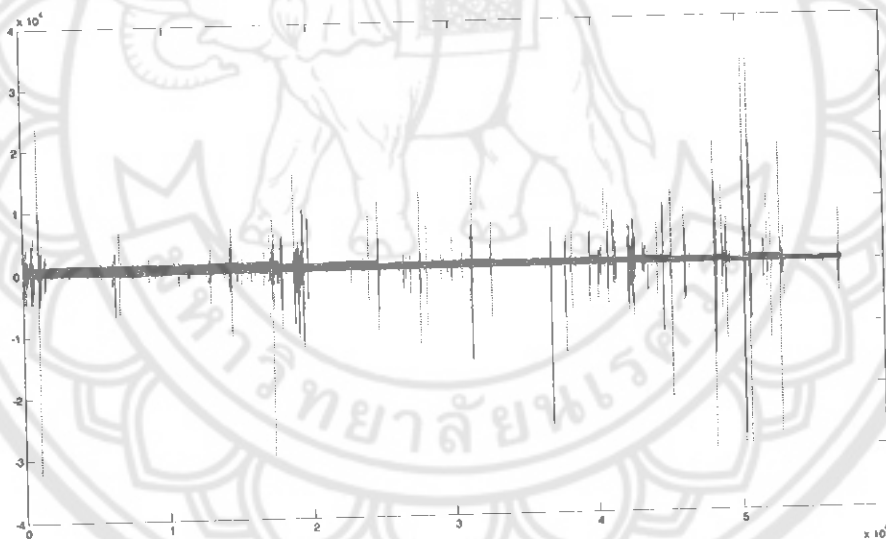
บทที่ 3

ขั้นตอนวิธีของการบีบอัดข้อมูลอีซีจี (ECG Compression Algorithm)

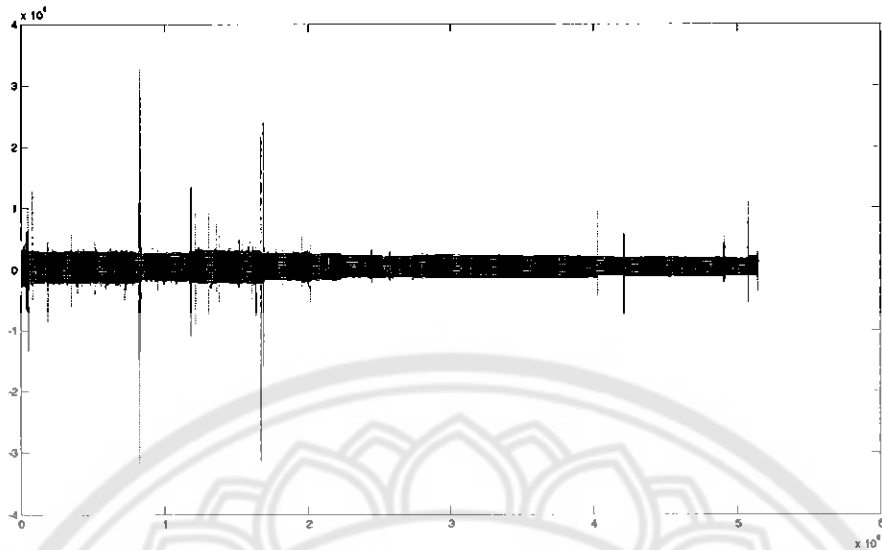
ในบทนี้จะกล่าวถึงขั้นตอนวิธีของการบีบอัดข้อมูลอีซีจี (ECG)

3.1 สัญญาณ ECG ที่ใช้ในงานวิจัย

ในงานวิจัยนี้ได้นำสัญญาณอีซีจี (ECG) 2 สัญญาณซึ่งเป็นสัญญาณที่วัดได้จริงจากผู้ป่วยเพื่อใช้ในการทดสอบขั้นตอนวิธีและโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น



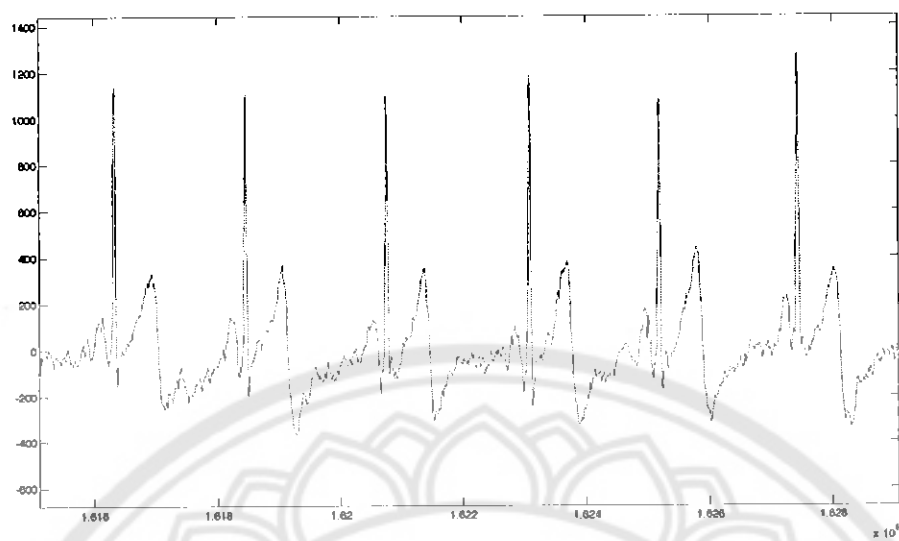
รูปที่ 3.1 สัญญาณอีซีจี (ECG) ชุดที่ 1



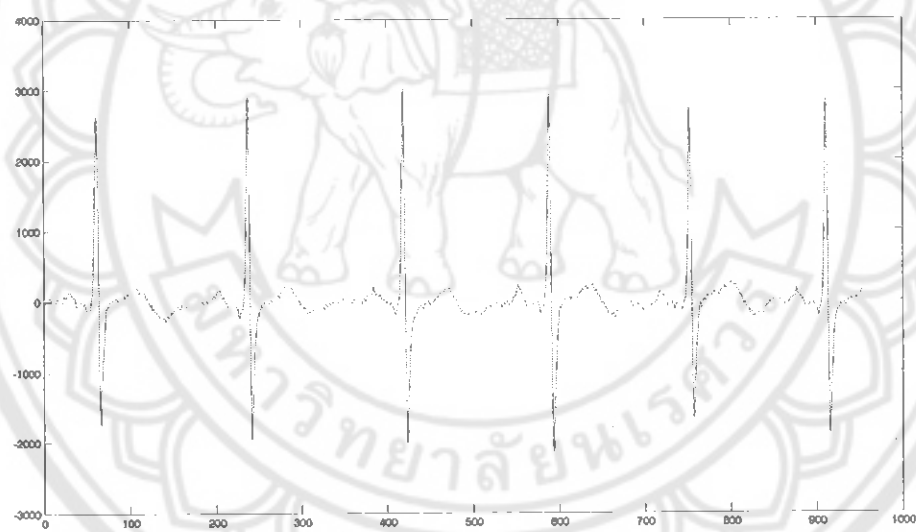
รูปที่ 3.2 สัญญาณอีซีจี (ECG) ชุดที่ 2

รูปที่ 3.1 และรูปที่ 3.2 เป็นสัญญาณอีซีจี (ECG) 2 ชุดซึ่งวัดจากผู้ป่วย 2 คน โดยใช้ Lead II ซึ่งวัดระหว่างหน้าอกด้านซ้ายและหน้าอกด้านขวาของผู้ป่วย ระยะเวลาวัด 7 ชั่วโมง มีอัตราการสุ่มตัวอย่างเท่ากับ 200 ตัวอย่างต่อวินาที ใช้เลขจำนวนเต็ม 12 บิตในการเก็บข้อมูล จะได้สัญญาณอีซีจี (ECG) ชุดที่ 1 มีขนาดไฟล์เท่ากับ 33,450 กิโลไบต์และสัญญาณอีซีจี (ECG) ชุดที่ 2 มีขนาดไฟล์เท่ากับ 30,160 กิโลไบต์ อย่างไรก็ตามจากรูปที่ 3.1 และรูปที่ 3.2 จะมองเห็นรายละเอียดของสัญญาณอีซีจี (ECG) ได้ไม่ชัดจึงได้ทำการ plot สัญญาณบางส่วนเพื่อดูลักษณะและรายละเอียดของสัญญาณดังที่แสดงในรูปที่ 3.3 และรูปที่ 3.4

