



การสร้างโปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ



สุจิตรา เกตุกาญจน์

วิทยานิพนธ์เสนอบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยนเรศวร
เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา หลักสูตรวิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต
สาขาวิชาเทคโนโลยีหัวใจและทรวงอก
ปีการศึกษา 2565
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยนเรศวร

การสร้างโปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ



วิทยานิพนธ์เสนอบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยนเรศวร
เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา หลักสูตรวิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต
สาขาวิชาเทคโนโลยีหัวใจและทรวงอก
ปีการศึกษา 2565
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยนเรศวร

วิทยานิพนธ์ เรื่อง "การสร้างโปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ "

ของ สุจิตรา เกตุกาญจน์

ได้รับการพิจารณาให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาเทคโนโลยีหัวใจและทรวงอก

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....	ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์
(รองศาสตราจารย์ แพทย์หญิงวรางคณา บุญญพิสิษฐ์)	
.....	ประธานที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.เดือนจิตร น่วมจิตร)	
.....	กรรมการที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.จันทร์จิรา พยัคฆ์เทศ)	
.....	กรรมการที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กาญจนา จิตติพร)	
.....	กรรมการผู้ทรงคุณวุฒิภายใน
(ดร.พจน์ พงศ์เฝ้าพัฒนกุล)	

อนุมัติ

.....
(รองศาสตราจารย์ ดร.กรรองกาญจน์ ชูทิพย์)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ชื่อเรื่อง	การสร้างโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ
ผู้วิจัย	สุจิตรา เกตุกาญจน์
ประธานที่ปรึกษา	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.เตือนจิตร น่วมจิตร
กรรมการที่ปรึกษา	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.จันทร์จิรา พยัคฆ์เทศ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กาญจนา จิตติพร
ประเภทสารนิพนธ์	วิทยานิพนธ์ วท.ม. เทคโนโลยีหัวใจและทรวงอก, มหาวิทยาลัย นเรศวร, 2565
คำสำคัญ	คลื่นไฟฟ้าหัวใจ, การตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ, สื่อการเรียนรู้

บทคัดย่อ

โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ คือโรคที่มีอัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติหรือเต้นด้วยจังหวะไม่สม่ำเสมอ โดยมีสาเหตุมาจากการสร้างสัญญาณไฟฟ้า ความผิดปกติในการนำสัญญาณ และการหมุนวนของสัญญาณ สามารถวินิจฉัยด้วยคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรือร่วมกับการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจร่วมด้วย เพื่อหาวงจรที่นำสัญญาณไฟฟ้าผิดปกติและเพื่อทำการรักษา โดยหัตถการนี้ ต้องกระทำภายใต้การดูแลจากแพทย์และบุคลากรทางการแพทย์ที่เชี่ยวชาญ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องมีความรู้ด้านคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ ปัจจุบันมีสื่อการเรียนรู้คลื่นไฟฟ้าหัวใจและการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ อย่างไรก็ตามยังไม่มีสื่อการเรียนรู้ ที่รวมเนื้อหาคลื่นไฟฟ้าหัวใจในโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะจากภาวะต่างๆ การตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าและการรักษาด้วยวิธีการจี้ รวมถึงแบบจำลองแสดงสัญญาณเลียนแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ ดังนั้นจุดประสงค์ของการวิจัยนี้คือ สร้างโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจเพื่อใช้เป็นสื่อการเรียนรู้ด้านการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ รวมถึงประเมินประสิทธิผลจากแบบทดสอบก่อน-หลังใช้โปรแกรม ประสิทธิภาพและการรับรู้ประโยชน์ที่เกิดจากการใช้โปรแกรม ในผู้เข้าร่วมวิจัยจำนวน 47 คน พบว่า หลังใช้โปรแกรมมีคะแนนสูงกว่าก่อนใช้โปรแกรมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (8.38 ± 2.73 เทียบกับ 10.77 ± 1.93 , $p < 0.05$) และมีความพึงพอใจมากกว่าร้อยละ 80 เห็นว่าโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจมีประสิทธิภาพและมีประโยชน์ต่อการเรียนรู้

Title	CONSTRUCTION OF ELECTROPHYSIOLOGICAL STUDY SIMULATOR PROGRAM (EPSSIM)
Author	Sujitra Katekarn
Advisor	Assistant Professor Teonchit Nuamchit, Ph.D.
Co-Advisor	Assistant Professor Janjira Payakpate, Ph.D. Assistant Professor Kanjana Jittiporn, Ph.D.
Academic Paper	M.S. Thesis in Cardio-Thoracic Technology - (Type A2), Naresuan University, 2022
Keywords	Electrocardiogram, Electrophysiology study, E-learning

ABSTRACT

A cardiac arrhythmia is characterized by an abnormal heartbeat rhythm. Arrhythmia mechanisms include abnormal impulse formation, conduction disruptions, and reentrant activity. Arrhythmia is diagnosed using an electrocardiogram (ECG) or an invasive electrophysiology study (EPS) for effective treatment. EPS procedure is performed by a team of experts including a cardiac electrophysiologist, nurses, and a specialist EP technician who is knowledgeable about ECG, EPS, and ablation treatment. While e-learning and internet-based education have been developed to enhance the acquisition of knowledge and skills, there is currently no e-learning program that offers a combination of pathological ECG, EPS, cardiac ablation, and ECG and intracardiac electrophysiology simulator. Therefore, this study was to create the electrophysiology study simulator program (EPSSIM), as an e-learning platform for EP studies and ECG, and evaluate its effectiveness and satisfaction. 47 cardiothoracic technology students used the program and completed the pre-post test and questionnaires. The study revealed that the EPSSIM significantly improved participants' knowledge scores (8.38 ± 2.73 vs 10.77 ± 1.93 , $p < 0.05$) and satisfied 80% of users, suggesting that the program could be used effectively to enhance users' knowledge.



ประกาศคุณูปการ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลงได้ด้วยความกรุณาจาก ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.เดือนจิตร น่วมจิตร อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.จันทร์จิรา พยัคฆ์เทศ และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กาญจนา จิตติพร อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม ที่ได้เสียสละเวลาอันมีค่า ให้คำแนะนำตลอดระยะเวลาในการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

ขอขอบพระคุณ ดร.นพดล สีสุข ที่ชี้แนะการสร้างสัญญาณเลียนแบบจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ด้วยอนุกรมฟูเรียร์ซึ่งเป็นสิ่งสำคัญของโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

ขอบพระคุณโรงพยาบาลสกลนคร หน่วยโรคหัวใจ อำเภอ เมือง จังหวัดสกลนคร ที่ให้ความอนุเคราะห์ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ ขอขอบพระคุณ รศ.พญ.วรางคณา บุญญพิสิษฐ์ พญ.เจนจิรา สวัสดิमानนท์ คุณชัชฎาภา ศรีพรหม คุณเกริกฤทธิ์ แดงฤทธิ์ และคุณนภัทร ร่มลำดวน ที่ให้ความอนุเคราะห์ตรวจความถูกต้องของโปรแกรมและแนะนำเพื่อแก้ไขให้เกิดความสมบูรณ์ นอกจากนี้ ขอขอบคุณผู้เข้าร่วมวิจัย นิสิตชั้นปีที่ 4 คณะสหเวชศาสตร์ สาขาเทคโนโลยีหัวใจ และทรวงอก ปีการศึกษา 2565 เพื่อประเมินประสิทธิภาพและประสิทธิผลของโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ

เหนือสิ่งอื่นใดขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา น้องสาวและเพื่อนกัลยาณมิตร ของผู้วิจัยที่ให้กำลังใจและสนับสนุนทุกๆด้านอย่างดีเสมอมา

คุณค่าและคุณประโยชน์ของวิทยานิพนธ์และโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจนี้ ผู้วิจัยขอมอบเป็นกตัญญูแก่เวทิตาแต่บุพการี บุรพจารย์ และผู้มีพระคุณทุกท่านทั้งในอดีตและปัจจุบัน ผู้วิจัยหวังเป็นอย่างยิ่งว่า งานวิจัยนี้จะเป็นประโยชน์ต่อการพัฒนาองค์ความรู้การด้านคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจในบุคคลากรทางการแพทย์ และผู้ที่สนใจไม่มากนัก

สุจิตรา เกตุกาญจน์

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ง
ประกาศคุุณูปการ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญรูปภาพ.....	ฎ
บทที่ 1.....	1
บทนำ.....	1
ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	2
ขอบเขตของการวิจัย.....	2
สมมติฐานของการวิจัย.....	3
นิยามศัพท์เฉพาะ.....	3
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
1. กายวิภาคของหัวใจที่สำคัญต่อการนำไฟฟ้าและการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ.....	5
2. คุณสมบัติทางไฟฟ้าของหัวใจ.....	8
3. ศักย์ทำงานของหัวใจ (action potentials หรือ AP).....	9
4. การควบคุมการสร้างสัญญาณไฟฟ้า.....	13
5. คุณสมบัติการนำไฟฟ้าของหัวใจ.....	14

6. กลไกการเกิดโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ (Mechanism of cardiac arrhythmias).....	15
7. คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram หรือ ECG).....	19
8. การแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	21
9. โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่มีจุดกำเนิด SA node.....	29
10. โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่มีจุดกำเนิดบริเวณหัวใจห้องบน.....	30
11. โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่เกิดบริเวณ AV node.....	36
12. โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่เกิดหัวใจห้องล่าง.....	37
13. คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงการปิดกั้นของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	40
14. ภาวะหรือโรคที่ก่อให้เกิดหัวใจเต้นผิดจังหวะ.....	43
15. การตรวจทางสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ (Electrophysiology Study หรือ EPS).....	50
16. สัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ (Intracardiac electrograms).....	55
18. การกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ (Programmed Electrical Stimulation).....	59
19. การค้นหาตำแหน่งที่ก่อให้เกิดโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ (Mapping).....	64
20. โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Atrioventricular nodal reentrant tachycardia (AVNRT).....	70
21. โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Atrioventricular Reentrant Tachycardia (AVRT).....	76
22. E-learning.....	89
23. อนุกรมฟูเรียร์.....	89
24. ซอฟแวร์ที่ใช้ในการสร้างโปรแกรม.....	92
บทที่ 3.....	93
วิธีดำเนินการวิจัย.....	93

1. เครื่องมือที่ใช้ในการดำเนินการ.....	93
2. การรับรองจริยธรรมงานวิจัยในมนุษย์.....	95
3. การเก็บข้อมูลจากผู้ป่วยโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ	95
4. การสร้างโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ.....	96
5. การประเมินความถูกต้องของโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ	116
6. ผู้เข้าร่วมวิจัย.....	117
7. การทดสอบโปรแกรมในผู้เข้าร่วมวิจัย	117
8. สถิติที่ใช้วิเคราะห์ข้อมูล	117
บทที่ 4	119
ผลการวิจัย.....	119
บทที่ 5.....	131
บทสรุป.....	131
อภิปรายผลการศึกษา.....	131
สรุปผลการศึกษา.....	135
ข้อจำกัดในงานวิจัย.....	136
ข้อเสนอแนะ	136
ภาคผนวก.....	137
บรรณานุกรม	161
ประวัติผู้วิจัย	172

สารบัญตาราง

	หน้า
ตาราง 1 Baseline interval	58
ตาราง 2 สรุปรูปชนิดของ AVNRT.....	73
ตาราง 3 ข้อมูลระยะ interval และขนาดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	98
ตาราง 4 คะแนนก่อนและหลังการใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ	120
ตาราง 5 จุดประสงค์การเรียนรู้จากโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ	122
ตาราง 6 ผลต่างของโปรแกรมก่อนและหลังการใช้งานโปรแกรม EPSSIM	123
ตาราง 7 การประเมินประสิทธิภาพและความพึงพอใจที่เกิดจากการใช้โปรแกรมจำลอง การตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ.....	127

สารบัญรูปภาพ

	หน้า
ภาพ 1 บริเวณ Triangle of Koch.....	6
ภาพ 2 โครงสร้างภายใน หัวใจห้องบนขวา แสดงส่วน CTI.....	7
ภาพ 3 โครงสร้างของหัวใจส่วน Right ventricular Outflow tract ในมุมมอง RAO และ LAO... 7	
ภาพ 4 ภาพจำลอง 3 มิติ ของระยะพัก ที่มีการไหลเข้าของไอออน Na^+ และ K^+	9
ภาพ 5 Action potential ชนิดตอบสนองเร็ว.....	10
ภาพ 6 Slow response action potential.....	12
ภาพ 7 Maximum diastolic potential (MAD) กับจุด threshold potential (TP).....	13
ภาพ 8 ความแตกต่างของคุณสมบัติการนำไฟฟ้าของเนื้อเยื่อระหว่าง Decremental conduction และ Non-decremental conduction.....	15
ภาพ 9 การเกิด After depolarization.....	17
ภาพ 10 Einthoven's triangle แสดงการรับสัญญาณไฟฟ้าของ limb leads.....	19
ภาพ 11 ตำแหน่งอิเล็กโทรดในการรับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	20
ภาพ 12 คลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน 12 lead.....	20
ภาพ 13 แต่ละส่วนของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	21
ภาพ 14 ตารางบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน.....	22
ภาพ 15 อัตราการเต้นของหัวใจ 60 ครั้ง/นาที.....	22
ภาพ 16 อัตราการเต้นของหัวใจ 70 ครั้ง/นาที.....	23
ภาพ 17 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Inferior Q waves (II, III, aVF) with ST elevation ในผู้ป่วย acute MI.....	24
ภาพ 18 ตัวอย่างการคำนวณ QTc.....	25

ภาพ 19	แกนไฟฟ้าหัวใจ.....	26
ภาพ 20	รูปแบบของ P wave ในหัวใจห้องบนโตผิดปกติ.....	27
ภาพ 21	คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงลักษณะ RAE และ RVE	28
ภาพ 22	Normal sinus rhythm	29
ภาพ 23	คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Bradycardia-tachycardia syndrome.....	30
ภาพ 24	คลื่นไฟฟ้าหัวใจ SA block	30
ภาพ 25	คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงการสร้างสัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจห้องบน.....	31
ภาพ 26	คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Multifocal Atrial Tachycardia.....	31
ภาพ 27	คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีการเกิด PAC	31
ภาพ 28	คลื่นไฟฟ้าหัวใจ AT	32
ภาพ 29	คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Atrial flutter with a 3:1 block.....	32
ภาพ 30	คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดง AF	33
ภาพ 31	คลื่นไฟฟ้าหัวใจในผู้ป่วย AVNRT	34
ภาพ 32	ภาพ (A) คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ขณะเกิด Orthodromic AVRT (B) คลื่นไฟฟ้าหัวใจในผู้ป่วยคนเดิม ขณะ Sinus rhythm	35
ภาพ 33	คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในผู้ป่วยอายุ 5 ปี ขณะเกิด Antidromic AVRT ที่.....	36
ภาพ 34	คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Junctional rhythm	36
ภาพ 35	คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Accelerated Junctional Rhythm	37
ภาพ 36	คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดง Idioventricular rhythm	37
ภาพ 37	คลื่นไฟฟ้าหัวใจ PVC	37
ภาพ 38	คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Bigeminy PVC.....	38
ภาพ 39	คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Trigeminy PVC	38

ภาพ 40 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Couplets PVC.....	38
ภาพ 41 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Ventricular Tachycardia.....	39
ภาพ 42 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Torsade de pointes.....	39
ภาพ 43 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ First-degree AV block.....	40
ภาพ 44 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Second-degree AV block- Type I.....	40
ภาพ 45 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Second-degree AV block- Type II.....	41
ภาพ 46 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Third-Degree AV block.....	41
ภาพ 47 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ LBBB ร่วมกับการเกิด AF.....	42
ภาพ 48 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ RBBB ร่วมกับการเกิด AF.....	43
ภาพ 49 คลื่นไฟฟ้าหัวใจใน Brugada syndrome.....	44
ภาพ 50 Epsilon wave ใน V1.....	45
ภาพ 51 คลื่นไฟฟ้าหัวใจใน ARVD.....	45
ภาพ 52 ภาวะการเกิด Na ⁺ Channal blocker toxicity ต่อการเกิด depolarisation.....	46
ภาพ 53 Prominent R' wave ใน aVR.....	46
ภาพ 54 Sinus tachycardia with widened QRS complex, prolonged QT interval and prominent R wave in lead aVR.....	47
ภาพ 55 คลื่นไฟฟ้าหัวใจในระดับ serum potassium ที่ต่างกัน.....	48
ภาพ 56 การเกิด Alternating QRS amplitude และ axis.....	49
ภาพ 57 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ลักษณะ deep T wave inversion ใน lead V3-V6.....	50
ภาพ 58 Noncontrast computed tomography scan ในผู้ป่วยเลือดออกในสมอง.....	50
ภาพ 59 การตีตออุปกรณ์พื้นฐานที่ใช้ในหัตถการการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ.....	52

ภาพ 60 การจำลองตรวจจลจรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ (A) ตำแหน่งของสาย Catheter ที่ตำแหน่งต่างๆของหัวใจ (B) Coronary sinus (C) คลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ.....	56
ภาพ 61 ตำแหน่งของสายสวนในห้องหัวใจจากกล้อง Fluoroscopic (A) มุม Right anterior oblique (RAO) 30 องศา (B) มุม Left anterior oblique (LAO) 30 องศา	57
ภาพ 62 Baseline interval ได้แก่ AH interval HV interval QRS duration PA interval และ PR interval.....	57
ภาพ 63 วิธีการกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจแบบ Incremental pacing หรือ burst pacing	59
ภาพ 64 วิธีการกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจแบบ Decremental pacing หรือ Ramp pacing	60
ภาพ 65 วิธีการกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจแบบ Extrastimulus pacing.....	60
ภาพ 66 การกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจวิธี Incremental ที่ตำแหน่งของ CS กำหนด Cycle length 370 มิลลิวินาที.....	62
ภาพ 67 การหา Sinus node recovery time (SNRT).....	63
ภาพ 68 การกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจวิธี Incremental ที่ตำแหน่งของ RVA กำหนด Cycle length 295 มิลลิวินาที.....	64
ภาพ 69 มุม RAO แสดงตำแหน่งของสายสวนเพื่อหาตำแหน่ง slow pathway.....	65
ภาพ 70 Activation mapping ในผู้ป่วย Wolff-Parkinson-White syndrome	66
ภาพ 71 Pace mapping ใน ventricular tachycardia.....	67
ภาพ 72 หลักการ Entrainment ในการตรวจจลจรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ	68
ภาพ 73 Activation mapping ใน macro reentry circuit.....	69
ภาพ 74 Voltage map ในผู้ป่วย tetralogy of Fallot.....	70
ภาพ 75 คลื่นไฟฟ้าหัวใจในผู้ป่วย AVNRT.....	71

ภาพ 76 การไหลวนของกระแสไฟฟ้าที่ fast pathway และ slow pathway ก่อให้เกิด Typical AVNRT.....	72
ภาพ 77 การเกิด AH jump และ AVNRT จากการกระตุ้นไฟฟ้าที่ตำแหน่ง HRA.....	73
ภาพ 78 คลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภาพในห้องหัวใจ ระหว่าง Entrainment เพื่อวินิจฉัยโรค AVNRT	74
ภาพ 79 มุม RAO แสดงตำแหน่งของสายสวนเพื่อหาตำแหน่ง slow pathway.....	75
ภาพ 80 ประเภทของ AP.....	77
ภาพ 81 การเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจในคนปกติและผู้ที่เกิด WPW pattern	78
ภาพ 82 ทิศทางการนำไฟฟ้าของ AP	78
ภาพ 83 วงจรการนำไฟฟ้าที่ก่อให้เกิด Orthodromic AVRT และ Antidromic AVRT	79
ภาพ 84 ภาพ (A) Positive delta wave (B) Negative delta wave (D) Isoelectric delta wave	79
ภาพ 85 ภาพ (A) คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ขณะเกิด Orthodromic AVRT (B) คลื่นไฟฟ้าหัวใจในผู้ป่วยคนเดิม ขณะ Sinus rhythm	80
ภาพ 86 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในผู้ป่วยอายุ 5 ปี ขณะเกิด Antidromic AVRT	80
ภาพ 87 การจำแนกระหว่าง negative และ positive polarity	81
ภาพ 88 แสดงตำแหน่งของ AP ในมุม Left anterior oblique	81
ภาพ 89 อัลกอริทึมในการหาตำแหน่งของ AP ในมุม left anterior oblique จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	82
ภาพ 90 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงตำแหน่งของ left lateral AP โดย V1 (+) และ lead I และ aVL (-).....	82
ภาพ 91 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงตำแหน่งของ posteroseptal AP โดย V1 (-) และ lead II III และ aVF (-).....	83

ภาพ 92 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงตำแหน่งของ coronary sinus AP โดย V1 (-) และ lead II เกิด notch.....	83
ภาพ 93 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงตำแหน่งของ right anterior โดย V1 (-) และ lead II ,III และ aVF (+).....	84
ภาพ 94 คลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจจากการกระตุ้นที่ HRA ผู้ป่วย WPW syndrome.....	85
ภาพ 95 คลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจจากการกระตุ้นที่ RV ในผู้ป่วย WPW syndrome ที่มี AP อยู่ฝั่งซ้าย.....	86
ภาพ 96 คลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ ระหว่าง entrainment เพื่อวินิจฉัยโรค AVRT.....	87
ภาพ 97 คลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ จากการ mapping หาสัญญาณบริเวณ AP.....	88
ภาพ 98 คลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจในขณะที่จี้ทำลาย AP.....	89
ภาพ 99 สัญญาณรูปคลื่นพาราโบลา.....	90
ภาพ 100 สัญญาณรูปคลื่นสามเหลี่ยม.....	91
ภาพ 101 ส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติจากอนุกรมฟูเรียร์.....	98
ภาพ 102 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ lead V1 จากอนุกรมฟูเรียร์.....	99
ภาพ 103 ส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิด WPW จากอนุกรมฟูเรียร์.....	99
ภาพ 104 คลื่นไฟฟ้าหัวใจลักษณะ WPW pattern ที่เกิด positive delta wave จากอนุกรมฟูเรียร์.....	100
ภาพ 105 ส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ negative delta wave จากอนุกรมฟูเรียร์.....	100
ภาพ 106 คลื่นไฟฟ้าหัวใจลักษณะ WPW pattern ที่เกิด isoelectic delta wave จากอนุกรมฟูเรียร์.....	101

ภาพ 107 สัญญาณเลียนแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจจาก อนุกรมฟูเรียร์	102
ภาพ 108 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเลียนแบบ ในขณะที่กระตุ้นไฟฟ้าที่ตำแหน่ง HRA.....	102
ภาพ 109 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเลียนแบบ ในขณะที่กระตุ้นไฟฟ้าที่ตำแหน่ง RV.....	103
ภาพ 110 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเลียนแบบ ในผู้ที่มี WPW pattern และมี left side bypass tract	103
ภาพ 111 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเลียนแบบ ในผู้ที่มี WPW pattern และมี right side bypass tract	104
ภาพ 112 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเลียนแบบโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Typical AVNRT ..	104
ภาพ 113 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเลียนแบบโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Antidromic AVRT	105
ภาพ 114 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเลียนแบบโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Orthodromic AVRT	105
ภาพ 115 การออกแบบหน้าต่างเริ่มต้นของโปรแกรม	106
ภาพ 116 การออกแบบหน้าต่างในโหมด “ECG learning”	106
ภาพ 117 การออกแบบหน้าต่าง “ECG quiz”	107
ภาพ 118 การออกแบบหน้าต่างในโหมด “EP learning”	107
ภาพ 119 การออกแบบหน้าต่างกรณีศึกษา	108
ภาพ 120 การออกแบบหน้าต่าง EP simulator.....	109
ภาพ 121 การออกแบบหน้าต่างสรุปข้อมูลกรณีศึกษา.....	110
ภาพ 122 โครงสร้างหัวใจจากการวาดด้วยโปรแกรม Medi Bang pro paint	111
ภาพ 123 ไอคอนเข้าสู่โปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ.....	111
ภาพ 124 หน้าต่างเริ่มต้นของโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ.....	112

ภาพ 125 หน้าต่างของโปรแกรมที่แสดงโหมดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	112
ภาพ 126 เกมคำถามการแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	113
ภาพ 127 หน้าต่างของโปรแกรมแสดงโหมดการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ	113
ภาพ 128 หน้าต่างของโปรแกรมในส่วน EP simulator แสดงกรณีศึกษา	114
ภาพ 129 หน้าต่างของโปรแกรมแสดงขั้นตอนการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ	115
ภาพ 130 หน้าต่างของโปรแกรมแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจ.....	115
ภาพ 131 หน้าต่างของโปรแกรมแสดงบทสรุปของกรณีศึกษา	116
ภาพ 132 กราฟแสดงจำนวนผู้เข้าร่วมวิจัยและช่วงร้อยละของคะแนนหลังการใช้งาน โปรแกรม.....	120



บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ (cardiac arrhythmias) เป็นหนึ่งในสาเหตุของการเสียชีวิต มีกลไกการเกิดจากความผิดปกติในการสร้างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ความผิดปกติในการนำสัญญาณไฟฟ้า (conduction system) หรือมีเส้นทางนำไฟฟ้าเพิ่มขึ้น (accessory bypass tract) ทำให้เกิดการนำไฟฟ้าลัดวงจร หรือสัญญาณไฟฟ้าเกิดการหมุนวน (reentry) และสาเหตุความผิดปกติที่ได้กล่าวมานี้สามารถเกิดร่วมกันได้ (1) ส่งผลให้อัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติ ก่อให้เกิดอาการใจสั่นและหมดสติ

แนวทางการวินิจฉัยโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ ได้แก่ การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiogram หรือ ECG) หรือเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 24 – 48 ชั่วโมง (Holter monitoring) ซึ่งเป็นการวัดสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจทั้งหมด ในกรณี คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เร็วกว่า 100 ครั้งต่อนาที โดยมี QRS complex กว้างไม่เกิน 0.12 วินาที หรือ QRS complex กว้างกว่า 0.12 วินาที หรือ หมดสติโดยหาสาเหตุไม่ได้ เป็นข้อบ่งชี้ในการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ (electrophysiology study) (2) ซึ่งเป็นหัตถการในการตรวจวินิจฉัยโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ ที่เกิดจากความผิดปกติของระบบไฟฟ้าหัวใจ โดยแพทย์จะใช้สายสวนหัวใจที่มีขั้วอิเล็กโทรด (electrode catheters) ผ่านหลอดเลือดดำที่ต้นขาและวางปลายสายสวนที่ตำแหน่งต่างๆ ในห้องหัวใจ เช่น หัวใจห้องบนขวา His bundle แอ่งเลือดโคโรนารี (coronary sinus) และหัวใจห้องล่างขวา เพื่อรับสัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจ (intracardiac electrogram) ใช้ในการประเมินลำดับการนำสัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจ ทำให้ทราบถึงวงจรที่นำสัญญาณไฟฟ้าผิดปกติและพิจารณาวิธีการรักษาอย่างเหมาะสม โดยการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจนี้ กระทำภายใต้การดูแลจากแพทย์และบุคลากรทางการแพทย์ที่เกี่ยวข้อง จึงจำเป็นอย่างยิ่งที่ต้องมีความรู้พื้นฐานด้านคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ อีกทั้งการฝึกปฏิบัติ การทบทวนความรู้ก็เป็นสิ่งที่สำคัญ

ปัจจุบันมีสื่อการเรียนรู้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (3-6) เพื่อเพิ่มความเข้าใจในการแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งส่วนใหญ่อยู่ในรูปแบบเว็บไซต์ ส่วนสื่อการเรียนรู้ด้านการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ มีเพียง 1 สื่อ คือ Supraventricular Tachycardia Simulator (SVTSIM) (7) เป็นเว็บไซต์รูปแบบ simulator แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจขณะปกติและระหว่างกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจ ทั้งนี้สื่อการเรียนรู้ SVTSIM ไม่มีการแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในเหตุการณ์ต่างๆ เช่น ขณะ mapping เพื่อหาตำแหน่งที่ใช้ในการจี้รักษาจากสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจที่ผิดปกติและระหว่างจี้ (cardiac ablation) ทั้งนี้ยังไม่มีสื่อการเรียนรู้ ที่รวมทั้งเนื้อหาคลื่นไฟฟ้าหัวใจในโรคหัวใจเต้นผิด

จั้งหวะจากภาวะต่างๆ การตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าและการรักษาด้วยวิธีการจี้ รวมถึงจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ (EP simulator) ที่แสดงสัญญาณเลียนแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจในเหตุการณ์ต่างๆ ตั้งแต่เริ่มการตรวจจนถึงการรักษาในโรค Atrioventricular nodal reentry tachycardia (AVNRT) และ Atrioventricular Reentry Tachycardia (AVRT) เนื่องจากเป็นโรคหัวใจต้นตอจั้งหวะที่พบได้บ่อยและมีขั้นตอนการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจที่ไม่ซับซ้อน เหมาะสมสำหรับฝึกปฏิบัติในผู้เรียนเริ่มต้น

ดังนั้นจุดประสงค์ของการวิจัยนี้คือสร้างโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจเพื่อใช้เป็นสื่อการเรียนรู้การตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ รวมถึงประเมินประสิทธิภาพ ประสิทธิผลและความพึงพอใจต่อการใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจโดยมุ่งหวังว่าโปรแกรมนี้จะเป็นสื่อการเรียนรู้เฉพาะทาง มีคุณภาพและช่วยยกระดับการเรียนรู้ด้านสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

สร้างโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ เพื่อใช้เป็นสื่อการเรียนรู้การตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ขอบเขตของการวิจัย

งานวิจัยนี้เป็นการสร้างโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ เพื่อเป็นสื่อการเรียนรู้เฉพาะเกี่ยวกับความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจรวมถึงการจี้ทำลายวงจรที่ทำให้เกิดความผิดปกติ โดยเกิดจากการนำข้อมูลผู้ป่วยโรคหัวใจต้นตอจั้งหวะที่เข้ารับการรักษาและตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจที่โรงพยาบาลสกลนคร จังหวัดสกลนคร เช่น ภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ภาพสัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจและข้อมูลการทำหัตถการ มาประยุกต์เป็นโปรแกรมการเรียนรู้ โดยใช้โปรแกรม MATLAB ในการสร้างสัญญาณเลียนแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ แล้วถูกนำมาพัฒนาต่อด้วยโปรแกรม Visual studio โดยใช้ภาษา C# เป็นโปรแกรมการเรียนรู้แบบ stand-alone และถูกตรวจสอบความถูกต้องจากผู้เชี่ยวชาญด้านการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ และประสิทธิภาพของโปรแกรมด้านเทคนิคและการนำเสนอ

จากนั้นโปรแกรมนี้ถูกประเมินประสิทธิภาพ ประสิทธิผล และความพึงพอใจ โดยกลุ่มผู้เข้าร่วมวิจัยเป็นนิสิตเทคโนโลยีหัวใจและทรวงอก ชั้นปีที่ 4 ปีการศึกษา 2565 คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร จังหวัด พิษณุโลก จำนวน 47 คน ซึ่งประเมินจากความรู้คลื่นไฟฟ้าหัวใจและการตรวจ

สรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจก่อนและหลังการใช้งานโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ จากแบบทดสอบจำนวน 20 ข้อ 4 ตัวเลือก 20 คะแนน และแบบประเมินความพึงพอใจ จากการใช้โปรแกรมจำนวน 15 ข้อ จากนั้นวิเคราะห์ผลทางสถิติ

สมมติฐานของการวิจัย

1. ผู้เข้าร่วมวิจัยมีผลสัมฤทธิ์หลังใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจสูงกว่าก่อนใช้งาน
2. ผู้เข้าร่วมวิจัยมีความพึงพอใจต่อประสิทธิภาพของโปรแกรมและประโยชน์ที่เกิดจากการใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ มากกว่าร้อยละ 80

นิยามศัพท์เฉพาะ

Arrhythmia หมายถึง สาเหตุมาจากความผิดปกติในการสร้างสัญญาณไฟฟ้า ความผิดปกติในการนำสัญญาณ (conduction system) หรือมีเส้นทางนำไฟฟ้า (accessory bypass tract) ซึ่งส่งผลให้เกิดการลัดวงจร หรือหมุนวนของสัญญาณ (reentry) และสาเหตุความผิดปกติที่ได้กล่าวมานี้สามารถเกิดร่วมกันได้ ซึ่งส่งผลให้อัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติ

Tachycardia หมายถึง อัตราการเต้นของหัวใจ มากกว่า 100 ครั้งต่อนาที

Supraventricular tachycardia หมายถึง โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่มีอัตราการเต้นของหัวใจเร็วกว่า 100 ครั้งต่อนาที มีจุดกำเนิดหรือกลไกสัญญาณที่ AV node หรือเหนือหัวใจห้องล่างขึ้นไป

สัญญาณไฟฟ้าในหัวใจ (intracardiac electrogram) หมายถึง สัญญาณภายในหัวใจที่ได้จากการรับสัญญาณไฟฟ้าจากปลายสายสวนหัวใจที่มีขั้วอิเล็กโทรด (electrode catheters) ณ ตำแหน่งต่างๆ เช่น หัวใจห้องบนขวา His bundle coronary sinus และห้องล่างขวา เพื่อใช้ในการตรวจวินิจฉัย และประเมิน การนำไฟฟ้าของหัวใจ

Cycle length (CL) หมายถึง ระยะเวลาของสัญญาณตั้งแต่จุดเริ่มต้นการเกิดสัญญาณ ถึงสัญญาณถัดไปมีหน่วยเป็น มิลลิวินาที

E-learning หรือ Electronic learning หมายถึง การเรียนรู้ผ่านสื่ออิเล็กทรอนิกส์ หรือออนไลน์ด้วยวิธีการที่หลากหลาย เช่น การเรียนจากคอมพิวเตอร์ การเรียนรู้ทางเว็บไซต์ การเรียนรู้แบบผสมผสาน การศึกษาทางไกล ระบบจัดการเรียนรู้ (Learning Management System) รวมถึงสื่อการเรียนรู้ โปรแกรมการเรียนรู้ เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการเรียนรู้ ด้วยการเพิ่มโอกาสทางการศึกษาจากปัจจัยต่างๆ ได้แก่ สิ่งแวดล้อม สถานที่ เวลา ตามความยืดหยุ่นของผู้เรียน ผู้เรียนสามารถเข้าถึงได้ตลอด ตามความสะดวก

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การสร้างโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ ต้องอาศัยความรู้และทฤษฎีต่างๆ ที่ต้องนำมาใช้ในการสร้างโปรแกรม โดยประเด็นที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยมีดังต่อไปนี้

1. กายวิภาคของหัวใจที่สำคัญต่อการนำไฟฟ้าและการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ
2. คุณสมบัติทางไฟฟ้าของหัวใจ
3. ศักย์ทำงานของหัวใจ (action potentials)
4. การควบคุมการสร้างสัญญาณไฟฟ้า
5. คุณสมบัติการนำไฟฟ้าของหัวใจ
6. กลไกการเกิดโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ (Mechanism of cardiac arrhythmias)
7. คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram หรือ ECG)
8. การแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
9. โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่มีจุดกำเนิด SA node
10. โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่มีจุดกำเนิดบริเวณหัวใจห้องบน
11. โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่เกิดบริเวณ AV node
12. โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่เกิดหัวใจห้องล่าง
13. คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงการปิดกั้นของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ
14. ภาวะหรือโรคที่ก่อให้เกิดหัวใจเต้นผิดจังหวะ
15. การตรวจทางสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ (Electrophysiology Study หรือ EPS)
16. สัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ (Intracardiac electrograms)
17. ระยะห่างระหว่างสัญญาณ (Baseline Intervals)
18. การกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ (Programmed Electrical Stimulation)
19. การค้นหาตำแหน่งที่ก่อให้เกิดโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ (Mapping)
20. โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Atrioventricular nodal reentrant tachycardia (AVNRT)
21. โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Atrioventricular Reentrant Tachycardia (AVRT)
22. E-learning
23. อนุกรมฟูเรียร์
24. ซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการสร้างโปรแกรม

1. กายวิภาคของหัวใจที่สำคัญต่อการนำไฟฟ้าและการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

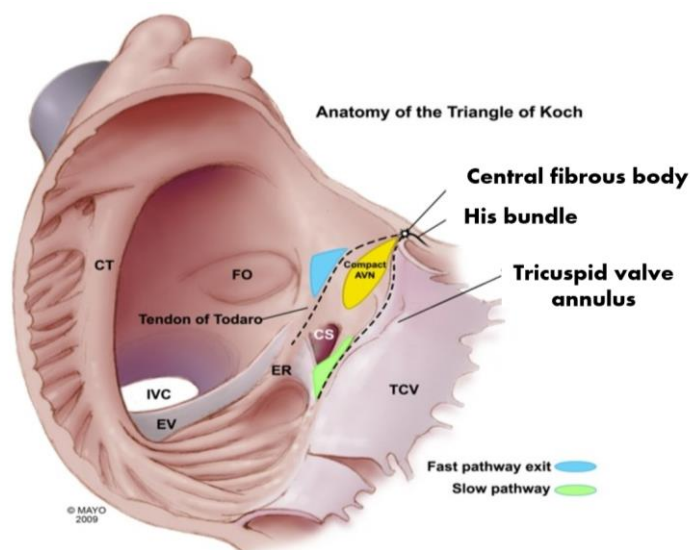
1.1 Atrioventricular (AV) Node complex

AV node เป็นจุดเชื่อมต่อสัญญาณระหว่างหัวใจห้องบน กับ His-Purkinje conduction system ของ interventricular septum และ หัวใจห้องล่าง ซึ่ง AV node มีคุณสมบัติในการลดทอนสัญญาณไฟฟ้า หรือ decremental conduction กล่าวคือ สัญญาณไฟฟ้าที่สร้างจาก Sinoatrial (SA) node เมื่อผ่าน AV node จะช้าลงก่อนที่จะส่งไปยัง His- Purkinje conduction system เพื่อเพิ่มระยะเวลาที่หัวใจคลายตัว ทำให้หัวใจห้องล่างได้รับเลือดจากหัวใจห้องบนมากขึ้น นอกจากนี้ AV node ยังลดทอนความเร็วของสัญญาณจากหัวใจห้องบนเมื่อเกิด atrial arrhythmias

บริเวณของ AV node อยู่พื้นที่ของ triangle of Koch โดยมีขอบเขตติดกับด้านหน้าของ coronary sinus ostium, tricuspid annulus และ tendon of Todaro ดังภาพ 1 พื้นที่ของ AV Node จะแบ่งออกเป็น 3 ส่วน ได้แก่ 1) AN (atrinodal) 2) N (nodal) และ 3) NH (nodal-His)

1. บริเวณ AN เป็น transitional zone ซึ่งประกอบด้วย AV node และ atrial myocytes
2. บริเวณ N ในบริเวณนี้ มี N cell ที่เป็นบริเวณหลักในการตอบสนองการเกิด decremental หรือ conduction delay ใน AV Node ซึ่งบริเวณ N นี้มี sodium channels จำนวนเล็กน้อย เป็นผลทำให้ resting membrane potential ที่ติดลบน้อย นอกเหนือจากนี้ยังมี gap junctions น้อย ด้วยเหตุนี้จึงทำให้เกิดการกระจายสัญญาณกระแสไฟฟ้าให้ช้าลงเมื่อเทียบกับเซลล์รอบข้าง คุณสมบัติ decremental conduction จะกล่าวรายละเอียดในหัวข้อ คุณสมบัติการนำไฟฟ้าของหัวใจ
3. บริเวณ NH เป็นส่วนที่ติดกับ his bundle ซึ่งส่งกระแสไฟฟ้าไปยัง his bundle (8, 9)

ในบริเวณที่ใกล้กับ Coronary sinus ostium กับ Tricuspid valve annulus เป็นบริเวณของ slow pathway และส่วนที่อยู่เหนือ Triangle of Koch เป็นบริเวณของ fast pathway ดังภาพที่ 1 ซึ่งเกี่ยวกับการเกิดโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Atrioventricular node reentrant tachycardia (AVNRT)



ภาพ 1 บริเวณ Triangle of Koch

ที่มา: Macedo P. et al. (10)

1.2 His bundle

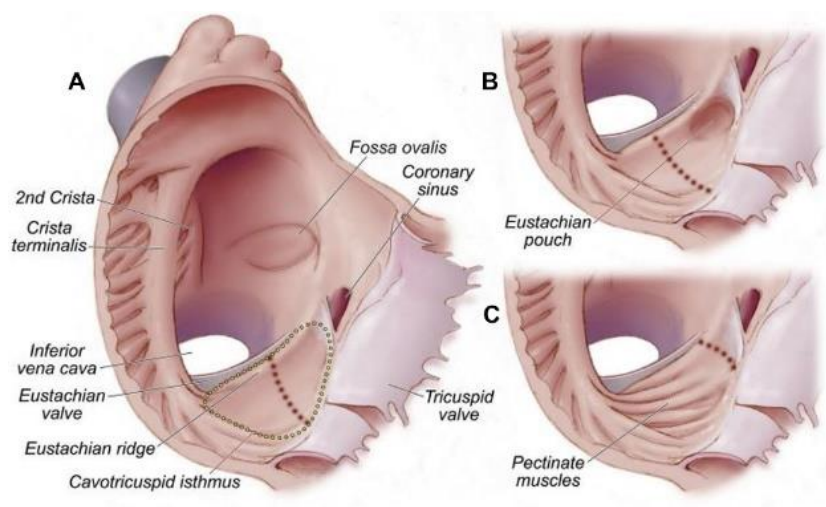
His bundle เป็นส่วนที่ติดกับ compact AV node ส่วน proximal bundle ติดกับ distal AV node ซึ่งเป็นเส้นทางนำการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจต่อจาก AV node ที่นำสัญญาณลงสู่หัวใจห้องล่าง

1.3 Coronary sinus (CS)

CS เป็นโครงสร้างที่เป็นท่อ เป็นหลอดเลือดดำ ที่อยู่ในระบบ coronary circulation บน epicardial surface ใน atrio-ventricular groove ซึ่งอยู่ด้านหลังของหัวใจ ทำหน้าที่ลำเลียงเลือดดำไปยังหัวใจห้องบนขวา CS มีความสำคัญต่อการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจอย่างมาก เนื่องจาก เมื่อนำสาย catheter เข้าไปยัง CS จะสามารถรับสัญญาณไฟฟ้าจากฝั่งซ้ายของหัวใจทั้งสัญญาณไฟฟ้าห้องบนและห้องล่าง (11)

1.4 Cavo-Tricuspid isthmus (CTI)

CTI เป็นส่วนที่อยู่บริเวณหัวใจห้องล่าง ด้านหลังของ tricuspid valve และมีด้านหน้าติดกับ Inferior vena cava (IVC) ไฟฟ้าที่ผ่าน CTI จะช้า เกี่ยวข้องกับการเกิดโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Typical atrial flutter

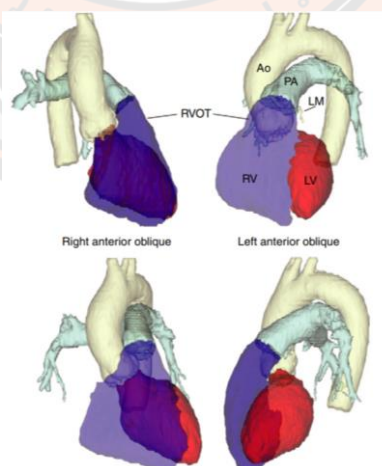


ภาพ 2 โครงสร้างภายใน หัวใจห้องบนขวา แสดงส่วน CTI

ที่มา: Nan J. et al. (12)

1.5 Outflow tract

บริเวณของ outflow tract จะเกี่ยวข้องกับการเกิดโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Idiopathic ventricular tachycardia ซึ่ง Right ventricular Outflow tract (RVOT) เป็นลักษณะเหมือนท่อที่อยู่ส่วนบนของหัวใจห้องล่างและอยู่หน้าต่อของ left ventricular outflow tract (LVOT) RVOT เป็นทางออกของเลือดที่จะเข้าสู่ pulmonic valve ตำแหน่งของ pulmonic valve จะอยู่ด้านหน้าซ้ายของ aortic valve (13) ดังภาพ 3



ภาพ 3 โครงสร้างของหัวใจส่วน Right ventricular Outflow tract ในมุมมอง RAO และ LAO

ที่มา: Issa ZF et al. (14)

2. คุณสมบัติทางไฟฟ้าของหัวใจ

หัวใจมีคุณสมบัติที่สำคัญคือสร้างและนำสัญญาณไฟฟ้า ในการสร้างสัญญาณไฟฟ้าเกิดจากการเคลื่อนที่ของไอออนผ่าน ion channels ที่อยู่บนเยื่อหุ้มเซลล์หัวใจ แล้วเกิดการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้า จนเกิดศักย์ทำงานหรือ action potential ส่วนการนำไฟฟ้า คือการส่งต่อ action potential จากเซลล์หนึ่งไปสู่อีกเซลล์หนึ่งผ่านทาง gap junction การเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าของหัวใจนี้ ทำให้หัวใจมีการทำงานเชิงกล ถ้าคุณสมบัติทางไฟฟ้าของหัวใจผิดปกติไป คุณสมบัติเชิงกลของหัวใจจะผิดปกติตามไปด้วย (15)

2.1 ชนิดเซลล์หัวใจ

เซลล์กำหนดอัตราการเต้นของหัวใจ (pacemaker cell) ซึ่งสามารถสร้างสัญญาณไฟฟ้าขึ้นมาเองได้ หรือมีคุณสมบัติเป็น automaticity เซลล์กลุ่มนี้ได้แก่ SA node และ Atrioventricular (AV) node ซึ่ง SA node สามารถสร้างสัญญาณไฟฟ้าได้ 60-100 ครั้งต่อนาที เป็นตัวกำหนดอัตราและจังหวะการสร้างสัญญาณไฟฟ้า ดังนั้น อัตราการเต้นของหัวใจ (heart rate หรือ HR) ในสภาวะปกติ จะเท่ากับการสร้างสัญญาณไฟฟ้าของ SA node ทั้งนี้เซลล์อื่น ๆ ก็สามารถสร้างสัญญาณได้เช่นกัน แต่จะช้ากว่า SA node เรียกว่า latent pacemaker เช่น AV node จะสร้างสัญญาณ 40-60 ครั้งต่อนาที His-Pukinje system และเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจอยู่ที่ 20-40 ครั้งต่อนาที

ถ้าอัตราการเต้นของหัวใจขณะพักมากกว่า 100 ครั้งต่อนาที เรียกว่า tachycardia และอัตราการเต้นของหัวใจน้อยกว่า 60 ครั้งต่อนาที เรียกว่า bradycardia

เซลล์นำสัญญาณไฟฟ้า (conducting cells) ได้แก่ internodal tract, bundle of his, bundle branches และ His-Pukinje system ซึ่งสามารถนำไฟฟ้าได้อย่างรวดเร็ว ซึ่งคุณสมบัติในการนำไฟฟ้า เรียกว่า dromotropy

เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ (cardiac myocyte) ซึ่งมีความสามารถในการบีบตัว (contractility) การหดตัวของกล้ามเนื้อหัวใจจะขึ้นอยู่กับการกระตุ้นสัญญาณไฟฟ้าจาก SA node และส่งผ่านทาง conducting cell ต่างๆ

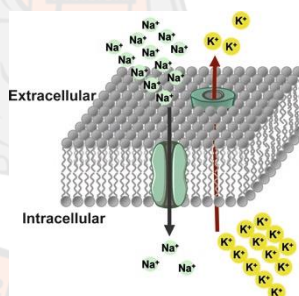
การนำไฟฟ้าจะเป็นไปตามลำดับ เริ่มจาก SA node สร้างสัญญาณไฟฟ้า โดยถูกส่งต่อไปยังห้องขวาแล้วส่งต่อไปยังห้องซ้ายผ่านทาง Bachmann's bundle และลงมาทาง internodal tract ลงสู่ AV node ซึ่ง AV node นี้ มี gap junction จำนวนน้อย ส่งผลให้ AV node นำไฟฟ้าได้ช้า ข้อดีคือทำให้หัวใจห้องบนได้รับสัญญาณไฟฟ้าก่อนห้องล่าง มีเวลายานานพอที่ห้องบนจะบีบไล่เลือดลงห้องล่าง ก่อนที่ห้องล่างจะบีบตัว จากคุณสมบัติของ Pukinje cell ที่ส่งสัญญาณได้เร็ว จึงทำให้ห้องล่างซ้ายและขวาได้รับสัญญาณในเวลาไล่เลี่ยกัน จึงบีบตัวพร้อมๆกัน (15)

3. ศักย์ทำงานของหัวใจ (action potentials หรือ AP)

ศักย์ทำงานของหัวใจ (action potential) คือการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของเยื่อหุ้มเซลล์ที่เกิดจากการกระตุ้นจนถึงระดับเริ่มตอบสนอง (threshold) ทำให้ membrane potential เป็นบวก เรียกว่า depolarization และเมื่อกลับสู่ภาวะปกติ เรียกว่า repolarization (15)

3.1 Resting membrane potential (RMP)

Resting membrane potential (RMP) คือ membrane potential ขณะพักของเยื่อหุ้มเซลล์ เป็นค่าที่ได้จากการเปรียบเทียบศักย์ไฟฟ้าระหว่างภายในเซลล์กับภายนอกเซลล์ในขณะพัก ทุกเซลล์จะมีค่า RMP เป็นลบ หมายถึงภายในเซลล์มีประจุเป็นลบเมื่อเทียบกับภายนอกเซลล์ ซึ่ง RMP ของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ ประมาณ -90 mV ค่าของ RMP จะขึ้นอยู่กับความเข้มข้นของไอออนต่างๆ ทั้งในและนอกเซลล์ ได้แก่ Na^+ , K^+ และ Ca^{2+} ขณะพักความเข้มข้นของ K^+ ภายในเซลล์มีค่ามากกว่าภายนอกเซลล์ ส่วนความเข้มข้นของ Na^+ และ Ca^{2+} ภายนอกเซลล์มีค่ามากกว่าในเซลล์ ขณะพักเซลล์มี permeability ต่อ K^+ มากที่สุดเพราะ K^+ channel ชนิด inward rectifier K^+ channel ที่เปิด เซลล์ยอมให้ K^+ เคลื่อนที่ออกจนถึงจุดสมดุลหรือจุดที่มีการเคลื่อนที่สุทธิของ K^+ เป็นศูนย์ หรือจุดศักย์สมดุล (equilibrium potential) ของ K^+ หรือ E_k (15-17)

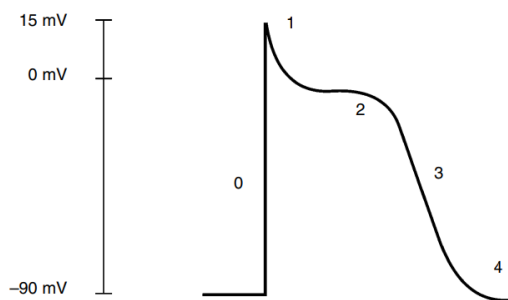


ภาพ 4 ภาพจำลอง 3 มิติ ของระยะพัก ที่มีการไหลเข้าของไอออน Na^+ และ K^+

ที่มา: Jaye D et al. (16)

3.2 Fast response action potential

Fast response action potential คือ action potential ที่เกิดขึ้นอย่างรวดเร็วเมื่อเซลล์ถูกกระตุ้น ได้แก่ conducting cell และเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ โดยเซลล์เหล่านี้มีค่า RMP ประมาณ -80 ถึง -95 mV (18) ดังภาพ 5 ซึ่ง fast response action potential สามารถแบ่งเป็น 5 ระยะได้ ดังนี้



ภาพ 5 Action potential ชนิดตอบสนองเร็ว

ที่มา: Mohamed Kanj WS. (19)

Phase 0 ระยะการเกิด depolarization อย่างรวดเร็ว

เป็นระยะแรกที่ membrane potential เป็นบวกอย่างรวดเร็ว (upstroke-rapid depolarization) ซึ่งเกิดจากสัญญาณไฟฟ้าจาก SA node ถูกส่งผ่านมาทาง gap junction แล้วส่งผลให้ membrane potential ของกลุ่มเซลล์ต่างๆ เป็นบวกมากขึ้น ซึ่งความเป็นบวกนี้มีผลต่อการเปิดของ fast Na^+ channel บางส่วน ซึ่งมีระดับ threshold ประมาณ -65 mV การเปิดของ fast Na^+ channel ทำให้ membrane potential เป็นบวก ก็ยิ่งส่งผลให้ fast Na^+ channel ให้เปิดมากขึ้น ซึ่งทำให้ Na^+ เข้ามาในเซลล์มากขึ้น จึงเกิด depolarization อย่างรวดเร็ว ซึ่งลักษณะของกราฟเป็นขาขึ้นชัน ระยะที่ใช้เวลาในการเกิดสั้นที่สุด (20) ดังภาพที่ 5

ในระยะนี้มีผลทำให้ Ca^{2+} channel ชนิด L-type (I_{CaL}) เปิด แต่เปิดช้ากว่า Na^+ channel โดยเริ่มเกิดการ activation ที่ membrane potential ประมาณ -30 ถึง -40 mV ซึ่งเป็น threshold potential ของ Ca^{2+} channel (15)

Phase 1 ระยะการเกิด repolarization ช่วงแรก

ระยะ early repolarization เป็นระยะที่ membrane potential ลดลงเล็กน้อย จนถึงประมาณ 0 mV ในระยะนี้มีการปิดของ Na^+ channel แต่ก็ยังมีการ activation ของ I_{Na} ในขณะเดียวกันมีการเปิดของ K^+ channel ชนิด transient outward K^+ current (I_{to}) ร่วมด้วย ทำให้ K^+ เคลื่อนที่ออกนอกเซลล์อย่างรวดเร็วและเกิดในเวลาสั้น เรียกระยะนี้ว่า early repolarization และในระยะนี้ยังเกิด Na^+ outward current ผ่านทาง $\text{Na}^+ - \text{Ca}^{2+}$ exchanger ร่วมด้วย (15)

Phase 2 ระยะคงที่ (Plateau phase)

ระยะนี้เกี่ยวข้องกับเกิดการเกิด depolarizing inward current ซึ่งได้แก่ I_{CaL} และ I_{Na} ที่ยังหลงเหลืออยู่กับ repolarizing outward current ได้แก่ ultrarapidly activating (I_{Kur}), rapidly activating (I_{Kr}) และ slow activating (I_{Ks}) ซึ่งเป็น K^+ channel ชนิด delayed rectifier K^+ channel ระยะนี้มีการ

เคลื่อนที่ของประจุบวก 2 ชนิดสวนทางกัน คือ Ca^{2+} เคลื่อนที่เข้าเซลล์ ทำให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อหัวใจจากกระบวนการ excitation-contraction coupling process หรือ E-C coupling (15) และ K^+ เคลื่อนที่ออกนอกเซลล์

Phase 3 ระยะเวลาสุดท้ายของ repolarization

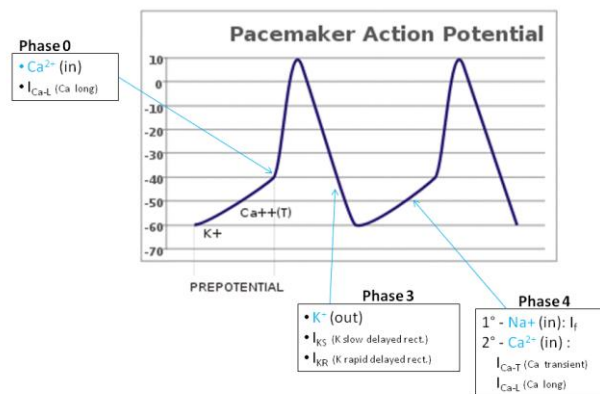
ระยะนี้เกิด rapid repolarization ที่จะกลับลงสู่ระยะ resting ลักษณะ action potential แสดงเป็นกราฟขาลง โดยมีเวลานานที่สุด เกิดจากการปิดของ I_{CaL} อย่างสมบูรณ์ ในขณะที่ยังมีการเปิดของ delayed rectifier K^+ channel ทำให้ยังคงมีการเคลื่อนที่ของ K^+ ออกนอกเซลล์ นอกจากนี้ยังมีการเปิดของ inwardly rectifier K^+ channel (I_{K1}) ซึ่งทำให้ K^+ เข้ามา เป็นการรักษา resting membrane potential ให้คงที่ (19)

Phase 4 ขณะพัก (Resting phase)

ระยะนี้เป็นการพัก เซลล์ไม่สามารถถูกกระตุ้นได้ เป็นระยะของการปรับสมดุลของไอออนต่างๆ เพื่อรักษา RMP ให้คงที่ เพื่อพร้อมรับการกระตุ้นรอบใหม่จากสัญญาณไฟฟ้าของ SA node ซึ่งเป็นระยะที่สืบเนื่องมาจากการที่ Na^+ และ Ca^{2+} ที่เข้ามาสะสมตั้งแต่ phase 0 และ phase 2 ในขณะที่ K^+ สะสมอยู่ภายนอกเซลล์จากการเคลื่อนที่ออกใน phase 1, 2 และ 3 ดังนั้นเซลล์จึงต้องมีกลไกที่สามารถขนส่ง Na^+ และ Ca^{2+} ออกนอกเซลล์ (15) นอกจากนี้กลไกการนำ K^+ กลับเข้าสู่เซลล์ยังเกี่ยวข้องกับการทำงานของโปรตีนหลายตัว ระยะนี้จะเกี่ยวข้องกับการทำงานของ K^+ channel ชนิด inward rectifying K^+ (Kir) (20) ซึ่งเปิดขณะพักเพื่อให้ K^+ เข้ามาแล้วเกิด K^+ current (I_{K1}) โดยกลไกการทำงานของ Kir ในการรักษา RMP คือ ถ้า RMP เป็นลบมากกว่า E_{K} จะทำให้ K^+ เคลื่อนที่เข้าผ่าน Kir เกิด inward I_{K1} ถ้า RMP เป็นบวกมากกว่า E_{K} จะทำให้ K^+ เคลื่อนที่ออกจากเซลล์ผ่านทาง Kir ซึ่งเป็นการทำให้ RMP กลับมาอยู่ในค่าที่ใกล้เคียงกับ E_{K} (15)

3.3 Slow response action potential

Slow response action potential คือ action potential เกิดได้ช้า และนำไฟฟ้าได้ช้าได้แก่ SA node และ AV node มีระดับ RMP ประมาณ -50 ถึง -70 mV (18) โดย slow response action potential สามารถแบ่งเป็น 3 ระยะดังนี้



ภาพ 6 Slow response action potential

ที่มา: Hill C. (21)

Phase 4 ระยะพัก

ระยะพักหรือ diastolic depolarization เนื่องจากเกิด depolarization อย่างช้าๆ ในช่วงเวลาที่ตรงกับการคลายตัวของหัวใจ ซึ่งการเกิดเหตุการณ์เช่นนี้ เป็นตัวกำหนดคุณสมบัติ automaticity เกี่ยวข้อง inward current และ outward current เรียกว่า pacemaker current โดย ion channel ที่เกี่ยวข้องในระยะนี้ได้แก่ Funny channel (I_f) และ T-type Ca^{2+} channel

