

การศึกษาเพื่อเปรียบเทียบเทคนิคการจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



นางสาวปอนด์ บุญยะเวศ

สถาบันวิทยบริการ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2547

ISBN 974-53-1090-5

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

COMPARATIVE STUDY OF ELECTROCARDIOGRAM MODELING TECHNIQUES



Miss Pond Boonyaves

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Engineering in Electrical Engineering

Department of Electrical Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2004

ISBN 974-53-1090-5

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การศึกษาเพื่อเปรียบเทียบเทคนิคการจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
โดย	นางสาวปอนด์ บุญยะเวศ
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
อาจารย์ที่ปรึกษา	รองศาสตราจารย์ ดร.สมชาย จิตะพันธ์กุล
อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม	พลอากาศตรี ดร.เพียร โตท่าโรง

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(ศาสตราจารย์ ดร.ดิเรก ลาวัณย์ศิริ)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ เจตกุล โสภานิตย์)

..... อาจารย์ที่ปรึกษา
(รองศาสตราจารย์ ดร.สมชาย จิตะพันธ์กุล)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม
(พลอากาศตรี ดร.เพียร โตท่าโรง)

..... กรรมการ
(อาจารย์ ดร.นิสาชล ตั้งเสี่ยมวิสัย)

..... กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นพ.ทนายท คีสุตจิต)

ปอนด์ ระยะเวลา : การศึกษาเพื่อเปรียบเทียบเทคนิคการจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

(COMPARATIVE STUDY OF ELECTROCARDIOGRAM MODELING TECHNIQUES)

อ. ที่ปรึกษา: รศ. ดร.สมชาย จิตะพันธ์กุล, อ.ที่ปรึกษาร่วม: พลอากาศตรี ดร.เพียร โตท่าโรง,
108 หน้า. ISBN 974-53-1090-5.

การวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นการวิเคราะห์ที่ง่ายและมีความเสี่ยงน้อยกว่าวิธีอื่น ๆ โดยเฉพาะอย่างยิ่งถ้าทำการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในขณะที่ออกกำลังกายจะสามารถระบุอาการผิดปกติของหัวใจได้ด้วยอัตราความถูกต้องสูงเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการอื่น ๆ วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ นำเสนอแบบจำลองมัลติควอดริคเป็นแบบจำลองคณิตศาสตร์เพื่อสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และเปรียบเทียบกับ 2 แบบจำลอง คือ ฟังก์ชันเกาส์ และแบบจำลองสไปลน์ โดยการนำพารามิเตอร์ของแบบจำลองมาเปรียบเทียบด้านความสามารถในการบีบอัดข้อมูล ด้านความถูกต้องของการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นใหม่ และความสามารถในการจำแนกอาการคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อเป็นประโยชน์ในการเลือกแบบจำลองทางคณิตศาสตร์มาสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจนำไปประยุกต์ใช้ให้เหมาะสมกับวัตถุประสงค์ของการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับงานนั้น ๆ จากการทดลองพบว่าแบบจำลองมัลติควอดริคมีประสิทธิภาพดีกว่าฟังก์ชันเกาส์ และแบบจำลองสไปลน์ นอกจากนี้แบบจำลองมัลติควอดริคยังมีความซับซ้อนของขั้นตอนการสร้างแบบจำลองน้อยกว่าฟังก์ชันเกาส์ และแบบจำลองสไปลน์

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาควิชา.....วิศวกรรมไฟฟ้า.....ลายมือชื่อนิสิต.....

สาขาวิชา.....วิศวกรรมไฟฟ้า.....ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา.....

ปีการศึกษา.....2547.....ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษาร่วม.....

4470406121: MAJOR ELECTRICAL ENGINEERING

KEY WORD: ECG (EKG) / MODELING / COMPRESSION / MULTIQUADRIC (MQ)

POND BOONYAVES : COMPARATIVE STUDY OF ELECTROCARDIOGRAM

MODELING TECHNIQUES. THESIS ADVISOR: ASSOC. PROF. SOMCHAI

JITAPUNKUL, Dr.Ing., THESIS CO-ADVISOR: AIR VICE MARSHAL PIAN

TOTARONG, Dr.Ing., 108 pp. ISBN 974-53-1090-5.

ECG signals analysis during exercise stress testing is a simple method and less risk than other methods. This thesis purposed to use Multiquadric interpolation method (MQ) for ECG's mathematical modeling and then compared with another two well-known techniques, Gaussian function and Spline model. There parameters used in this comparison are the data compression capability, the ECG signals reconstruction effectiveness and the ECG signals classification correction in order to select the most appropriate mathematical model for using in the ECG modeling. The MQ is more efficient and useful than the others in every ways. However, the MQ is still less complicate than the others. From experimental results using Matlab run on MS Window PC.

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Department Electrical Engineering

Student's signature.....

Field of study Electrical Engineering

Advisor's signature.....

Academic year 2004

Co-Advisor's signature.....

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยความกรุณาของบุคคลต่าง ๆ ผู้วิจัยขอขอบคุณทั้งครอบครัว ญาติพี่น้อง อาจารย์ทุกท่าน และ เพื่อน ๆ พี่ ๆ รอบตัวของผู้วิจัยทุกคนภายในห้องศูนย์เชี่ยวชาญเฉพาะด้านเทคโนโลยีโทรคมนาคม (Center of Excellence in Telecommunication Technology) โดยเฉพาะ เพื่อน ๆ พี่ ๆ ภายในห้องปฏิบัติการวิจัยกรรมวิธีสัญญาณดิจิทัล (Digital Signal Processing Research Laboratory) ในความช่วยเหลือและแรงบันดาลใจ กำลังใจ และทำให้วันเวลาของผู้วิจัยผ่านไปอย่างมีความหมายโดยบุคคลที่มีความสำคัญต่อผู้ทำวิจัยอย่างมากมีดังต่อไปนี้

สำหรับคำแนะนำและความช่วยเหลืออย่างยิ่งของอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ คือ รศ. ดร.สมชาย จิตะพันธ์กุล พร้อมทั้งแรงกระตุ้นและคำแนะนำของอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วมคือ พลอากาศตรี ดร.เพียร โดท่าโรง ผู้วิจัยจึงขอกราบขอบพระคุณ

ขอขอบคุณโครงการเสริมสร้างความเชื่อมโยงระหว่างภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและภาคเอกชนทางด้านการวิจัยและพัฒนา (Cooperation Project between Department of Electrical Engineering and Private Sector for Research and Development) ปี พ.ศ. 2546 ที่ช่วยสนับสนุนเงินทุนสำหรับการทำงานวิจัย และขอขอบคุณ คุณจิราภา ทรงชนศักดิ์ และคุณพรทิพย์ ไพศาลสิงห์ ผู้ช่วยวิจัยของโครงการสำหรับความช่วยเหลือการทำวิจัย

ขอขอบคุณ คุณสุจรรยา และคุณทศพรสำหรับกำลังใจและแรงกระตุ้นให้ผู้วิจัยมีกำลังใจในการทำวิจัย คุณกณิกา สุขสมบูรณ์ และคุณอัครเดช บุคคลประเสริฐสำหรับคำแนะนำทางด้านเทคนิค การเขียนโปรแกรม และคุณจิรวัฒน์ เศรษฐาญสำหรับการดำเนินการต่าง ๆ ขณะที่ผู้วิจัยติดภารกิจในหน้าที่การงานไม่สามารถดำเนินการเองได้

สุดท้ายผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณบิดามารดาที่ให้กำลังใจและการสนับสนุนแก่ผู้วิจัยเสมอมาจนสำเร็จการศึกษา

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญภาพ.....	ฌ
สารบัญตาราง.....	ฎ
บัญชีคำศัพท์.....	ณ
บทที่	
1 บทนำ.....	1
1.1 แนวเหตุผลและความเป็นมา.....	1
1.2 หัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	2
1.2.1 ส่วนประกอบของระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าของหัวใจ.....	3
1.2.2 ส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าหัวใจ.....	3
1.3 แนวทางที่นำเสนอ.....	6
1.4 วัตถุประสงค์.....	7
1.5 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์.....	7
1.6 แนวทางการดำเนินงาน.....	7
1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	8
1.8 ประมวลวิทยานิพนธ์.....	8
2 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	8
2.1 ฟังก์ชันเกาส์เซียน.....	10
2.2 แบบจำลองสไปลน์.....	12
3 การสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยแบบจำลองมัลติควอดริก.....	15
3.1 สมการแบบจำลองมัลติควอดริก.....	15
3.2 วิธีการเลือกจุดสำคัญสำหรับการสร้างแบบจำลองมัลติควอดริก.....	18
3.3 การสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจชิ้นใหม่โดยใช้ แบบจำลองมัลติควอดริก.....	20

บทที่	หน้า
3.4	สรุป..... 22
4	การเปรียบเทียบประสิทธิภาพด้านต่าง ๆ ของแบบจำลอง..... 23
4.1	การเปรียบเทียบประสิทธิภาพด้านการบีบอัดข้อมูล..... 25
4.2	การเปรียบเทียบประสิทธิภาพด้านการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นใหม่... 28
4.3	การเปรียบเทียบความสามารถในการจำแนกการผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากค่าพารามิเตอร์ของแบบจำลอง..... 34
4.3.1	จำแนกโดยการพิจารณาระยะห่างยูคลิเดียน..... 35
4.3.2	จำแนกด้วยวิธี GLM..... 41
4.4	การเปรียบเทียบความค่า Sensitivity และค่า Specificity..... 49
4.3.1	ค่า Sensitivity..... 49
4.3.2	ค่า Specificity..... 50
4.5	สรุปผลการทดลอง..... 52
5	สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ..... 53
5.1	สรุปผลการวิจัย..... 53
5.2	ข้อเสนอแนะ..... 54
	รายการอ้างอิง..... 55
	ภาคผนวก..... 57
	ภาคผนวก ก..... 58
	ภาคผนวก ข..... 76
	ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์..... 85

สารบัญภาพ

	หน้า
รูปที่ 1.1	การประยุกต์ใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ2
รูปที่ 1.2	ความสัมพันธ์ระหว่างระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าหัวใจกับการเกิดส่วนต่าง ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....3
รูปที่ 1.3	คลื่นไฟฟ้าหัวใจและส่วนประกอบต่าง ๆ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....4
รูปที่ 1.4	ลักษณะการเกิดคลื่น P จากการหดตัวของหัวใจห้องบนทั้งขวาและซ้าย.....4
รูปที่ 1.5	คลื่น Q แบบต่าง ๆ ที่อาจพบได้ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....5
รูปที่ 2.1	แบบจำลองเกาส์จากสมการ.....10
รูปที่ 2.2	เปรียบเทียบระหว่างแบบจำลองเกาส์จากสมการ (2-1) กับสมการ (2-3).....11
รูปที่ 2.3	ตัวอย่างการรวมกันของแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 ส่วนเข้าด้วยกัน ด้วยวิธีการซ้อนทับจากสมการ (2-4).....12
รูปที่ 2.4	ตัวอย่างการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยแบบจำลองสไปลน์ โดยใช้ฟังก์ชันสำเร็จรูปจากโปรแกรม Matlab.....14
รูปที่ 3.1	สัญญาณตัวอย่างสำหรับแสดงขั้นตอนการสร้างสัญญาณ โดยใช้แบบจำลองมัลติควอดริก.....16
รูปที่ 3.2	ตัวอย่างการสร้างแบบจำลองแบบมัลติควอดริกโดยกำหนดให้ค่า $\Delta = 0$ และ $\Delta = 2$17
รูปที่ 3.3	อัลกอริทึมหลักในการเลือกจุดสำคัญของแบบจำลองมัลติควอดริก19
รูปที่ 3.4	อัลกอริทึมที่ใช้ทำการเลือกจุดเริ่มต้นช่วงของค่าความชันที่มีค่าลบต่อเนื่องกัน ของแบบจำลองมัลติควอดริก20
รูปที่ 3.5	อัลกอริทึมที่ใช้ทำการเลือกจุดเริ่มต้นช่วงของค่าความชันที่มีค่าบวกต่อเนื่องกัน ของแบบจำลองมัลติควอดริก21
รูปที่ 3.6	อัลกอริทึมที่ใช้ทำการเลือกจุดสุดท้ายของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ของแบบจำลองมัลติควอดริก22
รูปที่ 4.1	ตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบที่เป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ.....27
รูปที่ 4.2	ตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบที่เป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อาการ Malignant Ventricular Arrhythmia.....27
รูปที่ 4.3	ตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบที่เป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อาการ Supraventricular Arrhythmia.....28
รูปที่ 4.4	เปรียบเทียบแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ (สัญญาณเลขที่ 504) ที่ถูกสร้างขึ้นใหม่ด้วย 3 วิธีที่ใช้เปรียบเทียบในวิทยานิพนธ์.....32

รูปที่ 4.5	เปรียบเทียบแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia (สัญญาณเลขที่ 421 เส้นที่ 0) ที่ถูกสร้างขึ้นใหม่ด้วย 3 วิธีที่ใช้เปรียบเทียบในวิทยานิพนธ์.....	33
รูปที่ 4.6	เปรียบเทียบแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia (สัญญาณเลขที่ 828 เส้นที่ 0) ที่ถูกสร้างขึ้นใหม่ด้วย 3 วิธีที่ใช้เปรียบเทียบในวิทยานิพนธ์.....	36
รูปที่ 4.7	แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการด้วยวิธีหาค่าระยะห่างยูคลิดีเนียนโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติเป็นต้นแบบ.....	39
รูปที่ 4.8	แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการด้วยวิธีหาค่าระยะห่างยูคลิดีเนียนโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia (เส้น 0) เป็นต้นแบบ.....	40
รูปที่ 4.9	แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการด้วยวิธีหาค่าระยะห่างยูคลิดีเนียนโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia (เส้น 1) เป็นต้นแบบ.....	41
รูปที่ 4.10	แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการด้วยวิธีหาค่าระยะห่างยูคลิดีเนียนโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia เป็นต้นแบบตามกรณีที่ 3.....	42
รูปที่ 4.11	แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการด้วยวิธีหาค่าระยะห่างยูคลิดีเนียนโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 0) เป็นต้นแบบ.....	43
รูปที่ 4.12	แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการด้วยวิธีหาค่าระยะห่างยูคลิดีเนียนโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 0) เป็นต้นแบบ.....	44
รูปที่ 4.13	แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการด้วยวิธีหาค่าระยะห่างยูคลิดีเนียนโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia เป็นต้นแบบตามกรณีที่ 3.....	44
รูปที่ 4.14	แผนภูมิสรุปรประสิทธิภาพด้านการจำแนกอาการจากแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีการพิจารณาระยะห่างยูคลิดีเนียน.....	45

รูปที่ 4.15	แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการด้วยวิธี GLM โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติเป็นต้นแบบ.....	47
รูปที่ 4.16	แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการด้วยวิธี GLM โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia (เส้น 0) เป็นต้นแบบ.....	48
รูปที่ 4.17	แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการด้วยวิธี GLM โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia (เส้น 1) เป็นต้นแบบ.....	48
รูปที่ 4.18	แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการด้วยวิธี GLM โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia เป็นต้นแบบ (พิจารณาตามกรณีที่ 3).....	49
รูปที่ 4.19	แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการด้วยวิธี GLM โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 0) เป็นต้นแบบ.....	50
รูปที่ 4.20	แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการด้วยวิธี GLM โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 1) เป็นต้นแบบ.....	51
รูปที่ 4.21	แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการด้วยวิธี GLM โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia เป็นต้นแบบ (พิจารณาตามกรณีที่ 3).....	52
รูปที่ 4.22	แผนภูมิสรูปประสิทธิภาพด้านการจำแนกอาการจากแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ด้วยวิธี GLM.....	52

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 3.1	23
ค่าที่ได้จากการเลือกจุดสำคัญของสัญญาณต้นแบบจากรูปที่ 3.2 และ 3.3	23
ตารางที่ 3.2	24
ค่า α_j ที่ได้จากการคำนวณค่า X_j และ H_j จากตารางที่ 3.1	24
ตารางที่ 4.1	29
เปรียบเทียบค่าของอัตราการบีบอัดข้อมูลจากแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ	29
ตารางที่ 4.2	30
เปรียบเทียบค่าของอัตราการบีบอัดข้อมูลจากแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia	30
ตารางที่ 4.3	31
เปรียบเทียบค่าของอัตราการบีบอัดข้อมูลจากแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia	31
ตารางที่ 4.4	33
เปรียบเทียบค่าร้อยละของรากที่สองของค่าเฉลี่ยของผลต่างกำลังสองจากการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ	33
ตารางที่ 4.5	34
เปรียบเทียบค่าร้อยละของรากที่สองของค่าเฉลี่ยของผลต่างกำลังสองจากการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia	34
ตารางที่ 4.6	35
เปรียบเทียบค่าร้อยละของรากที่สองของค่าเฉลี่ยของผลต่างกำลังสองจากการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia	35
ตารางที่ 4.7	54
จำนวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและผิดปกติที่ถูกจำแนกด้วยวิธีการพิจารณาค่าระยะห่างยูคลิดี้น โดยใช้ค่าขีดแบ่งจากหัวข้อ 4.3.1 (ก)	54
ตารางที่ 4.8	54
จำนวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและผิดปกติที่ถูกจำแนกด้วยวิธี GLM โดยใช้ค่าขีดแบ่งจากหัวข้อ 4.3.2 (ก)	54
ตารางที่ 4.9	55
ค่า Sensitivity ที่ได้จากการจำแนกอาการด้วยวิธีการพิจารณาค่าระยะห่างยูคลิดี้นและวิธี GLM	55
ตารางที่ 4.10	55
ค่า Specificity ที่ได้จากการจำแนกอาการด้วยวิธีการพิจารณาค่าระยะห่างยูคลิดี้นและวิธี GLM	55

ตารางที่ 4.20	ค่าระยะห่างยูคลิเดียนและเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของพารามิเตอร์อื่น ๆ นอกเหนือจากตำแหน่งตามแนวแกน X โดยมีค่าเฉลี่ยของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อาการ Supraventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ.....	62
ตารางที่ ก.1	ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของฟังก์ชันเกาส์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ เป็นต้นแบบ	68
ตารางที่ ก.2	ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของแบบจำลองสไปลน์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ เป็นต้นแบบ	69
ตารางที่ ก.3	ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของแบบจำลองมัลติควอดริกโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ เป็นต้นแบบ	70
ตารางที่ ก.4	ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของฟังก์ชันเกาส์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ.....	71
ตารางที่ ก.5	ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของแบบจำลองสไปลน์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ	72
ตารางที่ ก.6	ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของแบบจำลองมัลติควอดริกโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ	73
ตารางที่ ก.7	ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของฟังก์ชันเกาส์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ.....	74
ตารางที่ ก.8	ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของแบบจำลองสไปลน์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ	75
ตารางที่ ก.9	ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของแบบจำลองมัลติควอดริกโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ.....	76
ตารางที่ ก.10	ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของฟังก์ชันเกาส์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Supraventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ.....	77
ตารางที่ ก.11	ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของแบบจำลองสไปลน์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Supraventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ.....	78

ตารางที่ ก.12 ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของแบบจำลองมัลติควอดริกโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Supraventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ	79
ตารางที่ ก.13 ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของฟังก์ชันเกาส์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Supraventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ	80
ตารางที่ ก.14 ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของแบบจำลองสไปลน์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Supraventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ	81
ตารางที่ ก.15 ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของแบบจำลองมัลติควอดริกโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Supraventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ	82
ตารางที่ ข.1 ค่าของเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของฟังก์ชันเกาส์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ เป็นต้นแบบ	83
ตารางที่ ข.2 ค่าของเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของแบบจำลองสไปลน์โดยใช้ค่าเฉลี่ย พารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ เป็นต้นแบบ	84
ตารางที่ ข.3 ค่าของเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของแบบจำลองมัลติควอดริกโดยใช้ ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ เป็นต้นแบบ	85
ตารางที่ ข.4 ค่าของเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของฟังก์ชันเกาส์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ	86
ตารางที่ ข.5 ค่าของเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของแบบจำลองสไปลน์โดยใช้ค่าเฉลี่ย พารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ	87
ตารางที่ ข.6 ค่าของเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของแบบจำลองมัลติควอดริกโดยใช้ ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ	88
ตารางที่ ข.7 ค่าของเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของฟังก์ชันเกาส์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ	89

ตารางที่ ข.8 ค่าของเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของแบบจำลองสไปลน์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ.....	90
ตารางที่ ข.9 ค่าของเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของแบบจำลองมัลติควอดริกโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ.....	91
ตารางที่ ข.10 ค่าของเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของฟังก์ชันเกาส์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Supraventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ.....	92
ตารางที่ ข.11 ค่าของเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของแบบจำลองสไปลน์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Supraventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ.....	93
ตารางที่ ข.12 ค่าของเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของแบบจำลองมัลติควอดริกโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Supraventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ.....	94
ตารางที่ ข.13 ค่าของเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของฟังก์ชันเกาส์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Supraventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ.....	95
ตารางที่ ข.14 ค่าของเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของแบบจำลองสไปลน์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Supraventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ.....	96
ตารางที่ ข.15 ค่าของเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของแบบจำลองมัลติควอดริกโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Supraventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ.....	97

บัญชีคำศัพท์

Atrium	หัวใจห้องบน
Classification Capability	ความสามารถในการจำแนก
Compression Ratio	อัตราการบีบอัดข้อมูล
Cubic Polynomial	พหุนามกำลังสาม
Cubic Spline	แบบจำลองสไปลน์กำลังสาม
Echocardiography	การตรวจเสียงสะท้อนของหัวใจ
Electrocardiography	การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
Electrocardiogram	คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
Euclidian Distance	ระยะห่างยูคลิดีเนียน
Exercise Stress Test	ทดสอบสมรรถภาพการทำงานของหัวใจด้วยการ ออกกำลังกาย
Gaussian Function	ฟังก์ชันเกาส์
Medical Information	ข้อมูลทางการแพทย์
Multiquadric	แบบจำลองมัลติควอดริก
Percent Root Mean Square Difference	ค่าร้อยละของรากที่สองของค่าเฉลี่ยของผลต่าง กำลังสอง
Reconstruction	การสร้างขึ้นมาใหม่
Significant Point	จุดสำคัญ
Spline	แบบจำลองสไปลน์
Superposition Method	ทฤษฎีการซ้อนทับ
Telemedicine	การแพทย์ระยะไกล
Ventricle	หัวใจห้องล่าง
Weight Coefficient	ค่าสัมประสิทธิ์ถ่วงน้ำหนัก

บทที่ 1

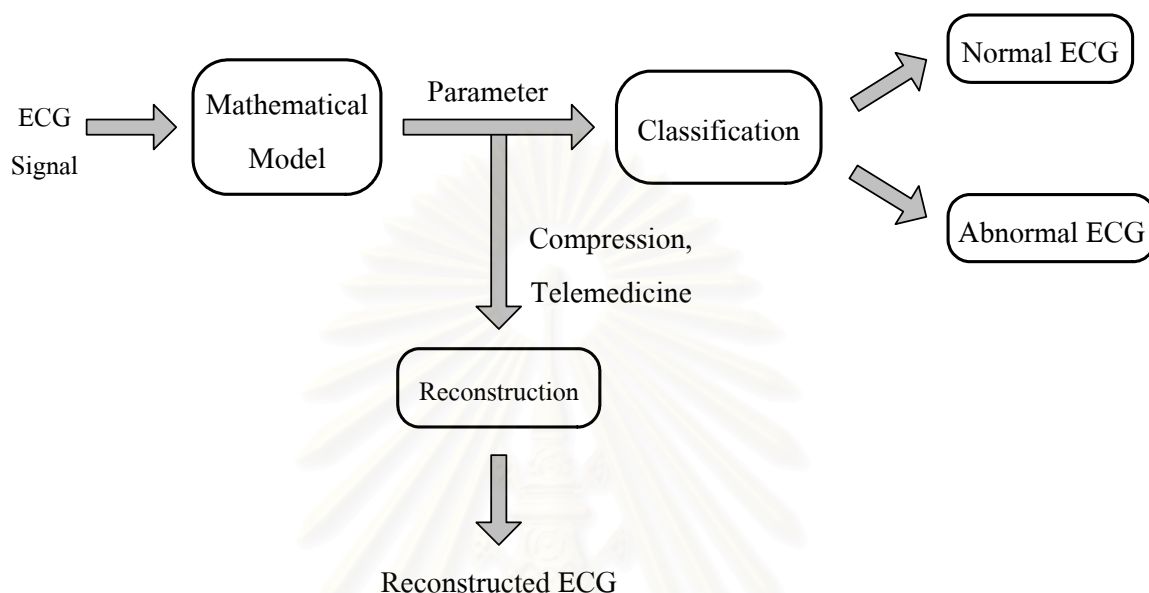
บทนำ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram, ECG หรือ EKG) คือ ศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้จากการทำงานของหัวใจ โดยการนำแผ่น electrode มาวางตามตำแหน่งต่าง ๆ ของร่างกาย หัวใจของมนุษย์ประกอบด้วยห้อง 4 ห้อง คือ หัวใจห้องขวาบน หัวใจห้องขวาล่าง หัวใจห้องซ้ายบน และหัวใจห้องซ้ายล่าง หัวใจแต่ละห้องมีหน้าที่ต่างกัน และการเต้นของหัวใจแต่ละครั้งหัวใจจะเกิดการเหนี่ยวนำไฟฟ้าขึ้น ซึ่งสามารถแสดงการเหนี่ยวนำไฟฟ้าของหัวใจโดยอยู่ในรูปของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1.1 แนวเหตุผลและความเป็นมา

ปัจจุบันนี้คลื่นไฟฟ้าหัวใจมีบทบาทอย่างมากในทางการแพทย์ เนื่องจากมีประชากรที่ป่วยด้วยโรคหัวใจเป็นจำนวนมาก ถึงแม้ว่าผู้ที่ป่วยเป็นโรคหัวใจส่วนใหญ่จะมีการแสดงอาการของการเป็นโรคหัวใจที่คล้ายคลึงกัน แต่สาเหตุของการเกิดโรคหัวใจ และวิธีการรักษาของผู้ป่วยแต่ละคนอาจจะแตกต่างกันไป โดยแพทย์จะวินิจฉัยสาเหตุของการเกิดโรคหัวใจจากการตรวจร่างกายหลาย ๆ ด้าน เช่น การฟังเสียงการเต้นของหัวใจ การตรวจเสียงสะท้อนของหัวใจ (Echocardiography) การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiography) ฯลฯ โดยที่การวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในขณะที่ทดสอบสมรรถภาพการทำงานของหัวใจด้วยการออกกำลังกาย (Exercise Stress Test) [1, 2, 3] เป็นการวิเคราะห์ที่ง่ายและมีความเสี่ยงน้อยกว่าวิธีอื่น ๆ การวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะแสดงให้เห็นถึงการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจในส่วนต่าง ๆ โดยทั่วไปการวินิจฉัยอาการจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเป็นผู้ทำการวินิจฉัยโรค ปัจจุบันได้มีการพัฒนานำคอมพิวเตอร์มาใช้ในการวิเคราะห์หาอาการผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในขั้นต้น และหากพบอาการผิดปกติจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แพทย์จะทำการวิเคราะห์อย่างละเอียดต่อไป อุปกรณ์วิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าด้วยคอมพิวเตอร์ดังกล่าวสามารถตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยได้อย่างต่อเนื่องเป็นเวลานาน ๆ ได้ การพัฒนาโปรแกรมคอมพิวเตอร์ดังกล่าวจำเป็นต้องใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ในการวิเคราะห์พารามิเตอร์ต่าง ๆ จากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การวิจัยศึกษาแบบจำลองของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการใช้แบบจำลองในการจำแนกการผิดปกติของหัวใจมีหลายวิธี เช่น การแปลงเวฟเล็ท [4] แบบจำลองพีชชี [5] แบบจำลอง Autoregressive [6, 7] ฟังก์ชันเกาส์ [8] และแบบจำลองสไปลน์ [9, 10] เป็นต้น การประยุกต์ใช้แบบจำลองของคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถสรุปได้ดังรูปที่ 1.1



รูปที่ 1.1 การประยุกต์ใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1.2 หัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [11-16]

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ คือ ศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้จากการทำงานของหัวใจ โดยการนำแผ่นอิเล็กโทรด (Electrode) มาวางตามตำแหน่งต่าง ๆ ของร่างกาย ได้แก่ แขน ขา และหน้าอก ซึ่งรูปแบบที่แพทย์นิยมใช้ในการวินิจฉัยโรคด้วยคลื่นไฟฟ้าหัวใจในปัจจุบันนั้น คือ แบบ 12 เส้นประกอบไปด้วย

- Standard Lead 6 เส้น ได้แก่ Lead I, Lead II, Lead III, AVR, AVL, AVF และ
- V Lead 6 เส้น ได้แก่ $V_1, V_2, V_3, V_4, V_5, V_6$

หัวใจของมนุษย์ประกอบด้วยห้อง 4 ห้อง คือ ห้องบน (Atrium) 2 ห้อง ซ้ายและขวา กับห้องล่าง (Ventricle) 2 ห้อง ซ้ายและขวา ซึ่งมีหน้าที่ต่างกัน คือ หัวใจห้องขวามรับเลือดจากเส้นเลือดดำแล้วส่งไปยังหัวใจห้องขาล่าง และหัวใจห้องขาล่างส่งเลือดไปยังปอดเพื่อเป็นการฟอกเลือด จากนั้นหัวใจห้องซ้ายบนจะรับเลือดจากปอดและส่งไปยังหัวใจห้องซ้ายล่าง และส่งไปยังส่วนต่างของร่างกาย แต่ในทางไฟฟ้ามันเราจะแบ่งหัวใจออกเป็น 2 ห้อง คือ ห้องบนและ

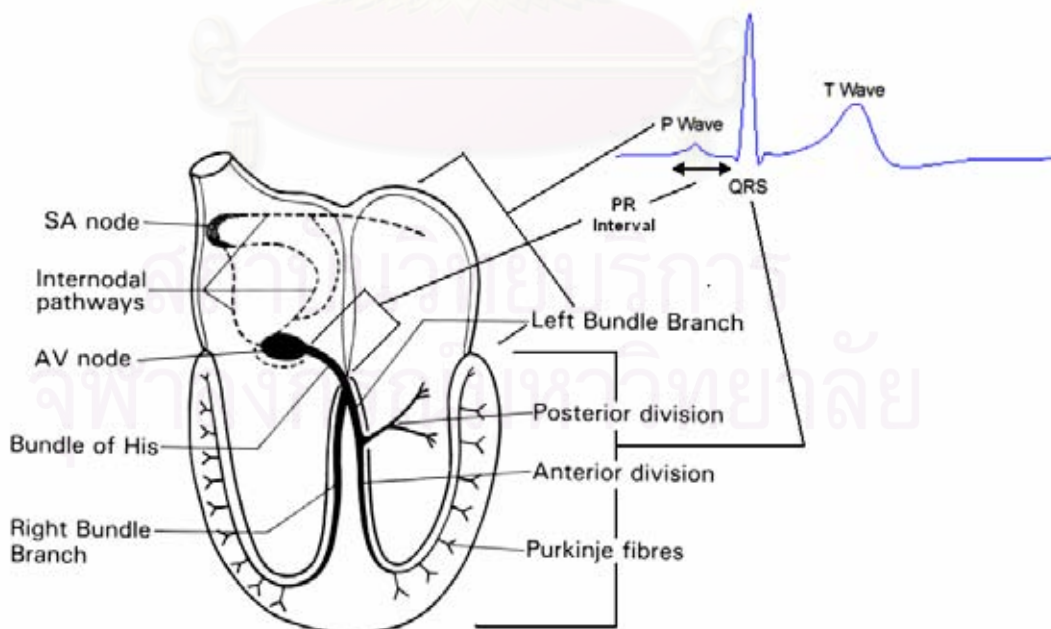
ห้องล่างเท่านั้น [1] เนื่องจากหัวใจห้องบน 2 ห้องจะทำงานในลักษณะเดียวกันไปพร้อมกัน และห้องล่าง 2 ห้องก็ทำงานพร้อมกันแต่คนละจังหวะกับห้องบน ซึ่งกระแสไฟฟ้าจากห้องบนลงสู่ห้องล่างด้วยการเหนี่ยวนำทางไฟฟ้า [11]

1.2.1 ส่วนประกอบของระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าของหัวใจ

การเหนี่ยวนำทางไฟฟ้าของหัวใจนั้นมีเส้นทางที่ผ่านกล้ามเนื้อต่าง ๆ ของหัวใจ โดยกล้ามเนื้อหัวใจเหล่านี้ทำงานร่วมกันอย่างเป็นระบบ และไม่ขึ้นกับการควบคุมของสมอง ประกอบด้วยส่วนต่าง ๆ ดังนี้