ดังที่เป็นคุณลักษณะของอีซีจี (ECG) จากบทที่ 2 จะเห็นได้ว่ากลุ่มรวมคิวอาร์เอส (QRS) จะมีค่าที่มีแอมพลิจูดที่แตกต่างจากส่วนประกอบอื่นของอีซีจี (ECG) เป็นอย่างมาก อีกทั้งโดยปกติแล้วกลุ่มรวมคิวอาร์เอส (QRS) ที่ติดกันในสัญญาณอีซีจี (ECG) เดียวกันจะมีค่าใกล้เคียงกัน



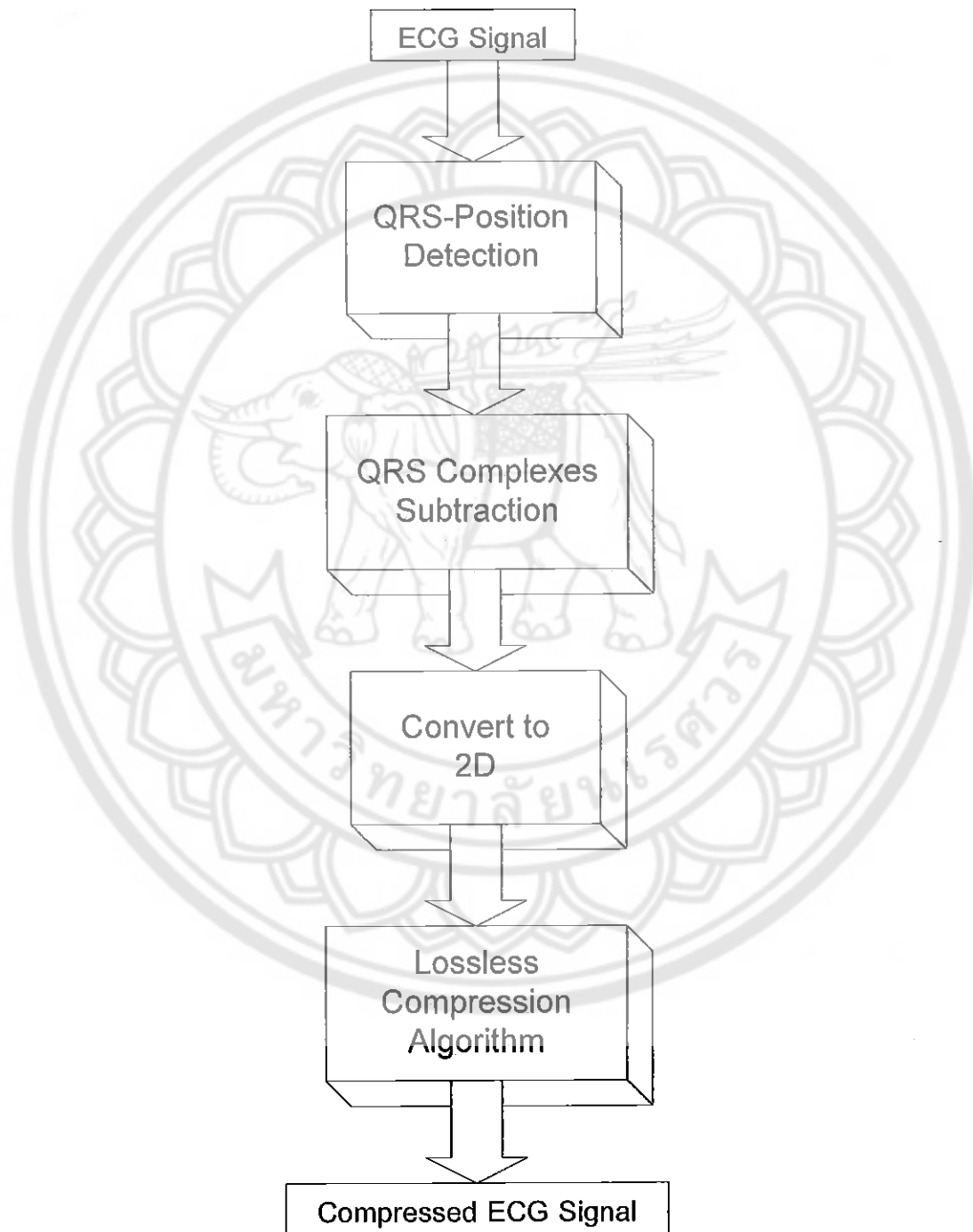
รูปที่ 3.3 สัญญาณอีซีจี (ECG) ชุดที่ 1 บางส่วน



รูปที่ 3.4 สัญญาณอีซีจี (ECG) ชุดที่ 2 บางส่วน

3.2 ออกแบบขั้นตอนวิธีของการบีบอัดข้อมูลอีซีจี

จากลักษณะและรายละเอียดของสัญญาณดังที่แสดงในรูปที่ 3.3 และรูปที่ 3.4 จึงได้ออกแบบขั้นตอนวิธีของการบีบอัดข้อมูลอีซีจี ดังนี้



รูปที่ 3.5 บล็อกไดอะแกรมของขั้นตอนวิธีบีบอัดสัญญาณอีซีจีโดยไม่สูญเสียข้อมูล

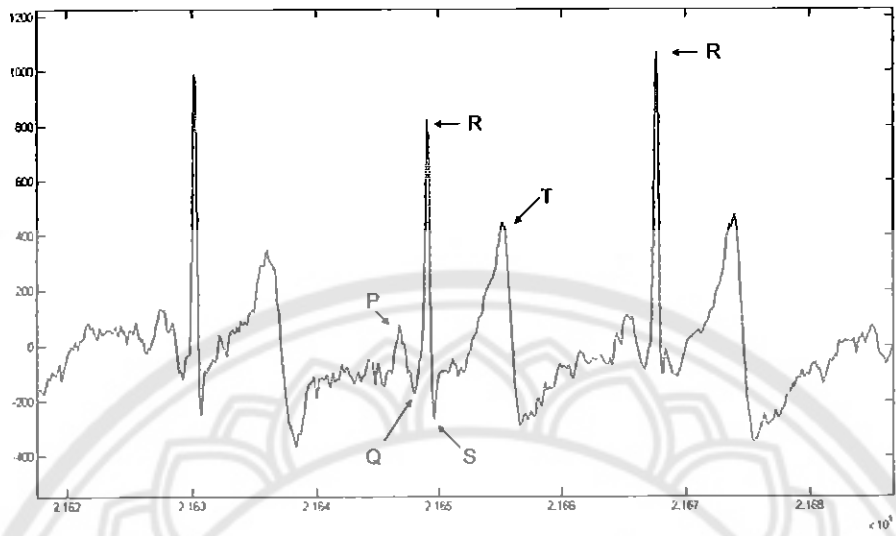
จากรูปที่ 3.5 ซึ่งแสดงถึงบล็อกไดอะแกรมของขั้นตอนวิธีบีบอัดสัญญาณอีซีจี (ECG) โดยไม่สูญเสียข้อมูลที่ได้นำเสนอในงานวิจัยนี้ โดยรายละเอียดของขั้นตอนวิธีดังกล่าวจะได้ถูกอธิบายต่อจากนี้

ขั้นตอนการตรวจจับตำแหน่งกลุ่มรวมควิอาร์เอส (QRS)