Funny channel (I_f) สามารถถูกกระตุ้นจากภาวะ hyperpolarization หรือ membrane potential ประมาณ -40 ถึง -50 mV ซึ่ง I_f หรือ Hyperpolarisation-activated cyclic nucleotide-gated (HCN) channel มีผลทำให้ Na^+ ผ่านเข้าเซลล์ และยอมให้ K^+ ออกนอกเซลล์

ความเร็วในการเกิด I_f จะพิจารณาจากความชันของ phase 4 ซึ่งจะเป็นตัวกำหนดอัตราเร็วในการสร้างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

T-type Ca^{2+} channel ซึ่ง T มาจาก transient แปลว่าชั่วคราว การกระตุ้นให้ channel ชนิดนี้เปิด เกิดจากการกระตุ้นของ funny channel โดยจะเปิดเพียงในระยะสั้น ทำให้ Ca^{2+} เคลื่อนที่เข้าเซลล์และเกิด inward current ที่ SA node (15)

Phase 0 ระยะ depolarization

ระยะนี้เกิด membrane potential ที่เป็นบวกเพิ่มขึ้นมาจาก phase 4 เกี่ยวข้องกับ L-type Ca^{2+} โดยมีระดับ threshold ประมาณ -40 mV จากภาพ 6 เป็นกราฟสูงขึ้น

Phase 3 ระยะ repolarization

L-type Ca^{2+} channel เริ่มปิด และ K^+ channel เริ่มเปิด เป็นระยะที่กลับเข้าสู่ RMP ซึ่งจะกลับลงมาถึง -60 mV ในจุดนี้จะติดลบมาก เมื่อเข้าสู่ภาวะ hyperpolarization จะกระตุ้นการเปิดของ funny channel และเข้าสู่รอบใหม่ของ I_f ที่ทำให้เกิด pacemaker potential ทำให้ SA node สร้างสัญญาณไฟฟ้าได้ด้วยตัวเอง

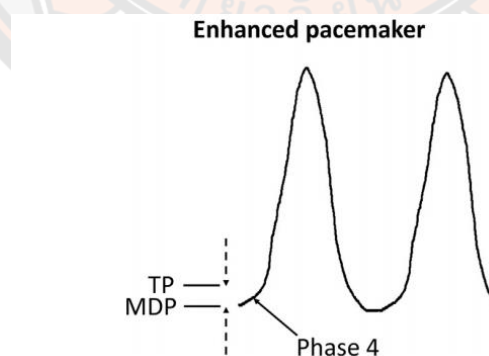
4. การควบคุมการสร้างสัญญาณไฟฟ้า

การควบคุมการสร้างสัญญาณไฟฟ้าที่ pacemaker cell จาก 3 ปัจจัย คือ maximum diastolic potential ระดับ threshold potential และความชันของ phase 4 ของ slow response cell ดังภาพ 7

Maximum diastolic potential (MAD) มีผลต่อระยะเวลาการเกิด pacemaker potential และ อัตราการเต้นของหัวใจ ถ้าระดับ MAD ติดลบมาก จะส่งผลให้ pacemaker potential ใช้เวลานานกว่าจะถูกกระตุ้นจนถึงระดับ threshold ทำให้อัตราเต้นของหัวใจช้าลง

ระดับ threshold potential เป็นตัวกำหนดอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่ง action potential ของ SA node คือ threshold potential ของ L-type Ca^{2+} channel ที่ทำให้เกิด phase 0 ถ้า threshold เพิ่มขึ้น เซลล์จะถูกกระตุ้นได้ยากขึ้น ทำให้อัตราเต้นของหัวใจช้าลง

ความชันของ Phase 4 ใน pacemaker potential ความเร็วของการเกิด funny current เป็นตัวกำหนดความชันใน phase 4 ปัจจัยใดที่ส่งผลต่อความชันของ phase 4 ย่อมส่งผลต่ออัตราการเต้นของหัวใจ (15, 20, 22)



ภาพ 7 Maximum diastolic potential (MAD) กับจุด threshold potential (TP)

ที่มา : Tse G. et al. (23)

5. คุณสมบัติการนำไฟฟ้าของหัวใจ

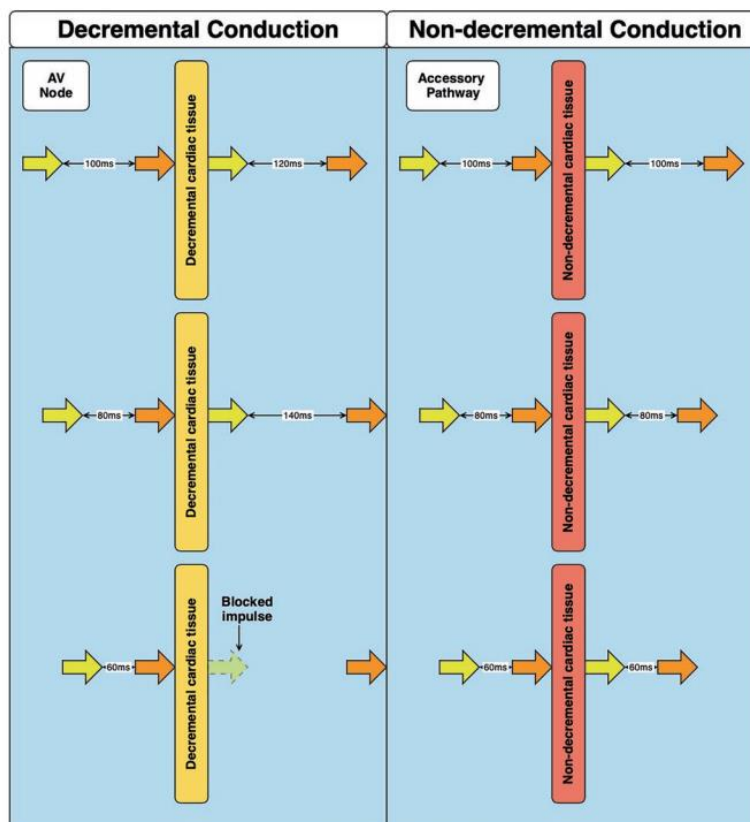
เนื้อเยื่อแต่ละบริเวณในหัวใจมีคุณสมบัติการนำไฟฟ้าหรือส่งผ่านไฟฟ้าที่แตกต่างกัน ในการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ สามารถประเมินการนำไฟฟ้าได้จากการกระตุ้นไฟฟ้า โดยคุณสมบัติการนำไฟฟ้ามี 2 ชนิด คือ 5.1) Decremental conduction 5.2) Non-Decremental conduction

5.1 Decremental conduction

เมื่อเกิดสัญญาณไฟฟ้าจาก atrial arrhythmias หรือเมื่อตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าโดยกระตุ้นไฟฟ้าที่หัวใจห้องบนให้เร็วขึ้น ไฟฟ้าที่ผ่านเนื้อเยื่อของ AV node มีคุณสมบัติเป็น decremental cardiac tissue จะมีการลดทอนสัญญาณให้ช้าลง ส่งผลให้ไฟฟ้าที่ผ่านออกไปสู่หัวใจห้องล่างจะช้าลง หากกระตุ้นไฟฟ้าเร็วมากขึ้น จะเกิดการปิดกั้นของสัญญาณ ดังภาพ 8 ที่มีการนำสัญญาณไฟฟ้าจาก SA node ด้วยความเร็วในเวลา 100 มิลลิวินาที ผ่าน AV node โดยความเร็วของสัญญาณที่ผ่าน AV node เปลี่ยนแปลงเป็น 120 มิลลิวินาที หาก AV node รับสัญญาณที่เร็วเกินไปจะเกิดการปิดกั้นของสัญญาณไฟฟ้าทันที ทั้งนี้คุณสมบัติ decremental conduction สามารถพบใน accessory pathway บางชนิด (11)

5.2 Non-Decremental conduction

เนื้อเยื่อที่มีคุณสมบัติเป็น non-decremental cardiac tissue ส่วนใหญ่พบใน accessory pathway ซึ่งเป็นทางนำไฟฟ้าที่ผิดปกติ จะกล่าวรายละเอียดถัดไปในหัวข้อโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด AVRT เมื่อสัญญาณจากการกระตุ้นไฟฟ้าจากหัวใจห้องบนลงผ่าน accessory pathway ชนิด non-decremental tissue จะไม่เกิดการลดทอนของสัญญาณ หากกระตุ้นไฟฟ้าด้วยความเร็วเท่าไร สัญญาณที่ผ่าน accessory pathway ไปก็มีความเร็วของสัญญาณเท่านั้น (11) ดังภาพ 8



ภาพ 8 ความแตกต่างของคุณสมบัติการนำไฟฟ้าของเนื้อเยื่อระหว่าง Decremental conduction และ Non-decremental conduction

ที่มา: Prabhu S. et al. (11)

6. กลไกการเกิดโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ (Mechanism of cardiac arrhythmias)

โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะคืออัตราการเต้นของหัวใจ หรือจังหวะของหัวใจผิดปกติ ทำให้ผู้ที่เป็นโรคนี้อมีอาการ เช่น ใจสั่น วิงเวียนศีรษะ หมดสติ หรือเสียชีวิต

สาเหตุการเกิดโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะมี 2 สาเหตุหลัก คือ 1) ความผิดปกติในการสร้างสัญญาณ 2) ความผิดปกติในการนำสัญญาณ (reentry) (24)

6.1 ความผิดปกติในการสร้างสัญญาณ

6.1.1 Abnormal automaticity

เซลล์หัวใจมีคุณสมบัติในการสร้างสัญญาณไฟฟ้าขึ้นมาเอง โดยปราศจากการกระตุ้นจากภายนอก เรียกคุณสมบัตินี้ว่า Automaticity สามารถเกิดได้ทั้งในภาวะปกติ (enhance normal automaticity) และผิดปกติ (abnormal automaticity) ในภาวะปกติก็จะเป็นตัวสร้างสัญญาณเป็น primary pacemaker ได้แก่ sinus node อัตราเร็ว 60-100 ครั้งต่อนาที หากมีการสร้างสัญญาณ

ผิดปกติ ช้าลงหรือเร็วเกินไป โดยมีสาเหตุได้แก่ ยา การลดลงของ extracellular K^+ หรือ ความผิดปกติของ autonomic nervous system tone เป็นต้น

Ectopic foci คือบริเวณที่สร้างไฟฟ้าขึ้นมาเองโดยไม่ได้รับสัญญาณจาก SA node ซึ่งมาจาก เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องบน ห้องล่างหรือ conducting cell การที่เซลล์เหล่านี้สร้างสัญญาณไฟฟ้าขึ้นมา อาจเกิดจาก SA node ถูกทำลาย เช่น การขาดเลือดจากโรคหลอดเลือดหัวใจอุดตัน ทำให้คุณสมบัติของ ion channel เปลี่ยนไป ทำให้ความชันใน phase 4 ของ fast response action potential เพิ่มขึ้น ซึ่งสาเหตุมาจาก เมื่อเซลล์ขาดเลือด ส่งผลให้เซลล์ขาด O_2 ดังนั้นปริมาณ ATP จึงลดลง การทำงานของ Na^+/K^+ ATPase ลดลง ทำให้ Na^+ คั่งภายในเซลล์ ส่งผลให้เกิด Na^+/Ca^{2+} exchanger โดยส่ง Na^+ ออกแลกเพื่อนำ Ca^{2+} เข้า จึงส่งผลทำให้เกิด Ca^{2+} overload ซึ่งสุดท้ายเป็นผลให้เกิด depolarization อย่างช้าๆ ในขณะพัก (phase 4 ของ fast response action potential) ส่งผลเพิ่ม intrinsic pacemaker rate ขึ้นมา ทำให้เซลล์ดังกล่าวสามารถสร้างสัญญาณขึ้นมาเองได้ ส่งผลทำให้เกิดหัวใจเต้นผิดจังหวะ (25)

6.1.2 Triggered Activity

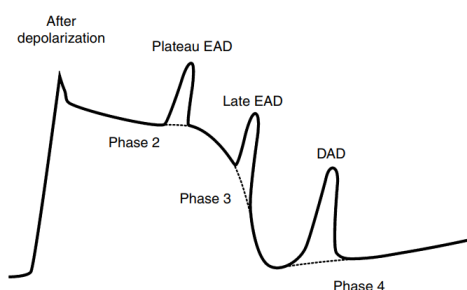
สาเหตุมาจาก after depolarization current ที่เกิดขึ้นในขณะที่เซลล์กำลังเกิด fast response action potential โดยจะปรากฏในระยะของ phase 2 3 และ 4 แบ่งเป็น 2 ชนิดขึ้นอยู่กับช่วงเวลาของการเกิด ได้แก่ 1) Early after depolarization (EAD) และ Delayed after depolarization (DAD)

1) Early after depolarization (EAD)

Early after depolarization (EAD) จะเกิดก่อนระยะ full repolarization ซึ่งเกิดขึ้นใน phase 2 (plateau EAD) และ phase 3 (late EAD) ของ cardiac action potential ดังภาพที่ 9 เป็นการเกิด depolarization ที่ซ้อนทับอยู่บน fast response action potential ตัวเดิมที่กำลังเกิดอยู่ การเกิด EAD มักจะสัมพันธ์กับการเกิด action potential duration ที่ยาวมากขึ้น จาก inward current มากกว่า outward current เช่น การเกิดเพิ่มขึ้นของ late sodium current (I_{Na}) calcium current (I_{Ca}) หรือ I_{NCX} และการลดลงของ calcium current (I_{Kr} , I_{Ks} , I_{K1}) ซึ่ง plateau EAD สาเหตุมาจาก inward L-type Ca current (I_{CaL}) เกิดการ reactive หรือสาเหตุจากการสูญเสียการทำงานของ I_{Kr} และรวมขึ้นความผิดปกติของพันธุกรรมของ Na channel (LQTS-3) ส่วน late EAD สาเหตุจาก Na^+/Ca^{2+} exchange current ($I_{Na/Ca}$) การเกิด EAD มักเกิดขึ้นเมื่อระยะเวลาของการเกิด repolarization นาน จึงพบ EAD ในผู้ที่มีภาวะ bradycardia (22)

2) Delayed after depolarization (DAD)

เป็น secondary upstroke ที่เกิดขึ้นในปลายระยะ phase 3 หรือเกิดขึ้นในระยะ phase 4 ซึ่งสาเหตุที่ทำให้เกิด DAD ได้แก่ เกิด Ca^{2+} overload ใน cytoplasm และ sarcoplasmic reticulum ซึ่งทำให้เกิด action potential ซึ่งเกิดเป็น spontaneous Ca^{2+} waves การเกิด DAD มีลักษณะเป็น low amplitude ซึ่งมักจะมักจะไม่ก่อให้เกิดอาการทางคลินิก แต่อย่างไรก็ตามถ้าเกิดจากรอยโรค เช่น myocardial ischemia, acidosis, hypomagnesemia, digitalis toxicity และการเพิ่มขึ้นของ catecholamine เมื่อมี triggered หรือสัญญาณไฟฟ้าเข้าไปกระตุ้นที่ phase 3 หรือ 4 จะก่อให้เกิด sustained tachycardia (15, 19) ดังภาพ 9



ภาพ 9 การเกิด After depolarization

ที่มา: Mohamed Kanj WS. (19)

6.2 Reentry

Reentry คือกลไกการเกิดโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่ action potential เกิดการ reactive หรือเกิดการกระตุ้นอยู่เสมอในพื้นที่ของหัวใจที่หมดระยะคือ (refractory period) ทำให้เซลล์หัวใจถูกกระตุ้นซ้ำและสร้างสัญญาณไฟฟ้าที่ผิดปกติขึ้นมา (22)

โดยปกติแล้วหัวใจมีระยะคือที่ยาวนาน ดังนั้นโอกาสที่เซลล์ที่เคยถูกกระตุ้นแล้ว จะถูกกระตุ้นอีกจึงมีน้อย เมื่อมีสัญญาณไฟฟ้าวนกลับเข้ามาใหม่ ในขณะที่เซลล์ก็ยังคงอยู่ในระยะคือ จึงไม่สามารถตอบสนองได้

ในการเกิด reentry เป็นการเกิด action potential ที่ไม่สามารถทำให้หยุดได้และสัญญาณนี้ได้ไปตกอยู่ในจุดที่สามารถกระตุ้นขึ้นได้ หรือทั้งหมดระยะ refractory period ทำให้เซลล์หัวใจถูกกระตุ้นซ้ำและสร้างสัญญาณไฟฟ้าที่ผิดปกติขึ้นมา โดย reentry จะเกิดขึ้นเมื่อมีองค์ประกอบดังนี้ 1. มีการส่งสัญญาณไฟฟ้าในหัวใจที่เกิดขึ้นคู่ขนานไปพร้อมๆกันในเวลาเดียวกัน 2.เส้นทางการส่งสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดคู่ขนานกันไป ต้องมีด้านใดด้านหนึ่งของทางที่ส่งสัญญาณถูกยับยั้งแบบทิศทาง

เดียว (unidirectional block) 3.ระยะเวลาที่ใช้ในการส่งสัญญาณไฟฟ้าไปจนถึงจุดที่สัญญาณวนกลับมาถึงบริเวณที่ถูกยับยั้งต้องนานกว่า refractory period

Reentry tachycardia สามารถเรียกได้หลายรูปแบบ เช่น reentrant excitation, reciprocating tachycardia, circus movement และ echo beats เป็นการเคลื่อนที่ของสัญญาณที่วนกลับมาจุดเดิมซ้ำๆ ซึ่งสามารถแบ่ง reentry ได้ 2 ชนิด ได้แก่ anatomical obstacle reentry และ functional obstacle reentry

3.1 Anatomical obstacle reentry จะมีความเกี่ยวข้องของเนื้อเยื่อที่มีคุณสมบัติของ refractoriness โดยจะเกิด excitation ได้ หลังจากบริเวณที่เกิด slow conduction หหมด refractory period แล้ว เช่น AV reentrant tachycardia ซึ่งสัมพันธ์กับ AV bypass tract, Atrioventricular Nodal Reentrant Tachycardia (AVNRT), Atrial Flutter (AFL), Ventricular tachycardia (VT) ที่มีจุดกำเนิดที่ His-Purkinje system (bundle branch reentrant VT) และ post-myocardial infarction VT ลักษณะรูปแบบของสัญญาณ reentry และอัตรา ขึ้นอยู่กับความเร็วของการนำสัญญาณ (conduction velocity) และระยะดีของหัวใจ

เงื่อนไขที่สามารถทำให้เกิด anatomical reentry ดังนี้

1. Unidirectional block คือมีการปิดกั้นไฟฟ้าแบบทิศทางเดียวในบางตำแหน่งของวงจร เช่นการขาดเจ็บ หรือภาวะขาดเลือดในบริเวณนั้น
2. สัญญาณไฟฟ้านั้นจะเดินทางไปเพียงทางเดียวแล้ววนกลับมาที่จุดเดิม
3. การเกิด tachycardia นั้นสามารถทำให้หยุดได้ หรือมีปัจจัยบางอย่างที่สามารถตัดวงจรนั้นได้

3.2 Functional obstacle reentry เป็น reentry ที่เกี่ยวข้องกับสัญญาณไฟฟ้าที่สามารถกระตุ้นให้เกิดหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด tachycardia ได้ หรือ premature electrical stimuli โดยสัญญาณนั้นไปตกที่เนื้อเยื่อที่มี shortened refractory period แล้วสัญญาณนั้นจะกระจายไปทั่วเหมือนคลื่น โดยพื้นที่และขนาด สามารถทำให้เกิด tachycardias มีความหลากหลาย

ปรากฏการณ์ reentry สามารถเกิดได้ในบริเวณเล็กๆ และในวงกว้าง เช่น เกิดหัวใจเต้นแบบพรีวซึ่งเกิดได้ทั้งหัวใจห้องบนและหัวใจห้องล่าง ซึ่งส่งผลกระทบต่อการทำงานของหัวใจ โดยหัวใจไม่สามารถบีบหรือสูบฉีดเลือดให้ออกไปเลี้ยงตามส่วนต่างๆได้อย่างเหมาะสม และยังทำให้เลือดตกค้างในห้องหัวใจ ส่งผลให้เกิดลิ่มเลือด ซึ่งลิ่มเลือดนี้เมื่อออกจากหัวใจ ล่องลอยไปตามกระแสเลือด ทำให้ไป

จุดต้นส่วนต่างๆ เช่นสมอง และปอด เป็นต้น หากไม่ได้รับการรักษาอย่างทันถ่วงที จะทำให้เสียชีวิตได้ (1, 15, 22)

7. คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram หรือ ECG)

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็นกราฟบันทึกแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจรวม รับสัญญาณจากอิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนัง โดยรูปแบบการวางอิเล็กโทรด เรียกว่า “lead” แบ่งออกเป็น Bipolar leads และ Unipolar leads

7.1 รูปแบบการวางอิเล็กโทรด

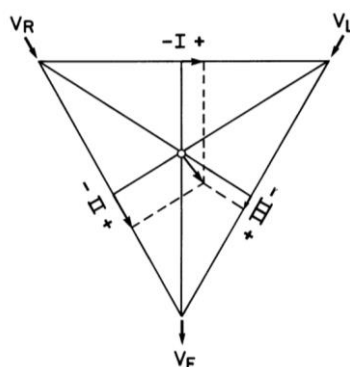
Bipolar leads เป็นการบันทึกอิเล็กโทรด 2 ขั้ว ที่ขั้วอ้างอิงเป็นขั้วลบและขั้วบันทึกเป็นขั้วบวก โดยวางตำแหน่งระยะยางค์ หรือเป็น limb electrodes ได้แก่ แขนขวา แขนซ้าย และขาซ้าย ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

Lead I มีทิศทางการบันทึกจากแขนขวาไปแขนซ้าย Lead II ทิศทางการบันทึกจากแขนขวาไปขาซ้าย และ Lead III ทิศทางการบันทึกจากแขนซ้ายไปขาซ้าย ดังภาพ 10

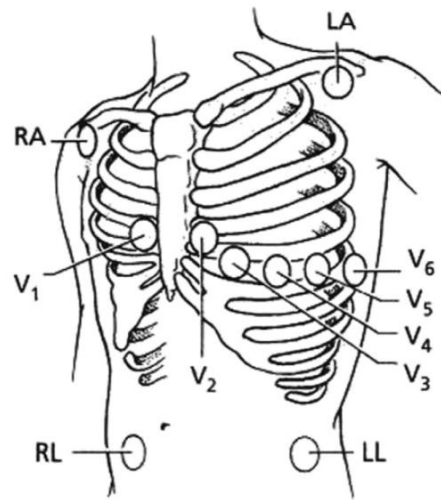
Unipolar leads เป็นการบันทึกอิเล็กโทรด 1 ขั้ว ที่เป็นขั้วบวกวางตามตำแหน่งต่างๆ ของร่างกาย แล้วเปรียบเทียบกับจุดศูนย์กลางที่มีค่าศักย์ไฟฟ้าเป็นศูนย์การวางอิเล็กโทรดของ unipolar leads มี 2 แบบ ได้แก่ augmented limb leads และ chest leads ดังนี้ (26)

Augmented limb leads ได้แก่ aVR มีทิศทางบันทึกจากศูนย์กลางชี้ขึ้นไปหาแขนขวา aVL มีทิศทางบันทึกจากศูนย์กลางชี้ขึ้นไปหาแขนซ้าย และ aVF มีทิศทางบันทึกจากศูนย์กลางชี้ขึ้นไปหาขาซ้าย โดยเมื่อรวมการบันทึกแบบ limb leads (I, II, III) กับการบันทึกแบบ augmented limb leads เข้าด้วยกันจะได้กับบันทึก ECG รวม 6 leads

Chest leads หรือ precordial leads ซึ่งเป็นการบันทึกจากขั้วบนหน้าอก 6 ตำแหน่ง เรียกว่า V1 ถึง V6 โดยเป็นการบันทึกแนวระนาบขวางลำตัว โดยวางตำแหน่งตามภาพ 11



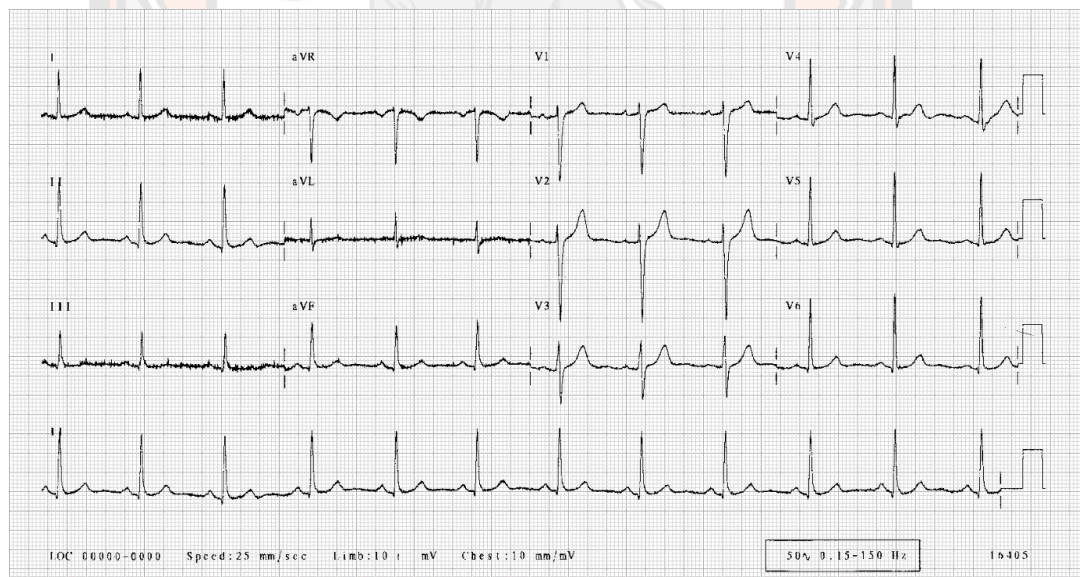
ภาพ 10 Einthoven's triangle แสดงการรับสัญญาณไฟฟ้าของ limb leads



ภาพ 11 ตำแหน่งอิเล็กโทรดในการรับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

ที่มา : Drew BJ. Et al. (27)

การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 lead มาตรฐาน ได้แก่ lead I II III aVR aVL aVF V1-V6 ดังภาพ 12



ภาพ 12 คลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน 12 lead

7.2 ส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ประกอบด้วย คลื่น P คลื่น QRS และคลื่น T มีรายละเอียดดังนี้

7.2.1 คลื่น P (P wave)

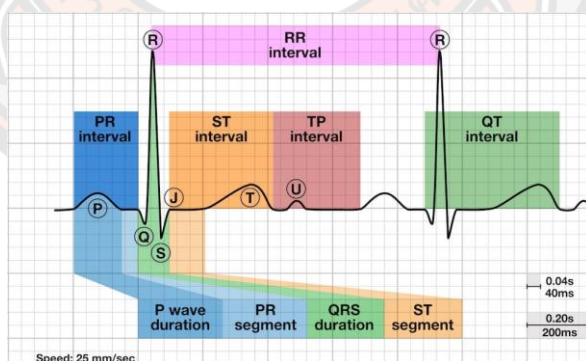
จุดเริ่มต้นของการเกิดไฟฟ้าหัวใจ เกิดจาก sinoatrial (SA) node สร้างสร้างสัญญาณไฟฟ้าขึ้นมา แล้วแพร่กระแสไฟฟ้าไปทั่วหัวใจห้องบน เกิดการบีบตัวของหัวใจห้องบนหรือ atrial depolarization ซึ่งสัมพันธ์กับการเกิด phase 0 ของ fast response action potential ของหัวใจห้องบน P wave มีลักษณะเป็นคลื่นรูปโค้ง ความกว้างของคลื่นปกติน้อยกว่าหรือเท่ากับ 0.12 วินาที ซึ่งรูปคลื่นหัวใจตั้งใน lead I และ II และหัวกลับใน lead aVR

7.2.2 คลื่น QRS (QRS complex)

เกิดจากผลรวมของ ventricular depolarization ประกอบด้วย 3 คลื่น ได้แก่ คลื่น Q ที่มีขนาดเล็กหัวกลับ เกิดจากผลรวมของ depolarization ของ ventricular septum เนื่องจากกล้ามเนื้อหัวใจฝั่งซ้ายมี conducting cell มีขนาดใหญ่กว่าและมี gap junction จำนวนมากกว่าด้านขวา การส่งสัญญาณจึงมีทิศทางจากซ้ายไปขวาและย้อนกลับขึ้นไปด้านบน คลื่น R ที่หัวตั้งเกิดจากผลรวม depolarization จากส่วนปลายของ Ventricular septum ลงสู่ apex สัมพันธ์กับการเกิด phase 0 ของ fast response action potential ของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง และคลื่น S ที่หัวกลับขนาดเล็ก เกิดจากผลรวม ventricular depolarization ตามปกติแล้ว QRS duration น้อยกว่า 0.08 วินาที ขนาดหรือแอมพลิจูดของ R wave ใน lead I ประมาณ 1.5 มิลลิโวลต์ ใน lead aVL ประมาณ 1.0 มิลลิโวลต์

7.2.3 คลื่น T (T wave)

เป็นคลื่นแสดงการเกิด ventricular repolarization หัวตั้งใน lead I และ II



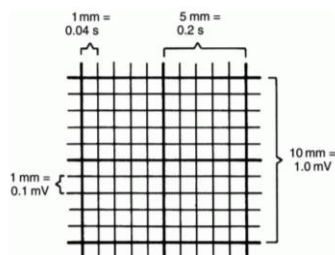
ภาพ 13 แต่ละส่วนของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ที่มา : Cadogan M. (28)

8. การแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐานจะถูกบันทึกด้วยความเร็ว 25 มิลลิเมตร/วินาที หรือ 50 มิลลิเมตร/นาที่ โดยตารางช่องเล็ก (small box) มีความกว้าง 1 มิลลิเมตร เท่ากับ 0.04 วินาที หรือ

40 มิลลิวินาที ความสูง 1 มิลลิเมตร เท่ากับ 0.1 มิลลิโวลต์ ช่องใหญ่ (large box) มีความกว้าง 5 มิลลิเมตร เท่ากับ 0.2 วินาที ความสูง 10 มิลลิเมตร เท่ากับ 1 มิลลิโวลต์ ดังภาพ 14



ภาพ 14 ตารางบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน

ที่มา : Wagner GS et al. (29)

ในการแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้องพิจารณา ดังนี้

8.1 อัตราและความสม่ำเสมอ

การคำนวณการเต้นของหัวใจ จะนับจากตารางกล่องเล็ก จาก R ถึง R แล้วคำนวณจาก 1500/จำนวน small box ดังตัวอย่างภาพ 15 เมื่อนับจาก R ในคลื่นแรกถึง R คลื่นถัดมา มี small box 25 ช่อง จากการคำนวณ $1500/25$ เท่ากับ 60 ครั้งต่อนาที



ภาพ 15 อัตราการเต้นของหัวใจ 60 ครั้ง/นาที

ที่มา: Jones SA. et al. (30)

ในกรณีที่อัตราการเต้นของหัวใจไม่สม่ำเสมอ ให้นับ R ใน 6 วินาทีหรือ 30 ช่องใหญ่ แล้วคูณ 10 ดังภาพ 16 ใน 6 วินาที มีคลื่น R มี 7 ตัว ดังนั้นอัตราการเต้นของหัวใจเท่ากับ 70 ครั้งต่อนาที



ภาพ 16 อัตราการเต้นของหัวใจ 70 ครั้ง/นาที

อัตราการเต้นของหัวใจปกติ อยู่ที่ 60 – 100 ครั้ง/นาที หากอัตราการเต้นของหัวใจ น้อยกว่า 60 ครั้ง/นาที จะเรียกว่า bradycardia หากอัตราการเต้นของหัวใจมากกว่า 100 ครั้ง/นาที เรียกว่า tachycardia ความสม่ำเสมอของอัตราการเต้นของหัวใจพิจารณาจาก R-R interval และ P-P interval

8.2 ลักษณะคลื่น (Morphology)

ในการแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้องพิจารณาลักษณะของรูปคลื่นว่าปกติหรือไม่

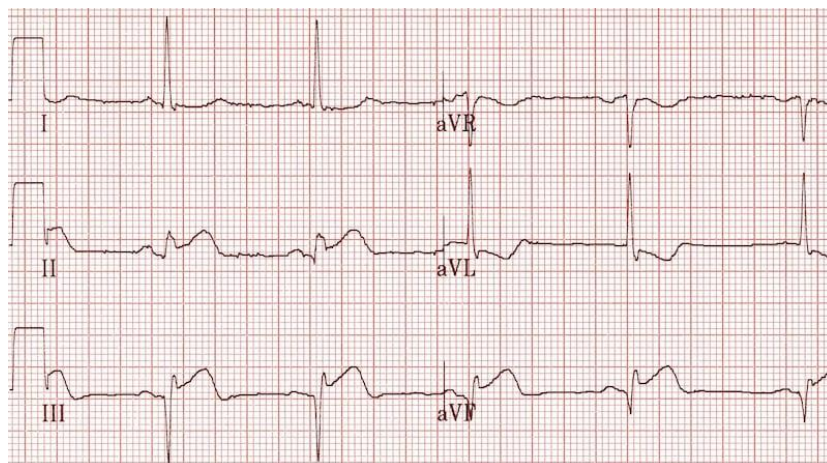
P wave: มองเห็นชัดเจน monophasic ในทุก lead มีแอมพลิจูดประมาณ 0.25 มิลลิโวลต์ ความกว้างไม่เกิน 0.12 วินาที กราฟหัวตั้งใน lead I, II avF และ V4-V6 และหัวกลับใน aVR

Q wave: มีทิศทางตรงข้ามกับ R wave โดยแอมพลิจูดของ Q wave ควรต่ำกว่า 0.4 มิลลิโวลต์ ใน limb lead และอาจเท่ากับ 0.5 มิลลิโวลต์ ใน lead III ความกว้างของ Q wave ประมาณ 0.04 วินาที ในกรณีที่ Q wave มากกว่า 0.04 วินาที ขนาด 2 มิลลิเมตรหรือลึกมากกว่า 25% ของ QRS complex ต้องพิจารณากล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด จากภาพ พบ Q wave ใน inferior leads ที่มีความลึก ซึ่งพบในผู้ป่วยกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดฉับพลัน

R wave: พิจารณาความสูงของแอมพลิจูดของ R wave เพราะเกี่ยวข้องกับความหนาของกล้ามเนื้อหัวใจ

S wave: แอมพลิจูดไม่ควรเกิน 0.9 มิลลิโวลต์

ST segment: เมื่อเทียบกับระดับ isoelectric line สูงหรือต่ำกว่าอย่างมีนัยสำคัญหรือไม่ เพราะเกี่ยวข้องกับโรคหลอดเลือดหัวใจ



ภาพ 17 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Inferior Q waves (II, III, aVF) with ST elevation ในผู้ป่วย acute MI

ที่มา : Burns E. et al. (31)

8.3 ระยะเวลา Interval หรือ duration และส่วน (segment) ต่างๆของ ECG

ช่วงเวลา ในการแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ใช้หน่วย วินาที บ่งชี้ระยะเวลาในการสร้างและส่งสัญญาณไฟฟ้าที่ตำแหน่งต่างๆ บน ECG เรียกว่า segment

PR interval

เมื่อหัวใจห้องบนเกิด depolarization สมบูรณ์แล้ว จะเกิดการ delay ของสัญญาณจากห้องบนลงห้องล่างประมาณ 0.1 ถึง 0.15 วินาที โดยผ่าน AV node ณ จุดนี้จะไม่มีความต่างศักย์ภายนอกเซลล์เกิดขึ้น จาก ECG พบว่าช่วงนี้จะเกิด isoelectric line ระยะเวลาของ PR interval จะเริ่มวัดตั้งแต่จุดเริ่มต้นของคลื่น P ถึงจุดเริ่มต้นของ QRS ค่าปกติอยู่ที่ 0.12 ถึง 0.20 วินาที ถ้าหากมีค่ามากกว่า 0.20 วินาที อาจเกิดจากความผิดปกติในการส่งสัญญาณผ่าน conducting system บริเวณ AV node

QRS duration

ระยะเวลาตั้งแต่การเกิด Q wave จนสิ้นสุด S wave ซึ่งเป็นระยะเวลาที่หัวใจห้องล่างเกิด depolarization ค่าปกติ 0.1-0.11 วินาที

J point

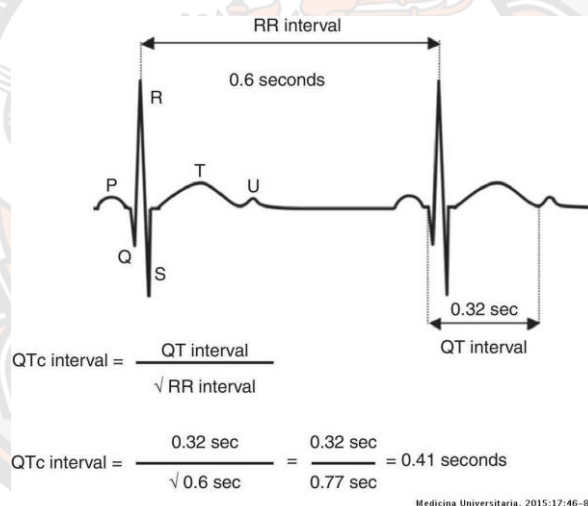
จุดเชื่อมต่อระหว่าง QRS complex กับ ST segment โดยทั่วไปจะอยู่ระดับเดียวกับ baseline

ST segment

จุดสิ้นสุด QRS complex จนถึงจุดเริ่มต้นของ T wave ระยะนี้จะตรงกับระดับเดียว isoelectric line ถ้า ST segment เปลี่ยนไป เช่น เกิด ST segment elevation หรือเกิด ST segment depression อาจแสดงถึงความผิดปกติของกล้ามเนื้อหัวใจ

QT interval

ตั้งแต่จุดเริ่มต้นของ QRS complex ไปถึงจุดสิ้นสุด T wave ซึ่งเป็นช่วงเวลาที่หัวใจห้องล่างใช้ในการเกิด depolarisation และ repolarisation อย่างสมบูรณ์ เมื่ออัตราการเต้นของหัวใจเร็วขึ้น QT interval จะสั้นขึ้น หากอัตราการเต้นของหัวใจช้าลง QT interval จะยืดขึ้น ดังนั้นในการหา QT interval จะต้องคำนวณจากอัตราการเต้นของหัวใจ จาก Corrected QT interval (QTc) = QT interval / $\sqrt{\text{RR interval}}$ โดยใช้เป็นหน่วย วินาที ตัวอย่าง ดังภาพที่ 18 QT interval 0.32 วินาที RR interval 0.6 วินาที เมื่อคำนวณ QTc แล้ว ได้เท่ากับ 0.41 วินาที



ภาพ 18 ตัวอย่างการคำนวณ QTc

ที่มา : Rodríguez-Balderrama I. et al. (32)

RR interval

ระยะจาก R wave หนึ่ง ไปถึง R wave หนึ่ง ถัดไป เท่ากับระยะเวลาที่หัวใจใช้ในการทำงานครบ 1 วนรอบ โดย RR interval ที่สั้นยาวไม่เท่ากัน อาจเป็นสัญญาณบ่งชี้ถึงโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ อย่างไรก็ตาม ในคนปกติ อาจจะมี RR interval ที่แตกต่างกันบ้างตามจังหวะการหายใจ กล่าวคือ RR interval ขณะหายใจเข้าจะสั้นกว่า RR interval ขณะหายใจออก (26)

8.4 QRS axis

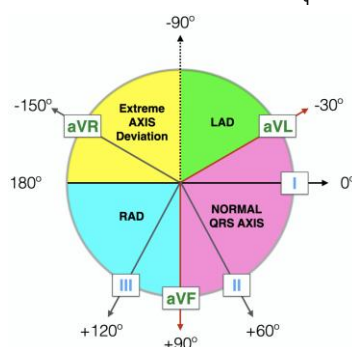
QRS axis คือทิศทางผลลัพธ์ของ QRS vector หรือเป็นแกนไฟฟ้ารวมของหัวใจในแนว frontal plane จากการเกิด depolarization ขณะที่หัวใจห้องล่างถูกกระตุ้น จาก AV node ลงสู่ apex และเฉียงไปทางซ้าย ซึ่งเริ่มจากการพิจารณา QRS complex ของ lead I และ lead aVF เป็นหลัก

Normal hear axis คือ QRS complex ที่วัดจาก lead I และ aVF เป็นกราฟหัวตั้ง ซึ่งแกนไฟฟ้าของหัวใจปกติอยู่ที่ -30 ถึง $+90$ องศา

Left axis deviation (LAD) คือ QRS complex ที่วัดจาก lead I เป็นกราฟหัวตั้ง ส่วน aVF เป็นกราฟหัวกลับ ทั้งนี้ให้พิจารณา lead II ร่วมด้วย แกนไฟฟ้าของหัวใจทำมุม -90 องศา ถึง -30 องศา ถ้า lead II หัวกลับ แกนไฟฟ้าหัวใจอยู่ในช่วง LAD แต่ถ้า lead II หัวตั้ง แสดงว่าแกนไฟฟ้าหัวใจอยู่ในช่วงปกติ LAD จะพบในภาวะหัวใจห้องล่างซ้ายโต (left ventricular hypertrophy) เนื่องจากเมื่อหัวใจห้องล่างซ้ายโต จะเกิด depolarisation มากกว่าปกติ จึงดึงแกนไฟฟ้าไปทางซ้าย อย่างไรก็ตาม LAD อาจพบในผู้ที่มีขนาดหัวใจและการทำงานของปกติ

Right axis deviation (RAD) คือ QRS complex ที่วัดจาก lead I เป็นกราฟหัวกลับ และใน lead aVF เป็นกราฟหัวตั้ง แกนไฟฟ้าหัวใจทำมุม $+90$ ถึง $+180$ องศา RAD พบใน ภาวะหัวใจห้องล่างขวาโต (right ventricular hypertrophy) นอกจากนี้ สาเหตุอื่นๆ ได้แก่ กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างตาย ทำให้เกิด depolarisation ได้น้อยลง การ depolarization ห้องล่างขวาจึงเด่นกว่า ส่งผลให้แกนไฟฟ้าเอียงมาทางขวา ภาวะที่เกี่ยวข้องกับปอด ได้แก่ ภาวะลิ่มเลือดอุดตันที่ปอด ภาวะความดันปอดสูง ทำให้เลือดออกจากห้องล่างขวาได้ยาก ห้องล่างขวาก็ทำงานหนัก สัญญาณไฟฟ้าจึงเกิดมากขึ้น แกนไฟฟ้าจึงเอียงไปทางขวา อย่างไรก็ตาม RAD อาจพบในผู้ที่มีขนาดหัวใจและการทำงานของปกติ

Extreme axis หรือ northwestern axis คือ QRS complex ที่วัดจาก lead I เป็นกราฟหัวกลับและ lead aVF เป็นกราฟหัวกลับ แกนไฟฟ้าหัวใจทำมุม $+180$ ถึง -90 องศา



ภาพ 19 แกนไฟฟ้าหัวใจ

ที่มา : Cadogan M. et al. (33)

8.5 Chamber enlargement

สาเหตุของห้องหัวใจโต เกิดจากปริมาณของเลือดที่เพิ่มขึ้นภายในห้องหัวใจ (volume overload) หรือความต้านทานของหลอดเลือดเพิ่มขึ้น (pressure overload) ทำให้กล้ามเนื้อต้องบีบตัวเพิ่มขึ้น กล้ามเนื้อหัวใจหนาขึ้น (hypertrophy) ซึ่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถประเมินขนาดของห้องหัวใจโตได้ โดยมีรายละเอียดดังนี้

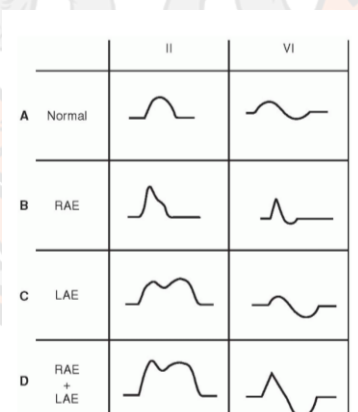
หัวใจห้องบนขวาโต (Right atrial enlargement, RAE)

คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดง tall P wave สูงมากกว่า 2.5 มิลลิเมตร ซึ่งเรียกว่า P pulmonale ใน limb lead หรือใน lead II III และ aVF P wave ใน V1 สูงมากกว่า 1.5 มิลลิเมตร ดังภาพ 20 ในกรณีศึกษาดังภาพ 21 ผู้ป่วยมีภาวะ pulmonary hypertension จากการเกิดลิ้นเลือดอุดตันปอด คลื่นไฟฟ้าหัวใจ แสดง tall positive P wave ใน lead V1 (34)

หัวใจห้องบนซ้ายโต (Left atrial enlargement, LAE)

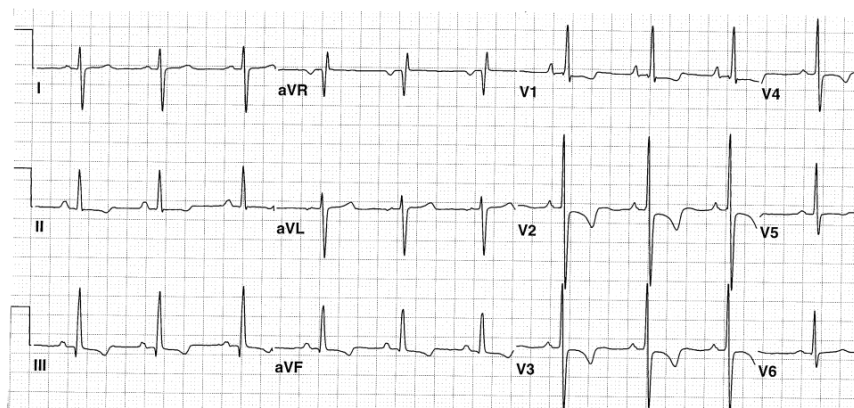
คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดง notched หรือ biphasic ของ P wave ซึ่งเรียกว่า P mitrale ใน lead II และมี duration กว้างมากกว่า 0.12 วินาที เกิด negative portion ใน V1 ดังภาพ 20

ในกรณีที่ทั้งหัวใจห้องบนขวาและซ้ายโตผิดปกติ คลื่นไฟฟ้าจะแสดงลักษณะ biphasic ของ P wave ใน V1 สูงมากกว่า 1.5 มิลลิเมตร และสูงมากกว่า 2.5 มิลลิเมตร ใน limb lead มี duration มากกว่า 0.12 วินาที ดังภาพ 20



ภาพ 20 รูปแบบของ P wave ในหัวใจห้องบนโตผิดปกติ

ที่มา: Wagner GS. et al (29)



ภาพ 21 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงลักษณะ RAE และ RVE

ที่มา: Surawicz B. et al (34)

หัวใจห้องล่างขวาโต (Right ventricular enlargement, RVE)

การวินิจฉัยหัวใจห้องล่างขวาโต จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จะพิจารณาจากแอมพลิจูดดังนี้ (35)

- R wave ใน V1 + S wave ใน V5 หรือ V6 มากกว่า 10.5 มิลลิเมตร
- R/S ration ใน V1 มากกว่า 1
- R/S ration ใน V5 หรือ V6 น้อยกว่า 1
- แอมพลิจูดของ R wave ใน V1 มากกว่า 6 มิลลิเมตร

หัวใจห้องล่างซ้ายโต (Left ventricular enlargement, LVE)

การวินิจฉัยหัวใจห้องล่างซ้ายโต จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จะพิจารณาจากแอมพลิจูดหรือ Voltage criteria (36)

ใน Limb lead มีเกณฑ์พิจารณาดังนี้

- R wave ใน lead I + S wave ใน lead II มากกว่า 2.5 มิลลิโวลต์
- R wave ใน aVL มากกว่า 1.1 มิลลิโวลต์
- R wave ใน aVF มากกว่า 2.0 มิลลิโวลต์
- S wave ใน aVR มากกว่า 1.4 มิลลิโวลต์

ใน Precordial lead มีเกณฑ์พิจารณาดังนี้

- S wave ใน V1 + R wave ใน V5 หรือ V6 มากกว่า 3.5 มิลลิโวลต์
- R wave ใน V5 หรือ V6 มากกว่า 2.6 มิลลิโวลต์
- R wave ที่ใหญ่ที่สุด + S wave ที่ใหญ่ที่สุดใน precordial lead มากกว่า 4.5 มิลลิโวลต์
- นอกจากนี้ยังพบ ST segment depression และ T wave inversion ใน left precordial lead

9. โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่มีจุดกำเนิด SA node

Normal sinus rhythm (NSR)

อัตราการเต้นของหัวใจอยู่ในช่วง 60-100 ครั้ง/นาที โดยมีอัตราการสม่ำเสมอ P wave หัวตั้งใน lead II PR interval ปกติ (0.12-0.20 วินาที) และ QRS duration ปกติ (0.06-0.10 วินาที) ดังภาพ 22



ภาพ 22 Normal sinus rhythm

9.1 Sinus Bradycardia

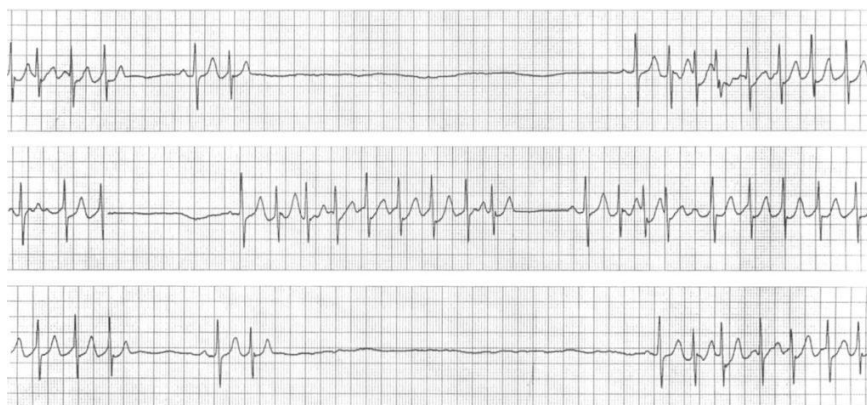
เกิดจาก SA node สร้างสัญญาณไฟฟ้าได้ช้ากว่าปกติ คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะแสดงอัตราการเต้นของหัวใจช้ากว่า 60 ครั้งต่อนาที P wave หัวตั้งใน lead II PR interval ปกติ QRS duration ปกติ โดย sinus bradycardia พบได้ในนักกีฬาหรือในขณะหลับ

9.2 Sinus Tachycardia

เกิดจาก SA node สร้างสัญญาณไฟฟ้าได้เร็วกว่าปกติ โดยมีอัตราการเต้นของหัวใจสม่ำเสมอมากกว่า 100 ครั้งต่อนาที P wave หัวตั้งใน lead II PR interval ปกติ QRS duration ปกติ พบได้จากการออกกำลังกาย ความเครียด เป็นไข้ ภาวะพร่องออกซิเจน (hypoxemia) ภาวะของเหลวในร่างกายพร่อง (hypovolemia) และภาวะหัวใจล้มเหลว (cardiac failure)

9.3 Sinus Pause (Sinus arrest)

เมื่อ SA node ผิดปกติในการสร้างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ หรือเกิดการ pause มากกว่า 3 วินาที ระยะ PR interval ปกติ QRS duration ปกติ ดังภาพ 23 อัตราการเต้นของหัวใจปกติหรือช้า ขึ้นอยู่กับระยะเวลาและความถี่ที่เกิดการ pause ซึ่งเป็นสาเหตุที่ทำให้เลือดออกจากหัวใจน้อยลง เกิดอาการวิงเวียนศีรษะ หน้ามืด

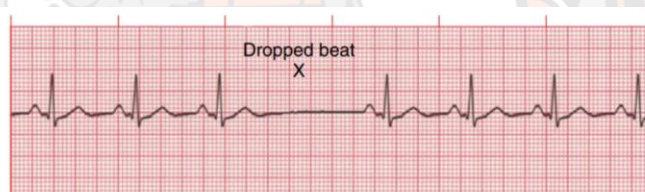


ภาพ 23 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Bradycardia-tachycardia syndrome

ที่มา: Tse G. et al. (37)

9.4 Sinoatrial (SA) block

เมื่อ SA node ผิดปกติในการสร้างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ในบางครั้ง SA node ไม่สามารถสร้างสัญญาณขึ้นมาได้ อัตราการเต้นของหัวใจปกติหรือช้า ขึ้นอยู่กับระยะเวลาและความถี่ที่เกิดการ SA block ระยะ PR interval ปกติ QRS duration ปกติ



ภาพ 24 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ SA block

ที่มา: Jones SA. et al. (30)

10. โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่มีจุดกำเนิดบริเวณหัวใจห้องบน

โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่มีจุดกำเนิดหัวใจห้องบน จะพบลักษณะของ P wave ที่มีรูปร่างหลากหลาย ในกรณีที่ไม่มี ventricular conduction disturbances จะพบ QRS duration ปกติ

10.1 Wandering Atrial Pacemaker

ในกรณีที่ SA node ไม่สามารถสร้างสัญญาณได้ตามปกติ หัวใจห้องบนจะสร้างไฟฟ้าขึ้นมาแทน (latent pacemaker) จากภาพ 25 พบว่า ลักษณะของ P wave มี 3 รูปแบบ PR interval ไม่เท่ากัน ระยะ QRS duration ปกติ (30)



ภาพ 25 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงการสร้างสัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจห้องบน

ที่มา : Jones SA. et al. (30)

10.2 Multifocal Atrial Tachycardia (MAT)

มีลักษณะเหมือน Wandering Atrial Pacemaker แต่มีอัตราการเต้นของหัวใจมากกว่า 100 ครั้งต่อนาที MAT จะคล้ายกับ Atrial fibrillation แต่ MAT จะเห็น P wave ชัดเจน แต่มีรูปร่างแตกต่างกัน ดังภาพ 26 มักพบในผู้ป่วย chronic obstructive pulmonary disease (COPD) และโรคหัวใจขาดเลือดฉับพลัน (38)



ภาพ 26 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Multifocal Atrial Tachycardia

ที่มา: Burns E. et al. (39)

10.3 Premature Atrial Contraction (PAC)

หลังจากเกิด PAC จะตามด้วย sinus rhythm ลักษณะ P wave ของ PAC มักแตกต่างจาก P wave ของ sinus rhythm ดังภาพ 27 ในผู้ป่วยโรคหัวใจ การเกิด PAC บ่อย อาจจะทำให้เกิด paroxysmal supraventricular tachycardia (SVT) AF หรือ atrial flutter



ภาพ 27 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีการเกิด PAC

ที่มา: Buttner R. et al. (40)

10.4 Atrial Tachycardia (AT)

เมื่อเซลล์ในหัวใจห้องบนสามารถสร้างสัญญาณไฟฟ้าได้เร็วกว่า SA node จนกลายเป็น dominant pacemaker ด้วยอัตราการเต้นของหัวใจสม่ำเสมอที่ 100-250 ครั้งต่อนาที ลักษณะ P wave เมื่อกันทุกตัวแต่อาจจะแตกต่างกับ P wave ที่มาจาก SA node ดังภาพ 28 ที่ P wave หัวกลับ อัตราการเต้นของหัวใจมากกว่า 100 ครั้งต่อนาที กลไกการเกิด AT เช่น จาก automatic หรือ triggered activity หรือ reentry สามารถเกิดในผู้ที่มีหรือไม่มีรอยโรคในหัวใจ (structural heart disease) สามารถพบใน ภาวะ hypoxia โรคปอด หรือสารกระตุ้นต่างๆ เช่น คาเฟอีน แอลกอฮอล์ หรือในภาวะ heightened sympathetic tone เป็นต้น (41)

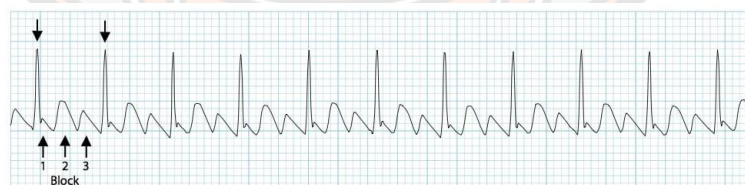


ภาพ 28 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ AT

ที่มา: Liwanag M. et al. (41)

10.5 Atrial Flutter

Atrial Flutter เกิดขึ้นเมื่อสัญญาณจากหัวใจห้องบนสามารถผ่าน AV node ลงหัวใจห้องล่าง อัตราส่วน 2:1 3:1 4:1 หรือ มากกว่านั้น ลักษณะ P wave เหมือนฟันเลื่อย หรือ saw toothed ระยะ QRS duration ปกติ ยกเว้นในกรณีที่ P wave แทรกรวมกับ QRS complex



ภาพ 29 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Atrial flutter with a 3:1 block

ที่มา: Buttner R. et al. (42)

10.6 Atrial Fibrillation (AF)

เกิดจากหัวใจห้องบนสร้างสัญญาณไฟฟ้าขึ้นมาหลายจุด ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ไม่เห็น P wave ที่ชัดเจน อัตราการเต้นของหัวใจไม่สม่ำเสมอ หรือเกิด Irregular RR interval โดยอัตราการเต้นของห้องบนมากกว่า 350 ครั้งต่อนาที ส่วนอัตราการเต้นของห้องล่างไม่แน่นอน อย่างน้อย 30 วินาที ดังภาพ 30

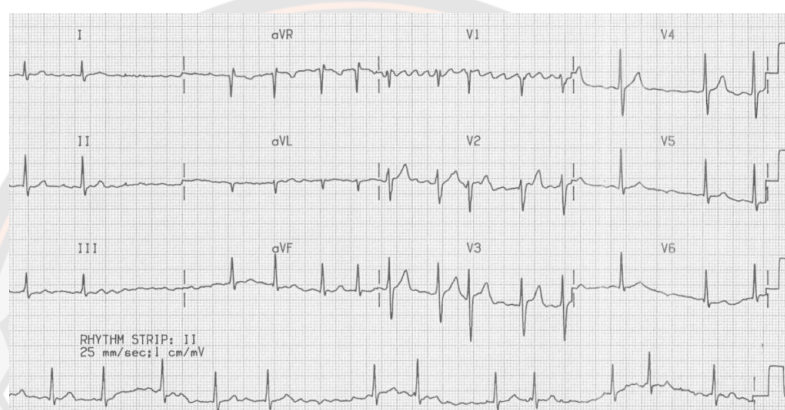
ชนิดของ AF ได้แก่

Paroxysmal: AF หยุดเองหรือทำให้หยุดได้ ภายใน 7 วัน

Persistent: AF ที่เกิดมากกว่า 7 วัน ในแต่ละครั้งที่ทำให้หยุดต้องใช้ cardioversion หรือ ไซยา

Long-standing permanent: เป็น AF มากกว่า 12 เดือน ซึ่งอยู่ในขั้นตอนรักษาโดยการควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ

Permanent: AF ที่ไม่มีการเกิด sinus rhythm โดยแพทย์และผู้ป่วยไม่ตัดสินใจว่าจะไม่พยายามรักษาให้กลับมาเต้นเป็นปกติ (43)