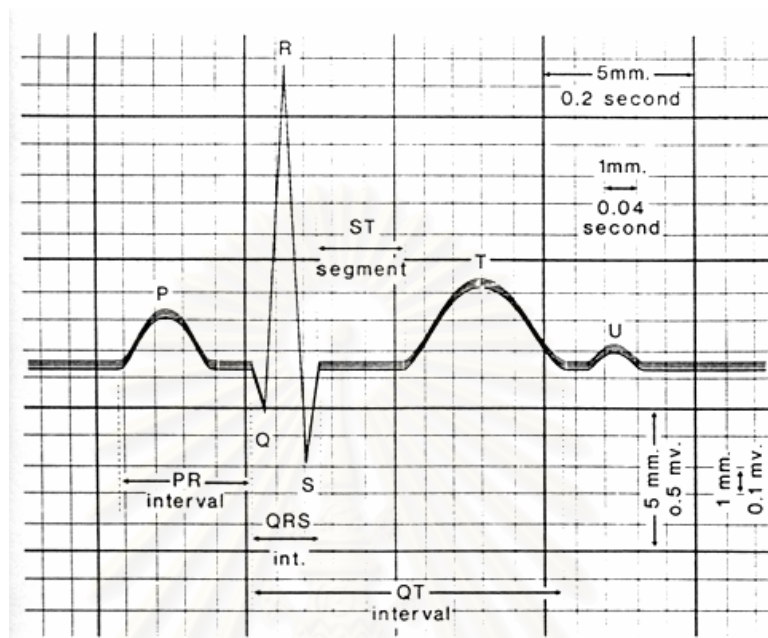
- ก. Sino-Atrial node (SA node) หรือ Sinus node เป็นจุดกำเนิดของศักย์ไฟฟ้าของหัวใจ
- ข. Atrio-Ventricular node (A-V node) อยู่บริเวณผนังกั้นระหว่างหัวใจห้องบนทั้ง 2 ข้าง และเป็นจุดเชื่อมระหว่างหัวใจห้องบนและห้องล่าง
- ค. Bundle of His เป็นส่วนที่อยู่ถัดจาก A-V node อยู่ในผนังกั้นหัวใจห้องล่างทั้ง 2 ห้อง
- ง. Bundle branch ต่อจาก Bundle of His แยกไปทั้งทางซ้ายและขวาของหัวใจห้องล่าง
- จ. Purkinje system เป็นจุดปลายสุดของระบบการเหนี่ยวนำไฟฟ้า

1.2.2 ส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 1.2 ความสัมพันธ์ระหว่างระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าหัวใจกับการเกิดส่วนต่างของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [6, 13]

คลื่นไฟฟ้าหัวใจมีส่วนประกอบต่าง ๆ ได้แก่ คลื่น P (P Wave) ช่วง PR (PR Interval) QRS Complex ช่วง QT (QT Interval) ส่วน ST (ST Segment) คลื่น T (T Wave) และคลื่น U (U Wave) ดังรูปที่ 1.3



รูปที่ 1.3 คลื่นไฟฟ้าหัวใจและส่วนประกอบต่าง ๆ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [12]

ก. คลื่น P เกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อหัวใจห้องบน โดยเริ่มจากห้องขวาไปยังห้องซ้าย ดังนั้นคลื่น P จึงเกิดจากคลื่นของการหดตัว 2 คลื่นซ้อนกัน ดังรูปที่ 1.4



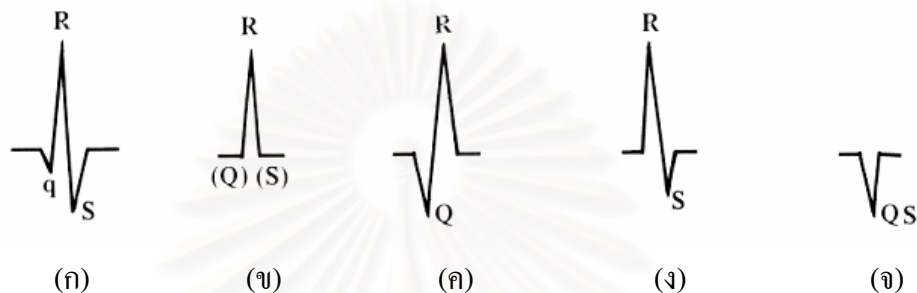
รูปที่ 1.4 ลักษณะการเกิดคลื่น P จากการหดตัวของหัวใจห้องบนทั้งขวาและซ้าย [13]

การพิจารณาคลื่น P สังเกตจาก Lead II ก่อนเสมอ เนื่องจาก Lead II จะเห็นได้ชัดเจนกว่า Lead อื่นๆ และเมื่อพบความผิดปกติของคลื่น P ใน Lead II แล้ว ต้องพิจารณาที่ V_2 ด้วย โดยลักษณะของคลื่น P ที่ผิดปกติ ได้แก่ P Mitrale , P Pulmonale , คลื่น P หัวกลับ และคลื่น P หลายอัน

ข. ช่วง P-R คือ ช่วงระยะเวลาระหว่างจากจุดเริ่มต้นของคลื่น P ไปจนถึงจุดเริ่มต้นของ QRS Complex ซึ่งก็คือคลื่น Q แต่หากในคลื่นไฟฟ้าหัวใจใด ๆ ที่ไม่มีคลื่น Q ให้ใช้จุดเริ่มต้นของ

คลื่น R แทนคลื่น Q โดยปกติช่วง P-R ควรจะคงที่ในทุก ๆ Cycle สำหรับการพิจารณาคลิ้นไฟฟ้าหัวใจของช่วง P-R การเปลี่ยนแปลงที่พบ คือ ความยาวของช่วงเวลาที่ผิดปกติ

ค. คลื่น Q คือ ส่วนที่คลื่นมีค่าลบเป็นครั้งแรกของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแต่ละ Cycle และเป็นส่วนแรกของ QRS Complex แต่คลื่น Q ไม่จำเป็นต้องมีในทุก ๆ Lead ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยคลื่น Q แบบต่าง ๆ ที่อาจพบได้ แสดงดังรูปที่ 1.5



รูปที่ 1.5 คลื่น Q แบบต่าง ๆ ที่อาจพบได้ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [13]

ความผิดปกติของคลื่น Q มี 2 ลักษณะ คือ มีความกว้างมากกว่าค่าปกติ และความลึกของคลื่น Q มากกว่า $\frac{1}{4}$ ของความสูงของคลื่น R ถ้าคลื่น Q มีลักษณะอย่างใดอย่างหนึ่งก็ถือว่าคลื่น Q นั้นผิดปกติ และหากคลื่นไฟฟ้าหัวใจในส่วน of คลื่น Q นั้นมีลักษณะเป็น QS ดังรูปที่ 1.5 (จ) ก็ถือว่าเป็นคลื่น Q ที่ผิดปกติ ยกเว้นบาง Lead ที่พบสิ่งผิดปกติเสมอ ๆ

ง. ช่วง Q-T บอกถึงระยะเวลาของการเริ่มการดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างจนถึงการสิ้นสุดของการรีโพลาไรเซชัน และค่าของช่วง Q-T ของแต่ละคนจะแตกต่างกันตามเพศและอายุ โดยค่าของช่วง Q-T ของแต่ละคนหาได้จาก [13]

$$Q-T \text{ corrected } (Q-T_c) = \frac{\text{measured } Q-T}{\sqrt{R-R \text{ interval}}} \quad (1-1)$$

ดังนั้นในการพิจารณาคลิ้นไฟฟ้าหัวใจในช่วง Q-T นี้จึงใช้ค่าของ $Q-T_c$ แทนค่าของช่วง Q-T ที่วัดได้ โดยลักษณะของช่วง Q-T ที่ผิดปกติมี คือ ช่วง Q-T สั้นลงกว่าค่าปกติ และช่วง Q-T ยาวขึ้นกว่าค่าปกติ

จ. QRS Complex สำหรับการวิเคราะห์ QRS Complex จะพิจารณาจากความสูงของคลื่น R, ความลึกของคลื่น S และความกว้างของช่วง QRS ซึ่งก็คือจุดเริ่มต้นของ QRS Complex ถึงจุดสุดท้ายของ QRS Complex ที่ผิดปกติมี ดังนี้ High QRS Voltage, Low QRS Voltage, Alternating QRS Voltage, ช่วง QRS ที่กว้างเกินค่าปกติ

จ. ส่วน ST เป็นระยะเวลาของหลังจากสิ้นสุดการเกิดคลื่นโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่าง จนถึงจุดจะเริ่มต้นของการเกิดรีโพลาไรเซชัน ส่วน ST อาจมีลักษณะของการผิดปกติได้ 2 อย่าง คือ การยกสูงของส่วน ST และการลดต่ำของส่วน ST

ข. คลื่น T เป็นช่วงที่กล้ามเนื้อหัวใจค่อย ๆ กลับสู่ภาวะปกติหรือการรีโพลาไรเซชัน และรูปร่างลักษณะของคลื่น T ที่ปกตินั้นจะมีความไม่สมมาตรอยู่เล็กน้อย ความผิดปกติของคลื่น T มีอยู่ 3 ลักษณะ คือ คลื่น T สูงผิดปกติ, คลื่น T แบนราบ และคลื่น T หัวกลับ

ค. คลื่น U โดยปกติคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากเครื่องวัดนั้นจะไม่มีคลื่น U ปรากฏให้เห็น เนื่องจากในเครื่องวัดจะมีวงจรกรองต่าง ๆ ที่ทำหน้าที่กำจัดสัญญาณรบกวนบางส่วนออก ทำให้คลื่น U ที่มีขนาดเล็กมากถูกกรองออกไปด้วย ดังนั้นถ้าเราพบคลื่น U ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากเครื่องวัดได้อย่างชัดเจน เราจึงอาจจะสรุปได้ว่าผิดปกติ

1.3 แนวทางที่นำเสนอ

เนื่องจากมีงานวิจัยแบบจำลองทางคณิตศาสตร์สำหรับการบีบอัดข้อมูลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อการซึ่งเป็นประโยชน์ในการจัดเก็บข้อมูลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและนำค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากแบบจำลองมาวิเคราะห์ห่อการผิดปกติเบื้องต้นได้ แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่นำมาใช้ในการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นใหม่ (Reconstruction) ที่ได้รับการเผยแพร่ในวารสารทางวิชาการต่าง ๆ มีแบบจำลองหลายแบบจำลองด้วยกัน ดังนั้นในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงได้ศึกษาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่นำมาใช้ในการสร้างแบบจำลองของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และนำเสนอการเปรียบเทียบประสิทธิภาพด้านต่าง ๆ ของแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างจากแบบจำลองทางคณิตศาสตร์แบบต่าง ๆ

แบบจำลองมัลติควอดริก (Multiquadric, MQ) [20] เป็นแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่นิยมนำมาใช้ในการสร้างแบบจำลองทางภูมิศาสตร์ซึ่งเป็นแบบจำลอง 3 มิติ เช่น การสร้างแบบจำลองพื้นผิวใต้น้ำ การสร้างแบบจำลองภูมิประเทศ เป็นต้น และสามารถสร้างแบบจำลองได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยไม่มีความยุ่งยากในการคำนวณมากนัก ในกรณีของคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นเพียงสัญญาณ 2 มิติ ที่มีความซับซ้อนน้อยกว่าการสร้างแบบจำลองภูมิประเทศ และเนื่องจากแบบจำลองมัลติควอดริกยังไม่เคยถูกประยุกต์ใช้กับแบบจำลองของคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาก่อน

วิทยานิพนธ์นี้ศึกษาและเปรียบเทียบแบบจำลองต่าง ๆ ในด้านความสามารถของการบีบอัดข้อมูล ความถูกต้องของการสร้างคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นใหม่ และความสามารถด้านการจำแนกอาการผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยเลือกแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ 3 แบบจำลอง

ได้แก่ ฟังก์ชันเกาส์ แบบจำลองสไปลน์ (Spline) และแบบจำลองมัลติควอดริก (Multiquadric, MQ) เพื่อเป็นประโยชน์ในการเลือกแบบจำลองทางคณิตศาสตร์มาสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจนำไปประยุกต์ใช้ให้เหมาะสมกับวัตถุประสงค์ของการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับงานนั้น ๆ โดยแบบจำลองมัลติควอดริกยังไม่เคยมีการศึกษาเพื่อประยุกต์กับคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาก่อน

1.4 วัตถุประสงค์

1. เพื่อศึกษาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์แบบต่าง ๆ สำหรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
2. เพื่อศึกษาการประยุกต์ใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์แบบต่าง ๆ สำหรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อการวินิจฉัยอาการผิดปกติเบื้องต้น และการบีบอัดข้อมูลเพื่อการจัดเก็บ

1.5 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์

เปรียบเทียบแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในด้านความสามารถของการบีบอัดข้อมูล ความถูกต้องของการสร้างคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นใหม่ และความสามารถด้านการจำแนกอาการผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยแบบจำลองที่นำมาเปรียบเทียบ ได้แก่ ฟังก์ชันเกาส์ แบบจำลองสไปลน์ และแบบจำลองมัลติควอดริกซึ่งเป็นแบบจำลองที่จะนำเสนอการประยุกต์ใช้กับคลื่นไฟฟ้าหัวใจในวิทยานิพนธ์นี้

1.6 แนวทางการดำเนินงาน

1. ศึกษาภาพรวมของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยมีรายละเอียดดังนี้
 - 1.1 ความสัมพันธ์ระหว่างการทำงานของหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
 - 1.2 ส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
2. ศึกษาวิธีการวิเคราะห์ความผิดปกติของหัวใจเบื้องต้นจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
3. ศึกษาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์แบบต่าง ๆ เพื่อการบีบอัดข้อมูลและการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นใหม่จากแบบจำลองนั้น ดังนี้
 - 3.1 ฟังก์ชันเกาส์
 - 3.2 แบบจำลองสไปลน์
 - 3.3 แบบจำลองมัลติควอดริก

- 4 ศึกษาวิธีการนำพารามิเตอร์จากแบบจำลองทางคณิตศาสตร์มาวิเคราะห์เพื่อทำการวินิจฉัยอาการผิดปกติเบื้องต้นจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 5 เขียนโปรแกรมทดลองสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นมาใหม่ โดยใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์แบบต่าง ๆ ที่ได้ศึกษามา (จากข้อ 3.)
- 6 เขียนโปรแกรมทดลองวิเคราะห์พารามิเตอร์จากแบบจำลองทางคณิตศาสตร์แบบต่าง ๆ ด้วยวิธีที่ได้ศึกษามา (จากข้อ 4.)
- 7 วิเคราะห์และเปรียบเทียบผลการทดลองแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 8 รวบรวมและสรุปผล เพื่อเขียนวิทยานิพนธ์

1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์มีความสามารถในการบีบอัดข้อมูลซึ่งเป็นประโยชน์ในการจัดเก็บข้อมูล และสามารถนำไปใช้สำหรับการแพทย์ทางไกล (Telemedicine) ได้
- 2 นำไปใช้ในการหาการผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งจะเป็นข้อมูลในการวินิจฉัยโรคหัวใจ ถ้าสามารถระบุการผิดปกติในระยะเริ่มแรก หรือในขณะทดสอบสมรรถภาพการทำงานของหัวใจด้วยการออกกำลังกาย (Exercise Stress Test) จะเป็นประโยชน์อย่างมากสำหรับแพทย์ในการรักษาโรคหัวใจต่อไป

1.8 ประมวลวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้แบ่งเนื้อความเป็นบททั้งหมด 5 บท โดยแต่ละบทมีเนื้อหา ดังต่อไปนี้

บทที่ 1 บทนำ มีเนื้อหาเกี่ยวกับความเป็นมาของวิทยานิพนธ์ ความสำคัญของปัญหา ปริทัศน์วรรณกรรม (Literature review) ความรู้พื้นฐานของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แนวทางที่นำเสนอ วัตถุประสงค์ ขอบเขตของวิทยานิพนธ์ แนวทางการดำเนินงาน และประมวลวิทยานิพนธ์

บทที่ 2 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ กล่าวถึงแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่มีผู้นำมาทำการวิจัยและทดลองสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้ว ได้แก่ ฟังก์ชันเกาส์ และแบบจำลองสไปลน

บทที่ 3 การสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยแบบจำลองมัลติควอดริก ปัจจุบันแบบจำลองมัลติควอดริกเป็นแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่นิยมนำมาใช้ในการสร้างแบบจำลองของภูมิประเทศแบบ 3 มิติได้อย่างมีประสิทธิภาพ และไม่มีคามยุ่งยากในการคำนวณมากนัก สำหรับกรณีคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นเพียงสัญญาณ 2 มิติ ซึ่งมีความซับซ้อนน้อยกว่า และเนื่องจากแบบจำลองมัลติควอดริกยังไม่เคยประยุกต์ใช้กับคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาก่อน ดังนั้นวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงได้นำเสนอการนำแบบจำลองมัลติควอดริกมาประยุกต์ใช้กับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งคาดว่าจะมีประสิทธิภาพที่ดีและไม่มีคามซับซ้อนในการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากแบบจำลองมัลติควอดริก

บทที่ 4 ผลการวิจัยการเปรียบเทียบประสิทธิภาพด้านต่าง ๆ ของแบบจำลอง โดยในบทนี้จะเสนอการเปรียบเทียบประสิทธิภาพด้านต่าง ๆ จากการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ทั้ง 3 แบบจำลอง โดยมีรายละเอียดของการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของแบบจำลองคณิตศาสตร์แต่ละแบบซึ่งประกอบไปด้วยประสิทธิภาพ 3 ด้าน ได้แก่ ด้านการบีบอัดข้อมูลเพื่อการจัดเก็บ ด้านการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นใหม่ และการจำแนกอาการผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจเบื้องต้น

บทที่ 5 บทสรุป จะสรุปเกี่ยวกับเนื้อหาในวิทยานิพนธ์ทั้งหมด รวมทั้งข้อเสนอแนะเกี่ยวกับการวิจัยในอนาคตต่อไป

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 2

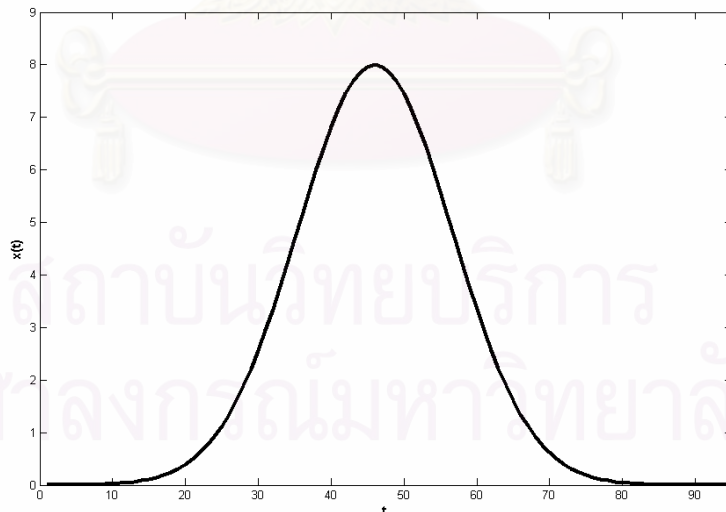
แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เนื้อหาในบทนี้กล่าวถึงทฤษฎีต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับวิทยานิพนธ์ คือ แบบจำลองทางคณิตศาสตร์แบบต่าง ๆ ที่นำมาแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งเป็นแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่มีผู้นำมาทำการวิจัยและทดลองสร้างแบบจำลองของคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้ว ได้แก่ ฟังก์ชันเกาส์ แบบจำลองสไปลน์

2.1 ฟังก์ชันเกาส์

โทมัส ชิมมิง (Thomas Schimming) [8] ได้นำเสนอการนำฟังก์ชันเกาส์มาสร้างแบบจำลองของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เนื่องจากฟังก์ชันเกาส์มีลักษณะเป็นทรงระฆังคว่ำคล้ายกับลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจแต่ละส่วน (P, QRS, T) โดยนำฟังก์ชันเกาส์ ตามสมการที่ (2-1) มาสร้างแบบจำลองของคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังนี้ (ดูรูปที่ 2.1)

$$x(t) = e^{-\left(\frac{t-t_1}{T}\right)^2} \quad (2-1)$$



รูปที่ 2.1 แบบจำลองเกาส์จากสมการ (2-1)

แต่เนื่องจากลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจมักจะไม่สมมาตร จึงต้องมีฟังก์ชันมอดูเลชันคูณกับฟังก์ชันเกาส์เพื่อทำให้ได้แบบจำลองที่มีลักษณะคล้ายกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบมากขึ้น โดยใช้ฟังก์ชันโคไซน์เป็นฟังก์ชันมอดูเลชันซึ่ง มีรูปแบบดังสมการที่ (2-2)

$$f_{mod} = \cos(\omega(t - t_0)) \quad (2-2)$$

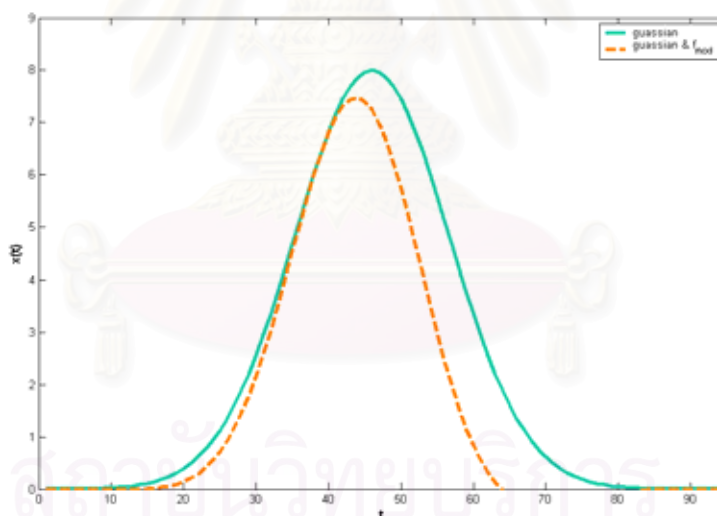
จากสมการที่ (2-1) และ (2-2) สามารถสรุปแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (แต่ละส่วน) ที่ถูกสร้างด้วยฟังก์ชันเกาส์ได้ดังนี้ (ดูรูปที่ 2.2)

$$x_n(t) = ce^{-\left(\frac{t-t_0}{T}\right)^2} \sum_{k=1}^K \cos(\omega_k(t - t_k)) \quad (2-3)$$

โดย $x_n(t)$ คือ คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้นใหม่จากแบบจำลอง (แต่ละส่วน)

c คือ ค่าสัมประสิทธิ์ของคลื่นแต่ละส่วน

T คือ $\frac{1}{2}$ ของความกว้างของคลื่นแต่ละส่วน



รูปที่ 2.2 เปรียบเทียบระหว่างแบบจำลองเกาส์จากสมการที่ (2-1) และสมการ (2-3)

ในการสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ฟังก์ชันเกาส์ต้องทำการแยกสร้างแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจทีละส่วน โดยแยกพิจารณาทั้งหมด 3 ส่วน คือ P และ QRS และ T (หรืออาจแบ่งพิจารณาเป็น 5 ส่วน คือ P Q R S และ T ขึ้นอยู่กับลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ) รวมถึงเส้นฐาน (baseline) ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจแต่ละส่วนอาจมีค่าต่างกัน และเมื่อได้พารามิเตอร์ของแบบจำลองของคลื่นแต่ละส่วนและเส้นฐานแล้วจึงนำแบบจำลองที่ได้ทั้งหมดมารวมกันเป็นสัญญาณ

เส้นเดียวกัน โดยใช้ทฤษฎีการซ้อนทับ (Superposition Method) เมื่อนำแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจแต่ละส่วนจากสมการที่ (2-3) ซึ่งพิจารณารวมกับเส้นฐาน และนำมารวมกันด้วยทฤษฎีการซ้อนทับ จะได้ดังสมการที่ (2-4) รูปที่ 2.3

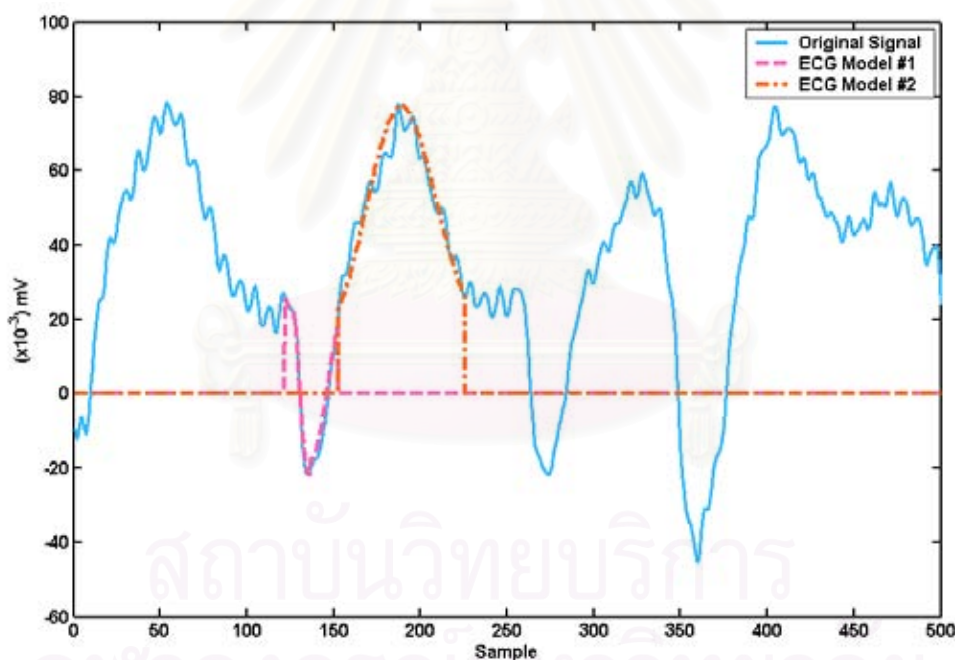
$$x_{all}(t) = \sum_{i=1}^N \left[c_i e^{-\left(\frac{t-t_i}{T_i}\right)^2} \sum_{k=1}^K [\cos(\omega_k(t-t_k))] + B_i \right] \quad (2-4)$$

โดย $x_{all}(t)$ คือ คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้นใหม่จากแบบจำลองจากการรวมแบบจำลองแต่ละส่วน

B_i คือ ค่าเส้นฐานของคลื่นแต่ละส่วน

N คือ จำนวนส่วนของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกแบ่งตามส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังที่กล่าวในบทที่ 1

K คือ จำนวนของฟังก์ชันโคไซน์



รูปที่ 2.3 ตัวอย่างการรวมกันของแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 ส่วนเข้าด้วยกัน ด้วยวิธีการซ้อนทับจากสมการที่ (2-4)

2.2 แบบจำลองสไปลน์

แบบจำลองสไปลน์ คือ เส้นโค้งที่มีความต่อเนื่องพาดผ่านจุดของข้อมูล (data points) จำนวน $n+1$ จุด (x_i, y_i) ; $i = 0, 1, 2, \dots, n$ (จุดของข้อมูลเรียกว่า knots หรือ ducks [10, 17]) โดยที่ค่าความชันและความโค้งมีความต่อเนื่องกันตลอดทั้งบริเวณ (x_0, x_n) และลักษณะเฉพาะ (characteristic) นี้ของแบบจำลองสไปลน์ทำให้ได้เส้นโค้งราบเรียบ (smooth curve) ที่จุดข้อมูล ถึงแม้ว่าแบบจำลอง สไปลน์มีหลายคิรีแต่แบบจำลองสไปลน์ที่ได้รับความนิยมนำมาประยุกต์ใช้ คือ สไปลน์กำลังสาม (Cubic Spline) [18]

ฟาบิโอ บาดิลินี (Fabio Badilini) และคณะ [9] ได้นำแบบจำลองสไปลน์มาประยุกต์ใช้ในการสร้างแบบจำลองของเส้นฐานของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการเปลี่ยนแปลงค่าแอมพลิจูดของส่วน ST (ST Segment Displacement) โดยนำแบบจำลองสไปลน์กำลังสาม (Cubic Spline) มาประมาณค่าในช่วง (interpolation) ระหว่างส่วน ST ของแต่ละ Cycle

แบบจำลองสไปลน์มีค่าสัมประสิทธิ์ (Coefficient) ของพหุนามกำลังสาม (Cubic Polynomial) เป็นค่าถ่วงน้ำหนัก (weight) รวมมากับเส้นตรงที่บริเวณจุดต่อของแบบจำลอง เพื่อการประมาณค่าในช่วงระหว่างจุดของข้อมูล ซึ่งค่าสัมประสิทธิ์นี้จะทำหน้าที่คั่งงอเส้นตรงบริเวณที่ผ่านจุดต่อของข้อมูล [18] พหุนามสไปลน์กำลังสามในช่วง $[x_i, x_{i+1}]$ มีลักษณะดังนี้ [18, 19]

$$s_i(x) = a_i(x - x_i)^3 + b_i(x - x_i)^2 + c_i(x - x_i) + d_i \quad (2-5)$$

โดยที่ a_i , b_i , c_i และ d_i คือ ค่าสัมประสิทธิ์ถ่วงน้ำหนักที่ทำให้เส้นตรงบริเวณจุดต่อของข้อมูลมีความโค้งราบเรียบและต่อเนื่อง พหุนามจากสมการที่ (2-5) มีเงื่อนไขดังนี้ [19]

- ฟังก์ชัน $s(x)$ จะประมาณค่าในช่วงจุดข้อมูลทั้งหมด
- $s(x)$ จะมีความต่อเนื่องบนช่วง $[x_1, x_n]$
- $s'(x)$ จะมีความต่อเนื่องบนช่วง $[x_1, x_n]$ โดย $s'(x)$ มีลักษณะดังสมการ

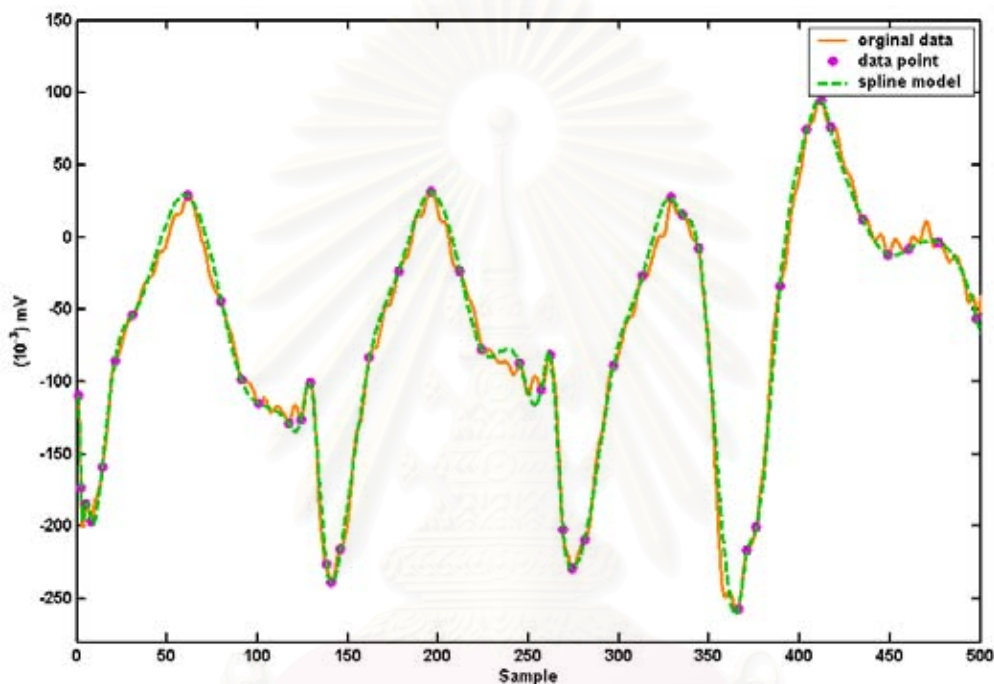
$$s_i(x) = 3a_i(x - x_i)^2 + 2b_i(x - x_i) + c_i \quad (2-6)$$

- $s''(x)$ จะมีความต่อเนื่องบนช่วง $[x_1, x_n]$ โดย $s''(x)$ มีลักษณะดังสมการ

$$s_i(x) = 6a_i(x - x_i) + 2b_i \quad (2-7)$$

จากเงื่อนไขข้างต้นและสมการที่ (2-5) (2-6) และ (2-7) สามารถหาค่าประมาณในช่วง (x_i, x_{i+1}) ได้ โดยค่าพารามิเตอร์จากแบบจำลองสไปนน์สำหรับการจัดเก็บข้อมูล และการวินิจฉัยอาการผิดปกติเบื้องต้น ได้แก่ ค่าสัมประสิทธิ์ คือ a_i , b_i , c_i และ d_i โดยที่ $i = 1, 2, \dots, n$ และ จุดข้อมูลที่ถูกละเลือกจำนวน $n + 1$ จุด