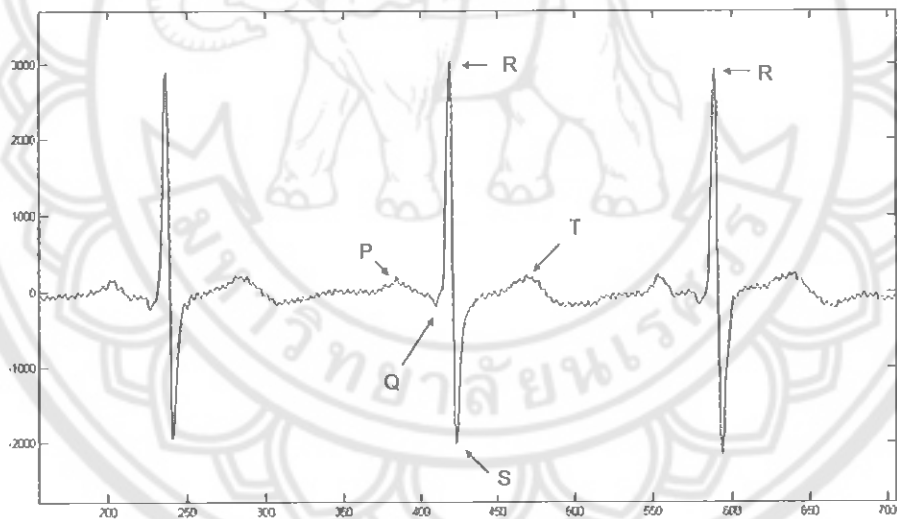
จากรูปที่ 3.3 และ 3.4 จะเห็นได้ว่ากลุ่มรวมควิอาร์เอส (QRS) จะมีค่าแอมพลิจูดที่แตกต่างจากคลื่นชนิดอื่น ๆ เป็นอย่างมาก ดังแสดงให้เห็นในรายละเอียดในรูปที่ 3.5 และ 3.6 ซึ่งแสดงกลุ่มของคลื่นอีซีจี (ECG) 3 กลุ่มโดยกลุ่มตรงกลางได้กำหนดตัวอักษรซึ่งแทนชื่อมาตรฐานของกลุ่มคลื่นอีซีจี (ECG)

ดังนั้นการตรวจจับกลุ่มรวมควิอาร์เอส (QRS) จะทำได้ง่ายกว่าการตรวจจับคลื่นชนิดอื่น โดยเฉพาะเมื่อพิจารณาถึงตำแหน่งของคลื่นอาร์ (R) ของกลุ่มรวมควิอาร์เอส (QRS) จะมีค่าแอมพลิจูดสูงกว่าคลื่นชนิดอื่นมาก ทำให้ง่ายต่อการตรวจจับกว่าคลื่นชนิดอื่น โดยทั่วไปแล้วช่วงควิอาร์เอส (QRS) ประมาณไม่เกิน 300 ตัวอย่าง ดังนั้นขั้นตอนการตรวจจับตำแหน่งกลุ่มรวมควิอาร์เอส (QRS) มีดังนี้

1. หาค่าสูงสุดในช่วง 60 ตัวอย่าง (จากการทดลอง) พร้อมกับเก็บตำแหน่งการเกิดค่าสูงสุดดังกล่าว
2. นำแต่ละค่าสูงสุดที่ได้ในข้อ 1 มาเปรียบเทียบค่าสูงสุดในตำแหน่งที่ติดกันหน้า และหลังถ้าค่าที่ใช้เปรียบเทียบมีค่ามากที่สุดแสดงว่าเป็นค่าสูงสุดจริง คือค่าของคลื่นอาร์ (R) และจะเก็บค่านี้ไว้ใช้ในขั้นตอนต่อไป



รูปที่ 3.5 แสดงตัวอย่างตำแหน่งของคลื่นมาตรฐานของสัญญาณอีซีจี (ECG) ชุดที่ 1



รูปที่ 3.6 แสดงตัวอย่างตำแหน่งของคลื่นมาตรฐานของสัญญาณอีซีจี (ECG) ชุดที่ 2

ขั้นตอนการลบกลุ่มรวมควิอาร์เอส (QRS)

โดยทั่วไปค่ากลุ่มรวมควิอาร์เอส (QRS) ในตำแหน่งที่ต่อจากกันจะมีค่าใกล้เคียงกัน การลบค่ากลุ่มรวมควิอาร์เอส (QRS) ในตำแหน่งที่ต่อจากกันก็น่าจะเหลือค่าน้อยมาก เราสามารถลบกลุ่มรวมควิอาร์เอส (QRS) ในตำแหน่งที่ต่อจากกันโดยใช้สมการที่ (1)

$$e(i) = \text{QRS}(i+1) - \text{QRS}(i) \quad (1)$$

โดย i คือตำแหน่งของกลุ่มรวมควิอาร์เอส (QRS)

ทุกกลุ่มรวมควิอาร์เอส (QRS) จะมีค่าของข้อมูลก่อนคลื่นอาร์ (R) และหลังคลื่นอาร์ (R) ในการลบดังกล่าวจะใช้สัดส่วนของกลุ่มข้อมูลก่อนคลื่นอาร์ (R) กับหลังคลื่นอาร์ (R) เป็น 1:3 ซึ่งสัดส่วนดังกล่าวได้จากการทดลองเพื่อให้ได้ค่า e ที่น้อยที่สุด

แนวความคิดข้างต้นจะต่างจากวิธีการในการลบกลุ่มรวมควิอาร์เอส (QRS) ของงานวิจัยอื่น เช่นลบด้วยค่าเฉลี่ยของกลุ่มรวมควิอาร์เอส (QRS) [5] ลบด้วยกลุ่มรวมควิอาร์เอส (QRS) ที่ติดกันที่มีการเรียงลำดับเวลา [6]

ขั้นตอนการจัดข้อมูลให้เป็นสองมิติ

จากข้อมูลอีซีจี (ECG) ที่ลบแล้ว จัดให้อยู่ในรูปแบบสองมิติเพื่อที่จะได้ใช้อัลกอริทึมที่มีชื่อเสียงด้านการบีบอัดข้อมูลภาพเช่นเจเพ็ก ได้อย่างมีประสิทธิภาพ

ขั้นตอนการใช้วิธีการบีบอัดข้อมูลแบบไม่สูญเสีย

ใช้วิธีการบีบอัดข้อมูลแบบไม่สูญเสียที่มีอยู่แล้ว เช่นการเข้ารหัสฮัฟฟ์แมน (Huffman coding) [8] การเข้ารหัสอริทเมติก (arithmetic coding) [8] แอลเซตดับเบิลยู (LZW) [9] การบีบอัดข้อมูลแบบไม่สูญเสียเจเพ็ก (JPEG lossless compression) [10-13] เลือกวิธีการบีบอัดข้อมูลที่ทำให้ได้ข้อมูลผลลัพธ์ที่มีขนาดเล็กที่สุด



บทที่ 4

การทดลองและผลการทดลอง

(Experiments and Results)

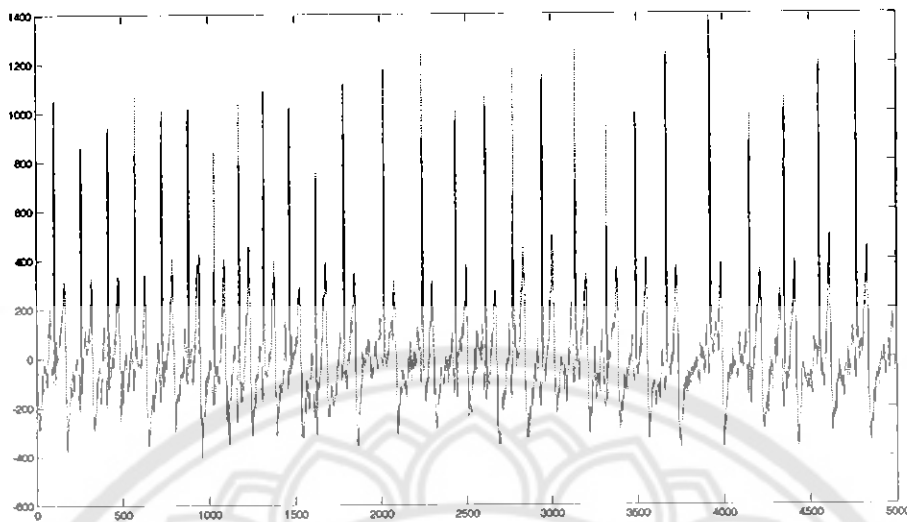
ในบทนี้จะนำเสนอการทดลองและผลการทดลองสืบเนื่องมาจากการออกแบบขั้นตอนวิธีในบทที่ 3 โดยเขียนโปรแกรมเพื่อช่วยในการทดลอง ซึ่งโปรแกรมที่ใช้คือ MATLAB

ดังได้กล่าวมาแล้วในบทที่ 3 ใช้สัญญาณอีซีจี (ECG) 2 สัญญาณเพื่อใช้ในการทดสอบอัลกอริทึมที่ได้ออกแบบ โดยตัวอย่างสัญญาณดังกล่าวแสดงให้เห็นในรูปที่ 3.1 3.2 3.3 และ 3.4

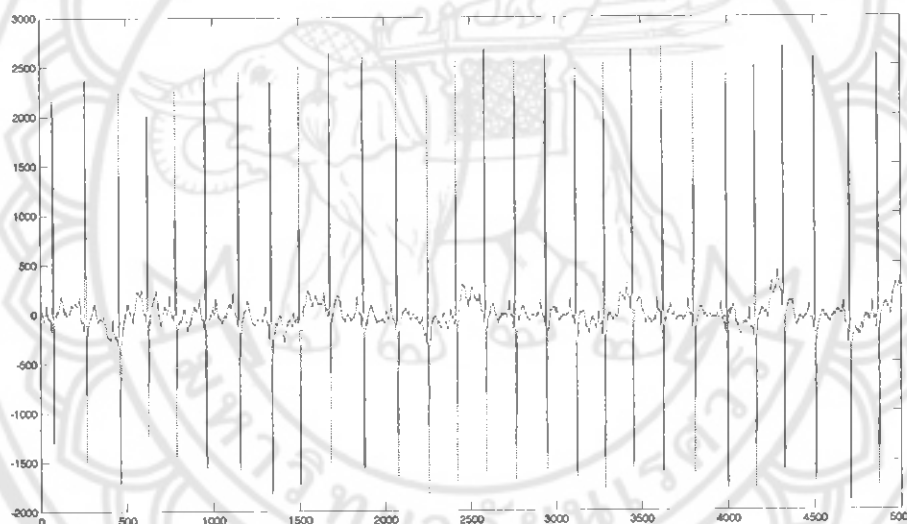
4.1 ลักษณะของสัญญาณอีซีจีที่ใช้ทดลอง

สัญญาณอีซีจีจากไฟล์ข้อมูลเป็นสัญญาณ 1 มิติ ถูกเก็บเป็นแบบไบนารี ดังนั้นจึงอ่านข้อมูลได้ดังนี้

- ทำการเคลียร์ข้อมูลและหน้าจอภาพโดยใช้คำสั่ง clear และ clc
- อ่านไฟล์ในรูปแบบไบนารี แล้วเก็บเป็นจำนวนเต็ม 16 บิต ตามลักษณะของข้อมูลจริงไว้ใน array A ให้ x คือตำแหน่งแรกของ array และ y คือตำแหน่งสุดท้ายของ array ทั้งนี้ชื่อไฟล์ก็เปลี่ยนแปลงตามสัญญาณอีซีจีที่ต้องการอ่าน เมื่อทำการพล็อตดูก็จะได้ดังรูปที่ 3.1 และ 3.2 และพบว่าสัญญาณอีซีจีชุดที่ 1 มี 5,708,600 ตัวอย่างและสัญญาณอีซีจีชุดที่ 2 มี 5,147,000 ตัวอย่าง
- เนื่องจากรูปที่ 3.1 และ 3.2 ไม่สามารถเห็นรายละเอียดของสัญญาณได้ จึงต้องลองพิจารณาสัญญาณบางส่วน



รูปที่ 4.1 สัญญาณอ็ชีจีซุดที่ 1 5,000 ตัวอย่างจากตำแหน่ง 1,000,000



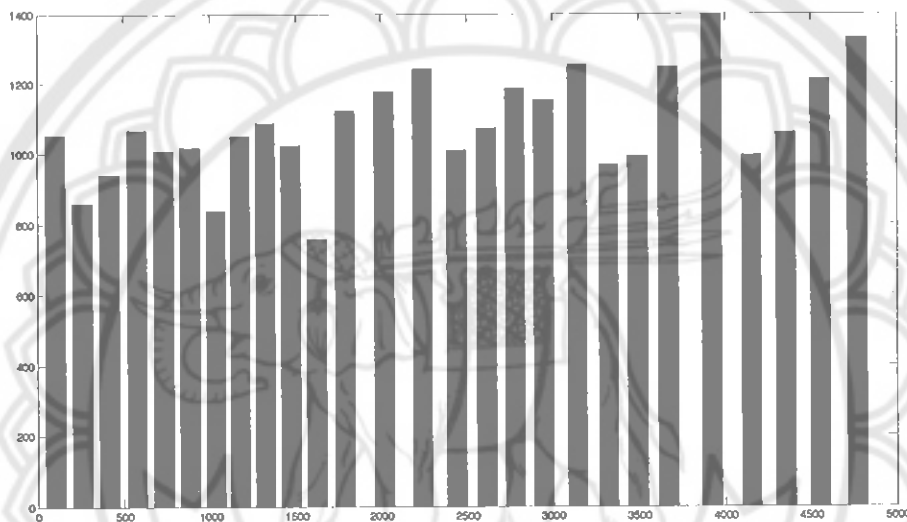
รูปที่ 4.2 สัญญาณอ็ชีจีซุดที่ 2 5,000 ตัวอย่างจากตำแหน่ง 1,000,000

จากรูปที่ 4.1 และ 4.2 เป็นตัวแทนการแสดงผลสัญญาณอ็ชีจีซุดที่ 1 และ 2 เมื่อมี
 จังหวะการเต้นหัวใจปกติหรือไม่มีสิ่งรบกวนจากภายนอก ซึ่งเป็นลักษณะของข้อมูล
 ส่วนใหญ่ที่มีอยู่ในสัญญาณอ็ชีจีทั้งสองชุด และจะสังเกตได้ว่าค่าของคลื่นอาร์ในแต่ละ
 กลุ่มรวมคิวอาร์เอสจะมีค่าสูงสุดและจะมีค่าใกล้เคียงกับค่าของคลื่นอาร์ในกลุ่มรวมคิว
 อาร์เอสที่อยู่ใกล้เคียง

4.2 ขั้นตอนการตรวจจับตำแหน่งกลุ่มรวมคิวอาร์เอส

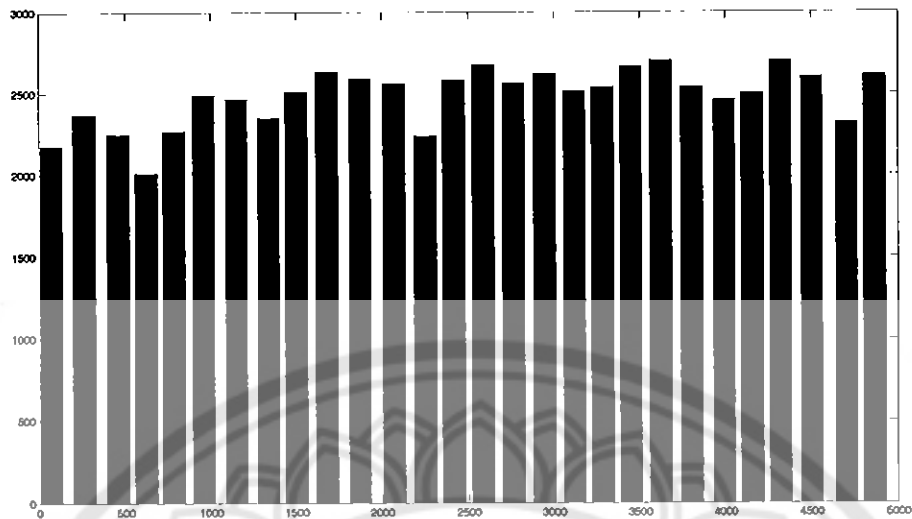
ทำการตรวจจับตำแหน่งของคลื่นอาร์ของกลุ่มรวมคิวอาร์เอสโดยทำการทดลองกับข้อมูลในรูปที่ 4.1 และ 4.2 ก่อน

สำหรับสัญญาณอีซีจีชุดที่ 1 ในรูปที่ 4.1 จะหาค่าสูงสุดของแต่ละกลุ่มรวมคิวอาร์เอสโดยใช้การเปรียบเทียบค่าใน 60 ตัวอย่าง ซึ่งค่าสูงสุดที่ได้จะแสดงให้เห็นเป็นกราฟแท่ง เพื่อที่จะให้เห็นถึงตำแหน่งของค่าสูงสุดได้ชัดเจนมากยิ่งขึ้น ในรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.3 ตำแหน่งค่าสูงสุดสัญญาณอีซีจีชุดที่ 1 จากข้อมูลในรูปที่ 4.1

สำหรับสัญญาณอีซีจีชุดที่ 2 ในรูปที่ 4.2 จะหาค่าสูงสุดของแต่ละกลุ่มรวมคิวอาร์เอสโดยใช้การเปรียบเทียบค่าใน 60 ตัวอย่าง ซึ่งค่าสูงสุดที่ได้จะแสดงให้เห็นเป็นกราฟแท่ง เพื่อที่จะให้เห็นถึงตำแหน่งของค่าสูงสุดได้ชัดเจนมากยิ่งขึ้น ในรูปที่ 4.4 นอกจากนี้ได้แสดงค่าของตำแหน่งของค่าสูงสุดซึ่งก็คือคลื่นอาร์ของสัญญาณอีซีจีชุดที่ 1 และ 2 ดังตารางที่ 4.1



รูปที่ 4.4 ตำแหน่งค่าสูงสุดอันดับที่ 2 จากข้อมูลในรูปที่ 4.2

ตารางที่ 4.1 แสดงตำแหน่งและค่าของคลื่นอาร์ของสัญญาณออร์ดิเนตที่ 1 และ 2

ออร์ดิเนตที่ 1		ออร์ดิเนตที่ 2	
ตำแหน่ง	ค่าข้อมูล	ตำแหน่ง	ค่าข้อมูล
107	1052	75	2170
262	860	265	2367
419	942	460	2247
576	1067	623	2007
731	1008	784	2264
883	1018	958	2486
1031	840	1150	2460
1173	1051	1335	2343
1318	1088	1499	2508
1467	1024	1676	2631
1618	758	1870	2588
1783	1122	2068	2553
2017	1178	2250	2235
2241	1242	2417	2577

2440	1010	2588	2673
2615	1071	2766	2562
2780	1184	2945	2618
2949	1153	3120	2506
3143	1255	3285	2533
3324	970	3448	2659
3492	994	3622	2696
3670	1247	3803	2534
3921	1398	3992	2455
4150	995	4157	2500
4350	1060	4320	2697
4552	1213	4501	2595
4768	1331	4702	2315

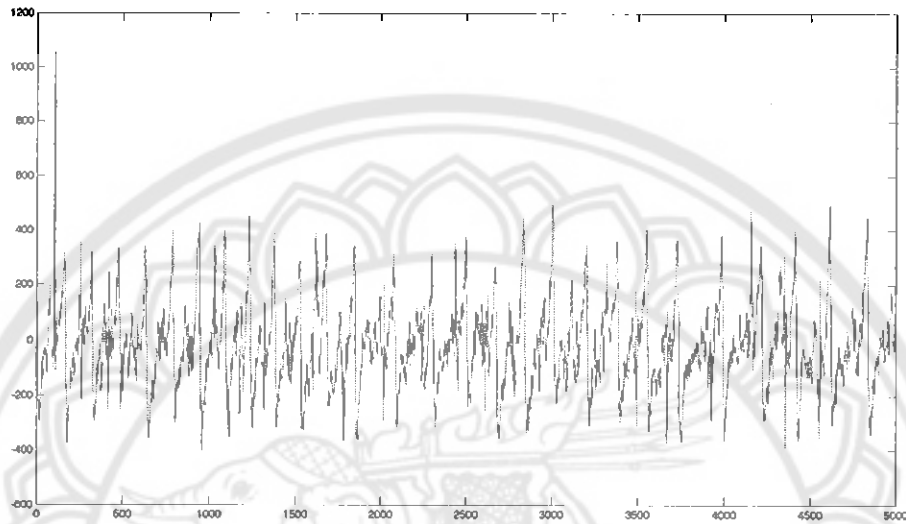
4.3 ขั้นตอนการลบกลุ่มรวมคิวอาร์เอส

เมื่อทราบถึงตำแหน่งค่าสูงสุดของสัญญาณจากขั้นตอนข้างต้น ทำให้สามารถทราบถึงระยะห่างระหว่างแต่ละกลุ่มรวมคิวอาร์เอส นำเอากลุ่มรวมคิวอาร์เอสที่ติดกันตัวถัดไปมาลบดังสมการที่ (1) ในบทที่ 3 เพราะต้องการให้ค่าที่สูงหรือต่ำเกินไปซึ่งพบในกลุ่มรวมคิวอาร์เอสมีน้อยลง แต่ก่อนที่จะดำเนินการก็ต้องดูว่าจะนำเอาช่วงของกลุ่มรวมคิวอาร์เอสที่มีความกว้างเท่าใดมาจึงจะเหมาะสม จากบทที่ 2 ช่วงกลุ่มรวมคิวอาร์เอสจะอยู่ในช่วง 0.06 – 0.10 วินาที และจากบทที่ 3 มีอัตราการสุ่มตัวอย่าง 200 ตัวอย่างต่อวินาที

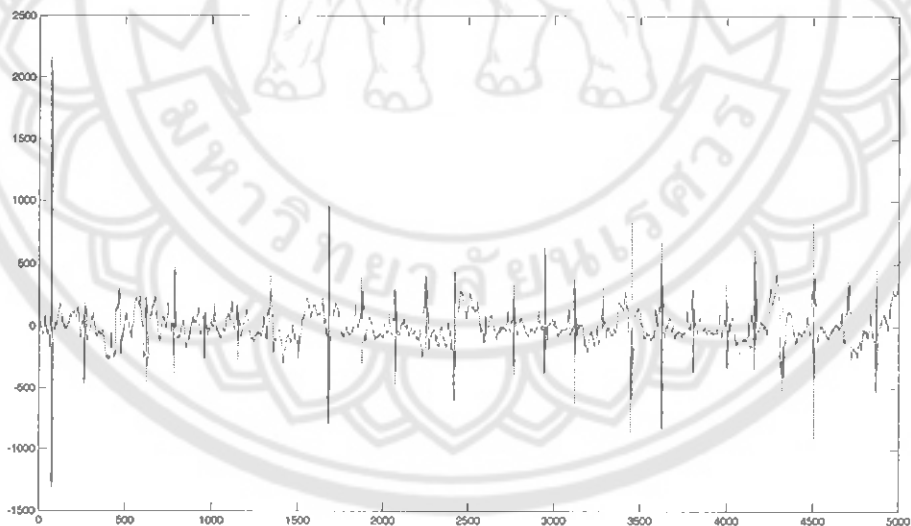
ดังนั้นการพิจารณาเลือกช่วงของกลุ่มรวมคิวอาร์เอสจึงเลือกนำช่วงที่มีโอกาสมีค่าสูงสุดคือ 0.01 วินาที เนื่องจากจะครอบคลุมการช่วงของการนำกลุ่มรวมคิวอาร์เอสที่อยู่ติดกันถัดไปมาลบได้ โดยช่วง 0.10 วินาทีก็เทียบได้กับ $200 \times 0.10 = 20$ ตัวอย่าง

เนื่องจากตำแหน่งข้างอิงคือตำแหน่งของคลื่นอาร์ซึ่งอยู่ตรงกลางของกลุ่มรวมคิวและเอส ดังนั้นช่วง 20 ตัวอย่างจะถูกแบ่งเป็น 10 ตัวอย่างก่อนหน้าและหลังคลื่น

อาร์ อย่างไรก็ตามตำแหน่งของคลื่นอาร์อาจจะไม่อยู่ตรงกลางพอดี จึงต้องเผื่อช่วงเพิ่มเติม โดยกำหนดให้ช่วงก่อนหน้าคลื่นอาร์ 15 ตัวอย่างและหลังคลื่นอาร์ 15 ตัวอย่าง ดังนั้นช่วงของกลุ่มรวมคิวอาร์เอสที่จะนำไปลบกับกลุ่มรวมคิวอาร์เอสก่อนหน้าจะมีทั้งหมด $15+1+15 = 31$ ตัวอย่าง โดยตำแหน่งของคลื่นอาร์จะต้องตรงกันด้วย



รูปที่ 4.5 สัญญาณอีซีจีจากรูปที่ 4.1 ที่มีการลบกลุ่มรวมคิวอาร์เอสติดกันถัดไป

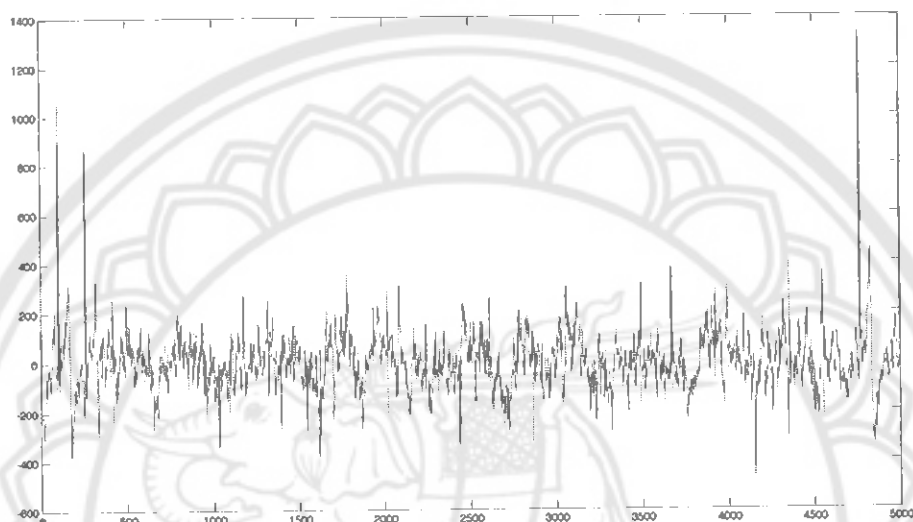


รูปที่ 4.6 สัญญาณอีซีจีจากรูปที่ 4.2 ที่มีการลบกลุ่มรวมคิวอาร์เอสติดกันถัดไป

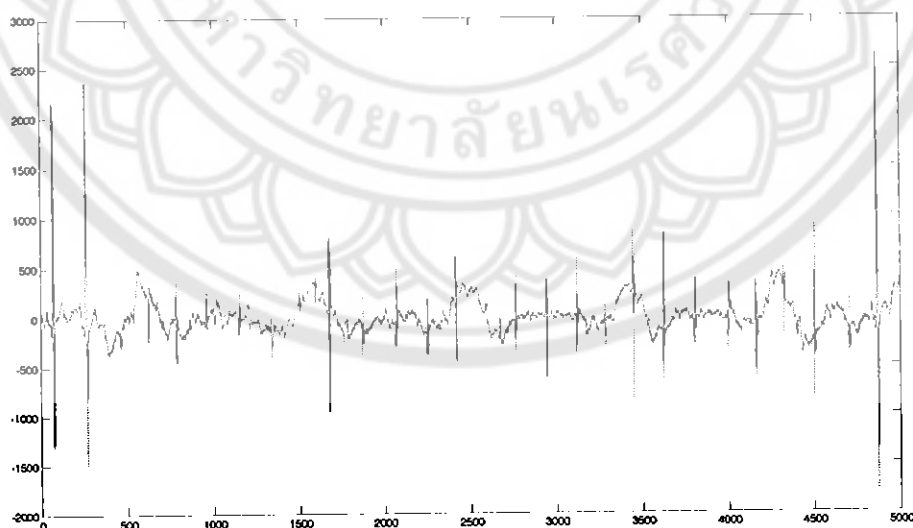
รูปที่ 4.5 และรูปที่ 4.6 แสดงให้เห็นสัญญาณอีซีจีจากรูปที่ 4.1 และ 4.2 ที่มีการลบกลุ่มรวมคิวอาร์เอสติดกันถัดไป ซึ่งจะเห็นได้ว่าขนาดของสัญญาณลดลงประมาณ

มากกว่าร้อยละ 50 ยกเว้นกลุ่มรวมคิวอาร์เอสกลุ่มแรก ซึ่งจะต้องเก็บค่าไว้เพื่อใช้อ้างอิงในการแปลงสัญญาณกลับ

จากนั้นก็ทำการทดลองต่อเพื่อที่จะพิจารณาว่าถ้าขยายช่วงการลบจากช่วงกลุ่มรวมคิวอาร์เอสไปอีกเป็นช่วงครึ่งหนึ่งของระยะห่างของคลื่นอาร์ถัดไป จะได้ผลเป็นอย่างไร



รูปที่ 4.7 สัญญาณอีซีจีจากรูปที่ 4.1 ที่มีการลบช่วงครึ่งหนึ่งของระยะห่างของคลื่นอาร์ถัดไป

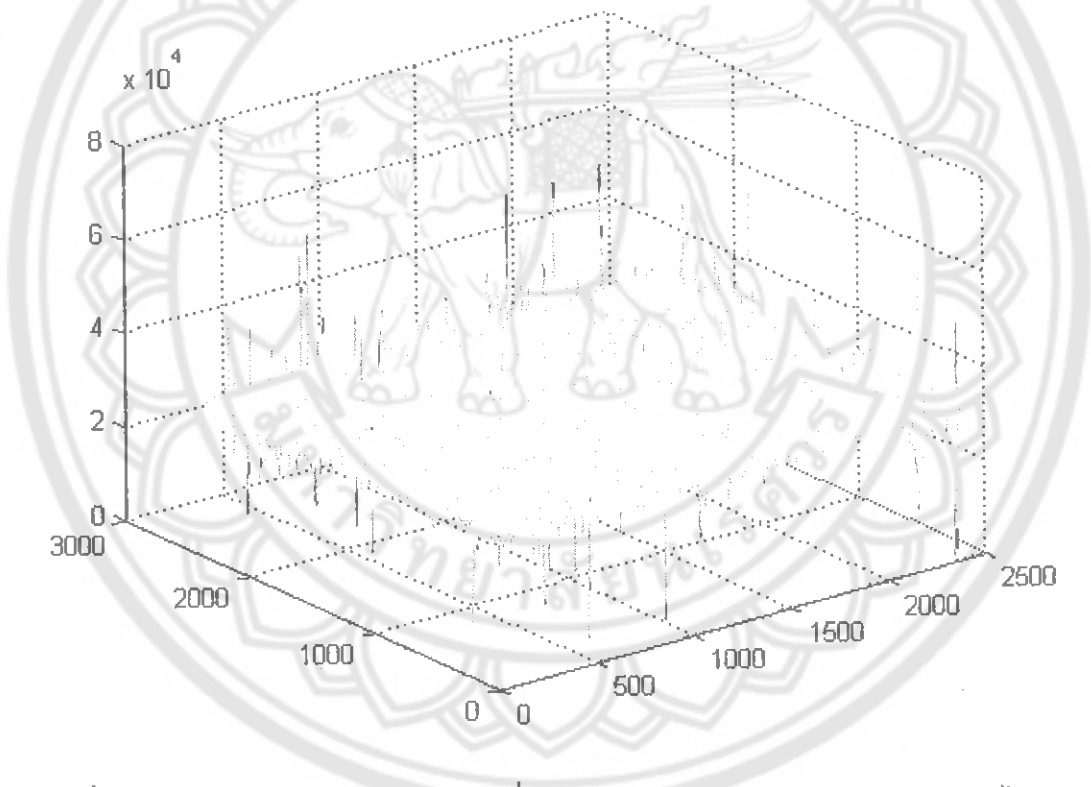


รูปที่ 4.8 สัญญาณอีซีจีจากรูปที่ 4.2 ที่มีการลบช่วงครึ่งหนึ่งของระยะห่างของคลื่นอาร์ถัดไป

รูปที่ 4.7 และรูปที่ 4.8 แสดงให้เห็นสัญญาณอีซีจีจากรูปที่ 4.1 และ 4.2 ที่มีการลบช่วงครึ่งหนึ่งของระยะห่างของคลื่นอาร์ถัดไป ซึ่งจะเห็นได้ว่าขนาดของสัญญาณลดลงประมาณมากกว่าร้อยละ 50 เช่นกันแต่มีลักษณะแตกต่างกัน

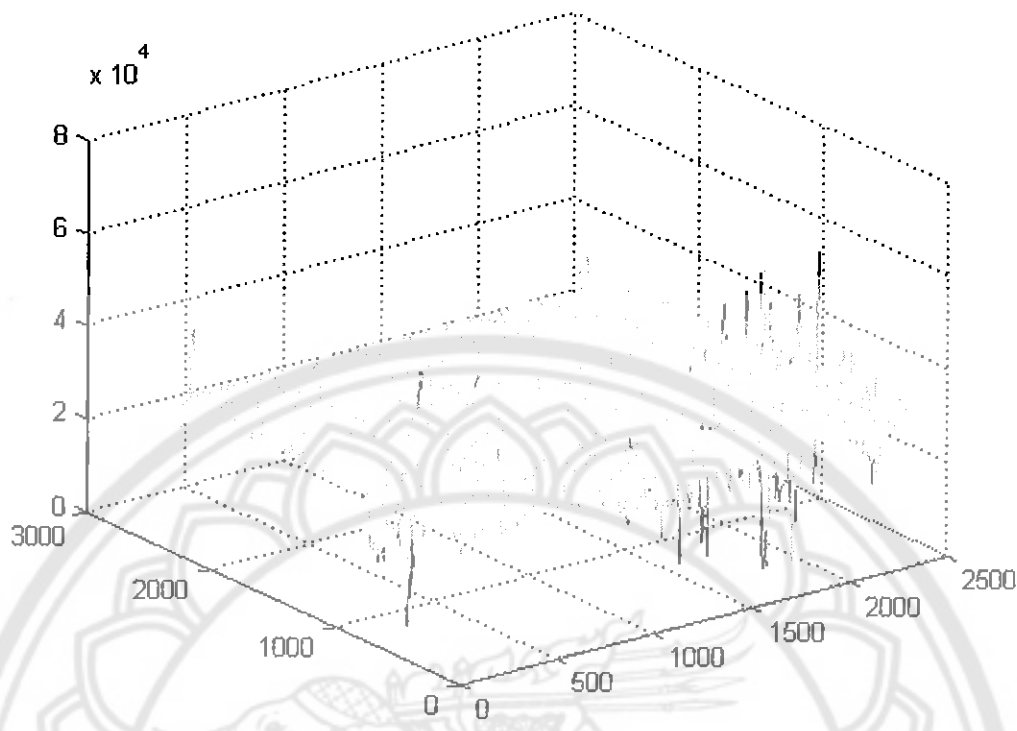
4.4 ขั้นตอนการจัดข้อมูลให้เป็นสองมิติ

เนื่องจากถ้าต้องการใช้อัลกอริทึมที่ใช้กับภาพซึ่งมีชื่อเสียงเช่นเจเพ็ทนั้น จำเป็นต้องจัดให้สัญญาณอีซีจีอยู่ในลักษณะสองมิติ โดยจัดให้มีขนาดของแถวและคอลัมน์ประมาณเท่า ๆ กัน



รูปที่ 4.9 สัญญาณ 2 มิติของอีซีจี 1 ที่มีการลบกลุ่มรวมคิวอาร์เอสติดกันถัดไป

จากรูปที่ 4.9 แสดงการจัดข้อมูลให้เป็น 2 มิติของอีซีจี 1 ที่มีการลบกลุ่มรวมคิวอาร์เอสติดกันถัดไปซึ่งแสดงในรูปแบบ 3 มิติ



รูปที่ 4.10 สัญญาณ 2 มิติของอีซีจี 2 ที่มีการลบกลุ่มรวมคิวอาร์เอสติดกันถัดไป

จากรูปที่ 4.10 แสดงการจัดข้อมูลให้เป็น 2 มิติของอีซีจี 2 ที่มีการลบกลุ่มรวมคิวอาร์เอสติดกันถัดไปซึ่งแสดงในรูปแบบ 3 มิติ

ขั้นตอนการใช้วิธีการบีบอัดข้อมูลแบบไม่สูญเสีย

ทำการทดลองโดยเปรียบเทียบการบีบอัดข้อมูลโดยใช้โปรแกรมที่เป็นที่นิยม 2 โปรแกรมนั่นคือ วินซีป เวอร์ชัน 11 (winzip version 11) และวินราร์ (winRAR) อีกทั้งได้ใช้การบีบอัดข้อมูลเจแพ็กแบบไม่สูญเสียที่มีอยู่ในโปรแกรม MATLAB ซึ่งผลการทดลองแสดงให้เห็นในตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 แสดงขนาดของไฟล์จากการดำเนินการกับสัญญาณอ็ซซีซีชุดที่ 1 และ 2
(หน่วยเป็นกิโลไบต์)

	อ็ซซีซี 1	อ็ซซีซี 2	อ็ซซีซี 1 ลบคิว อาร์เอส	อ็ซซีซี 2 ลบคิวอาร์ เอส	อ็ซซีซี 1 ลบครึ่งช่วง	อ็ซซีซี 2 ลบครึ่งช่วง
Binary file	11,150	10,053	-	-	-	-
winzip V.11	7,372	6,275	-	-	-	-
winRAR	5,113	4,661	-	-	-	-
LosslessJPEG	5,032	4,714	5,009	4,515	5,185	3,223

เมื่อลองจัดสัญญาณอ็ซซีซีให้เป็น 3 มิติ พบว่าสำหรับข้อมูลแบบ 16 บิตนั้น ยังไม่สามารถทำการบีบอัดข้อมูลเจแพ็กแบบไม่สูญเสียด้วย MATLAB ได้

ทุกสัญญาณอ็ซซีซีที่ได้ทำการบีบอัดข้อมูล สามารถแปลงกลับมาเหมือนสัญญาณเดิมทุกประการ ซึ่งถ้าหาค่าเฉลี่ยของค่าความผิดพลาดกำลังสอง (Mean Square Error, MSE) จะมีค่าเท่ากับศูนย์

บทที่ 5

สรุปและข้อเสนอแนะ

(Conclusion and Suggestion)

ในบทนี้จะสรุปการบีบอัดข้อมูลซีซีจี ที่ได้ออกแบบขั้นตอนวิธีและทำการทดลอง รวมทั้งให้ข้อเสนอแนะที่เป็นแนวทางการพัฒนาการบีบอัดข้อมูลซีซีจีให้ดียิ่งขึ้นต่อไป

5.1 ข้อวิจารณ์และสรุปผลการทดลอง

จากการทดลองในบทที่ 4 จะเห็นได้ว่าเมื่อทำการลบสัญญาณซีซีจีด้วยวิธีการลบด้วยกลุ่มรวมคิวอาร์เอสติดกันถัดไปหรือลบช่วงครึ่งหนึ่งของระยะห่างของคลื่นอาร์ถัดไปจะได้สัญญาณที่มีขนาดลดลงโดยรวมและมีลักษณะใกล้เคียงกันมากขึ้น

สัญญาณซีซีจีเริ่มต้นที่ใช้ทดลองทั้งสองสัญญาณมีขนาดใหญ่คือ 11,150 กิโลไบต์ และ 10,053 กิโลไบต์ ตามลำดับ เนื่องจากมีการเก็บข้อมูลประมาณเจ็ดชั่วโมงเมื่อใช้ วินซิป เวอร์ชัน 11 (winzip version 11) ซึ่งเป็นโปรแกรมที่นิยมใช้ในการบีบอัดข้อมูลโดยทั่วไป พบว่ามีข้อมูลซีซีจีมีขนาดลดลงคือ 7,372 กิโลไบต์ และ 6,275 กิโลไบต์ ตามลำดับ เมื่อคำนวณหาสัดส่วนของการบีบอัดข้อมูลจะได้ $11,150/7,372 = 1.51$ และ $10,053/6,275 = 1.6$ ตามลำดับ เมื่อใช้วินราร์ (winRAR) ซึ่งเป็นโปรแกรมที่นิยมใช้ในการบีบอัดข้อมูลโดยทั่วไปอีกโปรแกรมหนึ่ง พบว่ามีข้อมูลซีซีจีมีขนาดลดลงคือ 5,113 กิโลไบต์ และ 4,661 กิโลไบต์ ตามลำดับ เมื่อคำนวณหาสัดส่วนของการบีบอัดข้อมูลจะได้ $11,150/5,113 = 2.18$ และ $10,053/4,661 = 2.16$ ตามลำดับ จะเห็นได้ว่าสำหรับสัญญาณซีซีจีนั้น วินราร์ (winRAR) สามารถบีบอัดข้อมูลได้ดีกว่า วินซิป เวอร์ชัน 11 จากนั้นได้ทำการจัดสัญญาณเป็นสองมิติแล้วใช้การบีบอัดข้อมูลเจแพ็กแบบไม่สูญเสีย พบว่ามีข้อมูลซีซีจีมีขนาดลดลงคือ 5,032 กิโลไบต์ และ 4,714 กิโลไบต์ ตามลำดับ เมื่อคำนวณหาสัดส่วนของการบีบอัดข้อมูลจะได้ $11,150/5,032 = 2.22$ และ $10,053/4,714 = 2.13$ ตามลำดับ มาถึงตอนนี้จะพบว่า การบีบอัดข้อมูลเจแพ็กแบบไม่สูญเสียสามารถบีบอัดข้อมูลซีซีจีได้ใกล้เคียงกับวินราร์ (winRAR)

เมื่อได้ดำเนินการกับสัญญาณอีซีจีตามขั้นตอนวิธีที่นำเสนอไปในบทที่ 3 คือทำการลบกลุ่มรวมคิวอาร์เอสติดกันถัดไป จัดให้อยู่ในรูปแบบสองมิติ และบีบอัดข้อมูลด้วยการบีบอัดข้อมูลเฉพาะแบบไม่สูญเสีย พบว่ามีข้อมูลอีซีจีที่มีขนาดลดลงคือ 5,009 กิโลไบต์ และ 4,515 กิโลไบต์ ตามลำดับ เมื่อคำนวณหาสัดส่วนของการบีบอัดข้อมูลจะได้ $11,150/5,009 = 2.23$ และ $10,053/4,515 = 2.23$ ตามลำดับ จะเห็นได้ว่าการบีบอัดข้อมูลได้ดีกว่าการบีบอัดข้อมูลที่ไม่มีการดำเนินการกับสัญญาณเมื่อเปรียบเทียบกับข้อมูลที่ได้ทดลองข้างต้น นอกจากนี้ผู้วิจัยยังได้ทำการทดลองดูว่าถ้ามีการลบช่วงครึ่งหนึ่งของระยะห่างของคลื่นอาร์ถัดไป ซึ่งจะเป็นการขยายช่วงของการลบข้อมูลออกไปจากช่วงกลุ่มรวมคิวอาร์เอสที่ได้นำเสนอในบทที่ 3 พบว่าข้อมูลอีซีจีที่มีขนาดลดลงคือ 5,185 กิโลไบต์ และ 3,223 กิโลไบต์ ตามลำดับ เมื่อคำนวณหาสัดส่วนของการบีบอัดข้อมูลจะได้ $11,150/5,185 = 2.15$ และ $10,053/3,223 = 3.12$ ตามลำดับ จะเห็นได้ว่าสำหรับสัญญาณอีซีจี 1 จะมีการบีบอัดข้อมูลได้ไม่ดีเท่าการลบกลุ่มรวมคิวอาร์เอสติดกันถัดไปและการจัดสัญญาณอีซีจีเป็น 2 มิติโดยไม่มีการดำเนินการกับสัญญาณ แต่สำหรับสัญญาณอีซีจี 2 จะเห็นได้ชัดว่ามีการบีบอัดข้อมูลได้ดีมาก จึงสรุปได้ว่าวิธีการนี้จะขึ้นอยู่กับลักษณะของสัญญาณอีซีจี ซึ่งสัญญาณอีซีจี 2 นั้นค่อนข้างเรียบกว่าสัญญาณอีซีจี 1

5.2 ข้อเสนอแนะ

- จากการออกแบบในโครงการวิจัยนี้ สามารถพัฒนาต่อไปได้อีก ยกตัวอย่างเช่น
- เพื่อให้ไฟล์มีขนาดลดลงยิ่งขึ้นไปอีก ก็อาจจะทำได้โดยมีการบีบอัดข้อมูลแบบสูญเสีย แต่ต้องเป็นการจัดการกับข้อมูลที่ไม่ทำให้มีสูญเสียสารสนเทศที่สำคัญที่ใช้ในการตีความถึงการเจ็บป่วย ซึ่งจวบจนปัจจุบันก็มีผู้วิจัยที่นำเสนอวิธีการจำนวนมาก แต่ก็อาจจะลองจัดให้เป็นรูปแบบหลายมิติเพิ่มเติม
 - มีการตีความอีซีจีโดยพิจารณาแต่ละคลื่นแบบอัตโนมัติ และเก็บข้อมูลเฉพาะการตีความ ก็จะทำให้เก็บข้อมูลน้อยลง และช่วยผู้เชี่ยวชาญที่จะลดเวลาในการตีความ

บรรณานุกรม

- [1] Debra K. Moser, "ECG Interpretation: A 2-in-1 Reference for Nurses," Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [2] Al Bovik, "The Essential Guide to Image Preccessing," Elsevier Inc., 2009.
- [3] P.S. Hamilton, W.J. Tompkins, "Compression of the ambulatory ECG by average beat subtraction and residual differencing," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 38, pp 253-259, 1991.
- [4] T.A. Welch, "A Technique for High Performance Data Compression," IEEE Computer, vol. 17, Issue 6, pp. 8-19, 1984.
- [5] M.S. Manikandan, S. Dandapat, "Wavelet threshold based TDL and TDR algorithms for real-time ECG signal compression," Biomedical Signal Processing and Control, vol. 3, Issue 1, pp. 44-66, January 2008.
- [6] M. Blanco-Velasco, F. Cruz-Roldán, F. López-Ferreras, A. Bravo-Santos, D. Martínez-Muñoz , "A low computational complexity algorithm for ECG signal compression," Medical Engineering & Physics, vol. 26, Issue 7, pp. 553-568, September 2004.
- [7] G. Tohumoglu, K. Erbil Sezgin, "ECG signal compression by multi-iteration EZW coding for different wavelets and thresholds," Computers in Biology and Medicine, vol 37, Issue 2, , pp. 173-182, February 2007.

- [8] M. Blanco-Velasco, F. Cruz-Roldán, J. Ignacio Godino-Llorente, J. Blanco-Velasco, C. Armiens-Aparicio, F. López-Ferrerías, "On the use of PRD and CR parameters for ECG compression," *Medical Engineering & Physics*, vol 27, Issue 9, pp. 798-802, November 2005.
- [9] V. Kumar, S.C. Saxena, V.K. Giri, Dilbag Singh, "Improved modified AZTEC technique for ECG data compression: Effect of length of parabolic filter on reconstructed signal," *Computers & Electrical Engineering*, vol 31, Issues 4-5, pp. 334-344, June- July 2005.
- [10] H.H. Chou, Y.J. Chen, Y.C. Shiau, T.S. Kuo, "An effective an efficient compression algorithm for ECG signal with irregular periods," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 53, Issue 6, pp. 1198-1205, June 2006.
- [11] C. Sopavanit, T. Desudchit, P. Riyamongkol, "Wireless and Wearable ECG Device with Lossless Compression for On-Line Post-Surgery Heart Monitoring System," *IEEE International Conference*, 2008.
- [12] P.S. Hamilton, W.J. Tompkins, "Compression of the ambulatory ECG by average beat subtraction and residual differencing," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, pp 253-259, 1991.
- [13] N. Memon, C. Guillemot, R. Ansari, "The JPEG Lossless Image Compression Standards," *Handbook of Image and Video Processing (Second Edition)*, pp. 733-745, 2005.

- [14] M. W. Hoffman, "JPEG-LS Lossless and Near Lossless Image Compression," *Lossless Compression Handbook*, pp. 301-310, 2003.
- [15] J. Kivijärvi, T. Ojala, T. Kaukoranta, A. Kuba, L. Nyúl, O. Nevalainen, "A comparison of lossless compression methods for medical images," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol 22, Issue 4, pp. 323-339, 8 July 1998.
- [16] W. Philips, S. Van Assche, D. De Rycke, K. Denecker, "State-of-the-art techniques for lossless compression of 3D medical image sets," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol 25, Issue 2, pp. 173-185, March 2001.