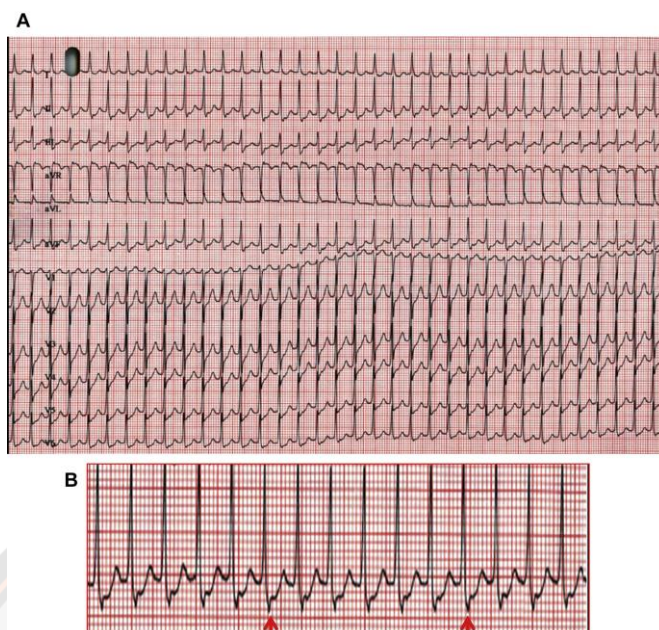


ภาพ 30 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดง AF

ที่มา: Burns E. et al. (44)

10.7 Atrioventricular nodal reentrant tachycardia (AVNRT)

AVNRT เป็นโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่อยู่ในกลุ่ม narrow complex tachycardia โดยมี QRS duration น้อยกว่า 120 มิลลิวินาที โดย QRS แต่ละตัวมีลักษณะ (morphology) ที่เหมือนกันทุกตัว โดยอัตราเร็วอยู่ที่ 100 ถึง 280 ครั้งต่อนาที เฉลี่ยอยู่ที่ 170 ครั้งต่อนาที มักไม่เห็น P wave หรือ P wave อยู่ติดกับ QRS มาก หรืออาจจะแทรกตัวอยู่หลัง QRS (45) ดังภาพที่ 31

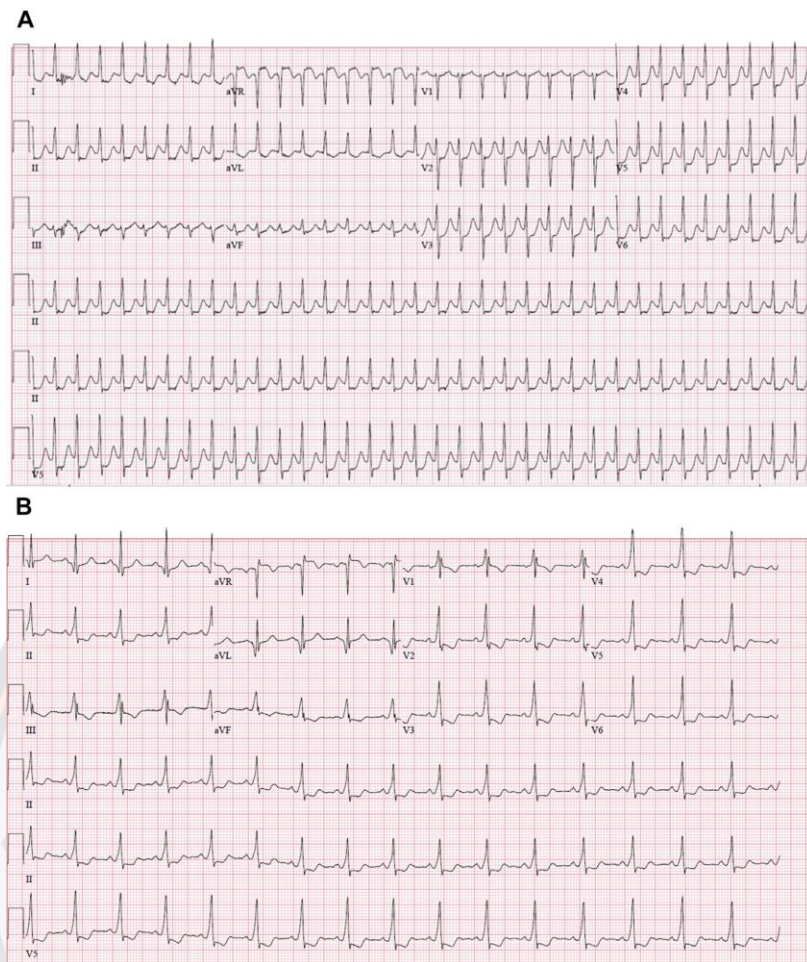


ภาพ 31 คลื่นไฟฟ้าหัวใจในผู้ป่วย AVNRT

ที่มา : Shenasa M. et al. (46)

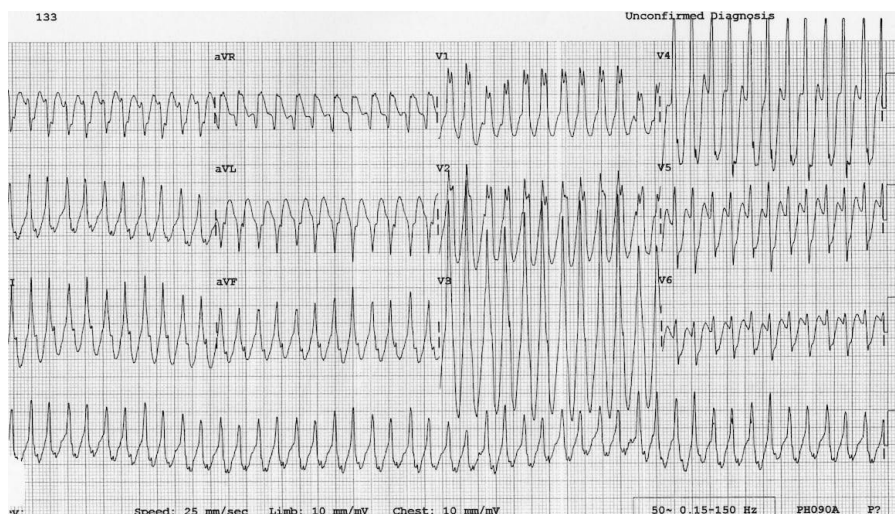
10.8 Atrioventricular Reentrant Tachycardia (AVRT)

AVRT เป็นโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่มีกลไกการเกิดเกี่ยวข้องกับ accessory pathway (AP) หรือ accessory bypass tract ที่เชื่อมต่อกับหัวใจห้องบนและห้องล่าง ซึ่งสามารถนำสัญญาณไฟฟ้าได้ โดยทิศทางของการนำสัญญาณจะได้รูปแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 แบบ ได้แก่ Orthodromic AVRT ดังภาพที่ 32 และ Antidromic AVRT ดังภาพที่ 33 ซึ่งจะกล่าวรายละเอียดให้หัวข้อถัดไปเรื่องโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Atrioventricular Reentrant Tachycardia (AVRT)



ภาพ 32 ภาพ (A) คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ขณะเกิด Orthodromic AVRT (B) คลื่นไฟฟ้าหัวใจในผู้ป่วยคนเดิม ขณะ Sinus rhythm

ที่มา: Li HY.et al. (46)

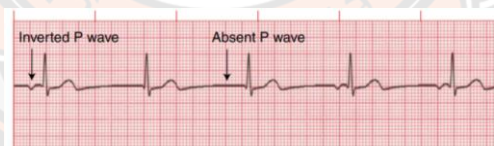


ภาพ 33 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในผู้ป่วยอายุ 5 ปี ขณะเกิด Antidromic AVRT ที่
ที่มา: Arruda MS. Et al. (47)

11. โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่เกิดบริเวณ AV node

11.1 Junctional Rhythm

เมื่อ SA node และหัวใจห้องบน ไม่สามารถสร้างสัญญาณไฟฟ้าได้ตามปกติ AV node จึงสร้างสัญญาณขึ้นมาแทน โดยอัตราการเต้นของหัวใจสม่ำเสมอ 40-60 ครั้งต่อนาที คลื่นไฟฟ้าหัวใจ อาจจะไม่ปรากฏหรือปรากฏ P wave หรือ P wave หัวกลับ ดังภาพ 34



ภาพ 34 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Junctional rhythm

ที่มา: Jones SA. et al. (30)

11.2 Accelerated Junctional Rhythm / Junctional Tachycardia

Accelerated Junctional Rhythm ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจคล้ายกับ Junctional Rhythm คือ P wave หัวกลับ แต่อัตราการเต้นของหัวใจอยู่ที่ 61-100 ครั้งต่อนาที ส่วน Junctional Tachycardia อัตราการเต้นของหัวใจมากกว่า 101 ครั้งต่อนาที จากภาพ 35 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ พบ P wave หัวกลับที่มาก่อน QRS complex อัตราการเต้นของหัวใจ 115 ครั้งต่อนาที



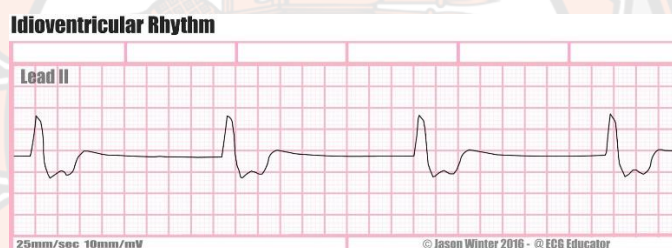
ภาพ 35 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Accelerated Junctional Rhythm

ที่มา: Buttner R. et al. (48)

12. โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่เกิดหัวใจห้องล่าง

12.1 Idioventricular rhythm

เมื่อหัวใจห้องล่างสร้างสัญญาณขึ้นมาเอง QRS complex จะมากกว่า 0.10 วินาที ไม่พบ P wave ในกรณีที่พบ P wave จะไม่สัมพันธ์กับ QRS complex ดังภาพ 36 อัตราการเต้นของหัวใจใน Idioventricular rhythm อยู่ที่ 20-40 ครั้งต่อนาที

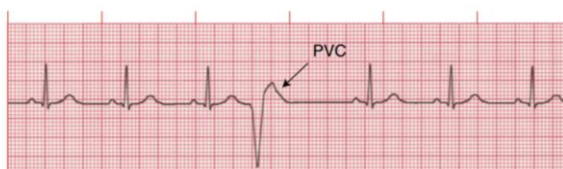


ภาพ 36 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดง Idioventricular rhythm

ที่มา : Winter J. et al. (49)

12.2 Premature ventricular contraction (PVC)

PVC เกิดจากหัวใจห้องล่างสร้างสัญญาณไฟฟ้าเองในบางจุด โดย PVC จะแทรกขณะเกิด sinus rhythm เมื่อเกิด PVC แล้วจะเกิด pause ในระยะเวลาสั้นๆ แล้วตามด้วย sinus rhythm เช่นเดิม ลักษณะของ PVC จะไม่พบ P wave สามารถเกิดรูปร่างเดียวหรือหลายรูปร่างได้ ดังภาพ 37



ภาพ 37 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ PVC

ในรูปแบบที่เกิด PVC 1 beat ทุกๆ 2 beat เรียกว่า bigeminy PVC ดังภาพ 35 รูปแบบที่เกิด PVC 1 beat ทุกๆ 3 beat เรียกว่า Trigeminy PVC ดังภาพ 38 ในรูปแบบที่ PVC เกิดเป็นคู่ เรียกว่า Couplets PVC ดังภาพ 37



ภาพ 38 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Bigeminy PVC

ที่มา: Jones SA. et al. (30)



ภาพ 39 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Trigeminy PVC

ที่มา: Jones SA. et al. (30)

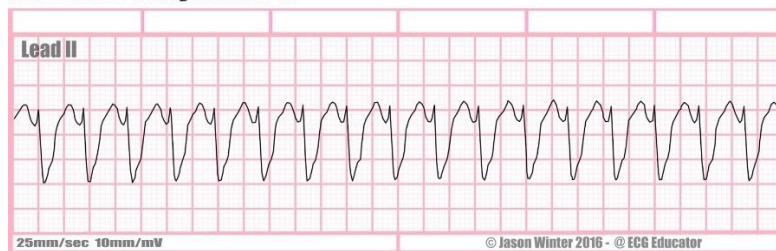


ภาพ 40 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Couplets PVC

ที่มา: Jones SA. et al. (30)

12.3 Ventricular Tachycardia (VT)

ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ VT เกิด QRS complex กว้างมากกว่า 0.10 วินาที มีลักษณะรูปร่างและแอมพลิจูดของความสูงของคลื่นเท่ากัน ด้วยอัตราการเต้นของหัวใจสม่ำเสมอที่ 100-250 ครั้งต่อนาที ไม่พบ P wave ดังภาพ 41 หรืออาจจะพบ P wave ที่ไม่สัมพันธ์กับ QRS complex หรือเกิด AV dissociation

Ventricular Tachycardia (VT)

ภาพ 41 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Ventricular Tachycardia

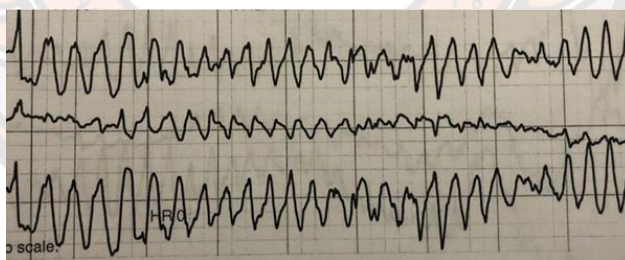
ที่มา: Winter JL. (50)

12.4 Ventricular Fibrillation (VF)

ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ VF เกิดรูปร่างที่แตกต่างกันและแอมพลิจูดขนาดเล็ก เกิดจากการสั้นพรีวของหัวใจห้องล่าง เป็นสัญญาณของการไม่มีชีพจรและ cardiac output ออกจากหัวใจ

12.5 Torsade de pointes

Torsade de pointes เป็นภาษาฝรั่งเศสที่มีความหมายว่า “twisting of points” หรือการหมุนวนของจุด เป็น ventricular arrhythmia โดยลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็น VT ที่มีรูปร่างและแอมพลิจูดแตกต่างกันไป ดังภาพ 42 สามารถพัฒนาไปเป็น VF การเกิด Torsade de pointes มักสัมพันธ์กับการใช้ยาที่ก่อให้เกิด QT prolong



ภาพ 42 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Torsade de pointes

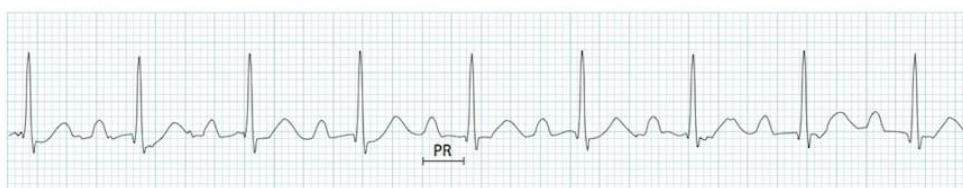
ที่มา: Ali AA. et al (51)

13. คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงการปิดกั้นของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

13.1 Atrioventricular (AV) Blocks

13.1.1 First-degree AV block

ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจพบ PR interval ยาวมากกว่า 0.20 วินาที อัตราการเต้นของหัวใจสม่ำเสมอ ระยะ QRS duration ปกติ ดังภาพ 43 การเกิด First-degree AV block มักสัมพันธ์กับการใช้ยาเช่น digoxin, calcium channel blockers และ beta blockers

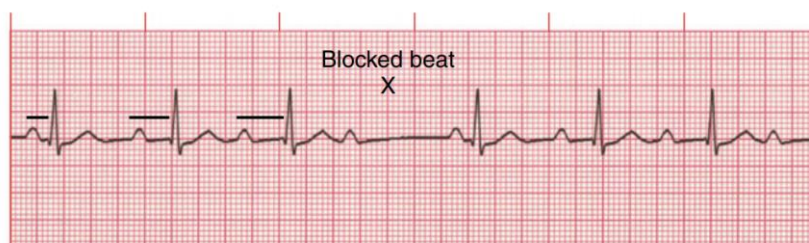


ภาพ 43 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ First-degree AV block

ที่มา: Larkin J. et al. (52)

13.1.2 Second-degree AV block- Type I (Mobitz I หรือ Wenckebach)

Atrial rhythm สม่ำเสมอ แต่ ventricular rhythm ไม่สม่ำเสมอ PR interval จะค่อยๆ ยาวขึ้นจนเกิดการปิดกั้นสัญญาณ ไม่เห็น QRS complex ดังภาพ 44

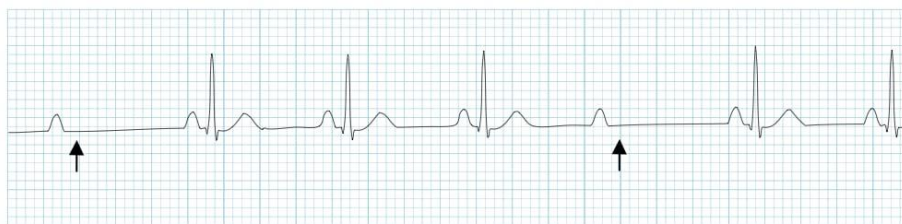


ภาพ 44 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Second-degree AV block- Type I

ที่มา: Jones SA. (30)

13.1.3 Second-degree AV block- Type II (Mobitz II)

การนำไฟฟ้าหัวใจ ใน Mobitz II เป็นลักษณะ P wave : QRS complex 2:1 3:1 หรือ 4:1 โดย PR interval อาจจะปกติหรือเกิด prolong แต่อัตราคงที่

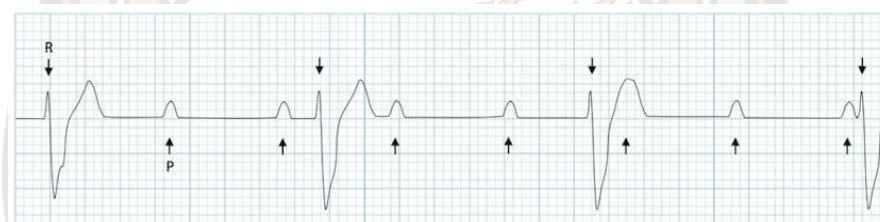


ภาพ 45 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Second-degree AV block- Type II

ที่มา: Burns E. Et al. (53)

13.1.4 Third-Degree AV block

เมื่อเกิดการนำไฟฟ้าของหัวใจห้องบนและห้องล่างไม่สัมพันธ์กัน หรือ AV dissociation อัตราการเต้นของหัวใจห้องบน 60-100 ครั้งต่อนาที ส่วนอัตราการเต้นของหัวใจห้องล่าง 40-60 ครั้งต่อนาที



ภาพ 46 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Third-Degree AV block

ที่มา: Larkin J. et al (54)

13.2 Bundle branch block (BBB)

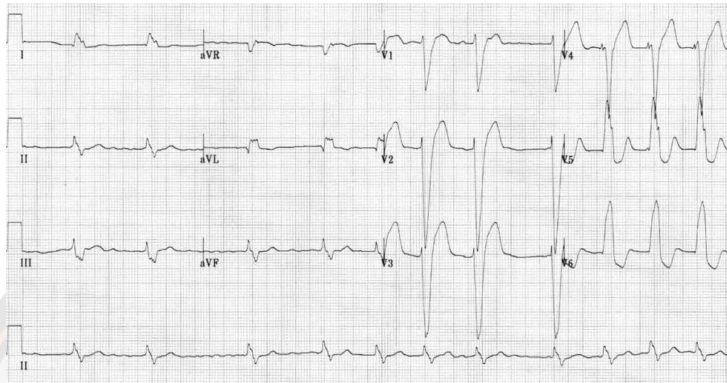
ในการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติ จะเริ่มจากหัวใจห้องบน ผ่าน AV node จากนั้นสัญญาณจะนำลงไปยัง left bundle และ right bundle

เมื่อหัวใจห้องล่างซ้ายและขวาเกิด depolarization ไม่พร้อมกัน ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงพบ wide QRS complex มากกว่า 0.12 วินาที หรือ notched QRS complex โดยมีลักษณะแบ่งออกเป็น left bundle branch block (LBBB) และ right bundle branch block (RBB)

13.2.1 left bundle branch block (LBBB)

LBBB เกิดจากการนำสัญญาณไฟฟ้าของ left bundle ซ้ำกว่า right bundle ส่วนมากพบในผู้ป่วยที่มีโครงสร้างภายในหัวใจเปลี่ยนไป เช่น LV hypertrophy กล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด และโรคที่เกี่ยวข้องกับกล้ามเนื้อหัวใจ นอกจากนี้ยังพบในภาวะ hyperkalemia และ digoxin toxicity โดยมีลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังนี้ (55)

- QRS complex มากกว่า 0.12 วินาที
- Lead V5, V6 และ aVL พบ notch หรือ slurred R wave
- Prolonged R wave peak time มากกว่า 0.60 วินาที
- ไม่พบ Q wave ใน lateral lead



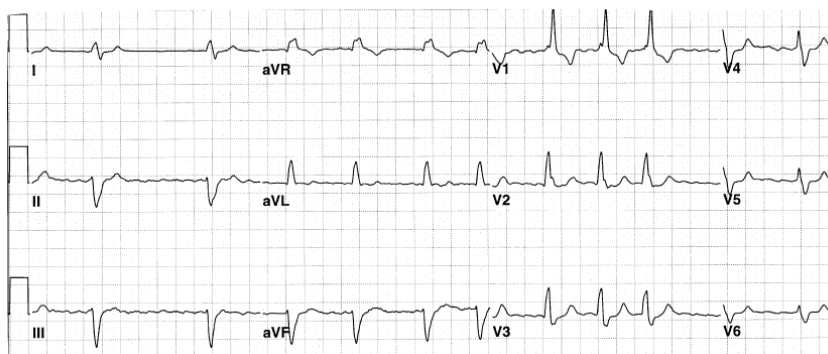
ภาพ 47 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ LBBB ร่วมกับการเกิด AF

ที่มา: Buttner R. Et al. (55)

13.2.2 Right bundle branch block (RBBB)

RBBB เกิดจากความผิดปกติของการนำสัญญาณไฟฟ้าในหัวใจห้องล่างขวา ในขณะที่หัวใจห้องล่างซ้ายมีการนำไฟฟ้าปกติ สาเหตุที่เกิด เช่น right bundle ถูกทำลาย หลังจากการผ่าตัด การเกิด right ventricular hypertrophy โรคหลอดเลือดหัวใจ โรคหัวใจรูมาติก โรคกล้ามเนื้อหัวใจอักเสบ (myocarditis) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังนี้ (56)

- QRS complex มากกว่า 0.12 วินาที
- เกิด rsr' rsR' หรือ rSR' pattern หรือเกิด notched r wave ใน lead V1 หรือ V2 (“M-shaped” QRS complex)
- slurred S wave in lateral leads (I, aVL, V5-6)



ภาพ 48 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ RBBB ร่วมกับการเกิด AF

ที่มา: Surawicz B. et al. (56)

14. ภาวะหรือโรคที่ก่อให้เกิดหัวใจเต้นผิดจังหวะ

14.1 Brugada Syndrome

โรค Brugada Syndrome หรือโรคไหลตาย เป็นโรคที่การถ่ายทอดลักษณะทางพันธุกรรมแบบยีนเด่น (autosomal-dominant) ที่เกี่ยวกับโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดง ST elevation และ negative T wave ใน right precordial leads และไม่พบโครงสร้างของหัวใจผิดปกติ ซึ่งโรคนี้อาจเสี่ยงต่อการเกิด sudden cardiac death จาก ventricular fibrillation (VF) (57)

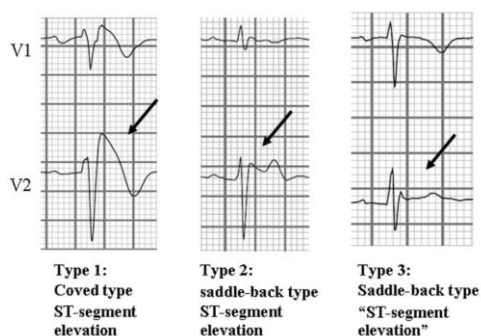
การวินิจฉัยคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจในผู้ป่วย Brugada Syndrome มี 3 ชนิด ดังนี้ (57)

Type 1 coved-type ST-segment elevation ใน V1 หรือ V2 มีลักษณะ J wave amplitude หรือ ST segment elevation มากกว่าหรือเท่ากับ 2 มิลลิเมตร หรือ 0.2 มิลลิโวลต์ ตามด้วย negative T wave

Type 2 saddle-back-type ST-segment elevation ใน V1 หรือ V2 มีลักษณะ ST-segment elevation มากกว่าหรือเท่ากับ 1 มิลลิเมตร ตามด้วย positive T wave หรือ biphasic T wave

Type 3 ST-segment elevation ใน V1 หรือ V2



ภาพ 49 คลื่นไฟฟ้าหัวใจใน Brugada syndrome

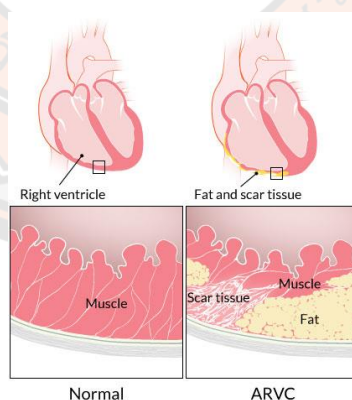
ที่มา: Mizusawa Y. et al. (57)

การรักษา

ผู้ป่วย Brugada syndrome ที่มีประวัติ VT หรือ VF หรือหมดสติ การใส่เครื่องกระตุกไฟฟ้าหัวใจ (implantable cardioverter defibrillator) เป็นการรักษาหลัก

14.2 Arrhythmogenic Right Ventricular Dysplasia (ARVD)

ARVD เป็นโรคที่เกี่ยวข้องกับพันธุกรรม ที่ส่งผลให้เกิดโรคกล้ามเนื้อหัวใจที่เกิดจากกล้ามเนื้อหัวใจถูกแทนที่ด้วยไขมัน (fibrofatty) ในกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างขวา ดังภาพ 50 อาจก่อให้เกิด ventricular arrhythmias (58)



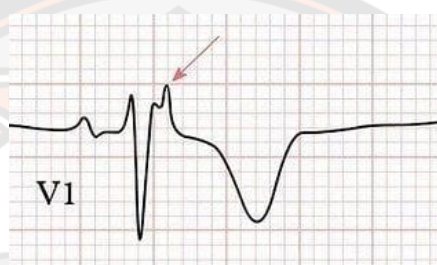
ภาพ 50 ภาพจำลองการเปรียบเทียบกล้ามเนื้อหัวใจปกติและใน ARVD

ที่มา: <http://pie.uhnresearch.ca/heartfailure/other-conditions/arrhythmogenic-right-ventricular-cardiomyopathy-arvc/>. (59)

การวินิจฉัยด้วยคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (60)

ในผู้ป่วยมีการเกิด ventricular arrhythmia โดยมีจุดกำเนิดที่หัวใจห้องล่างขวา คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดง VT ลักษณะ LBBB morphology QRS ใน lead II, III และ aVF หัวกลับ และหัวตั้งใน lead aVL

ในผู้ป่วยที่ไม่มีอาการ จะเกิด Epsilon wave ดังภาพ 50 ใน right precordial lead (V1 ถึง V3) ซึ่งสัมพันธ์กับการเกิด depolarization abnormalities หรือการบิตัวของกล้ามเนื้อหัวใจ นอกจากนี้ยังพบ inverted T waves ใน right precordial lead (V1 ถึง V3) ดังภาพ 51



ภาพ 50 Epsilon wave ใน V1



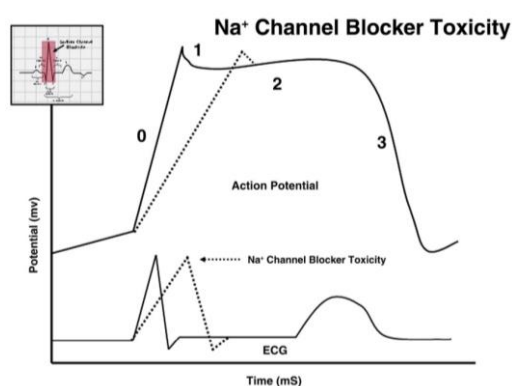
ภาพ 51 คลื่นไฟฟ้าหัวใจใน ARVD

ที่มา: Buttner R. et al. (61)

14.3 Sodium Channel Blocker Toxicity

ยา sodium channel blocker เป็นกลุ่มยาที่ปิดกั้นการผ่านเข้าของโซเดียมที่บริเวณผนังเซลล์ของเนื้อเยื่อตามร่างกาย ในกล้ามเนื้อหัวใจ พบว่ายาจะออกฤทธิ์ยับยั้งและรบกวนการขนส่งโซเดียมใน phase 0 ของการเกิด depolarization ส่งผลให้เกิดการ depolarization ช้าลง QRS

complex กว้างขึ้น ดังภาพ 52 ในยา tricyclic antidepressants (TCA) มีฤทธิ์เป็น anticholinergic effect และยับยั้งการเก็บกลับของ Norepinephrine (NE) ใน pre synaptic neuron เกิดการ inactivated fast sodium channels เหมือนกลไกการทำงานของยา sodium channel blocker (class I) หากเกิด Tricyclic overdose จะส่งผลกระทบต่อระบบประสาทและระบบหัวใจและหลอดเลือด เช่น อาการชัก postural hypotension (62) และ tachycardia

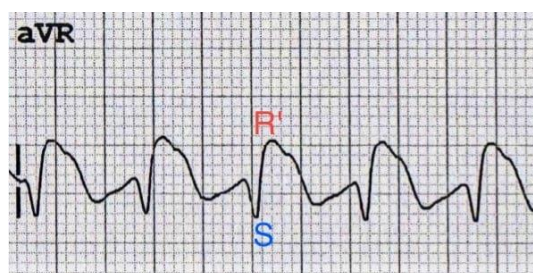


ภาพ 52 ภาวะการเกิด Na^+ Channel blocker toxicity ต่อการเกิด depolarisation

ที่มา: Delk C. et al. (63)

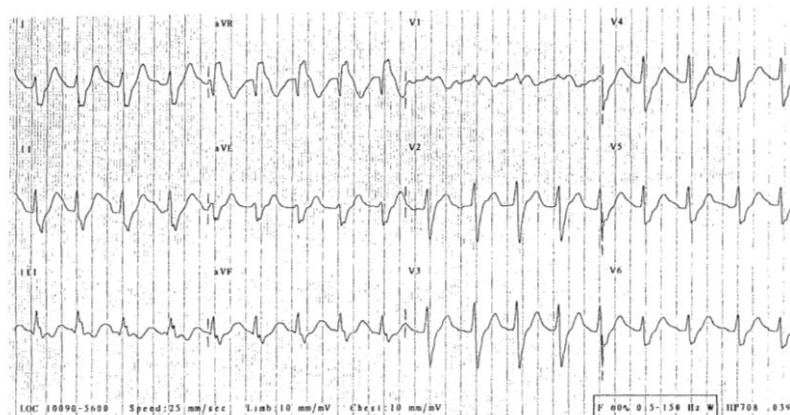
การวินิจฉัยคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เกิด prominent R' wave มากกว่า 3 มิลลิเมตร หรือ R/S ratio มากกว่า 0.7 ใน lead aVR และ deep S wave ใน lead I ดังภาพ 51 โดยลักษณะนี้พบ sinus tachycardia ร่วมด้วย ในกรณีศึกษา ภาพ 53 ผู้ป่วยหญิงอายุ 18 ปี ได้รักษาโรคซึมเศร้าโดยใช้ยา TCA เมื่อตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พบ sinus tachycardia ร่วมกับ QRS complex กว้าง 0.17 วินาที QT interval 0.510 วินาที และเกิด prominent R' wave ใน lead aVR (64)



ภาพ 53 Prominent R' wave ใน aVR

ที่มา : Burns E. et al. (65)



ภาพ 54 Sinus tachycardia with widened QRS complex, prolonged QT interval and prominent R wave in lead aVR

ที่มา: Harrigan RA. et al. (64)

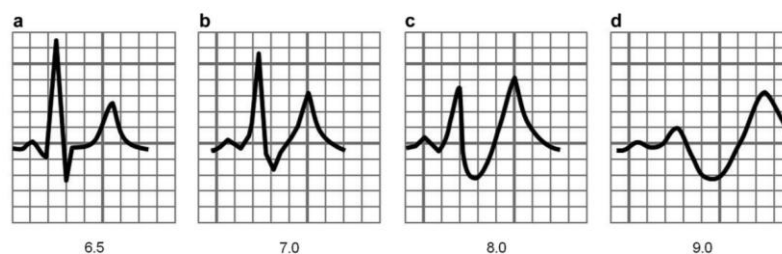
14.4 ภาวะ Hyperkalemia

ตามปกติแล้ว ความเข้มข้นของโพแทสเซียมภายในเซลล์ $[K^+]_i$ และภายนอกเซลล์ $[K^+]_o$ ซึ่งมีความสำคัญต่อการควบคุมความต่างศักย์ระหว่างเซลล์ (resting membrane potential, RMP) ทุกเซลล์จะมีค่า RMP เป็นลบ หมายถึงภายในเซลล์มีประจุเป็นลบเมื่อเทียบกับภายนอกเซลล์ ค่าของ RMP จะขึ้นอยู่กับความเข้มข้นของไอออนต่างๆทั้งในและนอกเซลล์ ซึ่งประจุ 3 ชนิด ได้แก่ Na^+ , K^+ และ Ca^{2+} ขณะที่เซลล์มี permeability ต่อ K^+ มากที่สุดเพราะ K^+ channel ชนิด inward rectifier K^+ channel ที่เปิด เซลล์ยอมให้ K^+ เคลื่อนที่ออกจนถึงจุดสมดุลหรือจุดที่มีการเคลื่อนที่สุทธิของ K^+ เป็นศูนย์ หรือจุดศักย์สมดุล (equilibrium potential) ของ K^+ หรือ E_k (15-17)

ในภาวะที่โพแทสเซียมสูงขึ้นส่งผลให้ inward potassium rectifier current (I_{ki}) และ permeability ของ K^+ เพิ่มขึ้น เกิดการ depolarization ของเซลล์ ซึ่งระดับของโพแทสเซียมส่งผลต่อ RMP และ threshold potential (TP) ต่างกัน ในระดับ mild serum potassium (5.5-6.5 mEq/l) ถึง ระดับ moderate potassium (6.5-7.5 mEq/l) จะลด RMP และ TP เพิ่มการเกิด excitability และ conduction velocity ส่วน ระดับ severe potassium (>7.5 mEq/l) จะส่งผลเพิ่มความแตกต่างระหว่าง RMP กับ TP มากขึ้น ทำให้การเกิด excitability และ conduction velocity ลดลง

โดยระดับ serum potassium ก่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังนี้

- ระดับ mild serum potassium เกิด tall t wave ใน precordial lead (V2-V4) ดังภาพ 55 (A)
- ระดับ moderate potassium: จะสัมพันธ์กับการเกิด first-degree AV block ขนาดแอมพลิจูดของ P wave ลดลงหรืออาจไม่เห็น P wave เกิด ST depression ในกรณีที่เกิด acute myocardial infraction ร่วม จะเห็น ST elevation ดังภาพ 55 (b)
- ระดับ severe potassium: เกิด atypical bundle branch block หรือ intraventricular conduction delay ส่งผลให้เกิด VT หรือ VF ลักษณะสัญญาณไฟฟ้าเป็น “sine wave” ดังภาพ 55(c) และ 55(d)



ภาพ 55 คลื่นไฟฟ้าหัวใจในระดับ serum potassium ที่ต่างกัน

ที่มา: Campese VM. et al. (66)

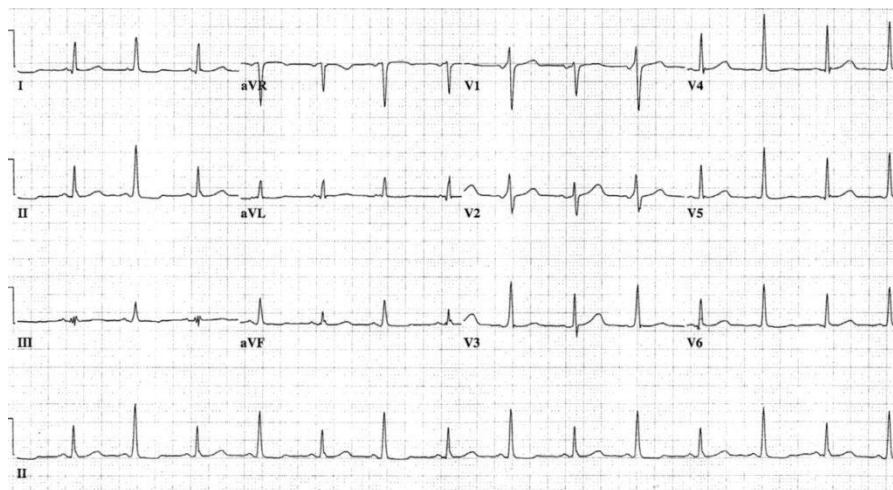
14.5 ภาวะของเหลวสะสมภายในถุงเยื่อหุ้มหัวใจมากผิดปกติ (Pericardial effusion)

คลื่นไฟฟ้าหัวใจในภาวะ pericardial effusion จะแสดง 2 ลักษณะหลักได้แก่ low voltage และ แอมพลิจูดมีความหลากหลาย (electrical alternans)

คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีลักษณะ low voltage เกิดจากสารน้ำในถุงเยื่อหุ้มหัวใจ อย่างไรก็ตามไม่เพียงแต่สาเหตุปริมาณของสารเหลวกับการลดลงของ voltage ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจเสมอไป เพราะ low voltage ยังเกี่ยวข้องกับกล้ามเนื้อหัวใจที่ถูกแทนที่ด้วย fibrin หรือ การเป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจ เช่น amyloidosis scleroderma

electrical alternans เป็นลักษณะที่ขนาดแอมพลิจูดของ QRS complex มีขนาดที่หลากหลาย ซึ่งเกิดจากการเปลี่ยนตำแหน่งของหัวใจในแนวบิดหมุน (rotational motion) และการเคลื่อนที่แบบแกว่ง (pendular motion) เมื่อมีสารน้ำในเยื่อหุ้มหัวใจในปริมาณมาก หัวใจจะบิดตัวแนวอิสระในระยะ systole และมีแนวโน้มที่จะคืนสภาพยากในระยะ diastole (67) ดังภาพ 56

ทั้งนี้ในการเกิดภาวะ pericardial effusion ผู้ป่วยจะมีอัตราการเต้นของหัวใจที่เร็วขึ้นร่วมด้วย

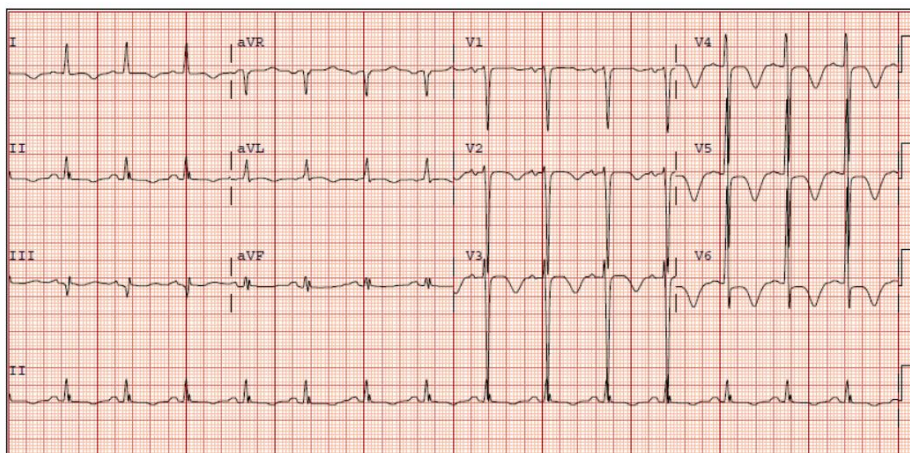


ภาพ 56 การเกิด Alternating QRS amplitude และ axis

ที่มา: Mugmon M. et al. (68)

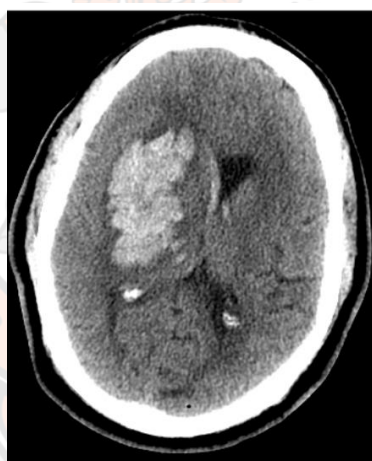
14.6 ภาวะเลือดออกในสมอง (Intracranial hemorrhage)

คลื่นไฟฟ้าหัวใจในผู้ป่วย acute Intracranial hemorrhage (ICH) ซึ่งเป็นภาวะที่เพิ่มแรงดันภายในศีรษะ โดยสัมพันธ์กับ deep T wave inversion หรือเรียกว่า “cerebral T wave” และ prolonged QT interval นอกจากนี้ยังพบโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะร่วมด้วย เช่น sinus bradycardia, sinus tachycardia, AF, PAC และ AV block ซึ่งภาวะ ICH สัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ยังไม่พบสาเหตุที่แน่ชัด อย่างไรก็ตาม ทั้งการกระตุ้นสมองส่วน hypothalamic และการเกิด autonomic dysregulation พบว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีลักษณะแบบนี้เช่นกัน (69) ดังกรณีศึกษาภาพ 55 ผู้ป่วยชายอายุ 47 ปี มาโรงพยาบาลด้วยอาการปวดหัวกะทันหันแล้วหมดสติ ร่างกายด้านซ้ายอ่อนแรง จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจพบ sinus rhythm มีลักษณะ deep T wave inversion ใน lead V3-V6 และเกิด prolonged QR interval 610 มิลลิวินาที เมื่อตรวจวินิจฉัยโรคจากเครื่อง noncontrast computed tomography scan พบ เลือดออกที่สมองตำแหน่งด้านขวา ดังภาพ 57



ภาพ 57 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ลักษณะ deep T wave inversion ใน lead V3-V6

ที่มา: Levis JT. Et al. (69)



ภาพ 58 Noncontrast computed tomography scan ในผู้ป่วยเลือดออกในสมอง

ที่มา: Levis JT. Et al. (69)

15. การตรวจทางสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ (Electrophysiology Study หรือ EPS)

เป็นหัตถการที่ใช้ตรวจการนำไฟฟ้าของหัวใจ โดยแพทย์จะใช้สายสวนหัวใจที่มีขั้วอิเล็กโทรด (electrode catheters) ผ่านหลอดเลือดดำ วางตำแหน่งต่างๆ ในห้องหัวใจ เช่น หัวใจห้องบนขวา His bundle แอ่งเลือดโคโรนารี (coronary sinus) และหัวใจห้องล่างขวา เพื่อรับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ รอบๆขั้วอิเล็กโทรด เรียกว่า สัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจ (intracardiac electrogram) ทำให้ทราบถึง วงจรที่นำสัญญาณไฟฟ้าผิดปกติและพิจารณาวิธีการรักษาอย่างเหมาะสม หัตถการนี้จะกระทำภายใต้

หลอดฉายภาพเอกซเรย์ในห้องสวนหัวใจ หรือในบางกรณีอาจจะใช้เทคโนโลยีเครื่องสร้างภาพ 3 มิติ ร่วมด้วย

15.1 ข้อบ่งชี้สำหรับการตรวจทางสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ (2)

1. ประเมิน Sinus node dysfunction (SND)

ชนิดของ SND ได้แก่ 1) Sinus bradycardia 2) Sinus arrest 3) Sinoatrial block 4) Sinus pause และ 5) Chronotropic incompetence โดย EPS มีประโยชน์ต่อการประเมินการทำงานของ SA node โดยการหาพารามิเตอร์ Sinus node recovery time (SNRT) ค่ามากกว่า 1500 มิลลิวินาที และ Corrected sinus node recovery time (cSNRT) มีค่ามากกว่า 550 มิลลิวินาที ถือว่า SA node ทำงานผิดปกติ

2. วินิจฉัยโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Narrow QRS complex tachycardia

Narrow QRS complex tachycardia มีลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่มี QRS duration ไม่เกิน 120 มิลลิวินาที อัตรามากกว่า 100 ครั้งต่อนาที ได้แก่ sinus tachycardia, focal/multifocal atrial tachycardia (AT), atrioventricular nodal re-entry tachycardia (AVNRT), orthodromic atrioventricular re-entry tachycardia (AVRT), atrial flutter (AFL), focal junctional tachycardia (FJT), atrial fibrillation (AF) และ fascicular tachycardia ประโยชน์ของ EPS คือ หาสาเหตุหรือกลไกความผิดปกตินั้น จนนำไปสู่การจี้ทำลายวงจรนั้น

3. วินิจฉัยโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Wide QRS complex tachycardia

Wide QRS complex tachycardia มีลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่มี QRS duration เกิน 120 มิลลิวินาที อัตรามากกว่า 100 ครั้งต่อนาที เกิดขึ้นในกลุ่มโรคของ 1) Ventricular tachycardia 2) Supraventricular tachycardia ที่มีคลื่นไฟฟ้าหัวใจลักษณะ Pre-excitation ประโยชน์ของ EPS คือ วินิจฉัยแยกโรคในกลุ่มนี้ เพื่อนำไปสู่การรักษา

4. วินิจฉัยสาเหตุของการหมดสติที่หาสาเหตุไม่ได้

ประโยชน์ของ EPS คือหาสาเหตุของการหมดสติ ได้แก่ 1) โรคหัวใจเต้นช้าผิดปกติ (bradycardia) 2) ในผู้ป่วยที่ Bundle branch block (BBB) 3) ในผู้ป่วยที่สงสัยมีการเกิดโรคหัวใจเต้นเร็วผิดปกติ (tachycardia) กลไกหลักที่ก่อให้เกิดการหมดสติได้แก่ การนำไฟฟ้าในหัวใจผิดปกติ (conduction disorders) โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Supraventricular tachycardia และ Ventricular arrhythmias

15.2 การเตรียมผู้ป่วย

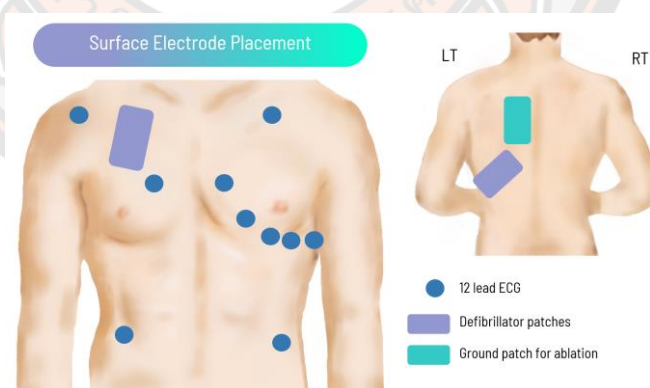
15.2.1 การประเมินผู้ป่วยก่อนการทำหัตถการ

ผู้ป่วยควรทำ ECG เพื่อเป็น baseline และมีผลตรวจเลือดจากห้องปฏิบัติการ ในผู้ป่วยเพศหญิงควรตรวจการตั้งครรภ์ก่อนทำหัตถการอย่างน้อย 2 สัปดาห์

ผู้ป่วยที่มีภาวะหัวใจล้มเหลว หัวใจขาดเลือดและความผิดปกติของระดับอิเล็กโทรไลต์ ต้องรักษาและควบคุมระบบหมุนเวียนโลหิตให้คงที่ ก่อนเข้ารับการทำการหัตถการ ผู้ป่วยที่เป็น critical aortic stenosis, severe hypertrophic cardiomyopathy, left main หรือ severe triple coronary artery stenosis และ ภาวะ decompensated heart failure เป็นกลุ่มที่มีความเสี่ยงสูงในกลุ่มที่เป็น AF จำเป็นต้องทำ transesophageal echocardiography เพื่อดูลิ้นเลือดในช่องหัวใจบนซ้ายก่อนทำการหัตถการ และในทั่วไปต้องหยุดยารักษาโรคหัวใจเดินผิดจังหวะอย่างน้อย 5 ครั้งชีวิต (70, 71)

15.2.2 การเตรียมผู้ป่วยก่อนเริ่มหัตถการ

ก่อนเริ่มหัตถการ ผู้ป่วยต้องงดน้ำงดอาหารอย่างน้อย 6 ชั่วโมง และได้รับการติดอุปกรณ์ ได้แก่ defibrillator pads อิเล็กโทรดเพื่อบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 lead ดังภาพ 59 pulse oximetry non-invasive BP หากในหัตถการนั้นจำเป็นต้องใช้เทคโนโลยีสร้างภาพ 3 มิติ (3D mapping) จะต้องติดแผ่นรับสัญญาณพิเศษเพิ่มเติม



ภาพ 59 การติดอุปกรณ์พื้นฐานที่ใช้ในหัตถการการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

15.2.3 การให้ยาเพื่อให้ผู้ป่วยสงบและระงับความรู้สึก (Sedation and Anesthesia)

การให้ยาเพื่อให้ผู้ป่วยสงบและระงับความรู้สึก จะต้องอยู่ภายใต้การดูแลของวิสัญญีแพทย์หรือวิสัญญีพยาบาล โดยจะต้องติดตามระดับความรู้สึกตัวและสัญญาณชีพอย่างต่อเนื่อง การระงับความรู้สึกจะอยู่ในระดับ mild sedation โดยแพทย์จะใช้ยา benzodiazepine และ narcotic เช่น fentanyl (70)

15.2.4 การเปิดหลอดเลือด (Vascular Access)

หลังจากฉีดยาชาบริเวณขาหนีบ แพทย์จะเปิดหลอดเลือดจากนั้นจะใส่ท่อหรือ sheath แล้วนำสาย electrophysiology (EP) catheters เข้าทางหลอดเลือดดำ โดยปกติแล้วจะเข้าทาง femoral veins ส่วน femoral artery จะถูกใช้ในกรณีที่มีจุดกำเนิดสัญญาณที่ผิดปกติบริเวณฝั่งซ้ายของหัวใจ เช่น LVOT หรือมี left sided accessory pathway หรือหัตถการที่เกี่ยวข้องกับ left sided AT's, AF ablation, VT ablation และ left atrial appendage occlusion (71)

15.3 ยาที่ใช้ในการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ

15.3.1 ยา Isoproterenol

Isoproterenol อยู่ในกลุ่มของ adrenaline ที่สร้างจาก amino acids phenylalanine และ tyrosine สูตรเคมีคือ $C_{11}H_{17}NO_3$ เป็นยาในกลุ่ม adrenergic agonist ที่กระตุ้น β_1 และ β_2 receptor ทำให้เกิดการกระตุ้นของ adenylate-cyclase ให้สร้าง cAMP มากขึ้น ซึ่งเป็นการเพิ่ม sympathetic tone ดังนั้นจึงสามารถเพิ่มอัตราการเต้นของหัวใจและการบีบตัวของหัวใจ ยา isoproterenol สามารถกระตุ้นการเกิด AF ในระหว่างการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ แต่สาเหตุนี้ไม่ใช่ข้อจำกัดของการใช้ยา

การบริหารยา

Isoproterenol เป็นยาที่ออกฤทธิ์เร็ว มีครึ่งชีวิตเฉลี่ยที่ 29 วินาที โดยให้ยาทางหลอดเลือดดำ ขนาดยาเริ่มต้นที่ 0.06 ไมโครกรัม/กิโลกรัม/นาที โดยให้ภายใน 1 นาที มีผลต่อการเพิ่มอัตราการเต้นของหัวใจ 15 bpm และจะกลับเข้าสู่อัตราการเต้นหัวใจปกติ ภายใน 8 นาที ยา Isoproterenol จะถูก metabolized ที่ตับ โดยเอนไซม์ catechol-O-methyltransferase และขับออกทางไต โดยปกติแล้วยา Isoproterenol มักถูกใช้ในการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ โดยเริ่มจากให้แบบ initial bolus 0.02-0.06 มิลลิกรัม และอัตราการให้สารละลาย 2-20 ไมโครกรัม/นาที

ผลข้างเคียง

ยาทำให้เกิด systemic vasodilatation ซึ่งก่อให้เกิด severe hypotension ได้ ยามีผลเพิ่ม systolic blood pressure แต่ลด diastolic blood pressure ทำให้ความต้องการ O₂ ในกล้ามเนื้อหัวใจเพิ่มขึ้น แต่ลดการไหลเวียนเลือดไปเลี้ยงหัวใจ ซึ่งต้องระวังในผู้ป่วยโรคหลอดเลือดหัวใจ (72)

15.3.2 ยา Adenosine

ฤทธิ์ทางเภสัชวิทยาที่มีต่อโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ แนวทางในการรักษา SVT คือ การทำ vagal maneuver เป็นอันดับแรก ซึ่งพบว่าสามารถหยุด SVT ได้ในผู้ป่วยร้อยละ 43 หากทำ vagal maneuver แล้วไม่สำเร็จ ต้องใช้ Adenosine เป็นยาที่สามารถตัดวงจรการเกิด SVT ได้ดี สามารถหยุด tachycardia ได้ในเวลา 20-30 วินาทีหลังจากให้ยา ในผู้ป่วยที่มีการเกิด SVT ชนิดที่มีวงจรการเกิดบริเวณ AV node หรือ AVNRT (73)

ยา adenosine เป็นยาที่ใช้หยุดวงจรการเกิด SVT โดยยาจะจับกับ A2 receptor ซึ่งอยู่ที่ endothelium, vascular smooth muscle และ A1 receptor จะอยู่ที่ cardiomyocyte เมื่อ adenosine จับกับ A1 receptor เกิดการยับยั้ง adenylate-cyclase ทำให้ลดระดับของ cAMP มีผลต่อ SA node และ AV node ทำให้อัตราการเต้นของหัวใจลดลง และความเร็วของการนำไฟฟ้าลดลง โดยมีผลปิดกั้นสัญญาณที่ผ่าน AV node (74) adenosine ไม่มีผลโดยตรงต่อกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างโดยกระบวนการที่ยับยั้ง cAMP แต่สามารถตัดวงจรของ VT ที่เกิดจากกลไกของ triggered activity ใน DADs (73)

การตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ ในบางกรณีหลังจากการจี้ทำลาย accessory bypass tract แล้วจะตรวจสอบการนำไฟฟ้าว่าผ่าน AV node หรือ bypass tract โดยการใช้ adenosine หากสัญญาณไฟฟ้าผ่าน AV node ตามปกติ คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะปรากฏ PR prolongation หรือการเกิด AV block ในทางตรงข้าม หากสัญญาณไฟฟ้าผ่าน bypass tract คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะปกติ เพราะ adenosine ไม่มีผลต่อ bypass tract ที่เกิดขึ้นส่วนใหญ่ อย่างไรก็ตาม adenosine มีผลต่อ atrio-fascicular pathways (75) ดังนั้นจึงจำเป็นต้องทำการกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจประมาณ 30 นาที หลังจากการจี้เพื่อเป็นการยืนยันการจี้สำเร็จ

การบริหารยา

เนื่องจาก adenosine เป็นยาที่มีค่าครึ่งชีวิตสั้นน้อยกว่า 10 วินาที การบริหารยาโดยการให้ยาทางหลอดเลือดดำ (intravenous (IV) administration) ร่วมกับ sterile saline ขนาดเริ่มต้นที่น้อยที่สุดในผู้ใหญ่คือ 6 mg IV bolus และสามารถเพิ่มขนาดได้ถึง 24 mg ร่วมกับการติดตาม

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในกรณีที่ต้องบริหารยาทาง central vein ในเด็กจะเริ่มต้นที่ขนาด 0.1 mg/kg ถึง 0.5 mg/kg

16. สัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ (Intracardiac electrograms)

สัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจ และ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็นการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจ แต่คลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็นการบันทึกสัญญาณจากขั้วอิเล็กโทรด ภายนอกร่างกายซึ่งเป็นสัญญาณไฟฟ้ารวมของหัวใจ แต่สัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจเป็นการรับและบันทึกสัญญาณแต่ละจุดภายในห้องหัวใจจากปลายสายสวนที่มีขั้วอิเล็กโทรด

ในการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้า จะใช้สัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจ ร่วมกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อหาความผิดปกติและพิจารณาวิธีการรักษาอย่างเหมาะสม สัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ เกิดจากปลายสายสวนชนิดมีขั้วอิเล็กโทรด (electrode catheters) รับสัญญาณ โดยความยาวของขั้วอิเล็กโทรด 1-2 มิลลิเมตร แต่ละขั้วห่างกัน 2-5 มิลลิเมตร สายสวน electrode catheters ชนิดมี 4 ขั้ว (quadripolar electrode catheters) จะถูกวางไว้ในห้องหัวใจบนหรือล่าง ส่วน multipolar catheter จะอยู่ใน coronary sinus (CS) หรือวางที่ tricuspid annulus เพื่อวินิจฉัยโรค Atrial tachycardias

16.1 ตำแหน่งของสายสวน catheter

16.1.1 High right atrium (HRA)

fixed curve quadripolar catheter เข้าทาง femoral vein และวางที่ high posterolateral wall ใน RA ใกล้กับหลอดเลือด superior vena cava โดย HRA catheter รับสัญญาณจาก SA node ซึ่งมีเฉพาะสัญญาณหัวใจห้องบนขวาเท่านั้น

16.1.2 His bundle (His)

fixed หรือ deflectable tip quadripolar steerable catheter ขนาด 6 Fr. เข้าทาง femoral vein วางที่ตำแหน่งของ his bundle โดย His catheter รับ 3 สัญญาณได้แก่ สัญญาณหัวใจห้องบนขวา His bundle และสัญญาณหัวใจห้องล่างขวา

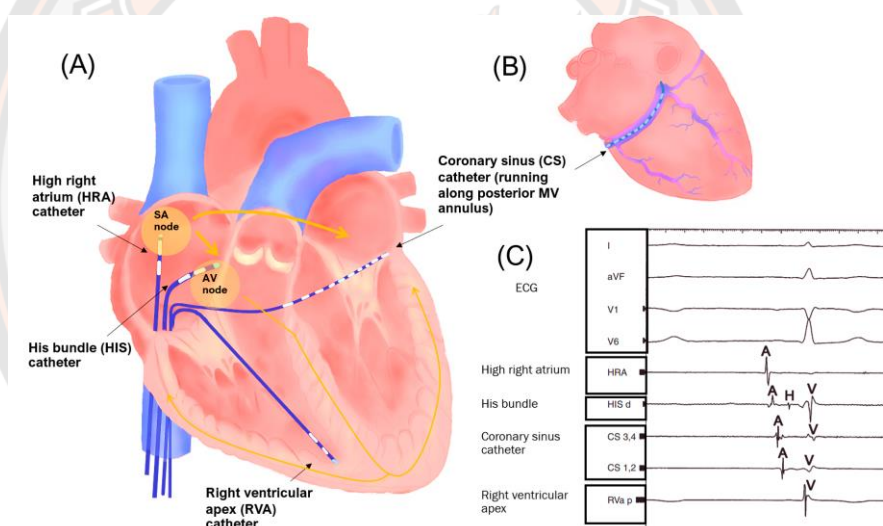
16.1.3 Coronary sinus (CS)