ทั้งนี้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้้นำแบบจำลองสไปนน์มาทดลองประยุกต์ใช้กับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยใช้ฟังก์ชันสำเร็จรูปจากโปรแกรม Matlab เพื่อนำมาเปรียบเทียบกับแบบจำลองที่จะนำเสนอ ดังรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 ตัวอย่างการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยแบบจำลองสไปนน์ โดยใช้ฟังก์ชันสำเร็จรูปจากโปรแกรม Matlab

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 3

การสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยแบบจำลองมัลติควอดริก

ปัจจุบันแบบจำลองมัลติควอดริก (Multiquadric, MQ) [20] เป็นแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่นิยมนำมาใช้ในการสร้างแบบจำลองทางภูมิศาสตร์ซึ่งเป็นแบบจำลอง 3 มิติ เช่น การสร้างแบบจำลองพื้นผิวใต้ดิน การสร้างแบบจำลองภูมิประเทศ เป็นต้น และสามารถสร้างแบบจำลองได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยไม่มีความยุ่งยากในการคำนวณมากนัก ในกรณีของคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นเพียงสัญญาณ 2 มิติ ที่มีความซับซ้อนน้อยกว่าการสร้างแบบจำลองภูมิประเทศ และเนื่องจากแบบจำลองมัลติควอดริกยังไม่เคยถูกประยุกต์ใช้กับแบบจำลองของคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาก่อน ดังนั้นในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงได้นำเสนอการนำแบบจำลองมัลติควอดริกมาประยุกต์ใช้ในการสร้างแบบจำลองของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งคาดว่าจะทำให้มีประสิทธิภาพที่ดีและมีความซับซ้อนในการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากแบบจำลองมัลติควอดริกไม่มากนัก

การสร้างแบบจำลองจากแบบจำลองมัลติควอดริก คือ การเลือกจุดต่าง ๆ ที่เป็นจุดสำคัญ (significant point) ของสัญญาณต้นแบบมาจำนวนหนึ่ง โดยมีข้อกำหนดและเกณฑ์การเลือกจุดสำคัญดังที่จะกล่าวต่อไปในเนื้อหาต่อจากนี้ด้วย จากนั้นทำการประมาณค่าในช่วง (interpolation) ระหว่างจุด x_i ไปยังจุด x_{i+1} ด้วยการรวมกันแบบเชิงเส้นของรากที่สองของฟังก์ชัน quadratic (linear combination of square root quadratic function) แล้วนำค่าประมาณที่ได้มารวมกันแบบอนุกรม (series of segment) โดยในบทที่ 3 ได้นำเสนอ อัลกอริทึม และรายละเอียดต่าง ๆ ของการสร้างแบบจำลองจากแบบจำลองมัลติควอดริก

3.1 สมการแบบจำลองมัลติควอดริก

การสร้างแบบจำลอง 2 มิติ โดยใช้แบบจำลองมัลติควอดริก คือ การสร้างแบบจำลองจากการคำนวณฟังก์ชันการประมาณค่าการรวมกันของเส้นที่ได้จากรากที่สองของฟังก์ชันควอดริก แต่ละส่วนของสัญญาณต้นแบบมารวมกันแบบอนุกรมเป็นแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งเส้น สร้างจากฟังก์ชันการประมาณค่าในช่วงโดย $H(X)$ เป็นเส้นที่ได้จากการประมาณค่าในแต่ละช่วง ดังสมการที่ (3-1) [20]

$$\begin{aligned} H(X) &= \sum_{j=1}^n \alpha_j [(X_i - X_j)^2]^{1/2} \\ &= \sum_{j=1}^n \alpha_j |X_i - X_j| \end{aligned} \quad (3-1)$$

โดย X_i คือ จุดข้อมูลทั้งหมดของสัญญาณต้นแบบ

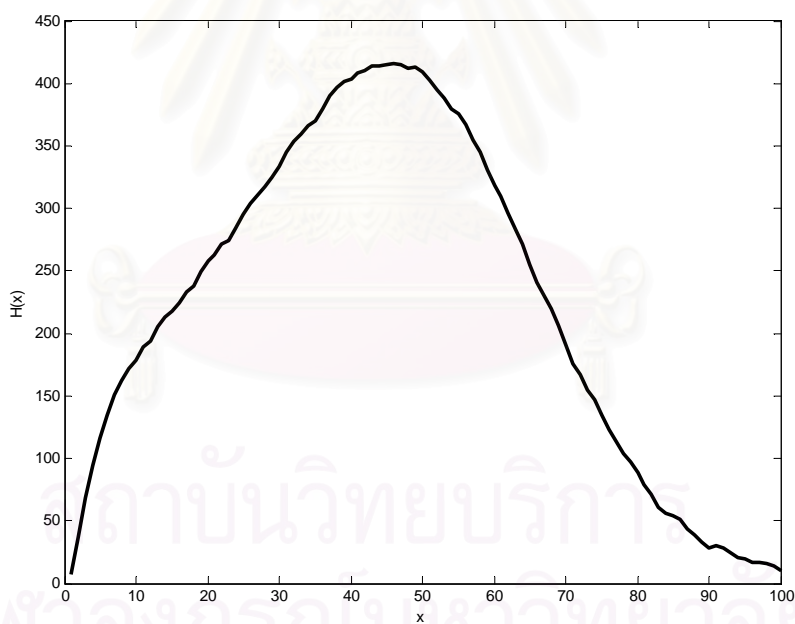
X_j คือ จุดสำคัญที่ถูกเลือกจากต้นแบบโดยตำแหน่งของจุดทุกจุดของสัญญาณต้นแบบระบุตามตำแหน่งบนแกน X

α_j คือ ค่าสัมประสิทธิ์ของจุด X_j

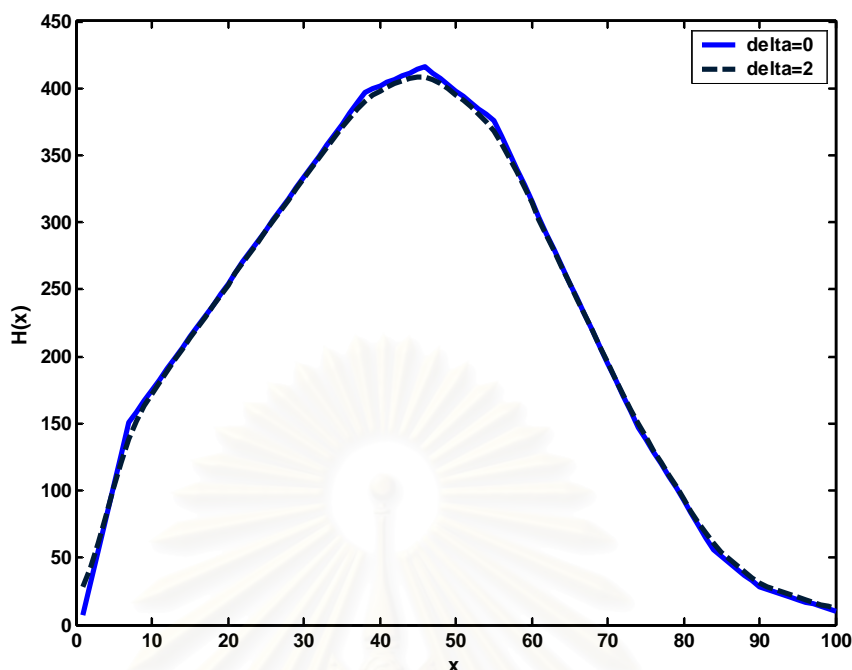
จากสมการที่ (3-1) สามารถทำให้สัญญาณที่ถูกสร้างจากสัญญาณต้นแบบเดียวกันมีลักษณะต่างกันได้ โดยการเพิ่มพารามิเตอร์เพื่อปรับค่าให้บริเวณจุดต่อของแบบจำลอง X_j มีความโค้งและความต่อเนื่องมากหรือน้อยได้ ดังนี้ [20]

$$H_i = \sum_{j=1}^n \alpha_j [(X_i - X_j)^2 + \Delta^2]^{1/2} \quad ; \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (3-2)$$

โดย Δ คือ ค่าคงที่ Arbitrary เพื่อปรับให้แบบจำลองของสัญญาณมีความโค้งมนใกล้เคียงกับสัญญาณต้นแบบและสวยงาม



รูปที่ 3.1 สัญญาณตัวอย่างสำหรับแสดงขั้นตอนการสร้างสัญญาณ โดยใช้แบบจำลองมัลติควอดริก



รูปที่ 3.2 เปรียบเทียบการสร้างแบบจำลองแบบมัลติควอดริคระหว่างกำหนดให้ค่า $\Delta = 0$ และ $\Delta = 2$

จากสัญญาณต้นแบบในรูปที่ 3.1 เมื่อนำมาสร้างสัญญาณขึ้นใหม่โดยใช้สมการที่ (3-2) โดยใช้ค่า Δ ต่างกัน ดังรูปที่ 3.2 แสดงการเปรียบเทียบการสร้างแบบจำลองแบบมัลติควอดริคระหว่างการกำหนดให้ค่า $\Delta = 0$ และ $\Delta = 2$ ให้เห็นว่า เมื่อกำหนดค่า Δ เป็นศูนย์ ทำให้บริเวณจุดต่อของแบบจำลองที่ได้ไม่มีความโค้งมนและขาดความต่อเนื่อง เมื่อกำหนดให้ค่า $\Delta = 2$ แบบจำลองมีความโค้งมนและต่อเนื่องมากขึ้น แต่เมื่อค่า Δ มีค่ามากจะทำให้แอมพลิจูดของสัญญาณบางส่วนขาดหายไป และจะมีผลมากกับสัญญาณที่มีค่าความชันมาก เช่น ส่วน QRS Complex ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทั้งนี้การกำหนดค่า Δ ขึ้นอยู่กับความโค้งมนเล็กน้อยของสัญญาณต้นแบบด้วย นั่นคือ บริเวณรอยต่อของสัญญาณจะมีความโค้งมากเมื่อ Δ มีค่ามาก และบริเวณรอยต่อของสัญญาณจะมีความโค้งน้อยหรือไม่มี ความโค้งอยู่เลยเมื่อ Δ มีค่าน้อยหรือมีค่าเป็นศูนย์

3.2 วิธีการเลือกจุดสำคัญสำหรับการสร้างแบบจำลองมัลติควอดริค

การเลือกจุดสำคัญสำหรับการสร้างแบบจำลองมัลติควอดริคจะเลือกจุดที่มีการเปลี่ยนแปลงความชันโดยดูจากภาพรวมของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เช่น จุดที่มีการเปลี่ยนความชันที่มีค่าบวกเป็นค่าลบ เปลี่ยนความชันจากค่าลบเป็นค่าบวก เพื่อความสะดวกและเข้าใจอัลกอริทึมได้โดยง่าย กำหนดให้ s_{i-1} เป็นค่าความชันของระหว่างจุด x_i กับจุด x_{i-1} และ s_i เป็นค่าความชันของจุด x_i กับจุด x_{i+1} โดยจุดสำคัญที่ถูกเลือกจะถูกเก็บไว้ในลักษณะของเมตริกซ์ขนาด $n \times 1$ เมื่อ n คือจำนวนของจุดสำคัญ และอัลกอริทึมของการเลือกจุดสำคัญแบ่งออกเป็น 4 ส่วน ดังนี้

ก. อัลกอริทึมหลักจะทำการหาจุดเริ่มต้นของช่วงค่าความชันที่มีแนวโน้มเหมือนกัน ได้แก่ ช่วงความชันเป็นบวก ลบ หรือศูนย์ ใดๆอย่างหนึ่งต่อเนื่องกัน รวมทั้งหาจุดทำการเลือกจุดเริ่มต้น ช่วงของค่าความชันมากกว่า -1 และน้อยกว่า 1 ที่ต่อเนื่องกันจนกระทั่งสิ้นสุดช่วงดังกล่าว แล้วจะทำการหาจุดเริ่มต้นของช่วงค่าความชันที่มีแนวโน้มเหมือนกันช่วงใหม่เมื่อมีการเปลี่ยนแนวโน้มของค่าความชัน ดังรูปที่ 3.3

ข. อัลกอริทึมที่ใช้ทำการเลือกจุดเริ่มต้นช่วงของค่าความชันที่มีค่าลบต่อเนื่องกัน รวมทั้งจุดที่ค่า s_{i-1} และ s_i ต่างกันมากซึ่งมีผลต่อความผิดพลาดในการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นใหม่ เมื่อสิ้นสุดช่วงของค่าความชันที่มีค่าลบต่อเนื่องกันแล้วจะกลับเข้าสู่อัลกอริทึมหลักเพื่อทำการหาจุดเริ่มต้นของช่วงค่าความชันช่วงต่อไป และเมื่อทำการหาจุดสำคัญมาถึงจุดสุดท้ายจะเข้าสู่อัลกอริทึมที่ใช้ทำการเลือกจุดสุดท้ายของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังรูปที่ 3.4

ค. อัลกอริทึมที่ใช้ทำการเลือกจุดเริ่มต้นช่วงของค่าความชันที่มีค่าบวก รวมทั้งจุดที่ค่า s_{i-1} และ s_i ต่างกันมากซึ่งมีผลต่อความผิดพลาดในการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นใหม่ เมื่อสิ้นสุดช่วงของค่าความชันที่มีค่าบวกต่อเนื่องกันแล้วจะกลับเข้าสู่อัลกอริทึมหลักเพื่อทำการหาจุดเริ่มต้นของช่วงค่าความชันช่วงต่อไป และเมื่อทำการหาจุดสำคัญมาถึงจุดสุดท้ายจะเข้าสู่อัลกอริทึมที่ใช้ทำการเลือกจุดสุดท้ายของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังรูปที่ 3.5

ง. อัลกอริทึมที่ใช้ทำการเลือกจุดสุดท้ายของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ รวมทั้งตรวจสอบการเลือกจุดเริ่มต้นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและจุดที่มีค่าสูงสุดและต่ำสุดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจว่าถูกเลือกแล้วหรือไม่ ถ้ายังไม่ถูกเลือกจะทำการเลือกก่อนสิ้นสุดอัลกอริทึม ดังรูปที่ 3.6

อย่างไรก็ตามรายละเอียดของอัลกอริทึมของการเลือกจุดเช่นค่าความยาวของช่วงที่ใช้ในการพิจารณาเลือกจุดเปลี่ยนความชันขึ้นอยู่กับลักษณะและประเภทของสัญญาณต้นแบบ เช่น สัญญาณต้นแบบที่มีความถี่สูง ค่าความยาวของช่วงความชันที่มีแนวโน้มเหมือนกันต่อเนื่องกันอาจมีค่าน้อยกว่าสัญญาณต้นแบบที่มีความถี่ต่ำ เพราะสัญญาณที่มีความถี่สูงมีค่าช่วงกว้างของคลื่นแต่ละส่วนน้อยกว่าสัญญาณความถี่ต่ำ เป็นต้น และสำหรับสัญญาณต้นแบบสัญญาณเดียวกันแต่มีการเปลี่ยนแปลงค่าความถี่ในการบันทึกค่า (resample) สามารถใช้อัลกอริทึมเดียวกันได้โดยผลการเลือกจุดสำคัญที่ได้ไม่ต่างกัน

3.3 การสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นใหม่โดยใช้แบบจำลองมัลติควอดริก

จากวิธีการเลือกจุดสำคัญสำหรับการสร้างแบบจำลองขึ้นใหม่ เราสามารถนำค่าแอมพลิจูดและตำแหน่งบนแกน X จากจุดสำคัญที่เลือกได้มาใช้กับแบบจำลองมัลติควอดริกโดยจากสมการที่ (3-1) และกำหนดให้ $Q_{ij} = |X_i - X_j|$ จะได้

$$[H_j] = [\alpha_j][Q_{ij}] \quad (3-3)$$

โดยที่กำหนดให้ค่าแอมพลิจูดของจุดสำคัญ คือ H_j และตำแหน่งของจุดสำคัญบนแกน X แทนค่า X_j จากสมการที่ (3-1) และนำค่า X_j มาหาค่า Q_{ij} โดย X ค่าตำแหน่งของจุดทุกจุดบนแกน X เมื่อเราทราบค่าของเมตริกซ์ H_j และ Q_{ij} แล้ว สามารถหาเมตริกซ์ α_j ได้จากสมการที่ (3-4)

$$[\alpha_j] = [Q_{ij}]^{-1}[H_j] \quad (3-4)$$

จากรูปที่ 3.1 และ 3.2 ได้นำมาเป็นตัวอย่างแสดงการหาพารามิเตอร์ของแบบจำลองมัลติควอดริกจากขั้นตอนข้างต้น เริ่มจากการเลือกจุดสำคัญจากสัญญาณต้นแบบ (เนื่องจากการแสดงตัวอย่างขั้นตอนการสร้างแบบจำลองพอสังเขปเพื่อทำให้เข้าใจได้ง่ายขึ้น ดังนั้นจึงทำการเลือกจุดสำคัญโดยใช้ข้อกำหนดจากอัลกอริทึมที่กล่าวมาข้างต้นบางส่วนเท่านั้น) หลังจากการเลือกจุดสำคัญแล้วจะได้ค่า X_j และค่า H_j ดังตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 ค่าที่ได้จากการเลือกจุดสำคัญของสัญญาณต้นแบบจากรูปที่ 3.2

j	X_j	H_j
1	1	7
2	7	151
3	38	397
4	46	416
5	55	376
6	74	147
7	84	56
8	90	28
9	100	10

จากจุดสำคัญ 9 จุดจากสัญญาณต้นแบบ 100 จุดตามตำแหน่งบนแกน X ดังตารางที่ 3.1 จากนั้นนำค่า X_j จากตารางที่ 3.1 มาคำนวณค่า Q_{ij} ซึ่งมีจำนวนเท่ากับจำนวนของค่า X_j จากนั้นนำค่า Q_{ij} และค่า H_j จากตารางมาหาค่า α_j จากสมการที่ (3-4) เราก็จะได้ค่า α_j แสดงดังตารางที่ 3.2

ตารางที่ 3.2 ค่า α_j ที่ได้จากการคำนวณค่า X_j และ H_j จากตารางที่ 3.1

j	X_j	α_j
1	1	12.086
2	7	-8.0323
3	38	-2.7802
4	46	-3.4097
5	55	-3.8041
6	74	1.4763
7	84	2.2167
8	90	1.4333
9	100	0.98586

ดังนั้นจากการเลือกจุดสำคัญ และสมการที่ (3-3) และ (3-4) จะได้พารามิเตอร์ที่ใช้สำหรับการวิเคราะห์สัญญาณและการสร้างแบบจำลองขึ้นใหม่โดยแบบจำลองมัลติควอดริกคือ X_j และ α_j ดังนั้น ถ้าจุดสำคัญของสัญญาณใด ๆ มีจำนวน n จุด นั่นคือ จำนวนพารามิเตอร์ที่ใช้จะเท่ากับ $2 \times n$ คือ X จำนวน n ตัวและ α_j อีกจำนวน n ตัว

จากขั้นตอนข้างต้นจะได้ค่าพารามิเตอร์สำหรับการวิเคราะห์สัญญาณและยังสามารถนำพารามิเตอร์นี้มาจัดเก็บแทนการจัดเก็บข้อมูลทั้งหมดจากสัญญาณต้นแบบซึ่งมีข้อมูลเป็นจำนวนมาก ซึ่งเป็นการบีบอัดข้อมูลสำหรับการจัดเก็บข้อมูลอีกด้วย

สำหรับการสร้างแบบจำลองขึ้นใหม่ด้วยแบบจำลองมัลติควอดริกสามารถทำได้โดยการนำค่า α_j และค่า X_j มาคำนวณโดยใช้สมการที่ (3-2) จะได้ดังรูปที่ 3.2 ตามการกำหนดค่า Δ คือ $\Delta = 0$ และ $\Delta = 2$

สำหรับค่าคงที่ Δ จากสมการที่ (3-2) ซึ่งเป็นพารามิเตอร์สำหรับการปรับให้แบบจำลองของสัญญาณมีความโค้งมนและต่อเนื่อง เมื่อนำมาทดลองใช้กับคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลายตัวอย่างจะได้ว่าค่า Δ ที่สามารถใช้กับลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีค่าเท่ากับ 0.3 เนื่องจากถ้ากำหนดค่า $\Delta < 0.3$ บริเวณจุดต่อของแบบจำลองที่ได้จะมีลักษณะเหลี่ยมเกินไปและไม่มีความต่อเนื่อง

แต่ถ้าค่า $\Delta > 0.3$ นอกจากจะเป็นผลให้ค่าร้อยละของรากที่สองของค่าเฉลี่ยของผลต่างกำลังสอง (PRD) มีค่าค่อนข้างมาก (เมื่อเปรียบเทียบกับการใช้ค่า $\Delta = 0.3$) แล้ว ยังทำให้บริเวณจุดต่อของแบบจำลองที่ได้จะเทียบกับการใช้ โคลงมนมากเกินไปจนเป็นผลให้ขนาดของค่าแอมพลิจูดของสัญญาณ $H(X)$ ที่บริเวณจุดต่อลดลงจากสัญญาณต้นแบบมากเกินไปซึ่งเป็นข้อมูลที่มีความสำคัญต่อการวินิจฉัยโรค (medical information) ดังนั้นในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะเลือกค่า $\Delta = 0.3$ เพื่อแบบจำลองที่ได้จะยังคงรักษาค่าแอมพลิจูดที่บริเวณจุดต่อได้ใกล้เคียงกับสัญญาณต้นแบบมากที่สุด ดังนั้นเมื่อนำค่า $\Delta = 0.3$ มาแทนลงในสมการที่ (3-2) จะได้ดังสมการที่ (3-5)

$$\begin{aligned} H_i &= \sum_{j=1}^n \alpha_j [(X_i - X_j)^2 + 0.3^2]^{\frac{1}{2}} \\ &= \sum_{j=1}^n \alpha_j [(X_i - X_j)^2 + 0.09]^{\frac{1}{2}} \end{aligned} \quad (3-5)$$

3.4 สรุป

การสร้างแบบจำลอง 2 มิติ ด้วยแบบจำลองมัลติควอดริคสามารถทำได้อย่างมีประสิทธิภาพและมีความซับซ้อนของขั้นตอนการสร้างแบบจำลองไม่มากนัก โดยค่าพารามิเตอร์ของแบบจำลองมัลติควอดริค ได้แก่ ค่า α_j และค่า X_j ซึ่งหาได้จากการนำตำแหน่งของจุดสำคัญของสัญญาณต้นแบบ (X_j) และค่าแอมพลิจูดของตำแหน่งนั้น ๆ มาหาค่า α_j โดยเราสามารถนำค่าพารามิเตอร์เหล่านี้มาจัดเก็บแทนการจัดเก็บข้อมูลจากสัญญาณต้นแบบซึ่งมีจำนวนมากเพื่อเป็นการบีบอัดข้อมูลได้อีกด้วย และเมื่อเราต้องการสร้างแบบจำลองสัญญาณขึ้นมาใหม่เราสามารถทำได้โดยการนำค่าพารามิเตอร์แทนลงในสมการเท่านั้น ส่วนข้อกำหนดและรายละเอียดของการหาจุดสำคัญของสัญญาณนั้นอาจต่างกันไปตามลักษณะของสัญญาณต้นแบบ

บทที่ 4

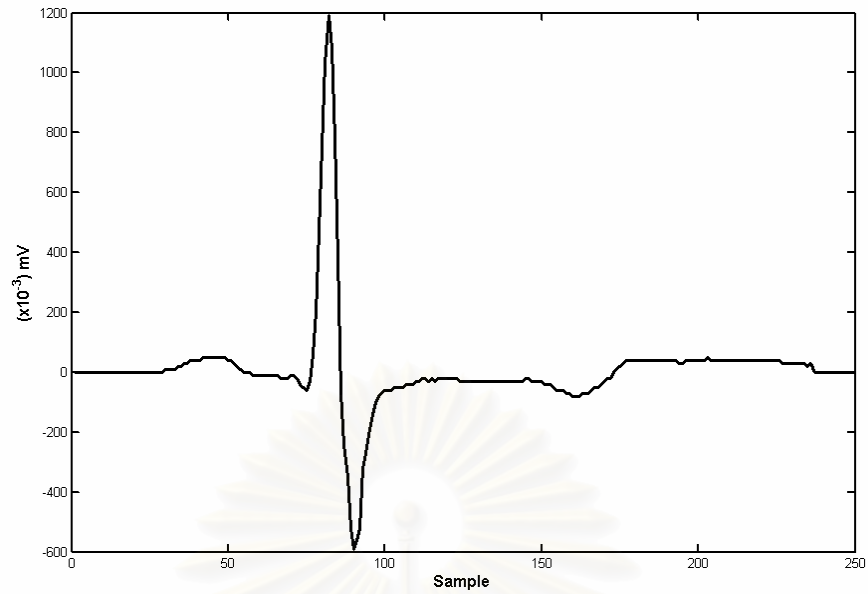
การเปรียบเทียบประสิทธิภาพของแบบจำลอง

ในวิทยานิพนธ์บทนี้เป็น การนำแบบจำลองทางคณิตศาสตร์มาสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยนำผลการทดลองของแบบจำลองมัลติควอดริคเปรียบเทียบประสิทธิภาพด้านต่าง ๆ กับฟังก์ชันเกาส์และแบบจำลองสไปลอน

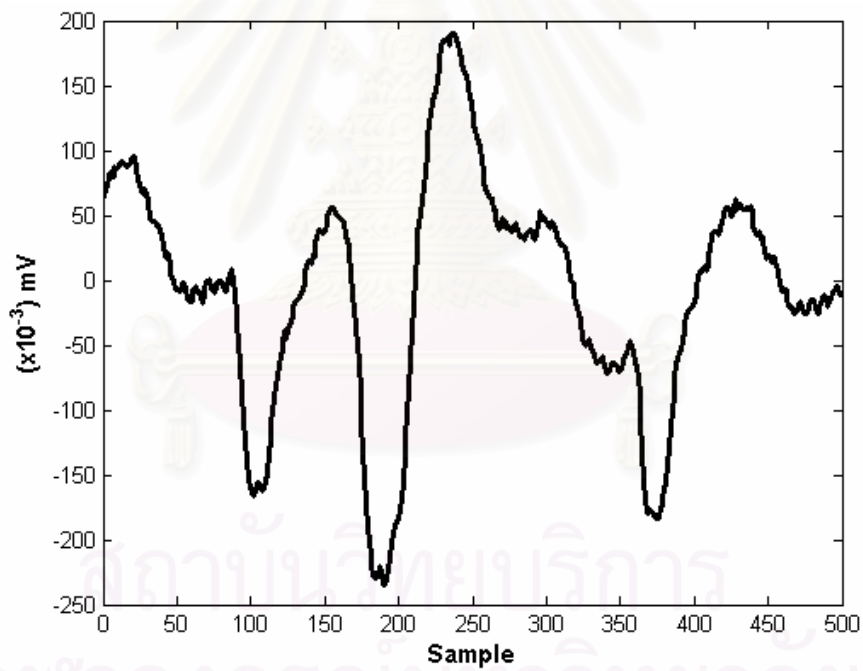
ในบทนี้ได้แบ่งนำเสนอการเปรียบเทียบประสิทธิภาพด้านต่าง ๆ ของการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากแบบจำลองทางคณิตศาสตร์แบบต่าง ๆ โดยมีรายละเอียดของการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของแบบจำลองคณิตศาสตร์แต่ละแบบซึ่งประกอบไปด้วยประสิทธิภาพด้านต่าง ๆ ได้แก่ ด้านการบีบอัดข้อมูลเพื่อการจัดเก็บ ด้านการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นใหม่ และการวินิจฉัยอาการผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจเบื้องต้น

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จะนำมาใช้ในการเปรียบเทียบประสิทธิภาพมี 3 กลุ่มคือ คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ (รูปที่ 4.1) ซึ่งได้จากการสแกนกระดาษบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้วนำภาพที่สแกนได้มาแปลงเป็นค่าแอมพลิจูดของแต่ละจุดข้อมูล โดยมีความถี่ในการบันทึกค่าเท่ากับ 250 เฮิร์ตซ์ จำนวน 10 ชุดตัวอย่างแต่ละชุดมี 1 เส้น คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia (รูปที่ 4.2) จำนวน 6 ชุดตัวอย่าง และคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีอาการ Supraventricular Arrhythmia (รูปที่ 4.3) จำนวน 8 ชุดตัวอย่าง ซึ่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีอาการผิดปกติซึ่งทั้ง 2 อาการนี้เป็นข้อมูลจากฐานข้อมูลของ MIT-BIH [22] แต่ละชุดข้อมูลประกอบด้วยสัญญาณ 2 เส้น คือ เส้น 0 และเส้น 1 และทั้ง 2 อาการนี้มีความถี่ในการบันทึกค่าไม่เท่ากัน คืออาการ Malignant Ventricular Arrhythmia มีความถี่ในการบันทึกค่าเท่ากับ 250 เฮิร์ตซ์ และอาการ Supraventricular Arrhythmia มีความถี่ในการบันทึกค่าเท่ากับ 128 เฮิร์ตซ์ จึงต้องมีการทำการบันทึกค่าใหม่ (Resample) คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia ให้มีความถี่ในการบันทึกค่าเท่ากับ 250 เฮิร์ตซ์ เช่นเดียวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia แล้วจึงนำสัญญาณทั้ง 3 กลุ่มนี้ไปทำการทดลองเพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพต่อไป

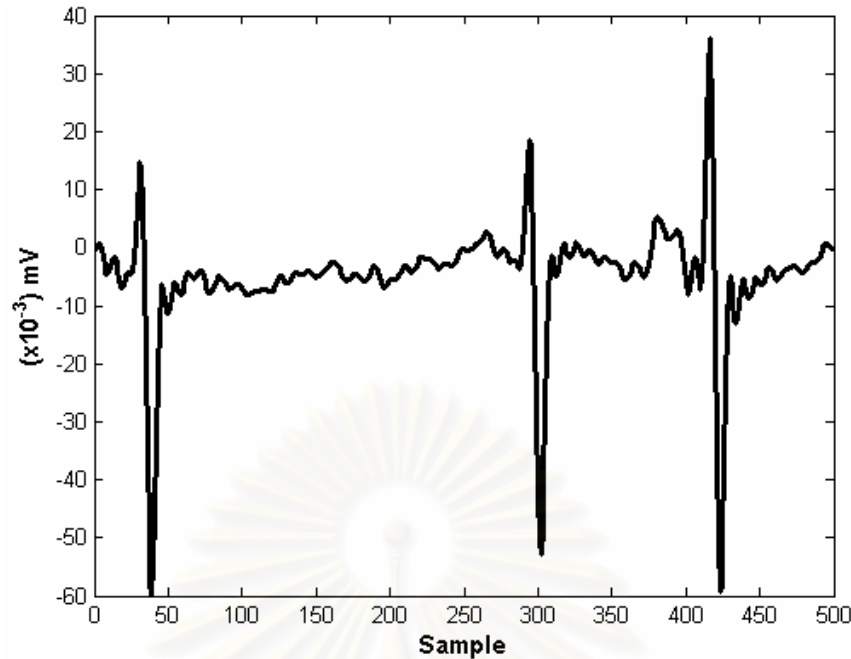
การทดลองเพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะทำการพิจารณาคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นช่วง (Window) 2 วินาที เนื่องจากในช่วง 2 วินาทีสามารถตรวจสอบเจอความผิดปกติของสัญญาณได้และเมื่อพัฒนากับการประยุกต์ใช้ ณ เวลาจริง (real time) ช่วง 2 วินาทีเหมาะกับการเก็บข้อมูลมาวิเคราะห์และส่งสัญญาณเตือนเมื่อพบความผิดปกติ ถ้าใช้ช่วงเวลามากอาจจะมีการส่งสัญญาณเตือนที่ไม่ทันเวลาและมีผลต่อชีวิตของผู้ป่วย



รูปที่ 4.1 ตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบที่เป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ



รูปที่ 4.2 ตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ
ที่เป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia



รูปที่ 4.3 ตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ
ที่เป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia

4.1 การเปรียบเทียบประสิทธิภาพด้านการบีบอัดข้อมูล

ประโยชน์อย่างหนึ่งที่ได้จากการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ คือ ทำให้เกิดการบีบอัดข้อมูลสำหรับการจัดเก็บข้อมูลหรือการส่งข้อมูลสำหรับการแพทย์ระยะไกล (Telemedicine) เนื่องจากแบบจำลองทางคณิตศาสตร์แต่ละแบบจำลองจะมีจำนวนพารามิเตอร์สำหรับการเก็บข้อมูลที่ต่างกัน ดังนั้นประสิทธิภาพของการบีบอัดข้อมูลในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะเปรียบเทียบจากค่าของอัตราการบีบอัดข้อมูล (Compression Ratio) ดังสมการที่ (4-1)

$$CR = \frac{N}{n} \quad (4-1)$$

เมื่อ N คือ จำนวนข้อมูลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบที่บันทึกไว้ (Sampled ECG) เช่น สัญญาณ 1 เส้นมีการบันทึกไว้ 2 วินาที ความถี่ในการบันทึกค่าเท่ากับ 250 เฮิร์ตซ์ นั่นคือ N เท่ากับ 500

n คือ จำนวนพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากแบบจำลองทางคณิตศาสตร์

ก. ประสิทธิภาพการบีบอัดข้อมูลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ

สำหรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติเมื่อนำมาทำการทดลองพบว่าแบบจำลองมัลติควอดริกมีประสิทธิภาพด้านการบีบอัดข้อมูลได้ดีกว่าฟังก์ชันเกาส์และแบบจำลองสไปลน์ กล่าวคือ ค่าอัตราการบีบอัดข้อมูลของแบบจำลองมัลติควอดริกส่วนใหญ่มีค่าอยู่ในช่วง 4-6 ซึ่งมากกว่าฟังก์ชันเกาส์ที่ส่วนมากมีค่าอัตราการบีบอัดข้อมูลอยู่ในช่วง 3-5 และแบบจำลองสไปลน์มีค่าอัตราการบีบอัดข้อมูลน้อยกว่า 2 ตัวอย่างค่าการบีบอัดข้อมูลแสดงดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 เปรียบเทียบค่าของอัตราการบีบอัดข้อมูลจากแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ

สัญญาณชุดที่	แบบจำลองมัลติควอดริก	ฟังก์ชันเกาส์	แบบจำลองสไปลน์
104	5.9524	4.5455	1.8382
108	4.0323	3.9683	1.3812
110	5.6818	3.8462	1.7730
204	5.0000	3.5211	1.8382
207	5.4348	5.3191	1.6556
208	4.3103	3.5714	1.7730
209	4.4643	3.9063	1.7123
504	5.4348	7.1429	1.8382
508	5.9524	4.7170	1.9084
509	4.3103	3.9063	1.4620
ค่าเฉลี่ย	5.05734	4.44441	1.71801

ข. ประสิทธิภาพการบีบอัดข้อมูลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia

สำหรับแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจกลุ่มอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia มีค่าอัตราการบีบอัดข้อมูลของแบบจำลองมัลติควอดริกอยู่ในช่วง 4-8 ซึ่งมากกว่าฟังก์ชันเกาส์ที่มีค่าอยู่ในช่วง 3-7 และแบบจำลองสไปลน์ มีค่าอัตราการบีบอัดข้อมูลประมาณ 1-4 แสดงดังตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 เปรียบเทียบค่าของอัตราการบีบอัดข้อมูล
จากแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia

สัญญาณชุดที่	เส้นที่	แบบจำลองมัลติควอดริก	ฟังก์ชันเกาส์	แบบจำลองสไปลน์
418	0	5.9524	4.6296	2.2624
	1	6.7568	4.000	3.7879
419	0	6.0976	5.0505	3.2051
	1	5.4348	4.9020	3.1250
421	0	4.7170	3.8462	2.7174
	1	7.5758	4.4248	2.7778
422	0	4.3860	4.0000	1.9231
	1	4.9020	3.2468	1.8657
423	0	4.7170	4.3860	2.4038
	1	5.1020	6.2500	2.2727
424	0	4.1667	4.0650	1.9841
	1	4.3860	3.5714	1.8657
ค่าเฉลี่ย		5.3495	4.3644	2.5159

ค. ประสิทธิภาพการบีบอัดข้อมูลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia

ค่าอัตราการบีบอัดข้อมูลของแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia มีแนวโน้มเหมือนกับค่าอัตราการบีบอัดข้อมูลของแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 กลุ่มข้างต้น คือ แบบจำลองมัลติควอดริกมีค่าอัตราการบีบอัดข้อมูลของแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจมากกว่าฟังก์ชันเกาส์และแบบจำลองสไปลน์ ซึ่งแบบจำลองสไปลน์มีประสิทธิภาพการบีบอัดข้อมูลต่ำที่สุด แสดงตัวอย่างดังตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.3 เปรียบเทียบค่าของอัตราการบีบอัดข้อมูล
จากแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจการ Supraventricular Arrhythmia

สัญญาณชุดที่	เส้นที่	แบบจำลองมัลติควอดริค	ฟังก์ชันเกาส์	แบบจำลองสไปลน
801/1	0	4.8077	3.7879	1.8116
	1	4.6296	4.3478	1.6611
801/2	0	4.4643	3.4722	1.6611
	1	4.5455	3.1646	1.6077
804	0	6.4103	5.3191	1.9920
	1	4.1667	3.5211	1.4451
805	0	4.8077	3.1447	1.8116
	1	4.9020	2.9412	1.8450
812	0	6.7568	6.4103	2.3697
	1	8.6207	6.0976	2.3697
824	0	4.9020	4.4248	1.6077
	1	4.8077	2.7473	1.6892
826	0	6.0976	3.4483	1.8450
	1	5.0000	2.9940	1.6892
828	0	5.6818	4.0650	1.9157
	1	6.4103	4.2017	1.7182
ค่าเฉลี่ย		5.4382	3.8805	1.8150

4.2 การเปรียบเทียบประสิทธิภาพด้านการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นใหม่

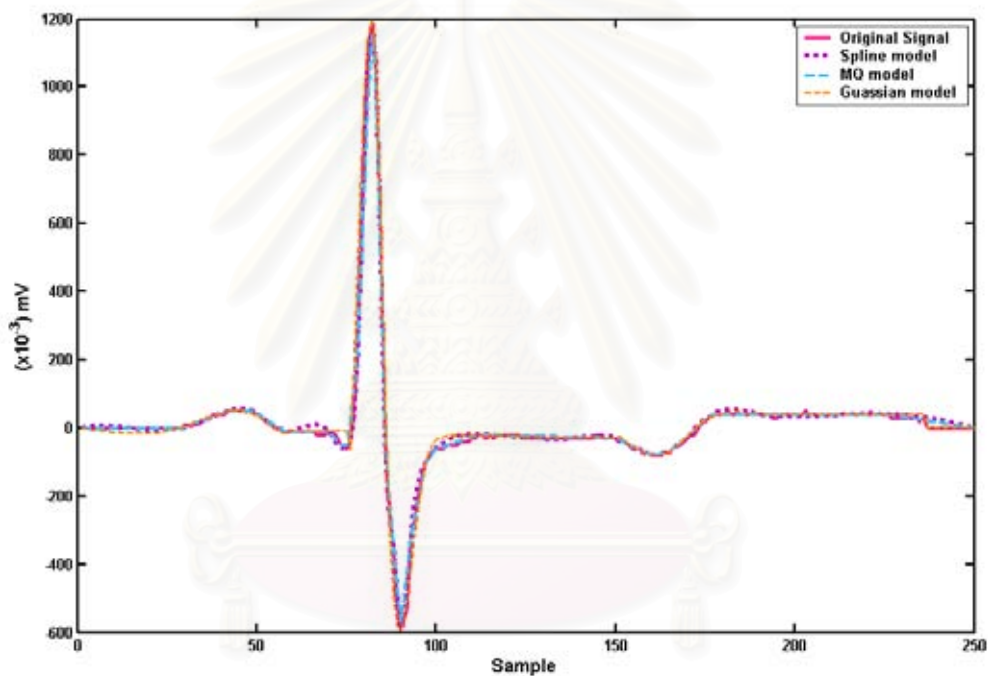
การเปรียบเทียบประสิทธิภาพด้านการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นใหม่
พิจารณาจากความผิดพลาดของแบบจำลองของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยได้จากการคำนวณค่าร้อยละของ
รากที่สองของค่าเฉลี่ยของผลต่างกำลังสอง (PRD, Percent Root Mean square Difference) [4, 21]

$$PRD = 100 \times \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n [\tilde{x}(i) - x(i)]^2}{\sum_{i=1}^n x(i)^2}} \quad (4-2)$$

โดย x คือ ค่าแอมพลิจูดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ
 \tilde{x} คือ ค่าแอมพลิจูดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้นใหม่จากแบบจำลองทางคณิตศาสตร์

ก. ประสิทธิภาพการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติขึ้นใหม่

ค่าร้อยละของรากที่สองของค่าเฉลี่ยของผลต่างกำลังสองของแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจกลุ่มปกติที่ถูกขึ้นใหม่ พบว่าความผิดพลาดของแบบจำลองมัลติควอดริคส่วนมากมีค่าไม่เกินร้อยละ 10 ส่วนฟังก์ชันเกาส์และแบบจำลองสไปลน์มีความผิดพลาดมากกว่าแบบจำลองมัลติควอดริค แสดงดังตารางที่ 4.4



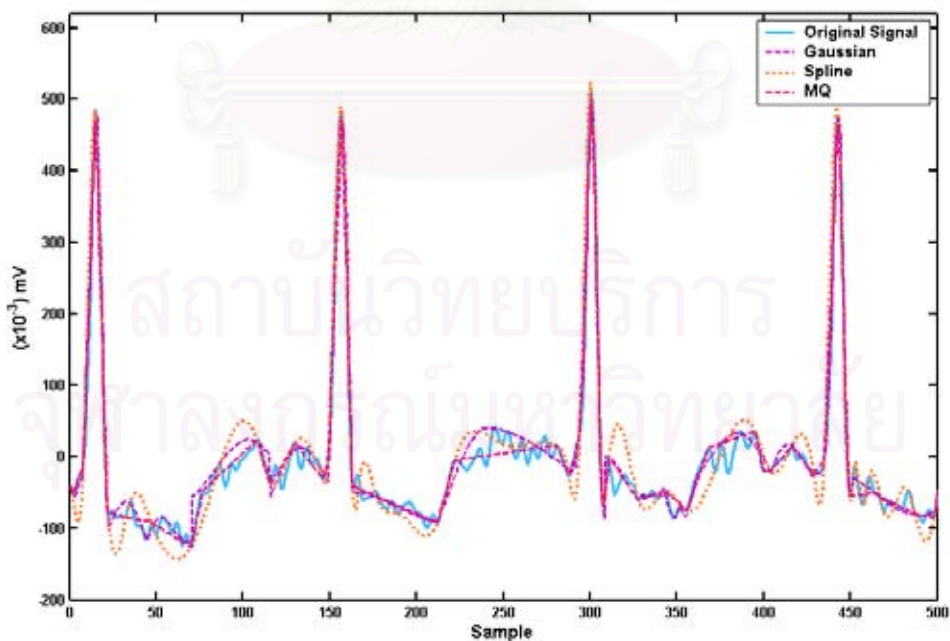
รูปที่ 4.4 เปรียบเทียบแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ (สัญญาณเลขที่ 504) ที่ถูกสร้างขึ้นใหม่ด้วย 3 วิธีที่ใช้เปรียบเทียบในวิทยานิพนธ์

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 4.4 เปรียบเทียบค่าร้อยละของรากที่สองของค่าเฉลี่ยของผลต่างกำลังสอง
จากการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ

สัญญาณชุดที่	แบบจำลองมัลติควอดริก	ฟังก์ชันเกาส์	แบบจำลองสไปลน์
104	10.6968	10.8579	12.7037
108	9.8376	12.0581	16.7059
110	10.1382	11.3769	13.2303
204	9.3557	12.7645	16.9994
207	8.8464	10.0578	6.6979
208	6.7291	10.1109	12.3051
209	7.7160	11.5920	10.5376
504	9.1388	19.6726	7.5668
508	6.8706	9.4037	12.3266
509	7.7859	11.5285	11.4388
ค่าเฉลี่ย	8.7115	11.9423	12.0512

ข. ประสิทธิภาพการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia ขึ้นใหม่



รูปที่ 4.5 เปรียบเทียบแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

อาการ Malignant Ventricular Arrhythmia (สัญญาณเลขที่ 421 เส้น 0)

ที่ถูกสร้างขึ้นใหม่ด้วย 3 วิธีที่ใช้เปรียบเทียบในวิทยานิพนธ์

จากการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจในกลุ่มอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia ขึ้นใหม่ พบว่าแบบจำลองสไปลน์มีความผิดพลาดมากที่สุดจากการสร้างแบบจำลองทั้ง 3 วิธี โดยแบบจำลองมัลติควอดริกมีความผิดพลาดของแบบจำลองที่สร้างขึ้นใหม่น้อยที่สุดและฟังก์ชันเกาส์มีความผิดพลาดมากกว่าแบบจำลองมัลติควอดริกเล็กน้อย

ตารางที่ 4.5 เปรียบเทียบค่าร้อยละของรากที่สองของค่าเฉลี่ยของผลต่างกำลังสองจากการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia

สัญญาณชุดที่	เส้นที่	แบบจำลองมัลติควอดริก	ฟังก์ชันเกาส์	แบบจำลองสไปลน์
418	0	5.7773	8.4727	16.2094
	1	9.5946	10.3857	11.6178
419	0	6.2174	7.4417	13.1410
	1	6.0434	8.1151	10.6917
421	0	9.0958	15.7174	29.4532
	1	9.1136	10.1953	12.8550
422	0	8.5278	9.1477	11.4869
	1	5.7421	9.1477	8.6202
423	0	9.0958	10.1886	15.6209
	1	7.3948	8.8911	12.1140
424	0	9.5647	13.6380	14.3762
	1	5.0317	5.3075	8.0500
ค่าเฉลี่ย		7.5999	8.4707	13.6864

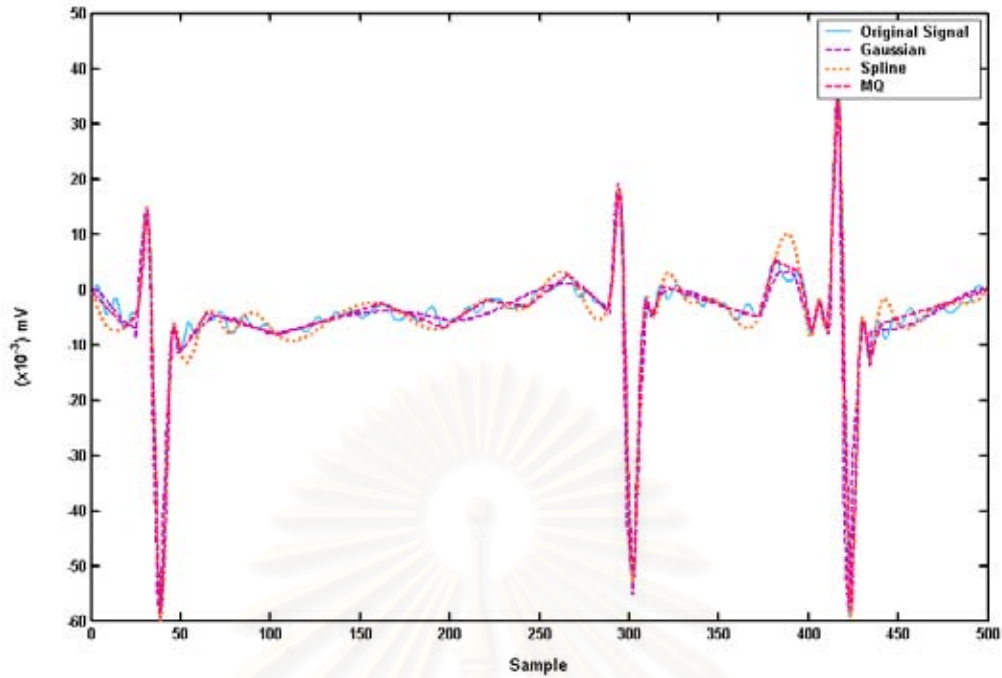
สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ค. ประสิทธิภาพการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia ขึ้นใหม่

ค่าร้อยละของรากที่สองของค่าเฉลี่ยของผลต่างกำลังสองของแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia จากทั้ง 3 วิธีมีค่าค่อนข้างสูงเมื่อเทียบกับแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจอีก 2 กลุ่มอาการข้างต้น แต่โดยรวมแล้วแบบจำลองมัลติควอดริกยังมีความผิดพลาดน้อยกว่าฟังก์ชันเกาส์และแบบจำลองสไปลน์ แสดงดังตารางที่ 4.6 และรูปที่ 4.6

ตารางที่ 4.6 เปรียบเทียบค่าร้อยละของรากที่สองของค่าเฉลี่ยของผลต่างกำลังสองจากการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia

สัญญาณชุดที่	เส้นที่	แบบจำลองมัลติควอดริก	ฟังก์ชันเกาส์	แบบจำลองสไปลน์
801/1	0	6.0049	19.6788	14.5657
	1	9.0457	21.5784	15.0950
801/2	0	9.0672	22.9560	13.1634
	1	10.5899	21.9547	19.0437
804	0	17.0469	27.5838	23.6036
	1	12.2071	22.4370	15.8835
805	0	8.7726	19.8038	9.0074
	1	9.0768	19.8739	11.0018
812	0	8.1713	20.5502	6.7732
	1	8.8352	19.9481	10.8793
824	0	10.4907	22.7593	12.2551
	1	14.3722	26.3975	22.6985
826	0	13.5277	22.9611	17.0502
	1	12.8813	22.7503	12.8626
828	0	12.8059	30.6457	17.9603
	1	9.3170	23.2806	11.5202
ค่าเฉลี่ย		10.7633	22.8225	14.5852



รูปที่ 4.6 เปรียบเทียบแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

อาการ Supraventricular Arrhythmia (สัญญาณเลขที่ 828 เส้น 0)

ที่ถูกสร้างขึ้นใหม่ด้วย 3 วิธีที่ใช้เปรียบเทียบในวิทยานิพนธ์

นอกเหนือจากค่าร้อยละของรากที่สองของค่าเฉลี่ยของผลต่างกำลังสอง ซึ่งเป็นความผิดพลาดที่ได้จากการคำนวณแล้ว ยังต้องคำนึงถึงการสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ให้เหมือนกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ โดยแบบจำลองจะต้องรักษาค่าแอมพลิจูดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจส่วนต่าง ๆ ที่จำเป็นต่อการวินิจฉัยโรคของแพทย์ให้มีค่าใกล้เคียงกับสัญญาณต้นแบบมากที่สุด หรือรักษาข้อมูลทางการแพทย์ (Medical Information) ไม่ให้สูญหาย และเนื่องจากค่าความผิดพลาดที่ได้จากการคำนวณส่วนหนึ่งเป็นค่าความผิดพลาดที่เกิดจากแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ไม่สามารถสร้างคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้มีสัญญาณรบกวนเหมือนสัญญาณต้นแบบได้ ดังนั้นค่าความผิดพลาดที่ได้ อาจเกิดจากสัญญาณต้นแบบนั้น ๆ มีสัญญาณรบกวนมาก จึงต้องพิจารณาความถูกต้องของแบบจำลองของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยใช้การพิจารณาจากสายตาร่วมกับค่าความผิดพลาดที่ได้จากการคำนวณเพื่อพิจารณาประสิทธิภาพของความถูกต้องของการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

4.3 การเปรียบเทียบความสามารถในการจำแนกการผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากค่าพารามิเตอร์ของแบบจำลอง (Classification Capability)

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้แยกเมตริกซ์ของพารามิเตอร์ของแต่ละแบบจำลองสำหรับการจำแนกอาการผิดปกติเป็น 2 เมตริกซ์ คือ เมตริกซ์ของพารามิเตอร์ที่ใช้ระบุตำแหน่งตามแนวแกน X และเมตริกซ์ของพารามิเตอร์อื่น ๆ ของแบบจำลอง ดังนี้

– แบบจำลองมัลติควอดริกมีเมตริกซ์ $[X_j]$ และเมตริกซ์ $[\alpha_j]$

โดยกำหนดให้ $[X_j] = [x_1 \ x_2 \ x_3 \ \dots \ x_n]$ และ $[\alpha_j] = [\alpha_1 \ \alpha_2 \ \alpha_3 \ \dots \ \alpha_n]$ เมื่อ n คือจำนวนจุดสำคัญของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ

– ฟังก์ชันเกาส์ประกอบด้วยเมตริกซ์ $[t]$ และเมตริกซ์ $[G]$

โดยกำหนดให้ $[t] = [t_1 \ t_{11} \ t_{12} \ \dots \ t_{1K} \ \dots \ t_N \ t_{N1} \ t_{N2} \ \dots \ t_{NK}]$ เมื่อ t_1, t_2, \dots, t_N คือค่าหน่วยเวลา (time delay) ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจแต่ละส่วน และ $t_{11}, t_{12}, \dots, t_{1N}, \dots, t_{N1}, t_{N2}, \dots, t_{NK}$ คือค่าหน่วยเวลาของฟังก์ชันมอดูเลชัน โดย N คือจำนวนส่วนของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แบ่งได้ และ K คือจำนวนของฟังก์ชันมอดูเลชันของคลื่นไฟฟ้าหัวใจส่วนนั้น ๆ และกำหนดให้ $[G] = [T \ c_1 \ B_1 \ \omega_{11} \ \omega_{12} \ \dots \ \omega_{1K} \ \dots \ T_N \ c_N \ B_N \ \omega_{N1} \ \omega_{N2} \ \dots \ \omega_{NK}]$

– แบบจำลองสไปลน์ประกอบด้วยเมตริกซ์ $[X_j]$ และเมตริกซ์ $[S]$

โดยกำหนดให้ $[X_j] = [x_1 \ x_2 \ x_3 \ \dots \ x_n]$ และเมตริกซ์ $[S]$ เป็นเมตริกซ์ของค่าสัมประสิทธิ์ถ่วงน้ำหนัก ดังนี้ $[S] = [a_1 \ b_1 \ c_1 \ d_1 \ \dots \ \dots \ \dots \ \dots \ a_{n-1} \ b_{n-1} \ c_{n-1} \ d_{n-1}]$

ดังนั้นจะได้เมตริกซ์ของพารามิเตอร์ของทั้ง 3 กลุ่มอาการ โดยแยกแต่ละกลุ่มอาการและเมตริกซ์ของพารามิเตอร์ของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ทั้ง 3 แบบจำลองแล้ว เช่น คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติจะมีเมตริกซ์ของพารามิเตอร์อยู่ 3 ชุด คือ ชุดของแบบจำลองมัลติควอดริก แบบจำลองสไปลน์ และฟังก์ชันเกาส์ สำหรับเมตริกซ์ต้นแบบของแต่ละกลุ่มอาการสำหรับนำมาใช้ในการจำแนกกลุ่มอาการของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คือ เมตริกซ์ของค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในชุดนั้น ๆ

เนื่องจากกลุ่มคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia และ Supraventricular Arrhythmia ข้อมูล 1 ชุดมีสัญญาณ 2 เส้น คือ เส้น 0 และ 1 ดังที่กล่าวไว้ข้างต้น ดังนั้นเมื่อนำค่าเฉลี่ยของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทั้ง 2 กลุ่มมาเป็นต้นแบบในการพิจารณาผลการทดลองการจำแนกอาการจึงแบ่งเป็น 3 กรณี ดังนี้

กรณีที่ 1 จำแนกพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ และสัญญาณเส้น 0 ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 2 อาการจากค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของสัญญาณเส้น 0 ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia หรือ Supraventricular Arrhythmia

กรณีที่ 2 จำแนกพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ และสัญญาณเส้น 1 ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 2 อาการจากค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของสัญญาณเส้น 1 ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia หรือ Supraventricular Arrhythmia

กรณีที่ 3 พิจารณาผลการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia และ Supraventricular Arrhythmia ทั้ง 2 เส้นจาก 2 กรณีข้างต้นรวมกัน กล่าวคือ พารามิเตอร์ของสัญญาณเส้น 0 ของข้อมูลชุดใด ๆ ต้องถูกระบุว่าอยู่ในกลุ่มเดียวกันกับค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์เส้น 0 และพารามิเตอร์ของสัญญาณเส้น 1 ของข้อมูลชุดนั้น ต้องถูกระบุว่าอยู่ในกลุ่มเดียวกันกับค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์เส้น 1 ด้วย จึงจะระบุได้ว่าสัญญาณชุดนั้นอยู่กลุ่มเดียวกับพารามิเตอร์ต้นแบบ

การเปรียบเทียบความสามารถในการจำแนกอาการผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของแบบจำลองแบบต่าง ๆ ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอ 2 วิธี คือ ระยะห่างยูคลิดีียน และ GLM โดยเปรียบเทียบประสิทธิภาพผลการทดลองการจำแนกอาการเป็นค่าร้อยละ ค่า Sensitivity ค่า Specificity ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ของแต่ละกรณี

4.3.1 จำแนกโดยการพิจารณาระยะห่างยูคลิดีียน (Euclidian Distance)

วิธีหาค่าระยะห่างยูคลิดีียนเป็นวิธีการแบ่งกลุ่มจากรยะห่าง (Cluster-Seeking Distance) [7, 23] วิธีหนึ่งในหลายวิธี ซึ่งเป็นวิธีพื้นฐานสำหรับการจำแนกอาการ โดยการจำแนกด้วยวิธีการพิจารณาระยะห่างยูคลิดีียน คือการนำเมตริกซ์ของพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจแต่ละเส้นมาหาค่าระยะห่างยูคลิดีียนจากพารามิเตอร์ต้นแบบโดยใช้สมการที่ (4-3) แล้วนำค่าระยะห่างยูคลิดีียนที่ได้มาเปรียบเทียบกับค่าระยะห่างที่ได้กับค่าขีดแบ่ง (Threshold) หรือเงื่อนไขที่กำหนดไว้ซึ่งเป็นค่าที่ได้จากการทดลอง

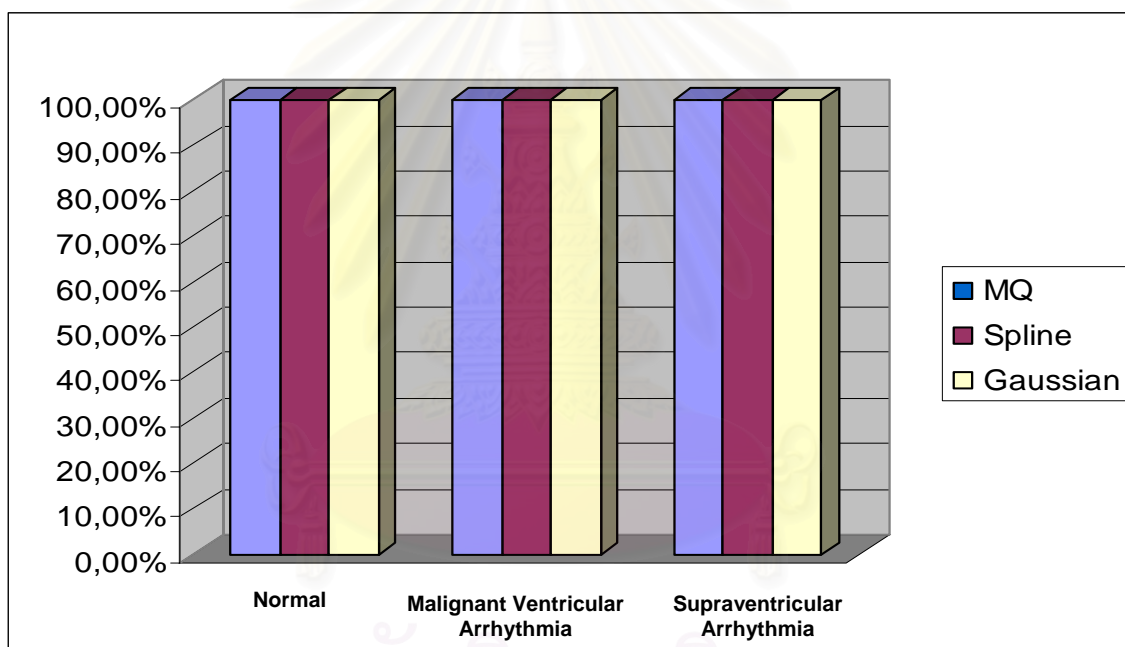
$$D_E^2 = \|y - z\|^2 = (y - z)^T (y - z) = \sum_{i=1}^n (y_i - z_i)^2 \quad (4-3)$$

โดย D_E คือ ระยะห่างยูคลิดีียน
 y คือ พารามิเตอร์ของแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
 z คือ พารามิเตอร์ของแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้เป็นต้นแบบสำหรับการจำแนกอาการคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ก. การจำแนกอาการโดยมีค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติเป็นต้นแบบ

การจำแนกอาการโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นต้นแบบ ทำโดยการนำพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติจำนวน 10 ชุดไปหาค่าระยะห่างยูคลิเดียนจากต้นแบบและนำค่าระยะห่างยูคลิเดียนที่ได้ไปจำแนกอาการ โดยเปรียบเทียบกับค่าขีดแบ่งที่กำหนด และนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia จำนวน 6 ชุด และ Supraventricular Arrhythmia จำนวน 8 ชุดไปหาค่าระยะห่างยูคลิเดียนจากต้นแบบและนำค่าระยะห่างยูคลิเดียนที่ได้ไปจำแนกอาการ โดยเปรียบเทียบกับค่าขีดแบ่งที่กำหนด เช่นเดียวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ

ค่าร้อยละความถูกต้องในรูปที่ 4.7 เป็นผลสรุปของการทดลองตามรายละเอียดในภาคผนวก ก ตารางที่ ก.1 ก.2 และ ก.3 โดยค่าขีดแบ่งของฟังก์ชันเกาส์คือ $[T] < 15$ แบบจำลองสไปน์ค่าขีดแบ่งคือ $[X] < 550$ แบบจำลองมัลติควอดริคค่าขีดแบ่งคือ $[X] < 500$



รูปที่ 4.7 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการ

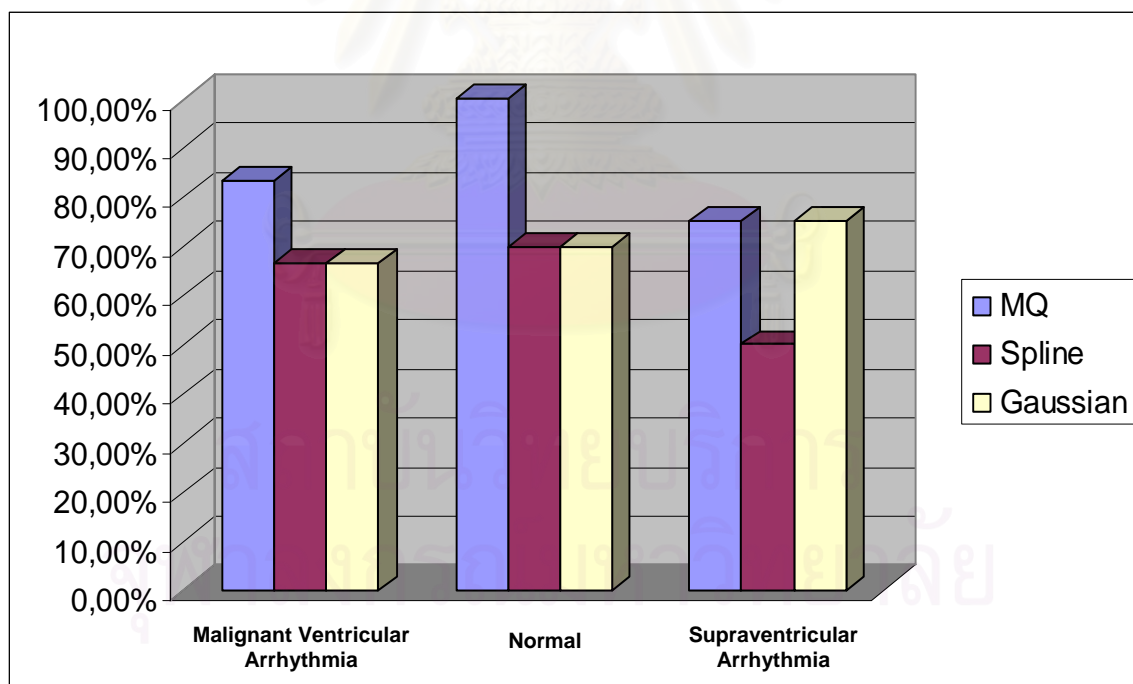
ด้วยวิธีหาค่าระยะห่างยูคลิเดียนโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติเป็นต้นแบบ

รูปที่ 4.7 เปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ทั้ง 3 แบบจำลองจากค่าระยะห่างยูคลิเดียนโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติเป็นต้นแบบในการจำแนก โดยแผนภูมิก่อนแรก (Normal) แสดงค่าร้อยละของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่ถูกระบุว่าอยู่ในกลุ่มคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติได้ถูกต้องทั้ง 10 ชุด นั่นคือค่าร้อยละของความถูกต้องเท่ากับร้อยละ 100 ค่าร้อยละความถูกต้องของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia และ Supraventricular Arrhythmia เท่ากับ 100 นั่นคือ คลื่นไฟฟ้า

หัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia ถูกจำแนกออกจากกลุ่มคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติได้อย่างถูกต้องทั้ง 6 ชุด และอาการ Supraventricular Arrhythmia ถูกจำแนกออกจากกลุ่มคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติได้อย่างถูกต้องทั้ง 8 ชุด

ข. การจำแนกอาการ โดยมีค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia เป็นต้นแบบ

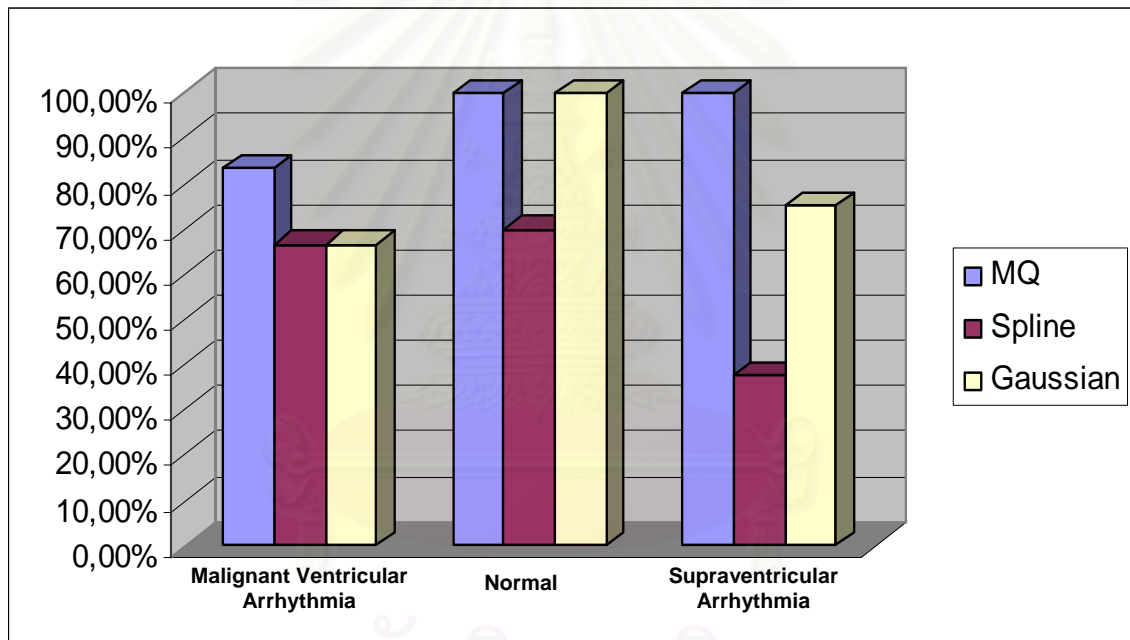
รูปที่ 4.8 ส่วนรูปที่ 4.9 ทั้ง 2 รูปแสดงค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ทั้ง 3 แบบจำลองจากค่าระยะห่างยูคลิเดียน โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia (เส้น 0 และเส้น 1 ตามลำดับ) เป็นต้นแบบ พบว่าค่าร้อยละของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia ที่ถูกระบุว่าอยู่ในกลุ่มคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 0 โดยใช้พารามิเตอร์แบบจำลองมัลติควอดริกมีค่าร้อยละของความถูกต้อง 5 ชุดจาก 6 ชุด ซึ่งมากกว่าแบบจำลองสไปนและฟังก์ชันเกาส์ เช่นเดียวกับสัญญาณเส้น 1 และค่าร้อยละของความถูกต้องในการแยกคลื่นไฟฟ้าหัวใจกลุ่มอื่นออกจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia โดยใช้พารามิเตอร์แบบจำลองมัลติควอดริกมีค่าร้อยละของความถูกต้องมากที่สุดทั้งสัญญาณเส้น 0 และเส้น 1



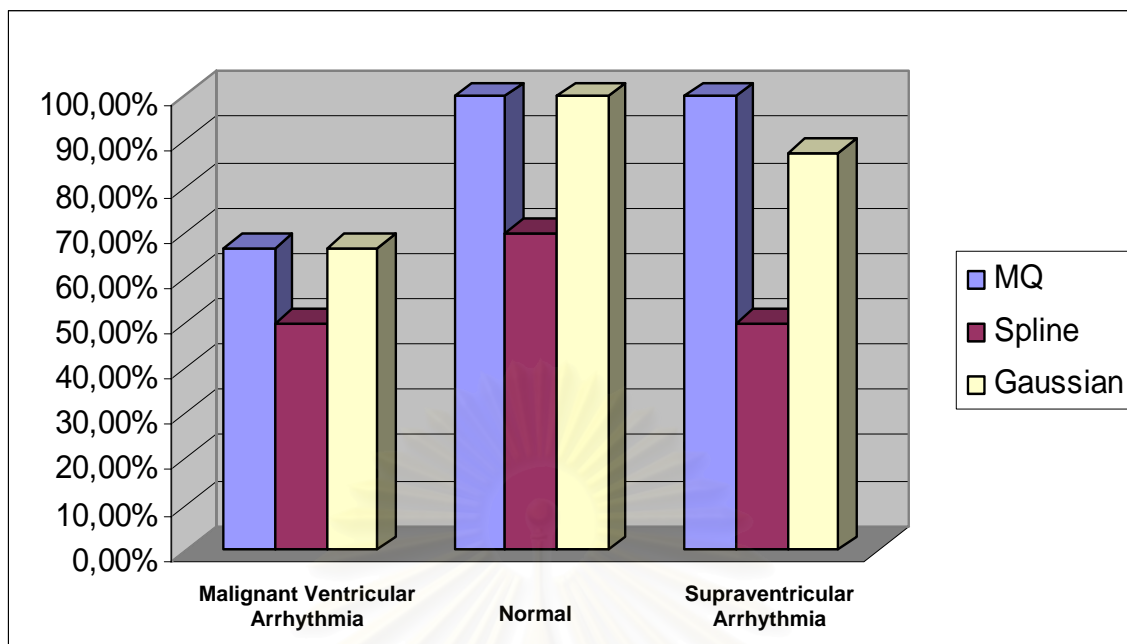
รูปที่ 4.8 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการด้วยวิธีหาค่าระยะห่างยูคลิเดียน โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia (เส้น 0) เป็นต้นแบบ

รูปที่ 4.8 เป็นการสรุปจากภาคผนวก ก ตารางที่ ก.4 ก.5 และ ก.6 พิจารณาค่าขีดแบ่งค่าระยะห่างยูคลิเดียนของฟังก์ชันเกาส์เซียนจาก $[T]$ และ $[G]$ ร่วมกัน คือ $[T] < 62$ และ $[G] < 900$ จึงจะระบุว่าจะอยู่ในกลุ่มอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 0 ค่าขีดแบ่งของแบบจำลองสไปลน์มี 2 ช่วง คือ ถ้า $[X] < 1000$ $[S] < 900$ หรือ ถ้า $1000 \leq [X] < 1300$ $[S] < 400$ ค่าขีดแบ่งของแบบจำลองมัลติควอดริกมี 2 ช่วงเช่นเดียวกับแบบจำลองสไปลน์ คือ $[X] < 950$ $[\alpha] < 40$ หรือ $950 < [X] < 1300$ $[\alpha] < 32$

รูปที่ 4.9 เป็นการสรุปจากภาคผนวก ก ตารางที่ ก.7 ก.8 และ ก.9 พิจารณาค่าขีดแบ่งค่าระยะห่างยูคลิเดียนของฟังก์ชันเกาส์เซียนจาก $[T]$ และ $[G]$ ร่วมกัน คือ $[T] < 51$ และ $[G] < 900$ จึงจะระบุว่าจะอยู่ในกลุ่มอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 1 ค่าขีดแบ่งของแบบจำลองสไปลน์ คือ ถ้า $[S] < 680$ ค่าขีดแบ่งของแบบจำลองมัลติควอดริกใช้ค่าขีดแบ่งเดียวกับสัญญาณเส้น 0



รูปที่ 4.9 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการด้วยวิธีหาค่าระยะห่างยูคลิเดียนโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia (เส้น 1) เป็นต้นแบบ



รูปที่ 4.10 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการ ด้วยวิธีหาค่าระยะห่างยูคลิเดียน โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ อาการ Malignant Ventricular Arrhythmia เป็นต้นแบบตามกรณีที่ 3

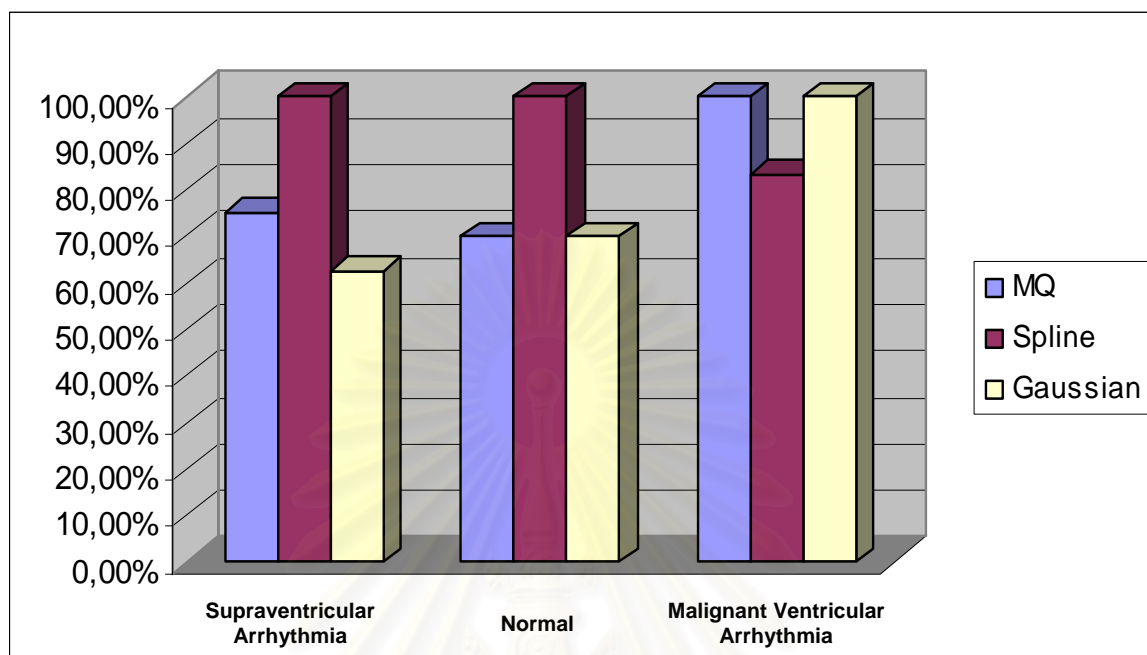
เมื่อพิจารณาการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามกรณีที่ 3 คือ พิจารณาค่าระยะห่างระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณเส้น 0 และค่าระยะห่างระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณเส้น 1 ร่วมกัน จะได้ค่าร้อยละของความถูกต้องดังรูปที่ 4.10 คือ แบบจำลองมัลติควดริกสามารถแยกคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติจำนวน 10 ชุด และอาการ Supraventricular Arrhythmia จำนวน 8 ชุด ออกจากอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia ได้

ก. การจำแนกอาการ โดยมีค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia เป็นต้นแบบ

ผลการทดลองการจำแนกอาการจากระยะห่างของพารามิเตอร์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 0) เป็นต้นแบบดังรูปที่ 4.11 จะเห็นว่าแบบจำลองสไปลน์สามารถระบุกลุ่มคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 0) อยู่ในกลุ่มเดียวกับต้นแบบได้ทั้งหมด และยังสามารถจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติจำนวน 10 เส้นออกจากกลุ่มต้นแบบได้ทั้งหมดเช่นกัน

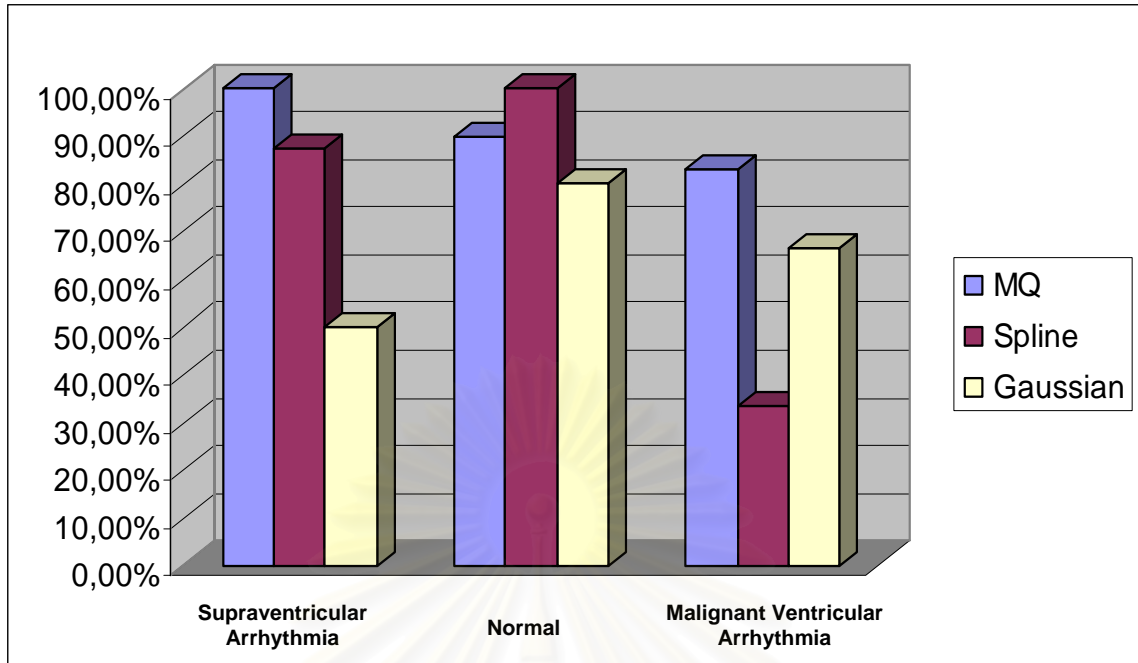
รูปที่ 4.11 เป็นการสรุปจากภาคผนวก ก ตารางที่ ก.10 ก.11 และ ก.12 พิจารณาค่าขีดแบ่งค่าระยะห่างยูคลิเดียนของฟังก์ชันเกาส์เซียนคือ $35 < [T] < 50$ จึงจะระบุว่าจะอยู่ในกลุ่มอาการ

Supraventricular Arrhythmia เส้น 0 ค่าขีดแบ่งของแบบจำลองสไปลน์คือ $[X] < 1000$ ค่าขีดแบ่งของแบบจำลองมัลติควอดริก คือ $51 < [\alpha] < 110$

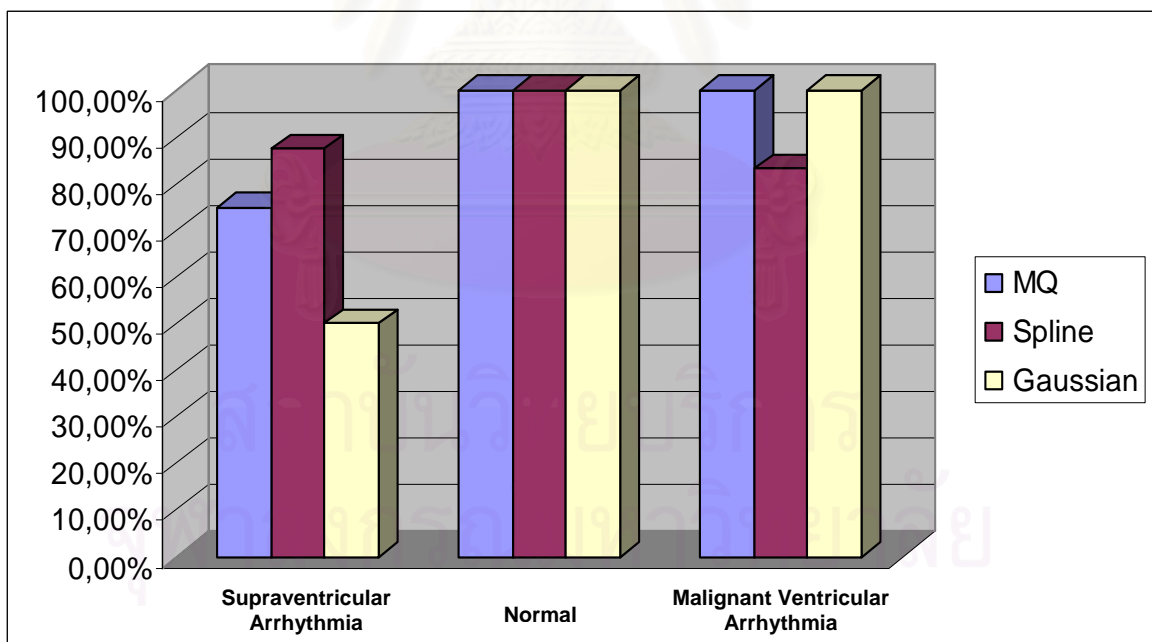


รูปที่ 4.11 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการด้วยวิธีหาค่าระยะห่างยูคลิเดียนโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 0) เป็นต้นแบบ

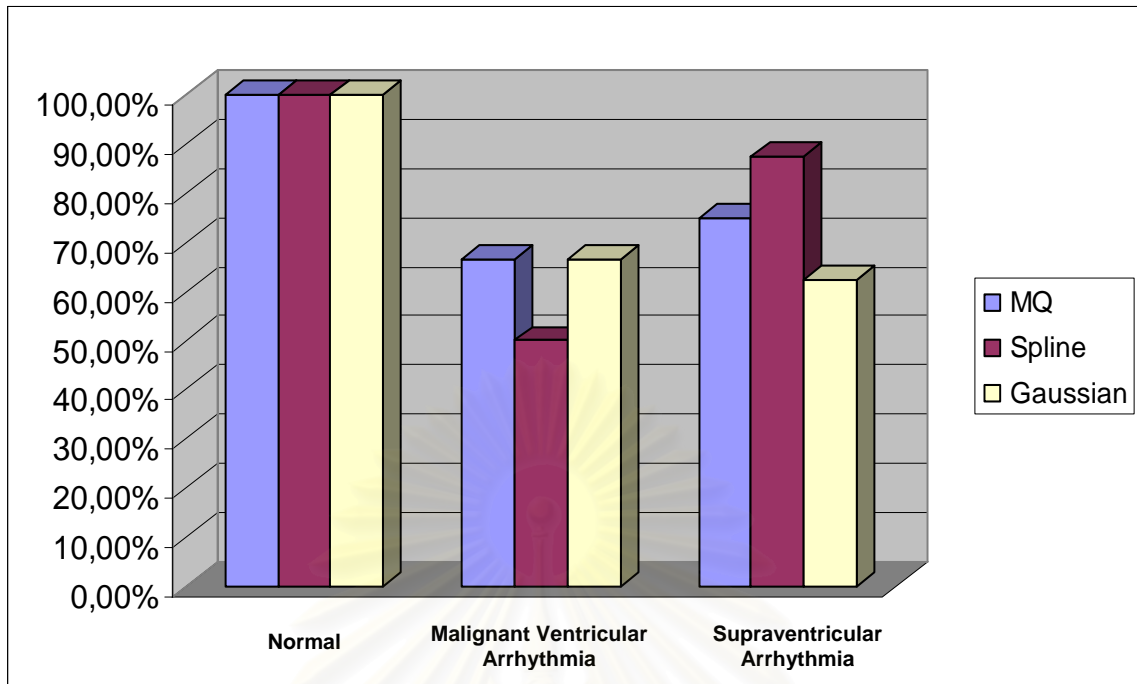
ผลการทดลองการจำแนกอาการจากระยะห่างของพารามิเตอร์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 1) เป็นต้นแบบ แสดงดังรูปที่ 4.12 พบว่าพารามิเตอร์ของแบบจำลองมัลติควอดริกและแบบจำลองสไปลน์สามารถระบุว่าจะอยู่ในกลุ่มอาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 1) ได้ถูกต้องทั้ง 8 เส้น ส่วนการจำแนกอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia ออกจากอาการ Supraventricular Arrhythmia ด้วยพารามิเตอร์ของแบบจำลองมัลติควอดริกมีค่าร้อยละของความถูกต้องมากกว่าอีก 2 แบบจำลอง และแบบจำลองสไปลน์จำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติออกจากกลุ่มคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia ได้ทั้ง 10 ชุด ซึ่งการสรุปข้างต้นได้จากข้อมูลในภาคผนวก ก ตารางที่ ก.13 ก.14 และ ก.15 พิจารณาขีดแบ่งค่าระยะห่างยูคลิเดียนของฟังก์ชันเกาส์เซียนเป็นค่าเดียวกับสัญญาณเส้น 0 ค่าขีดแบ่งของแบบจำลองสไปลน์อยู่ในช่วง $1230 < [X] < 1460$ ค่าขีดแบ่งของแบบจำลองมัลติควอดริกอยู่ในช่วง $40 < [\alpha] < 80$ เมื่อนำผลการจำแนกจาก 2 กรณีข้างต้นมาพิจารณารวมกันดังกรณีที่ 3 จะได้ความถูกต้องของผลการจำแนกดังรูปที่ 4.13



รูปที่ 4.12 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการ
ด้วยวิธีหาค่าระยะห่างยูคลิเดียนโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
อาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 1) เป็นต้นแบบ



รูปที่ 4.13 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการ
ด้วยวิธีหาค่าระยะห่างยูคลิเดียนโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
อาการ Supraventricular Arrhythmia เป็นต้นแบบตามกรณีที่ 3



รูปที่ 4.14 แผนภูมิสรุปประสิทธิภาพด้านการจำแนกอาการ
จากแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีการพิจารณาระยะห่างยูคลิเดียน

รูปที่ 4.14 แสดงค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทั้ง 3 กลุ่ม เป็นการเปรียบเทียบประสิทธิภาพด้านการจำแนกอาการผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากพารามิเตอร์ของแบบจำลองทั้ง 3 แบบด้วยการพิจารณาจากค่าระยะห่างยูคลิเดียน โดยเปรียบเทียบความถูกต้องในการระบุอาการของคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ถูกกลุ่ม

4.3.2 จำแนกด้วยวิธี Generalized Linear Model (GLM) [7]

อาเหม็ด เบคาล (Ahmet Baykal) และคณะ [7] ได้นำวิธี GLM มาใช้กับการจำแนก (Classification) อาการผิดปกติของแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกสร้างด้วยฟังก์ชัน Autoregressive ได้เป็นฟังก์ชันต้นแบบของการประยุกต์ใช้กับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในวิทยานิพนธ์นี้ได้นำวิธี GLM มาใช้ในการจำแนกอาการผิดปกติโดยแบบจำลองทั้ง 3 แบบที่ได้นำเสนอในบทที่ 2 และ 3 การจำแนกอาการผิดปกติด้วยวิธี GLM จะเริ่มจากสมการที่ (4-4)

$$Y = M\beta + \varepsilon \quad (4-4)$$

เมื่อ Y คือ เวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการผิดปกติ (Observed Response Vector) มีขนาด $n \times 1$ สำหรับจำแนกอาการของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งสามารถกำหนดค่าจัดแบ่งได้จากการทดลอง

M คือ เวกเตอร์ของพารามิเตอร์ของแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Model Parameters)

ขนาด $n \times n$

$$\text{โดยที่ } M = \begin{bmatrix} m_1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & m_2 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & m_n \end{bmatrix} \text{ ให้ } m_1, m_2, \dots, m_n \text{ แทนพารามิเตอร์ของ}$$

แบบจำลองแต่ละแบบ

β คือ เวกเตอร์ขนาด $n \times 1$ ของสัมประสิทธิ์ของแบบจำลองเชิงเส้น (Linear Model Coefficient)

ε คือ เวกเตอร์ค่าความผิดพลาด ซึ่งกำหนดให้มีค่าเท่ากับศูนย์

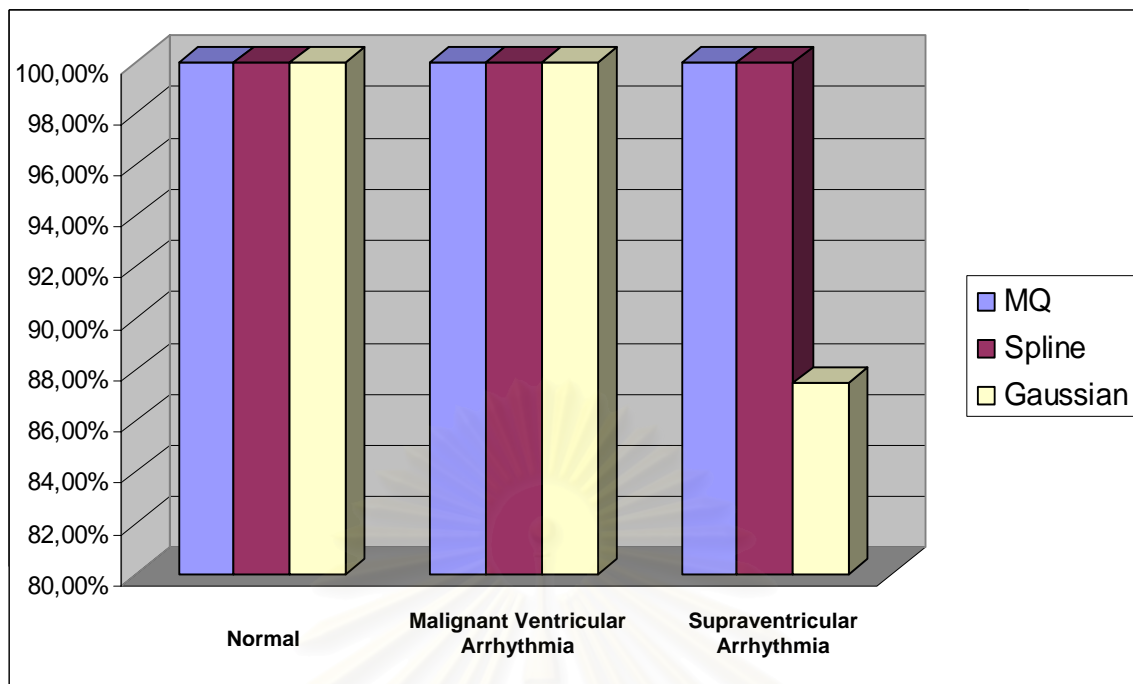
เวกเตอร์ β ของแต่ละแบบจำลอง และแต่ละอาการหาได้จากการกำหนด $[Y] = [1 \ 1 \ 1 \ \dots \ 1]^T$ และ \bar{M} คือ เวกเตอร์ของค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจแต่ละแบบจำลอง และจากสมการที่ (4-4) สามารถหาเวกเตอร์ β ได้ดังนี้

$$\beta = \bar{M}^{-1}Y \quad (4-5)$$

จะได้เวกเตอร์ β ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 3 อาการสำหรับแต่ละแบบจำลอง เพื่อหาเวกเตอร์ Y โดยใช้สมการที่ (4-4) เพื่อนำเวกเตอร์ Y ไปใช้สำหรับการแยกอาการของคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่อไป โดยวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ใช้ค่า $\|Y\|$ ของเวกเตอร์ของพารามิเตอร์แบบจำลองทั้ง 3 แบบในการพิจารณาค่าจัดแบ่งเพื่อจำแนกอาการของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ก. การจำแนกอาการ โดยมีค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติเป็นต้นแบบ

จากรูปที่ 4.15 การจำแนกอาการ โดยมีค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติเป็นต้นแบบด้วยวิธี GLM สามารถระบุคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ถูกต้องทั้งหมด และยังสามารถจำแนกอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia ออกจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติได้ทั้ง 6 ชุดทั้ง 3 แบบจำลอง ส่วนแบบจำลองมัลติควอดริกสามารถจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia จำนวน 7 ชุดจาก 8 ชุดออกจากกลุ่มคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ

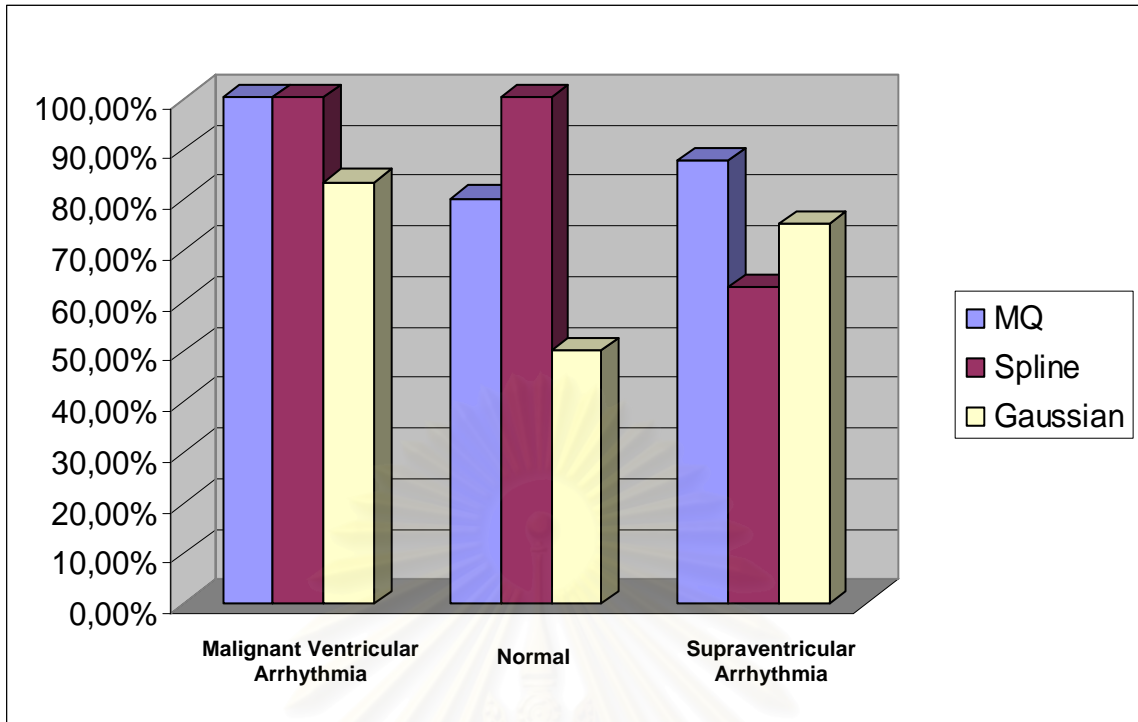


รูปที่ 4.15 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการ
ด้วยวิธี GLM โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติเป็นต้นแบบ

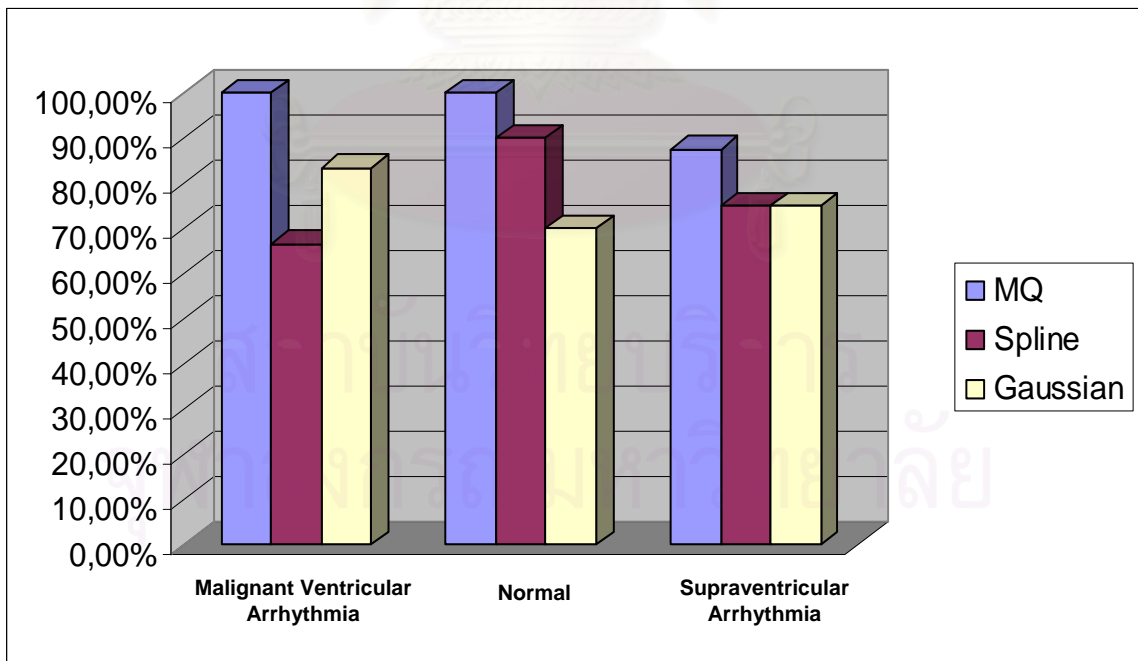
ค่าร้อยละความถูกต้องในรูปที่ 4.15 เป็นผลสรุปของการทดลองที่มีรายละเอียดตาม
ภาคผนวก ข ตารางที่ ข.1 ข.2 และ ข.3 กำหนดค่าขีดแบ่งของฟังก์ชันเกาส์ $[T] < 38$ แบบจำลอง
สไปล์นค่าขีดแบ่งคือ $[X] < 20$ และแบบจำลองมัลติควอดริกค่าขีดแบ่งคือ $[\alpha] < 1000$