CS เป็นหลอดเลือดดำของระบบไหลเวียนของหลอดเลือดหัวใจ โดยวางตัวอยู่บน atrio-ventricular groove ซึ่งเป็นตำแหน่งที่สามารถรับสัญญาณไฟฟ้าทั้งหัวใจห้องบนซ้ายและห้องล่างซ้าย ลักษณะสัญญาณของหัวใจห้องบนซ้ายใหญ่กว่าสัญญาณห้องล่างซ้าย โดย Multipolar catheter หรือ decapolar electrode catheter อยู่ใน CS โดยตำแหน่งส่วนปลายของ CS catheter จะแทนด้วยตัวเลข CS1-2 และตัวเลขที่เพิ่มขึ้นจะเป็นตำแหน่งส่วนต้นของ CS catheter

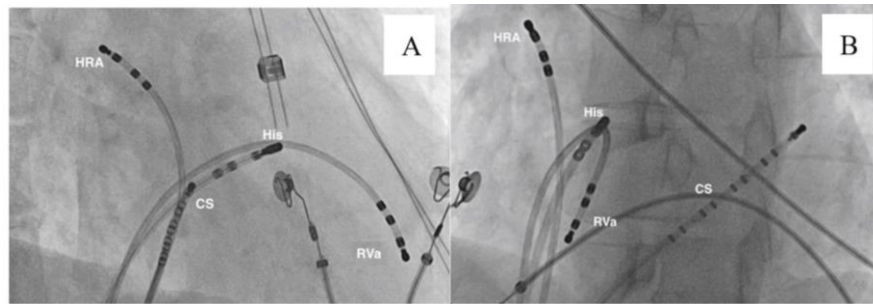
16.5.4 Right ventricle apex (RVA)

fixed curve quadripolar catheter วางที่ฐานของหัวใจห้องล่างขวา โดยรับสัญญาณเฉพาะหัวใจห้องล่างขวาเท่านั้น

จากภาพแสดงการจำลองตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ (A) ตำแหน่งของสาย Catheter ที่ตำแหน่งต่างๆของหัวใจ ได้แก่ High right atrium (HRA) , His bundle (His) Coronary sinus (CS) และ Right ventricular apex (RVA) (B) แสดงตำแหน่งของสายสวนที่อยู่ในแองโกลโคโรนารี (C) คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติใน lead I aVF V1 และ V6 สัญญาณภายในหัวใจปกติจากตำแหน่งของ HRA , His, CS และ RVA จากการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ (Atrium=A , His bundle = H และ Ventricle = V)



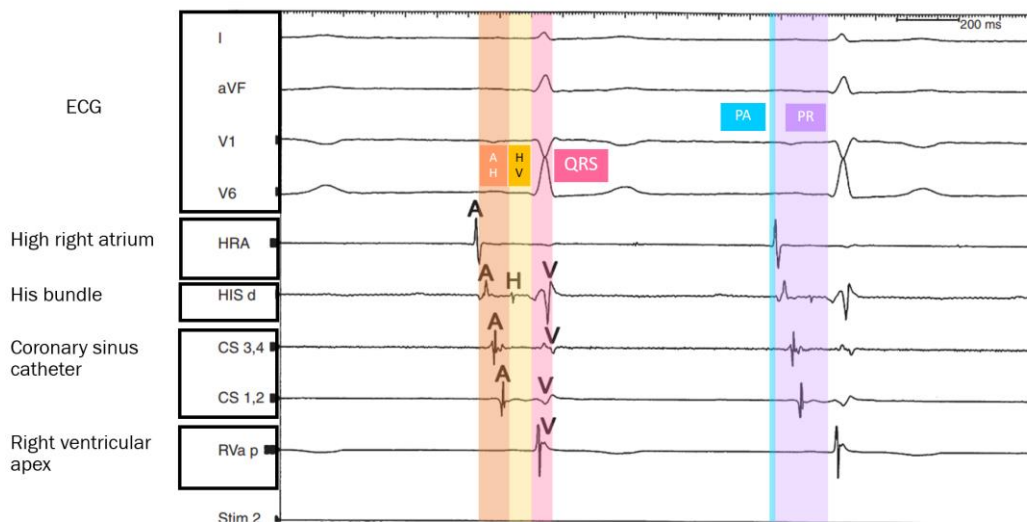
ภาพ 60 การจำลองตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ (A) ตำแหน่งของสาย Catheter ที่ตำแหน่งต่างๆของหัวใจ (B) Coronary sinus (C) คลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ



ภาพ 61 ตำแหน่งของสายสวนในท้องหัวใจจากกล้อง Fluoroscopic (A) มุม Right anterior oblique (RAO) 30 องศา (B) มุม Left anterior oblique (LAO) 30 องศา

17. ระยะห่างระหว่างสัญญาณ (Baseline Intervals)

ระหว่างสัญญาณ เป็นการวัดจากจุดเริ่มต้นจากรูปคลื่นแรกไปถึงจุดเริ่มต้นของรูปคลื่นที่สอง หน่วยเป็นเวลา ในหน่วยวินาที (second หรือ sec) หรือมิลลิวินาที (milliseconds หรือ ms) ในการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจนั้น interval เป็นการบ่งบอกถึงเวลาในการนำสัญญาณไฟฟ้าซึ่งมีความสำคัญต่อการวินิจฉัยโรค



ภาพ 62 Baseline interval ได้แก่ AH interval HV interval QRS duration PA interval และ PR interval

ตาราง 1 Baseline interval

Interval	วิธีการวัด	แสดงถึง	ค่าปกติ (มิลลิวินาที)
PR interval	จุดเริ่มต้นที่ P wave ถึง จุดเริ่มต้น QRS ใน ECG	เวลาในการนำสัญญาณไฟฟ้า ทั้งหมดจากหัวใจห้องบนถึง ห้องล่าง จนเกิด ventricular depolarization	120-200
PA interval	จุดเริ่มต้นของสัญญาณ atrial activation ที่เกิดขึ้นเร็วที่สุด (intracardiac electrogram หรือ surface ECG) ถึง จุดเริ่มต้น atrial electrogram จาก His catheter	เวลาในการนำสัญญาณไฟฟ้า จาก SA node ถึง AV node	25-55
AH interval	จุดเริ่มต้นของ atrial electrogram ถึง His bundle electrogram จาก His catheter	เวลาในการนำสัญญาณไฟฟ้า จากส่วนของหัวใจห้องบนขวา ผ่าน AV node ถึง His bundle	55-125
HV interval	จุดเริ่มต้นของ His bundle electrogram ถึงจุดเริ่มต้น ของ ventricular activation (intracardiac electrogram หรือ surface ECG)	เวลาในการนำสัญญาณไฟฟ้า จาก His bundle ถึงหัวใจ ห้องล่าง	35-55
QRS duration	จุดเริ่มต้นของ QRS ถึง S ใน surface ECG	เวลาในการเกิด ventricular depolarization	<100

ที่มา : Prabhu S et al. (11)

18. การกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ (Programmed Electrical Stimulation)

การกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจ คือการส่งสัญญาณไฟฟ้า ผ่านปลาย electrode catheter จากเครื่องกระตุ้น (Stimulator) ไปยังพื้นผิวของหัวใจ ทำให้เกิดภาวะการกระตุ้น จนถึงระดับ threshold (Depolarization) ซึ่งจะใช้โปรแกรมกระตุ้น โดยจะตั้งค่ากำหนดรูปแบบและ timed intervals กระแสไฟฟ้าที่ส่งไปอยู่ที่ 0.1 ถึง 10 มิลลิแอมแปร์ (mA) และความกว้างของสัญญาณหรือระยะเวลาสัญญาณสูงและสัญญาณต่ำที่ต่างกัน (pulse widths) 0.1 ถึง 10 มิลลิวินาที โดยหน้าจอบ่งชี้ผลของ EPs จะแสดง high amplitude signal (spike) ในตำแหน่งที่กระตุ้น

การกระตุ้นมักส่งกระแสไฟฟ้าคงที่ (Constant current) ซึ่ง pacing threshold หมายถึง กระแสไฟฟ้าที่ต่ำที่สุดเพื่อให้เกิดสัญญาณ (Capture) ในระยะ late diastole โดย pacing threshold นี้สามารถเป็นตัวกำหนด cycle length

S1 หมายถึง การกระตุ้นที่ใช้ตัวกระตุ้นทั้งหมด 5 ถึง 8 ครั้งที่มี Cycle length เท่ากัน หรือเรียก S1 ว่า drive train

S2, S3, S4 หมายถึง ตัวกระตุ้นตัวที่ 1, 2, 3 ตามลำดับ

S1-S2 หมายถึง ช่วง interval ระหว่าง S1 และ S2

A1 หมายถึง atrial electrogram หลังจากรกระตุ้น S1 หรือเป็น spontaneous atrial beat

A2, A3 หมายถึง atrial electrogram ที่สัมพันธ์กับ S2 และ S3

H1, H2, H3 หมายถึง His bundle electrogram ที่สัมพันธ์กับ A1, A2 และ A3

V1 หมายถึง ventricular electrogram หลังจากรกระตุ้น S1 หรือ spontaneous ventricular beat

V2, V3 หมายถึง ventricular electrogram ที่สัมพันธ์กับ S2 และ S3

18.1 วิธีการกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจ

18.1.1 Incremental pacing หรือ burst pacing

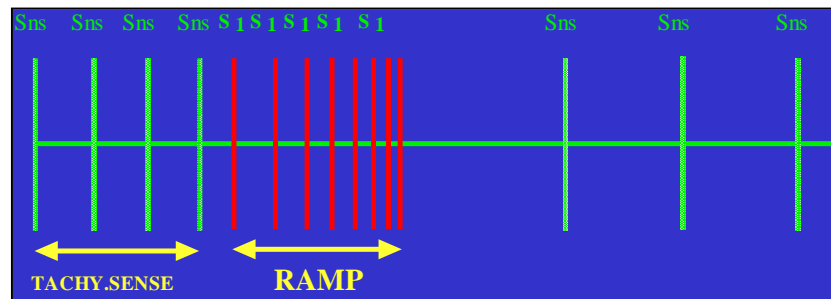
เป็นการกระตุ้นโดยกำหนดให้ cycle length (CL) คงที่ ดังภาพ 63



ภาพ 63 วิธีการกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจแบบ Incremental pacing หรือ burst pacing

18.1.2 Decremental pacing หรือ ramp pacing

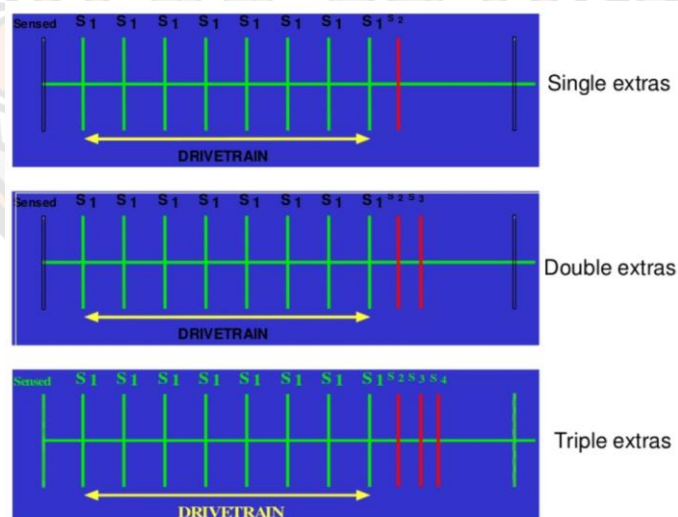
เป็นวิธีการที่ใช้ในการประเมินการนำไฟฟ้า (conduction) โดยค่อยๆลดความยาวของ cycle length



ภาพ 64 วิธีการกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจแบบ Decremental pacing หรือ Ramp pacing

18.1.3 Extrastimulus pacing

เป็นวิธีการกระตุ้นเริ่มจากกระตุ้น S1 6 ถึง 8 ครั้งด้วย Cycle length คงที่ (drive train) จากนั้นตามด้วย S2 ที่ Cycle length สั้นกว่า S1 เป็นวิธีการสร้าง Premature beat หรืออาจจะตามด้วย S3 ที่มี Cycle length สั้นกว่า S2 อย่างน้อย 10 มิลลิวินาที



ภาพ 65 วิธีการกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจแบบ Extrastimulus pacing

18.2 การกระตุ้นไฟฟ้าที่หัวใจห้องบน (Atrial stimulation)

การกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจห้องบน เป็นวิธีที่ใช้ประเมินการทำงานของ SA node และ AV conduction system และยังเป็นวิธีที่ใช้ในการกระตุ้นการเกิดโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด SVT หรือ ventricular arrhythmias เพื่อใช้ในการวินิจฉัย การกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจห้องบนนี้ จะกระทำที่ตำแหน่ง high RA และ CS (70)

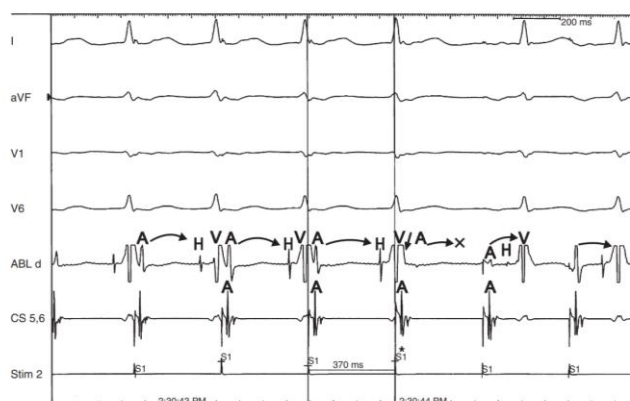
18.2.1 การกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจห้องบนด้วยวิธี extrastimulus (Atrial extrastimulus testing)

การกระตุ้นหัวใจห้องบนวิธี extrastimulus เพื่อหาคุณสมบัติของ AV node หรือ dual AV node physiology ในผู้ป่วยโรคหัวใจชนิด Atrioventricular nodal reentry tachycardia (AVNRT) เช่น การเกิด AH jump การกระตุ้นหัวใจห้องบนวิธี extrastimulus ยังเป็นวิธีที่ทำให้เกิด AVNRT เพื่อใช้ในการวินิจฉัยต่อไป

18.2.2 การกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจห้องบนด้วยวิธี incremental (Atrial incremental pacing)

การกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจห้องบนด้วยวิธี incremental เป็นวิธีที่ใช้ประเมิน Wenckebach cycle length ซึ่งหมายถึง ระยะ cycle length ที่สั้นที่สุด ที่ทำให้เกิด AV conduction โดยสัญญาณไฟฟ้าผ่าน fast pathway จากการกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจ (76) หรืออาจจะกล่าวได้ว่า Wenckebach cycle length เป็นระยะ cycle length ที่ยาวที่สุด ที่ทำให้เกิด AV block (77) ค่า Wenckebach cycle length เป็นข้อมูลเบื้องต้นของการนำสัญญาณไฟฟ้าผ่าน AV node

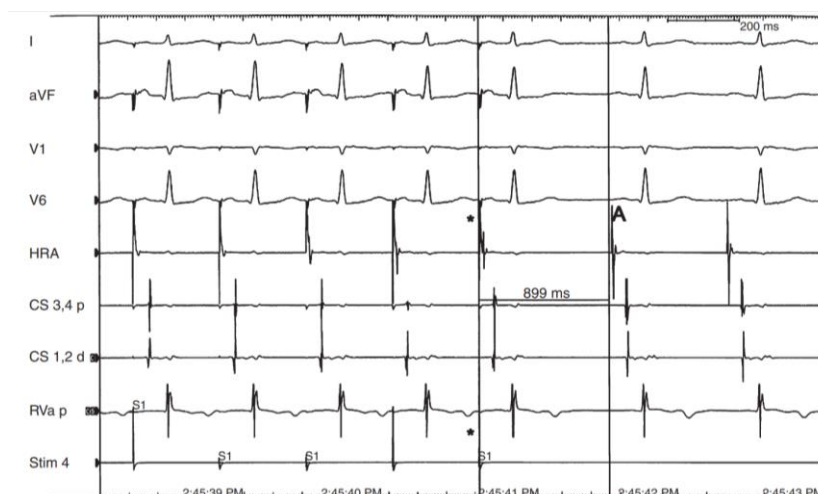
วิธีการคือ กำหนด cycle length ให้สั้น เพื่อกระตุ้นไฟฟ้าจนกว่าจะเกิดเหตุการณ์ที่สัญญาณไฟฟ้าจากห้องบน ไม่ถูกนำส่งไปยังห้องล่าง โดยเรียกค่าของ cycle length นี้ว่า AV node antegrade Wenckebach cycle length ดังภาพ 66 การกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี incremental ที่ตำแหน่งของ CS ด้วย cycle length 370 มิลลิวินาที พบว่าเมื่อกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจ (S1) เกิด spike ที่ช่อง Stim2 แล้วพิจารณาสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในช่อง ABLD เมื่อกระตุ้นไฟฟ้า จะเกิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจห้องบน (A) His bundle (H) และหัวใจห้องล่าง (V) ตามลำดับ เมื่อกระตุ้นไฟฟ้าถึงจุดหนึ่ง ไม่พบสัญญาณ H และ V ซึ่งเป็นการเกิด AV node antegrade Wenckebach



ภาพ 66 การกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจวิธี Incremental ที่ตำแหน่งของ CS กำหนด Cycle length 370 มิลลิวินาที

ที่มา: Glover BM. et al. (77)

นอกจากนี้ การกระตุ้นหัวใจห้องบนด้วยวิธี incremental ยังเป็นการทดสอบประสิทธิภาพของ SA node โดยกำหนด cycle lengths ให้สั้นกว่า sinus rhythm เช่น 500 หรือ 400 มิลลิวินาที เป็นเวลา 30 วินาที แล้วหยุดกระตุ้น เพื่อดู SA node กลับมากำเนิดไฟฟ้าด้วยตัวเองอีกครั้ง ระยะเวลาหลังจากกระตุ้นไฟฟ้าตัวสุดท้ายถึงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจห้องบนตัวแรกที่ SA node สร้างขึ้นมา เรียกว่า sinus node recovery time (SNRT) ค่าปกติ ไม่เกิน 1500 มิลลิวินาที ทั้งนี้ต้องพิจารณาสัญญาณพื้นฐาน (baseline) ของผู้ป่วย ดังนั้น ต้องคำนวณพารามิเตอร์ corrected SNRT (SNRT-sinus node cycle lengths) ค่าปกติ ไม่เกิน 550 มิลลิวินาที ดังภาพ 67 กระตุ้นไฟฟ้าที่ ตำแหน่ง HRA โดยกำหนด Cycle lengths 600 มิลลิวินาที 30 วินาที ค่า SNRT เท่ากับ 899 มิลลิวินาที



ภาพ 67 การหา Sinus node recovery time (SNRT)

ที่มา: Glover BM. et al. (77)

18.3 การกระตุ้นไฟฟ้าที่หัวใจห้องล่าง (Ventricular stimulation)

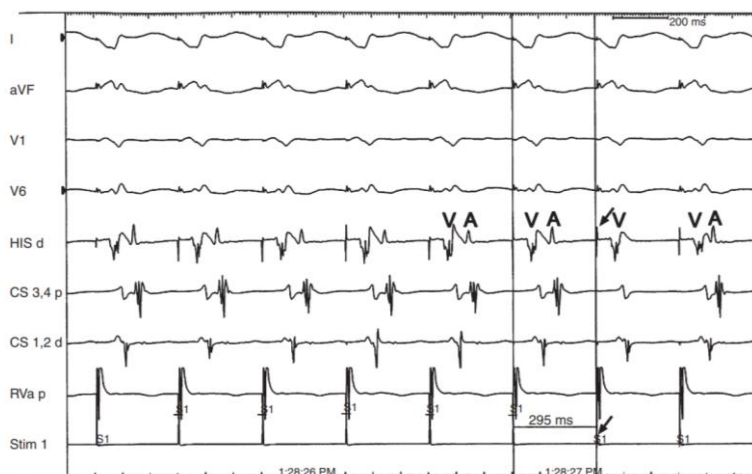
การกระตุ้นไฟฟ้าที่หัวใจห้องล่าง เพื่อประเมินการนำสัญญาณไฟฟ้าแบบ retrograde จากตำแหน่ง RV apex ซึ่งนำสัญญาณไฟฟ้าผ่าน right bundle ผ่าน His-Purkinje ผ่าน AV node ขึ้นไปยังหัวใจห้องบน

18.3.1 การกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจห้องล่างด้วยวิธี extrastimulus (Ventricular extrastimulus testing)

การกระตุ้นหัวใจห้องล่างวิธี extrastimulus เพื่อหาคุณสมบัติของ AV node (retrograde) ระบบ His-Purkinje และ กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง นอกจากนี้ยังเป็นวิธีที่ใช้เพื่อกระตุ้นโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด ventricular arrhythmias และยังใช้ในการ mapping

18.3.2 การกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจห้องล่างด้วยวิธี incremental (Ventricular incremental pacing)

การกระตุ้นหัวใจห้องล่างด้วยวิธี incremental กำหนด Cycle length ให้สั้น จะกระตุ้นไฟฟ้าจนกว่าจะเกิดเหตุการณ์ที่สัญญาณไฟฟ้าจากห้องล่าง ไม่ถูกนำส่ง ไปยังห้องบน โดยเรียกค่าของ cycle length ว่า AV node retrograde Wenckebach cycle length ดังภาพ 68 การกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจวิธี incremental ที่ตำแหน่งของหัวใจห้องล่าง (RVA) ด้วย cycle length 295 มิลลิวินาที พบว่าเมื่อกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจ (S1) เกิด spike ที่ช่อง Stim1 พิจารณาที่ช่อง Hisd จะเกิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจห้องล่าง (V) และตามด้วยห้องบน (A) เมื่อกระตุ้นถึงจุดหนึ่งจะไม่เกิดการนำสัญญาณไฟฟ้าจากห้องล่างขึ้นไปห้องบน ซึ่งเป็นการเกิด AV node retrograde Wenckebach



ภาพ 68 การกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจวิธี Incremental ที่ตำแหน่งของ RVA กำหนด Cycle length 295 มิลลิวินาที

ที่มา: Glover BM. et al. (77)

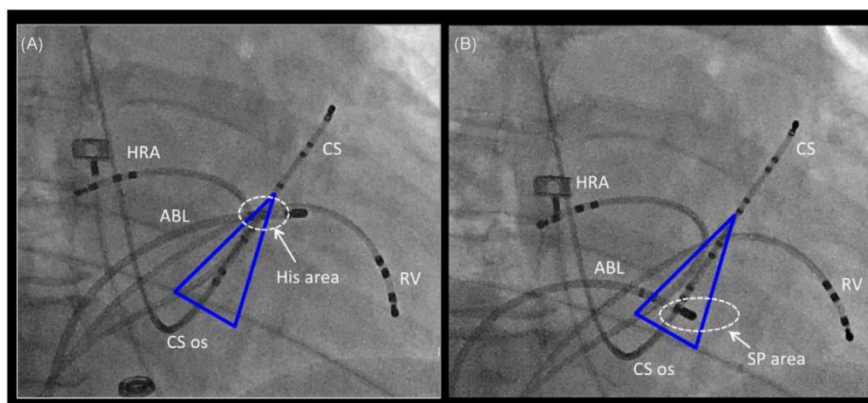
19. การค้นหาตำแหน่งที่ก่อให้เกิดโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ (Mapping)

Mapping เป็นวิธีหาตำแหน่งที่ก่อให้เกิดโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ เพื่อนำไปสู่การรักษาด้วยวิธีการจี้ทำลายตำแหน่งนั้น โดยการนำปลายสาย mapping catheter หรือ ablation catheter รับสายสัญญาณ ซึ่งมีหลายวิธี โดยการเลือกใช้แต่ละวิธีจะขึ้นอยู่กับชนิดของโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะนั้นๆ แบบออกเป็น 1) แบบดั้งเดิม และ 2) แบบสร้างภาพ 3 มิติ

19.1 แบบดั้งเดิม (Conventional Intracardiac Mapping Techniques)

19.1.1 Anatomical approach

Anatomical approach เป็นการใช้ตำแหน่งของปลาย catheter วางหาตำแหน่งที่ใช้จี้รักษา ผ่านกล้องถ่ายภาพเอกซเรย์ฟลูโรสโคปี (fluoroscopy) มักใช้ในการหาตำแหน่งของ slow pathway จากภาพ 69 (A) มุมมอง right anterior oblique จะใช้เป็นมุมในการหาขอบเขตของ Triangle of Koch ซึ่งอยู่ใกล้กับ His bundle เป็นบริเวณที่ต้องระวังอย่างมากในระหว่างการจี้ ถ้าเกิดจี้โดนตำแหน่งนี้ จะก่อให้เกิด AV block (B) เมื่อเลื่อน ablation catheter (ABL) ลงจะเป็นตำแหน่งของ slow pathway (45)



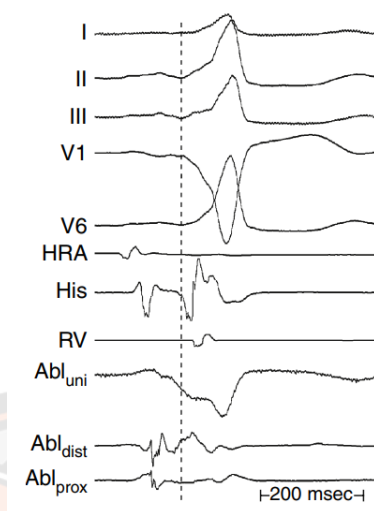
ภาพ 69 มุม RAO แสดงตำแหน่งของสายสวนเพื่อหาตำแหน่ง slow pathway
ที่มา: Baranchuk A. et al. (45)

19.1.2 Activation Mapping

Activation Mapping เป็นการค้นหาสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจาก local activation ในแต่ละตำแหน่งที่ก่อให้เกิด โดยใช้ปลายสาย catheter เป็นตัวรับสัญญาณบริเวณนั้นแล้วเปรียบเทียบกับ surface ECG หากบริเวณนั้นเป็นบริเวณที่รับสัญญาณเร็วกว่า สัญญาณใน surface ECG ถือว่าบริเวณนั้นเป็นบริเวณที่อาจจะเป็นจุดผิดปกติ เหมาะสมกับการจี้

ก่อนการ mapping จะต้องกำหนดสัญญาณอ้างอิง (reference point) เพื่อให้เปรียบเทียบกับ local activation ก่อน โดย reference point นี้จะมาจาก surface ECG เช่น สำหรับโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Atrial tachycardia (AT) สัญญาณจาก surface ECG จะใช้ P wave เป็น reference point หากเป็น ventricular tachycardia จะใช้ QRS เป็น reference point

วิธี mapping คือ เคลื่อนสาย catheter ในบริเวณที่สนใจ เพื่อให้ปลายสายรับสัญญาณ local activation จากนั้นค้นหาสัญญาณที่มาเร็วกว่า reference point ดังภาพ 70 เป็นสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจจากผู้ป่วยโรค Wolff-Parkinson-White syndrome โดยเส้นประเป็นจุด onset ของ QRS complex หรือ delta wave เมื่อพิจารณาจาก Ablation catheter (ABL) ที่ใช้ในการ mapping พบว่า สัญญาณรับเร็วกว่าจุด onset ประมาณ 20 มิลลิวินาที ซึ่งบริเวณนี้เป็นบริเวณที่จี้แล้วหยุดการเกิด tachycardia (78)



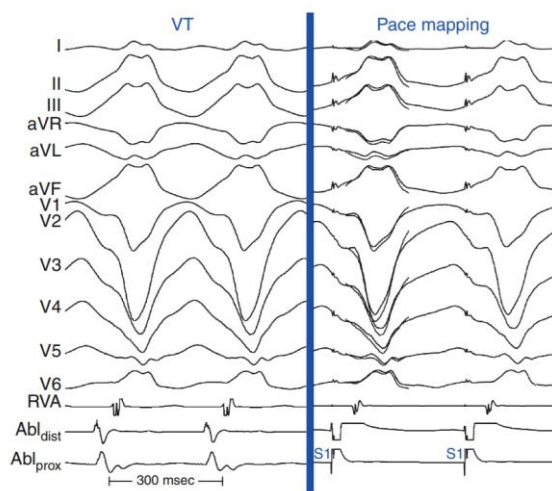
ภาพ 70 Activation mapping ในผู้ป่วย Wolff-Parkinson-White syndrome

ที่มา : Issa ZF. et al. (78)

19.1.3 Pace mapping

หลักการของวิธีนี้ คือการกระตุ้นไฟฟ้าตามตำแหน่งที่อาจจะก่อให้เกิด tachycardia เพื่อให้ได้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่มีลักษณะรูปร่างเหมือนกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจในตอนที่เกิด tachycardia

วิธีการ mapping คือการกระตุ้นไฟฟ้าผ่านสาย catheter ด้วย cycle length ที่ใกล้เคียงหรือสั้นกว่า Tachycardia cycle length หากคลื่นไฟฟ้าหัวใจในบริเวณนั้น มีรูปร่างสัญญาณใกล้เคียงกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจตอนเกิด tachycardia แสดงว่าบริเวณนั้นอาจจะเป็นจุดที่ผิดปกติ ซึ่งเป็นวิธีการระบุตำแหน่งที่ทำให้เกิด ventricular tachycardia (VT) โดยการกระตุ้นไฟฟ้าที่ตำแหน่ง RV เพื่อให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงออกมา แล้วนำมาเปรียบเทียบกับ VT หรือ PVC ที่ได้เกิดขึ้น หากมีรูปร่างเหมือนกัน แสดงว่าจุดนั้นเป็นจุดกำเนิดก่อให้เกิด VT (79, 80) ดังภาพ 71

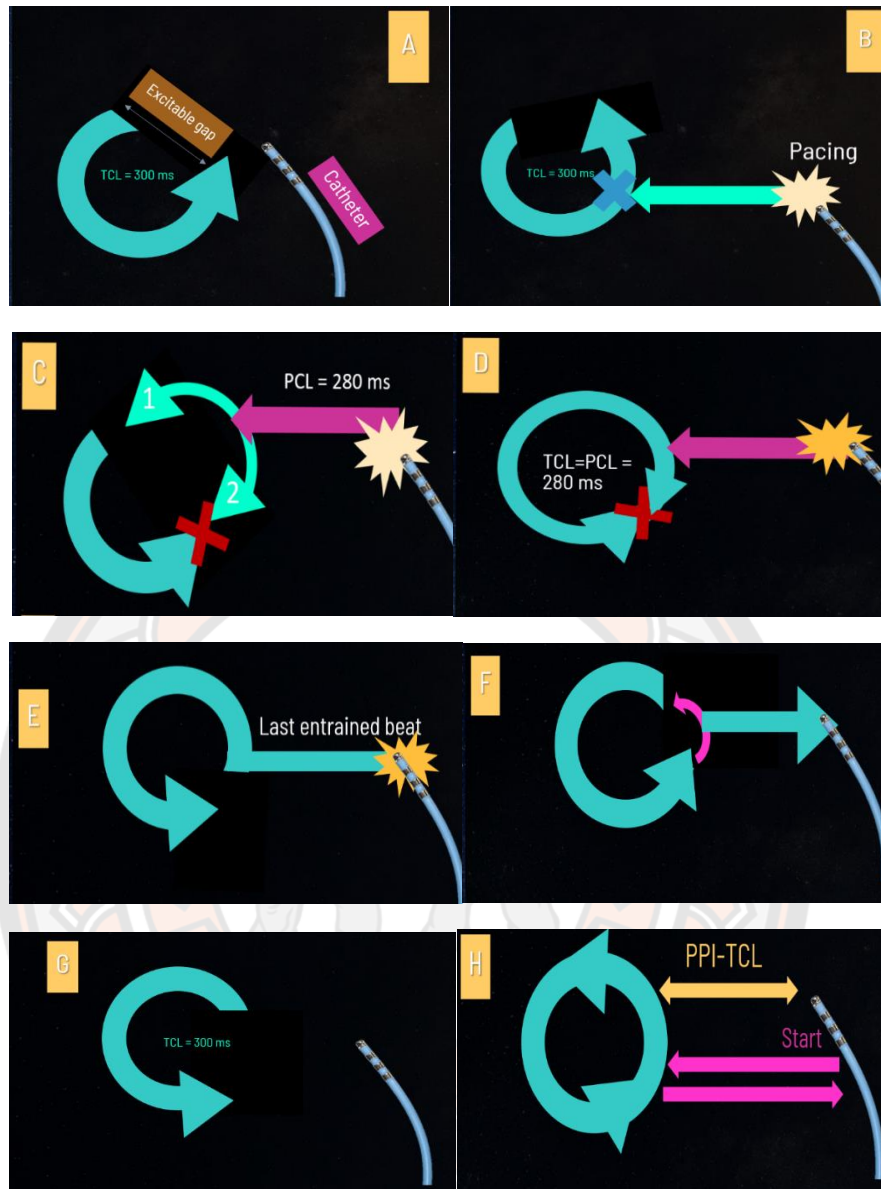


ภาพ 71 Pace mapping ใน ventricular tachycardia

ที่มา : Issa ZF. et al. (78)

19.1.4 Entrainment Mapping

เป็นวิธีการกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจ ขณะเกิด tachycardia เพื่อหาตำแหน่งของวงจรทูลวนของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (reentrant circuit) ดังภาพที่ 72A เมื่อเกิด reentry tachycardia ที่มี Tachycardia cycle length (TCL) 300 มิลลิวินาที โดยวิธีการ entrainment Mapping ต้องกระตุ้นให้เข้า excitable gap ดังนั้น ต้องกระตุ้นไฟฟ้าให้ cycle length สั้นกว่า TCL ดังภาพที่ 73C เมื่อกระตุ้นด้วย cycle length 280 มิลลิวินาที หากกระแสไฟฟ้าจะเข้าระบบ จะส่งกระแสไป 2 ทิศทาง ได้แก่ 1) Orthodromic direction กระแสไปทางทิศเดิมของ tachycardia 2) Antidromic direction กระแสไปทางตรงข้าม เมื่อกระแสไฟฟ้าเข้าสู่ระบบ TCL จะเท่ากับ cycle length ที่กระตุ้นเข้าไป จากนั้นเมื่อสัญญาณสุดท้ายจากการกระตุ้นไฟฟ้า จะกลับเข้ามาที่สายสวน ดังภาพที่ E และ F ซึ่งระยะเวลาของสัญญาณที่กลับเข้ามา เรียกว่า Post pacing interval (PPI) เมื่อนำค่าพารามิเตอร์มาคำนวณ $PPI - TCL$ จะเท่ากับ ระยะเวลาจาก circuit ถึงบริเวณ pacing site ซึ่งค่าที่ได้จากการคำนวณนี้มีนัยสำคัญต่อการวินิจฉัยแยกโรค (11)



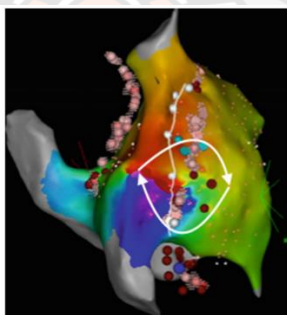
ภาพ 72 หลักการ Entrainment ในการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

19.2 การสร้างภาพ 3 มิติ (Electroanatomic Mapping)

Electroanatomic Mapping เป็นการสร้างภาพหัวใจ 3 มิติจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยระบบจะใช้หลักการของแม่เหล็ก (magnetic) ความต้านทาน (impedance) หรือใช้หลักการทั้งแม่เหล็กกับความต้านทานร่วมกัน ซึ่งวิธีการ mapping นี้จะไม่ใช้รังสี (non-fluoroscopic) ในการวางตำแหน่ง catheters ในหัวใจ เพื่อสร้างภาพ (81) โดยข้อมูลที่ใช้ในการสร้างได้แก่ เวลาในการเกิดสัญญาณ (activation times) แรงดันไฟฟ้า (voltage recordings) และ entrainment mapping

19.2.1 Activation Mapping (Isochronal)

ใช้หลักการเดียวกับ activation mapping พื้นฐาน ตามที่ได้กล่าวไปเบื้องต้น แต่ activation mapping ในการสร้างภาพ 3 มิติ นี้ จะสามารถสร้างภาพและสีได้ โดยสี (color code) ในระหว่างที่เกิด tachycardia จะสามารถบอกถึงความเร็วของสัญญาณ จากภาพ แสดง activation mapping ใน macro reentry ในผู้ป่วย mitral valve surgery ในพื้นที่สีแดงเป็นบริเวณเกิดสัญญาณที่เร็วที่สุด (The earliest activation) ตามด้วยสีเหลือง เขียว น้ำเงิน ม่วง เป็นความเร็วจากมากไปน้อย ลูกศรสีขาวแสดงทิศทางกระแสไฟฟ้าที่ไหลวน เส้นสีขาวที่ลากยาวเป็นส่วนของ phrenic nerve จุดสีแดงเข้มและแดงสว่างเป็นส่วนที่จี้ไปแล้ว ทำให้ tachycardia หยุด



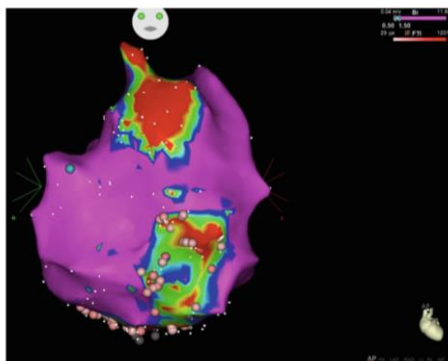
ภาพ 73 Activation mapping ใน macro reentry circuit

ที่มา: Glover BM. et al. (81)

19.2.2 Voltage map (Isopotential)

Voltage map ถูกใช้ในการหาแรงดันของสัญญาณไฟฟ้าในแต่ละจุด ระหว่าง sinus rhythm tachycardia และระหว่างการกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจ หลักการคือขนาดแอมพลิจูดของสัญญาณในชั้น endocardial มักเป็นพื้นที่ของรอยแผลเป็น (scar) ส่วนขนาดของแอมพลิจูดที่สูง จะเป็นพื้นที่กล้ามเนื้อหัวใจที่ดี

ขนาดแอมพลิจูดสามารถจำแนกเป็นสีได้ดังนี้ สีแดงเป็นพื้นที่ของ scar ส่วนนสีส้ม เหลือง เขียว น้ำเงิน และม่วง เป็นพื้นที่ที่มีแอมพลิจูดสูงขึ้นตามลำดับ จากภาพ 74 เป็นภาพ 3 มิติ ส่วนหัวใจห้องล่างขวา จาก voltage map ในผู้ป่วย tetralogy of Fallot มี 2 พื้นที่ที่เป็น scar ในบริเวณ anterosuperior tricuspid annulus และ anteroapical region ซึ่งก่อให้เกิด VT จาก scar ที่พบ (81)



ภาพ 74 Voltage map ในผู้ป่วย tetralogy of Fallot

ที่มา: Glover BM. et al. (81)

19.2.3 Entrainment mapping

การ Entrainment mapping เพื่อสร้างภาพ 3 มิติ จะใช้หลักการเหมือนที่กล่าวด้านบน โดยระยะ PPI – TCL เป็นข้อบ่งชี้ความใกล้ของ circuit โดยแสดงเป็นสีดังนี้ PPI – TCL น้อยกว่า 30 มิลลิวินาที แสดงเป็นสีแดง ตามด้วยสีเหลือง เขียว น้ำเงิน ม่วง ที่มี PPI – TCL มากกว่า 100 มิลลิวินาที (81)

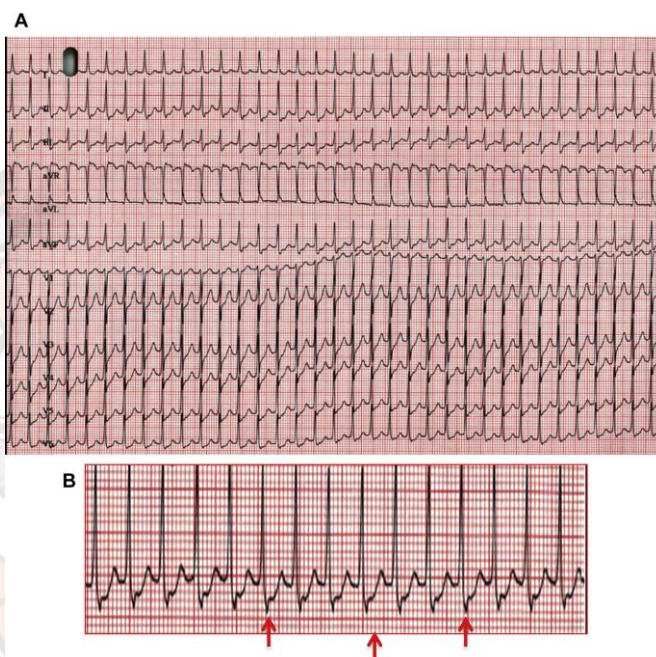
นอกจากนี้ระบบของการ Mapping ยังมีการ mapping ที่เฉพาะเจาะจง เช่น CARTO Mapping System (© Biosense Webster, Inc) ที่ใช้หลักการเทคโนโลยีแม่เหล็กและความต้านทานในการหาตำแหน่งและสร้างภาพ 3 มิติ Ensite Velocity System (St Jude Medical) เป็นเทคโนโลยีที่นำทาง catheter โดยไม่ใช้รังสี ใช้หลักการ electrical impedance ร่วมกับข้อมูล activation time, entrainment information, electrogram amplitude และ special electrogram characteristics

20. โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Atrioventricular nodal reentrant tachycardia (AVNRT)

AVNRT เป็นโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Paroxysmal supraventricular tachycardia (SVT) ที่พบมากที่สุด เกิดจากการไหลวนของกระแสไฟฟ้าที่ AV node อาการทางคลินิกจะขึ้นอยู่กับอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งอาการแสดงส่วนใหญ่คือ อาการใจสั่น AVNRT ไม่ใช่โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่ก่อให้เกิดอันตรายถึงชีวิต เป็น SVT ที่สามารถหยุดได้ด้วยตัวเอง หรือจากการทำ vagal maneuvers หรือการใช้ยา adenosine วิธีการรักษาเพื่อคุณภาพชีวิตระยะยาวได้แก่การจี้ทำลายวงจร

20.1 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)

จากที่กล่าวไปเบื้องต้นในหัวข้อ โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่มีจุดกำเนิดบริเวณหัวใจห้องบน คลื่นไฟฟ้าของ AVNRT โดยมี QRS duration น้อยกว่า 120 มิลลิวินาที โดย QRS แต่ละตัวมีลักษณะ (morphology) ที่เหมือนกันทุกตัว โดยอัตราเร็วอยู่ที่ 100 ถึง 280 ครั้งต่อนาที เฉลี่ยอยู่ที่ 170 ครั้งต่อนาที มักไม่เห็น P wave หรือ P wave อยู่ติดกับ QRS มาก หรืออาจจะแทรกตัวอยู่หลัง QRS (45) ดังภาพที่ 75



ภาพ 75 คลื่นไฟฟ้าหัวใจในผู้ป่วย AVNRT

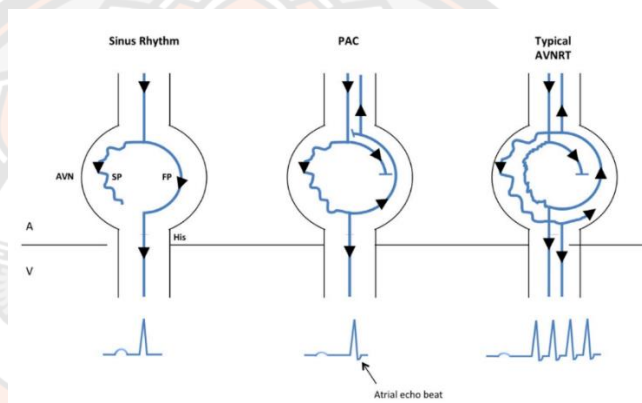
ที่มา : Shenasa M. et al. (46)

20.2 พยาธิสรีรวิทยา (Pathophysiology)

AV Node อยู่บริเวณบนพื้นที่ ที่เรียกว่า triangle of Koch ซึ่ง triangle of Koch นี้มีขอบเขตติดกับ ด้านหน้าของ coronary sinus ostium, tricuspid annulus และ tendon of Todaro ด้าน right posterior nodal เป็นส่วนของ slow pathway และด้าน anterior ของ Koch's triangle เป็นส่วนของ fast pathway ความแตกต่างของ 2 pathway นี้ คือ fast pathway จะนำสัญญาณไฟฟ้าเร็วแต่มีระยะเวลานาน ในทางตรงกันข้าม slow pathway จะมีการนำไฟฟ้าที่ช้ากว่า แต่ระยะสั้น ซึ่งลักษณะของ AV Node เช่นนี้ จึงเรียกว่าเป็น dual AV nodal pathway physiology ซึ่งตามปกติแล้วการนำไฟฟ้าหลักจากหัวใจห้องบนลงสู่ห้องล่างจะผ่านทั้ง

fast pathway และ slow pathway แต่ slow pathway นำไฟฟ้าได้ช้า สัญญาณจึงลงทาง fast pathway เป็นหลัก (9) ดังภาพ 76

เงื่อนไขการเกิด AVNRT คือ AV node ที่ประกอบด้วยทางเดินไฟฟ้า 2 ทาง ได้แก่ fast pathway และ slow pathway ซึ่งทั้งคู่ มีคุณสมบัติการนำไฟฟ้าแตกต่างกัน เมื่อเกิด premature beat ในขณะที่ fast pathway อยู่ในระยะถือ สัญญาณของ premature beat จึงลงไปทางเดียว และในขณะนั้น slow pathway หมดระยะถือพอดี จึงเป็นทางที่สามารถนำไฟฟ้าได้ สัญญาณจึงวนจาก slow pathway ไป fast pathway และลงสู่หัวใจห้องล่าง ส่วนที่ผ่าน fast pathway ก็ย้อนขึ้นไปหัวใจห้องบน เกิดการไหลวนของสัญญาณ ก่อให้เกิด Typical AVNRT ดังภาพ 76 ในกรณีที่กระแสไฟฟ้าจาก fast pathway วนไปทาง slow pathway จะก่อให้เกิด Atypical AVNRT



ภาพ 76 การไหลวนของกระแสไฟฟ้าที่ fast pathway และ slow pathway ก่อให้เกิด Typical AVNRT

20.3 การตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ (Electrophysiology study)

Premature beat เป็นปัจจัยที่ก่อให้เกิดไหลวนจรของสัญญาณไฟฟ้าที่ slow pathway กับ fast pathway ทำให้เกิด AVNRT ดังนั้นจะต้องกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี atrial extrastimulus เลียนแบบการเกิด premature beat เพื่อให้ fast pathway เข้าสู่ระยะถือ แล้วสัญญาณไฟฟ้าจะไปทาง slow pathway จากนั้น หากระยะถือของ fast pathway สิ้นสุดลงพอดี จะสามารถนำสัญญาณไฟฟ้าจาก slow pathway ได้ ดังนั้น สัญญาณจะไป 2 ทิศทาง ทั้งหัวใจห้องบนและหัวใจห้องล่าง เกิดสัญญาณ “echo beat” ดังภาพ 77 หากเกิดการไหลวนของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จะเกิดเป็น AVNRT

เมื่อกระตุ้นไฟฟ้าด้วยวิธี atrial extrastimulus โดยลด cycle length (A1-A2) ครั้งละ 10 มิลลิวินาที หากเกิดเหตุการณ์ที่ AH interval มีความยาวมากกว่า 50 มิลลิวินาที เรียกเหตุการณ์นี้ว่าการเกิด “AH jump” เนื่องจากการกระตุ้นไฟฟ้าที่เร็วขึ้น fast pathway เข้าสู่ระยะถือ แล้ว

กระแสไฟฟ้าไปทาง slow pathway ดังภาพที่ 77 เมื่อกระตุ้นไฟฟ้าที่ตำแหน่งของ HRA ด้วย S1 เท่ากับ 500 มิลลิวินาที S2 เท่ากับ 280 มิลลิวินาที พบว่า AH interval เท่ากับ 250 มิลลิวินาที จากนั้น เมื่อกระตุ้นด้วย S1 เท่ากับ 500 มิลลิวินาที S2 เท่ากับ 270 มิลลิวินาที พบว่า AH interval เท่ากับ 440 มิลลิวินาที เกิด AH jump และก่อให้เกิด AVNRT

เมื่อกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจจนเกิด tachycardia หาก VA interval \leq 60 มิลลิวินาที HA \leq 70 มิลลิวินาที แสดงว่าเกิด Typical AVNRT หาก VA interval $>$ 60 มิลลิวินาที HA $>$ 70 มิลลิวินาที แสดงว่าเกิด Atypical AVNRT ดังตารางที่ 2



ภาพ 77 การเกิด AH jump และ AVNRT จากการกระตุ้นไฟฟ้าที่ตำแหน่ง HRA

ที่มา : Baranchuk A. et al. (45)

ตาราง 2 สรุปรูปชนิดของ AVNRT

	HA	VA	AH/HA
Typical AVNRT	\leq 70 ms	\leq 60 ms	$>$ 1
Atypical AVNRT	$>$ 70 ms	$>$ 60 ms	variable

ที่มา : Baranchuk A. et al. (45)

20.4 การแยกโรค AVNRT กับ SVT ชนิดอื่นๆ จากการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

เนื่องจากลักษณะสัญญาณไฟฟ้าหัวใจขณะเกิด AVNRT มีความคล้ายกับ orthodromic AVRT, AT, junctional tachycardia ดังนั้นจึงต้องทำการวินิจฉัยแยกโรคเพิ่มเติม โดยใช้วิธีการ

Entrainment โดยการกระตุ้นไฟฟ้าที่ตำแหน่ง RVA กำหนดให้ cycle length สั้นกว่า tachycardia cycle length 10-40 มิลลิวินาที เป็นระยะเวลาสั้นๆ แล้วหยุดกระตุ้น เพื่อพิจารณาสัญญาณที่เกิดขึ้น

1. แยก AT กับ AVNRT : หากรูปแบบสัญญาณเกิด “atrial-atrial-ventricular (AAV)” แสดงว่า tachycardia ที่เกิดเป็น AT หากรูปแบบสัญญาณเกิด “ventricular-atrial-ventricular (VAV)” แสดงว่า tachycardia ที่เกิดเป็น AVNRT
2. แยก AVRT กับ AVNRT : เมื่อ Postpacing interval—tachycardia cycle length difference (PPI-TCL) น้อยกว่า 115 มิลลิวินาที เป็น AVRT หากมากกว่า 115 มิลลิวินาที เป็น AVNRT

ดังตัวอย่าง ภาพที่ 78 เมื่อกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจที่ตำแหน่ง RVA ด้วย cycle length 220 มิลลิวินาที แล้วหยุด พบว่า รูปแบบการตอบสนองแบบ VAV PPI เท่ากับ 396 มิลลิวินาที และ TCL 228 มิลลิวินาที ดังนั้น PPI-TCL เท่ากับ 168 มิลลิวินาที ดังนั้นจะวินิจฉัยเป็น Typical AVNRT



ภาพ 78 คลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภาพในห้องหัวใจ ระหว่าง Entrainment เพื่อวินิจฉัยโรค AVNRT

20.5 การหาสัญญาณ slow pathway และการจี้หัวใจด้วยคลื่นวิทยุ

(Radiofrequency ablation)

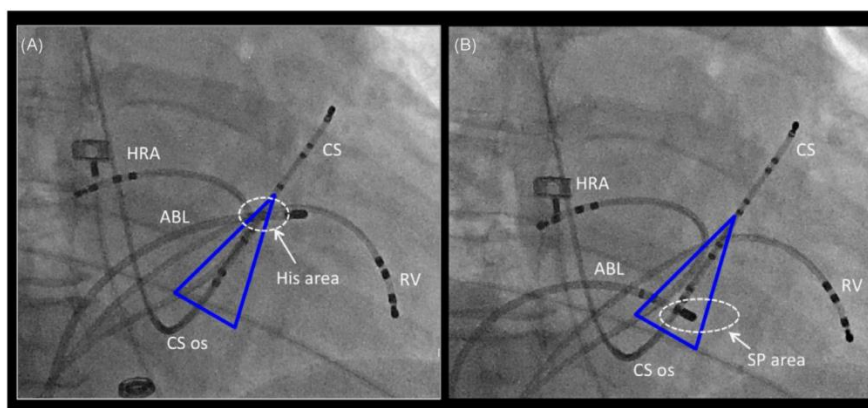
การจี้ไฟฟ้าหัวใจในผู้ป่วย AVNRT เป็นการรักษาที่มีอัตราสำเร็จทันทีที่ไม่สามารถกระตุ้น SVT หลังจากการจี้ที่ 97% โอกาสกลับมาเป็นซ้ำ 2% ภาวะแทรกซ้อน 0.3% ซึ่งได้แก่ ภาวะแทรกซ้อนที่หลอดเลือด, AV block และเกิด pericardial effusion ส่วนอัตราการตาย (mortality) ที่ 0.01% (82)

ตำแหน่งที่ใช้ในการจี้รักษา AVNRT คือ Slow pathway เป็นตำแหน่ง inferoposterior ของ Koch triangle ที่อยู่ระหว่าง coronary sinus ostium และ tricuspid annulus การ mapping หาตำแหน่ง slow pathway โดยใช้ ablation catheter โดยใช้มุมมอง right anterior oblique (RAO) ซึ่งตำแหน่งของ Triangle of Koch อยู่ในเส้นสามเหลี่ยม ตำแหน่งของ slow pathway อยู่ติดกับ His bundle ดังภาพที่ 79

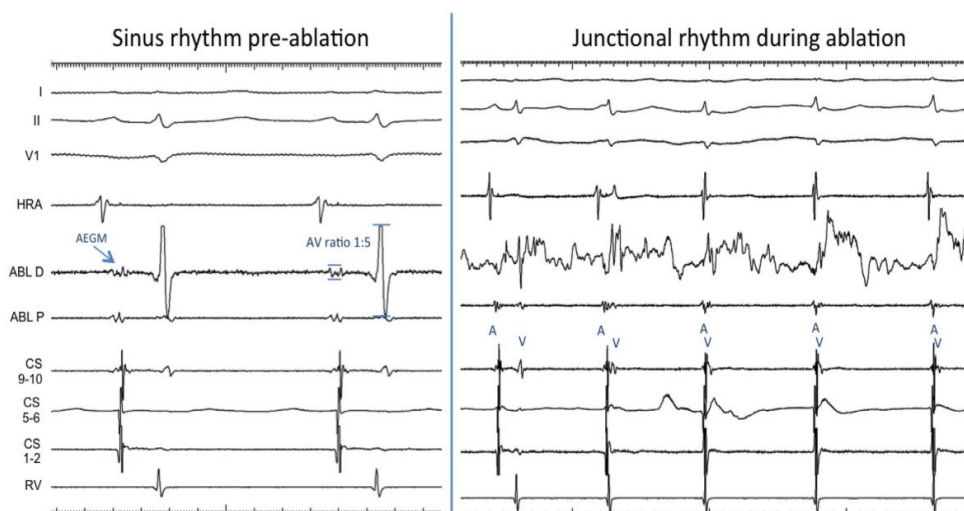
เมื่อตำแหน่งปลายสาย catheter มาที่บริเวณของ slow pathway จะเกิดสัญญาณดังภาพที่ โดยเกิด 2 สัญญาณคือ สัญญาณ A และสัญญาณ V ซึ่งอัตราส่วน A:V ต้องเป็น 1:2 ถึง 1:5 โดยไม่มีสัญญาณของ his bundle ดังภาพที่ 80

ในการจี้ตำแหน่ง slow pathway ต้องหยุดยาที่ส่งผลให้หัวใจเต้นเร็ว การจี้ต้องกระทำขณะเกิด sinus rhythm ด้วย ablation catheter ขนาด 3.5 mm ชนิด non irrigated catheter โดยใช้อุณหภูมิ 50-55 องศาเซลเซียส ครั้งละ 60 วินาที ระหว่างการจี้เกิด junctional rhythm ดังภาพ 80 หากจี้ไปแล้ว 20 วินาที สัญญาณไฟฟ้าในท้องหัวใจยังไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงเป็น junctional rhythm ต้องหยุดจี้แล้วทำการหาสัญญาณ slow pathway อีกครั้ง

การจี้ slow pathway ต้องระวังการเกิด AV block ซึ่งสัญญาณที่บ่งบอกคือ 1) การเกิด Fast junctional rhythm (cycle length <350 มิลลิวินาที) 2) เกิด VA block ระหว่างการเกิด junctional rhythm 3) ไม่เห็นสัญญาณจากหัวใจห้องบน (45)



ภาพ 79 มุม RAO แสดงตำแหน่งของสายสวนเพื่อหาตำแหน่ง slow pathway



ภาพ 80 สัญญาณของ slow pathway และการเกิด junctional rhythm ระหว่างการจี้
ที่มา: Baranchuk A. et al. (45)

20.6 Cryoablation

cryoablation เป็นอีกทางเลือกหนึ่งของการทำลาย slow pathway ประโยชน์ของ cryoablation คือลดการเกิดภาวะแทรกซ้อน AV block โดยการจี้แบบ cryoablation จะใช้ความเย็นเริ่มจาก -30 องศาเซลเซียส ในการทำลายเนื้อเยื่อ slow pathway

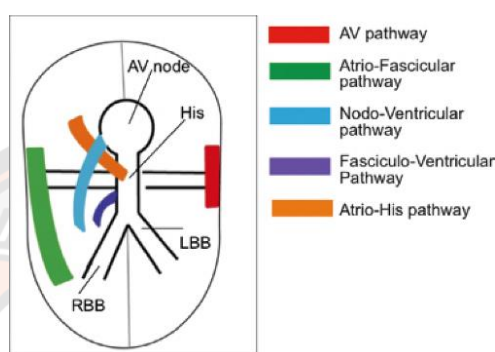
21. โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Atrioventricular Reentrant Tachycardia (AVRT)

AVRT เป็นโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่มีกลไกการเกิดเกี่ยวข้องกับ accessory pathway (AP) หรือ accessory bypass tract ที่เชื่อมต่อกับหัวใจห้องบนและห้องล่าง สามารถนำสัญญาณไฟฟ้าได้แบบ antegrade (จากห้องบนไปยังห้องล่าง) แบบ retrograde (จากห้องล่างขึ้นไปห้องบน) และแบบ bidirectional ที่สามารถนำขึ้นลงได้ คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงลักษณะ Pre-excitation ได้แก่ short PR interval และ delta wave หรือเรียกลักษณะนี้ว่า Wolff- Parkinson- white (WPW) pattern หากมีอาการร่วมด้วย เช่น ใจสั่น แน่นหน้าอก เรียกว่า Wolff- Parkinson- white (WPW) syndrome

20.1 พยาธิสรีรวิทยา (Pathophysiology)

AP เป็นเส้นทางเชื่อมต่อระหว่างหัวใจห้องบนกับห้องล่างที่เกิดในระยะพัฒนาการของ embryo ในการสร้าง AV annuli และ fibrous ที่กั้นระหว่างห้องบนและห้องล่างไม่สมบูรณ์ สามารถนำไฟฟ้าได้ โดยคุณสมบัติการนำไฟฟ้านั้นมักเป็นแบบ non-decremental โดย AP มีหลายชนิด เช่น

Atrio-nodal bypass tracts ที่เชื่อมต่อระหว่างห้องบนกับ compact AVN ซึ่งเรียกว่า James fibers , Atrio-Hisian bypass tracts ที่เชื่อมต่อจากห้องบนไปยัง His bundle, Hisian-fascicular bypass tracts ที่เชื่อมต่อจากห้องบน (atriofascicular pathway), AVN (nodofascicular pathways), HB (fasciculoventricular) ไปยัง distal purkinje fiber หรือ กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง (83)

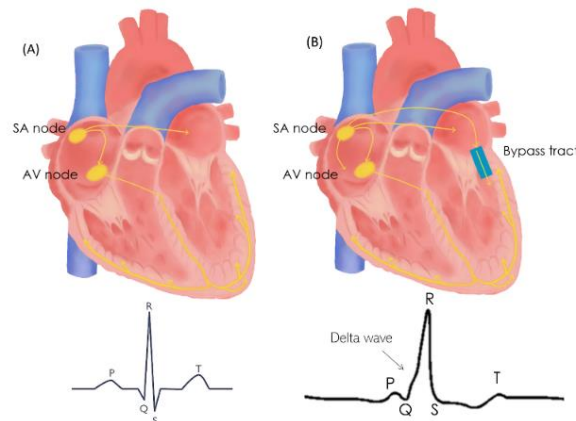


ภาพ 80 ประเภทของ AP

ที่มา : <https://thoracickey.com/preexcitation-syndromes/>. (84)

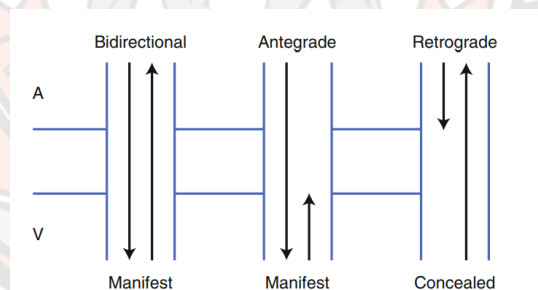
Ventricular pre-excitation คือ เกิดการนำสัญญาณไฟฟ้าถึงหัวใจห้องล่างทาง AP เร็วกว่าการนำสัญญาณไฟฟ้าทาง AV node เนื่องจาก AP ซึ่งมีคุณสมบัติเป็น non-decremental หรือ non-delayed เมื่อกระแสไฟฟ้าผ่านมาทาง AP จึงไม่มีการลดทอนความเร็ว ดังนั้นสัญญาณจากห้องบนลงมาถึงห้องล่างจึงเร็วกว่ากระแสไฟฟ้าที่ผ่าน AV node

หากผู้ป่วยเกิด atrial fibrillation (AF) ที่มี atrial rate มากกว่า 250 ครั้งต่อนาที ก็สามารถทำให้เกิด Ventricular fibrillation (VF) เนื่องจากสัญญาณลงผ่าน AP ซึ่งเป็นสาเหตุการเกิด sudden cardiac death การเกิด ventricular pre-excitation จะปรากฏในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เกิดระยะ PR interval สั้นกว่า 0.12 วินาที เกิด slurred QRS หรือ delta wave ซึ่งเกิดจากการเดินทางของกระแสไฟฟ้าทั้งจาก AV node และ AV ลงสู่ห้องล่างพร้อมกัน ส่งผลให้ QRS duration มากกว่า 0.12 วินาทีและพบ ST segment และ T wave มีทิศทางตรงข้ามกับ delta wave (85, 86) ดังภาพ 81



ภาพ 81 การเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจในคนปกติและผู้ที่เกิด WPW pattern

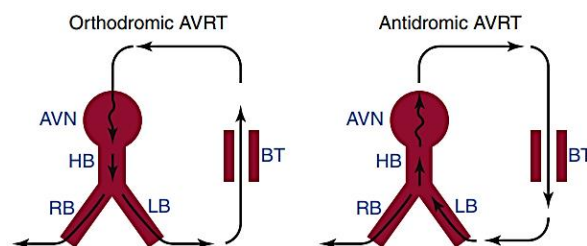
ในภาวะ Normal sinus rhythm หากสัญญาณไฟฟ้าลงทาง AP พร้อมกับ AV node คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะแสดงลักษณะ pre-excitation อย่างชัดเจนในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เรียกว่า manifest pre-excitation หาก AP มีคุณสมบัตินำสัญญาณไฟฟ้าแบบ retrograde หรือนำสัญญาณขึ้นได้เพียงอย่างเดียว คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะปกติ มองไม่เห็นการเกิด pre-excitation เรียกว่า concealed pre-excitation ดังภาพ 82



ภาพ 82 ทิศทางการนำไฟฟ้าของ AP

Orthodromic AVRT เกิดจาก AP หมุดระยะดีอยู่แล้วเมื่อเกิดการนำสัญญาณผ่าน AV node ลงสู่หัวใจห้องล่างแล้วเกิดการนำสัญญาณย้อนขึ้นมาจาก AP เมื่อ AP หมุดระยะดีพอดี ดังภาพที่ 83

Antidromic AVRT เกิดจากการนำไฟฟ้าทาง AP ในขณะที่ AV node เข้าสู่ระยะดีแล้วเกิดการนำสัญญาณย้อนขึ้นไปยัง His bundle ดังภาพ 83



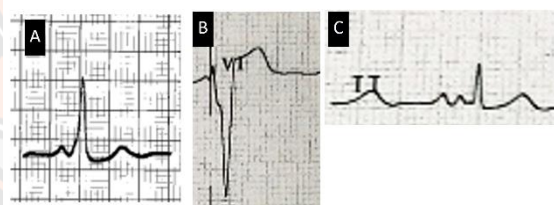
ภาพ 83 วงจรการนำไฟฟ้าที่ก่อให้เกิด Orthodromic AVRT และ Antidromic AVRT

ที่มา : Issa ZF. et al. (83)

20.2 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)

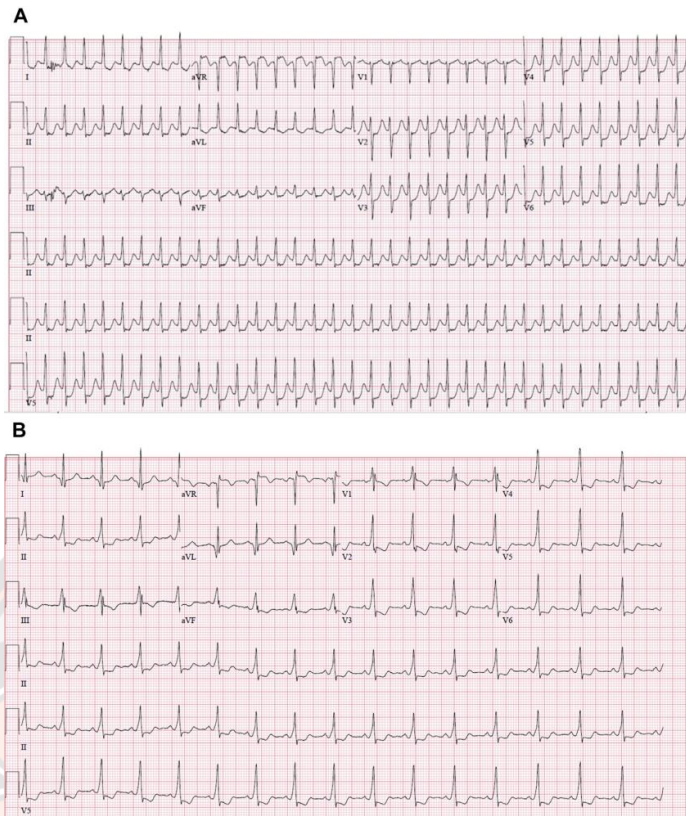
การเกิด ventricular pre-excitation จะปรากฏลักษณะดังนี้ 1) ระยะ PR interval น้อยกว่า 0.12 วินาที 2) slurred QRS หรือ delta wave หน้า QRS complex และ 3) QRS duration มากกว่า 0.12 วินาที โดย WPW pattern มี 3 ลักษณะหลัก ได้แก่ 1) positive delta wave 2) negative delta wave 3) isoelectric delta wave ดังภาพ 84

โดย positive delta wave เกิด delta wave vector แนวขึ้นหรือ upstroke ที่ QRS complex ส่วน negative delta wave เกิด delta wave vector แนวลงหรือ downstroke ที่ QRS complex และ isoelectric delta wave เกิด pseudo r' wave ก่อน QRS complex

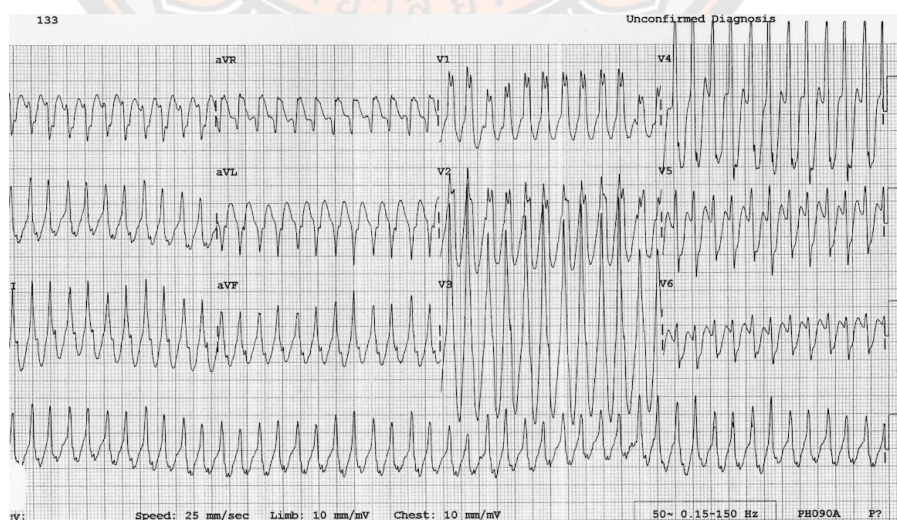


ภาพ 84 ภาพ (A) Positive delta wave (B) Negative delta wave (D) Isoelectric delta wave

เมื่อเกิด tachycardia เช่น Orthodromic AVRT ซึ่งเป็น Narrow QRS complex morphology อัตราการเต้นประมาณ 140 – 250 bpm มักเห็น ST segment depressions ดังภาพ 83 และ Antidromic AVRT เป็นลักษณะ Wide QRS complex morphology ดังภาพ 84



ภาพ 85 ภาพ (A) คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ขณะเกิด Orthodromic AVRT (B) คลื่นไฟฟ้าหัวใจในผู้ป่วยคนเดิม ขณะ Sinus rhythm
ที่มา: Li HY.et al. (46)

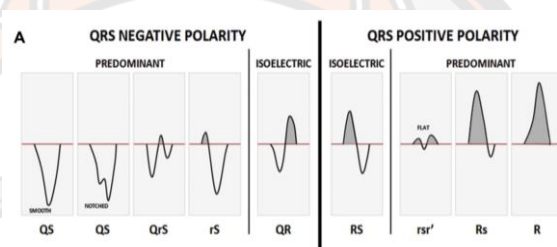


ภาพ 86 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในผู้ป่วยอายุ 5 ปี ขณะเกิด Antidromic AVRT
ที่มา: Arruda MS. Et al. (47)

20.2 การหาตำแหน่งของ Accessory pathway จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

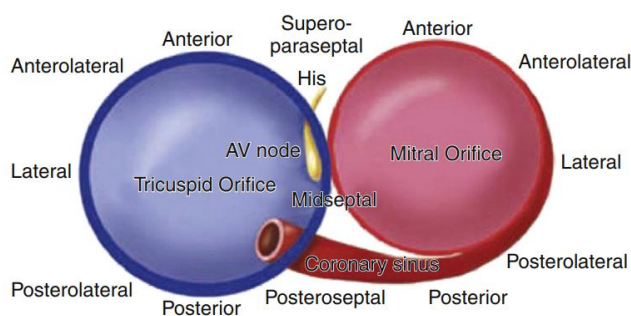
ผู้ป่วย WPW syndrome เป็นข้อบ่งชี้สำหรับการตรวจสรีรวิทยาและการรักษาด้วยวิธีการจี้ทำลายตำแหน่ง AP ก่อนเริ่มหัตถการ จำเป็นต้องประเมินและคาดการณ์ตำแหน่ง AP เพื่อวางแผนการรักษา เนื่องจาก AP แต่ละบริเวณมีวิธีการและใช้อุปกรณ์ในการจี้ต่างกัน หากมี AP เกิดที่ฝั่งซ้าย อาจจะต้องเตรียมอุปกรณ์เจาะผนังห้องบน (transseptal needed) รวมถึงการประเมินความเสี่ยงในการจี้ AP ในตำแหน่งที่ใกล้กับ AV node หรือ Coronary sinus (CS)

หลายปีที่ผ่านมา เกิดอัลกอริทึมที่ทำนายตำแหน่งของ AP ด้วยคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (87-93) ซึ่งพิจารณาจาก delta vector ทิศทางของ QRS complex polarity หรือ R/S ratio ซึ่งมีหลายรูปแบบดังภาพ 87



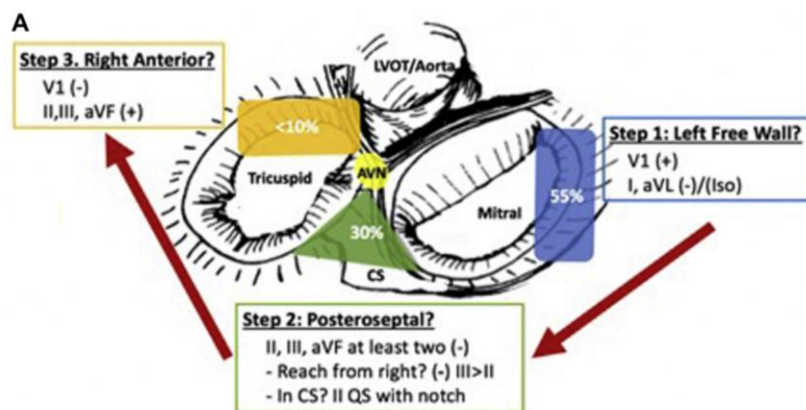
ภาพ 87 การจำแนกระหว่าง negative และ positive polarity

ที่มา: Pambrun T. et al. (91)



ภาพ 88 แสดงตำแหน่งของ AP ในมุม Left anterior oblique

3 บริเวณของตำแหน่ง AP ที่สำคัญต่อการวางแผนการจี้ ได้แก่ 1) left free wall หรือ left lateral 2) Posteroseptal และ 3) right anterior (87) ดังภาพ 89



ภาพ 89 อัลกอริทึมในการหาตำแหน่งของ AP ในมุม left anterior oblique จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ที่มา : Crinion D. et al. (87)

21.2.1 ตำแหน่ง AP บริเวณ left free wall

V1 ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สามารถแยก AP ฝั่งซ้ายและขวา ในกรณีเกิด negative delta wave ที่ V1 ตำแหน่งของ AP จะอยู่ฝั่งขวา หาก positive delta wave ที่ V1 ตำแหน่งของ AP จะอยู่ฝั่งซ้าย ร่วมกับ lead I และ aVL เกิด negative delta wave หรือเกิด Isoelectric delta wave ตำแหน่งของ AP จะอยู่บริเวณ left free wall ดังภาพ 90

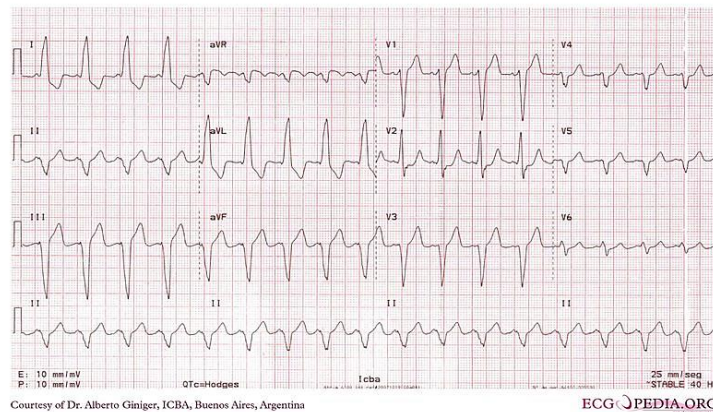


ภาพ 90 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงตำแหน่งของ left lateral AP โดย V1 (+) และ lead I และ aVL (-)

ที่มา : Crinion D. et al. (87)

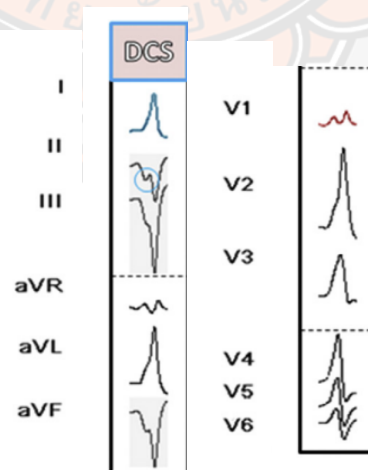
21.2.2 ตำแหน่ง AP บริเวณ posteroseptal

หาก V1 ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เกิด negative delta wave และ lead II, III และ aVF อย่างน้อย 2 lead ตำแหน่งของ AP จะอยู่บริเวณ posteroseptal หาก lead III เกิด axis ที่มีความ negative มากกว่า lead II ตำแหน่งของ AP จะอยู่ทางฝั่งขวาของ posteroseptal หาก lead II เกิด Isoelectric delta wave หรือเกิด notch ตำแหน่งของ AP จะอยู่ทางฝั่ง coronary sinus



ภาพ 91 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงตำแหน่งของ posteroseptal AP โดย V1 (-) และ lead II III และ aVF (-)

ที่มา : Ginige A. et al. (94)

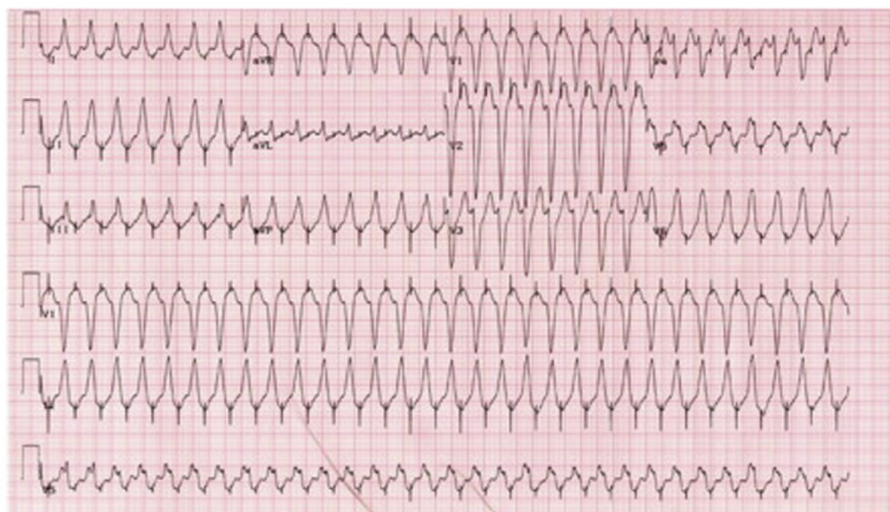


ภาพ 92 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงตำแหน่งของ coronary sinus AP โดย V1 (-) และ lead II เกิด notch

ที่มา : Pambrun T. et al. (91)

21.2.3 ตำแหน่ง AP บริเวณ right anterior

หาก V1 ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เกิด negative delta wave และ lead II, III และ aVF เกิด negative delta wave ตำแหน่งของ AP จะอยู่บริเวณ right anterior



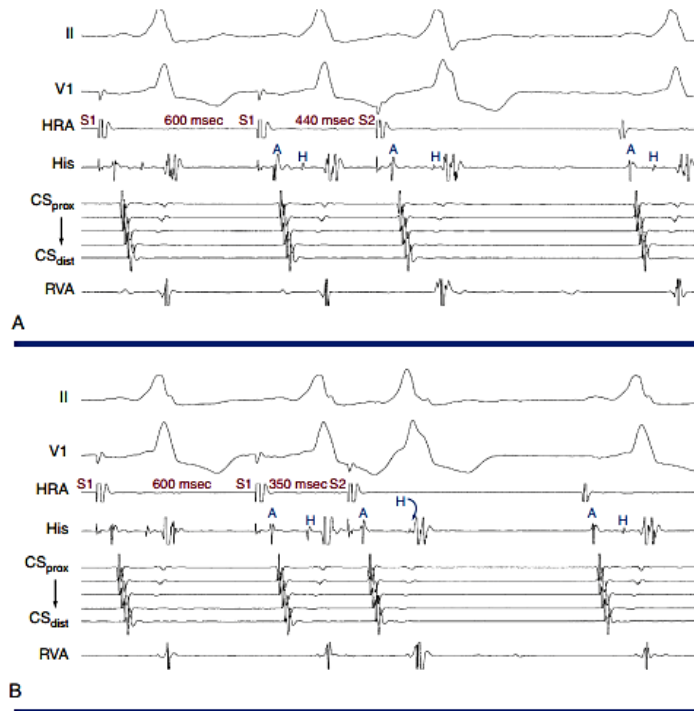
ภาพ 93 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงตำแหน่งของ right anterior โดย V1 (-) และ lead II ,III และ aVF (+)

21.3 การตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ (Electrophysiology study)

ผู้ป่วยที่มี preexcitation ขณะ normal sinus rhythm จะเกิด HV interval น้อยกว่า 35 ms (ค่าปกติ 35-55 ms) หรือเกิด negative HV (46, 95)

21.3.1 การกระตุ้นหัวใจห้องบน (Atrial Pacing)

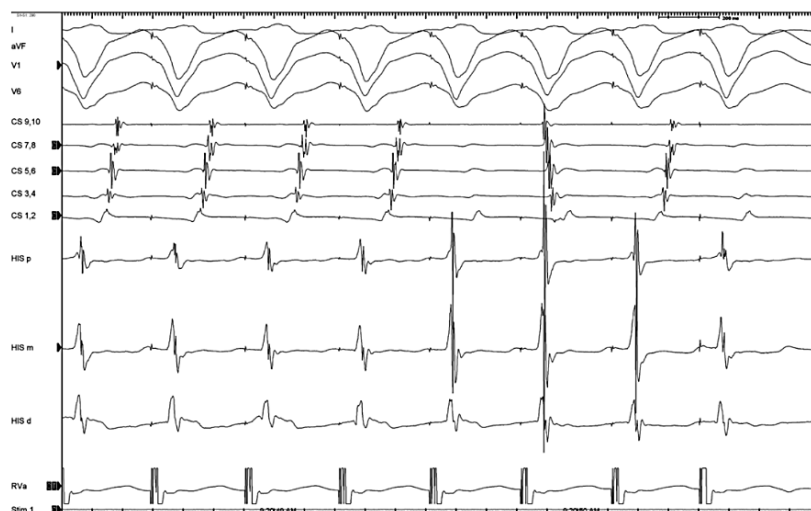
การกระตุ้น atrial pacing และ atrial extrastimulation จะส่งผลให้ pre-excitation ชัดเจนขึ้น ดังภาพที่ 92 โดยกระตุ้นที่ตำแหน่งของ HRA แบบ extrastimulus กำหนด S1 600 มิลลิวินาที และ S2 440 มิลลิวินาที จะเห็นว่าเกิด pre-excitation มากขึ้น



ภาพ 94 คลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจจากการกระตุ้นที่ HRA ผู้ป่วย
WPW syndrome

21.3.2 การกระตุ้นหัวใจห้องล่าง (Ventricular Pacing)

การกระตุ้น ventricular pacing และ ventricular extrastimulation ในขณะที่ normal sinus rhythm จะเห็น retrogradely conducting AV bypass tract เป็นแบบ eccentric atrial activation sequence สัญญาณไฟฟ้านำเร็วที่สุดจากห้องล่างขึ้นไปห้องบน อยู่ทาง AP ฝั่งซ้าย โดยพิจารณาจากสัญญาณ CS 1-2 ซึ่งปลายสายอยู่ทางซ้ายของหัวใจ ดังภาพ 95 (83, 95)



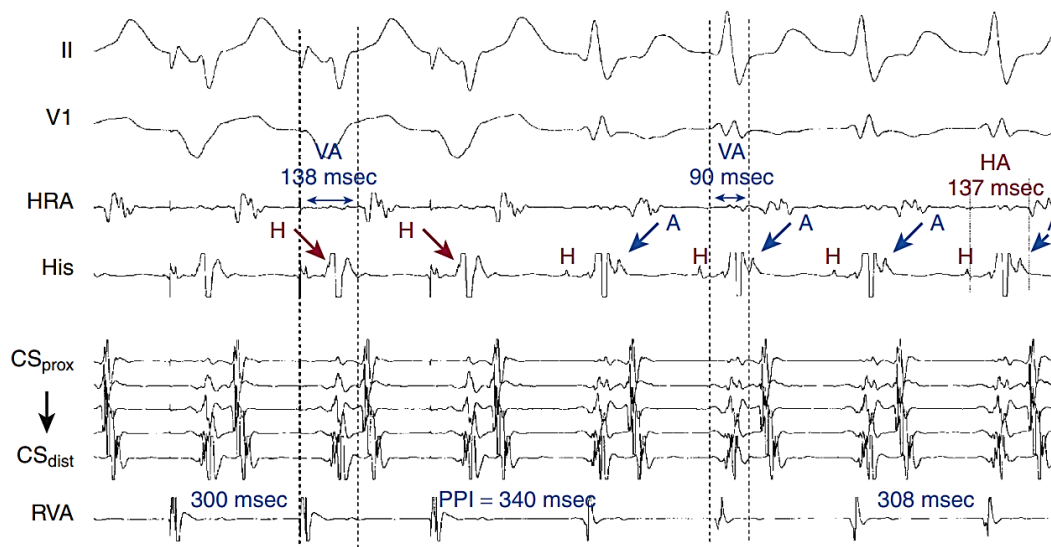
ภาพ 95 คลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจจากการกระตุ้นที่ RV ในผู้ป่วย
WPW syndrome ที่มี AP อยู่ฝั่งซ้าย

21.4 การแยกโรค AVRT กับ SVT ชนิดอื่นๆ จากการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

เมื่อเกิด tachycardia ขณะตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ ลักษณะสัญญาณไฟฟ้าหัวใจใน AVNRT, Orthodromic AVRT, AT, junctional tachycardia จะมีความคล้ายกัน ดังนั้นจึงต้องทำการวินิจฉัยแยกโรคเพิ่มเติม โดยใช้วิธีการ Entrainment โดยการกระตุ้นไฟฟ้าที่ตำแหน่ง RVA กำหนดให้ cycle length สั้นกว่า tachycardia cycle length 10-40 มิลลิวินาที เป็นระยะเวลาสั้นๆ แล้วหยุดกระตุ้น เพื่อพิจารณาสัญญาณที่เกิดขึ้น

1. แยก AT กับ AVNRT หรือ AVRT : หากรูปแบบสัญญาณเกิด “atrial-atrial-ventricular (AAV)” แสดงว่า tachycardia ที่เกิดเป็น AT หากรูปแบบสัญญาณเกิด “ventricular-atrial-ventricular (VAV)” แสดงว่า tachycardia ที่เกิดเป็น AVNRT หรือ AVRT
2. แยก AVRT กับ AVNRT : เมื่อ Postpacing interval—tachycardia cycle length difference (PPI-TCL) น้อยกว่า 115 มิลลิวินาที เป็น AVRT หากมากกว่า 115 มิลลิวินาที เป็น AVNRT

ดังตัวอย่าง ภาพ 96 พบว่าเกิด tachycardia ระยะ VA interval 138 มิลลิวินาที รูปแบบ VAV เมื่อกำหนดการกระตุ้นไฟฟ้าที่ตำแหน่ง RV ด้วย cycle length 300 มิลลิวินาที PPI เท่ากับ 340 มิลลิวินาที TCL เท่ากับ 308 มิลลิวินาที ดังนั้น เมื่อ PPI-TCL เท่ากับ 32 มิลลิวินาที ดังนั้น tachycardia ที่เกิดขึ้น จึงเป็น Orthodromic AVRT



ภาพ 96 คลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภาพในห้องหัวใจ ระหว่าง entrainment เพื่อวินิจฉัยโรค AVRT

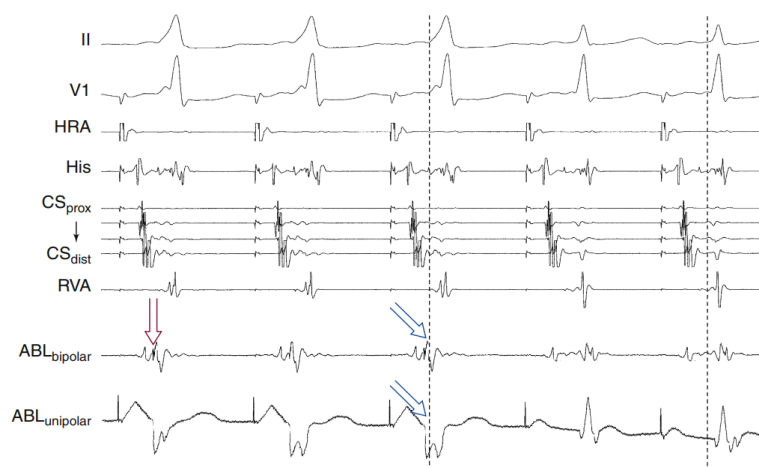
ที่มา: Issa ZF. et al. (83)

21.5 การค้นหาตำแหน่งของ AP (Mapping)

ในการหาตำแหน่งของ AP สามารถทำได้ 4 วิธี ได้แก่

1. ในกรณีที่ขณะเกิด sinus rhythm เห็น pre-excitation ชัดเจน สามารถใช้สาย ablation catheter หาตำแหน่งสัญญาณจาก AP ได้เลย
2. ระหว่างการเกิด tachycardia
3. กระตุ้นไฟฟ้าที่ตำแหน่งของหัวใจห้องบน จากนั้นใช้สาย ablation catheter หาตำแหน่งที่สัญญาณ ventricle (V) ที่มาเร็วที่สุด
4. กระตุ้นไฟฟ้าที่ตำแหน่งของหัวใจห้องล่าง จากนั้นใช้สาย ablation catheter หาตำแหน่งที่สัญญาณ atrial (A) ที่มาเร็วที่สุด

ดังตัวอย่างภาพ 97 กระตุ้นไฟฟ้าที่ตำแหน่งของ HRA เมื่อพิจารณาสัญญาณจาก ablation catheter (ABL) พบว่าบริเวณที่ catheter รับสัญญาณ V เร็วที่สุด 10-15 มิลลิวินาที บริเวณนี้น่าจะเป็น AP เพราะมีการรับสัญญาณได้เร็วที่สุด



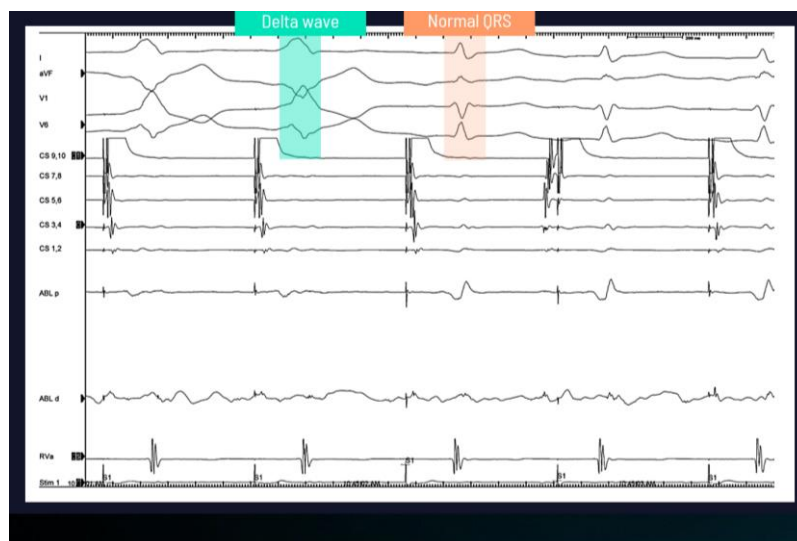
ภาพ 97 คลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ จากการ mapping หาสัญญาณ บริเวณ AP

21.6 การจี้หัวใจด้วยคลื่นวิทยุ (Radiofrequency ablation)

การจี้หัวใจเป็นแนวทางการรักษาในผู้ป่วย WPW syndrome ในผู้ที่มีอาการและได้รับผลข้างเคียงจากการรักษาด้วยยารักษาโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ (82) การจี้หัวใจในผู้ป่วย AVRT เป็นการรักษาที่มีอัตราสำเร็จทันที (acute success) ไม่สามารถกระตุ้น SVT ได้หลังจากจี้ ที่ 92% โอกาสการกลับมาเป็นซ้ำ 8% ภาวะแทรกซ้อน 1.5% ซึ่งได้แก่ ภาวะแทรกซ้อนที่หลอดเลือด, AV block, pericardial effusion, myocardial infarction และ thromboembolism ส่วนอัตราการตาย (mortality) ที่ 0.1% (82)

เป้าหมายของการจี้หัวใจ คือทำลายการทำงานของ AP ด้วยคลื่นวิทยุความถี่สูง โดยใช้สาย irrigated-tip ablation catheter ด้วยอุณหภูมิ 55-60 องศาเซลเซียส หลังจากจี้ 15 วินาที ลักษณะ pre-excitation เช่น short PR interval และ delta wave จะหายไป เปลี่ยนเป็น Normal ECG ดังภาพ 98 หาก 15 วินาทีไม่มีการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ต้องเปลี่ยนตำแหน่งที่จี้ใหม่

เป้าหมายของการจี้คือไม่สามารถกระตุ้นไฟฟ้าทั้งหัวใจห้องบนและห้องล่าง ที่ทำให้เกิดโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะอีก หลังจากจี้ที่ AP เป็นเวลา 30 นาที



ภาพ 98 คลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจในขณะที่จัดทำสาย AP

ที่มา : Behar JM. Et al. (95)

22. E-learning

คำนิยามของ E-learning หรือ Electronic learning คือ การเรียนรู้ผ่านสื่ออิเล็กทรอนิกส์หรือออนไลน์ด้วยวิธีการที่หลากหลาย เช่น การเรียนจากคอมพิวเตอร์ การเรียนรู้ทางเว็บไซต์ (web based learning) การเรียนรู้แบบผสมผสาน (blended learning) การศึกษาทางไกล (distant learning) รวมไปถึงระบบจัดการเรียนรู้ (Learning Management System) เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการเรียนรู้ ด้วยการเพิ่มโอกาสทางการศึกษาจากปัจจัยต่างๆ ได้แก่ สิ่งแวดล้อม สถานที่ เวลา ตามความยืดหยุ่นของผู้เรียน ผู้เรียนสามารถเข้าถึงได้ตลอด ตามความสะดวก

23. อนุกรมฟูเรียร์

คลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ เป็นกราฟ 2 มิติ ที่ประกอบด้วยแกนแนวนอนเป็นเวลา และแกนตั้งเป็นแอมพลิจูด ซึ่งสัญญาณดังกล่าวเกิดขึ้นซ้ำกันเป็นสัญญาณรายคาบ (Periodic signals) ที่ต่อเนื่องทางเวลา ทางคณิตศาสตร์ การศึกษาองค์ประกอบและสร้างสัญญาณรายคาบนั้นจะอาศัยอนุกรมฟูเรียร์ (Fourier series) สัญญาณที่ต่อเนื่องกันทางเวลา สามารถใช้อนุกรมฟูเรียร์เพื่อวิเคราะห์ทางองค์ประกอบของสัญญาณรายคาบของ $f(t)$ บนช่วง $-L < t < L$ ซึ่งสามารถเขียนสมการความสัมพันธ์ได้เป็น

$$f(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} \left(a_n \cos\left(\frac{n\pi t}{L}\right) + b_n \sin\left(\frac{n\pi t}{L}\right) \right) \quad 1$$

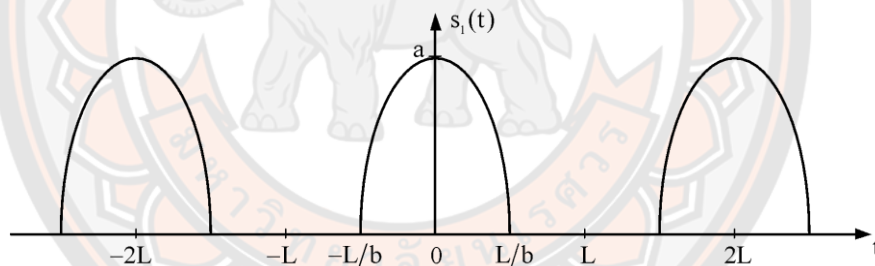
โดยที่สัมประสิทธิ์ของอนุกรมฟูรีเยร์ a_0 , a_n และ b_n เมื่อ $T = 2L$ และ $n = 1, 2, 3, \dots$

$$a_0 = \left(\frac{1}{L}\right) \int_T f(t) dt \quad 2$$

$$a_n = \left(\frac{1}{L}\right) \int_T f(t) \cos\left(\frac{n\pi t}{L}\right) dt \quad 3$$

$$b_n = \left(\frac{1}{L}\right) \int_T f(t) \sin\left(\frac{n\pi t}{L}\right) dt \quad 4$$

ส่วนประกอบของรูปคลื่นพาราโบลา



ภาพ 99 สัญญาณรูปคลื่นพาราโบลา

กำหนดให้ a = ขนาดของสัญญาณ และ b = ระยะ interval

พบว่าสัญญาณดังกล่าวเป็นสัญญาณแบบคาบ ซึ่งเขียนสมการคณิตศาสตร์ได้เป็น

$$s_1(t) = a \cos\left(\frac{\pi b t}{2L}\right); -\frac{L}{b} < t < \frac{L}{b} \quad 5$$

จากสมการที่ 5 เมื่อทำการหาสัมประสิทธิ์ของอนุกรมฟูรีเยร์โดยใช้สมการที่ 2 - 4 จะได้เป็น

$$a_0 = \left(\frac{a}{2b}\right)(2-b) \quad 6$$

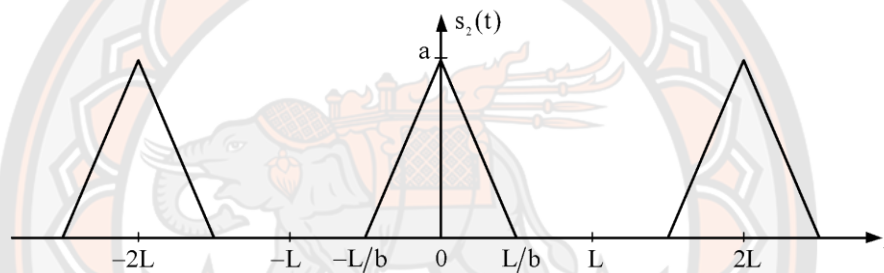
$$a_n = \left(\left(\frac{2ba}{t^2 \pi^2} \right) \left(1 - \cos \left(\frac{n\pi}{b} \right) \right) \right) \quad 7$$

$$b_n = 0 \quad 8$$

ดังนั้นเมื่ออาศัยสมการที่ 1 จะเขียนอนุกรมฟูเรียร์ของสัญญาณ $s_1(t)$ เป็น

$$s_1(t) = \left(\frac{a}{b} \right) (2-b) + \sum_{n=1}^{\infty} \left(\left(\frac{2ba}{t^2 \pi^2} \right) \left(1 - \cos \left(\frac{n\pi}{b} \right) \right) \right) \cos \left(\frac{n\pi}{L} t \right) \quad 9$$

ส่วนประกอบของสัญญาณรูปคลื่นสามเหลี่ยม (Triangular waveforms)



ภาพ 100 สัญญาณรูปคลื่นสามเหลี่ยม

พบว่าสัญญาณดังกล่าวเป็นสัญญาณแบบคาบ ซึ่งเขียนสมการคณิตศาสตร์ได้เป็น

$$s_2(t) = \begin{cases} = \left(-\frac{ba}{L} t \right) + a; & 0 < t < \frac{L}{b} \\ = \left(\frac{ba}{L} t \right) + a; & \frac{L}{b} < t < 0 \end{cases} \quad 10$$

สมการที่ 10 เมื่อทำการหาสัมประสิทธิ์ของอนุกรมฟูเรียร์โดยใช้สมการที่ 2-4 จะได้เป็น

$$a_0 = \left(\frac{a}{b} \right) (2-b) \quad 11$$

$$a_n = \left(\left(\frac{2ba}{n^2 \pi^2} \right) \left(1 - \cos \left(\frac{n\pi}{b} \right) \right) \right) \quad 12$$

$$b_n = 0 \quad 13$$

ดังนั้นเมื่ออาศัยสมการที่ 1 จะเขียนอนุกรมฟูเรียร์ของสัญญาณ $s_2(t)$ เป็น

$$s_2(t) = \left(\frac{a}{2b}\right)(2-b) + \sum_{n=1}^{\infty} \left(\left(\frac{2ba}{n^2\pi^2}\right) \left(1 - \cos\left(\frac{n\pi}{b}\right)\right) \right) \cos\left(\frac{n\pi}{L}t\right) \quad 14$$

คลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ มีองค์ประกอบของรูปคลื่นพาราโบลา และสามเหลี่ยมที่มีขนาดแตกต่างกันมารวมกันดังที่กล่าวไว้ข้างต้น ซึ่งสมการที่ 9 แทนรูปคลื่นพาราโบลา และสมการที่ 14 แทนรูปคลื่นสามเหลี่ยม

24. ซอฟแวร์ที่ใช้ในการสร้างโปรแกรม

24.1 ซอฟแวร์ MATLAB

MATLAB ย่อมาจาก matrix laboratory เป็น programming platform หรือเป็น ภาษาคอมพิวเตอร์ระดับสูงที่มาพร้อมกับสภาพแวดล้อมการทำงานเชิงโต้ตอบ ซึ่งสามารถคำนวณ คณิตศาสตร์ที่ซับซ้อนได้อย่างรวดเร็วมากกว่าภาษาคอมพิวเตอร์อื่น เช่น ภาษา C, ภาษา C++ (ซีพัสพลัส) หรือ ภาษา Fortan (โฟแทน) คุณสมบัติของโปรแกรม MATLAB คือใช้คำนวณเชิงตัวเลข numerical computing ที่ซับซ้อนและแสดงผลกราฟิก และเขียนแอปพลิเคชัน ทำให้สามารถคำนวณผลลัพธ์จากข้อมูล พัฒนาอัลกอริทึม สร้างแบบจำลอง และแอปพลิเคชัน (96)

ในการสร้างสัญญาณเลียนแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สามารถสร้างได้จากอนุกรมฟูเรียร์ (97-100) โดยกำหนดค่า amplitude และ interval หรือ duration เพื่อสร้างกราฟ 2 มิติ ผ่าน MATLAB ซึ่งสามารถประยุกต์เป็นข้อมูลสำหรับฝึกอุปกรณ์เครื่องตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อระบุความผิดปกติของ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

24.2 ซอฟแวร์ Visual studio

Visual Studio เป็นโปรแกรมที่เป็นเครื่องมือในการพัฒนาหรือสร้างโปรแกรม ระบบ ต่างๆ บน window หรือ mobile โดยเน้นภาษา VB หรือ VB.NET และรองรับหลายภาษา เช่น C C++ C# python GO ซึ่งก่อนหน้านี้ ซอฟต์แวร์ visual Studio สามารถสร้างสื่อการเรียนรู้ได้

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

งานวิจัยนี้เกิดจากการประยุกต์ความรู้ด้านคณิตศาสตร์ในการสร้างสัญญาณเลียนแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจจากผู้ป่วยโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ พัฒนาเป็นสื่อการเรียนรู้โปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ โดยวิธีดำเนินการวิจัยได้กำหนดหัวข้อดังนี้

1. เครื่องมือที่ใช้ในการดำเนินการ
2. การรับรองจริยธรรมงานวิจัยในมนุษย์
3. การเก็บข้อมูลจากผู้ป่วยโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ
4. การสร้างสื่อโปรแกรมจำลองสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ
5. การประเมินความถูกต้องของโปรแกรมจากผู้เชี่ยวชาญ
6. ผู้เข้าร่วมวิจัย
7. การทดสอบโปรแกรมในอาสาสมัคร
8. สถิติที่ใช้วิเคราะห์ข้อมูล

1. เครื่องมือที่ใช้ในการดำเนินการ

เครื่องมือที่ใช้ในงานวิจัยนี้เพื่อสร้างโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจและประเมินโปรแกรม ได้แก่

- 1.1 ซอฟต์แวร์ MATLAB
- 1.2 Microsoft Visual studio
- 1.3 Adobe photoshop/Medi Bang pro paint/Microsoft PowerPoint
- 1.4 แบบบันทึกข้อมูลของผู้ป่วย (data collection form)
- 1.5 แบบประเมินความรู้ก่อนและหลังจากใช้โปรแกรม (Pre-Post test)

แบบประเมินมีทั้งหมด 20 ข้อ จากตัวเลือกคำตอบ 4 ตัวเลือก โดยกำหนดจุดประสงค์เพื่อการประเมินประสิทธิผลของโปรแกรม ดังนี้

- ด้านคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- ด้านพื้นฐานการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ
- ด้านพยาธิสรีรวิทยาโรค AVNRT การตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจใน AVNRT และการรักษา
- ด้านพยาธิสรีรวิทยาโรค AVRT การแยก Accessory pathway จาก Surface ECG การตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจใน AVRT และการรักษาใน AVRT

1.6 แบบสอบถามประเมินความพึงพอใจ

แบบสอบถามมีทั้งหมด 15 ข้อ โดยให้คะแนนตามระดับความคิดเห็นเพื่อประเมินความพึงพอใจต่อประสิทธิภาพ หรือความสามารถของโปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ ที่ก่อให้เกิดการเรียนรู้

- 1 คะแนน เท่ากับ เห็นด้วยน้อยที่สุด / ไม่พึงพอใจอย่างมาก
- 2 คะแนน เท่ากับ เห็นด้วยน้อย / ไม่พึงพอใจ
- 3 คะแนน เท่ากับ เห็นด้วยปานกลาง / พึงพอใจปานกลาง
- 4 คะแนน เท่ากับ เห็นด้วยมาก / พึงพอใจมาก
- 5 คะแนน เท่ากับ เห็นด้วยมากที่สุด / พึงพอใจอย่างมาก

หัวข้อการประเมิน ได้แก่

- 1) ขั้นตอนการใช้โปรแกรมการจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจในส่วนของ การเรียนรู้ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีความชัดเจนและเข้าใจง่าย
- 2) ขั้นตอนการใช้โปรแกรมการจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจในส่วนของ การเรียนรู้ ด้านการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ มีความชัดเจนและเข้าใจง่าย
- 3) ท่านใช้เวลาไม่นานเพื่อเรียนรู้คำสั่งต่างๆของสื่อการจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ ในส่วนของ การเรียนรู้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 4) ท่านใช้เวลาไม่นานเพื่อเรียนรู้คำสั่งต่างๆของโปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจในส่วนของ การเรียนรู้การตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ
- 5) เป็นเรื่องง่ายที่จะทำให้โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจทำงานตามที่ท่าน ต้องการ
- 6) ท่านสามารถใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจได้จากทุกสถานที่ และทุก เวลา
- 7) โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจทำให้ท่านเข้าถึงบทเรียนได้ง่ายขึ้น
- 8) โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจมีการแสดงคำแนะนำต่างๆ อย่างเพียงพอ และเป็นประโยชน์แก่ท่าน เช่น วิธีการใช้งาน หรือ ข้อความแนะนำ
- 9) ท่านคิดว่าโปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจมีการออกแบบที่สวยงามและ ดึงดูดการใช้งาน
- 10) ท่านคิดว่าโปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจถูกออกแบบให้ใช้งานง่าย และ ไม่ซับซ้อน
- 11) ระดับความพึงพอใจในการควบคุมคำสั่งและปุ่มต่างๆ ในโปรแกรม

- 12) โปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจช่วยแก้ไขปัญหที่ท่านเคยมีในการเรียนรู้ด้านการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ
- 13) โปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ ช่วยแก้ไขปัญหที่ท่านเคยมีในการเรียนรู้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 14) ท่านรู้สึกมั่นใจขึ้นเมื่อใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ
- 15) ท่านจะแนะนำผู้อื่นใช้งานโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

1.7 แบบประเมินคุณภาพของโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจจากผู้เชี่ยวชาญ เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของสื่อการเรียนเพื่อให้ได้สื่อการเรียนรู้ด้านคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจที่มีความถูกต้อง มีประสิทธิภาพ ประกอบด้วย ความถูกต้องของเนื้อหาเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ความถูกต้องของเนื้อหาเกี่ยวกับการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ และ ความถูกต้องของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจทั้งคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ

2. การรับรองจริยธรรมงานวิจัยในมนุษย์

งานวิจัยนี้ได้รับการรับรองจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยนเรศวร หมายเลขโครงการ P10155/63 และคณะกรรมการการวิจัยจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ โรงพยาบาลสกลนคร หมายเลขโครงการ 002/2564

3. การเก็บข้อมูลจากผู้ป่วยโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ

ในงานวิจัยนี้จะเก็บข้อมูลจากแพทย์ประวัติของผู้ป่วยโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ ที่ได้ทำการรักษา ณ โรงพยาบาลสกลนคร จังหวัดสกลนคร โดยกำหนดโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่ต้องการสร้างสัญญาณเลียนแบบและใช้เป็นกรณีศึกษา ดังนี้

1) Typical atrioventricular nodal reentry tachycardia (AVNRT) ซึ่ง Typical AVNRT เป็นโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด SVT ที่พบบมากที่สุด

โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่เกี่ยวข้องกับ accessory bypass tract ได้แก่

2) Wolff-Parkinson-white (WPW) pattern (right side bypass tract) ที่ก่อให้เกิด Antidromic atrioventricular nodal reentry tachycardia (AVRT)

3) WPW pattern (left side bypass tract) ที่ก่อให้เกิด Orthodromic atrioventricular nodal reentry tachycardia (AVRT)

เนื่องจากเป็นโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่พบได้บ่อยและมีขั้นตอนการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจที่ไม่ซับซ้อน เหมาะสมสำหรับฝึกปฏิบัติในผู้เรียนเริ่มต้น

3.1 ข้อมูลพื้นฐานของผู้ป่วย ได้แก่

- อาการสำคัญที่ทำให้ผู้ป่วยเข้าโรงพยาบาล (chief complaint)
- ประวัติการเจ็บป่วยในอดีต (patient history)
- การรักษาโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ (medication / procedure)

ซึ่งข้อมูลเหล่านี้จะถูกเก็บในแบบบันทึกข้อมูลที่กำหนดไว้ โดยไม่เปิดเผยชื่อผู้ป่วย

3.2 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ได้แก่

- ผลการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ฟิล์มรูปภาพ
- ข้อมูลการแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากแพทย์เฉพาะทาง

3.3 ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจ

ข้อมูลและรูปภาพของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ ถูกเก็บจากซอฟต์แวร์ที่บันทึกข้อมูลการทำหัตถการการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ ในระหว่างการทำหัตถการ ได้แก่ Resting atrial extrastimulation ventricular extrastimulation AH jump Echo beat tachyarrhythmia entrainment การใช้ยา isoproterenol และ adenosine เป็นต้น ซึ่งข้อมูลสัญญาณคลื่นจากลูกหนึ่งไปยังอีกลูก (interval) ในรูปของเวลา ถูกบันทึกในหน่วย มิลลิวินาที ได้แก่ PP interval RR interval PR segment ST segment P wave duration QRS duration AA interval AH interval HV interval VA interval ขนาดหรือความสูงของสัญญาณ (amplitude) ถูกบันทึกในหน่วย มิลลิโวลต์ รวมถึงข้อมูลสรุปผลหลังจากการทำหัตถการการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ และการจี้ทำลายวงจร (ablation) จากแพทย์

ในการพิจารณาคัดเลือกข้อมูลในแต่ละโรคสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจต้องสมบูรณ์ ในโรค AVRT ต้องมี bypass tract เพียง 1 ทางเท่านั้น

4. การสร้างโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

การสร้างโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ ประกอบด้วย 4 ส่วน ได้แก่

ส่วนที่ 1 การสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ เป็นสัญญาณรายคาบ (Periodic signals) ที่ต่อเนื่องทางเวลา ทางคณิตศาสตร์ การศึกษาขององค์ประกอบและสร้างสัญญาณรายคาบนั้นจะอาศัยอนุกรมฟูเรียร์ (Fourier series) สัญญาณที่ต่อเนื่องกันทางเวลา $f(t)$ บนช่วง $-L < t < L$ ซึ่งสามารถเขียนสมการความสัมพันธ์ได้เป็น

$$f(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} \left(a_n \cos\left(\frac{n\pi t}{L}\right) + b_n \sin\left(\frac{n\pi t}{L}\right) \right) \quad 1$$

โดยที่สัมประสิทธิ์ของอนุกรมฟูเรียร์ a_0 , a_n และ b_n เมื่อ $T = 2L$ และ $n = 1, 2, 3, \dots$

ส่วนประกอบของรูปคลื่นพาราโบลา

$$s_1(t) = \left(\frac{a}{b}\right)(2-b) + \sum_{n=1}^{\infty} \left(\left(\frac{2ba}{t^2\pi^2}\right) \left(1 - \cos\left(\frac{n\pi}{b}\right)\right) \right) \cos\left(\frac{n\pi}{L}t\right) \quad 2$$

ส่วนประกอบของสัญญาณรูปคลื่นสามเหลี่ยม (Triangular waveforms)

$$s_2(t) = \left(\frac{a}{2b}\right)(2-b) + \sum_{n=1}^{\infty} \left(\left(\frac{2ba}{n^2\pi^2}\right) \left(1 - \cos\left(\frac{n\pi}{b}\right)\right) \right) \cos\left(\frac{n\pi}{L}t\right) \quad 3$$

โดยที่ a คือค่าแอมพลิจูด และ b คือ ค่า interval หรือ duration

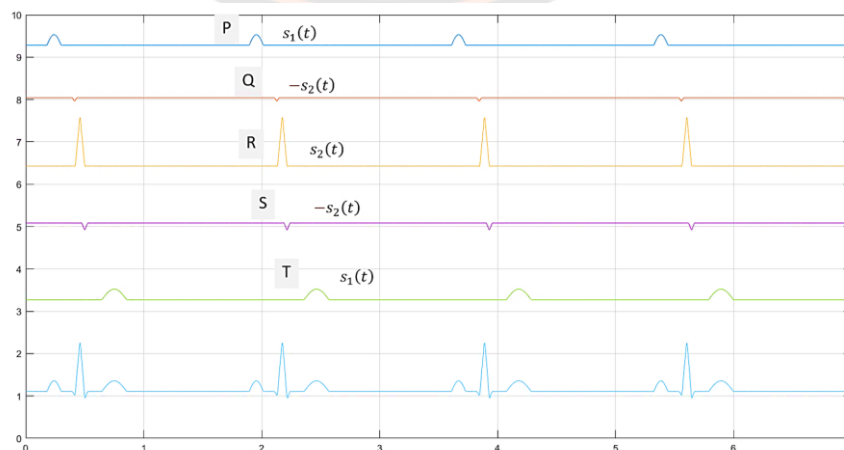
คลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ มีองค์ประกอบของรูปคลื่นพาราโบลา และสามเหลี่ยมที่มีขนาดแตกต่างกันมารวมกันดังที่กล่าวไว้ข้างต้น ซึ่งสมการที่ 2 แทนรูปคลื่นพาราโบลา และสมการที่ 3 แทนรูปคลื่นสามเหลี่ยม

การสร้างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยซอฟต์แวร์ MATLAB จากรวมกันของสมการและการแทนค่า interval หรือ duration และ amplitude จากตารางที่ 3 เป็นการสร้างสัญญาณเลียนแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและแบบ WPW pattern ซึ่งแต่ละค่ามาจากการวัด ECG ของผู้ป่วย

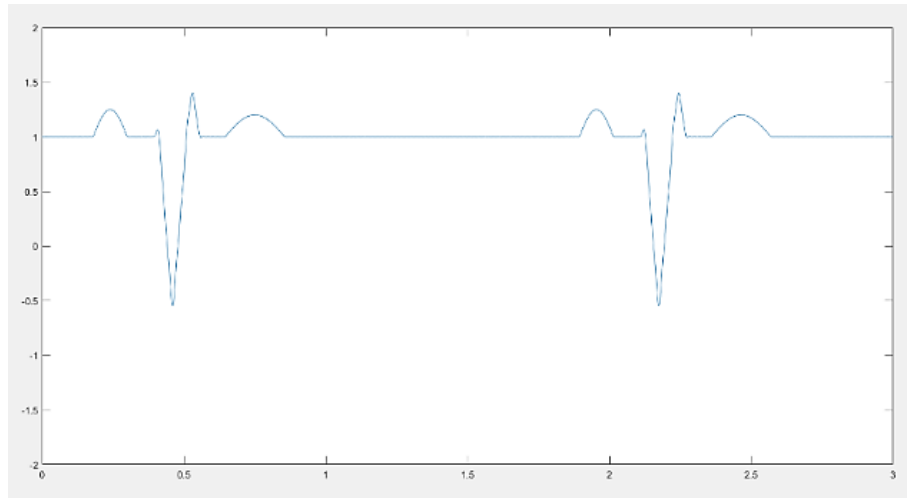
ตาราง 3 ข้อมูลระยะ interval และขนาดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

สัญญาณ	คลื่น	Interval/ duration (วินาที)	Amplitude (มิลลิโวลต์)
คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ	P wave	0.10	0.2
	Q wave	0.10	0.04
	R wave	0.08	1.2
	S wave	0.04	0.1
	T wave	0.25	0.21
คลื่นไฟฟ้าหัวใจ WPW pattern	P wave	0.10	0.2
	Small triangle wave (delta wave)	0.02-0.07	0.45
	R wave	0.08	1.0-1.5
	S wave	0.04	0.1
	T wave	0.30	0.20

ในการสร้างคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ lead II ประกอบด้วยสมการ $S_1(t)-S_2(t)+S_2(t)-S_2(t)-S_1(t)$ จะได้ภาพ 101 เมื่อเปลี่ยนแปลงเครื่องหมายในสมการ $S_1(t)+S_2(t)-S_2(t)+S_2(t)-S_1(t)$ จะได้คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ lead V1 ดังภาพ 102



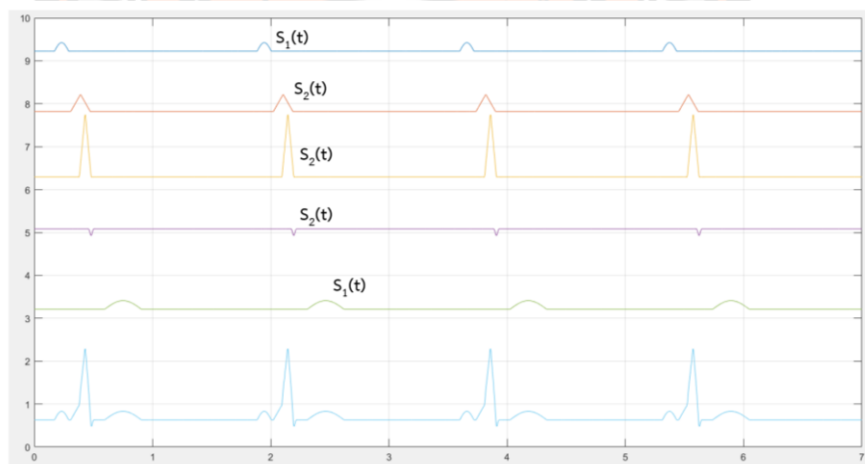
ภาพ 101 ส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติจากอนุกรมฟูเรียร์



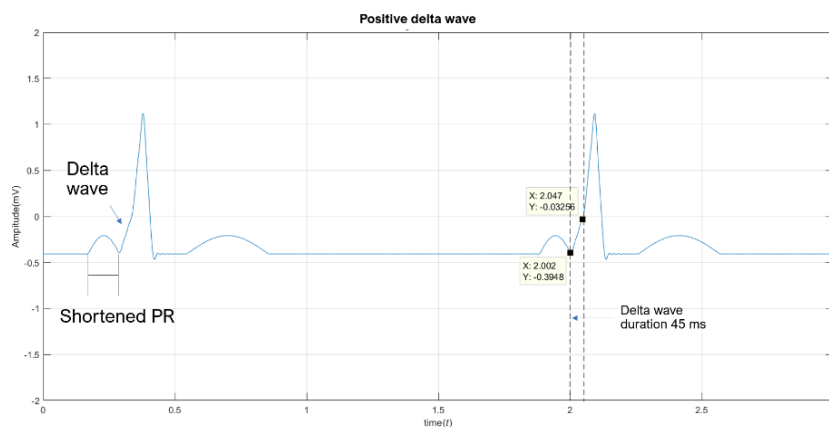
ภาพ 102 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ lead V1 จากอนุกรมฟูเรียร์

ในการสร้างคลื่นไฟฟ้าหัวใจลักษณะ WPW pattern ซึ่งแบ่งตามทิศทางของ delta wave ได้ 3 แบบ ได้แก่ positive delta wave, negative delta wave และ isoelectric delta wave โดยหลักการการสร้าง WPW pattern จะเพิ่มสัญญาณรูปสามเหลี่ยมขนาดเล็กหรือ delta wave ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ 1 รูป แล้วปรับแต่ง interval และขนาดแอมพลิจูดให้เหมาะสม

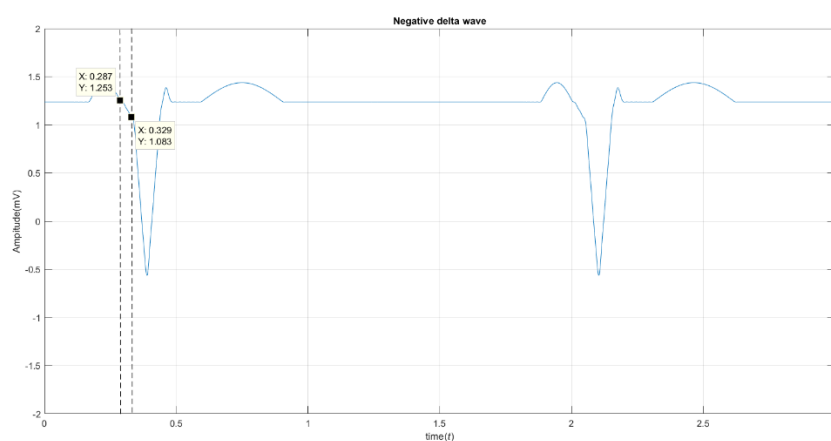
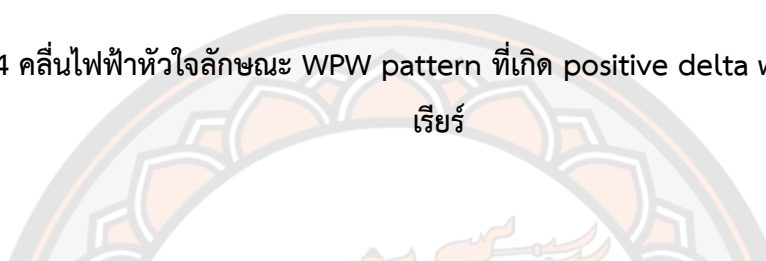
WPW pattern แบบ positive delta wave เมื่อสร้างด้วยอนุกรมฟูเรียร์จะเป็นภาพ 103 และ 104 negative delta wave เป็นภาพ 105 และ isoelectric delta wave เป็นภาพ 106



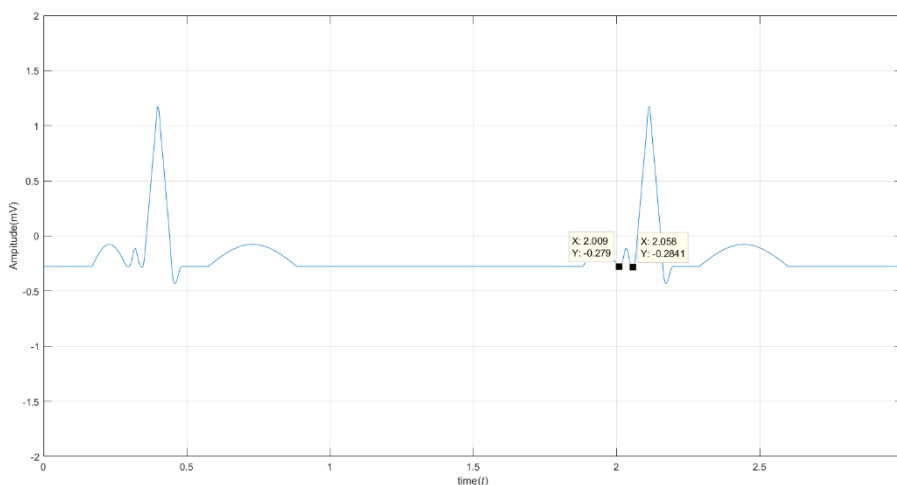
ภาพ 103 ส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิด WPW จากอนุกรมฟูเรียร์



ภาพ 104 คลื่นไฟฟ้าหัวใจลักษณะ WPW pattern ที่เกิด positive delta wave จากอนุกรมฟูเรียร์



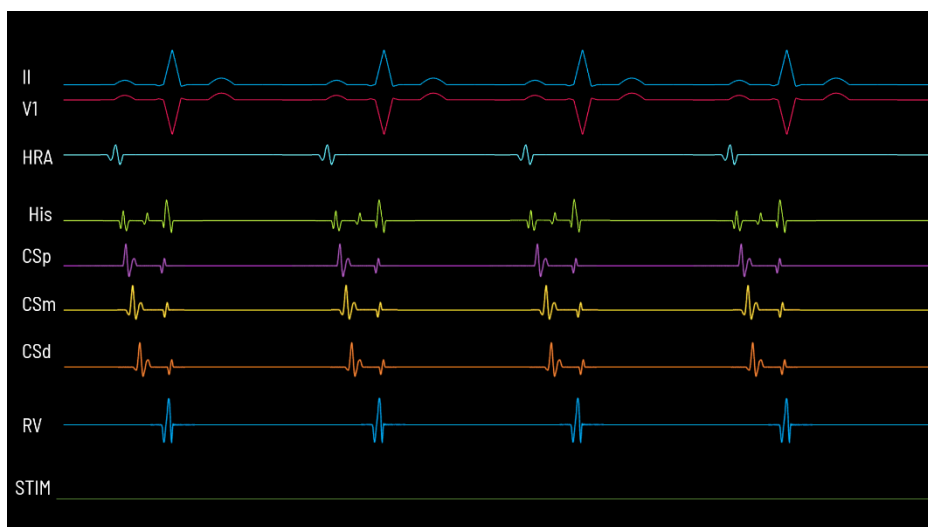
ภาพ 105 ส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ negative delta wave จากอนุกรมฟูเรียร์



ภาพ 106 คลื่นไฟฟ้าหัวใจลักษณะ WPW pattern ที่เกิด isoelectric delta wave จาก
อนุกรมฟูเรียร์

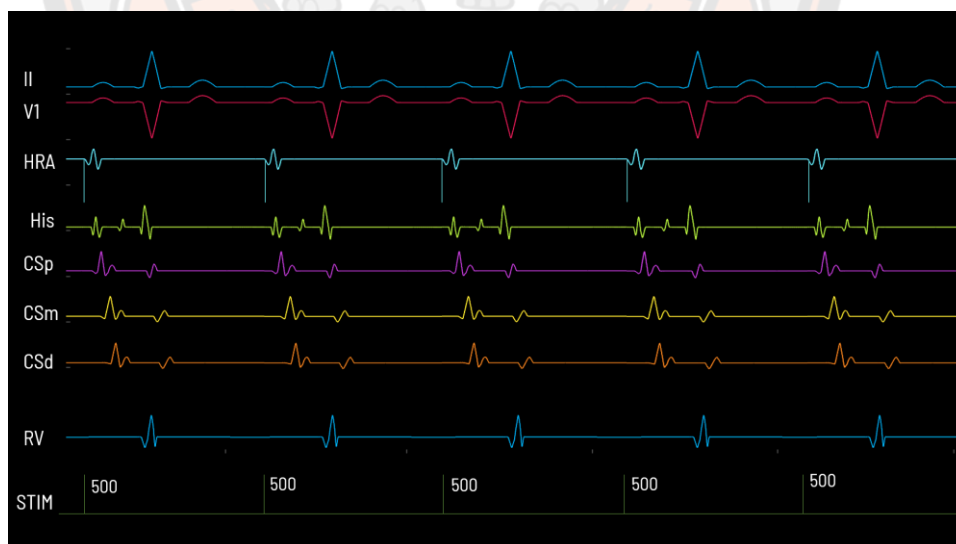
เมื่อนำหลักการและอนุกรมฟูเรียร์มาสร้างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในการตรวจ EP study เป็นดังภาพ 105 จะได้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ lead II และ V1 และสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ HRA His CSp CSm CSd และ RV โดยมีลำดับของสัญญาณและ interval ปกติ

สัญญาณจากตำแหน่ง HRA มีสัญญาณเพียง atrium และเป็นสัญญาณที่มาเร็วที่สุด ถัดมาสัญญาณจากตำแหน่ง His ประกอบด้วย 3 สัญญาณ ได้แก่ atrium his bundle และ ventricle สัญญาณจากตำแหน่ง CS ประกอบด้วย 2 สัญญาณ ได้แก่ atrium และ ventricle และสัญญาณจากตำแหน่ง RV มีเพียงสัญญาณ ventricle

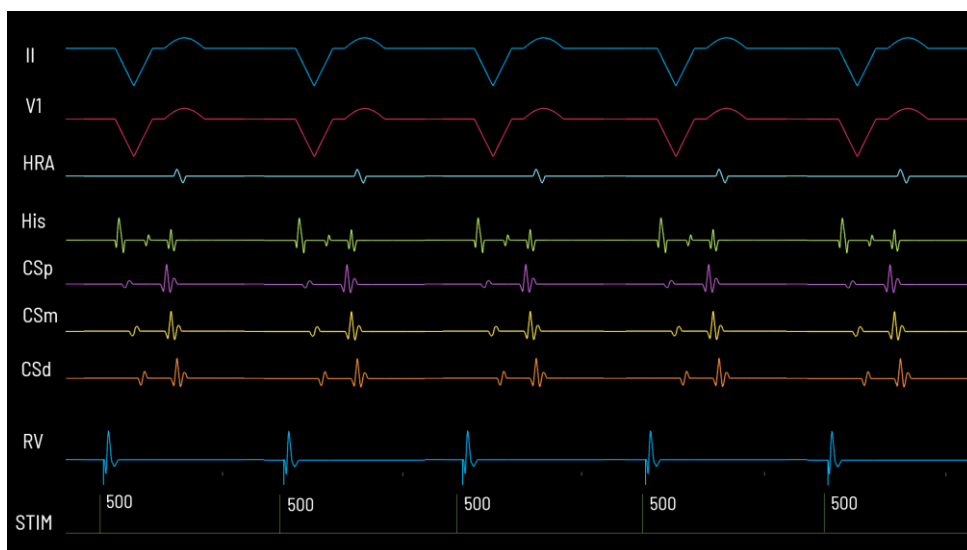


ภาพ 107 สัญญาณเลียนแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจจากอนุกรมฟูเรียร์

ในการสร้างโปรแกรมในส่วน EP simulator ต้องสร้างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเลียนแบบที่เกิดจากการกระตุ้นไฟฟ้า ทางผู้วิจัยได้กำหนดตำแหน่งที่ใช้ ได้แก่ตำแหน่งของ HRA และ RV ดังภาพ 108 และ 109 โดยเพิ่มสัญญาณ spikes หน้าสัญญาณที่กระตุ้นไฟฟ้า

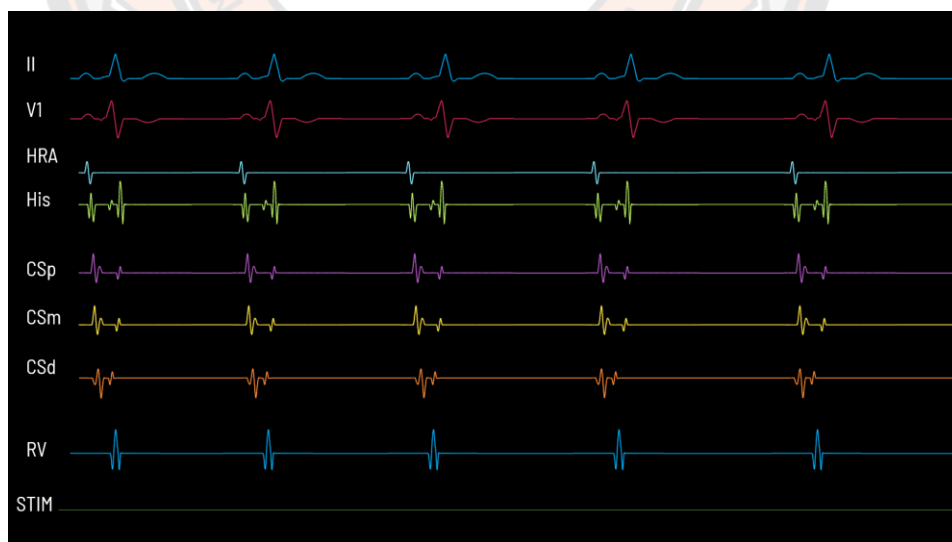


ภาพ 108 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเลียนแบบ ในขณะที่กระตุ้นไฟฟ้าที่ตำแหน่ง HRA



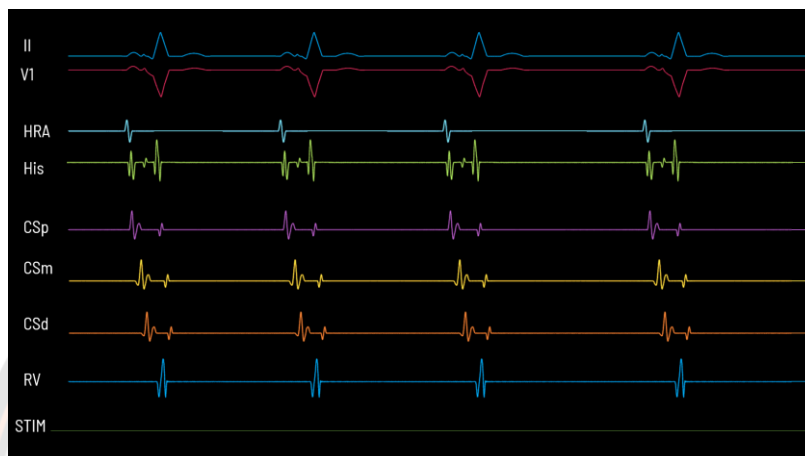
ภาพ 109 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเลียนแบบ ในขณะที่กระตุ้นไฟฟ้าที่ตำแหน่ง RV

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ WPW pattern จะแสดงลักษณะ pre-excitation ในผู้ที่มี left side bypass tract โดย lead II และ V1 เป็น positive delta wave สัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ ได้ปรับระยะ HV interval ให้สั้นขึ้น และกำหนดสัญญาณของ ventricle ใน CSd ซึ่งเป็นสัญญาณ ventricle ที่เร็วที่สุด ดังภาพ 110



ภาพ 110 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเลียนแบบ ในผู้ที่มี WPW pattern และมี left side bypass tract

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ WPW pattern จะแสดงลักษณะ pre-excitation ในผู้ที่มี right side bypass tract โดย lead II เป็น isoelectric delta wave และ V1 เป็น negative delta wave สัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ ได้ปรับระยะ HV interval ให้สั้นขึ้น และกำหนดสัญญาณของ ventricle ใน CSp ซึ่งเป็นสัญญาณ ventricle ที่เร็วที่สุด ดังภาพ 111

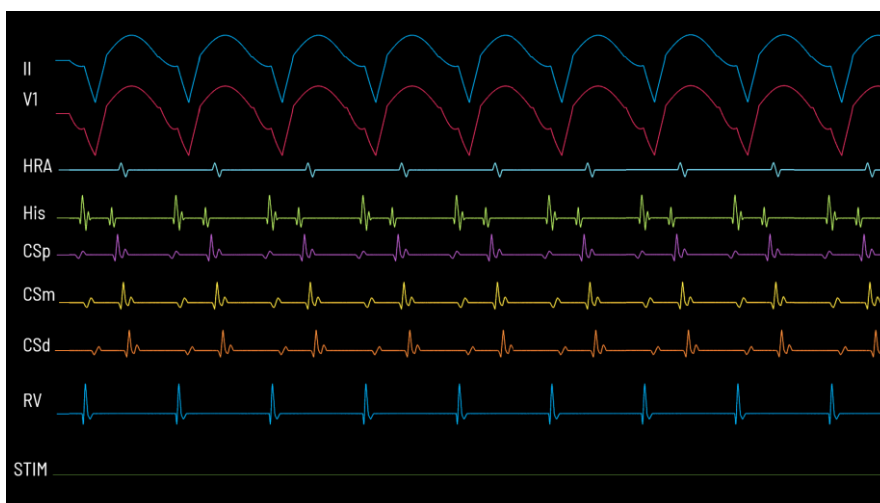


ภาพ 111 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเลียนแบบ ในผู้ที่มี WPW pattern และมี right side bypass tract

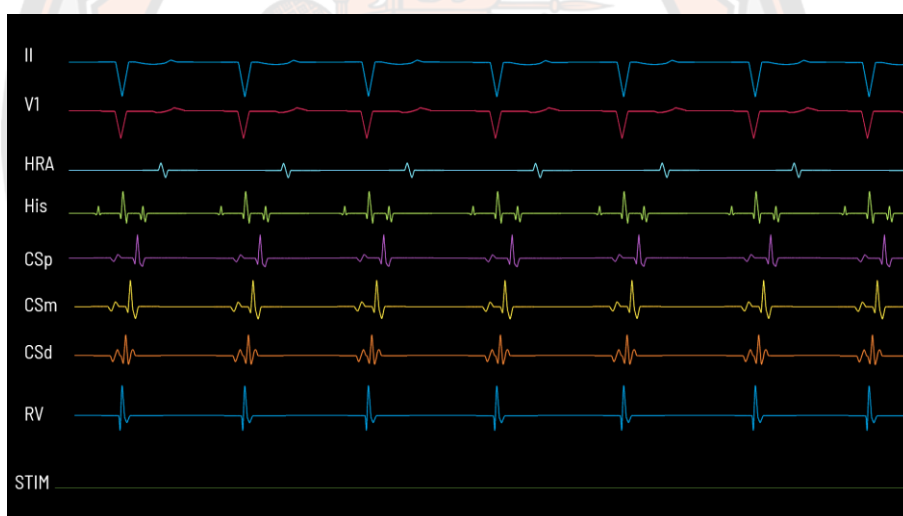
เมื่อเกิดโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Typical AVNRT คลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจเลียนแบบ เป็นดังภาพ 110 ส่วน Antidromic AVRT และ Orthodromic AVRT เป็นดังภาพ 112 และ 113 ตามลำดับ



ภาพ 112 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเลียนแบบโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Typical AVNRT



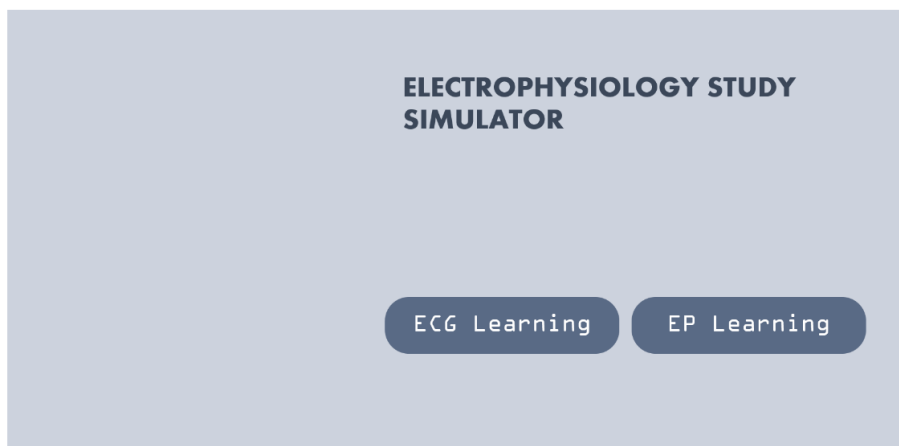
ภาพ 113 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเลียนแบบโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Antidromic AVRT



ภาพ 114 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเลียนแบบโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด Orthodromic AVRT

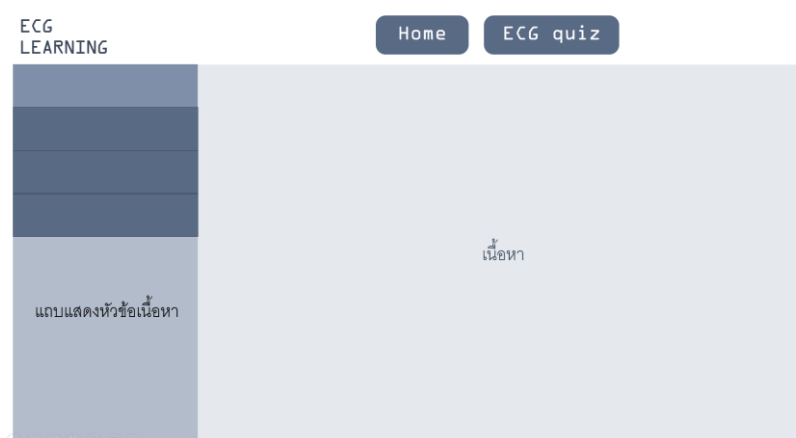
ส่วนที่ 2 การออกแบบโปรแกรม

โปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ ได้ถูกออกแบบแบ่งออกเป็น 2 บทเรียนหลัก ได้แก่ 1) บทเรียนคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2) บทเรียนสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งหน้าต่างเริ่มต้นของโปรแกรม แสดง ปุ่ม “ECG Learning” และปุ่ม “EP Learning” ดังภาพ 116



ภาพ 115 การออกแบบหน้าต่างเริ่มต้นของโปรแกรม

เมื่อคลิกปุ่ม “ECG learning” จากหน้าต่างเริ่มต้น จะแสดงหน้าต่างดังภาพ 117 ซึ่งแถบซ้ายมือเป็นหัวข้อของเนื้อหา ประกอบด้วย วิธีการอ่านและแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Sinus node dysfunction, AV block, Bundle branch block, Premature atrial complex, Premature ventricular complex, Supraventricular tachycardia ได้แก่ ANNR, AVRT, Atrial flutter, Atrial fibrillation, Ventricular tachycardia และความผิดปกติต่างๆ เช่น โรค Brugada syndrome โรค WPW syndrome เป็นต้น หน้าต่างหลักแสดงเนื้อหา ในโหมดนี้ ได้สร้าง “ECG quiz” ซึ่งเป็นเกมส์แปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยมีตัวเลือกคำตอบ 4 คำตอบ ดังภาพ 118

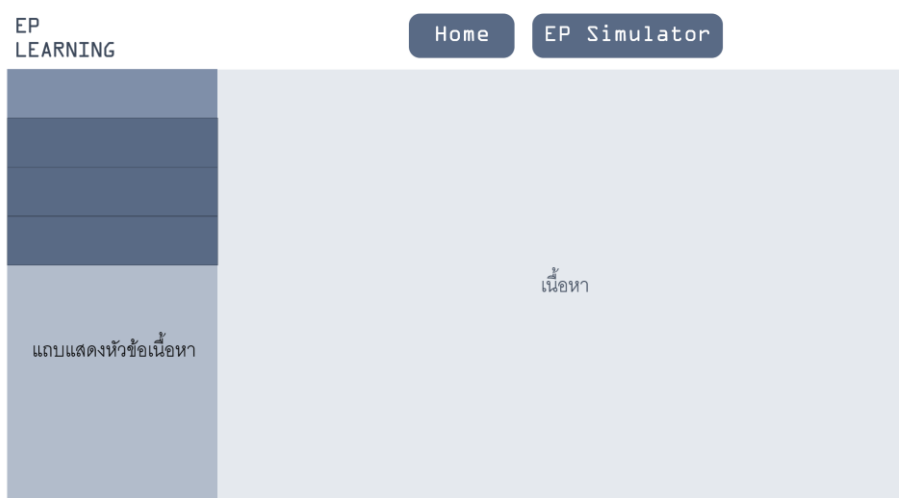


ภาพ 116 การออกแบบหน้าต่างในโหมด “ECG learning”



ภาพ 117 การออกแบบหน้าต่าง “ECG quiz”

เมื่อคลิกปุ่ม “EP learning” จากหน้าต่างเริ่มต้นในภาพ 116 จะแสดงหน้าต่างดังภาพ 119 ประกอบด้วย เนื้อหาที่เกี่ยวข้องกับการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ ข้อบ่งชี้ในการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้า ตำแหน่งในการวางสายสวน คุณสมบัติของเนื้อเยื่อในการนำไฟฟ้า หลักการกระตุ้นไฟฟ้า ลักษณะการนำไฟฟ้าหัวใจ การ mapping การจี้หัวใจ และการเตรียมผู้ป่วย ซึ่งหัวข้อที่กล่าวถึงจะอยู่แถบแสดงทางซ้าย



ภาพ 118 การออกแบบหน้าต่างในโหมด “EP learning”

ในบทเรียนของการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ มีโหมด “EP simulator” ซึ่งเป็นโหมดจำลอง การตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ เมื่อคลิกปุ่ม “EP simulator” หน้าต่างจะแสดงกรณีศึกษา โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ 3 ชนิด ได้แก่ 1) Typical AVNRT 2) Antidromic AVRT 3) Orthodromic AVRT โหมดนี้จัดทำขึ้นเพื่อการฝึกปฏิบัติด้านการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ โดยเริ่มจากการศึกษา รายละเอียดของกรณีศึกษา ได้แก่ อาการ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ผลการตรวจหัวใจด้วยคลื่นเสียงสะท้อน ดัง ภาพ 120



ภาพ 119 การออกแบบหน้าต่างกรณีศึกษา

เมื่อเลือกกรณีศึกษาแล้วคลิกปุ่ม “START” โปรแกรมจะแสดงหน้าต่าง ดังภาพ 121 หน้าต่างหลักแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ โดยผู้วิจัยกำหนดการแสดงผลสัญญาณเริ่มต้น ได้แก่ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ lead II และ V1 สัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจ ได้แก่ High right atrium (HRA) His bundle (HIS) Coronary sinus (CS) และ RV apex ในกรณีการแสดงผลหลัง การกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจ สัญญาณการกระตุ้นจะปรากฏขึ้น ส่วนทางซ้ายของหน้าต่างเป็นส่วนการ จำลองการกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจ ได้แก่ ที่ตำแหน่งของ HRA และ RV แถบด้านล่างแสดงตัวเลือกของ interval ปุ่มแสดงเหตุการณ์ที่จะเกิดขึ้นในแต่ละโรค แถบแสดงคำอธิบาย ปุ่ม “Ablation on” และ แถบแสดงอุณหภูมิ พลังงาน ความต้านทานระหว่างจี้



ภาพ 120 การออกแบบหน้าต่าง EP simulator

ในโหมด EP simulator ผู้เรียนต้องสังเกตลักษณะ ลำดับการนำสัญญาณไฟฟ้าจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจในภาวะ Normal sinus rhythm หากผู้เรียนต้องการจะหยุดการเคลื่อนที่ของสัญญาณ สามารถคลิกปุ่ม “Pause” จากนั้นสามารถกดเลือก interval เพื่อดูค่า interval ต่างๆ ได้แก่ PR QRS AA AH HA และ VV

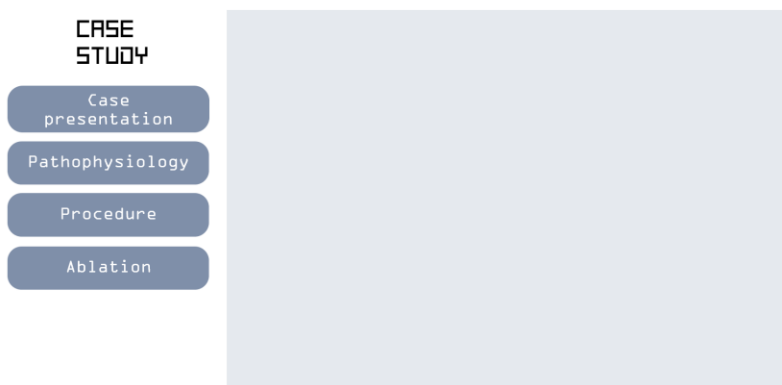
จากขั้นตอนพื้นฐานของการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจในโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด SVT เริ่มจากการสังเกตการนำไฟฟ้าของสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจขณะ normal sinus rhythm จากนั้นกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจทั้งบนและล่างเพื่อดูการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ กระตุ้นไฟฟ้าหัวใจให้เกิดการแสดงของโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะที่ผู้ป่วยเป็น ซึ่งในขั้นตอนนี้อาจจะใช้ยา Isoproterenol ร่วมด้วย หากเกิด SVT แล้ว ต้องทำการแยกโรค SVT โดยใช้วิธีการ Entrainment เมื่อแยกชนิดของโรคได้แล้ว ขั้นตอนต่อไปคือการ mapping เพื่อหาสัญญาณที่ต้องจี้รักษา

ในการเรียนรู้การจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ ผู้วิจัยได้กำหนดให้โปรแกรมสามารถจำลองการกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจจากตำแหน่ง HRA และ RV แบบ incremental หรือ extrastimulus เพื่อดูการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ลำดับการนำไฟฟ้า และเพื่อกระตุ้นให้เกิดโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ จากนั้นเหตุการณ์ต่อมาคือ การเกิดโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ ผู้เรียนสามารถศึกษาได้จากการกดปุ่ม “Induced arrhythmia” เมื่อหลังจากการเกิดเหตุการณ์แล้ว จากหลักการต้องทำการแยกชนิดของโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ โดยใช้วิธีการ Entrainment จากการกดปุ่ม “Entrainment” เมื่อแยกชนิดของโรคได้แล้ว ขั้นตอนต่อไปคือการ mapping โดยกดปุ่ม “Mapping” เมื่อสัญญาณจาก ablation catheter ปรากฏ ขั้นตอนต่อไป คือการจี้ให้กดปุ่ม “Ablation ON” หลังจากนั้น กระตุ้นไฟฟ้าหัวใจเพื่อดูการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

ใน Typical AVNRT ผู้วิจัยได้ออกแบบให้แสดงสัญญาณไฟฟ้า AH jump และ echo beat ซึ่งเป็นเหตุการณ์ที่มักเกิดในผู้ที่ เป็นโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิดนี้ เมื่อผู้ใช้งานกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจจน ก่อให้เกิด SVT โดยผู้วิจัยกำหนด pacing ที่ก่อให้เกิด Typical AVNRT ที่ “HRA S1 =500 S2=290” ในการ mapping หาสัญญาณ slow pathway ผู้วิจัยได้สร้างสัญญาณ slow pathway ที่ตำแหน่ง ของ ablation catheter ซึ่งเป็นวิธี mapping แบบ anatomical mapping นอกจากนี้ผู้วิจัยสร้าง สัญญาณ junctional rhythm ขณะที่ยัง

ใน AVRT ผู้วิจัยได้สร้างกรณีศึกษา 2 กรณี ได้แก่ การเกิด Orthodromic AVRT จาก bypass tract ที่อยู่ทางด้านซ้ายของหัวใจ และการเกิด Antidromic AVRT จาก bypass tract ที่อยู่ ทางด้านขวาของหัวใจ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทั้ง 2 กรณี เป็น WPW pattern ในการ mapping หาสัญญาณ bypass tract จาก ablation catheter แบบวิธี activation mapping โดย สัญญาณ ventricle ของ ablation catheter เร็วกว่า delta wave ของ ECG นอกจากนี้ผู้วิจัยได้ สร้างการเปลี่ยนของสัญญาณจาก WPW pattern เป็น normal QRS ในขณะที่ยัง หลังจากการจี้ ผู้วิจัยได้สร้างโหมมการให้ยา adenosine เพื่อเป็นการตรวจสอบ bypass tract เนื่องจากคุณสมบัติ ของ adenosine มีผลต่อการปิดกั้นการนำสัญญาณไฟฟ้าที่ AV node ถ้าจี้ทำลาย bypass tract แล้ว หลังจากการให้ยาจะเกิด PR prolongation และเกิด AV block ชั่วคราว และต้องทำการ กระตุ้นไฟฟ้าที่ตำแหน่ง RV เพื่อให้เกิดการนำไฟฟ้า ซึ่งทางผู้วิจัยก็ได้จำลองสถานการณ์นี้ด้วย

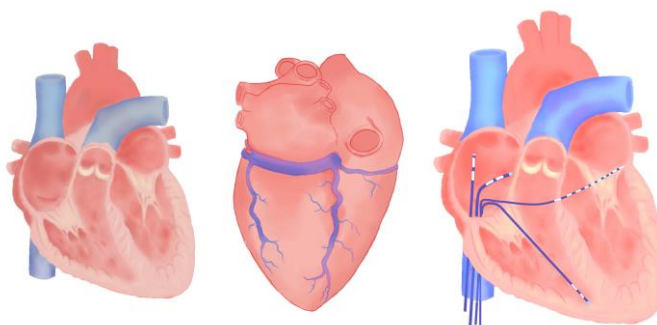
เพื่อเพิ่มความเข้าใจในโรคมากยิ่งขึ้น ผู้วิจัยได้เพิ่มข้อมูลสรุปของกรณีศึกษา ได้แก่ ข้อมูลของ ผู้ป่วย พยาธิสรีรวิทยาของโรค การทำหัตถการและสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่สำคัญ โดยกดปุ่ม “Summary” ดังภาพ 122



ภาพ 121 การออกแบบหน้าต่างสรุปข้อมูลกรณีศึกษา

ส่วนที่ 3 ภาพและเนื้อหาในโปรแกรม

ภาพและเนื้อหาในโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ เช่น โครงสร้างหัวใจ ถูกสร้างจาก โปรแกรม Adobe photoshop, Medi Bang pro paint และ Microsoft PowerPoint ดังภาพ 123



ภาพ 122 โครงสร้างหัวใจจากการวาดด้วยโปรแกรม Medi Bang pro paint

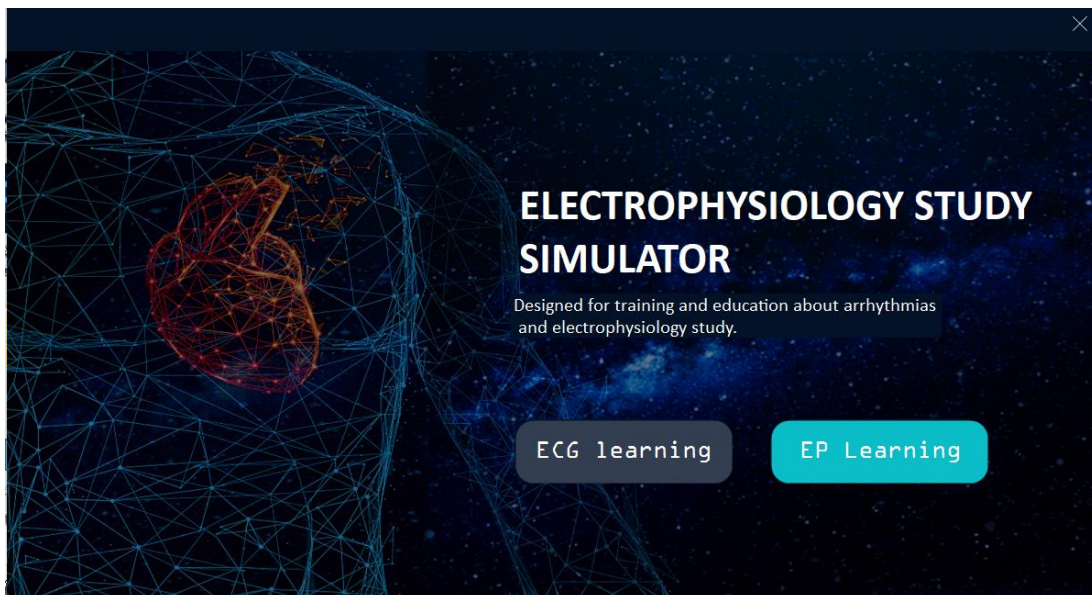
ส่วนที่ 4 การสร้างโปรแกรมด้วย Microsoft Visual studio

โปรแกรมนี้ถูกสร้างและพัฒนาด้วยซอฟต์แวร์ Microsoft Visual studio เวอร์ชัน 2019 ผู้วิจัยได้นำข้อมูลต่างๆ ได้แก่ รูปภาพ เนื้อหา และสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากอนุกรมฟูเรียร์ที่บันทึกเป็นภาพเคลื่อนไหวนามสกุล .gif มาสร้างโปรแกรมโดยใช้ภาษา C# ในการเขียนคำสั่งโปรแกรม เช่น การแสดงผลหน้าต่าง การเชื่อมโยงกันของแต่ละฟอร์ม การจัดการเวลา (Timer) เพื่อแสดงผลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เป็นต้น เมื่อสร้างโปรแกรมเรียบร้อยแล้วจะอยู่ในระบบปฏิบัติการแบบเดี่ยว (stand-alone)

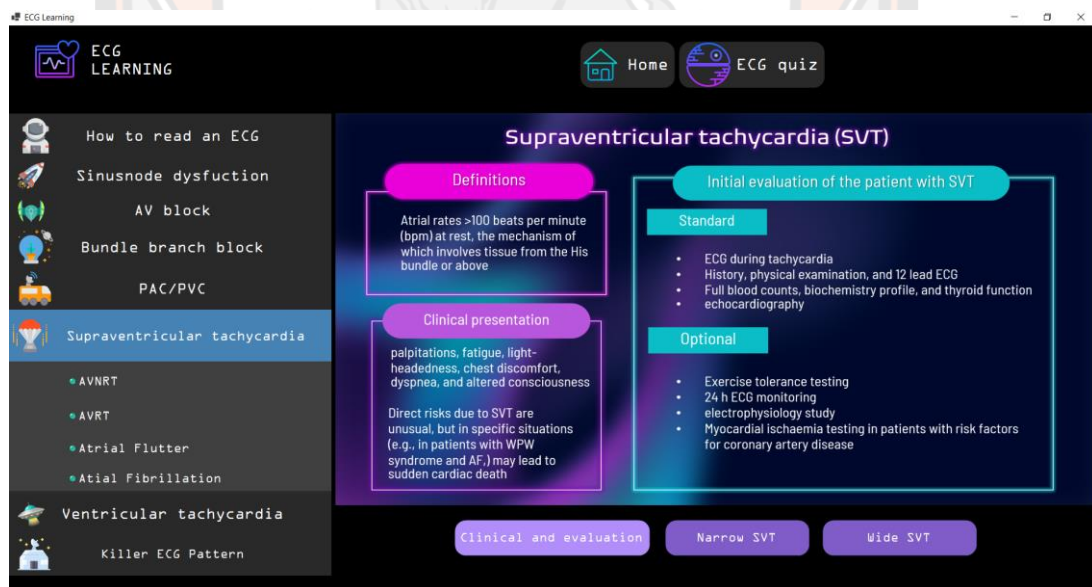
เมื่อเข้าสู่โปรแกรมด้วยการคลิก EP-ECG_program ชนิด Application ดังภาพ 124 หน้าจอแสดงหน้าแรกเพื่อให้เลือกหัวข้อ ดังภาพ 125 กดปุ่ม “ECG learning” หน้าต่างโปรแกรมจะแสดงหัวข้อเนื้อหาเกี่ยวกับการแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจและโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ ซึ่งอยู่แถบซ้าย หน้าต่างหลักแสดงเนื้อหาหลังจากที่กดเลือกหัวข้อ ดังภาพ 126 ในโหมดนี้ มีเกมส์คำถามเกี่ยวกับการแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังภาพ 127

Name	Date modified	Type	Size
EP-ECG_program.deps	2/4/2565 19:00	JSON File	1 KB
EP-ECG_program.dll	2/4/2565 19:07	Application extens...	601,672 KB
EP-ECG_program	2/4/2565 19:07	Application	486 KB
EP-ECG_program.pdb	2/4/2565 19:07	Program Debug D...	120 KB
EP-ECG_program.runtimeconfig.dev	2/4/2565 17:40	JSON File	1 KB
EP-ECG_program.runtimeconfig	2/4/2565 17:40	JSON File	1 KB

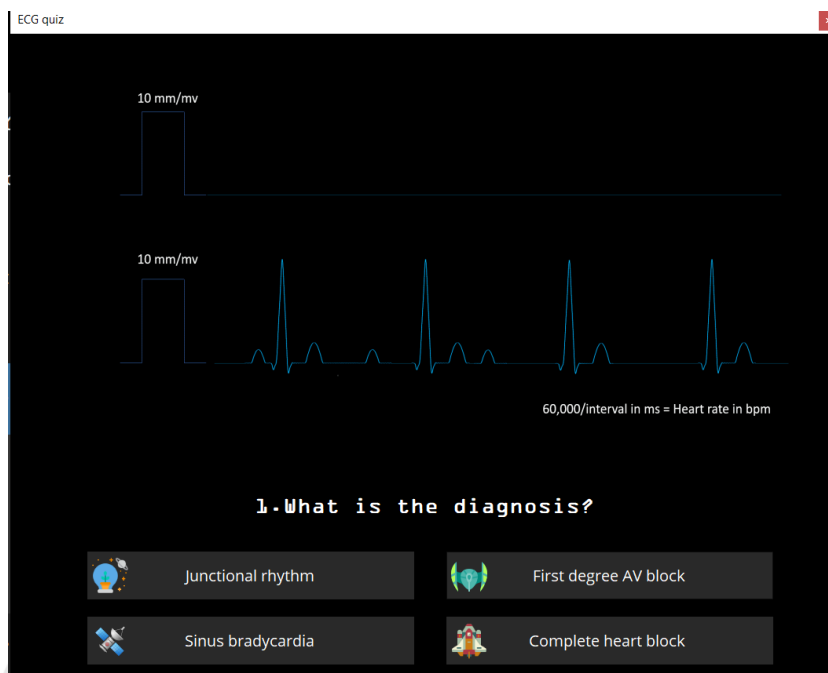
ภาพ 123 ไอคอนเข้าสู่โปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ



ภาพ 124 หน้าต่างเริ่มต้นของโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

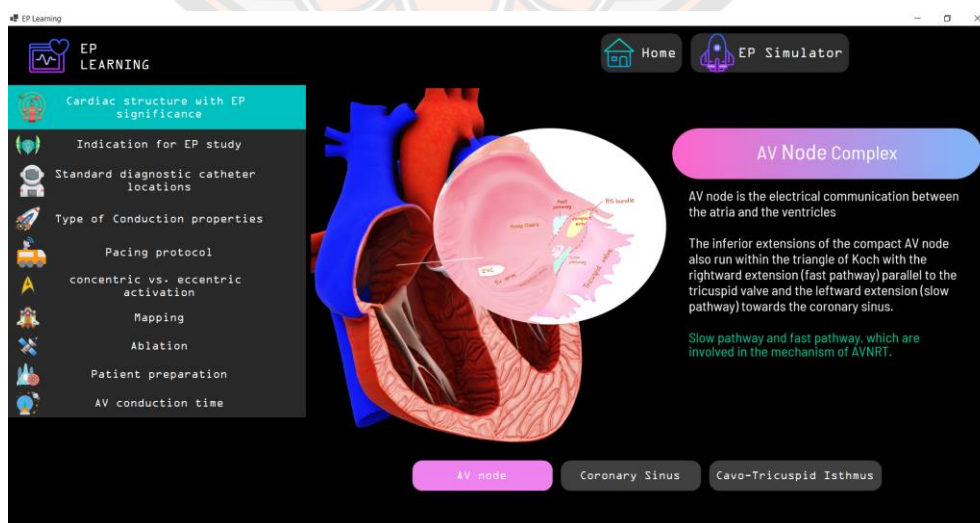


ภาพ 125 หน้าต่างของโปรแกรมที่แสดงโหมดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



ภาพ 126 เกมคำถามการแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เมื่อกดปุ่ม “EP learning” หน้าต่างโปรแกรมจะแสดงหัวข้อเนื้อหาเกี่ยวกับการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ ดังภาพ 128 ภายในโหมดนี้ จะมีการจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจจากการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าที่เรียกว่า “EP simulator” เป็นโหมดที่ใช้ฝึกปฏิบัติเพื่อเพิ่มความเข้าใจเกี่ยวกับสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ ขั้นตอนของหัตถการการตรวจตลอดจนถึงการจี้รักษา



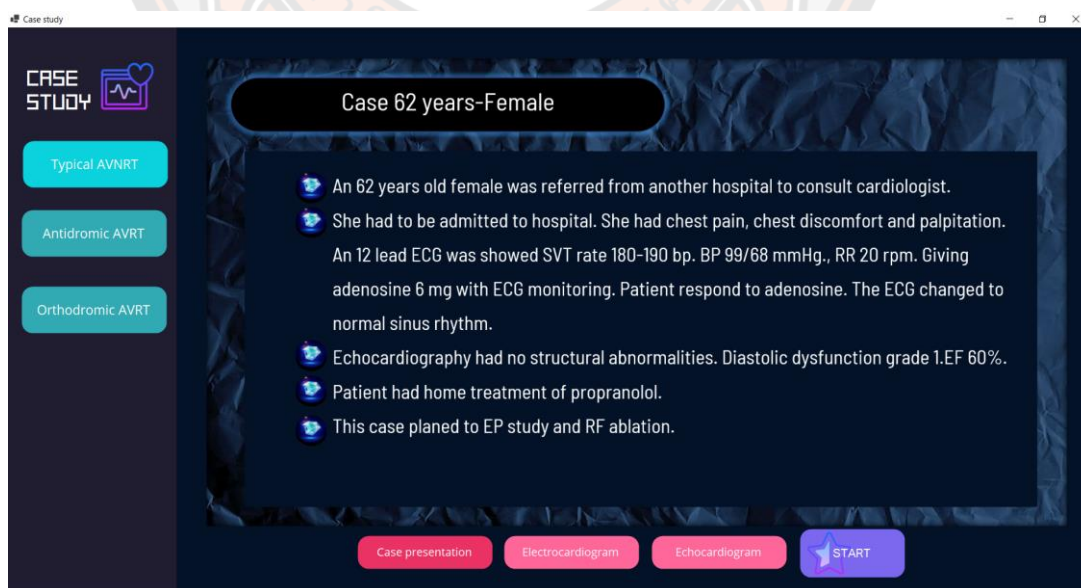
ภาพ 127 หน้าต่างของโปรแกรมแสดงโหมดการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

เมื่อกดปุ่ม “EP simulator” หน้าต่างโปรแกรมจะแสดงกรณีศึกษาทั้งหมด 3 กรณี ให้เลือก ดังภาพที่ 129 ดังนี้

1) ผู้ป่วยหญิงอายุ 62 ปี มีอาการเจ็บหน้าอก ใจสั่น คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดง Narrow complex tachycardia อัตราการเต้นของหัวใจ 180-190 ครั้งต่อนาที ตอบสนองต่อ adenosine เป็น normal sinus rhythm ผลการตรวจหัวใจด้วยคลื่นเสียงสะท้อนความถี่สูง ไม่พบความผิดปกติของโครงสร้างหัวใจ diastolic dysfunction grade 1., EF 60% เมื่อตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ พบว่าเป็นโรคหัวใจเต้นจังหวะชนิด Typical AVNRT ทำการรักษาด้วยการจี้ที่ตำแหน่ง slow pathway

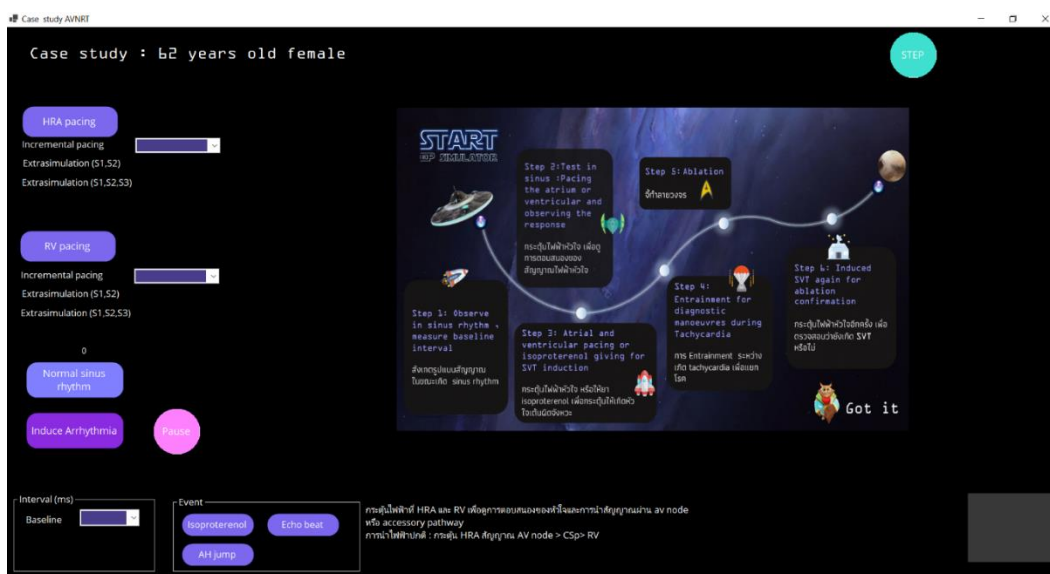
2) ผู้ป่วยหญิงอายุ 23 ปี มีอาการใจสั่น คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดง normal sinus rhythm 87 bpm with WPW pattern ผลการตรวจหัวใจด้วยคลื่นเสียงสะท้อนความถี่สูง พบว่า ปกติ เมื่อตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจพบว่าเป็นโรคหัวใจเต้นจังหวะชนิด Antidromic AVRT โดยมี accessory bypass tract อยู่ทางขวา ทำการรักษาด้วยการจี้ที่ตำแหน่ง accessory bypass tract

3) ผู้ป่วยชายอายุ 65 ปี แน่นหน้าอก เมื่อ เหนื่อยง่าย เป็นเวลา 2 สัปดาห์ คลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดง normal sinus rhythm 87 bpm with WPW pattern and LVH by voltage ผลการตรวจหัวใจด้วยคลื่นเสียงสะท้อนพบ concentric LV hypertrophy เมื่อตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ พบว่าเป็นโรคหัวใจเต้นจังหวะชนิด Orthodromic AVRT โดยมี accessory bypass tract อยู่ทางซ้าย ทำการรักษาด้วยการจี้ที่ตำแหน่ง accessory bypass tract



ภาพ 128 หน้าต่างของโปรแกรมในส่วน EP simulator แสดงกรณีศึกษา

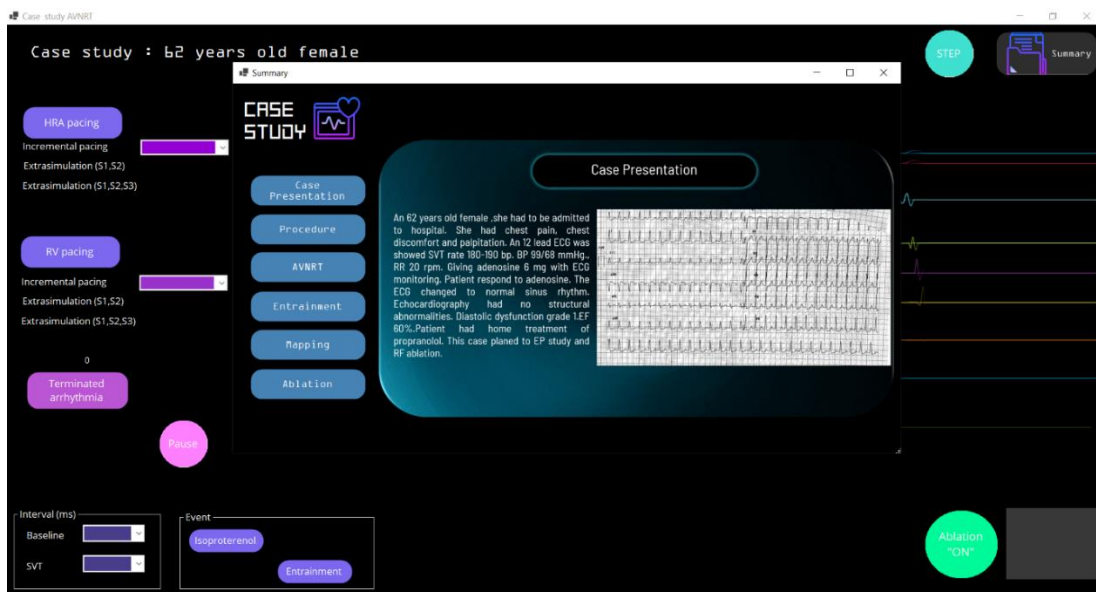
เมื่อกดปุ่ม “Start” หน้าต่างของโปรแกรมจะแสดงขั้นตอนการตรวจ บริเวณหน้าต่างหลัก ส่วนทางซ้ายมือเป็นส่วนของการกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจ ดังภาพ 130 จากนั้นเมื่อกด “Got it” หน้าต่าง จะแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจ ดังภาพ 131 เมื่อผู้ใช้ได้ฝึกปฏิบัติตามขั้นตอน จนการกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจหลังจากการจี้ เมื่อกดปุ่ม “Summary” โปรแกรมจะแสดงบทสรุปหลังจาก ทำหัตถการ ดังภาพที่ 132



ภาพ 129 หน้าต่างของโปรแกรมแสดงขั้นตอนการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ



ภาพ 130 หน้าต่างของโปรแกรมแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจ



ภาพ 131 หน้าต่างของโปรแกรมแสดงบทสรุปของกรณีศึกษา

5. การประเมินความถูกต้องของโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

หลังจากสร้างโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจสำเร็จ เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของเนื้อหาในโปรแกรมและกราฟสัญญาณเลียนแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ ได้ส่งให้ผู้เชี่ยวชาญด้านตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ 3 ท่าน ได้แก่

- 5.1 รศ.พญ. วรางคณา บุญญพิสิฐฐ์ จากหน่วยตรวจสวนหัวใจ ศูนย์โรคหัวใจสมเด็จพระบรมราชินีนาถ โรงพยาบาลศิริราช มหาวิทยาลัยมหิดล
- 5.2 พญ.เจนจิรา สวัสดิ์มานนท์ จากศูนย์โรคหัวใจ โรงพยาบาลสกลนคร
- 5.3 คุณชัชฎาภา ศรีพรหม จากหน่วยตรวจสวนหัวใจ ศูนย์โรคหัวใจสมเด็จพระบรมราชินีนาถ โรงพยาบาลศิริราช มหาวิทยาลัยมหิดล

ในการตรวจสอบประสิทธิภาพโปรแกรมด้านเทคนิค การนำเสนอและความเหมาะสมของโปรแกรมทางผู้วิจัยได้ส่งโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ แก่ คุณนภัทร ร่มลำตวน จากบริษัท KOS design

หลังจากการได้คำแนะนำจากผู้เชี่ยวชาญ ผู้วิจัยได้แก้ไขปรับปรุงและพัฒนาโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจต่อไป

6. ผู้เข้าร่วมวิจัย

ในงานวิจัยได้กำหนดกลุ่มผู้เข้าร่วมวิจัย ได้แก่ นิสิตเทคโนโลยีหัวใจและทรวงอก ชั้นปีที่ 4 ปีการศึกษา 2565 คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร จำนวน 47 คน โดยได้รับการยินยอมจากผู้เข้าร่วมวิจัยผ่านหนังสือแสดงความยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัย เพื่อทดลองโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

เกณฑ์การคัดเลือก

นิสิตเทคโนโลยีหัวใจและทรวงอก ชั้นปีที่ 4 มหาวิทยาลัยนเรศวร

เกณฑ์การคัดออก

- ผู้ทำแบบประเมินไม่ครบ
- ผู้ที่ไม่สามารถฝึกด้วยโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจได้ ได้แก่ มีการเจ็บป่วย หรือเกิดอุบัติเหตุที่ส่งผลต่อสุขภาพร่างกายและจิตใจ เช่น มีการบาดเจ็บบริเวณตา แขน เป็นต้น จนไม่สามารถฝึกด้วยโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าได้

เกณฑ์การยุติโครงการ

- ผู้เข้าร่วมวิจัยไม่ให้ความร่วมมือหรือไม่ปฏิบัติตามคำแนะนำของผู้ทำวิจัย
- ผู้เข้าร่วมวิจัยขอถอนตัวจากการเข้าร่วมงานวิจัย

7. การทดสอบโปรแกรมในผู้เข้าร่วมวิจัย

เริ่มจากผู้วิจัยอธิบายงานวิจัยแก่ผู้เข้าร่วมวิจัย จากนั้นให้ผู้เข้าร่วมวิจัยลงนามยินยอมเข้าร่วมงานวิจัย ผู้เข้าร่วมวิจัยต้องทำแบบประเมินความรู้ก่อนการใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ เป็นเวลา 30 นาที ผ่านทาง google form โดยกำหนดให้เลขรหัสนิสิต 4 ตัวท้าย เป็นเลขที่ใช้ประจำตัวผู้เข้าร่วมวิจัย จำนวน 47 คน จากนั้นอธิบายวิธีการใช้โปรแกรมแก่อาสาสมัคร อาสาสมัครจะได้รับลิงค์ของ google drive ที่มีตัวติดตั้งโปรแกรม คำอธิบายโปรแกรมและวิธีการใช้งาน ผู้วิจัยเมื่อครบกำหนด 7 วัน อาสาสมัครได้ทำแบบประเมินความรู้โดยใช้ข้อสอบชุดเดิมและแบบประเมินความพึงพอใจหลังการใช้โปรแกรม ผ่านทาง google form จับเวลาอัตโนมัติ 30 นาที

8. สถิติที่ใช้วิเคราะห์ข้อมูล

ข้อมูลที่เป็นข้อมูลต่อเนื่อง (continuous data) ทดสอบการแจกแจงแบบปกติ (normal distribution) ด้วย Shapiro-Wilk Test และมีการแจกแจงปกติ แสดงผลเป็นค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (mean \pm SD) ข้อมูลเชิงคุณภาพแสดงตามความถี่เป็นจำนวน ร้อยละและ

กราฟ การทดสอบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยระหว่างกลุ่มตัวอย่างของสองกลุ่มที่ไม่เป็นอิสระต่อกัน ด้วยสถิติ Paired t-test กำหนด $p \text{ value} < 0.05$ ถือว่าแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยใช้โปรแกรม SPSS



บทที่ 4

ผลการวิจัย

งานวิจัยเรื่อง การสร้างโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ มีจุดประสงค์เพื่อสร้างโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ เพื่อใช้เป็นสื่อการเรียนรู้ โดยทดสอบประสิทธิภาพ ประสิทธิผลและความความน่าเชื่อถือของโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจในผู้เข้าร่วมวิจัย นิสิตเทคโนโลยีหัวใจและทรวงอกชั้นปีที่ 4 คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร โดยแบ่งการนำเสนอข้อมูลผลการศึกษาดังกล่าวออกเป็น 2 ส่วน ดังนี้

1. ประสิทธิภาพของโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ
2. การประเมินประสิทธิภาพและความพึงพอใจที่เกิดจากการใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

ส่วนที่ 1 ประสิทธิภาพของโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

ประสิทธิภาพของโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ ถูกประเมินด้วย ผลการเปรียบเทียบผลสัมฤทธิ์ของผู้เข้าร่วมวิจัยก่อนและหลังใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ จำนวน 20 ข้อ คะแนนเต็ม 20 คะแนน จากนิสิตเทคโนโลยีหัวใจและทรวงอก ทั้งหมด 47 คน

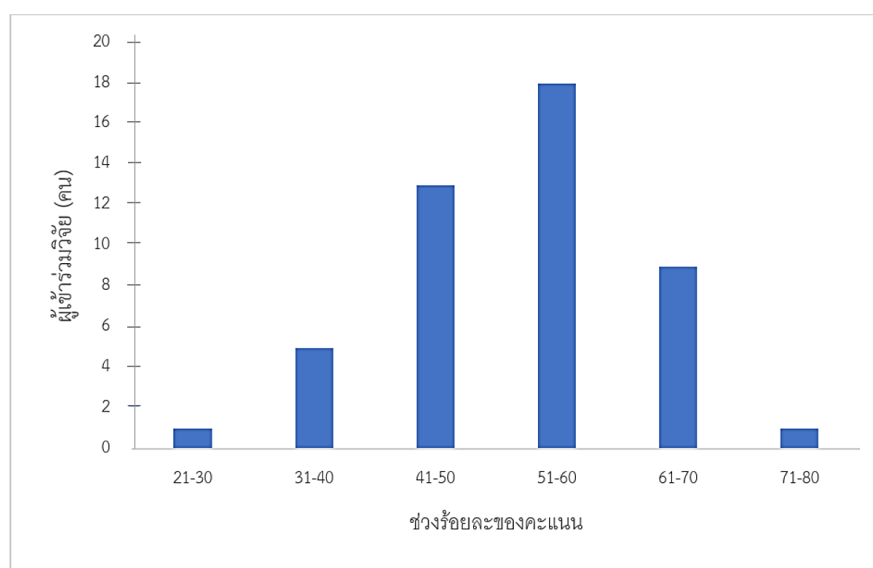
จากการทดสอบทางสถิติพบว่า การแจกแจงของคะแนนก่อนและหลังจากการใช้โปรแกรมเป็นปกติ จากตาราง 4 แสดงคะแนนก่อนและหลังจากใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ พบว่า คะแนนก่อนการใช้โปรแกรมที่น้อยที่สุด 3 คะแนน คะแนนที่มากที่สุด 14 คะแนน ผลคะแนนเฉลี่ย 8.38 ± 2.73 คะแนน ส่วนคะแนนหลังใช้ที่น้อยที่สุด 6 คะแนน คะแนนที่มากที่สุด 15 คะแนน และคะแนนเฉลี่ย 10.77 ± 1.93 คะแนน ค่า t เท่ากับ -4.882 มีนัยสำคัญทางสถิติต่ำกว่าระดับ 0.05 แสดงว่าผลสัมฤทธิ์หลังใช้โปรแกรมสูงกว่าก่อนใช้โปรแกรมอย่างมีนัยสำคัญที่เชื่อมั่น 95%

ตาราง 4 คะแนนก่อนและหลังการใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

	จำนวน	คะแนนน้อย ที่สุด	คะแนน มากที่สุด	ค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบน มาตรฐาน	t	p-value
ก่อนใช้ โปรแกรม	47	3	14	8.38 \pm 2.73	-4.882	0.000
หลังใช้โปรแกรม	47	6	15	10.77 \pm 1.93		

* มีนัยความสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

จากภาพที่ 132 กราฟแสดงจำนวนผู้เข้าร่วมวิจัยและช่วงร้อยละของคะแนนหลังการใช้งานโปรแกรม แกนตั้งแสดงจำนวนผู้เข้าร่วมวิจัย แกนนอนแสดงช่วงร้อยละของคะแนน โดย 20 คะแนน เท่ากับร้อยละ 100 ช่วงร้อยละ 21-30 เท่ากับ 5-6 คะแนน ช่วงร้อยละ 31-40 เท่ากับ 7-8 คะแนน ช่วงร้อยละ 41-50 เท่ากับ 9-10 คะแนน ช่วงร้อยละ 51-60 เท่ากับ 11-12 คะแนน ช่วงร้อยละ 61-70 เท่ากับ 13-14 คะแนน ช่วงร้อยละ 71-80 เท่ากับ 15-16 คะแนน พบว่า ช่วงร้อยละ 51-60 เป็นช่วงคะแนนที่มีจำนวนผู้เข้าร่วมวิจัยมากที่สุด



ภาพ 132 กราฟแสดงจำนวนผู้เข้าร่วมวิจัยและช่วงร้อยละของคะแนนหลังการใช้งานโปรแกรม

จากตาราง 5 แสดงจุดประสงค์การเรียนรู้จากโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ ผ่านแบบคำถามทั้งหมด 20 ข้อ ดังนี้

- 1) ด้านการเรียนรู้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ 4 ข้อ
 - ข้อ 1. มีจำนวนผู้ที่ตอบถูก ก่อนใช้โปรแกรม 10 ราย หลังใช้โปรแกรม 17 ราย
 - ข้อ 2. มีจำนวนผู้ที่ตอบถูก ก่อนใช้โปรแกรม 23 ราย หลังใช้โปรแกรม 29 ราย
 - ข้อ 3. มีจำนวนผู้ที่ตอบถูก ก่อนใช้โปรแกรม 40 ราย หลังใช้โปรแกรม 44 ราย
 - ข้อ 4. มีจำนวนผู้ที่ตอบถูก ก่อนใช้โปรแกรม 12 ราย หลังใช้โปรแกรม 24 ราย
- 2) ด้านการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจพื้นฐานมี
 - ข้อ 5. มีจำนวนผู้ที่ตอบถูก ก่อนใช้โปรแกรม 37 ราย หลังใช้โปรแกรม 39 ราย
 - ข้อ 6. มีจำนวนผู้ที่ตอบถูก ก่อนใช้โปรแกรม 29 ราย หลังใช้โปรแกรม 36 ราย
- 3) ด้านความรู้เกี่ยวกับ AVNRT
 - ข้อ 7. มีจำนวนผู้ที่ตอบถูก ก่อนใช้โปรแกรม 26 ราย หลังใช้โปรแกรม 19 ราย
 - ข้อ 8. มีจำนวนผู้ที่ตอบถูก ก่อนใช้โปรแกรม 33 ราย หลังใช้โปรแกรม 43 ราย
 - ข้อ 9. มีจำนวนผู้ที่ตอบถูก ก่อนใช้โปรแกรม 24 ราย หลังใช้โปรแกรม 31 ราย
 - ข้อ 10. มีจำนวนผู้ที่ตอบถูก ก่อนใช้โปรแกรม 20 ราย หลังใช้โปรแกรม 32 ราย
 - ข้อ 11. มีจำนวนผู้ที่ตอบถูก ก่อนใช้โปรแกรม 13 ราย หลังใช้โปรแกรม 36 ราย
 - ข้อ 12. มีจำนวนผู้ที่ตอบถูก ก่อนใช้โปรแกรม 12 ราย หลังใช้โปรแกรม 8 ราย
 - ข้อ 13. มีจำนวนผู้ที่ตอบถูก ก่อนใช้โปรแกรม 18 ราย หลังใช้โปรแกรม 6 ราย
 - ข้อ 14. มีจำนวนผู้ที่ตอบถูก ก่อนใช้โปรแกรม 16 ราย หลังใช้โปรแกรม 36 ราย
- 4) ด้านความรู้เกี่ยวกับ AVRT
 - ข้อ 15. มีจำนวนผู้ที่ตอบถูก ก่อนใช้โปรแกรม 17 ราย หลังใช้โปรแกรม 10 ราย
 - ข้อ 16. มีจำนวนผู้ที่ตอบถูก ก่อนใช้โปรแกรม 12 ราย หลังใช้โปรแกรม 18 ราย
 - ข้อ 17. มีจำนวนผู้ที่ตอบถูก ก่อนใช้โปรแกรม 8 ราย หลังใช้โปรแกรม 3 ราย
 - ข้อ 18. มีจำนวนผู้ที่ตอบถูก ก่อนใช้โปรแกรม 24 ราย หลังใช้โปรแกรม 37 ราย
 - ข้อ 19. มีจำนวนผู้ที่ตอบถูก ก่อนใช้โปรแกรม 12 ราย หลังใช้โปรแกรม 38 ราย
 - ข้อ 20. มีจำนวนผู้ที่ตอบถูก ก่อนใช้โปรแกรม 8 ราย หลังใช้โปรแกรม 10 ราย

ตาราง 5 จุดประสงค์การเรียนรู้จากโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

จุดประสงค์การเรียนรู้	รายการ	จำนวนผู้ที่ตอบถูก	
		ก่อนใช้โปรแกรม	หลังใช้โปรแกรม
1.คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	คำถามข้อที่ 1	10 (21%)	17(36%)
	คำถามข้อที่ 2	23 (49%)	29 (62%)
	คำถามข้อที่ 3	40 (85%)	44 (94%)
	คำถามข้อที่ 4	12 (26%)	24 (51%)
2.การตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจพื้นฐาน	คำถามข้อที่ 5	37 (79%)	39 (83%)
	คำถามข้อที่ 6	29 (62%)	36 (77%)
3.โรค AVNRT	คำถามข้อที่ 7	26 (55%)	19 (40%)
	คำถามข้อที่ 8	33 (70%)	43 (91%)
	คำถามข้อที่ 9	24 (51%)	31(66%)
	คำถามข้อที่ 10	20 (43%)	32 (68%)
	คำถามข้อที่ 11	13 (28%)	36 (77%)
	คำถามข้อที่ 12	12 (26%)	8 (17%)
	คำถามข้อที่ 13	18 (38%)	6 (13%)
	คำถามข้อที่ 14	16 (34%)	36 (77%)
4.โรค AVRT	คำถามข้อที่ 15	17 (36%)	10 (21%)
	คำถามข้อที่ 16	12 (26%)	18 (38%)
	คำถามข้อที่ 17	8 (17%)	3 (6%)
	คำถามข้อที่ 18	24 (51%)	37 (79%)
	คำถามข้อที่ 19	12 (26%)	28 (60%)
	คำถามข้อที่ 20	8 (17%)	10 (21%)

จากตาราง 6 แสดงผลต่างของโปรแกรมก่อนและหลังการใช้งานโปรแกรม EPSSIM จากผู้ร่วมเข้าวิจัย 47 คน เครื่องหมาย + (บวก) หมายถึงการเพิ่มขึ้นของคะแนนหลังการใช้งาน เครื่องหมาย - (ลบ) หมายถึง การลดลงของคะแนนหลังการใช้งาน พบว่า ผู้เข้าร่วมวิจัยมีคะแนนหลังการใช้งานโปรแกรมเพิ่มขึ้น 31 คน เท่าเดิม 8 คน ลดลง 8 คน โดยผลต่างของคะแนนหลังจากการใช้งาน EPSSIM สูงสุด 9 คะแนน

ตาราง 6 ผลต่างของโปรแกรมก่อนและหลังการใช้งานโปรแกรม EPSSIM

ผู้เข้าร่วมการทดสอบ	คะแนนก่อนการใช้โปรแกรม	คะแนนหลังการใช้งานโปรแกรม	ผลต่างของคะแนน
1	7	10	+3
2	7	9	+2
3	9	14	+5
4	4	11	+7
5	8	9	+1
6	8	11	+3
7	9	15	+6
8	9	13	+4
9	7	13	+6
10	6	11	+5
11	8	14	+6
12	9	13	+4
13	9	10	+1
14	6	11	+5
15	5	11	+6
16	7	13	+6
17	8	10	+2
18	11	12	+1
19	9	11	+2
20	7	10	+3

ตาราง 6 (ต่อ)

ผู้เข้าร่วมการทดสอบ	คะแนนก่อนการใช้ โปรแกรม	คะแนนหลังการใช้ งานโปรแกรม	ผลต่างของคะแนน
21	7	9	+2
22	3	10	+7
23	9	11	+2
24	6	11	+5
25	5	10	+5
26	5	12	+7
27	13	13	0
28	10	8	-2
29	11	11	0
30	9	9	0
31	14	12	-2
32	15	12	-3
33	10	10	0
34	12	12	0
35	11	11	-2
36	10	8	-2
37	9	9	0
38	12	8	-4
39	12	11	-1
40	9	8	+1
41	12	9	-3
42	6	6	0
43	10	7	-3
44	5	11	+6
45	4	13	+9

ตาราง 6 (ต่อ)

ผู้เข้าร่วมการทดสอบ	คะแนนก่อนการใช้โปรแกรม	คะแนนหลังการใช้งานโปรแกรม	ผลต่างของคะแนน
46	6	13	+7
47	6	11	+5

ส่วนที่ 2 การประเมินประสิทธิภาพและความพึงพอใจที่เกิดจากการใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรวิวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

การประเมินการยอมรับเทคโนโลยีที่เกี่ยวข้องกับสื่อสารสนเทศ หรือ E-learning ในงานวิจัยนี้ จะประเมินประสิทธิภาพและการรับรู้ประโยชน์ที่เกิดจากการใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรวิวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ จากการทำแบบประเมิน 15 ข้อ โดยผู้ร่วมวิจัย ได้แก่ นิสิตเทคโนโลยีหัวใจและทรวงอกจำนวน 39 คน แสดงระดับความคิดเห็น ตั้งแต่ 1 ถึง 5 โดยกำหนดให้ 1 คะแนน เท่ากับ เห็นด้วยน้อยที่สุด และ 5 คะแนน เท่ากับ เห็นด้วยมากที่สุด จากตาราง 7 การประเมินประสิทธิภาพและการรับรู้ประโยชน์ที่เกิดจากการใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรวิวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ จำนวน 15 ข้อ แสดงระดับความคิดเห็น จำนวนผู้ให้คะแนน ร้อยละ และค่าเฉลี่ย±ส่วนเบี่ยงเบนเพียงมาตรฐาน

ผู้เข้าร่วมวิจัยเห็นด้วยว่าขั้นตอนการใช้โปรแกรมการจำลองการตรวจสอบสรวิวิทยาไฟฟ้าของหัวใจในส่วนของ การเรียนรู้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีความชัดเจนและเข้าใจง่าย โดยให้ระดับความคิดเห็นเฉลี่ย 4.18 ± 0.68 และขั้นตอนการใช้โปรแกรมการจำลองการตรวจสอบสรวิวิทยาไฟฟ้าของหัวใจในส่วนของ การเรียนรู้ด้านการตรวจสอบสรวิวิทยาไฟฟ้าของหัวใจมีความชัดเจนและเข้าใจง่าย มีระดับความคิดเห็นเฉลี่ย 4.26 ± 0.64

ผู้เข้าร่วมวิจัยเห็นด้วยว่า ใช้เวลาไม่นานในการเรียนรู้คำสั่งต่างๆของโปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรวิวิทยาไฟฟ้าของหัวใจในส่วนของ การเรียนรู้คลื่นไฟฟ้าหัวใจและส่วนของ การเรียนรู้การตรวจสอบสรวิวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ โดยให้ระดับความคิดเห็นเฉลี่ย 4.18 ± 0.69 และ 4.05 ± 0.80 ตามลำดับ

ผู้เข้าร่วมวิจัยเห็นด้วยว่า เป็นเรื่องง่ายที่จะทำให้โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรวิวิทยาไฟฟ้าของหัวใจทำงานตามที่ท่านต้องการ โดยให้ระดับความคิดเห็นเฉลี่ย 4.05 ± 0.65

ผู้เข้าร่วมวิจัยเห็นด้วยว่า สามารถใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรวิวิทยาไฟฟ้าของหัวใจได้จากทุกสถานที่ และทุกเวลา โดยให้ระดับความคิดเห็นเฉลี่ย 4.13 ± 0.66

ผู้เข้าร่วมวิจัยเห็นด้วยว่า โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรวิวิทยาไฟฟ้าของหัวใจทำให้ท่านเข้าถึงบทเรียนได้ง่ายขึ้น โดยให้ระดับความคิดเห็นเฉลี่ย 4.13 ± 0.66

ผู้เข้าร่วมวิจัยเห็นด้วยว่า โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจมีการแสดงคำแนะนำต่างๆ อย่างเพียงพอ และเป็นประโยชน์แก่ท่าน เช่น วิธีการใช้งาน หรือ ข้อความแนะนำ โดยให้ระดับความคิดเห็นเฉลี่ย 4.13 ± 0.66

ผู้เข้าร่วมวิจัยเห็นด้วยว่า โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจมีการออกแบบที่สวยงามและดึงดูดการใช้งาน โดยให้ระดับความคิดเห็นเฉลี่ย 4.59 ± 0.55

ผู้เข้าร่วมวิจัยเห็นด้วยว่า โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจถูกออกแบบให้ใช้งานง่าย และไม่ซับซ้อน โดยให้ระดับความคิดเห็นเฉลี่ย 4.38 ± 0.60

ผู้เข้าร่วมวิจัยเห็นด้วยว่า ระดับความพึงพอใจในการควบคุมคำสั่งและปุ่มต่างๆ ในโปรแกรม โดยให้ระดับความคิดเห็นเฉลี่ย 4.23 ± 0.67

ผู้เข้าร่วมวิจัยเห็นด้วยว่า โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจช่วยแก้ไขปัญหาที่เคยมีในการเรียนรู้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยให้ระดับความคิดเห็นเฉลี่ย 4.28 ± 0.56 และ ช่วยแก้ไขปัญหาที่เคยมีในการเรียนรู้ด้านการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ โดยให้ระดับความคิดเห็นเฉลี่ย 4.21 ± 0.66

ผู้เข้าร่วมวิจัยเห็นด้วยว่า รู้สึกมั่นใจขึ้นเมื่อใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ โดยให้ระดับความคิดเห็นเฉลี่ย 4.23 ± 0.67

ผู้เข้าร่วมวิจัยเห็นด้วยว่า จะแนะนำผู้อื่นใช้งานโปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ โดยให้ระดับความคิดเห็นเฉลี่ย 4.36 ± 0.63

ตาราง 7 การประเมินประสิทธิภาพและความพึงพอใจที่เกิดจากการใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสอบ
 สรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

รายการการประเมิน	ระดับความ คิดเห็น	จำนวนผู้ให้ คะแนน	ร้อยละ	ค่าเฉลี่ย±ส่วน เบนเบี่ยง มาตรฐาน
ขั้นตอนการใช้โปรแกรมการจำลอง	1	0	0	
การตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจใน	2	0	0	
ส่วนของการเรียนรู้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ มี	3	6	15	4.18±0.68
ความชัดเจนและเข้าใจง่าย	4	20	51	
	5	13	33	
ขั้นตอนการใช้โปรแกรมการจำลอง	1	0	0	
การตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจใน	2	0	0	
ส่วนของการเรียนรู้ด้านการตรวจสอบสรี	3	4	10	4.26±0.64
วิทยาไฟฟ้าของหัวใจ มีความชัดเจน	4	21	54	
และเข้าใจง่าย	5	14	36	
ทำนใช้เวลาไม่นานในการเรียนรู้คำสั่ง	1	0	0	
ต่างๆของโปรแกรมจำลองการตรวจ	2	0	0	4.18±0.69
สรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจในส่วนของ	3	6	15	
การเรียนรู้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	4	20	51	
	5	13	33	
ทำนใช้เวลาไม่นานในการเรียนรู้คำสั่ง	1	0	0	
ต่างๆของโปรแกรมจำลองการตรวจ	2	1	2.6	4.05±0.80
สรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจในส่วนของ	3	8	20.5	
	4	18	46.1	
	5	12	30.8	

ตาราง 7 (ต่อ)

รายการการประเมิน	ระดับความ คิดเห็น	จำนวนผู้ให้ คะแนน	ร้อยละ	ค่าเฉลี่ย±ส่วน เบี่ยง มาตรฐาน
เป็นเรื่องง่ายที่จะทำให้โปรแกรม	1	0	0	
จำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของ	2	0	0	
หัวใจทำงานตามที่ท่านต้องการ	3	7	18	4.05±0.65
	4	23	59	
	5	9	23	
ท่านสามารถใช้โปรแกรมจำลองการ	1	0	0	
ตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจได้จาก	2	0	0	
ทุกสถานที่ และทุกเวลา	3	9	23.1	4.13±0.66
	4	20	51.3	
	5	10	25.6	
โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยา	1	0	0	
ไฟฟ้าของหัวใจทำให้ท่านเข้าถึง	2	0	0	
บทเรียนได้ง่ายขึ้น	3	4	10	4.13±0.66
	4	18	46	
	5	17	44	
โปรแกรมการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้า	1	0	0	
ของหัวใจมีการแสดงคำแนะนำต่างๆ	2	0	0	
อย่างเพียงพอ และเป็นประโยชน์แก่	3	6	15	4.13±0.66
ท่าน เช่น วิธีการใช้งาน หรือ	4	22	56	
ข้อความแนะนำ	5	11	2	

ตาราง 7 (ต่อ)

รายการการประเมิน	ระดับความ คิดเห็น	จำนวนผู้ให้ คะแนน	ร้อยละ	ค่าเฉลี่ย±ส่วน เบนเบี่ยง มาตรฐาน
ท่านคิดว่าโปรแกรมจำลองการตรวจ	1	0	0	4.59±0.55
สรীরวิทยาไฟฟ้าของหัวใจมีการ	2	0	0	
ออกแบบที่สวยงามและดึงดูดการใช้	3	1	3	
งาน	4	14	36	
	5	24	42	
ท่านคิดว่าโปรแกรมจำลองการตรวจ	1	0	0	4.38±0.60
สรীরวิทยาไฟฟ้าของหัวใจถูก	2	0	0	
ออกแบบให้ใช้งานง่าย และไม่	3	2	5	
ซับซ้อน	4	20	51	
	5	17	44	
ระดับความพึงพอใจในการควบคุม	1	0	0	4.23±0.67
คำสั่งและปุ่มต่างๆ ในโปรแกรม	2	0	0	
	3	5	13	
	4	20	51	
	5	14	36	
โปรแกรมจำลองการตรวจสรীরวิทยา	1	0	0	4.21±0.66
ไฟฟ้าของหัวใจช่วยแก้ไขปัญหาที่	2	1	2.6	
ท่านเคยมีในการเรียนรู้ด้านการ	3	2	5.1	
ตรวจสรীরวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ	4	24	61.5	
	5	12	30.8	

ตาราง 7 (ต่อ)

รายการการประเมิน	ระดับความ คิดเห็น	จำนวนผู้ให้ คะแนน	ร้อยละ	ค่าเฉลี่ย±ส่วน เบี่ยง มาตรฐาน
โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรวิทยา ไฟฟ้าของหัวใจ ช่วยแก้ไขปัญหาที่ ท่านเคยมีในการเรียนรู้คลื่นไฟฟ้า หัวใจ	1	0	0	4.28±0.56
	2	0	0	
	3	2	5	
	4	24	62	
	5	13	33	
ท่านรู้สึกมั่นใจขึ้นเมื่อใช้โปรแกรม จำลองการตรวจสอบสรวิทยาไฟฟ้าของ หัวใจ	1	0	0	4.23±0.67
	2	0	0	
	3	5	13	
	4	21	54	
	5	13	33	
ท่านจะแนะนำผู้อื่นใช้งานโปรแกรม จำลองการตรวจสอบสรวิทยาไฟฟ้าของ หัวใจ	1	0	0	4.36±0.63
	2	0	0	
	3	3	8	
	4	19	49	
	5	17	44	

บทที่ 5

บทสรุป

อภิปรายผลการศึกษา

งานวิจัยนี้มีจุดประสงค์เพื่อสร้างโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจหรือ EPSSIM เพื่อใช้เป็นสื่อการเรียนรู้ด้านการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โปรแกรม EPSSIM เป็นโปรแกรมที่มีระบบปฏิบัติการสำหรับ Microsoft windows ในเครื่องคอมพิวเตอร์ ยังไม่สามารถใช้ในเครื่องคอมพิวเตอร์ที่ใช้ระบบปฏิบัติการ macOS ขนาดของโปรแกรม 600 mb เป็นสื่อการเรียนรู้ที่ประกอบด้วย 2 โหมด ได้แก่ ด้านคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ ในโหมดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จะแสดงเนื้อหาความรู้ที่เกี่ยวข้องกับโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะแบบสรุป เพื่อการทบทวนและการนำความรู้ไปใช้ ซึ่งเหมาะสำหรับการเรียนรู้สำหรับผู้เริ่มต้น เป็นการลดภาระทางปัญญา (Load Reduction Instruction) เพื่อเรียนรู้ที่เหมาะสมต่อการนำไปใช้ (101) พร้อมทั้ง “ECG quiz” ซึ่งเป็นเกมส์ฝึกแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยให้เลือกตอบคำตอบจาก 4 ตัวเลือก ในโหมดการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ รูปแบบการนำเสนอเนื้อหาความรู้เป็นแบบเดียวกับโหมดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในโหมดนี้มี “EP simulator” ซึ่งเป็นโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ เพื่อเรียนรู้ขั้นตอนของการตรวจและการฝึกปฏิบัติในการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เปลี่ยนแปลงไปขณะทำหัตถการในโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด typical AVNRT antidromic AVRT และ orthodromic AVRT

ในปัจจุบัน e-learning ที่ช่วยเพิ่มความเข้าใจการแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ส่วนใหญ่อยู่ในรูปแบบเว็บไซต์ เช่น The 6 second ECG (4) เป็นเว็บไซต์แสดงเนื้อหาที่ยกตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 lead ทั้งปกติและผิดปกติ พร้อมคำอธิบาย นอกจากนี้ยังมีเกมส์ที่แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 lead แล้วให้ผู้เรียนเลือกคำตอบที่ถูกต้องภายในเวลา 60 วินาที โดยเนื้อหาของ The 6 second ECG เกี่ยวข้องกับโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ เหมือนกับ EPSSIM แต่ EPSSIM มีเนื้อหาที่ครอบคลุมมากกว่า ทั้งเรื่องพยาธิสรีรวิทยา สาเหตุและปัจจัยต่างๆ ที่ก่อให้เกิดโรค นอกจากนี้ยังมีเว็บไซต์ที่ให้ความรู้ด้านคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (102-104) ที่มีเนื้อหาหลากหลายมากกว่า EPSSIM และเว็บไซต์สามารถอัปเดตความรู้ใหม่ได้ตลอดเวลา ส่วน e-learning ที่เกี่ยวข้องกับการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ พบว่า Supraventricular Tachycardia Simulator (SVTSIM) (7) เป็นเว็บไซต์ simulator คล้ายกับส่วน EP simulator ใน EPSSIM ที่แสดงสัญญาณเลียนแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจเหมือนกัน แต่ความแตกต่างคือ SVTSIM เขียนด้วยภาษา JavaScript รับค่าจากผู้ใช้โปรแกรมในการกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อมาสร้างและแสดงกราฟสัญญาณเลียนแบบ สัญญาณที่แสดงขึ้นมาคงที่ไม่มีมีการแปรปรวนของสัญญาณเหมือนสัญญาณจริง ซึ่งโดยปกติแล้วการทำงานของไฟฟ้าหัวใจและ

ความซับซ้อนในโรค ส่งผลให้อัตราและจังหวะการเต้นของหัวใจไม่แน่นอนในระหว่างการตรวจ สรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ ซึ่ง EPSSIM สร้างสัญญาณเลียนแบบจากสัญญาณจากผู้ป่วยในเหตุการณ์ต่างๆ เช่น การกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจ การเกิด AH jump และ echo beats ใน typical AVNRT การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณระหว่างการจี้ใน AVRT การแสดงสัญญาณเหล่านี้เป็นสัญญาณไฟล์ gif ที่สร้างไว้ล่วงหน้า input เข้าผ่านการกดปุ่มแล้วแสดงผล เพื่อให้เข้าใจถึงการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในโรคต่างๆมากยิ่งขึ้น นอกจากนี้ความแตกต่างของ SVTSIM กับ EPSSIM คือ โรค AVRT ใน SVTSIM ที่มี EP recording แสดงการนำสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ ที่มีการนำไฟฟ้าของหัวใจห้องล่างเร็วที่สุดในตำแหน่งการรับสัญญาณจาก coronary sinus distal catheter แสดงถึง bypass tract ที่อยู่ด้านซ้ายของหัวใจ ซึ่ง SVTSIM ไม่มีคำอธิบาย อาจเหมาะสำหรับบุคลากรทางการแพทย์ที่มีประสบการณ์มาบ้างแล้วมากกว่าผู้เริ่มต้น ส่วนใน EPSSIM มีคำอธิบาย มีกรณีศึกษา bypass tract ทั้งซ้ายและขวา ที่ก่อให้เกิด AVRT นอกจากนี้ EPSSIM ยังแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจตามลำดับขั้นตอนของการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจจนถึงการจี้ เริ่มต้นจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในภาวะปกติ สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เปลี่ยนไปจากการกระตุ้นไฟฟ้าจาก HRA และ RV การเกิด SVT การ entrainment การ mapping เพื่อหาสัญญาณสำคัญที่ใช้ในการจี้รักษา พร้อมทั้งแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในขณะที่จี้ ซึ่งใน SVTSIM ยังไม่มีโหมดนี้ อีกทั้ง EPSSIM ยังแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในเหตุการณ์ต่างๆ เช่น ในโรค AVNRT ขณะกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจ ได้เกิดเหตุการณ์ AH jump และ echo beat ซึ่งเป็นลักษณะสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดในผู้ป่วย AVNRT รวมถึงการแสดงสัญญาณไฟฟ้าของ slow pathway ซึ่งเป็นตำแหน่งสำคัญที่ใช้ในการจี้รักษาและสัญญาณไฟฟ้า junctional rhythm เป็นสัญญาณที่เกิดขึ้นขณะจี้ slow pathway นอกจากนี้โรค AVRT ใน EPSSIM ได้แสดงการเปลี่ยนแปลงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ขณะจี้ bypass tract จากเดิมที่ปรากฏ pre-excitation เปลี่ยนเป็น สัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติ เพื่อบ่งบอกถึงการเปลี่ยนเส้นทางการนำไฟฟ้าจากผิดปกติ กลับมาปกติ

การทดสอบประสิทธิภาพของโปรแกรม ทดสอบในกลุ่มผู้เข้าร่วมงานวิจัย ทั้งหมด 47 คน ได้ถูกประเมินความรู้ก่อนและหลังจากใช้โปรแกรม 20 คำถาม แบบ 4 ตัวเลือก รวม 20 คะแนน ซึ่งค่าเฉลี่ยของคะแนนก่อนใช้งานโปรแกรมอยู่ที่ 8.38 ± 2.73 คะแนน หลังการใช้โปรแกรม 7 วัน ค่าเฉลี่ยของคะแนนหลังใช้งานโปรแกรมอยู่ที่ 10.77 ± 1.93 คะแนน โดยเพิ่มขึ้นอย่างนัยสำคัญทางสถิติต่ำกว่าระดับ 0.05 ที่ความเชื่อมั่น 95% ทำให้เห็นว่าผลสัมฤทธิ์หลังใช้โปรแกรมสูงกว่าก่อนใช้โปรแกรมอย่างมีนัยสำคัญ

เมื่อพิจารณาจากคำถามที่ใช้ในการประเมินความรู้ผู้เข้าร่วมวิจัย พบว่า จำนวนผู้เข้าร่วมวิจัย ตอบถูกน้อยลงในคำถามที่เกี่ยวกับ AVNRT เช่น บริเวณที่ก่อให้เกิด โดยส่วนใหญ่ตอบ “บริเวณ AV node กับหัวใจห้องบน” โดยเงื่อนไขการเกิด AVNRT คือการที่บริเวณ triangle of Koch ใน AV

node ซึ่งประกอบด้วยทางเดินไฟฟ้า 2 ทาง ได้แก่ fast pathway และ slow pathway โดยทั้งคู่มีคุณสมบัติการนำไฟฟ้าแตกต่างกัน โดย fast pathway เป็นทางที่นำสัญญาณไฟฟ้าได้เร็ว แต่ระยะเวลานาน ในขณะที่ slow pathway นำไฟฟ้าได้ช้า แต่ระยะตีสั้นกว่า เมื่อเกิด premature beat จากหัวใจห้องบน ในขณะที่ fast pathway อยู่ในระยะตีสั้นและ slow pathway หมดระยะตีสั้นพอดี สัญญาณของ premature beat จึงวนจาก slow pathway ไป fast pathway สัญญาณไฟฟ้าได้ขึ้นไปทางหัวใจห้องบนและลงไปที่หัวใจห้องล่างในเวลาใกล้เคียงกัน เมื่อเกิดการไหลวนของสัญญาณดังกล่าว จึงก่อให้เกิด Typical AVNRT (9, 105) ดังนั้นคำตอบที่ถูกต้อง คือ “พบบริเวณ triangle of Koch (fast – slow pathway) ของ AV node” ทั้งนี้ slow pathway เป็นตำแหน่งสำคัญที่ใช้ในการรักษาโรค AVNRT ดังนั้น การเน้นย้ำองค์ความรู้และการทำให้เห็นภาพอย่างชัดเจนจึงสำคัญ ซึ่งอาจจะต้องปรับปรุงโปรแกรมให้นำเสนอเกี่ยวกับหัวข้อนี้ให้ชัดเจนมากขึ้น ในคำถามที่เกี่ยวกับ Entrainment ซึ่งเป็นวิธีการที่สำคัญต่อการวินิจฉัยแยกโรคกับ SVT ชนิดอื่นๆ ผู้เข้าร่วมงานวิจัยส่วนใหญ่ตอบผิด จากหลักการของ Entrainment เป็นการกระตุ้นที่ตำแหน่งของหัวใจห้องล่าง กำหนด cycle length สั้นกว่า tachycardia cycle length ประมาณ 20 มิลลิวินาที จากนั้นคำนวณ Post pacing interval – Tachycardia cycle length หากมากกว่า 115 มิลลิวินาทีและเกิดรูปแบบสัญญาณ ventricle-atrium-ventricle (VAV) จะถูกวินิจฉัยเป็น AVNRT (11) ทั้งนี้หลักการของ Entrainment เป็นหลักการที่ต้องใช้ระยะเวลาในการทำความเข้าใจและประสบการณ์จากเห็นจากการทำหัตถการจริง ในคำถามที่เกี่ยวกับการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจใน AVRT ที่ EP recording แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจขณะ normal sinus rhythm พบว่าผู้ร่วมวิจัยสับสนในการพิจารณาคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ ในผู้ป่วยที่ลักษณะ pre-excitation กล่าวคือ PR interval น้อยกว่า 120 มิลลิวินาที และมี delta wave หน้า QRS complex ซึ่งแสดงถึงการนำไฟฟ้าจากหัวใจห้องบนสู่ห้องล่างผ่านทาง accessory bypass tract ซึ่งในการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจจะปรับ sweep speed มากกว่า 100 มิลลิเมตร/วินาที เพื่อให้เห็นสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจชัดเจนขึ้น ทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจขยายในแนวนอน ลักษณะ pre-excitation จึงไม่ชัดเจนเท่ากับ sweep speed 25 มิลลิเมตร/วินาที อย่างไรก็ตามหากพิจารณาสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ ในผู้ป่วย pre-excitation จะพบ short HV หรือ negative HV interval ทั้งนี้ในกรณีที่ผู้ป่วยมี accessory bypass tract ที่มีคุณสมบัติการนำไฟฟ้าทางเดียว โดยเฉพาะการนำไฟฟ้าขึ้น (retrograde conduction) จะไม่พบลักษณะ short HV หรือ negative HV interval ในขณะที่ normal sinus rhythm โดยลักษณะดังกล่าวจะปรากฏก็ต่อเมื่อกระตุ้นไฟฟ้าที่หัวใจห้องล่างขวาหรือเกิด AVRT ซึ่งลักษณะนี้ เรียกว่า concealed bypass tract (106) ดังนั้นในการพิจารณาสัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การวิเคราะห์รูปแบบ

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจและการแยกชนิดโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ ต้องอาศัยความรู้พื้นฐานและประสบการณ์

นอกจากนี้ ปัจจัยที่ส่งผลต่อคะแนน Post-test ปัจจัยแรก ระยะเวลาในการเรียนรู้โปรแกรม หากเพิ่มระยะเวลาในการฝึกปฏิบัติจาก 7 วันเป็น 14 วัน คะแนนก็อาจจะมีแนวโน้มเพิ่มขึ้น เนื่องจากเนื้อหาที่เกี่ยวข้องกับโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ การตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจในโรคต่างๆ ค่อนข้างมาก และต้องใช้เวลาในการเรียนรู้ ปัจจัยที่ 2 คำถามที่ใช้ประเมินความรู้ แบบตัวเลือก multiple-choice ซึ่งข้อดีคือรวดเร็ว วิเคราะห์ผลได้ง่าย โดยการตั้งคำถามในงานวิจัยนี้ เกิดจากมุมมองผู้วิจัยที่เคยมีประสบการณ์ด้านคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ แต่สำหรับผู้เข้าร่วมวิจัยที่เพิ่งได้เรียนรู้เนื้อหาใหม่และไม่มีประสบการณ์ ดังนั้นในการวิเคราะห์หาคำตอบจากคำถามที่เกี่ยวข้องกับการพิจารณาสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ จึงอาจเป็นเรื่องยาก ตามมุมมองของผู้วิจัยอาจจะเพิ่มเติมการสอบถามโดยตรง โดยไม่มีตัวเลือกของคำตอบ และจะได้รับรู้ปัญหาอย่างตรงจุดของผู้เข้าร่วมวิจัยว่าสับสนในประเด็นไหน เพื่อการพัฒนาโปรแกรมต่อไปในอนาคต ปัจจัยที่ 3 แรงจูงใจ (motivation) หมายถึงการกระทำที่จะทำบางสิ่ง โดยเกี่ยวข้องกับความเชื่อ คุณค่าและเป้าหมาย ในงานวิจัยนี้ ศึกษาประสิทธิผลของโปรแกรม EPSSIM ในกลุ่มผู้เข้าร่วมวิจัย จากการขอความร่วมมือจากนิสิตชั้นปีที่ 4 ซึ่งในกลุ่มตัวอย่างจะรวมทั้งผู้ที่มีความสนใจและไม่ได้สนใจในด้านการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ ดังนั้นแรงกระตุ้นหรือแรงขับเคลื่อนในการเรียนรู้จากโปรแกรม จึงแตกต่างกันไป รวมถึงรางวัลที่จะได้รับ ทั้งนี้หากเกิดแรงกระตุ้นจากภายใน (intrinsic of motivation) โดยเป็นพฤติกรรมขับเคลื่อนโดยให้รางวัลแก่ตนเอง หรือการทำบางสิ่งจากเป็นสิ่งที่สนใจโดยเนื้อแท้ จะส่งผลให้เกิดประสิทธิภาพการเรียนรู้ (107) เช่น อยากมีความรู้ทางด้านนี้ หรืออยากประกอบอาชีพในสายงานนี้ โดยศึกษาเนื้อหาจาก EPSSIM อย่างตั้งใจ คาดว่าประสิทธิผลของ EPSSIM จากการประเมินคะแนน post-test น่าจะเพิ่มขึ้น ซึ่งสะท้อนถึงการเข้าใจในความรู้ที่แน่นมากขึ้น

นอกจากนี้การเรียนรู้ผ่าน e-learning เป็นการเรียนรู้ด้วยตัวเอง (individual learning) จากงานวิจัยก่อนหน้านี้ที่ศึกษาผลลัพธ์เชิงบวก (positive effects) ของวิธีการเรียนรู้ระหว่างเรียนแบบเป็นกลุ่มขนาดเล็กกับเรียนรู้ด้วยตัวเอง พบว่าการเรียนรู้แบบกลุ่มขนาดเล็กได้ผลคะแนน post-test ดีกว่า เรียนรู้ตามจุดประสงค์ที่ตั้งไว้ได้ครบถ้วนกว่า การเรียนรู้ด้วยตัวเอง (108) ดังนั้นการใช้ EPSSIM ครั้งแรก อาจเป็นการเรียนรู้ร่วมกันหรือร่วมกับการสอนปกติ เพื่อเกิดการอภิปรายถาม-ตอบ กระตุ้นการคิด การตอบสนอง เพื่อบรรลุวัตถุประสงค์ที่เนื้อหาที่ควรจะรู้และนำไปใช้ และใช้ EPSSIM เพื่อการทบทวนเนื้อหาจึงอาจจะเป็นสิ่งที่เหมาะสมต่อการเรียนรู้ในเรื่องที่เฉพาะทางและมีความซับซ้อน

ในการประเมินความพึงพอใจต่อประสิทธิภาพหรือความสามารถของสื่อการเรียนรู้ประเภทเทคโนโลยีสารสนเทศและการรับรู้ประโยชน์จากการใช้งาน โดยผู้วิจัยได้สร้างแบบสอบถามทั้งหมด 15 ข้อ ให้ผู้ร่วมวิจัยแสดงระดับความคิดเห็นจาก 1 ถึง 5 คะแนน โดย 1 คะแนน เท่ากับ เห็นด้วย

น้อยที่สุด และ 5 คะแนน เท่ากับ เห็นด้วยมากที่สุด เมื่อพิจารณาความพึงพอใจในประสิทธิภาพของโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ พบว่า ผู้ร่วมวิจัยมากกว่าร้อยละ 80 เห็นด้วยอย่างมากที่โปรแกรมนี้มีขั้นตอนการใช้ที่ชัดเจนและเข้าใจง่าย ใช้เวลาไม่นานเพื่อเรียนรู้คำสั่ง สามารถใช้ได้จากทุกสถานที่ และทุกเวลา การแสดงคำแนะนำต่างๆ อย่างเพียงพอและเป็นประโยชน์แก่ผู้ใช้ เช่น วิธีการใช้งาน หรือ ข้อความแนะนำ รวมถึงความพึงพอใจในการควบคุมคำสั่งและปุ่มต่างๆ ในโปรแกรม ร้อยละ 78 เห็นด้วยว่า โปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจมีการออกแบบที่สวยงามและดึงดูดการใช้งาน ซึ่งในการออกแบบโปรแกรมนี้ ทางผู้วิจัยใช้โทนสีดำ เพื่อการมองเห็นตัวอักษรและสัญญาณไฟฟ้าหัวใจชัดเจน โดยรูปแบบเป็นแนวอวกาศ เพื่อให้โปรแกรมนี้ น่าสนใจมากขึ้น ทั้งนี้ขนาดตัวอักษรในโหมด EP simulator ควรเพิ่มขนาดให้ใหญ่มากขึ้น ทั้งนี้เมื่อพิจารณาถึง คำถามในแบบประเมินที่ว่า “เป็นเรื่องง่ายที่จะทำให้โปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจทำงานตามที่ท่านต้องการ” โดยผู้ร่วมวิจัยให้ระดับความคิดเห็นเฉลี่ย 4.05 ± 0.65 คะแนน ซึ่งเป็นระดับความคิดเห็นที่น้อยที่สุดเมื่อเทียบกับคำถามในด้านอื่นๆ เนื่องจากโหมด EP simulator ในการกดปุ่มบางครั้งเกิดการแสดงผลที่ผิดพลาด เพราะคำสั่งในโปรแกรมมีข้อผิดพลาด (software bug) จึงจำเป็นต้องกดอีกครั้ง เพื่อให้แสดงผล ซึ่งในอนาคตอาจจะต้องมีการปรับปรุงหรือพัฒนาโปรแกรมที่มีความเสถียรมากกว่านี้ ร้อยละ 90 เห็นด้วยอย่างมากที่โปรแกรมนี้ช่วยแก้ไขปัญหาที่เคยมีในการเรียนรู้ด้านการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ เช่น การทำความเข้าใจในเนื้อหา การมองเห็นสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ รู้สึกมั่นใจในความรู้ของตัวเองมากขึ้นและจะแนะนำผู้อื่นใช้งานโปรแกรมการจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ ทั้งนี้ หากเพิ่มรูปแบบเกมส์ การสร้างองค์ความรู้ให้กลายเป็นภาพเคลื่อนไหว อาจส่งผลต่อความตั้งใจเชิงพฤติกรรม ทำให้ผู้เข้าร่วมวิจัยใช้โปรแกรมได้นานขึ้น เรียนรู้ได้มากขึ้น

ทั้งนี้ผู้วิจัยหวังว่าโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ หรือ EPSSIM จะเป็นประโยชน์ต่อผู้ที่สนใจหรือผู้ที่ต้องการทบทวนความรู้พื้นฐานด้านคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ อีกทั้งยังสามารถใช้โปรแกรมนี้บูรณาการร่วมกับการสอน เพื่อให้ผู้เรียนมองเห็นภาพ (visualization) เกิดความเข้าใจมากยิ่งขึ้น

สรุปผลการศึกษา

งานวิจัยนี้เป็นการสร้างโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ โดยเก็บข้อมูลจากผู้ป่วย ได้แก่ ข้อมูลพื้นฐานของผู้ป่วย ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ ในระหว่างการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ รวมถึงการรักษาด้วยการจี้ ประยุกต์เป็นสัญญาณเลียนแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าภายในห้องหัวใจ โดยใช้สมการอนุกรมฟูเรียร์และสร้าง

โปรแกรมโดยภาษา C# เพื่อใช้เป็นสื่อการเรียนรู้ด้านการแปลงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการตรวจสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจของหัวใจ จากการประเมินประสิทธิภาพของโปรแกรม โดยประเมินจากความรู้ด้านคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการตรวจสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พบว่า ผู้เข้าร่วมวิจัยมีผลสัมฤทธิ์หลังใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจสูงกว่าก่อนใช้งานอย่างมีนัยสำคัญ และ ผู้เข้าร่วมวิจัยมีความพึงพอใจต่อประสิทธิภาพของโปรแกรมและประโยชน์ที่เกิดจากการใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มากกว่าร้อยละ 80

ข้อจำกัดในงานวิจัย

- 1) โปรแกรมเป็นแบบ Stand-alone ต้องทำการติดตั้งโปรแกรมก่อนใช้ ดังนั้นหากมีการปรับปรุง แก้ไขโปรแกรมใหม่ ต้องดาวน์โหลดติดตั้งใหม่
- 2) โปรแกรมนี้ใช้ได้เฉพาะกับเครื่องคอมพิวเตอร์ที่ใช้ระบบปฏิบัติการของ Microsoft windows เท่านั้น ยังไม่สามารถใช้ในระบบ macOS และอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์อื่นๆ เช่น โทรศัพท์แท็บเล็ต หากมีการพัฒนาให้เป็นแอปพลิเคชันหรือเป็นเว็บไซต์ จะสามารถเข้าถึงได้ง่ายขึ้น

ข้อเสนอแนะ

ในส่วนของโปรแกรม EPSSIM ควรเพิ่มข้อความหรือแบบฝึกหัดด้านการแปลงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการตรวจสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อเพิ่มทักษะและความเข้าใจมากขึ้น และอาจจะพัฒนาต่อเป็นแอปพลิเคชันหรือเป็นเว็บไซต์ เพื่อการเข้าถึงง่ายขึ้น

ภาคผนวก



COA No. 447/2020

IRB No. P10155/63



คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยนครสวรรค์

99 หมู่ 9 ตำบลท่าโพธิ์ อำเภอเมือง จังหวัดพิษณุโลก 65000 เบอร์โทรศัพท์ 055 968752

เอกสารรับรองโครงการวิจัย

คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยนครสวรรค์ ดำเนินการให้การรับรองโครงการวิจัยตามแนวทางหลักจริยธรรมการวิจัยในคนที่เป็นมาตรฐานสากล ได้แก่ Declaration of Helsinki, The Belmont Report, CIOMS Guideline และ International Conference on Harmonization in Good Clinical Practice หรือ ICH-GCP

ชื่อโครงการ : การสร้างโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ
 ผู้วิจัยหลัก : นางสาวสุจิตรา เกตุกาญจน์
 สังกัดหน่วยงาน : คณะสหเวชศาสตร์
 ผู้ร่วมวิจัย : ผศ.ดร.กาญจนา จิตติพร
 วิธีทบทวน : แบบเร่งรัด (Expedited Review)
 รายงานความก้าวหน้า : ส่งรายงานความก้าวหน้าอย่างน้อย 1 ครั้ง/ปี

เอกสารรับรอง

1. แบบรายงานความก้าวหน้าของโครงการวิจัย (AF01-14) เวอร์ชัน 1.0 วันที่ 26 ตุลาคม 2564

ลงนาม: *Dr. Jitaporn*
 (นายแพทย์สมบูรณ์ ต้นสุขสวัสดิกุล)

ประธานคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์
 กลุ่มวิทยาศาสตร์สุขภาพ มหาวิทยาลัยนครสวรรค์

วันที่รับรอง : 04 พฤศจิกายน 2563

วันหมดอายุ : 04 พฤศจิกายน 2564

วันที่รับรองต่อเนื่องครั้งที่ 1 : 04 พฤศจิกายน 2564

วันที่หมดอายุการรับรองครั้งที่ 1 : 04 พฤศจิกายน 2565

ทั้งนี้ การรับรองนี้มีเงื่อนไขดังที่ระบุไว้ด้านหลังทุกข้อ (ดูด้านหลังของเอกสารรับรองโครงการวิจัย)

นักวิจัยทุกท่านที่ผ่านการรับรองจริยธรรมการวิจัยต้องปฏิบัติดังต่อไปนี้

1. ดำเนินการวิจัยตามที่ระบุไว้ในโครงการวิจัยอย่างเคร่งครัด
2. ใช้เอกสารแนะนำอาสาสมัคร ใบยินยอม (และเอกสารเชิญเข้าร่วมวิจัยหรือใบโฆษณาถ้ามี) แบบสัมภาษณ์ และหรือ แบบสอบถาม เฉพาะที่มีตราประทับของคณะกรรมการจริยธรรมในมนุษย์ มหาวิทยาลัยนเรศวร เท่านั้น และส่งสำเนาเอกสารดังกล่าวที่ใช้กับผู้เข้าร่วมวิจัยจริงรายแรกมาที่คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ เพื่อเก็บไว้เป็นหลักฐาน
3. รายงานเหตุการณ์ไม่พึงประสงค์ร้ายแรงที่เกิดขึ้นหรือการเปลี่ยนแปลงกิจกรรมวิจัยใด ๆ ต่อคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ภายในระยะเวลาที่กำหนดในวิธีดำเนินการมาตรฐาน (SOPs)
4. ส่งรายงานความก้าวหน้าต่อคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ ตามเวลาที่กำหนดหรือเมื่อได้รับการร้องขอ
5. หากการวิจัยไม่สามารถดำเนินการเสร็จสิ้นภายในกำหนด ผู้วิจัยต้องยื่นขออนุมัติใหม่ก่อน อย่างน้อย 1 เดือน
6. หากผู้วิจัยส่งรายงานความก้าวหน้าหลังใบรับรองหมดอายุ และยังไม่ได้ใบรับรองฉบับใหม่ ผู้วิจัยจะต้องหยุดดำเนินการวิจัยส่วนที่เกี่ยวข้องกับการรับอาสาสมัครใหม่ นับตั้งแต่หลังวันใบรับรองหมดอายุจนกว่าจะได้รับใบรับรองฉบับใหม่
7. หากการวิจัยเสร็จสมบูรณ์ผู้วิจัยต้องแจ้งปิดโครงการตามแบบฟอร์มของคณะกรรมการจริยธรรมในมนุษย์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

*รายชื่อของคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ (ชื่อและตำแหน่ง) ที่เข้าร่วมประชุม ณ วันที่พิจารณารับรองโครงการวิจัย (หากร้องขอล่วงหน้า)



สำนักงานคณะกรรมการการวิจัยเกี่ยวกับมนุษย์ โรงพยาบาลสกสกลนคร
ที่อยู่เลขที่ 1041 เจริญเมือง ต.ธาตุเชิงชุม อ.เมือง จ.สกลนคร
รหัสไปรษณีย์ 47000 โทร 042-176-000

COE No. 002/2564
SKHREC No. 001/2564

เอกสารรับรองโครงการวิจัยแบบเร็ว

คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยเกี่ยวกับมนุษย์ โรงพยาบาลสกสกลนครดำเนินการให้การรับรองโครงการวิจัยตามแนวทางหลักจริยธรรมการวิจัยเกี่ยวกับคนที่เป็นมาตรฐานสากลได้แก่ Declaration of Helsinki, The Belmont Report, CIOMS Guideline และ International Conference on Harmonization in Good Clinical Practice หรือ ICH-GCP

ชื่อโครงการวิจัยเรื่อง : "การสร้างโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ"

: "Construction of Electrophysiological study simulator program."

ผู้วิจัย : นางสาวสุจิตรา เกตุกาญจน์

เลขที่โครงการวิจัย : 002/2564

สังกัดหน่วยงาน : มหาวิทยาลัยนเรศวร

วิธีทบทวนแบบเร็ว

รายงานความก้าวหน้า ภายในวันที่ 31/มี.ค./2565

เอกสารรับรอง

1. แบบเสนอเพื่อขอรับการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ ฉบับที่ ...1.. ลงวันที่ 1/เม.ย./2564
2. โครงการวิจัยฉบับสมบูรณ์ ฉบับที่ 1 ลงวันที่ 1/เม.ย./2564
3. แบบคำชี้แจงสำหรับผู้รับการวิจัย ฉบับที่ 1 ลงวันที่ 1/เม.ย./2564
4. แบบยินยอมให้ทำการวิจัยจากผู้รับการวิจัย ฉบับที่ 1 ลงวันที่ 1/เม.ย./2564
5. แบบบันทึกข้อมูล ฉบับที่ 1 ลงวันที่ 1/เม.ย./2564
6. ประวัติผู้วิจัย

วันที่รับรอง...1.../... เม.ย./...2564..

วันหมดอายุ ...31.../...มี.ค./...2565..

ลงนาม

(นายแพทย์สมนึก อภิวันทนกุล)

ประธานคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยเกี่ยวกับมนุษย์
โรงพยาบาลสกสกลนคร





แบบบันทึกข้อมูลพื้นฐานของผู้ป่วยโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ ในงานวิจัยเรื่อง โปรแกรมจำลองการตรวจ
สรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

เพศ หญิง ชาย อายุ..... ปี

อาการหลักที่ทำให้ผู้ป่วยเข้าโรงพยาบาล (chief complaint).....

ประวัติการเจ็บป่วยในอดีต (patient history).....

การวินิจฉัย.....

แนวทางการรักษาโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ (medication / procedure)

ยาที่ใช้ในการรักษา

.....
.....
.....
.....
.....
.....

รายละเอียดเหตุการณ์ที่เข้ารับการรักษาหัวใจ

.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....

แบบบันทึกข้อมูลของผู้ป่วย



การวินิจฉัย..... หัตถการ..... วันที่ทำหัตถการ.....

1. คลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 leads ก่อนทำหัตถการ (baseline)

- ECG 12 leads (morphology) จาก EP computer โดยปรับให้ sweep speed 25 และ 100 ms (2 ใบ)
- Interval (ms)/ Amplitude (mv)

	PR interval	P duration	PR segment	QRS duration	ST segment	ST interval	TP interval	RR interval
I								
II								
III								
avR								
aVL								
avF								
V1								
V2								
V3								
V4								
V5								
V6								

2.การตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ



- รูป baseline จาก EP computer
- Interval (ms) , Amplitude (mv)

	A-A interval	A-H interval	HV interval	VA interval	RR interval
HRA					
His					
CS proximal					
CS mid					
CS distal					
RVa					

	PR interval	P duration	PR segment	QRS duration	ST segment	ST interval	TP interval	RR interval
II								
V1								
aVF								

3. การกระตุ้น

3.1 การทำ AVB (Atrial and AV conduction system ERP) โดย Atrial pacing

- EGM sweep speed 100 ms จาก EP computer

ขณะเกิด AVB (no ventricular activation)

Pace CL=..... No ventricular activation ที่ CL..... RVA: VV interval เมื่อเกิด AVB.....

	A-A interval	A-H interval	HV interval	VA interval	VV interval
HRA					
His					
CS proximal					



STIM				
------	--	--	--	--

	PR interval	P duration	PR segment	QRS duration	ST segment	ST interval	TP interval	RR interval
II								
V1								
aVF								

3.ERP (No activation)

Pace CL=..... No atrial activation เมื่อกระตุ้นด้วย CL CS: AA interval ตอนเกิด VAB.....

	A-A interval	A-H interval	HV interval	VA interval	VV interval
HRA					
His					
CS proximal					
CS mid					
CS distal					
ABLp					
ABLd					
RVA					
STIM					

	PR interval	P duration	PR segment	QRS duration	ST segment	ST interval	TP interval	RR interval
II								
V1								
aVF								



CS mid					
CS distal					
ABLp					
ABLd					
RVA					
STIM					

	PR interval	P duration	PR segment	QRS duration	ST segment	ST interval	TP interval	RR interval
I				-	-	-		
V1				-	-	-		
aVF				-	-	-		

2. การทำ VAB (Ventriculoatrial ERP) โดย Ventricular pacing

- EGM sweep speed 100 ms จาก EP computer

ขณะเกิด VAB (no atrial activation)

Pace CL=..... No atrial activation ที่ CL..... CS: AA interval เมื่อเกิด VAB.....