ข. การจำแนกอาการ โดยมีค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant
Ventricular Arrhythmia เป็นต้นแบบ

จากรูปที่ 4.16 เมื่อใช้วิธี GLM จำแนกอาการ โดยมีค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้า
หัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia (เส้น 0) เป็นต้นแบบด้วยแบบจำลองมัลติควอดริกและ
แบบจำลองสไปล์นสามารถระบุคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia (เส้น 0) ได้
ถูกต้องทั้งหมดเป็นจำนวน 6 เส้น แบบจำลองมัลติควอดริกยังสามารถจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและ
อาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 0) ออกจากอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia (เส้น 0)
ได้ไม่น้อยกว่าร้อยละ 80 และแบบจำลองสไปล์นยังจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติออกจากต้นแบบได้
ทั้งหมด อีกด้วย ซึ่งเป็นผลสรุปของภาคผนวก ข ตารางที่ ข.4 ข.5 และ ข.6 โดยค่าขีดแบ่งของฟังก์ชัน
เกาส์ต้องพิจารณาจากค่า $\|Y\|$ ของ $[T]$ และ $[G]$ ร่วมกันคือ $[T] < 18$ $[G] < 260$ แบบจำลองสไปล์น
พิจารณาค่าขีดแบ่งของ $[X]$ และ $[S]$ คือ $6 < [X] < 18$ $[S] < 570$ และแบบจำลองมัลติควอดริกค่า
ขีดแบ่งของ $[X]$ และ $[\alpha]$ ร่วมกัน คือ $6.8 < [X] < 18$ $[\alpha] < 240$



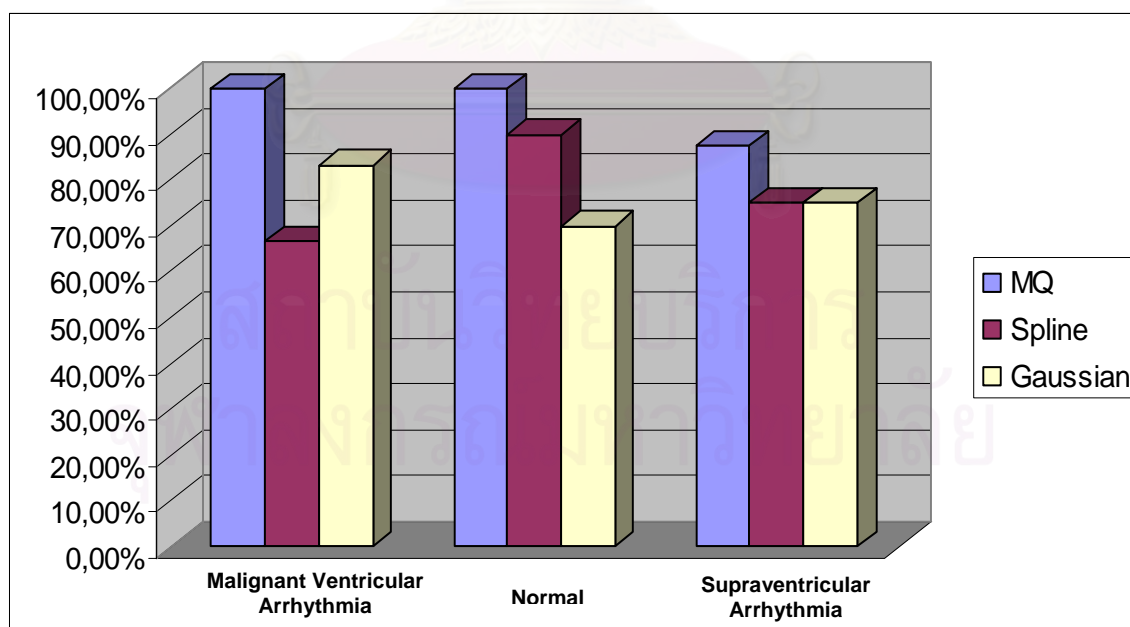
รูปที่ 4.16 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการ
ด้วยวิธี GLM โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
อาการ Malignant Ventricular Arrhythmia (เส้น 0) เป็นต้นแบบ



รูปที่ 4.17 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการ
ด้วยวิธี GLM โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
อาการ Malignant Ventricular Arrhythmia (เส้น 1) เป็นต้นแบบ

เมื่อใช้วิธี GLM จำแนกอาการ โดยมีค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia (เส้น 1) เป็นต้นแบบด้วยแบบจำลองมัลติควอดริกสามารถระบุคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia (เส้น 1) ได้ถูกต้องทั้งหมด และยังสามารถจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติทั้ง 10 ชุดออกจากอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia (เส้น 1) ได้ ส่วนการจำแนกอาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 1) ออกจากอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia (เส้น 1) พารามิเตอร์ของแบบจำลองมัลติควอดริกสามารถใช้จำแนกได้มากกว่าร้อยละ 80 ซึ่งมากกว่าแบบจำลองสไปไลน์และฟังก์ชันเกาส์ ดังแสดงในรูปที่ 4.17 ซึ่งเป็นผลสรุปของภาคผนวก ข ตารางที่ ข.7 ข.8 และ ข.9 โดยของฟังก์ชันเกาส์ใช้ค่าขีดแบ่งเดียวกับสัญญาณเส้น 0 แบบจำลองสไปไลน์พิจารณาค่าขีดแบ่งของ $[X]$ และ $[S]$ คือ $[X] < 17$ $[S] < 1000$ และแบบจำลองมัลติควอดริกค่าขีดแบ่งของ $[X]$ และ $[\alpha]$ ร่วมกัน คือ $[X] < 12$ $[\alpha] < 116$

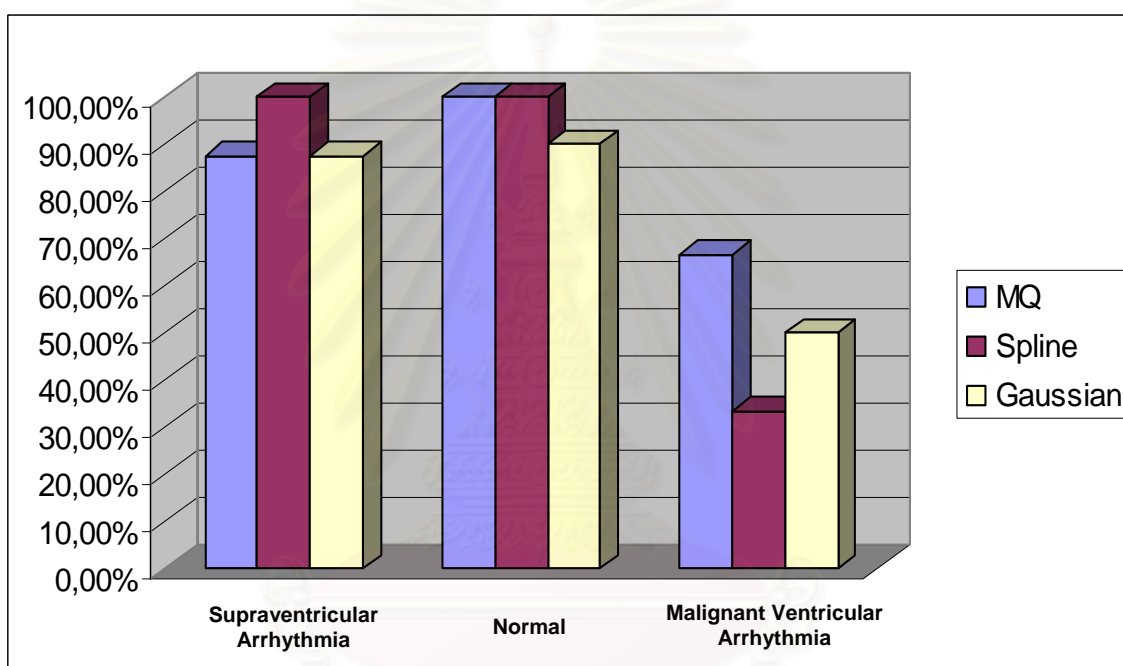
เมื่อนำผลการจำแนก 2 กรณีข้างต้นมาพิจารณาร่วมกันตามกรณีที่ 3 การจำแนกอาการ โดยโดยใช้พารามิเตอร์จากแบบจำลองมัลติควอดริกสามารถระบุคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia และแยกคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ ได้ถูกต้องทั้ง 6 ชุด ส่วนฟังก์ชันเกาส์นั้นสามารถระบุคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia ได้มากกว่าร้อยละ 80 และพารามิเตอร์ของแบบจำลองมัลติควอดริกยังสามารถใช้จำแนกอาการ Supraventricular Arrhythmia ออกจากอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia ได้มากกว่าร้อยละ 80 ซึ่งมากกว่าอีก 2 แบบจำลอง ดังรูปที่ 4.18



รูปที่ 4.18 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการ ด้วยวิธี GLM โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ อาการ Malignant Ventricular Arrhythmia เป็นต้นแบบ (พิจารณาตามกรณีที่ 3)

ค. การจำแนกอาการโดยมีค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia เป็นต้นแบบ

การจำแนกอาการโดยมีค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 0) เป็นต้นแบบ พารามิเตอร์ของแบบจำลองทั้ง 3 แบบจำลองสามารถใช้ระบุอาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 0) และจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติออกจากอาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 0) ได้ถูกต้องไม่น้อยกว่าร้อยละ 80 แต่แบบจำลองทั้ง 3 วิธีแยกอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia (เส้น 0) ออกจากอาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 0) ได้ไม่ค่อยดีนัก คือ น้อยกว่าร้อยละ 70 ดังแสดงในรูปที่ 4.19

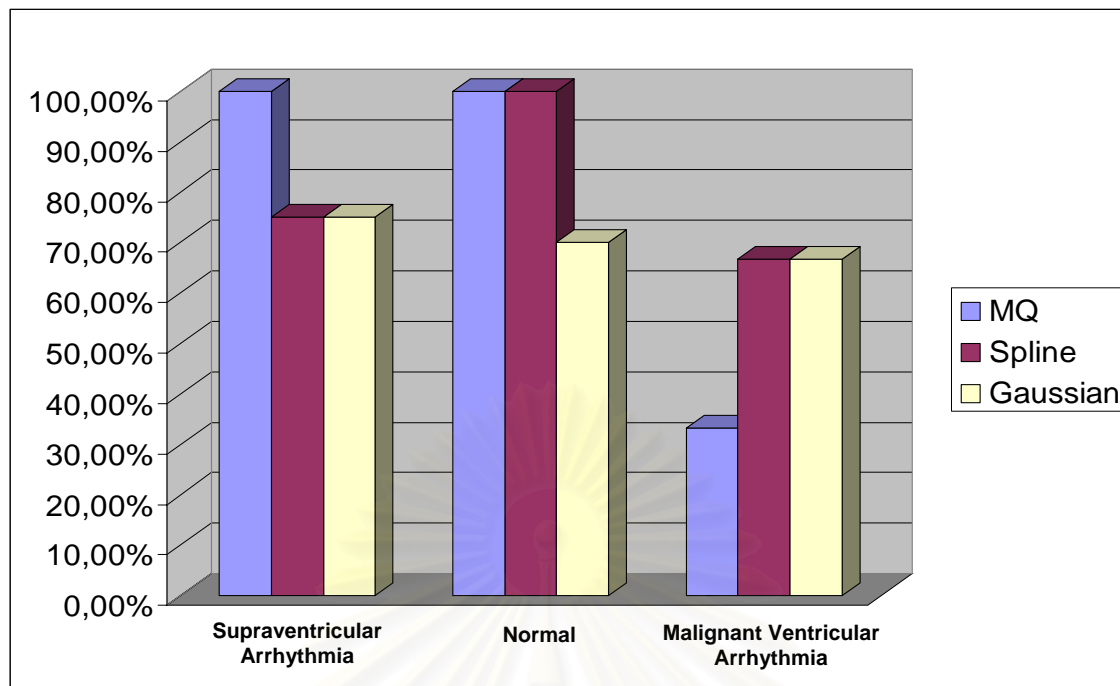


รูปที่ 4.19 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการ

ด้วยวิธี GLM โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

อาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 0) เป็นต้นแบบ

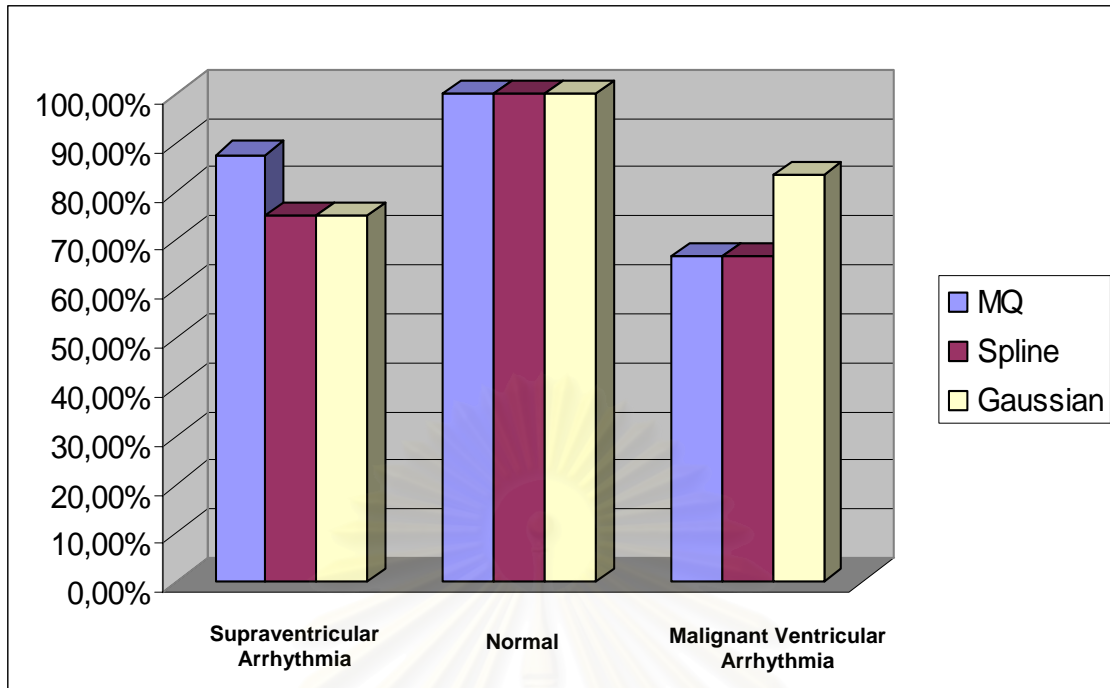
รูปที่ 4.19 เป็นผลสรุปของตารางที่ ข.10 ข.11 และ ข.12 โดยค่าขีดแบ่งของฟังก์ชันเกาส์ต้องพิจารณาจากค่า $\|Y\|$ ของ $[T]$ และ $[G]$ ร่วมกันคือ $[T] < 40$ $[G] < 1050$ แบบจำลองสไปลน์พิจารณาค่าขีดแบ่ง $7 < [X] < 20$ และค่าขีดแบ่งของแบบจำลองมัลติควอดริกคือ $6.5 < [X] < 11$



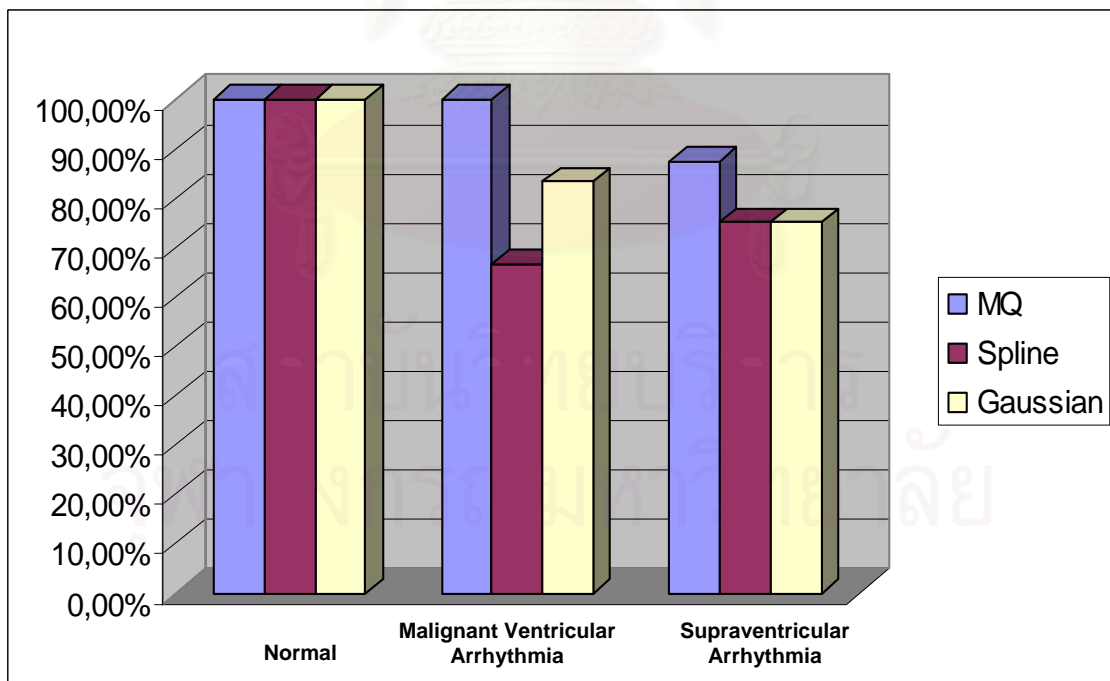
รูปที่ 4.20 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการ
ด้วยวิธี GLM โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
อาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 1) เป็นต้นแบบ

การจำแนกอาการ โดยมีค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 1) เป็นต้นแบบ พารามิเตอร์ของแบบจำลองมัลติควอดริกสามารถระบุอาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 1) ได้ถูกต้องมากที่สุด และพารามิเตอร์ของแบบจำลองมัลติควอดริกและแบบจำลองสไปล์สามารถจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติออกจากอาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 1) ได้ถูกต้องทั้งหมด ส่วนการจำแนกอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia (เส้น 1) ออกจากอาการ Supraventricular Arrhythmia (เส้น 1) แบบจำลองสไปล์กับฟังก์ชันเกาส์สามารถจำแนกได้ถูกต้องมากกว่าร้อยละ 60 ซึ่งมากกว่าแบบจำลองมัลติควอดริก ดังแสดงในรูปที่ 4.20

รูปที่ 4.21 แสดงค่าร้อยละของความถูกต้องจากการนำผลการจำแนกอาการคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งเส้น 1 และเส้น 0 มาพิจารณาร่วมกัน พบว่าแบบจำลองมัลติควอดริกสามารถระบุอาการ Supraventricular Arrhythmia ได้ถูกต้องมากที่สุด แบบจำลองมัลติควอดริกและแบบจำลองสไปล์สามารถจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติออกจากอาการ Supraventricular Arrhythmia ได้ถูกต้องร้อยละ 100 ส่วนการจำแนกอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia ออกจากอาการ Supraventricular Arrhythmia ทั้ง 3 ฟังก์ชันเกาส์สามารถจำแนกได้ดีที่สุด



รูปที่ 4.21 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการ
ด้วยวิธี GLM โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
อาการ Supraventricular Arrhythmia เป็นต้นแบบ (พิจารณาตามกรณีที่ 3)



รูปที่ 4.22 แผนภูมิสรุปประสิทธิภาพด้านการจำแนกอาการ
จากแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี GLM

รูปที่ 4.22 แสดงค่าร้อยละของความถูกต้องในการจำแนกอาการของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทั้ง 3 กลุ่ม เป็นการเปรียบเทียบประสิทธิภาพด้านการจำแนกอาการผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก พารามิเตอร์ของแบบจำลองทั้ง 3 แบบจำลองด้วยการพิจารณาจากค่าของ $\|Y\|$ โดยเปรียบเทียบความถูกต้อง ในการระบุอาการของคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ถูกกลุ่ม จากรูปจะเห็นว่าพารามิเตอร์ของแบบจำลองทั้ง 3 แบบสามารถนำมาใช้ระบุได้ว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติอยู่ในกลุ่มเดียวกับค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ของ คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่เป็นต้นแบบได้ทั้งหมด และพารามิเตอร์ของแบบจำลองมัลติควอดริคสามารถ นำมาใช้ระบุคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia และอาการ Supraventricular Arrhythmia ได้ถูกต้องมากกว่าอีก 2 แบบจำลอง

4.4 การเปรียบเทียบค่า Sensitivity และ Specificity [6]

ขั้นตอนการจำแนกอาการของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ โดยทั่วไปจะเริ่มจากการนำพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาเทียบกับค่าพารามิเตอร์ต้นแบบของ คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ เพื่อเป็นการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติออกจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ แล้วจึง นำพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกจำแนกว่าเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติมาเทียบกับ ค่าพารามิเตอร์ต้นแบบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติในกลุ่มอาการต่าง ๆ ว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น ๆ อยู่ใน กลุ่มอาการใด

การเปรียบเทียบค่า Sensitivity และค่า Specificity ซึ่งได้จากการคำนวณเพื่อเป็นการ สรุปรูปประสิทธิภาพในขั้นตอนการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและผิดปกติออกจากกัน ซึ่งค่า Sensitivity เป็นการคำนวณค่าความถูกต้องโดยคำนวณจากจำนวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติทั้งหมดและจำนวน คลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติที่ถูกจำแนกเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ และค่า Specificity เป็นการคำนวณค่า ความถูกต้องจากการคำนวณจากจำนวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติทั้งหมดและจำนวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่ ถูกจำแนกเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ

ผลการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและผิดปกติออกจากกันด้วยวิธีการพิจารณาค่า ระยะห่างยูคลิเดียนและวิธี GLM โดยใช้ค่าขีดแบ่งจากหัวข้อ 4.3.1 (ก) และ 4.3.2 (ก) ตามลำดับ ดัง ตารางที่ 4.7 และ 4.8 เพื่อนำไปสรุปเป็นตารางเพื่อหาค่า Sensitivity และค่า Specificity

ตารางที่ 4.7 จำนวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและผิดปกติที่ถูกจำแนก
ด้วยวิธีการพิจารณาค่าระยะห่างยูคลิเดียน โดยใช้ค่าจัดแบ่งจากหัวข้อ 4.3.1 (ก)

	ฟังก์ชันเกาส์		แบบจำลองสไปลน์		แบบจำลอง มัลติควอดริก	
	ปกติ	ผิดปกติ	ปกติ	ผิดปกติ	ปกติ	ผิดปกติ
Normal	10	0	10	0	10	0
MVA	0	6	0	6	0	6
SVA	0	8	0	8	0	8

ตารางที่ 4.8 จำนวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและผิดปกติที่ถูกจำแนก
ด้วยวิธี GLM โดยใช้ค่าจัดแบ่งจากหัวข้อ 4.3.2 (ก)

	ฟังก์ชันเกาส์		แบบจำลองสไปลน์		แบบจำลอง มัลติควอดริก	
	ปกติ	ผิดปกติ	ปกติ	ผิดปกติ	ปกติ	ผิดปกติ
Normal	10	0	10	0	10	0
MVA	0	6	0	6	0	6
SVA	1	7	0	8	0	8

4.4.1 ค่า Sensitivity

$$Sensitivity = \frac{TE - FN}{TE} \quad (4-6)$$

โดยที่ TE คือ จำนวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติทั้งหมด (Total Event)

FN คือ จำนวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีอาการผิดปกติแต่ถูกจำแนกให้อยู่ในกลุ่มคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ (False Negative)

จากตารางที่ 4.7 และ 4.8 สามารถสรุปค่า Sensitivity ที่ได้จากการจำแนกอาการด้วยวิธีการพิจารณาค่าระยะห่างยูคลิเดียนและวิธี GLM ได้ดังตารางที่ 4.9

ตารางที่ 4.9 ค่า Sensitivity ที่ได้จากการจำแนกอาการด้วยวิธีการพิจารณา
ค่าระยะห่างยูคลิเดียนและวิธี GLM

	ฟังก์ชันเกาส์	แบบจำลองสไปลน์	แบบจำลองมัลติควอดริก
ED	1	1	1
GLM	0.93	1	1

4.4.2 ค่า Specificity

$$Specificity = \frac{TE - FP}{TE} \quad (4-7)$$

โดยที่ TE คือ จำนวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติทั้งหมด (Total Event)

FP คือ จำนวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติแต่ถูกจำแนกให้อยู่ในกลุ่มคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีอาการผิดปกติ (False Positive)

จากตารางที่ 4.7 และ 4.8 สามารถสรุปค่า Specificity ที่ได้จากการจำแนกอาการด้วยวิธีการพิจารณาค่าระยะห่างยูคลิเดียนและวิธี GLM ได้ดังตารางที่ 4.10

ตารางที่ 4.10 ค่า Specificity ที่ได้จากการจำแนกอาการด้วยวิธีการพิจารณา
ค่าระยะห่างยูคลิเดียนและวิธี GLM

	ฟังก์ชันเกาส์	แบบจำลองสไปลน์	แบบจำลองมัลติควอดริก
ED	1	1	1
GLM	1	1	1

4.5 สรุปผลการทดลอง

แบบจำลองมัลติควอดริกมีประสิทธิภาพด้านการบีบอัดข้อมูลมากกว่าฟังก์ชันเกาส์และแบบจำลองสไปลน์ โดยที่แบบจำลองสไปลน์มีประสิทธิภาพด้านการบีบอัดข้อมูลต่ำกว่าอีก 2 แบบจำลองอย่างชัดเจน คือ ค่าอัตราการบีบอัดข้อมูลของแบบจำลองมัลติควอดริกมากกว่าค่าอัตราการบีบอัดข้อมูลของแบบจำลองสไปลน์อย่างน้อย 2 เท่า

การเปรียบเทียบประสิทธิภาพด้านความถูกต้องในการสร้างแบบจำลองขึ้นใหม่นั้น แบบจำลองมัลติควอดริกมีค่าความผิดพลาดน้อยกว่าฟังก์ชันเกาส์และแบบจำลองสไปลน์ คือส่วนมากค่าความผิดพลาดของการสร้างแบบจำลองขึ้นใหม่มักจะไม่เกินร้อยละ 10 ส่วนอีก 2 แบบจำลองค่าความ

ผิดพลาดของการสร้างแบบจำลองขึ้นใหม่มักจะมากกว่าร้อยละ 10 แต่มีสัญญาณบางเส้นที่เมื่อสร้างแบบจำลองขึ้นใหม่ด้วยแบบจำลองมัลติควอดริกแล้วมีค่าความผิดพลาดมากกว่าแบบจำลองสไปล์ โดยส่วนมากความผิดพลาดของแบบจำลองมัลติควอดริกจะมีค่ามากเมื่อค่าความชันของแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจส่วน QRS Complex คลาดเคลื่อนจากสัญญาณต้นแบบ ซึ่งอาจเกิดจากข้อกำหนดในการเลือกจุดสำคัญมีความละเอียดไม่เพียงพอ

การเปรียบเทียบประสิทธิภาพด้านการจำแนกอาการผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากพารามิเตอร์ของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้มี 2 วิธี คือ พิจารณาจากค่าระยะห่างยูคลิเดียน และวิธี GLM โดยนำค่าระยะห่างยูคลิเดียนและค่า $\|Y\|$ จากวิธี GLM ของแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 3 แบบจำลองของกลุ่มอาการต่าง ๆ มาหาค่าเฉลี่ย (mean) และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (standard deviation) เพื่อนำมาใช้เป็นตัวชี้วัดว่าแบบจำลองแบบใดประกอบกับวิธีการจำแนกชนิดอะไรจะให้ผลการจำแนกที่ดีที่สุด ตารางที่ 4.11 ถึง 4.20 แสดงค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแบบจำลองทั้ง 3 แบบเมื่อใช้ประกอบกับการจำแนกอาการผิดปกติด้วยวิธียูคลิเดียนและวิธี GLM

จากตารางที่ 4.11 และ 4.12 เนื่องจากค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของพารามิเตอร์อื่น ๆ นอกเหนือจากตำแหน่งตามแนวแกน X ของค่าระยะห่างยูคลิเดียนและเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของทุกแบบจำลองมีค่ามาก จึงกำหนดค่าขีดแบ่งจากพารามิเตอร์ที่ใช้ระบุตำแหน่งตามแนวแกน X ยกเว้นแบบจำลองมัลติควอดริกที่สามารถกำหนดค่าขีดแบ่งจากพารามิเตอร์กลุ่มใดก็ได้เมื่อจำแนกอาการด้วยวิธี GLM และเมื่อพิจารณาค่าเฉลี่ยในตารางที่ 4.11 พบว่าค่าเฉลี่ยของค่าระยะห่างยูคลิเดียนระหว่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและผิดปกติของแบบจำลองทั้ง 3 แบบมีค่าใกล้เคียงกันมากกว่าค่าเฉลี่ยของค่าของเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการ ($\|Y\|$) และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของทั้ง 3 แบบจำลองเมื่อใช้ร่วมกับ $\|Y\|$ จะมีค่าน้อยกว่าเมื่อใช้ร่วมกับระยะห่างยูคลิเดียนมาก ดังนั้นจึงสรุปได้ว่าการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและผิดปกติออกจากกันจากพารามิเตอร์ของแบบจำลองทั้ง 3 แบบด้วยวิธี GLM มีประสิทธิภาพดีกว่าระยะห่างยูคลิเดียน

สถาบันนวัตกรรมการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 4.11 ค่าระยะห่างยูคลิดีเนียนและเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของพารามิเตอร์ที่ใช้ระบุตำแหน่งตามแนวแกน X โดยมีค่าเฉลี่ยของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติเป็นต้นแบบ

		Euclidian Distance			GLM		
		Gaussian Function [T]	Spline [X]	MQ [X]	Gaussian Function [T]	Spline [X]	MQ [X]
Normal	mean	8.25	284.53	313.87	14.18	7.72	7.35
	SD	3.13	109.45	58.80	8.87	4.06	3.31
MVA_1	mean	22.04	1855.3	1757.3	1606.4	1621.0	1525.8
	SD	5.89	295.40	307.95	382.63	507.44	472.76
SA_1	mean	23.83	2019.1	1703.6	1049.2	1965.5	1487.1
	SD	6.05	54.86	470.14	54.23	190.56	663.29

ตารางที่ 4.12 ค่าระยะห่างยูคลิดีเนียนและเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของพารามิเตอร์อื่น ๆ นอกเหนือจากตำแหน่งตามแนวแกน X โดยมีค่าเฉลี่ยของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติเป็นต้นแบบ

		Euclidian Distance			GLM		
		Gaussian Function [G]	Spline [S]	MQ [α]	Gaussian Function [G]	Spline [S]	MQ [α]
Normal	mean	1190.6	1101.5	161.51	721.71	355.31	406.28
	SD	404.64	639.18	94.06	265.04	186.83	218.32
MVA_1	mean	1447.6	859.83	54.21	651.37	1905.4	6.59e+014
	SD	433.70	267.34	6.56	215.30	1762.2	3.51e+014
SA_1	mean	1247.5	829.33	79.87	535.55	2038.5	8.57e+014
	SD	335.54	510.97	13.88	187.50	1832.0	7.73e+014

ตารางที่ 4.13 ค่าระยะห่างยูคลิดีียนและเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของพารามิเตอร์ที่ใช้ระบุตำแหน่งตามแนวแกน X โดยมีค่าเฉลี่ยของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ

		Euclidian Distance			GLM		
		Gaussian Function [T]	Spline [X]	MQ [X]	Gaussian Function [T]	Spline [X]	MQ [X]
MVA_0	mean	57.74	1052.9	1004.2	13.80	10.96	11.58
	SD	9.27	216.24	164.82	7.64	3.89	4.66
Normal	mean	70.74	1612.2	1850.8	16.30	4.80	9.66
	SD	26.83	91.71	71.84	8.35	0.38	8.81
SA_0	mean	60.59	986.44	1088.6	24.05	11.08	8.95
	SD	11.43	150.19	317.87	11.34	1.76	1.85

ตารางที่ 4.14 ค่าระยะห่างยูคลิดีียนและเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของพารามิเตอร์อื่น ๆ นอกเหนือจากตำแหน่งตามแนวแกน X โดยมีค่าเฉลี่ยของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ

		Euclidian Distance			GLM		
		Gaussian Function [G]	Spline [S]	MQ [α]	Gaussian Function [G]	Spline [S]	MQ [α]
MVA_0	mean	1003.5	711.87	45.65	138.78	338.2	150.15
	SD	428.51	253.64	28.72	68.57	157.91	61.53
Normal	mean	700.28	1178.1	166.32	190.30	493.78	326.96
	SD	467.33	702.11	102.80	67.64	540.08	185.41
SA_0	mean	873.67	842.18	72.81	214.59	597.66	239.39
	SD	229.28	492.31	31.06	57.45	241.54	105.15

ตารางที่ 4.15 ค่าระยะห่างยูคลิดีเนียนและเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการ
ของพารามิเตอร์ที่ใช้ระบุตำแหน่งตามแนวแกน X โดยมีค่าเฉลี่ย
ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ

		Euclidian Distance			GLM		
		Gaussian Function [T]	Spline [X]	MQ [X]	Gaussian Function [T]	Spline [X]	MQ [X]
MVA_1	mean	49.34	1098.0	1065.1	18.27	11.84	8.58
	SD	12.31	222.14	172.69	8.24	3.62	1.52
Normal	mean	48.14	1603.7	1538.5	27.68	4.77	11.03
	SD	14.73	87.82	87.91	12.79	0.42	9.59
SA_1	mean	50.15	1133.7	1057.7	38.33	99.71	9.72
	SD	9.45	176.18	230.35	20.70	227.80	2.26

ตารางที่ 4.16 ค่าระยะห่างยูคลิดีเนียนและเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของพารามิเตอร์อื่น ๆ
นอกเหนือจากตำแหน่งตามแนวแกน X โดยมีค่าเฉลี่ย
ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ

		Euclidian Distance			GLM		
		Gaussian Function [G]	Spline [S]	MQ [α]	Gaussian Function [G]	Spline [S]	MQ [α]
MVA_1	mean	865.21	600.17	28.25	350.26	1056.7	67.22
	SD	259.86	220.36	8.67	379.93	642.6	28.82
Normal	mean	1106.5	1170.6	163.01	1010.1	3486.8	504.04
	SD	392.70	700.30	103.60	716.74	2599.5	350.84
SA_1	mean	1044.6	571.18	63.40	1449.2	2482.6	201.96
	SD	273.87	206.12	16.37	890.93	1878.2	100.68

จากค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของพารามิเตอร์ที่ใช้ระบุตำแหน่งตามแนวแกน X และค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของพารามิเตอร์อื่น ๆ นอกเหนือจากตำแหน่งตามแนวแกน X จากพารามิเตอร์ของแบบจำลองทั้ง 3 แบบในตารางที่ 4.13 ถึง 4.16 พบว่ามีช่วงของข้อมูลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจกลุ่มอาการต่าง ๆ ซ้อนทับกันทั้งค่าระยะห่างยูคลิเดียนและ $\|Y\|$ จากวิธี GLM จึงต้องใช้พารามิเตอร์ทั้ง 2 กลุ่มของแต่ละแบบจำลองในการกำหนดค่าขีดแบ่งเพื่อจำแนกกลุ่มอาการของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และเนื่องจากขั้นตอนการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจเริ่มจากการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและผิดปกติออกจากกัน แล้วจึงนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติมาจำแนกกลุ่มอาการ ดังนั้นจะทำการพิจารณาค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia และอาการ Supraventricular Arrhythmia ทั้ง 2 เส้นเท่านั้น และจากการพิจารณาค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานพบว่าค่าระยะห่างยูคลิเดียนมีแนวโน้มในการซ้อนทับกันของข้อมูลมากกว่าวิธี GLM ทั้ง 3 แบบจำลอง ดังนั้นการจำแนกอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia ออกจากกลุ่มอาการอื่นของแบบจำลองทั้ง 3 แบบด้วยวิธี GLM ดีกว่าค่าระยะห่างยูคลิเดียน ยกเว้นคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 1 เหมาะสมกับการจำแนกด้วยค่าระยะห่างยูคลิเดียนมากกว่าวิธี GLM

ตารางที่ 4.17 ค่าระยะห่างยูคลิเดียนและเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของพารามิเตอร์ที่ใช้ระบุตำแหน่งตามแนวแกน X โดยมีค่าเฉลี่ยของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ

		Euclidian Distance			GLM		
		Gaussian Function [T]	Spline [X]	MQ [X]	Gaussian Function [T]	Spline [X]	MQ [X]
SA_0	mean	48.04	669.92	1042.0	24.19	10.25	9.52
	SD	15.01	168.28	288.24	9.00	3.16	1.91
Normal	mean	39.50	1784.7	1569.5	37.89	4.88	8.23
	SD	17.97	69.76	82.04	9.87	0.33	8.38
MVA_0	mean	32.77	1197.7	949.94	29.69	230.51	13.97
	SD	16.34	357.02	177.81	7.26	329.31	6.42

ตารางที่ 4.18 ค่าระยะห่างยูคลิดีเนียนและเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของพารามิเตอร์อื่น ๆ นอกเหนือจากตำแหน่งตามแนวแกน X โดยมีค่าเฉลี่ยของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ

		Euclidian Distance			GLM		
		Gaussian Function [G]	Spline [S]	MQ [α]	Gaussian Function [G]	Spline [S]	MQ [α]
SA_0	mean	1441.8	845.92	70.87	922.17	517.37	901.50
	SD	464.61	415.38	28.78	259.61	424.28	1035.9
Normal	mean	1601.1	1199.5	164.02	1595.8	638.37	754.36
	SD	379.02	685.35	102.74	531.58	362.58	450.68
MVA_0	mean	1755.0	773.48	29.55	1143.94	698.17	347.87
	SD	485.90	286.14	2.3	199.68	330.77	119.23

ตารางที่ 4.19 ค่าระยะห่างยูคลิดีเนียนและเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของพารามิเตอร์ที่ใช้ระบุตำแหน่งตามแนวแกน X โดยมีค่าเฉลี่ยของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ

		Euclidian Distance			GLM		
		Gaussian Function [T]	Spline [X]	MQ [X]	Gaussian Function [T]	Spline [X]	MQ [X]
SA_1	mean	41.46	1396.9	1036.0	192.38	11.30	9.13
	SD	19.88	160.41	248.20	78.14	10.79	1.73
Normal	mean	38.97	940.8	1504.7	906.15	5.63	7.72
	SD	24.97	30.32	90.37	644.27	0.42	9.92
MVA_1	mean	46.13	1446.4	1150.3	210.7	13.92	9.55
	SD	16.02	127.94	173.52	101.34	6.69	4.45

ตารางที่ 4.20 ค่าระยะห่างยูคลิเดียนและเวกเตอร์แสดงผลการจำแนกอาการของพารามิเตอร์อื่น ๆ นอกเหนือจากตำแหน่งตามแนวแกน X โดยมีค่าเฉลี่ยของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ

		Euclidian Distance			GLM		
		Gaussian Function [G]	Spline [S]	MQ [α]	Gaussian Function [G]	Spline [S]	MQ [α]
SA_1	mean	1284.8	508.18	59.90	1797.0	161.76	187.42
	SD	208.97	227.44	12.65	425.59	66.36	340.35
Normal	mean	1576.5	1165.1	163.37	2013.8	1473.9	116.62
	SD	422.57	707.71	103.88	455.56	1186.8	103.12
MVA_1	mean	1573.3	662.17	36.25	1915.72	1240.5	52.23
	SD	541.61	199.67	15.37	412.33	1538.2	40.46

จากตารางที่ 4.17 ถึง 4.20 เมื่อพิจารณาค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของพารามิเตอร์ที่ใช้ระบุตำแหน่งตามแนวแกน X และค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของพารามิเตอร์อื่น ๆ นอกเหนือจากตำแหน่งตามแนวแกน X จากพารามิเตอร์ของฟังก์ชันเกาส์ พบว่ายากต่อการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia ออกจากอาการ Supraventricular Arrhythmia ทั้ง 2 เส้น แต่แบบจำลองสไปลน์สามารถใช้พารามิเตอร์ที่ใช้ระบุตำแหน่งตามแนวแกน X จำแนกอาการได้ด้วยค่าระยะห่างยูคลิเดียน เมื่อคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ และสามารถใช้อุปกรณ์อื่น ๆ นอกเหนือจากตำแหน่งตามแนวแกน X เมื่อคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบจำแนกอาการได้ด้วยวิธี GLM ส่วนแบบจำลองมัลติค็อกตริกสามารถใช้พารามิเตอร์อื่น ๆ นอกเหนือจากตำแหน่งตามแนวแกน X ในการจำแนกอาการ โดยเมื่อคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบด้วยค่าระยะห่างยูคลิเดียน และสัญญาณเส้น 1 เป็นต้นแบบสามารถใช้วิธี GLM ระยะห่างยูคลิเดียนในการจำแนกอาการ Supraventricular Arrhythmia

ค่า Sensitivity และค่า Specificity เป็นค่าที่ใช้สำหรับสรุปผลการเปรียบเทียบประสิทธิภาพการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและผิดปกติออกจากกัน และจากการคำนวณทั้ง 2 ค่าพบว่าแบบจำลองมัลติค็อกตริก แบบจำลองสไปลน์และฟังก์ชันเกาส์มีประสิทธิภาพใกล้เคียงกัน คือค่า Sensitivity จากการจำแนกอาการจากค่าระยะห่างยูคลิเดียนทั้ง 3 แบบจำลองมีค่าเท่ากับ 1 และวิธี GLM แบบจำลองสไปลน์และแบบจำลองมัลติค็อกตริกมีค่าเท่ากับ 1 และฟังก์ชันเกาส์เท่ากับ 0.93 ส่วนค่า Specificity จากการจำแนกอาการจากค่าระยะห่างยูคลิเดียนและวิธี GLM ทั้ง 3 แบบจำลองเท่ากับ 1

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

ในวิทยานิพนธ์นี้ศึกษาและเปรียบเทียบแบบจำลองต่าง ๆ ในด้านความสามารถของการบีบอัดข้อมูล ความถูกต้องของการสร้างคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นใหม่ และความสามารถด้านการจำแนกอาการผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยเลือกแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ 3 แบบจำลอง ได้แก่ ฟังก์ชันเกาส์ แบบจำลองสไปลน์ และแบบจำลองมัลติควอดริก

การสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ฟังก์ชันเกาส์นั้นต้องทำการแยกสร้างแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจทีละส่วนและเมื่อได้พารามิเตอร์ของแบบจำลองของแต่ละส่วนและเส้นฐานแล้วจึงนำแบบจำลองที่ได้ทั้งหมดมารวมกันเป็นสัญญาณเส้นเดียวกันโดยใช้ทฤษฎีการซ้อนทับ

แบบจำลองสไปลน์มีค่าสัมประสิทธิ์ถ่วงน้ำหนัก (Weight Coefficient) ของพหุนามกำลังสาม (Cubic Polynomial) ซึ่งค่าสัมประสิทธิ์นี้จะทำให้เส้นตรงบริเวณที่ผ่านจุดต่อของข้อมูลโค้ง ทั้งนี้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ใช้ฟังก์ชันสำเร็จรูปจากโปรแกรม Matlab มาทดลองประยุกต์ใช้กับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การสร้างแบบจำลองจากแบบจำลองมัลติควอดริก คือ การเลือกจุดต่าง ๆ ที่เป็นจุดสำคัญของสัญญาณต้นแบบมาจำนวนหนึ่ง โดยรายละเอียดของข้อกำหนดของวิธีการเลือกจุดเช่นค่าความยาวของช่วงที่ใช้ในการพิจารณาเลือกจุดเปลี่ยนความชันขึ้นอยู่กับลักษณะและประเภทของสัญญาณต้นแบบ

ผลการเปรียบเทียบประสิทธิภาพด้านต่าง ๆ ในบทที่ 4 ดังต่อไปนี้

ค่าเฉลี่ยของอัตราการบีบอัดข้อมูลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 3 กลุ่มอาการของแบบจำลองทั้ง 3 แบบ มีค่าดังนี้ แบบจำลองมัลติควอดริกมีค่าประมาณ 5-5.5 ฟังก์ชันเกาส์มีค่าประมาณ 3.8-4.5 และแบบจำลองสไปลน์มีค่าประมาณ 1.7-2.5 นั่นคือ แบบจำลองมัลติควอดริกมีประสิทธิภาพด้านการบีบอัดข้อมูลที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับแบบจำลองอีก 2 แบบ

ประสิทธิภาพด้านความถูกต้องของแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้นใหม่พิจารณาจากค่าร้อยละของรากที่สองของค่าเฉลี่ยของผลต่างกำลังสอง ซึ่งแบบจำลองมัลติควอดริกมีค่าอยู่ในช่วง 7.6-10.8 ฟังก์ชันเกาส์มีค่าอยู่ในช่วง 8.4-22.8 และแบบจำลองสไปลน์มีค่าอยู่ในช่วง 12-14.5

นั่นคือ แบบจำลองมัลติควอดริกมีประสิทธิภาพด้านความถูกต้องของแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้นใหม่ดีที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับแบบจำลองอีก 2 แบบ เช่นเดียวกับประสิทธิภาพด้านการบีบอัดข้อมูล

การจำแนกอาการของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ใช้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 กลุ่ม สำหรับการทดลอง คือ คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia และอาการ Supraventricular Arrhythmia และใช้ค่าระยะห่างยูคลิเดียนและวิธี GLM โดยขั้นตอนการจำแนกอาการผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังจากการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและผิดปกติออกจากกันแล้วนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกจำแนกว่าผิดปกติมาจำแนกอาการว่าผิดปกติในกลุ่มอาการใด สำหรับการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและผิดปกติออกจากกันจากพารามิเตอร์ของฟังก์ชันเกาส์ แบบจำลองสไปลน์และแบบจำลองมัลติควอดริกเหมาะสมกับการจำแนกด้วยวิธี GLM จากนั้นนำพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia เป็นต้นแบบเทียบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกจำแนกว่าผิดปกติ สำหรับการจำแนกอาการในขั้นตอนนี้การจำแนกด้วยวิธี GLM เหมาะสมกับแบบจำลองทั้ง 3 แบบมากกว่าค่าระยะห่างยูคลิเดียน ส่วนกลุ่มอาการ Supraventricular Arrhythmia แบบจำลองสไปลน์สามารถจำแนกอาการได้ด้วยค่าระยะห่างยูคลิเดียนสำหรับสัญญาณเส้น 0 และวิธี GLM สำหรับสัญญาณเส้น 1 แบบจำลองมัลติควอดริกสามารถจำแนกอาการได้ด้วยค่าระยะห่างยูคลิเดียนสำหรับสัญญาณเส้น 0 และสามารถใช่วิธีการจำแนกได้ทั้ง 2 วิธีสำหรับสัญญาณเส้น 1

ค่า Sensitivity บอกถึงความถูกต้องในการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติออกจากกลุ่มคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ โดยผลจากการจำแนกอาการจากค่าระยะห่างยูคลิเดียน แบบจำลองทั้ง 3 วิธีมีค่า Sensitivity เท่ากับ 1 และผลจากการจำแนกอาการวิธี GLM ฟังก์ชันเกาส์มีค่า Sensitivity เท่ากับ 0.93 และแบบจำลองสไปลน์เท่ากับ 1 เช่นเดียวกับแบบจำลองมัลติควอดริก

ค่า Specificity บอกถึงความถูกต้องในการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติออกจากกลุ่มคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ โดยผลจากการจำแนกอาการจากค่าระยะห่างยูคลิเดียนและวิธี GLM ของแบบจำลองทั้ง 3 แบบมีค่าเท่ากับ 1

นอกจากประสิทธิภาพที่กล่าวมาข้างต้นแล้วแบบจำลองมัลติควอดริกยังมีความซับซ้อนในขั้นตอนการหาค่าพารามิเตอร์ของแบบจำลองน้อยกว่าแบบจำลองสไปลน์และฟังก์ชันเกาส์ แต่แบบจำลองมัลติควอดริกมีข้อเสียในการสร้างแบบจำลองขึ้นใหม่ คือ ไม่สามารถสร้างแบบจำลองที่มีลักษณะให้มีความต่อเนื่องหรือความโค้งที่บริเวณจุดสำคัญเนื่องจากค่า Δ ที่มีค่าน้อยเพื่อรักษาค่าแอมพลิจูดในส่วนของ QRS Complex ซึ่งเป็นข้อมูลทางการแพทย์สำหรับวินิจฉัยโรคไว้ไม่ให้สูญหาย

5.2 ข้อเสนอแนะ

งานที่ควรศึกษาหรือพัฒนาต่อไปในอนาคตคือ

- พัฒนาอัลกอริทึมของการเลือกจุดสำคัญของแบบจำลองมัลติควอดริกาให้ครอบคลุมคลื่นไฟฟ้าหัวใจกลุ่มอาการอื่นๆ
- ศึกษาการนำไปประยุกต์ใช้ ณ เวลาจริงขณะการทดสอบสมรรถภาพการทำงานของหัวใจด้วยการออกกำลังกาย



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รายการอ้างอิง

1. J. Mateo, P. Serrano, R. Bailón, E. Gutiérrez, A. del Río, JA. Casanovas, IJ. Ferreira, P. Laguna, "ECG-Based Clinical Indexes During Exercise Test, Depolarization and HRV," IEEE Computer in Cardiology. 27 (2000): 833-836.
2. J. Mateo, P. Serrano, R. Bailón, S. Olmos, J. García, A. del Río, IJ. Ferreira, P. Laguna, "ECG-Based Clinical Indexes During Exercise Test Including Repolarization, Depolarization and HRV," IEEE Computer in Cardiology. 28 (2001): 309-312.
3. Rami Lehtinen, Harri Sievänen, Jari Viik, Väinö Turjanmaa, Kari Niemelä, Jaakko Malmivuo, "Accurate Detection of Coronary Artery Disease by Integrate Analysis of the ST-Segment Depression/Heart Rate Patterns During the Exercise and Recovery Phases of the Exercise Electrocardiography Test," American Journal of Cardiology. 78 (November. 1996): 1002-1006.
4. ณรงค์ศักดิ์ วิริยะนันทศักดิ์, นวภัค เอื้ออนันต์, วิระสิทธิ์ อิ่มถวิล และบุญยิ่ง เจริญ, "การวิเคราะห์คุณลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเล็ทและโครงข่ายประสาทเทียม," EECON 25. (พฤศจิกายน 2545): DS15-DS19.
5. วราวัชร อัสวสันต์ตระกูล, รวิน ระวีวงศ์ และวัฒนา วัฒนาภา, "แบบจำลองพีซซีเพื่อการจำแนก Paroxysmal Atrial Tachycardia จากสัญญาณ EKG," การประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์แห่งชาติ 2 (2002): 39.
6. Dingfei Ge, Narayanan Srinivasan, Shankar M Krisman. "Cardiac Arrhythmia Classification using Autoregressive Modeling," BioMedical Engineering OnLine. (November 2002).
7. Ahmet Baykal, Ravi Ranjan, Nitish V. Thakor, "Estimation of the Ventricular fibrillation Duration by Autoregressive Modeling," IEEE Transaction on Biomedical Engineering. 44 (May 1997): 349-356.
8. Thomas Schimming, "Analysis and Modeling of ECG signal using nonlinear methods," <http://lanoswww.epfl.ch/personal/schimmin/uni/beleg/body.html>. (April 1997).
9. Fabio Badilini, Arthur J. Moss, Edward Titlebaum, "Cubic Spline Baseline Estimation in Ambulatory ECG Recordings for the Measurement of ST Segment Displacement," IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 13 (1991): 584-585.

10. Michael Unser, "Spline A Perfect Fit for Signal and Image Processing," IEEE Signal Processing Magazine, November 1999.
11. มานะ ศรียุทธศักดิ์, "อิเล็กทรอนิกส์ชีวแพทย์," กรุงเทพมหานคร, ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมไฟฟ้า จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2544. (เอกสารไม่ตีพิมพ์)
12. Desmond G. Julian, "Cardiology," 3rd Edition, London, Bailliere Tindall, (1978).
13. ชมพูนุช อ่องจรีต, "คลื่นไฟฟ้าหัวใจทางคลินิก," พิมพ์ครั้งที่ 6, กรุงเทพมหานคร, สำนักพิมพ์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2543.
14. อุไร ศรีแก้ว, "การพยาบาลผู้ป่วยหัวใจและหลอดเลือด: กรณีศึกษา," พิมพ์ครั้งที่ 1, กรุงเทพมหานคร, สำนักพิมพ์โอเดียนสโตร์, 2542.
15. อรัญญา เชาวลิต, "การพยาบาลผู้ป่วยหัวใจเต้นผิดจังหวะ," พิมพ์ครั้งที่ 1, กรุงเทพมหานคร, สำนักพิมพ์โอเดียนสโตร์, 2536.
16. Charles B. Seelig, "Simplified EKG Analysis," Canada, Hanley & Belfus, (1992).
17. Alvy Ray Smith, "Spline Tutorial Notes" Computer Graphics Project Lucasfilm Ltd Technical Memo. 77 (May 1983).
18. "Cubic Spline Interpolation," Gerald and Wheatley. (1990): 238-243.
19. Sky McKinley, Megan Levine "Cubic Spline Interpolation," Linear Algebra Math. 45.
20. R. L. Hardy, "Theory and Applications of the Multiquadric-Biharmonic Method," Computers Math Applic. 19 (1990): 163-208.
21. Ranveig Nygaard, Dag Haugland, "Compressive ECG Signals by Piecewise Polynomial Approximation," ICASSP. 23(May 1998).
22. Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology, "MIT-BIH Database," <http://ecg.mit.edu/>, (October 2002).
23. RangaRaj M. Rangayyan, "Biomedical signal Analysis (A Case-Study Approach)," IEEE Press, JOHN WILEY & SONS INC. (September 2002).



ภาคผนวก

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ก

ตารางข้อมูลผลการจำแนกอาการผิดปกติด้วยวิธีพิจารณาค่าระยะห่างยูคลิเดียน

ตารางที่ ก.1 ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของฟังก์ชันเกาส์
โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติเป็นต้นแบบ

	สัญญาณชุดที่	[T]	[G]
Normal	104	7.51	1437.1
	108	4.83	1156.3
	110	14.10	821.57
	204	5.68	785.42
	207	11.64	1296.2
	208	8.76	1523.9
	209	7.32	918.58
	504	12.06	1549.3
	508	4.91	1897.7
	509	5.67	519.66
MVA เส้น 1	418	20.46	1418.8
	419	15.74	1767.3
	421	18.15	2016.4
	422	25.22	1593.5
	423	33.55	644.27
	424	19.14	1245.6
SA เส้น 1	801/1	25.86	1897.7
	801/2	24.21	1388.4
	804	28.55	975.69
	805	17.93	1486.3
	812	20.38	1008.5
	824	36.19	1410.1
	826	16.03	981.54
	828	21.47	831.71

ตารางที่ ก.2 ค่าระยะห่างยูคลิดีเนียนของแบบจำลองสไปลน์
โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติเป็นต้นแบบ

	สัญญาณชุดที่	[X]	[S]
Normal	104	216.27	588.99
	108	542.60	424.39
	110	200.60	510.40
	204	222.79	960.90
	207	282.76	2479,8
	208	197.05	1270.2
	209	236.39	711.02
	504	213.15	1765.6
	508	299.50	1635.6
	509	434.17	667.62
	MVA เส้น 1	418	1556.1
419		1413.2	774.80
421		1817.1	1192.1
422		2243.1	1079.8
423		1980.0	530.74
424		2122.1	521.53
SA เส้น 1	801/1	2084.7	870.06
	801/2	2126.2	1081.7
	804	1974.4	552.00
	805	1975.1	884.45
	812	1983.0	509.67
	824	2039.2	1969.6
	826	1998.1	1115.6
	828	1972.0	651.57

ตารางที่ ก.3 ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของแบบจำลองมัลติควอดริก
โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติเป็นต้นแบบ

	สัญญาณชุดที่	[X]	[α]
Normal	104	331.20	89.91
	108	474.33	54.03
	110	289.02	62.50
	204	277.96	120.59
	207	257.68	326.72
	208	294.55	139.90
	209	310.35	130.56
	504	260.19	252.48
	508	327.11	310.47
	509	316.30	127.96
	MVA เส้น 1	418	1437.2
419		1866.3	48.77
421		1253.1	67.75
422		1896.0	55.50
423		1959.3	49.26
424		2132.0	54.19
SA เส้น 1	801/1	1689.4	61.07
	801/2	1468.7	73.98
	804	2030.3	58.49
	805	1810.4	100.25
	812	2031.3	94.22
	824	2148.7	79.58
	826	1869.9	83.66
	828	580.40	87.69

ตารางที่ ก.4 ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของฟังก์ชันเกาส์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์
ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ

	สัญญาณชุดที่	[T]	[G]
MVA เส้น 0	418	60.17	589.21
	419	70.55	1168.0
	421	40.44	877.45
	422	63.41	1875.6
	423	54.02	713.35
	424	57.82	797.58
	Normal	104	59.40
108		66.94	861.74
110		73.11	429.82
204		49.36	1814.5
207		64.45	779.64
208		37.29	573.48
209		71.26	121.41
504		60.13	788.96
508		142.68	647.32
509		82.77	956.67
SA เส้น 0	801/1	46.73	988.52
	801/2	58.16	1153.4
	804	48.56	815.71
	805	57.53	700.98
	812	79.62	1204.9
	824	52.39	914.84
	826	65.72	748.18
	828	75.97	462.84

ตารางที่ ก.5 ค่าระยะห่างยูคลิดีเนียนของแบบจำลองสไปลน์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์
ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ

	สัญญาณชุดที่	[X]	[S]
MVA เส้น 0	418	819.61	866.33
	419	1206.6	672.91
	421	822.28	964.47
	422	1344.2	853.97
	423	883.10	350.03
	424	1241.7	363.61
	Normal	104	1670.8
108		1397.3	500.15
110		1654.2	535.35
204		1667.5	674.15
207		1608.6	2791.8
208		1658.2	1146.2
209		1617.9	943.55
504		1674.1	1869.4
508		1692.7	1764.2
509		1481.1	807.24
SA เส้น 0	801/1	1200.1	633.29
	801/2	1118.7	962.81
	804	897.50	304.36
	805	885.46	946.63
	812	812.47	253.38
	824	916.88	1910.6
	826	1203.8	1077.1
	828	856.57	649.27

ตารางที่ ก.6 ค่าระยะห่างยูคลิดีเนียนของแบบจำลองมัลติควอดริกโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์
ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ

	สัญญาณชุดที่	$[X]$	$[\alpha]$
MVA เส้น 0	418	869.75	38.32
	419	1233.1	109.18
	421	869.75	38.32
	422	1211.4	28.88
	423	1014.4	31.79
	424	826.98	27.43
	Normal	104	1928.7
108		1717.4	58.57
110		1917.1	91.59
204		1859.3	92.65
207		1901.5	363.51
208		1791.5	98.26
209		1793.7	128.24
504		1899.1	294.74
508		1925.8	295.99
509		1773.5	134.82
SA เส้น 0	801/1	1741.7	78.60
	801/2	1118.0	26.18
	804	728.12	54.52
	805	1167.8	101.52
	812	1187.8	27.31
	824	1231.3	108.64
	826	829.37	83.08
	828	704.83	102.66

ตารางที่ ก.7 ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของฟังก์ชันเกาส์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์
ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ

	สัญญาณชุดที่	[T]	[G]
MVA เส้น 1	418	45.84	685.62
	419	50.87	1249.8
	421	38.65	575.27
	422	74.31	1153.6
	423	36.82	627.33
	424	49.56	899.63
	Normal	104	36.43
108		75.98	924.25
110		51.20	1306.5
204		44.74	1184.7
207		65.32	1288.8
208		41.58	1074.9
209		63.71	891.34
504		27.66	1454.4
508		38.75	1573.6
509		35.98	1268.7
SA เส้น 1	801/1	54.21	925.56
	801/2	47.19	1213.8
	804	67.82	1179.5
	805	34.55	618.24
	812	52.88	1296.5
	824	46.76	1475.6
	826	41.42	751.61
	828	56.34	895.67

ตารางที่ ก.8 ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของแบบจำลองสไปลน์โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์
ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ

	สัญญาณชุดที่	[X]	[S]
MVA เส้น 1	418	884.60	923.75
	419	1236.9	649.74
	421	834.57	438.85
	422	1277.0	837.89
	423	935.56	357.80
	424	1419.6	392.99
	Normal	104	1660.4
108		1398.2	469.25
110		1643.3	531.07
204		1657.7	677.48
207		1598.6	2770.3
208		1646.7	1208.9
209		1608.7	934.41
504		1663.3	1872.0
508		1681.8	1727.4
509		1478.6	772.27
SA เส้น 1	801/1	1083.4	428.30
	801/2	1116.2	509.64
	804	1076.8	682.85
	805	906.76	376.56
	812	1050.1	404.24
	824	1078.8	1016.5
	826	1205.0	715.51
	828	1552.8	435.82

ตารางที่ ก.9 ค่าระยะห่างยูคลิดีเนียนของแบบจำลองมัลติควอดริกโดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์
ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Malignant Ventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ

	สัญญาณชุดที่	[X]	[α]
MVA เส้น 1	418	1307.4	46.58
	419	854.46	27.14
	421	925.23	22.03
	422	1091.5	20.01
	423	1267.7	28.11
	424	944.49	25.64
	Normal	104	1629.7
108		1369.7	51.91
110		1616.3	88.08
204		1558.0	88.04
207		1602.5	360.49
208		1463.7	95.84
209		1474.0	124.44
504		1600.4	292.80
508		1625.7	294.41
509		1445.0	131.52
SA เส้น 1	801/1	957.39	42.59
	801/2	1351.8	54.37
	804	888.10	41.94
	805	804.80	87.64
	812	964.74	83.02
	824	1224.1	55.49
	826	829.59	68.39
	828	1440.9	73.88

ตารางที่ ก.10 ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของฟังก์ชันเกาส์
โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ

	สัญญาณชุดที่	[T]	[G]
SA เส้น 0	801/1	61.14	1258.4
	801/2	46.51	1096.9
	804	18.75	1476.1
	805	62.47	963.43
	812	38.57	1292.3
	824	59.69	2471.8
	826	35.62	1129.5
	828	61.98	1846.2
	Normal	104	42.54
108		65.41	1422.7
110		29.35	1594.4
204		25.67	1243.8
207		46.85	1697.6
208		12.76	1375.5
209		16.19	2439.6
504		34.52	1428.5
508		62.48	2123.8
509		59.21	1539.1
MVA เส้น 0	418	16.83	2561.1
	419	25.06	1542.3
	421	31.47	1395.5
	422	14.65	2284.4
	423	50.32	1474.6
	424	58.29	1271.9

ตารางที่ ก.11 ค่าระยะห่างยูคลิดเบียนของแบบจำลองสไปลน์
โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ

	สัญญาณชุดที่	[X]	[S]
SA เส้น 0	801/1	742.92	820.38
	801/2	517.61	390.43
	804	516.65	826.88
	805	724.50	336.21
	812	523.31	1750.6
	824	925.24	1022.5
	826	907.61	637.19
	828	501.49	983.19
	Normal	104	1830.0
108		1622.7	453.35
110		1816.1	546.49
204		1828.6	788.95
207		1779.9	2816.2
208		1817.5	1212.8
209		1791.1	1017.8
504		1831.4	1776.3
508		1846.3	1733.2
509		1683.0	808.13
MVA เส้น 0	418	1268.7	932.24
	419	1573.9	739.15
	421	1214.5	1142.9
	422	1286.8	1012.2
	423	710.66	367.95
	424	1131.6	446.42

ตารางที่ ก.12 ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของแบบจำลองมัดติควอตริก
โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia เส้น 0 เป็นต้นแบบ