	A-A interval	A-H interval	HV interval	VA interval	VV interval
HRA					
His					
CS proximal					
CS mid					
CS distal					
ABLp					
ABLd					
RVA					



4. mapping :

	A-A interval	A-H interval	HV interval	VA interval	W interval
HRA					
His					
CS proximal					
CS mid					
CS distal					
ABLp					
ABLd					
RVA					
STIM					

5. EGM ก่อนการเกิด arrhythmia

	A-A interval	A-H interval	HV interval	VA interval	W interval
HRA					
His					
CS proximal					
CS mid					
CS distal					
ABLp					
ABLd					
RVA					
STIM					

6. Arrhythmia (EGM,ECG)

	PR interval	P duration	QRS duration	ST segment	ST interval	TP interval	RR interval
I							
II							
III							
avR							
aVL							
avF							
V1							
V2							
V3							
V4							
V5							
V6							

	A-A interval	A-H interval	HV interval	VA interval	W interval
HRA					
His					
CS proximal					
CS mid					
CS distal					
ABLp					
ABLd					
RVA					
STIM					

○ การฉีดด้วยคลื่นวิทยุ (Ablation) พลังงาน..... อุณหภูมิ..... ความดันทาน

6.2 ECG/EGM หลังการชั่ง

NU-ERB APPROVAL
NOV 2020

	PR interval	P duration	PR segment	QRS duration	ST segment	ST interval	TP interval	RR interval
I								
II								
III								
avR								
aVL								
avF								
V1								
V2								
V3								
V4								
V5								
V6								

	A-A interval	A-H interval	HV interval	VA interval	W interval
HRA					
His					
CS proximal					
CS mid					
CS distal					
ABLp					
ABLd					
RVA					
STIM					

6.1 ECG/EGM ระหว่างการชั่งหัวใจ

NU-ERB APPROVAL
NOV 2020

	PR interval	P duration	PR segment	QRS duration	ST segment	ST interval	TP interval	RR interval
I								
II								
III								
avR								
aVL								
avF								
V1								
V2								
V3								
V4								
V5								
V6								

	A-A interval	A-H interval	HV interval	VA interval	W interval
HRA					
His					
CS proximal					
CS mid					
CS distal					
ABLp					
ABLd					
RVA					
STIM					

แบบประเมินคุณภาพจากผู้เชี่ยวชาญหลังจากการใช้สื่อจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

เรียน ผู้เชี่ยวชาญด้านการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

แบบประเมินคุณภาพสื่อการเรียนรู้ที่ใช้เป็นส่วนหนึ่งในงานวิจัยของนิสิตปริญญาโท เรื่อง การสร้างโปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ (EPSSIM) เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของสื่อการเรียนรู้ เพื่อให้ได้สื่อการเรียนรู้ด้านคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจที่มีความถูกต้อง มีประสิทธิภาพ โดยข้อเสนอแนะของท่านจะเป็นประโยชน์อย่างยิ่ง เพื่อปรับปรุงสื่อการเรียนรู้ต่อไป เมื่อท่านประเมินเรียบร้อยแล้ว ขอความกรุณาส่งแบบประเมินนี้มาที่ sujitrak62@nu.ac.th

ขอขอบพระคุณท่านเป็นอย่างสูง

สุจิตรา เกตุกาญจน์

นิสิตปริญญาโท หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาเทคโนโลยีหัวใจและทรวงอก

คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

แบบประเมินคุณภาพจากผู้เชี่ยวชาญ ที่มีต่อสื่อจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้า ของหัวใจ

Electrophysiological study simulator program (EPSSIM)

คำชี้แจง: โปรดทำเครื่องหมาย ✓ ลงในช่องประเมินความคิดเห็น

รายการ	ระดับความคิดเห็น			ข้อเสนอแนะ
	ถูกต้อง	ไม่ แน่ใจ	ต้อง ปรับปรุง	
ความถูกต้องของเนื้อหาเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ				
ความถูกต้องของเนื้อหาเกี่ยวกับการตรวจ สรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ				
ส่วนของ EP simulator				
Typical AVNRT				
- ความถูกต้องของกราฟ ECG V1 และ II ขณะ sinus rhythm				
- ความถูกต้องของกราฟ EGM ขณะ sinus rhythm (HRA , His, CS proximal, CS middle, CS distal และ RV)				
- ความถูกต้องของลำดับการนำไฟฟ้าจาก HRA สู่ RV				
- ความถูกต้องของ ECG/EGM ขณะ กระตุ้นที่ตำแหน่ง HRA				
- ความถูกต้องของ ECG/EGM ขณะ กระตุ้นที่ตำแหน่ง RV				
- ความถูกต้องของ ECG/EGM ขณะเกิด Typical AVNRT				
- ความถูกต้องของสัญญาณ slow pathway				
- ความถูกต้องของสัญญาณขณะจี้ ตำแหน่ง Slow pathway (junctional rhythm)				
Antidromic AVRT				
- ความถูกต้องของกราฟ ECG V1 และ II ขณะ sinus rhythm ที่มีลักษณะ WPW pattern (right side pathway)				

- ความถูกต้องของกราฟ EGM ขณะ sinus rhythm (HRA , His, CS proximal, CS middle, CS distal และ RV)				
- ความถูกต้องของลำดับการนำไฟฟ้าจาก HRA ผ่าน bypass tract สู่ RV				
- ความถูกต้องของ ECG/EGM ขณะกระตุ้นที่ตำแหน่ง HRA				
- ความถูกต้องของ ECG/EGM ขณะกระตุ้นที่ตำแหน่ง RV				
- ความถูกต้องของกราฟ EGM ขณะเกิด Antidromic AVRT				
- Mapping: ความถูกต้องของสัญญาณขณะเกิด sinus rhythm				
- ความถูกต้องของสัญญาณขณะจี้ตำแหน่ง accessory bypass tract (morphology จาก pre-excitation เป็น normal ECG และ EGM)				
- ความถูกต้องของสัญญาณ ECG และ EGM หลังจากจี้				
- ความถูกต้องของสัญญาณระหว่างให้ยา adenosine (AV block)				
Orthodromic AVRT				
- ความถูกต้องของกราฟ ECG V1 และ II ขณะ sinus rhythm ที่มีลักษณะ WPW pattern				
- ความถูกต้องของกราฟ EGM ขณะ sinus rhythm (HRA , His, CS proximal, CS middle, CS distal และ RV)				
- ความถูกต้องของลำดับการนำไฟฟ้าจาก HRA ผ่าน bypass tract สู่ RV				
- ความถูกต้องของ ECG/EGM ขณะกระตุ้นที่ตำแหน่ง HRA				
- ความถูกต้องของ ECG/EGM ขณะกระตุ้นที่ตำแหน่ง RV				

- ความถูกต้องของกราฟ EGM ขณะเกิด orthodromic AVRT				
- Mapping: ความถูกต้องของสัญญาณ ขณะเกิด sinus rhythm				
- ความถูกต้องของสัญญาณขณะจี้ ตำแหน่ง accessory bypass tract (morphology จาก pre-excitation เป็น normal ECG และ EGM)				
- ความถูกต้องของสัญญาณ ECG และ EGM หลังจากรีจี้				
- ความถูกต้องของสัญญาณระหว่างให้ยา adenosine (AV block)				

ข้อเสนอแนะเพิ่มเติม:

.....

.....

.....

.....

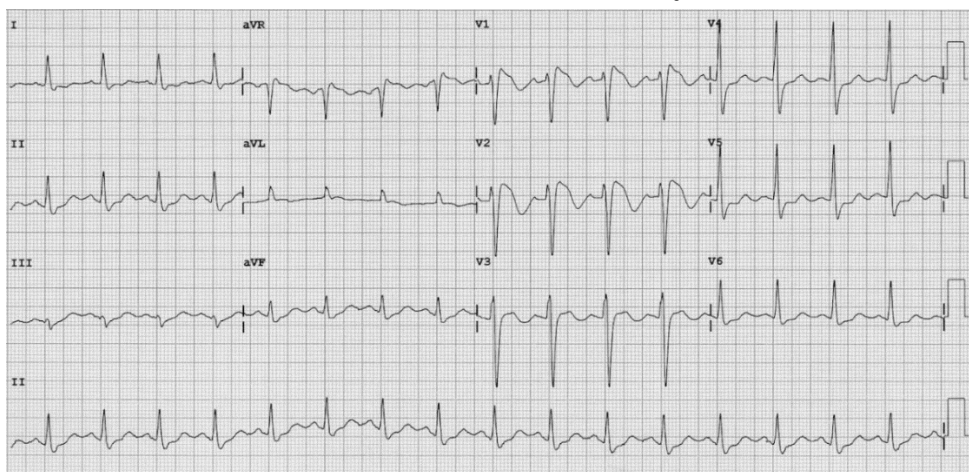
.....

.....
()

ผู้เชี่ยวชาญด้านการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ

แบบประเมินก่อนและหลังการใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

1. ผู้ป่วยชายอายุ 30 ปี หมดสติ ถูกนำส่งห้องฉุกเฉิน เมื่อตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พบว่า V1-V3 และ lead III เกิด ST elevation และเกิด V4-V6 และ lead II เกิด ST depression จากข้อมูลเพิ่มเติมไม่พบความผิดปกติของโครงสร้างและการทำงานส่วนอื่นๆของหัวใจ ผู้ป่วยมีความปกติใด



- A. Brugada syndrome
 - B. AVNRT
 - C. โรคหลอดเลือดหัวใจอุดตัน
 - D. Atrial flutter
2. ข้อใดถูกต้องเกี่ยวกับการวินิจฉัยภาวะหรือโรค จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- A. ภาวะ Pericardial effusion จะพบ Low QRS voltage ,tachycardia และ electrical alternans
 - B. ภาวะ hyperkalemia มักเกิด wide QRS complex
 - C. VT ที่เกิดบริเวณ right outflow tract จะมี Positive QRS complex ที่ II,III และ avF และ LBBB morphology
 - D. ถูกทุกข้อ

3. จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ lead II ข้อใดแปลผลได้ถูกต้อง



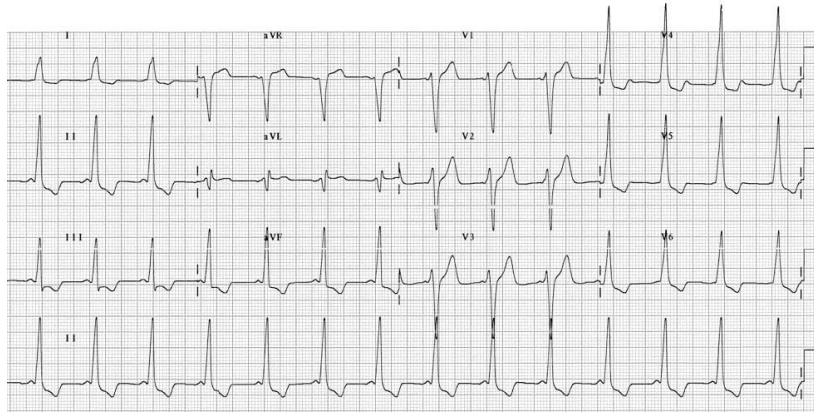
- A. sinus exit block

B. 2nd degree Mobitz type 2

C. First degree AV block

D. 3rd degree AV block

4. จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่อไปนี้ ข้อใดถูกต้อง



A. Coronary artery disease

B. Bundle branch block

C. WPW pattern

D. AVNRT

5. ข้อใดถูกต้องเกี่ยวกับการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

A. จุดประสงค์ของการกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจเพื่อหา refractory periods, เพื่อประเมิน myocardial activation เช่น concentric atrial activation และ eccentric atrial activation กระตุ้นเพื่อดู tachycardia characteristics

B. ผู้ป่วย WPW ที่มีอาการควรได้รับการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ

C. ผู้ป่วยทั้งหมดสติ โดยสาเหตุไม่ได้ควรได้รับการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ

D. ถูกทุกข้อ

6. ข้อใดถูกต้องเกี่ยวกับการเตรียมผู้ป่วยก่อนการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจและการจี้ไฟฟ้าหัวใจ

A. ติดคลื่นไฟฟ้าเฉพาะ limb leads เท่านั้น

B. ติด Ground patch บริเวณด้านซ้ายใต้ scapular ของผู้ป่วย

C. ผู้ป่วยไม่ต้องงด Warfarin ก่อนเข้าทำหัตถการ

D. ควรดื่มน้ำและอาหาร 1 ชั่วโมง ก่อนเข้าทำหัตถการ

7. ข้อใดถูกต้องเกี่ยวกับ reentry circuit ใน AVNRT

A. พบบริเวณของ Cavo -tricuspid Isthmus (CTI)

B. พบบริเวณ triangle of Koch (fast – slow pathway) ของ AV node

C. AV node กับ Accessory bypass tract

D. บริเวณ AV node กับหัวใจห้องบน

8. ข้อใดต่อไปนี้เป็นข้อถูกต้อง

A. fast pathway มีคุณสมบัติคือ นำสัญญาณไฟฟ้าได้เร็ว แต่ระยะดื้อ (refractory period)

นาน

B. การเกิด AH jump : เมื่อกระตุ้นไฟฟ้าที่หัวใจห้องบนให้เร็วขึ้น เนื้อเยื่อ fast pathway เข้าสู่ระยะดื้อสัญญาณจากห้องบนจะไปทาง Slow pathway แทน

C. การเกิด Echo beats : เมื่อสัญญาณไฟฟ้าไปยัง slow pathway แล้ว fast pathway , His หมุดระยะดื้อพอดี สัญญาณจะวนไปกลับมาทาง fast pathway , His แล้วลงหัวใจห้องล่าง

D. ถูกทุกข้อ

9. ลักษณะของการเกิด Dual AV node physiology คือข้อใด

A. ระยะของ A2-H2 interval ที่เพิ่มขึ้น 50 มิลลิวินาที จากการกระตุ้นโดยกำหนดให้ A1-A2 interval ลดลง 10 มิลลิวินาที

B. ระยะของ H1-H2 interval ที่เพิ่มขึ้น 50 มิลลิวินาที จากการกระตุ้นโดยกำหนดให้ A1-A2 interval ลดลง 10 มิลลิวินาที

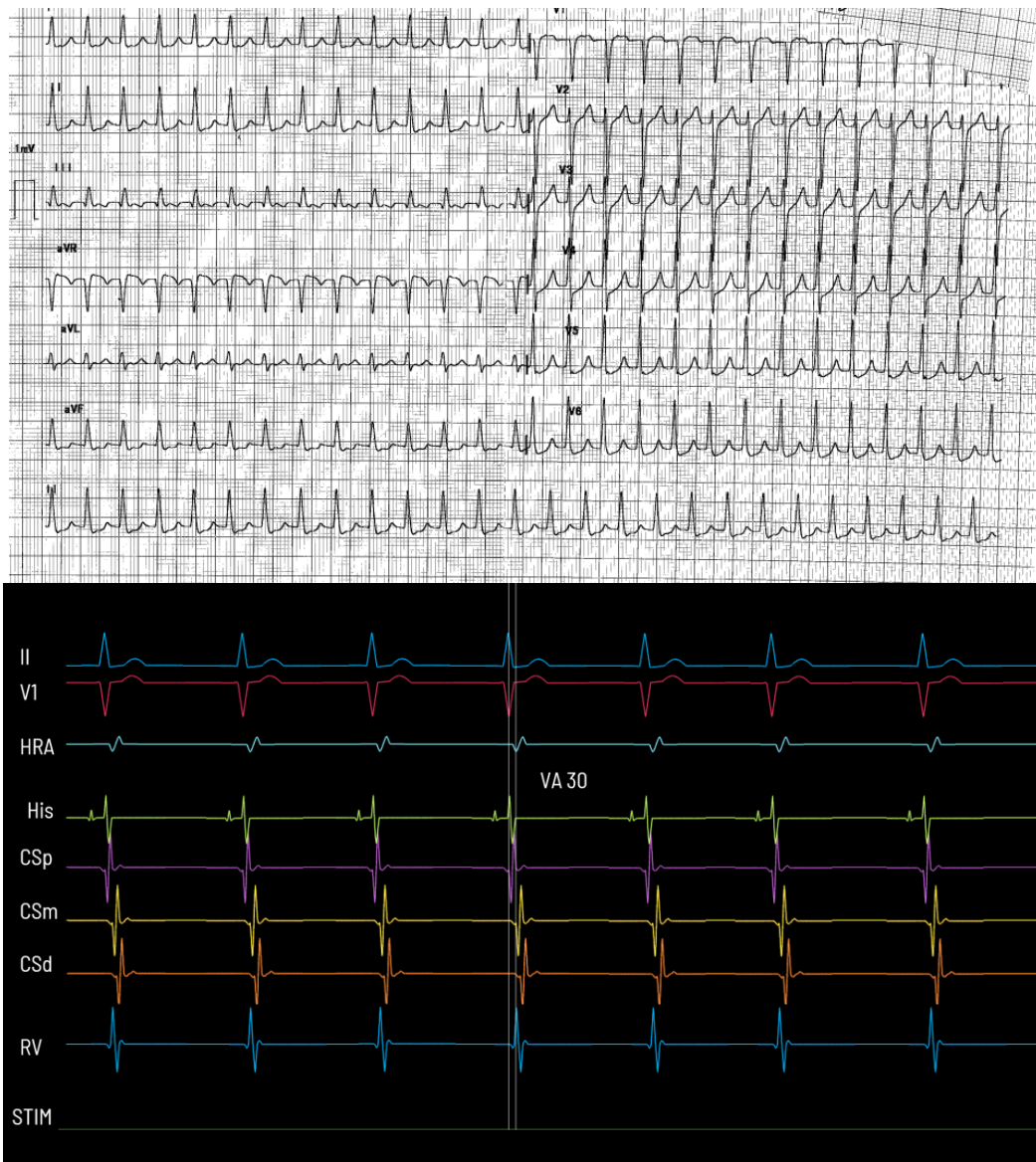
C. ระยะของ H2-V2 interval ที่เพิ่มขึ้น 50 มิลลิวินาที จากการกระตุ้นโดยกำหนดให้ A1-A2 interval ลดลง 10 มิลลิวินาที

D. การเกิด atrial echo beats ต่อการตอบสนองต่อการกระตุ้น A1-A2 ที่ CL เท่าไหร่ก็ได้

10. จากภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณภายในหัวใจขณะเกิด arrhythmia

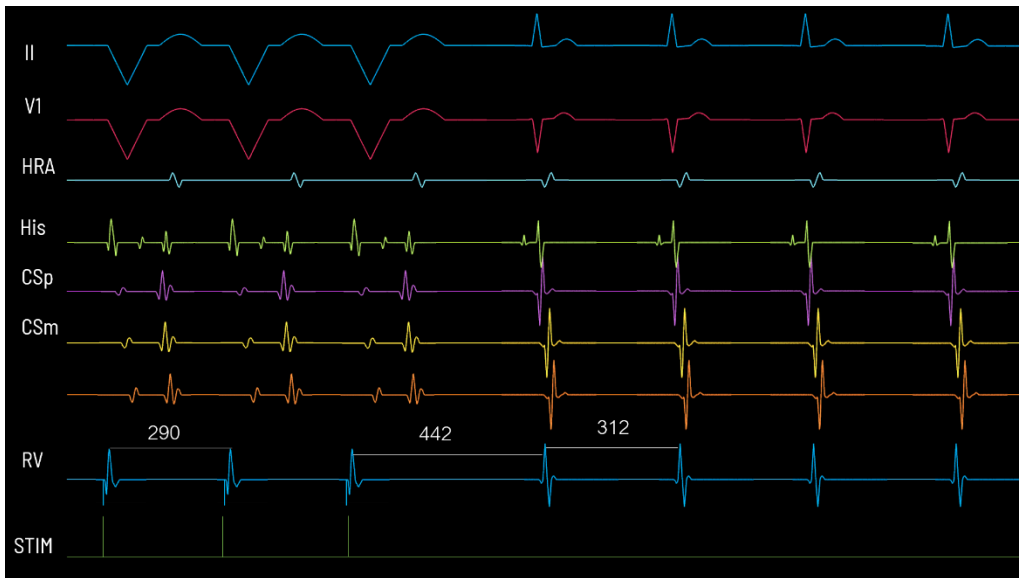
เมื่อกระตุ้นที่ตำแหน่งของ HRA ด้วยวิธี extrastimulus S1=500 S2 = 290 เกิด arrhythmia ระยะ

VA 30 ms ข้อใดถูกต้อง



- A. Atypical AVNRT
- B. Typical AVNRT
- C. AVRT
- D. Fascicular tachycardia

11. จากภาพสัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจขณะทำการ Entrainment โดยกระตุ้นที่ RV cycle length 290 ms. พบว่าการตอบสนองเป็นแบบ VAV , post pacing interval (PPI) 442 ms, tachycardia cycle length(TCL) 312 ms. (PPI-TCL = 130) จงให้การวินิจฉัย



A. Typical AVNRT

B. Atrial tachycardia

C. Orthodromic AVRT

D. Antidromic AVRT

12. ข้อใดถูกต้องเกี่ยวกับการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจใน AVNRT เกี่ยวกับการ Entrainment เพื่อวินิจฉัยแยกโรคกับ SVT ชนิดอื่นๆ

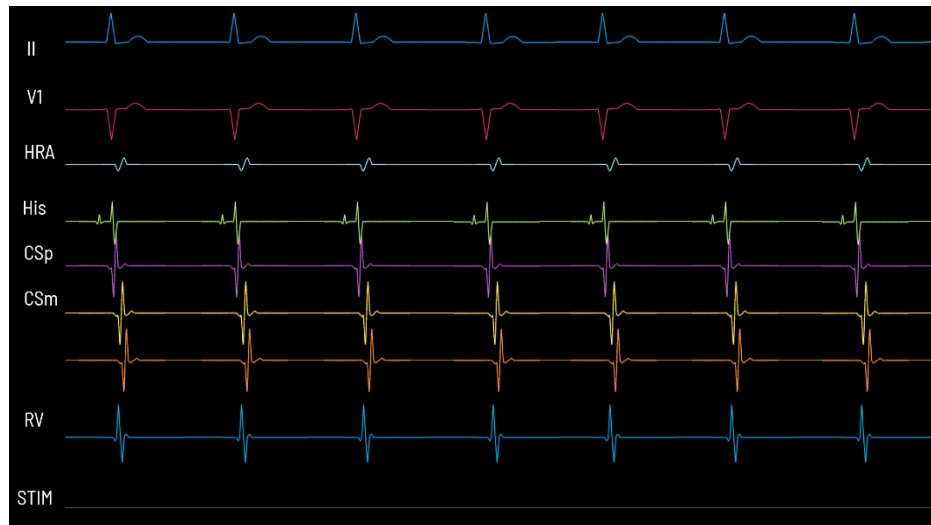
A. Post pacing interval – Tachycardia cycle length มากกว่า 115 ms

B. Post pacing interval – Tachycardia cycle length น้อยกว่า 115 ms

C. เกิดรูปแบบสัญญาณ VAAV (A=สัญญาณจากห้องบน V= สัญญาณจากห้องล่าง)

D. ข้อ A และ C ถูกต้อง

13. หลังจากที่ทำนกระตุกไฟฟ้าหัวใจจนเกิด arrhythmia ดังภาพ ขึ้นตอนต่อจากนี้ควรทำอะไรเพื่อ การวินิจฉัยแยกโรค



- A. Cardiovert 100 จูล
- B. ให้ Adenosine 6 mg
- C. Entrainment โดยกระตุ้นที่ RV
- D. กระตุ้นที่ HRA เพื่อ terminated

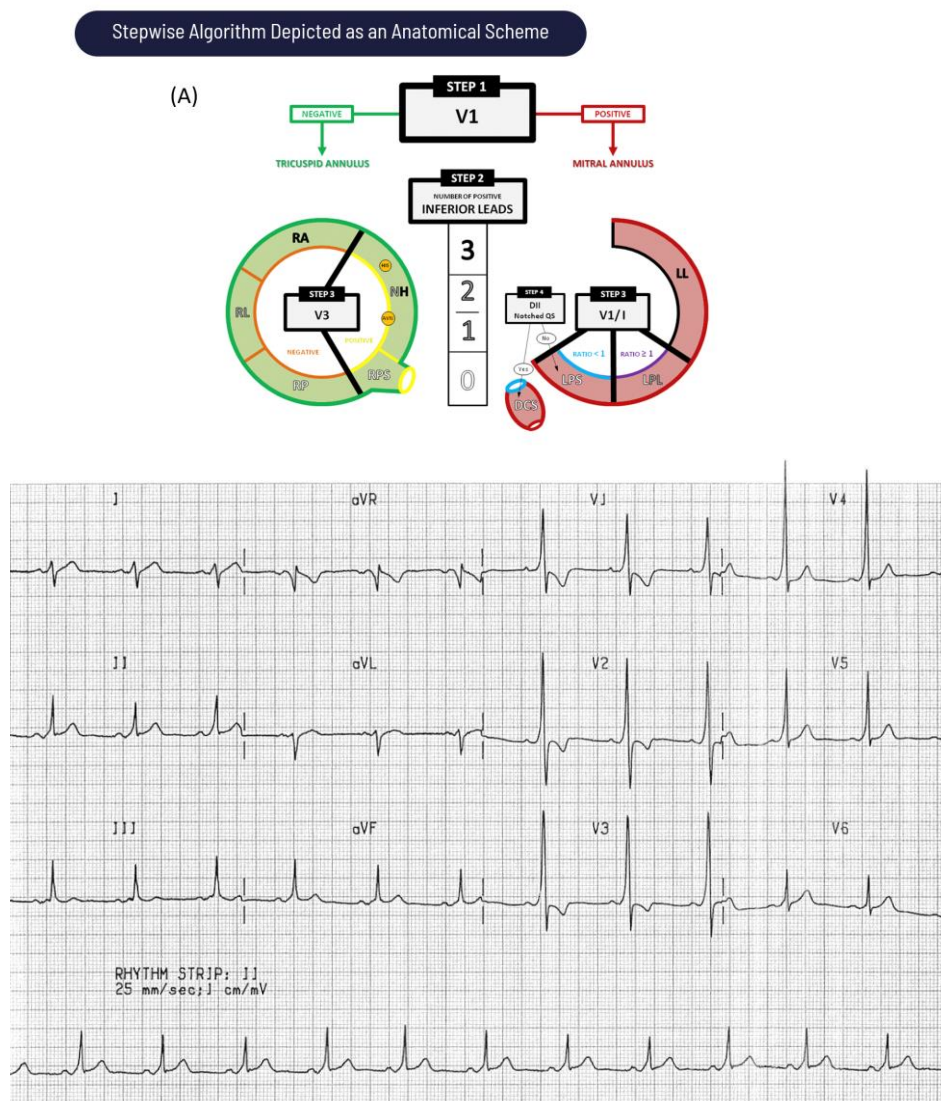
14. ข้อใดผิดเกี่ยวกับการจี้หัวใจเพื่อรักษาโรค AVNRT

- A. ตำแหน่งที่เหมาะสมสำหรับการจี้รักษา AVNRT คือตำแหน่งของ slow pathway
- B. ในระหว่างการจี้ควรติดตาม (monitoring) พลังงาน, อุณหภูมิที่ใช้จี้ และความต้านทานของเนื้อเยื่อตำแหน่งที่จี้
- C. หากเกิด PR prolongation ระหว่างจี้ ควรรีบหยุดจี้ทันที
- D. ระหว่างทำการจี้หากเกิด Junctional rhythm ควรรีบหยุดจี้

15. ข้อใดต่อไปนี้เป็นข้อที่ต้องเกี่ยวกับ AVRT

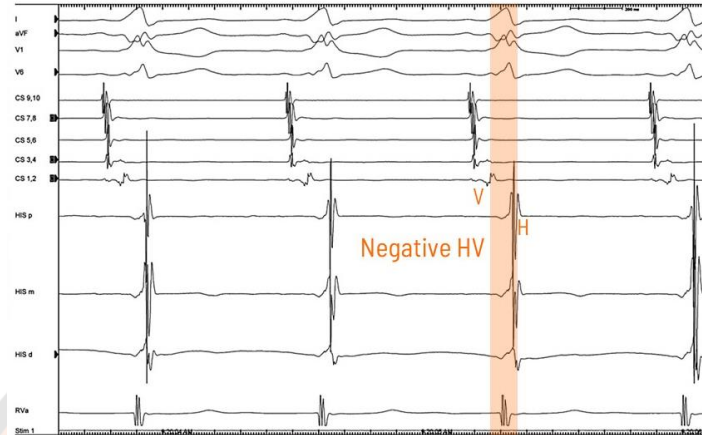
- A. ลักษณะของ ECG เมื่อเกิด pre-excitation คือ เกิด long PR interval และ delta wave
- B. Antidromic AVRT เกิดจากการนำสัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจห้องบนลง accessory pathway แล้วย้อนกลับขึ้นไปยัง AV node
- C. Orthodromic AVRT เกิดจากการนำสัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจห้องบนลง accessory pathway แล้วย้อนกลับขึ้นไปยัง AV node
- D. AVRT เป็นความผิดปกติของการหมุนวนไฟฟ้าที่ AV node

16. เพื่อวางแผนการรักษาด้วยการจี้ตำแหน่ง Accessory pathway (AP) จำเป็นต้องพิจารณา delta wave ใน Surface ECG เพื่อคาดการณ์ตำแหน่งของ AP ข้อใดถูกต้อง



- A. left lateral
- B. right lateral
- C. mid septal
- D. right anterior

17. จากภาพการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ ขณะ normal sinus rhythm ข้อใดผิด



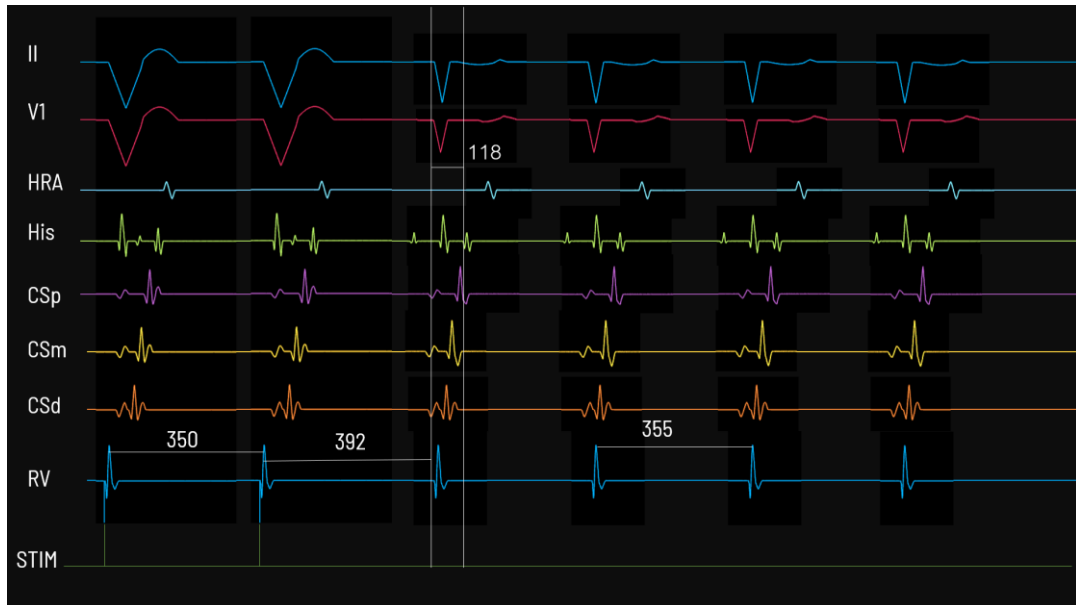
- A. เกิด Pre-excitation
- B. ผู้ป่วยมีการนำไฟฟ้าผ่านทาง Accessory pathway
- C. WPW pattern
- D. **Concealed bypass tract**

18. ข้อใดถูกต้องเกี่ยวกับการกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจในผู้ป่วยที่มี Accessory pathway

- A. เมื่อกระตุ้นไฟฟ้าให้เร็วขึ้น จะแสดง pre-excitation ชัดเจนขึ้น
- B. เมื่อกระตุ้นไฟฟ้าให้เร็วขึ้น HV interval จะสั้นลง
- C. เมื่อกระตุ้นไฟฟ้าแล้วเกิดรูปแบบการนำไฟฟ้า Eccentric activation โดยปรากฏสัญญาณหัวใจห้องบนเร็วที่สุดที่ distal coronary sinus แสดงว่าผู้ป่วยรายนี้มี left side pathway
- D. **ถูกทุกข้อ**

19. จากภาพสัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจขณะที่ทำ Entrainment

กระตุ้นที่ RV cycle length 350 ms. พบว่าการตอบสนองเป็นแบบ VAV , post pacing interval (PPI) 392 ms, tachycardia cycle length(TCL) 355 ms. (PPI-TCL = 37) ข้อใดถูก



- A. Orthodromic AVRT
- B. Atypical ANRVT
- C. Typical ANRVT
- D. AT

20. ข้อมูลต่อไปนี้นี้ผิดเกี่ยวกับการจี้รักษาโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด AVRT

- A. หลังจากการจี้ทำลาย accessory pathway ลักษณะของ ECG จะเปลี่ยนไป เช่น delta wave หายไป
- B. หลังจากจี้ทำลายวงจรแล้ว ต้องกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจ 30 นาที
- C. หลังจากการจี้ทำลาย accessory pathway ต้องทดสอบด้วย pacing เพื่อประเมินการนำไฟฟ้า
- D. ในขณะที่จี้ทำลาย accessory pathway เกิดลักษณะสัญญาณแบบ junctional rhythm

แบบสอบถามงานวิจัย เรื่อง โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ

คำชี้แจง โปรดทำเครื่องหมาย ✓ ลงในช่องที่ตรงกับความคิดเห็นของท่าน

ข้อ	คำถาม	ระดับความคิดเห็น				
		น้อย ที่สุด (1)	น้อย (2)	ปาน กลาง (3)	มาก (4)	มาก ที่สุด (5)
1	โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจช่วยแก้ไขปัญหที่ท่านเคยมีในการเรียนรู้ด้านการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ					
2	โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ ช่วยแก้ไขปัญหที่ท่านเคยมีในการเรียนรู้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ					
3	ท่านรู้สึกมั่นใจเมื่อใช้โปรแกรมการจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ					
4	ขั้นตอนการใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจในส่วนของ การเรียนรู้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีความชัดเจนและเข้าใจง่าย					
5	ขั้นตอนการใช้โปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจในส่วนของ การเรียนรู้ด้านการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ มีความชัดเจนและเข้าใจง่าย					
6	ท่านใช้เวลาไม่นานเพื่อเรียนรู้คำสั่งต่างๆของโปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจในส่วนของ การเรียนรู้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ					
7	ท่านใช้เวลาไม่นานเพื่อเรียนรู้คำสั่งต่างๆของโปรแกรมจำลองการตรวจสอบสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจในส่วนของ การเรียนรู้การตรวจสอบสรีรวิทยา					

	ไฟฟ้าของหัวใจ					
8	เป็นเรื่องง่ายที่จะทำให้โปรแกรมจำลองการตรวจ สรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจทำงานตามที่ท่าน ต้องการ					
9	ท่านสามารถใช้โปรแกรมจำลองการตรวจ สรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจได้จากทุกสถานที่ และ ทุกเวลา					
10	โปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของ หัวใจทำให้ท่านเข้าถึงบทเรียนได้ง่ายขึ้น					
11	โปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของ หัวใจมีการแสดงคำแนะนำต่างๆ อย่างเพียงพอ และเป็นประโยชน์แก่ท่าน เช่น วิธีการใช้งาน หรือ ข้อความแนะนำ					
12	ท่านคิดว่าโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยา ไฟฟ้าของหัวใจมีการออกแบบที่สวยงามและ ดึงดูดการใช้งาน					
13	ท่านคิดว่าโปรแกรมจำลองการตรวจสรีรวิทยา ไฟฟ้าของหัวใจถูกออกแบบให้ใช้งานง่าย และไม่ ซับซ้อน					
14	ระดับความพึงพอใจในการควบคุมคำสั่งและปุ่ม ต่างๆ ในโปรแกรม					
15	ท่านจะแนะนำผู้อื่นใช้งานโปรแกรมจำลองการ ตรวจสรีรวิทยาไฟฟ้าของหัวใจ					

บรรณานุกรม

1. Issa ZF, Miller JM, Zipes DP. Chapter 3 - Electrophysiological Mechanisms of Cardiac Arrhythmias. In: Issa ZF, Miller JM, Zipes DP, editors. Clinical Arrhythmology and Electrophysiology: A Companion to Braunwald's Heart Disease (Second Edition). Philadelphia: W.B. Saunders; 2012. p. 36-61.
2. Muresan L, Cismaru G, Martins RP, Bataglia A, Rosu R, Puiu M, et al. Recommendations for the use of electrophysiological study: Update 2018. Hellenic J Cardiol. 2019;60(2):82-100.
3. Güney E, Ekşi Z, Çakiroğlu M. WebECG: A novel ECG simulator based on MATLAB Web Figure. Advances in Engineering Software. 2012;45(1):167-74.
4. Learning S. The 6 second ECG: SkillStat Learning Inc.; 2020 [24 Jun,2020]. Available from: <https://www.skillstat.com/tools/ecg-simulator>.
5. Maryniak K, Thomason TR, Siroky K, Varela R. Telemetry Interpretation 2008 [Available from: <https://lms.rn.com/courses/2076/page4265.html>].
6. LLC CSE. EKG Lessons & Quizzes 2019 [Available from: <https://ekg.academy>].
7. Iravanian S. Supraventricular Tachycardia Simulator (svtsim) [Oct 11,2022]. web-based cardiac electrophysiology study (EPS)/arrhythmia simulator]. Available from: <http://svtsim.com/svtsim.html>.
8. Anderson RH, Cook AC. The structure and components of the atrial chambers. Europace. 2007;9 Suppl 6:vi3-9.
9. Issa ZF, Miller JM, Zipes DP. Chapter 17 - Atrioventricular Nodal Reentrant Tachycardia. In: Issa ZF, Miller JM, Zipes DP, editors. Clinical Arrhythmology and Electrophysiology: A Companion to Braunwald's Heart Disease (Second Edition). Philadelphia: W.B. Saunders; 2012. p. 381-410.
10. Macedo P, Patel S, Bisco S, Asirvatham S. Septal Accessory Pathway: Anatomy, Causes for Difficulty, and an Approach to Ablation. Indian pacing and electrophysiology journal. 2010;10:292-309.
11. Prabhu S, Sohaib A. The Basic Language of Cardiac Electrophysiology—An Introduction to Intracardiac Electrograms and Electrophysiology Studies. In: Sohaib A,

editor. *Decoding Cardiac Electrophysiology: Understanding the Techniques and Defining the Jargon*. Cham: Springer International Publishing; 2020. p. 3-19.

12. Nan J, Sugrue A, Ladas TP, Mehra N, Asirvatham SJ. Anatomic Considerations Relevant to Atrial and Ventricular Arrhythmias. *Cardiac Electrophysiology Clinics*. 2019;11(3):421-32.

13. Glover B BP. Ventricular Tachycardia. *Clinical Handbook of Cardiac Electrophysiology*. Springer International Publishing AG Switzerland. p. 223-48.

14. Issa ZF, Miller JM, Zipes DP. Chapter 23 - Adenosine-Sensitive (Outflow Tract) Ventricular Tachycardia. In: Issa ZF, Miller JM, Zipes DP, editors. *Clinical Arrhythmology and Electrophysiology: A Companion to Braunwald's Heart Disease (Second Edition)*. Philadelphia: W.B. Saunders; 2012. p. 562-86.

15. ชูทิพย์ ก. สรีรวิทยาาระบบหัวใจร่วมหลอดเลือดกับการประยุกต์ใช้ทางเภสัชวิทยา = Cardiovascular Physiology and Pharmacological Applications. พิมพ์ครั้งที่ 2 ed. พิษณุโลก: สำนักพิมพ์มหาวิทยาลัยนเรศวร; 2561.

16. Jaye D, Xiao Y-F, Sigg D. *Basic Cardiac Electrophysiology: Excitable Membranes*. 2010. p. 41-51.

17. Aaronson PI. *The cardiovascular system at a glance*. 4th ed. ed. Ward JPT, Connolly MJ, editors. Chichester, West Sussex: Wiley-Blackwell; 2013.

18. Glover B, Brugada P. *Clinical Handbook of Cardiac Electrophysiology* 2016.

19. Mohamed Kanj WS. Basic arrhythmia physiology and mechanisms. In: Natale A, editor. *Handbook of Cardiac Electrophysiology*. the United Kingdom Informa Healthcare; 2007. p. 3-12.

20. Issa ZF, Miller JM, Zipes DP. Chapter 1 - Molecular Mechanisms of Cardiac Electrical Activity. In: Issa ZF, Miller JM, Zipes DP, editors. *Clinical Arrhythmology and Electrophysiology: A Companion to Braunwald's Heart Disease (Second Edition)*. Philadelphia: W.B. Saunders; 2012. p. 1-9.

21. Hill C. The Action Potential in Cardiac Pacemaker Cells 2022 [updated 6th February 2021; cited 2022 Oct 5]. Available from : <https://teachmephysiology.com/cardiovascular-system/cardiac-cycle-2/action-potential-in-cardiac-pacemaker-cells/>.

22. Tse G. Mechanisms of cardiac arrhythmias. *Journal of arrhythmia*. 2016;32(2):75-

- 81.
23. Tse G, Liu T, Li C, Laxton V, Wong A, Chan Y, et al. Tachycardia-bradycardia syndrome: Electrophysiological mechanisms and future therapeutic approaches (Review). *International Journal of Molecular Medicine*. 2017;39.
24. Antzelevitch C, Burashnikov A. Overview of Basic Mechanisms of Cardiac Arrhythmia. *Card Electrophysiol Clin*. 2011;3(1):23-45.
25. ชูทิพย์ ก. สรีรวิทยาระบบหัวใจร่วมหลอดเลือดกับการประยุกต์ใช้ทางเภสัชวิทยา = Cardiovascular Physiology and Pharmacological Applications. พิษณุโลก: สำนักพิมพ์มหาวิทยาลัยนเรศวร; 2560.
26. ชูทิพย์ ก. สรีรวิทยาระบบหัวใจร่วมหลอดเลือดกับการประยุกต์ใช้ทางเภสัชวิทยา = Cardiovascular Physiology and Pharmacological Applications. พิมพ์ครั้งที่ 4 ed. พิษณุโลก: สำนักพิมพ์มหาวิทยาลัยนเรศวร; 2563.
27. Drew BJ, Califf RM, Funk M, Kaufman ES, Krucoff MW, Laks MM, et al. Practice Standards for Electrocardiographic Monitoring in Hospital Settings. 2004;110(17):2721-46.
28. Cadogan M. PR segment 2019 [Available from: <https://litfl.com/pr-segment-ecg-library/>].
29. Wagner GS, Marriott HJL. Marriott's practical electrocardiography. 11th ed. ed. Philadelphia, Pa: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins; 2008.
30. Jones SA. ECG notes: Interpretation and management guide: FA Davis; 2021.
31. Burns E, Buttner R. Q Wave 2021 [cited 2022 Sep 25]. Available from: <https://litfl.com/q-wave-ecg-library/>.
32. Rodríguez-Balderrama I, Morales-Rodríguez IB, Rodríguez-Martínez V, Rodríguez-Bonito R. Long QT syndrome in a neonate. *Medicina Universitaria*.
33. Cadogan M, Buttner R. ECG Axis Interpretation 2022 [cited 2022 Sep 25]. Available from: <https://litfl.com/ecg-axis-interpretation/>.
34. Gering. LE, Surawicz. B, Knilans. TK, Tavel. ME. Chapter 2 - Atrial Abnormalities. In: Surawicz B, Knilans TK, editors. *Chou's Electrocardiography in Clinical Practice (Sixth Edition)*. Philadelphia: W.B. Saunders; 2008. p. 29-44.
35. Gering. LE, Surawicz. B, Knilans. TK, Tavel. ME. Chapter 3 - Ventricular Enlargement. In: Surawicz B, Knilans TK, editors. *Chou's Electrocardiography in Clinical Practice (Sixth Edition)*. Philadelphia: W.B. Saunders; 2008. p. 45-74.

36. Sokolow M, Lyon TP. The ventricular complex in left ventricular hypertrophy as obtained by unipolar precordial and limb leads. *American heart journal*. 1949;37(2):161-86.
37. Burns E, Buttner R. Sinus Node Dysfunction (Sick Sinus Syndrome) [updated Dec 23, 2021; cited 2022 Oct 6]. Available from: <https://litfl.com/sinus-node-dysfunction-sick-sinus-syndrome/>.
38. Custer; AM, Yelamanchili; VS, Lappin. SL. Multifocal Atrial Tachycardia: StatPearls Publishing; [updated July 18, 2022]. Available from : <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK459152/>.
39. Burns E, Buttner R. Multifocal Atrial Tachycardia (MAT) [updated Jun 4, 2021; cited 2022 Oct 6]. Available from: <https://litfl.com/multifocal-atrial-tachycardia-mat-ecg-library/>.
40. Buttner R, Burns E. Premature Atrial Complex (PAC) [updated Dec 2,2021; cited 2022 Oct 7]. Available from: <https://litfl.com/premature-atrial-complex-pac/>.
41. Liwanag M, Willoughby C. Atrial Tachycardia: StatPearls [Internet]; [updated June 27, 2022.; cited 2022 Oct 2,2022]. Available from : <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK542235/>.
42. Buttner R, Burns E. Atrial Flutter 2022 [cited 2022 Oct 2]. Available from: <https://litfl.com/atrial-flutter-ecg-library/>.
43. Hindricks G, Potpara T, Dagres N, Arbelo E, Bax JJ, Blomström-Lundqvist C, et al. 2020 ESC Guidelines for the diagnosis and management of atrial fibrillation developed in collaboration with the European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS): The Task Force for the diagnosis and management of atrial fibrillation of the European Society of Cardiology (ESC) Developed with the special contribution of the European Heart Rhythm Association (EHRA) of the ESC. *European heart journal*. 2021;42(5):373-498.
44. Burns E, Buttner R. Atrial Fibrillation: FOAMed Medical Education Resources by LITFL; [updated Dec 23, 2021; cited 2022 Oct 7,2022]. Available from: <https://litfl.com/atrial-fibrillation-ecg-library/>.
45. Baranchuk A. OBSOLETE: Atrioventricular Node Reentrant Tachycardia. Reference Module in Biomedical Sciences: Elsevier; 2018.

46. Shenasa M, Shenasa H, Assadi H, Soleimanieh M. Paroxysmal Supraventricular Tachycardias : Atrioventricular Nodal Reentrant Tachycardia and Atrioventricular Reentrant Tachycardias. *Cardiac Electrophysiology Clinics*. 2014;6.
47. Burns E. Pre-excitation Syndromes 2019 [Available from: <https://litfl.com/pre-excitation-syndromes-ecg-library/>].
48. Buttner R, Burns E. Accelerated Junctional Rhythm (AJR): FOAMed Medical Education Resources by LITFL; [updated Jan 5,2022Oct 7,2022]. Available from: <https://litfl.com/accelerated-junctional-rhythm-ajr/>.
49. Winter J. Idioventricular Rhythm: The ECG Educator Blog; [Oct 7,2022]. Available from: <https://ecg-educator.blogspot.com/2016/11/idioventricular-rhythm.html>.
50. Winter JL. Ventricular Tachycardia (VT): The ECG Educator Blog; [updated Nov 14,2021 Oct 8,2022]. Available from : <https://ecg-educator.blogspot.com/2016/11/ventricular-tachycardia-vt.html>.
51. Ali AA, Sameed M. From Dizzy to Torsades de Pointes: A Case Report: Emergency Medicine Residents' Association; [updated Oct 6,2019Oct 6,2022]. Available from: <https://www.emra.org/emresident/article/torsades/>.
52. Larkin J, Buttner R. First Degree Heart Block: FOAMed Medical Education Resources by LITFL; [updated Feb 6, 2021Oct 8,2022]. Available from: <https://litfl.com/first-degree-heart-block-ecg-library/>.
53. Burns E, Buttner R. AV Block: 2nd degree, Mobitz II (Hay block): FOAMed Medical Education Resources by LITFL; [updated Feb 4, 2022Oct 8,2022]. Available from: <https://litfl.com/av-block-2nd-degree-mobitz-ii-hay-block/>.
54. Larkin J, Buttner R. AV block: 3rd degree (complete heart block): FOAMed Medical Education Resources by LITFL; [updated Apr 6,2021Oct 7,2022]. Available from: <https://litfl.com/av-block-3rd-degree-complete-heart-block/>.
55. Buttner R, Burns E. Left Bundle Branch Block (LBBB) 2022 [cited 2022 25 Sep]. Available from: <https://litfl.com/left-bundle-branch-block-lbbb-ecg-library/>.
56. Gering. LE, Surawicz. B, Knilans. TK, Tavel. ME. Chapter 5 - Right Bundle Branch Block. In: Surawicz B, Knilans TK, editors. *Chou's Electrocardiography in Clinical Practice* (Sixth Edition). Philadelphia: W.B. Saunders; 2008. p. 95-107.
57. Mizusawa Y, Wilde AAM. Brugada Syndrome. 2012;5(3):606-16.

58. Corrado D, Basso C, Thiene G. Arrhythmogenic right ventricular cardiomyopathy: diagnosis, prognosis, and treatment. 2000;83(5):588-95.
59. What Is Arrhythmogenic Right Ventricular Cardiomyopathy (ARVC)? : Ted Rogers Heart Failure Patient Education Site; 2022 [cited 2022 September 2]. Available from: <http://pie.uhnresearch.ca/heartfailure/other-conditions/arrhythmogenic-right-ventricular-cardiomyopathy-arvc/>.
60. Marcus FI, McKenna WJ, Sherrill D, Basso C, Bauce B, Bluemke DA, et al. Diagnosis of arrhythmogenic right ventricular cardiomyopathy/dysplasia: Proposed Modification of the Task Force Criteria. European heart journal. 2010;31(7):806-14.
61. Buttner R, Burns E. Arrhythmogenic Right Ventricular Dysplasia (ARVD) 2022 [cited 2022 September 3]. Available from: <https://litfl.com/arrhythmogenic-right-ventricular-dysplasia-arvd/>.
62. Kamarapu P, Singh S, Aswal N. Study on Antidepressant Drug to Cure Depression. 2018.
63. Delk C, Holstege CP, Brady WJ. Electrocardiographic abnormalities associated with poisoning. The American journal of emergency medicine. 2007;25(6):672-87.
64. Harrigan RA, Brady WJ. ECG abnormalities in tricyclic antidepressant ingestion. The American journal of emergency medicine. 1999;17(4):387-93.
65. Burns E, Buttner R. Tricyclic Overdose 2022 [cited 2022 Sep 21]. Available from: <https://litfl.com/tricyclic-overdose-sodium-channel-blocker-toxicity/>.
66. Campese VM, Adenuga G. Electrophysiological and clinical consequences of hyperkalemia. Kidney international supplements. 2016;6(1):16-9.
67. Gering. LE, Surawicz. B, Knilans. TK, Tavel. ME. Chapter 11 - Pericarditis and Cardiac Surgery. In: Surawicz B, Knilans TK, editors. Chou's Electrocardiography in Clinical Practice (Sixth Edition). Philadelphia: W.B. Saunders; 2008. p. 256-72.
68. Mugmon M. Electrical alternans vs. pseudoelectrical alternans. Journal of community hospital internal medicine perspectives. 2012;2(1).
69. Levis JT. ECG Diagnosis: Deep T Wave Inversions Associated with Intracranial Hemorrhage. The Permanente journal. 2017;21:16-049.
70. Issa ZF, Miller JM, Zipes DP. Chapter 4 - Electrophysiological Testing. In: Issa ZF, Miller JM, Zipes DP, editors. Clinical Arrhythmology and Electrophysiology: A

Companion to Braunwald's Heart Disease (Second Edition). Philadelphia: W.B. Saunders; 2012. p. 62-91.

71. Glover B, Buckley O, Ho S, Sánchez-Quintana D, Md P. Cardiac Electrophysiology Study, Diagnostic Maneuvers and Ablation. *Clinical Handbook of Cardiac Electrophysiology*: Springer Nature; 2016. p. 39-102.

72. Pripon S. How to Induce Arrhythmias with Isoprenaline. In: Cismaru G, editor. *Arrhythmia Induction in the EP Lab*. Cham: Springer International Publishing; 2019. p. 19-28.

73. Grace A, Gareth DM. Unmasking Adenosine: The Purinergic Signalling Molecule Critical To Arrhythmia Pathophysiology And Management. *Arrhythmia and Electrophysiology Review* 2019;8(4):240-8.

74. Gupta A, Lokhandwala Y, Rai N, Malviya A. Adenosine-A drug with myriad utility in the diagnosis and treatment of arrhythmias. *Journal of arrhythmia*. 2021;37(1):103-12.

75. Liu CF, Ip JE, Cheung JW, Thomas G, Markowitz SM, Lerman BB. Utility of Pre-Induction Ventriculoatrial Response to Adenosine in the Diagnosis of Orthodromic Reciprocating Tachycardia. *JACC Clin Electrophysiol*. 2017;3(3):266-75.

76. Denes P, Wu D, Dhingra RC, Chuquimia R, Rosen KM. Demonstration of dual A-V nodal pathways in patients with paroxysmal supraventricular tachycardia. *Circulation*. 1973;48(3):549-55.

77. Glover BM, Buckley O, Ho SY, Sanchez-Quintana D, Brugada P. Cardiac Electrophysiology Study, Diagnostic Maneuvers and Ablation. In: Glover BM, Brugada P, editors. *Clinical Handbook of Cardiac Electrophysiology*. Cham: Springer International Publishing; 2016. p. 39-102.

78. Issa ZF, Miller JM, Zipes DP. Chapter 5 - Conventional Intracardiac Mapping Techniques. In: Issa ZF, Miller JM, Zipes DP, editors. *Clinical Arrhythmology and Electrophysiology: A Companion to Braunwald's Heart Disease (Second Edition)*. Philadelphia: W.B. Saunders; 2012. p. 92-110.

79. Mehrotra A, Dixit S. Electrocardiogram Characteristics of Outflow Tract Ventricular Tachycardia. *Cardiac Electrophysiology Clinics*. 2014;6(3):553-65.

80. Coggins DL, Lee RJ, Sweeney J, Chein WW, Van Hare G, Epstein L, et al. Radiofrequency catheter ablation as a cure for idiopathic tachycardia of both left and

right ventricular origin. *J Am Coll Cardiol*. 1994;23(6):1333-41.

81. Glover BM, Brugada P. Electroanatomic Mapping. In: Glover BM, Brugada P, editors. *Clinical Handbook of Cardiac Electrophysiology*. Cham: Springer International Publishing; 2016. p. 103-17.

82. Brugada J, Katritsis DG, Arbelo E, Arribas F, Bax JJ, Blomström-Lundqvist C, et al. 2019 ESC Guidelines for the management of patients with supraventricular tachycardia The Task Force for the management of patients with supraventricular tachycardia of the European Society of Cardiology (ESC): Developed in collaboration with the Association for European Paediatric and Congenital Cardiology (AEPC). *European heart journal*. 2019;41(5):655-720.

83. Issa ZF, Miller JM, Zipes DP. Chapter 18 - Atrioventricular Reentrant Tachycardia. In: Issa ZF, Miller JM, Zipes DP, editors. *Clinical Arrhythmology and Electrophysiology: A Companion to Braunwald's Heart Disease (Second Edition)*. Philadelphia: W.B. Saunders; 2012. p. 411-67.

84. Preexcitation Syndromes: Thoracic KeyFastest Thoracic Insight Engine; 2016 [Available from: <https://thoracickey.com/preexcitation-syndromes/>].

85. Kim SS, Knight BP. Long term risk of Wolff-Parkinson-White pattern and syndrome. *Trends in Cardiovascular Medicine*. 2017;27(4):260-8.

86. Klein GJ, Bashore TM, Sellers TD, Pritchett EL, Smith WM, Gallagher JJ. Ventricular fibrillation in the Wolff-Parkinson-White syndrome. *N Engl J Med*. 1979;301(20):1080-5.

87. Crinion D, Baranchuk A. Algorithms to Identify Accessory Pathways' Location on the 12-Lead Electrocardiogram. *Card Electrophysiol Clin*. 2020;12(4):465-74.

88. Li HY, Chang SL, Chuang CH, Lin MC, Lin YJ, Lo LW, et al. A Novel and Simple Algorithm Using Surface Electrocardiogram That Localizes Accessory Conduction Pathway in Wolff-Parkinson-White Syndrome in Pediatric Patients. *Acta Cardiol Sin*. 2019;35(5):493-500.

89. Arruda MS, McClelland JH, Wang X, Beckman KJ, Widman LE, Gonzalez MD, et al. Development and validation of an ECG algorithm for identifying accessory pathway ablation site in Wolff-Parkinson-White syndrome. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 1998;9(1):2-12.

90. Fitzpatrick AP, Gonzales RP, Lesh MD, odin GW, Lee RJ, Scheinman MM. New algorithm for the localization of accessory atrioventricular connections using a baseline electrocardiogram. *Journal of the American College of Cardiology*. 1994;23(1):107-16.
91. Pambrun T, El Bouazzaoui R, Combes N, Combes S, Sousa P, Le Bloa M, et al. Maximal Pre-Excitation Based Algorithm for Localization of Manifest Accessory Pathways in Adults. *JACC Clin Electrophysiol*. 2018;4(8):1052-61.
92. Baek SM, Song MK, Uhm JS, Kim GB, Bae EJ. New algorithm for accessory pathway localization focused on screening septal pathways in pediatric patients with Wolff-Parkinson-White syndrome. *Heart Rhythm*. 2020;17(12):2172-9.
93. MILSTEIN S, SHARMA AD, GUIRAUDON GM, KLEIN GJJP, Electrophysiology C. An algorithm for the electrocardiographic localization of accessory pathways in the Wolff-Parkinson-White syndrome. 1987;10(3):555-63.
94. Ginige A. WPW with posteroseptal accessory pathway 2013 [cited 2022 20 September 2022]. Available from : <https://en.ecgpedia.org/index.php?title=File:Pictures24.jpg>.
95. Behar JM. Atrioventricular Nodal Re-entry Tachycardia (AVNRT) & AV node Ablation. In: Sohaib A, editor. *Decoding Cardiac Electrophysiology: Understanding the Techniques and Defining the Jargon*. Cham: Springer International Publishing; 2020. p. 43-9.
96. The MathWorks I. What is MATLAB? 2020 [Available from : <https://www.mathworks.com/discovery/what-is-matlab.html>].
97. Bala M, B A. Simulation Of Pathological ECG Signal Using Transform Method. *Procedia Computer Science*. 2020;171:2121-7.
98. Halawani SM, Kari S, AlBidewi I, Ahmad ARJIJoR, Computing ITi, Communication. ECG simulation using fourier series: from personal computers to mobile devices. 2014;2(7):1803.
99. KARTHIK R. ECG simulation using MATLAB. College of Engineering, Guindy,Anna University,Chennai. 2006.
100. Kubicek J, Penhaker M, Kahankova R, editors. Design of a synthetic ECG signal based on the Fourier series. 2014 International Conference on Advances in Computing,

Communications and Informatics (ICACCI); 2014: IEEE.

101. Martin A. Integrating explicit instruction with independent learning: Load Reduction Instruction (LRI) In 'Australian Educational Leader'. 2018;40:36-9.
102. Ayer A. ECG Quiz 2022 [26 Oct,2022]. Available from: <https://www.ecg-quiz.com/credits/>.
103. Yanowitz FG. ECG learning center: Eccles Health Sciences Library University of Utah; [24 Oct,2022]. Available from: <https://ecg.utah.edu/tests/>.
104. burns E, Aldawood A, Allely P, Aslanger E. Life in the Fast Lane (LITFL) [Dec 12,2022]. Available from: <https://litfl.com/>.
105. Carrizo A, Ballantyne B, Baranchuk A. Atrioventricular Node Reentrant Tachycardia. Encyclopedia of Cardiovascular Research and Medicine2017.
106. Glover BM, Brugada P. Accessory Pathway (AP) Conduction. In: Glover BM, Brugada P, editors. Clinical Handbook of Cardiac Electrophysiology. Cham: Springer International Publishing; 2016. p. 135-61.
107. Ryan RM, Deci EL. Intrinsic and Extrinsic Motivations: Classic Definitions and New Directions. Contemporary Educational Psychology. 2000;25(1):54-67.
108. Lou Y, Abrami PC, d'Apollonia S. Small Group and Individual Learning with Technology: A Meta-Analysis. Review of Educational Research. 2001;71(3):449-521.