	สัญญาณชุดที่	[X]	[α]
SA เส้น 0	801/1	1665.0	78.72
	801/2	1021.6	28.29
	804	760.81	51.63
	805	1208.8	97.45483
	812	1062.7	28.0185
	824	1104.3	101.37
	826	785.91	83.05
	828	726.85	98.45
	Normal	104	1657.3
108		1414.1	50.67
110		1642.6	89.86
204		1583.5	93.97
207		1627.7	358.79
208		1499.1	98.05
209		1508.3	128.28
504		1625.1	292.45
508		1654.6	295.05
509		1483.0	133.32
MVA เส้น 0	418	1272.9	31.59
	419	1040.2	30.87
	421	881.83	29.02
	422	738.58	31.87
	423	785.59	28.80
	424	980.52	25.12

ตารางที่ ก.13 ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของฟังก์ชันเกาส์
โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ

	สัญญาณชุดที่	[T]	[G]
SA เส้น 1	801/1	46.64	1352.7
	801/2	35.31	947.32
	804	61.44	1560.0
	805	40.92	1234.8
	812	42.17	1126.5
	824	18.42	1504.2
	826	10.53	1077.4
	828	76.25	1475.6
	Normal	104	51.26
108		55.67	1586.4
110		18.21	1697.6
204		48.32	895.24
207		29.16	1054.8
208		12.54	2106.1
209		52.05	1968.8
504		31.78	1736.7
508		64.10	1857.2
509		81.65	954.8
MVA เส้น 1	418	36.17	847.91
	419	45.33	1156.7
	421	17.52	2517.0
	422	50.96	1399.4
	423	64.28	1572.1
	424	62.51	1946.8

ตารางที่ ก.14 ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของแบบจำลองสไปนน์
โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ

	สัญญาณชุดที่	[X]	[S]
SA เส้น 1	801/1	1368.9	353.92
	801/2	1237.5	560.37
	804	1304.3	335.96
	805	1427.4	233.73
	812	1319.8	954.60
	824	1456.8	658.72
	826	1780.4	311.99
	828	1280.5	656.11
	Normal	104	963.73
108		882.92	495.69
110		947.28	533.28
204		973.55	636.15
207		929.99	2775.5
208		936.23	1111.9
209		965.62	908.91
504		955.67	1888.4
508		964.03	1772.3
509		888.94	821.42
MVA เส้น 1	418	1312.7	847.57
	419	1444.1	698.32
	421	1335.1	563.28
	422	1562.5	968.56
	423	1360.8	385.03
	424	1663.5	510.28

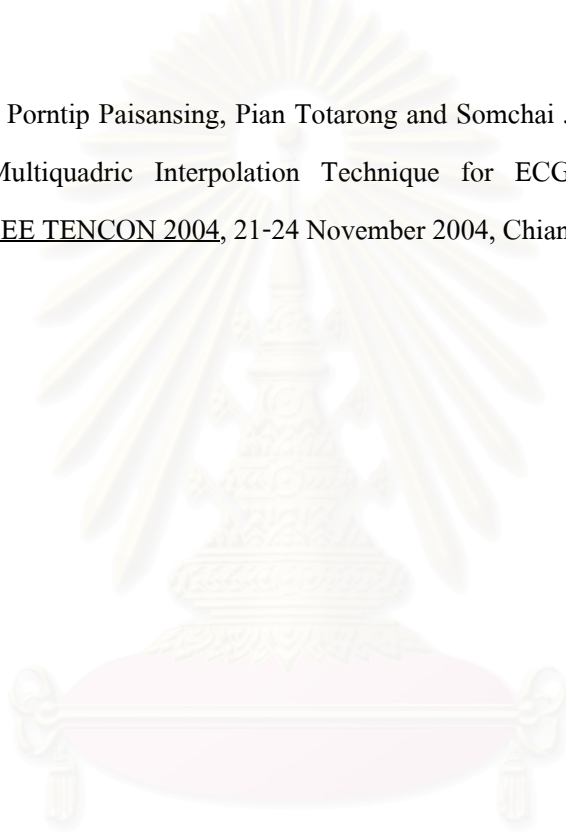
ตารางที่ ก.15 ค่าระยะห่างยูคลิเดียนของแบบจำลองมัดติควอตริก
โดยใช้ค่าเฉลี่ยพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาการ Supraventricular Arrhythmia เส้น 1 เป็นต้นแบบ

	สัญญาณชุดที่	[X]	[α]
SA เส้น 1	801/1	953.18	45.83
	801/2	1330.2	49.97
	804	826.24	44.22
	805	770.22	77.54
	812	930.80	76.48
	824	1305.5	52.20
	826	772.86	64.59
	828	1399.1	68.34
	Normal	104	1599.7
108		1337.1	58.24
110		1587.3	86.66
204		1520.9	85.35
207		1569.5	362.82
208		1427.8	96.91
209		1435.1	120.12
504		1567.2	291.21
508		1597.6	297.74
509		1404.8	126.92
MVA เส้น 1	418	1143.7	25.87
	419	1277.2	33.35
	421	978.45	30.52
	422	874.15	69.23
	423	1263.8	23.08
	424	1364.4	35.33

ภาคผนวก ค

บทความทางวิชาการที่ได้รับการเผยแพร่

1. Pond Boonyaves, Porntip Paisansing, Pian Totarong and Somchai Jitapunkul, "ECG Signal Compression by Using Multiquadric Interpolation," Proceedings of IEEE Canadian Conference of Electrical and Computer Engineering 2004, 2-5 May 2004, Niagara Falls, Canada.
2. Pond Boonyaves, Porntip Paisansing, Pian Totarong and Somchai Jitapunkul, "Performance Evaluation of Multiquadric Interpolation Technique for ECG Signal Compression," Proceedings of IEEE TENCON 2004, 21-24 November 2004, Chiangmai, Thailand.



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ECG Signal Compression by Using Multiquadric Interpolation

P. Boonyaves¹, P. Paisalsing¹, P. Totarong² and S. Jitapunkul¹

¹Digital Signal Processing Research Laboratory, Department of Electrical Engineering, Chulalongkorn University, Phayathai Rd. Pathumwan Bangkok 10330 Thailand

²National Institute of Metrology Thailand RAMA VI Rd. Rajthevi Bangkok 10400 Thailand

Phone: (662)2186915, Fax: (662)2186912,

Email: pond_b@chula.com, 44704061@student.netserv.chula.ac.th, somchai.j@Chula.ac.th

Abstract

ECG signals are used to diagnose the heart disease with exercise stress testing, no risk method. The mathematical models are used to compress data of ECG signals for storage and transmission. And parameters, which got from compression, can be reconstructed ECG signal which is without clinical information loss for diagnosis later. In this paper the Multiquadric interpolation method (MQ) is proposed to compress the ECG signals. Compression ratio of reconstruct signals are about 7 and Percent Root Mean Square Different (PRD) are about 6 percent.

Keywords: ECG (EKG); compression; Multiquadric (MQ); modeling.

1. INTRODUCTION

ECG signal analysis is a non-invasive diagnosis tool for heart disease. Performing ECG analysis during an exercise stress test shows high probability to detect the Coronary Artery Heart Disease [1, 2, 3]. Moreover, it is simple and has no risk. ECG signals compression techniques are necessary for data storage and data transmission. The compression techniques are without loss of medical information and with high compression ratio is desired.

Various research works have been developed to compress ECG signals [4-7]. The parameter of ECG mathematical model can be used to reconstruct the ECG signal in telemedicine and to classify heart diseases as shown in Fig. 1.

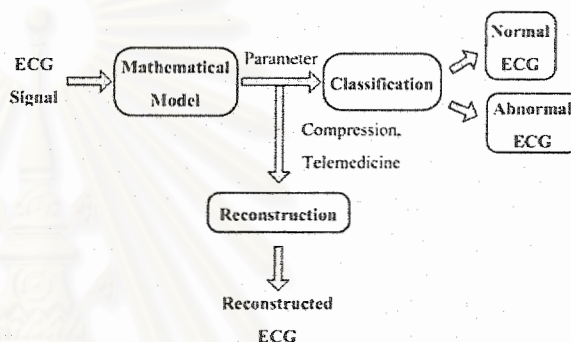


Fig.1 Applications of ECG signals modeling

In general, Multiquadric interpolation method (MQ) is mainly applied in geological applications [8, 9]. Geological application is 3-dimensions modeling but ECG signals are 2-dimensions. Therefore, ECG signals modeling should be simpler than geological modeling. The MQ is the approximation value between significant points of signal. So, the data used MQ for ECG signal will consist of maximum points, minimum points and changes in slopes points. The MQ is a linear combination of square root quadratic function. The coefficients of this linear combination, the square root of quadric functions, are used to represent the ECG signal.

2. MULTIQUADRIC METHOD

To compute a linear combination of absolute value functions that represents an ECG signal profile, can be considered as a series of straight line segments. The MQ is an interpolation function for linear combination of square root quadratic function. The interpolation equation for $H(X)$ is represented by (1)

$$\begin{aligned}
 H(X) &= \sum_{j=1}^n \alpha_j [(X - X_j)^2]^{\frac{1}{2}} \\
 &= \sum_{j=1}^n \alpha_j |X - X_j|
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

When α_j are unknown coefficients associated with n nodal at location X_j . The nodes could be located in any number of patterns, space along the X-axis.

The interpolated value at any point p as a function of X from a solution of equations (1) is

$$H(X_p) = \sum_{j=1}^n \alpha_j [(X_p - X_j)^2]^{\frac{1}{2}}
 \tag{2}$$

by $j = 1, 2, \dots, n$

$H(x)$ with the same data could be fitted with a continuously differentiable curve for the absolute value function from equation (1) thus

$$H_i = \sum_{j=1}^n \alpha_j [(X_i - X_j)^2 + \Delta^2]^{\frac{1}{2}}
 \tag{3}$$

by $i = 1, 2, \dots, n$

Δ is an arbitrary constant. The value of Δ will effect the smoothness of the reconstructed curve are shown in Fig.2, 3.

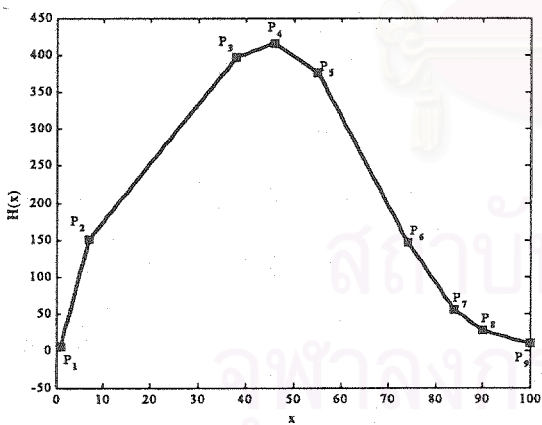


Fig.2 MQ fit to data using Eq. (3) with $\Delta = 0$

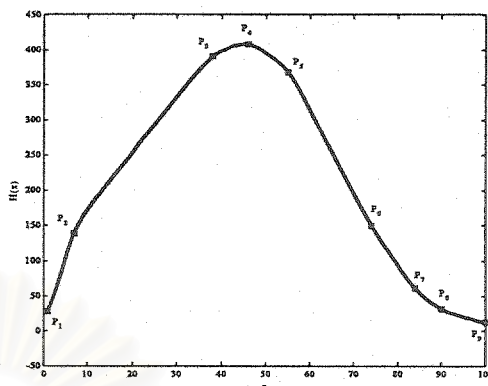


Fig.3 MQ fit to data using Eq. (3) with $\Delta = 2$

3. APPLICATION OF MQ FOR COMPRESS ECG

3.1 The Criteria of Select Significant Point for MQ

The significant points of MQ for compression of ECG signals are maximum point, minimum point, and changes of slope points of each (P, QRS, T). The algorithm and criteria for selecting the important points for X_j in equation (3) is as follow:-

- Select the first and last point of signal.
- Select the maximum point of P, QRS, T.
- Select the minimum point of signal.
- When the slope of signal is continuously zero more than 5 sampled points, select the first point of this range.
- When the slope of signal change from zero to positive. And the slope is continuously positive more than 5 sampled points, select the first point of this positive range.
- When the slope of signal change from zero to negative. And the slope is continuously negative more than 5 sampled points, select the first point of this negative range.
- When the slope of signal change from positive to negative. And the negative slope continues more than 5 sampled points, select point that first of negative slope.
- When the slope of signal change from negative to positive, and the positive slope continuous more than 5 sampled points, select point that first of positive slope.
- In case of absolute of signal slope not over 20, if the point which the absolute of signal slope before that

is less than 10 and after signal slope is more than 15. And the difference between both signal slopes is more than 10. Select that point. (for positive to positive or negative to negative)

- In case of absolute of signal slope not over 20, if the point which the absolute of signal slope before that is more than 15 and after signal slope is less than 10. And the difference between both signal slopes is more than 10. Select that point. (for positive to positive or negative to negative)
- In case of absolute of signal slope more than 20, if the absolute of signal slopes increase or decrease continuously. And absolute of signal slopes that are more than 20 but difference between two signal slopes is less than 40. Select that point but some signal not necessary to select that is for better compression ratio if error of reconstruction is not much more than selection that point.

3.2 The Reconstruction of ECG using MQ Parameters

The significant points, from 3.1, will be used as parameters of MQ for signal reconstruction or data storage.

From (1), and let $Q_{ij} = |X - X_j|$ and then from (1)

$$[H_j] = [\alpha_j] [Q_{ij}] \quad (4)$$

Amplitude of significant points are H_j and sampled point number of significant points are X_j for Q_{ij} respectively in (4) and the coefficients matrix $[\alpha_j]$ is represented by

$$[\alpha_j] = [Q_{ij}]^{-1} [H_j] \quad (5)$$

Therefore MQ parameters from significant points selection, (4) and (5) are α_j and X_j . Then they are used for (3).

For ECG signal, Δ effect to a little bit error (less than 0.01 percent) and best for $0.3 \leq \Delta \leq 0.7$, from testing, therefore Δ is used for signal smoothing and nearly approaching to ECG original signal.

4. RESULT

The MQ algorithm has been proposed to compress the ECG signal samples obtained from MIT-BIH

database [10]. The sampling frequency was 250 Hz and 360 Hz for Malignant Ventricular Arrhythmia (record 418, 419) and Arrhythmia (record 103), respectively. To evaluate the performance of ECG we use the Percent Root Mean Square Different (PRD) [4]. The PRD values of the proposed technique are between 1-3% and compression ratio are 7-8, for 360 Hz sampling rate records and the PRD values are 6-8% and compression ratio are 5-7, for 250 Hz records, as illustrated in Fig. 4. And the PRD values of ECG compression using Gaussian function [4] are about 8-12% when compression ratios are about 4 for 250 Hz sampling rate records. But the criteria of Gaussian function for obtaining some parameters is more difficult to extract than MQ.

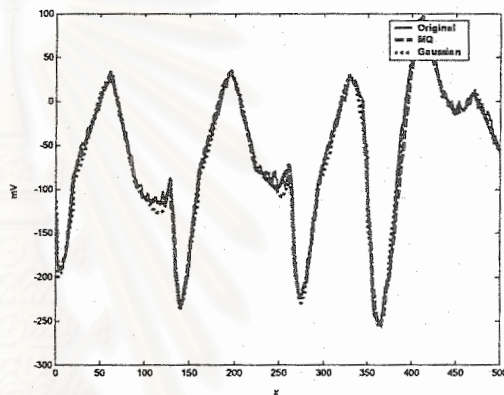


Fig.4 Result of 250 Hz ECG signal record

Fig.4 represents the comparison between the original signal, Malignant Ventricular Arrhythmia (record 418, 250 Hz), and the reconstructed ECG signal that used our proposed algorithm and Gaussian function method. The obtained performance using our proposed technique is better than the Gaussian function technique in both term of PRD and the compression ratio. However, there is still some deviation of the reconstruction signal from the original one due to smoothing process that suppresses the noise of signal.

5. CONCLUSION

In this paper, the MQ technique is in one efficiently technique for compressing the ECG signal and providing a good performance. When compare with the ECG compression using Gaussian function method, the PRD of the proposed technique is better than that of the Gaussian technique. The criterion used in this paper is evaluated for two diseases, Malignant Ventricular

Arrhythmia and Arrhythmia. If the MQ is applied to other diseases the criteria should be re-explored.

Acknowledgement

The authors would like to express the grateful thanks to grant from government research and development in cooperative project between Department of Electrical Engineering and Private Sector for Research for partially supports this work and development under Chulalongkorn University.

References

- [1] J. Mateo, P. Serrano, R. Bailón, E. Gutiérrez, A. del Río, JA. Casasnovas, IJ. Ferreira, P. Laguna, "ECG-Based Clinical Indexes During Exercise Test, Depolarization and HRV," *IEEE Computer in Cardiology*, vol. 27, pp. 833-836, 2000.
- [2] J. Mateo, P. Serrano, R. Bailón, S. Olmos, J. García, A. del Río, IJ. Ferreira, P. Laguna, "ECG-Based Clinical Indexes During Exercise Test Including Repolarization, Depolarization and HRV," *IEEE Computer in Cardiology*, vol. 28, pp. 309-312, 2001.
- [3] Rami Lehtinen, Harri Sievänen, Jari Viik, Väinö Turjanmaa, Kari Niemelä, Jaakko Malmivuo, "Accurate Detection of Coronary Artery Disease by Integrate Analysis of the ST-Segment Depression/Heart Rate Patterns During the Exercise and Recovery Phases of the Exercise Electrocardiography Test," *American Journal of Cardiology*, vol. 78, pp. 1002-1006, November, 1996.
- [4] Thomas Schimming, "Analysis and Modeling of ECG signal using nonlinear methods," <http://lanoswww.epfl.ch/personal/schimmin/uni/beleg/body.html>, April, 1997.
- [5] Ranveig Nygaard, Dag Haugland, "Compressive ECG Signals by Piecewise Polynomial Approximation," *ICASSP-23*, May 1998.
- [6] Fabio Badilini, Arthur J. Moss, Edward Titlebaum, "Cubic Spline Baseline Estimation in Ambulatory ECG Recordings for the Measurement of ST Segment Displacement," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol.13, no.2, pp.584-585, 1991.
- [7] Raimon Jané, Salvador Olmos, "A Comparative Study of Adaptive Algorithms for ECG Data Compression using Hermite Models," *16th Annual International Conference of the IEEE*, vol.2, pp. 1262 - 1263 , November, 1994.
- [8] R. L. Hardy, "Theory and Applications of the Multiquadric-Biharmonic Method," *Computers Math. Applic*, vol. 19, no. 8/9, pp. 163-208, 1990.
- [9] R. L. Hardy, "The Multiquadric-Biharmonic Method as Used for Mineral Resources, Meteorological, and Other Applications," *Journal of Applied Science & Computations*, vol. 1, no. 3, pp.437-475, February, 1995.
- [10] Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology, "MIT-BIH Database," <http://ecg.mit.edu/>, October, 2002.

PERFORMANCE EVALUATION OF MULTIQUADRIC INTERPOLATION TECHNIQUE FOR ECG SIGNAL COMPRESSION

P. Boonyaves¹, P. Paisalsing¹, P. Totarong² and S. Jitapunkul¹

¹Digital Signal Processing Research Laboratory, Department of Electrical Engineering, Chulalongkorn University, Phayathai Rd. Pathumwan Bangkok 10330 Thailand

²National Institute of Metrology Thailand RAMA VI Rd. Rajthevi Bangkok 10400 Thailand

Phone: (662)2186915, Fax: (662)2186912,

Email: pond_b@chula.com, 44704061@student.netserv.chula.ac.th, somchai.j@Chula.ac.th

ABSTRACT

This paper proposed to use multiquadric interpolation method to compress ECG signal. Performance of this method was evaluated in comparison with Gaussian function method. The results show that our method is simpler and gives better performance for reconstruction and compression ratio.

Keywords: ECG (EKG); compression; Multiquadric (MQ); modeling.

1. INTRODUCTION

ECG signal analysis is a non-invasive diagnosis tool for heart disease. Performing ECG analysis during an exercise stress test shows high probability to detect the Coronary Artery Heart Disease [1, 2, 3]. Moreover, it is simple and has no risk. ECG signals compression techniques are necessary for data storage and data transmission. The compression techniques are without loss of medical information and with high compression ratio is desired. Various research works have been developed to compress ECG signals [4-7]. However, the Gaussian function method was shown that its performance is better than another technique.

The Gaussian function method is reconstruction signals using Gaussian function by series of cosine functions are modulation function. The process of compression is reconstruction ECG signal separately for each wave and segment of signal, and then combines by superposition method later. Most of parameters of Gaussian function for ECG signals are height, width and peak position of waves and mean of segments of ECG signal. And parameters of modulation are delay positions and ω (rad/sec) of cosine function.

In general, Multiquadric interpolation method (MQ) is mainly applied in 3-dimensions modeling of geological applications [8, 9]. To modify this method for 2-dimensions ECG signal modeling should be simpler than geological modeling.

2. MULTIQUADRIC METHOD

The MQ is the approximation value between significant points of signal. So, the data used MQ for ECG signal will consist of maximum points, minimum points and changes in slopes points. The MQ is a linear combination of square root quadratic function. The coefficients of this linear combination, the square root of quadric functions, are used to represent the ECG signal.

To compute a linear combination of absolute value functions that represents an ECG signal profile, can be considered as a series of straight line segments. The MQ is an interpolation function for linear combination of square root quadratic function. The interpolation equation for $H(X)$ is represented by (1) [11].

$$H(X) = \sum_{j=1}^n \alpha_j |X - X_j| \quad (1)$$

When α_j are unknown coefficients associated with n nodal at location X_j . The nodes could be located in any number of patterns, space along the X-axis.

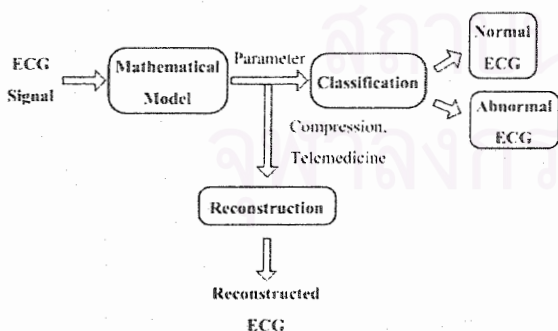


Fig.1 Applications of ECG signals modeling

Fig.1 show the ECG signals model using the parameter of ECG mathematical model in order to reconstruct the ECG signal and to classify heart disease syndrome.

The interpolated value at any point p as a function of X from a solution of (1) is [11]

$$H(X_p) = \sum_{j=1}^n \alpha_j |X_p - X_j| \quad (2)$$

by $j = 1, 2, \dots, n$

$H(x)$ with the same data could be fitted with a continuously differentiable curve for the absolute value function from (1) thus

$$H_i = \sum_{j=1}^n \alpha_j [(X_i - X_j)^2 + \Delta^2]^{1/2} \quad (3)$$

by $i = 1, 2, \dots, n$

Δ is an arbitrary constant. The value of Δ that effects the smoothness of the reconstructed curve is shown in Fig.2.

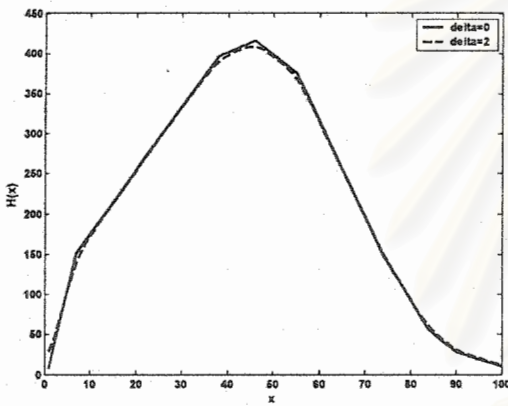


Fig.2 MQ fit to data using (3) with $\Delta = 0$ and $\Delta = 2$

3. APPLICATION OF MQ FOR COMPRESS ECG

3.1. The Criteria of Selected Significant Point for MQ

The significant points of MQ for ECG signals compression are chosen as the maximum point, the minimum point, and the changes of slope points of each (P, QRS, T). The algorithm and criteria for selecting the important points for X_j in (4) are as follow:-

- Select the first and last point of signal.
- Select the maximum point of P, QRS, T.
- Select the minimum point of signal.
- When the slope of signal is continuously zero more than 5 sampled points, select the first point of this range.
- When the slope of signal change from zero to positive. And the slope is continuously positive more than 5 sampled points, select the first point of this positive range.

- When the slope of signal change from zero to negative. And the slope is continuously negative more than 5 sampled points, select the first point of this negative range.
- When the slope of signal change from positive to negative. And the negative slope continues more than 5 sampled points, select point that first of negative slope.
- When the slope of signal change from negative to positive, and the positive slope continuous more than 5 sampled points, select point that first of positive slope.
- In case of absolute of signal slope not over 20, if the point which the absolute of signal slope before that is less than 10 and after signal slope is more than 15. And the difference between both signal slopes is more than 10. Select that point. (for positive to positive or negative to negative)
- In case of absolute of signal slope not over 20, if the point which the absolute of signal slope before that is more than 15 and after signal slope is less than 10. And the difference between both signal slopes is more than 10. Select that point. (for positive to positive or negative to negative)
- In case of absolute of signal slope more than 20, if the absolute of signal slopes increase or decrease continuously. And absolute of signal slopes that are more than 20 but difference between two signal slopes is less than 40. Select that point but some signal not necessary to select that is for better compression ratio if error of reconstruction is not much more than selection that point.

3.2. The Reconstruction of ECG using MQ Parameters

The significant points, from 3.1, will be used as parameters of MQ for signal reconstruction and/or data storage.

Let $Q_{ij} = |X - X_j|$ and then from (1)

$$[H_j] = [\alpha_j][Q_{ij}] \quad (5)$$

Where H_j is amplitude of significant points are and X_j is sampled point number of significant points, used for calculating Q_{ij} respectively in (4) $[\alpha_j]$ is the coefficient matrix.

Therefore MQ parameters α_j and X_j , obtained from significant points selection are used in (3).

For ECG signal, the best value of Δ obtained from testing $0.3 \leq \Delta \leq 0.7$. While it causes a little bit error (less than 0.1%) Therefore, Δ of 0.3 is proposed to use for signal smoothing with the most approaching to ECG signal.

4. RESULT

In this paper, The MQ algorithm has been proposed to compress the ECG signal samples obtained from MIT-BIH database [10]. The sampling frequency was 250 Hz for Malignant Ventricular Arrhythmia (record 418, 419, 421, 424) respectively. To evaluate the performance of ECG we use the Percent Root Mean Square Different (PRD) [4]. The comparison of PRD values and compression ratio of between the proposed technique and Gaussian function are illustrated in table 1 and 2.

File No.	Signal	MQ	Gaussian
418	0	5.7773	8.4727
	1	9.6888	10.3857
419	0	6.2174	7.7055
	1	6.0434	8.1151
421	0	16.4158	15.7174
	1	9.1452	10.1953
424	0	9.5647	9.7741
	1	5.0635	5.3075

Table 1 PRD values of ECG reconstruction using MQ and Gaussian Function

From Table 1 and 2, PRD values of MQ are less than Gaussian function and compression ratio of MQ are more than Gaussian function. It means that the performance of ECG reconstruction using MQ is better than that using Gaussian function in term of compression ratio and the criteria of Gaussian function for obtaining some parameters is more difficult to extract than MQ.

File No.	Signal	MQ	Gaussian
418	0	5.9524	4.6296
	1	6.5789	4
419	0	6.0976	4.4248
	1	5.4348	4.902
421	0	5.9524	3.8462
	1	7.5758	4.4248
424	0	4.1667	3.2895
	1	4.3103	3.5714

Table 2 Compression ratio values of ECG reconstruction using MQ and Gaussian Function

Fig.3 represents the comparison between the original signal, Malignant Ventricular Arrhythmia (record 418, 250 Hz), and the reconstructed ECG signal that used our proposed algorithm and Gaussian function method. However, there is still some deviation of the reconstruction signal from the original one due to smoothing process that suppresses the noise of signal.

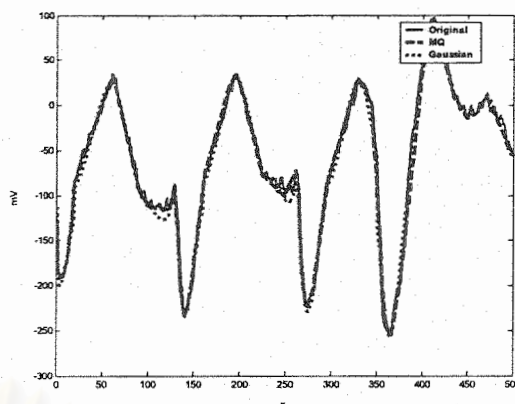


Fig.3 Result of 250 Hz ECG signal record

5. CONCLUSION

It is shown that, in this paper, MQ technique is very efficient technique for compressing the ECG signal and providing a good performance. When compare the result of ECG compression using Gaussian function method with the proposed technique in term of the PRD. Our technique is better than that of the Gaussian technique. The criterion used in this paper is evaluated for Malignant Ventricular Arrhythmia which is noiseless signal. If the MQ is applied to other diseases the criteria should be re-explored.

6. ACKNOWLEDGEMENT

The authors would like to express the grateful thanks to grant from government research and development in cooperative project between Department of Electrical Engineering and Private Sector for Research for partially supports this work and development under Chulalongkorn University.

7. REFERENCES

- [1] J. Mateo, P. Serrano, R. Bailón, E. Gutiérrez, A. del Río, JA. Casasnovas, IJ. Ferreira, P. Laguna, "ECG-Based Clinical Indexes During Exercise Test, Depolarization and HRV," *IEEE Computer in Cardiology*, vol. 27, pp. 833-836, 2000.
- [2] J. Mateo, P. Serrano, R. Bailón, S. Olmos, J. García, A. del Río, IJ. Ferreira, P. Laguna, "ECG-Based Clinical Indexes During Exercise Test Including Repolarization, Depolarization and HRV," *IEEE Computer in Cardiology*, vol. 28, pp. 309-312, 2001.
- [3] Rami Lehtinen, Harri Sievänen, Jari Viik, Väinö Turjanmaa, Kari Niemelä, Jaakko Malmivuo, "Accurate Detection of Coronary Artery Disease by Integrate Analysis of the ST-Segment Depression/Heart Rate Patterns During the Exercise and Recovery Phases of the Exercise

- Electrocardiography Test," *American Journal of Cardiology*, vol. 78, pp. 1002-1006, November, 1996.
- [4] Thomas Schimming, "Analysis and Modeling of ECG signal using nonlinear methods," <http://lanoswww.epfl.ch/personal/schimmin/uni/beleg/body.html>, April, 1997.
- [5] Ranveig Nygaard, Dag Haugland, "Compressive ECG Signals by Piecewise Polynomial Approximation," *ICASSP-23*, May 1998.
- [6] Fabio Badilini, Arthur J. Moss, Edward Titlebaum, "Cubic Spline Baseline Estimation in Ambulatory ECG Recordings for the Measurement of ST Segment Displacement," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol.13, no.2, pp.584-585, 1991.
- [7] Raimon Jané, Salvador Olmos, "A Comparative Study of Adaptive Algorithms for ECG Data Compression using Hermite Models," *16th Annual International Conference of the IEEE*, vol.2, pp. 1262 - 1263 , November, 1994.
- [8] R. L. Hardy, "Theory and Applications of the Multiquadric-Biharmonic Method," *Computers Math. Applic*, vol. 19, no. 8/9, pp. 163-208, 1990.
- [9] R. L. Hardy, "The Multiquadric-Biharmonic Method as Used for Mineral Resources, Meteorological, and Other Applications," *Journal of Applied Science & Computations*, vol. 1, no. 3, pp.437-475, February, 1995.
- [10] Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology, "MIT-BIH Database," <http://ecg.mit.edu/>, October, 2002.
- [11] P. Boonyaves, P. Paisalsing, P. Totarong and S. Jitapunkul, "ECG Signal Compression by Using Multiquadric Interpolation," *Proc. of IEEE Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering: CCECE 2004*, Niagara Falls, Canada, 2-5 May, 2004, pp. 0947-0950.



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาวปอนด์ บุญยะเวศ เกิดวันอาทิตย์ที่ 9 มีนาคม พ.ศ. 2523 ณ กรุงเทพมหานคร ปีการศึกษา 2535 เข้าศึกษาระดับมัธยมศึกษา ณ โรงเรียนบดินทรเดชา (สิงห์ สิงหเสนีย์) ปีการศึกษา 2540 เข้าศึกษาหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ ปีการศึกษา 2544 สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาบัณฑิต และเข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สังกัดห้องปฏิบัติการวิจัยกรรมวิธีสัญญาณดิจิทัล ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปัจจุบันทำงานที่บริษัทการบินไทย จำกัด มหาชน ตำแหน่งวิศวกรอากาศยาน ฝ่ายช่าง ฝ่ายซ่อมใหญ่เครื่องยนต์อากาศยาน หน่วยงานวิศวกรรมเครื่องยนต์อากาศยาน



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย