



รายงานโครงการ

เรื่อง การคำนวณคุณภาพการนอนหลับด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

Sleep quality calculation using electrocardiogram

นายอาเดล อาสะห์

Adel Asani

โครงการสาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

Project of Biomedical Engineering

Faculty of Engineering, Prince of Songkla University

2564

หมายเลขโครงการ EE-BME087

ชื่อโครงการ การคำนวณคุณภาพการนอนหลับด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

Sleep quality calculation using electrocardiogram

ผู้จัดทำ นายอาเดล อาสะห์นิ

รหัสนักศึกษา 6010110598

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์

ปีการศึกษา 2564

กรรมการที่ปรึกษาหลัก

กรรมการที่ปรึกษาร่วมและกรรมการสอบ

.....

1.....

(รศ.ดร. พรชัย พฤกษ์ภัทรานนท์)

(รศ.ดร.พรชัย พฤกษ์ภัทรานนท์)

2.....

(อ.จินดาภรณ์ เย่าถัก)

3.....

(ผศ.ดร. รักษ์กฤตว์ ดวงสร้อยทอง)

4.....

(ดร.ภาคภูมิ หอยิ่งเจริญ)

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขา

วิศวกรรมชีวการแพทย์

.....

(ผศ.อนุวัตร ประเสริฐสิทธิ์)

หัวหน้าสาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

สารบัญ

เรื่อง	หน้า
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ	1
1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ	2
1.3 งานวิจัยและโครงการที่เกี่ยวข้อง	2
1.4 ขอบเขตของโครงการ	3
1.5 แนวทางการดำเนินโครงการ	3
1.6 ขั้นตอนและแผนการดำเนินงาน	4
1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	4
บทที่ 2 ทฤษฎีและเอกสารที่เกี่ยวข้อง	5
2.1 บทนำ	5
2.2 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG)	5
2.2.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	5
2.2.2 รูปแบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	7
2.2.3 การแปลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	9
2.3 การแปลงฟูเรียร์ (Fourier transform)	11
2.3.1 การแปลงฟูเรียร์แบบต่อเนื่อง	11
2.3.2 การแปลงฟูเรียร์ไม่ต่อเนื่อง	12
2.3.3 การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น (short-time Fourier transform -STFT)	13
2.4 การแปลงเวฟเลต (Wavelet Transform)	14
2.4.1 การแปลงเวฟเลตแบบต่อเนื่อง	15
2.4.2 การแปลงเวฟเลตแบบเต็มหน่วย	15

บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย

3.1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจขณะภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น จาก PhysioNet	17
3.2 การตรวจจับ R-peak	17
3.3 การหาค่าลักษณะเด่นต่างๆ ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	19
3.4 การจำแนกประเภทด้วย support vector machine (SVM)	20
อ้างอิง	21

สารบัญรูปภาพ

รูปที่	หน้า
ภาพประกอบที่ 2.1 การวางคลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิด 12 lead มาตรฐาน	8
ภาพประกอบที่ 2.2 รูปคลื่นในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	9
ภาพประกอบที่ 2.3 แสดงการวิเคราะห์สัญญาณด้วยการแปลงเวฟเล็ต	15
ภาพประกอบที่ 2.4 แสดงการแปลงแบบเวฟเล็ตแบบเต็มหน่วย	15
ภาพประกอบที่ 3.1 ลักษณะ Symlet 4 wavelet (sym4)	18
ภาพประกอบที่ 3.2 แสดงการตรวจจับ R-peak	19

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

ภาวะหยุดหายใจขณะหลับ (Obstructive sleep apnea, OSA) เป็น ความผิดปกติในการหายใจขณะนอนหลับโดยเกิดการอุดกั้นของทางเดินหายใจส่วนบนขณะนอนหลับ ทำให้เกิดอาการต่างๆ เช่น เสียงกรน การสะดุ้ง ตื่น และ อาการง่วงนอนช่วงกลางวัน OSA ยังส่งผลกระทบต่อสุขภาพ เนื่องจากปฏิกิริยาฮีโมโกลบินที่จับอยู่กับออกซิเจนในเลือด (Oxyhemoglobin desaturation) ที่เกิดจาก การหยุดหายใจ (Apnea) และการหายใจแผ่ว (Hypopnea) ทำให้สมองเกิดการตื่นตัว (Sleep arousal) และการที่มีการนอนที่ไม่ต่อเนื่อง (Sleep fragmentation) ซึ่งเป็นปัจจัยเสี่ยงของโรคต่าง เช่น โรคหัวใจ โรคความดันโลหิตสูง อุบัติเหตุทางถนน ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับ OSA ได้แก่ ปัจจัยด้านกายวิภาค เช่น ขากรรไกรล่างที่แคบเล็ก อยู่ก่อนไปทางด้านหลัง ลิ้นที่มีขนาดใหญ่ และ ปัจจัยที่ไม่ใช่ด้านกายวิภาค เช่น โรคอ้วนซึ่งทำให้มีการหนาตัวของ Parapharyngeal fat pad ปัจจุบันในการเกิดโรคในประเทศไทยพบความชุกสูงถึงร้อยละ 15.4 ในผู้ชายและร้อยละ 6.3 ในผู้หญิง [6]

การตรวจการนอนหลับ (polysomnography, PSG) เป็นการตรวจเพื่อวินิจฉัยภาวะ OSA โดยติดอุปกรณ์ที่ใช้ติดตามการเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาของ ร่างกายระหว่างหลับ ได้แก่ คลื่นไฟฟ้าสมอง คลื่นไฟฟ้าหัวใจ การเคลื่อนไหวของลูกตา ความลึกและ รูปแบบของการหายใจ เสียงกรน ระดับออกซิเจนในเลือด [7] การขยับหรือกระตุกของขา นอกจากนี้ยัง มีการถ่ายวิดีโอเพื่อสังเกตท่าทางการนอน และความผิดปกติทางพฤติกรรมที่อาจเกิดขึ้นขณะหลับ เช่น การนอนละเมอ เป็นต้น

ทั้งนี้การนำวิธีการทางคณิตศาสตร์มาช่วยในการจำแนกสัญญาณต่างๆ มาใช้นั้น เพื่อให้มีความแม่นยำสูง และสามารถตอบสนองต่อการทำงานอย่างรวดเร็วได้ ดังนั้น จึงมีแนวคิดในการคัดแยกสัญญาณ ECG ที่ปกติและไม่ปกติ ในการตรวจการนอนหลับ PSG จะต้องใช้เซนเซอร์เป็นจำนวนมาก ผู้ตรวจสอบจะต้องมานอนที่โรงพยาบาลเป็นเวลา 1 คืน มีระยะเวลาการอดิวนาน ทำให้เกิดความไม่สะดวกและมีค่าใช้จ่ายสูง อย่างไรก็ตาม ปัจจุบัน การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถทำได้ง่ายด้วยอุปกรณ์สวมใส่ (wearable device) ซึ่งเป็นอุปกรณ์อัจฉริยะที่อยู่ติดตัวพวกเราเหมือนเครื่องแต่งกายทำให้เกิดความสะดวกในการใช้งานขณะอยู่ที่บ้านได้ [8] ด้วยเหตุนี้จึงเป็นที่มาของการศึกษาการคัดกรองภาวะการอุดกั้นของทางเดินหายใจขณะนอนหลับด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในโครงการนี้

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ

- 1). สร้างระบบการคำนวณคุณภาพการนอนหลับด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 2). เพื่อศึกษาลักษณะการเต้นหัวใจผิดปกติขณะนอนหลับ

1.3 งานวิจัยและโครงการที่เกี่ยวข้อง

เนื่องจากงานโครงการฉบับนี้ต้องการที่จะวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในภาวะหยุดหายใจขณะหลับแบบอุดกั้น (OSA) จากงานวิจัยที่เลือกมา ได้วิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แตกต่างกันโดยใช้การแปลงฟูริเยร์ การแปลงเวฟเล็ต และใช้อัลกอริทึมในการแยกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งในงานวิจัยที่เกี่ยวข้องที่ได้เลือกมามี 3 งานวิจัยดังนี้

1). Detection of Sleep Apnea in Single Channel ECGs from the PhysioNet Data Base

งานวิจัยนี้ได้วิเคราะห์การแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ โดยใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบช่องเดียวจาก Physio net จำนวน 35 ชุด เพื่อทดสอบตรวจหาภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น ในการทดสอบนี้ได้มุ่งเน้นไปที่การเปลี่ยนแปลงเวกเตอร์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และได้ทำการทดสอบความถี่ด้วยการใช้การแปลงฟูริเยร์และเวฟเล็ตด้วยการประยุกต์ใช้การแปลงฮิลแบร์ตอย่างเหมาะสม การจำแนกประเภทขึ้นอยู่กับสี่แถบความถี่ที่กำหนดดังนี้ : ความถี่สูงพิเศษ (ULF band) 0-0.013 เฮิรตซ์ กำลังสัมพันธ์ในแถบความถี่ต่ำมาก (VLF band) 0.013-0.0375 เฮิรตซ์ กำลังสัมพันธ์ในย่านความถี่ต่ำ (LF band) 0.0375-0.06 เฮิรตซ์ และกำลังสัมพันธ์ในย่านความถี่สูง (HF band) 0.1-0.28 เฮิรตซ์ [3]

สำหรับการวิเคราะห์การจำแนกประเภทเชิงเส้นโดยใช้องค์ประกอบสเปกตรัมและตัวแปรอื่นๆ ที่ได้รับจากบันทึกค่าไว้ การจำแนกประเภทกรณีโดยใช้ตัวแปรสามตัวส่งผลให้ชุดการเรียนรู้มีความไวต่อภาวะหยุดหายใจ 95,0% ที่ความจำเพาะ 100.0% และสำหรับคำอธิบายประกอบเป็นนати มีความไว 90.8% และความจำเพาะ 92.7% การจัดสรรต่อมาที่ตามการเลือกปฏิบัติของฟังก์ชันแยกแยะโดยใช้ตัวแปร 30 ตัว

2). Detection of Obstructive Sleep Apnea Through ECG Signal Features

งานวิจัยนี้ได้วิเคราะห์ภาวะหยุดหายใจขณะหลับแบบอุดกั้น (OSA) กรณีหยุดหายใจขณะนอนหลับส่วนใหญ่ยังไม่ได้รับการวินิจฉัยโรคเนื่องจากมีค่าใช้จ่ายและข้อจำกัดในการตรวจด้วยวิธี (polysomnography, PSG) ในเวลากลางคืนที่ห้องแล็บการนอนหลับ ซึ่งจำเป็นต้องมีผู้สังเกตการณ์ที่เป็น

ผู้เชี่ยวชาญในการทำงานเวลาสั้น นักวิจัยได้พัฒนาเทคนิคใหม่ๆ เพื่อสำหรับการจำแนกภาวะหยุดหายใจขณะหลับเพื่อการตรวจหาที่สะดวกสบายและทันทั่วทั้งที่ ในวิจัยนี้ มีการนำเสนออัลกอริทึมการจำแนกข้อมูลอัตโนมัติ ซึ่งจะประมวลผลข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) ในช่วงเวลาสั้น

อัลกอริทึมการจำแนกข้อมูลอัตโนมัติ (Support Vector Machine, SVM) และทดสอบเกี่ยวกับการบันทึกภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากอาสาสมัครที่มีและไม่มี OSA ผลการวิจัยพบว่า SVM ได้แบ่งประเภทของของความผิดปกติของการนอนหลับได้อย่างแม่นยำในระดับสูง ประมาณ 96.5% นอกจากนี้ระบบที่เราพัฒนาขึ้นสามารถใช้เป็นพื้นฐานสำหรับการพัฒนาเครื่องมือสำหรับการคัดกรอง OSA ในอนาคต

3). The Apnea-ECG Database

งานวิจัยนี้ได้วิเคราะห์ภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับจากการผิดปกติของการนอนหลับที่มีความชุกสูงในประชากรชายที่เป็นผู้ใหญ่ ภาวะหยุดหายใจขณะหลับถือเป็นภาวะหยุดหายใจขณะหลับที่มีความเสี่ยงสูงต่อภาวะหัวใจขาดเลือดและโรคหลอดเลือดสมอง การวินิจฉัยภาวะหยุดหายใจขณะหลับต้องมีการศึกษาวิจัยด้วย polysomnographic ในห้องปฏิบัติการการนอนหลับและบุคลากรที่เข้ารับการรักษาดังนั้นจึงจำเป็นต้องคัดเลือกผู้ป่วยโรคระบบหายใจที่เกี่ยวข้องกับการนอนหลับตั้งแต่นั้นมา แม้ว่าจะได้รับการแนะนำว่าสามารถทำได้โดยการวิเคราะห์สัญญาณ ECG แต่จำเป็นต้องมีการศึกษาเชิงปริมาณอย่างรอบคอบเกี่ยวกับความถูกต้องของเทคนิค จึงมีการบันทึกสัญญาณ ECG ในเวลากลางคืน เพื่อศึกษาความผิดปกติของการหายใจในเวลานอนหลับ

ผู้จัดทำ : Thomas Penzel, Ary Goldberger

1.4 ขอบเขตของโครงการ

- 1). ทำการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งในโครงการนี้จะทำการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น
- 2). วิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ค่าลักษณะเด่นในการแยกความผิดปกติของการนอนหลับ

1.5 แนวทางการดำเนินโครงการ

โครงการฉบับนี้จัดทำเพื่อตรวจหาความผิดปกติของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในภาวะการหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น โดยโครงการจะมีเนื้อหาที่ศึกษาดังนี้ 1) การวิเคราะห์องค์ประกอบสเปกตรัมอัตราการเต้นของหัวใจ 2) วิเคราะห์ความถี่โดยใช้การแปลงเวฟเล็ต (Wavelet transform)

1.6 ขั้นตอนและแผนการดำเนินงาน

ขั้นตอนและแผนการดำเนินงาน	เดือน								
	ก.ค.	ส.ค.	ก.ย.	ต.ค.	พ.ย.	ธ.ค.	ม.ค.	ก.พ.	มี.ค.
1. ค้นหาหาข้อมูลเกี่ยวกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกี่ยวข้อง และข้อมูลเกี่ยวกับโรคหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น									
2. ค้นหาและศึกษาสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ต้องการใน Database									
3. วิเคราะห์ลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก Database									
4. ทดลองเปรียบเทียบลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับ MATLAB									
5. สรุปผลการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ									
6. เขียนรายงานโครงงาน									

1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1). มีความสะดวกในการคำนวณคุณภาพการนอนหลับ ไม่จำเป็นต้องไปตรวจวัดที่โรงพยาบาล
- 2). ค่าคุณภาพการนอนหลับสามารถวินิจฉัยภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นเบื้องต้นได้รวดเร็ว นำไปสู่การรักษาที่ทันทั่วทั้งที่

บทที่ 2

ทฤษฎีและเอกสารที่เกี่ยวข้อง

2.1 บทนำ

การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในภาวะการหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น โดยผู้ทำศึกษานั้นต้องมีความรู้ความเข้าใจในหลักการทำงานของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งจำเป็นในการวิเคราะห์สัญญาณ เพื่อวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับภาวะการหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น อีกทั้งในการศึกษานี้ยังมีการนำวิธีการทางคณิตศาสตร์มาช่วยในการจำแนกสัญญาณต่างๆ และวัดลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากนั้นทำการเปรียบเทียบว่าสัญญาณใดผิดปกติมากที่สุด ดังนั้น ในบทนี้จะอธิบายถึงรายละเอียดหลักการทำงานของตัววิธีที่เลือกมา 3 วิธี โดยได้มีการศึกษาเอกสารตำราทางวิชาการที่เกี่ยวข้อง [1] [2] [3] [4] ตลอดจนการหาข้อมูลเพิ่มเติมที่เกี่ยวข้องในอินเทอร์เน็ต

2.2 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG)

2.2.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG) เป็นกระบวนการนำไฟฟ้าภายในเซลล์ จึงเกิดการกระตุ้นในกล้ามเนื้อหัวใจทำให้เกิดการหดตัวและคลายตัวเป็นจังหวะตามที่ถูกระตุ้น ทำให้หัวใจสามารถขยายตัวรับเลือดและหดตัวสูบฉีดเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆทั่วร่างกายได้ โดยผนังจากเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจซึ่งมีคุณสมบัติพิเศษทางไฟฟ้าที่สามารถทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์และภายในเซลล์แตกต่างกันได้

1). โครงสร้างการทำงานของหัวใจ [1]

หัวใจประกอบด้วยเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจเป็นส่วนใหญ่จัดตัวสานกันเป็นห้องสี่ห้องได้แก่ หัวใจสองห้องบน (Atrium) และหัวใจสองห้องล่าง (Ventricle) ผนังของหัวใจห้องบนจะบางยืดขยายได้ง่าย ทำให้รับเลือดที่กลับสู่หัวใจได้แม้เพียงความดันเลือดต่ำๆเลือดจากร่างกายจะไหลกลับสู่หัวใจทางหลอดเลือดดำใหญ่ด้านบน (Superior Vena Cava) และด้านล่าง (Inferior VenaCava) เข้าหัวใจห้องบนขวาผ่านลิ้นกั้นหัวใจไตรคัสปิด (Tricuspid Valve) เข้าสู่หัวใจห้องล่างขวาผ่านลิ้นหัวใจพัลโมนารี (Pulmonary Valve) เข้าสู่ปอดทางหลอดเลือดแดง (Pulmonary Arteries) เพื่อแลกเปลี่ยน ออกซิเจนและขจัดคาร์บอนไดออกไซด์ที่ปอดเลือดจากปอดซึ่งเป็นเลือดดีจะไหลกลับเข้าสู่หัวใจห้องบนซ้ายผ่านทางเส้น

เลือดดำ (Pulmonary Veins) ผ่านลิ้นหัวใจไมตรัล (Mitral) เข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้ายซึ่งมีผนังกล้ามเนื้อที่หนาเพราะต้องบีบตัวเพื่อเอาชนะความดันในหลอดเลือดแดงใหญ่โดยจะสูบฉีดเลือดเข้าสู่หลอดเลือดแดงใหญ่กระจายไปสู่อวัยวะต่างๆของร่างกาย

2). การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจเกิดจากการที่เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจทำหน้าที่เป็นจุดเริ่มต้นของกระบวนการนำไฟฟ้าอยู่ภายในเซลล์ การกระตุ้นในกล้ามเนื้อหัวใจทำให้เกิดการหดตัวและคลายตัวเป็นจังหวะตามที่ถูกกระตุ้นทำให้หัวใจสามารถขยายตัวรับเลือด และหดตัวสูบฉีดเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ทั่วร่างกายได้ โดยผนังจากเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจซึ่งมีคุณสมบัติพิเศษทางไฟฟ้าที่สามารถทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์และภายในเซลล์แตกต่างกันได้ โดยการที่ศักย์ไฟฟ้ามีการเปลี่ยนแปลงเนื่องจากการแลกเปลี่ยนเกลือแร่ (Na^+ และ K^+) ระหว่างภายใน และภายนอกเซลล์ การเกิดศักย์ไฟฟ้านั้นเริ่มจากตำแหน่งส่วนบนสุดของหัวใจ เรียกว่า SA node แล้วกระจายไปทุกทิศทางของหัวใจห้องบน และมาสิ้นสุดที่ AV node โดยมีลำดับดังนี้ SN (sinoatrial node) $\rightarrow$ AVN (atrial ventricular node) $\rightarrow$ HB (bundle of His) BB= bundle branch (LBB หรือ RBB) $\rightarrow$ PF (Purkinje fiber)

3). กระบวนการโพลาไรซ์ ดีโพลาไรซ์ และรีโพลาไรซ์

การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นเกิดจากกระบวนการ 3 อย่าง นั่นคือ โพลาไรซ์ ดีโพลาไรซ์ และรีโพลาไรซ์ ดังรูป เกี่ยวข้องกับการแลกเปลี่ยน Na^+ และ K^+ ดังนี้

(1) กระบวนการโพลาไรซ์ (Polarization) เกิดขณะเซลล์อยู่ในระยะพักตัว ซึ่งโดยปกติภายในเซลล์จะมีปริมาณ Na^+ สูง และ K^+ ต่ำ ซึ่งตรงข้ามกับภายนอกเซลล์ระยะนี้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะต่ำประมาณ -60 ถึง -100 มิลลิโวลต์ ศักย์ไฟฟ้าภายนอกจะสูงกว่าและมีค่าเป็นบวกแต่ยังไม่มีมีการแลกเปลี่ยนไอออนระหว่างภายในและภายนอกเซลล์

(2) กระบวนการดีโพลาไรซ์ (Depolarization) เกิดขึ้นเมื่อเซลล์ที่อยู่ในสภาวะโพลาไรซ์ได้รับการกระตุ้นเนื่องจากธรรมชาติ หรือการกระตุ้นเทียม ทำให้ Na^+ ภายนอกเซลล์ซึ่งมีปริมาณมากกว่าเกิดการถ่ายเทเข้ามาภายในเซลล์ ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในสูงขึ้นประมาณ +20 มิลลิโวลต์ และศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์ลดลง

(3) กระบวนการรีโพลาไรซ์ (Repolarization) เกิดขึ้นเมื่อเซลล์ที่อยู่ในสภาวะดีโพลาไรซ์ซึ่งมีศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์สูง ทำให้ K^+ ซึ่งมีจำนวนมากซึมผ่านออกนอกศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์ก็จะค่อยๆ ลดลง และกลับเข้าสู่สภาวะโพลาไรซ์

2.2.2 รูปแบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีความสูงสูงสุดอยู่ประมาณ 1 mV เท่านั้น ในการที่จะขยายสัญญาณจำเป็นต้องใช้ amplifier ที่มีกำลังขยายสูง การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถวัดได้ด้วยวิธีการนำอิเล็กโทรด (Electrode) มาติดบริเวณร่างกายเพื่อตรวจจับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังนั้นตำแหน่งที่ตรวจวัดจึงมีความสำคัญมากเพราะการเปลี่ยนตำแหน่งของอิเล็กโทรดจะทำให้สัญญาณ ECG ที่ได้เปลี่ยนแปลงไปด้วยในการตรวจวัดตามตำแหน่งต่างๆ เราเรียกว่า Lead โดยแต่ละ Lead เกิดจากการวางอิเล็กโทรดซึ่งเป็นขั้วบวกและขั้วลบไว้ในที่ต่างๆบนร่างกายแต่โดยหลักปฏิบัติสากลกำหนดการวัดไว้ 12 Lead คือ

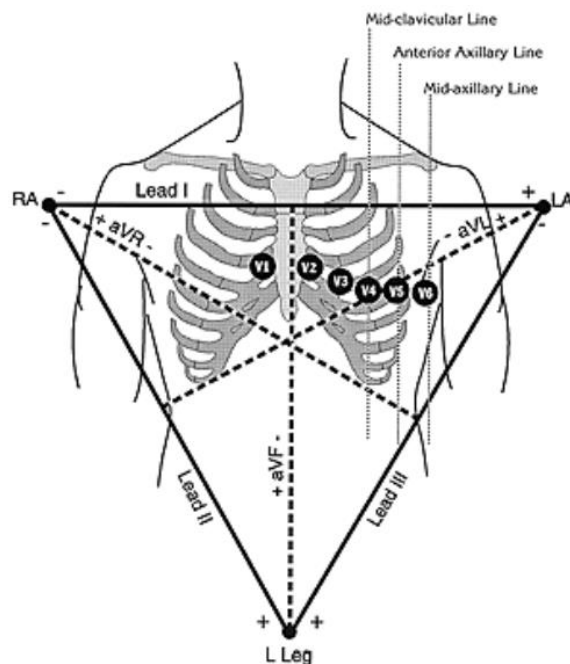
Lead I, Lead II, Lead III

Lead aVR, Lead aVL, Lead aVF

Lead V1, V2, V3, V4, V5, V6

ตามมาตรฐาน Lead I, II, III และ Lead aVR, aVL, aVF เป็น Lead ที่วางอยู่ในบริเวณด้านหน้าของร่างกายหรือหัวใจส่วน Lead V1-V6 จะวางอยู่ในส่วนตามแนวนอนของร่างกายโดยแบ่งรูปแบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แตกต่างกัน 2 แบบดังนี้

- 1). Bipolar lead คือการวัดความต่างศักย์ระหว่าง 2 ตำแหน่ง โดยให้ตำแหน่งหนึ่งเป็นขั้วบวกและอีกตำแหน่งหนึ่งเป็นขั้วลบ Bipolar limb lead วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่าง 2 จุด ของแขนและขา
 - (1) Lead I วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าของแขนซ้าย(ขั้วบวก) -แขนขวา (ขั้วลบ)
 - (2) Lead II วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าของขาซ้าย(ขั้วบวก) -แขนขวา (ขั้วลบ)
 - (3) Lead III วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าของขาซ้าย(ขั้วบวก) -แขนซ้าย(ขั้วลบ)



ภาพประกอบที่ 2.1 การวางคลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิด 12 lead มาตรฐาน [2]

2). Unipolar lead คือการวัดความต่างศักย์ระหว่างตำแหน่งหนึ่งที่เราเลือกเป็น single electrode หรือ exploring electrode กับอีกตำแหน่งซึ่งถือว่าเป็นศักย์ไฟฟ้าเป็นศูนย์เราเรียกว่า reference electrode

(1) Unipolar limb lead วัด voltage ของแขนและขา เทียบกับ reference electrode ซึ่งมีศักย์ไฟฟ้าเป็นศูนย์โดยประกอบขึ้นจากการรวมศักย์ไฟฟ้าของแขนสองข้างและขาซ้าย เฉพาะข้างที่เหลือ ดังนี้

Lead aVR วัด voltage ของแขนขวา เทียบกับ reference electrode จากแขนซ้ายบวกขาซ้าย

Lead aVL วัด voltage ของแขนซ้ายเทียบกับ reference electrode จากแขนขวาบวกขาซ้าย

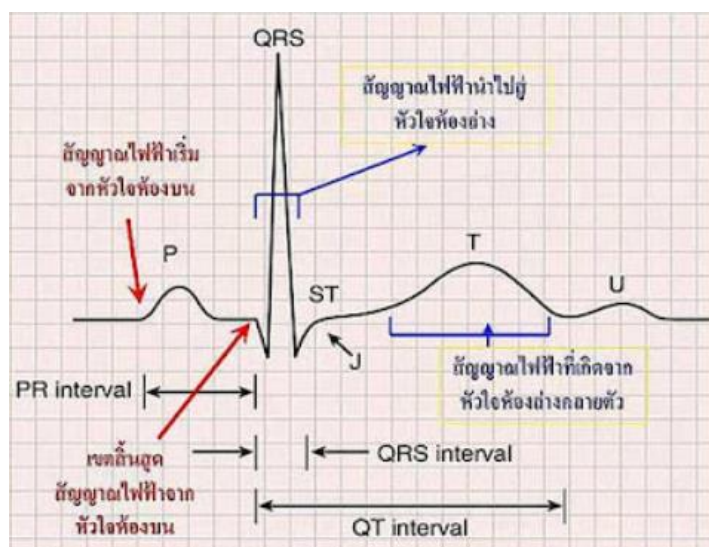
Lead aVF วัด voltage ของขาซ้ายเทียบกับ reference electrode จากแขนซ้ายบวกแขนขวา

(2) Unipolar precordial lead วัด voltage ในแนว horizontal plane ในตำแหน่งของ electrode เทียบกับ reference electrode ซึ่งมีศักย์ไฟฟ้าเป็นศูนย์โดยประกอบขึ้นจากการรวมศักย์ไฟฟ้าของแขนสองข้างและขาซ้ายต่อเข้าด้วยกันกับความต้านทานขนาด 5K โอห์ม โดยเราเรียก reference electrode แบบนี้ว่า Wilson central terminal

Lead V1-V6 วัด voltage ที่จุดต่างๆ ที่ V1-V6 เทียบกับ central terminal

2.2.3 การแปลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจคือการบันทึกหน้าที่การทำงานของหัวใจซึ่งสามารถบันทึกได้ตั้งแต่ก่อนการบีบตัวของหัวใจไปจนถึงการคลายตัวของหัวใจในแต่ละครั้งกราฟจากการบันทึกจะเกิดขึ้นเป็นจังหวะมีความถี่เท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจ



ภาพประกอบที่ 2.2 รูปคลื่นในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [13]

จากภาพประกอบที่ 2.2 แสดงองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติประกอบด้วยคลื่น P, QRS และ T ที่จะนำมาใช้ประโยชน์ในการแปลความหมายการทำงานของหัวใจดังนั้นกราฟที่ได้จากการบันทึกต้องสามารถบ่งบอกถึงช่วงเวลาการเปลี่ยนแปลงของคลื่นซึ่งจะถูกนำมาใช้ทางการแพทย์ในการแปลความหมายของสัญญาณโดยการเทียบกับช่วงเวลาที่เป็ค่ามาตรฐานเพื่อนำมาใช้ในการตรวจสอบสัญญาณจะทำให้ทราบความผิดปกติของหัวใจในแต่ละอาการได้

1). ลักษณะของกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [9]

ลักษณะของกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบด้วยคลื่นย่อย 4 คลื่นดังนี้

(1) คลื่น P (P Wave) แสดงถึงผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิดกระบวนการดีโพลาไรซ์ที่หัวใจห้องบนทั้งสองห้องเนื่องจากผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนไม่หนานักจึงเห็นรูปคลื่นไฟฟ้าไม่สูงนักไม่เกิน 0.3 มิลลิโวลต์และใช้เวลาไม่เกิน 0.11 วินาทีในคนปกติเมื่อบันทึก 12 Lead มาตรฐานจะได้ Positive Deflection ใน Lead II, AVL, AVF และ V1 – V6 เพราะทิศทางของการดีโพลาไรเซชันวิ่งเข้าหาขั้วบวกของ

อิเล็กโทรดและจะบันทึกได้ Negative Deflection ใน Lead III, V1 – V2 อาจบันทึกได้ในลักษณะหัวตั้งหรือหัวกลับ

(2) คลื่น QRS (QRS Complex) คลื่น QRS แสดงถึงการเกิดกระบวนการดีโพลาไรซ์ที่หัวใจห้องล่างทั้งสองห้องซึ่งหมายถึงเวลาที่ใช้ในการดีโพลาไรซ์ผ่านผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งสองและเนื่องจากผนังหัวใจห้องล่างแต่ละห้องหนาไม่เท่ากันจึงทำให้บันทึกได้ QRS Complex รูปร่างแตกต่างกันในแต่ละ Lead แต่เวลาที่ใช้ไม่ควรเกิน 0.10 วินาทีหากเกินกว่านี้แสดงว่ามีการขัดขวางระบบสื่อนำหรือการนำสัญญาณไม่ได้ผ่านระบบสื่อนำประกอบด้วยคลื่น Q, R และ S ในการบันทึกบางที Lead จะบันทึกได้เพียง QR, R หรือ RS แต่จะเรียกรวมกันว่า QRS Complex

คลื่น Q หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น P

คลื่น R หมายถึง Positive Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น P

คลื่น S หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น R

(3) คลื่น T (T Wave) แสดงถึงผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิด กระบวนการ ดีโพลาไรซ์ของหัวใจห้องล่างทั้งสองห้องก่อนที่หัวใจห้องล่างทั้งสองห้องจะคลายตัวมีขนาดประมาณ $1/8 - 2/3$ ของคลื่น R บันทึกได้ในลักษณะหัวตั้งเกือบทุก Lead ยกเว้น AVR, AVL และ V1

(4) คลื่น U (U Wave) แสดงถึงช่วงกระบวนการรีโพลาไรซ์ ของกล้ามเนื้อ Papillar ที่ยึดลิ้นหัวใจ AV มักบันทึกได้ไม่ชัดเจนและจะพบในสภาวะที่มีโพแทสเซียมไอออนในน้ำนอกเซลล์ต่ำ (Hypokalemia)

2). ช่วงเวลาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

(1) ช่วงเวลา P-R (P-R Interval) วัดเริ่มจากคลื่น P จนถึงเริ่ม QRS Complex บางครั้งเรียกว่า P-Q Interval ระยะนี้หมายถึงระยะที่ใช้ใน กระบวนการดีโพลาไรซ์กล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งสองและถูกหน่วง (Delay) ที่ AV Node ระยะนี้ไม่ควรเกิน 0.20 วินาทีหากใช้เวลามากกว่านี้แสดงว่ามีการขัดขวางเกิดขึ้น

(2) ช่วงเวลา QRS (QRS Interval) วัดตั้งแต่เริ่มคลื่น Q ถึงสิ้นสุดคลื่น S ช่วงเวลานี้ไม่ควรเกิน 0.10 วินาทีอาจถึง 0.11 วินาทีใน Lead V2 และ V3

(3) ระยะ V.A.T (Ventricular Activation Time) แสดงถึงระยะเวลาที่ใช้ในการส่งสัญญาณจากกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างในสุดถึงชั้นนอกสุดวัดเริ่มจากคลื่น Q จนถึงจุดสูงสุดของคลื่น R

(4) ช่วงเวลา Q-T (Q-T Interval) วัดจากระยะเริ่ม QRS Complex จนถึงสิ้นสุดคลื่น T หมายถึงระยะเวลาใน กระบวนการดีโพลาไรซ์และรีโพลาไรซ์ ในกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งหมดซึ่งอาจเปลี่ยนไปตามอายุเพศและอัตราหายใจในชายไม่ควรเกิน 0.42 วินาที และในหญิงไม่ควรเกิน 0.43 วินาที

(5) ช่วงเวลา R-P (R-P Interval) วัดจากจุดสูงสุดของ R Wave ที่อยู่ถัดไปสามารถนำมาคำนวณหาอัตราของหัวใจห้องล่างได้

(6) ช่วงเวลา P-R (P-R Interval) ระดับของเส้นปกติจะอยู่ระดับเส้นพื้นฐาน (Isoelectric Line) เส้นนี้เริ่มดูตั้งแต่จุดคลื่น P จนถึงเริ่ม QRS Complex

(7) ระยะ S-T (S-T Segment) เริ่มวัดจากจุด QRS Complex (บางที่เรียก Junction) ถึงเริ่มคลื่น T ปกติอยู่ระดับเส้นพื้นฐานเปลี่ยนแปลงได้เล็กน้อยจาก -0.5 มิลลิเมตรถึง +2 มิลลิเมตรถ้าระยะนี้อยู่ระดับสูงกว่านี้เรียกว่า Elevated ST Segment และถ้าลดต่ำกว่านี้เรียกว่า Depressed ST Segment ซึ่งบอกถึงสถานะที่ความผิดปกติของกล้ามเนื้อหัวใจตั้งแต่ได้รับภัยอันตราย (Injury) ขาดเลือด (Ischemia) และกล้ามเนื้อตาย (Infarction)

2.3 การแปลงฟูรีเยร์ (Fourier transform) [10]

การแปลงฟูรีเยร์ (Fourier transform) ตั้งชื่อตามโจเซฟ ฟูรีเยร์ หมายถึงการแปลงเชิงปริพันธ์ โดยเป็นการเขียนแทนฟังก์ชันใดๆ ในรูปผลบวกหรือปริพันธ์ของฐานที่เป็นฟังก์ชันรูปคลื่นไซน์หรือ โคไซน์

2.3.1 การแปลงฟูรีเยร์แบบต่อเนื่อง โดยปกติแล้วคำ "การแปลงฟูรีเยร์" จะใช้หมายถึง การแปลงฟูรีเยร์ต่อเนื่อง ซึ่งเป็นการเขียนแทนฟังก์ชัน $f(t)$ ที่สามารถหาปริพันธ์ของกำลังสองได้ด้วยผลบวกของ ฟังก์ชันเอกซ์โปเนนเชียลเชิงซ้อน ซึ่งมีความถี่เชิงมุม ω และ ขนาด (หรือแอมพลิจูด) เป็นจำนวนเชิงซ้อน $F(\omega)$

$$f(t) = \mathcal{F}^{-1}(F)(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega) e^{i\omega t} d\omega. \quad (2-1)$$

ความสัมพันธ์ด้านบนคือ การแปลงกลับของการแปลงฟูรีเยร์แบบต่อเนื่อง (Inverse Fourier transform) ส่วนการแปลงฟูรีเยร์นั้นปกติจะเขียน $F(\omega)$ ในรูปของ $f(t)$ คู่ของฟังก์ชันดั้งเดิมและผลของการแปลงของฟังก์ชันนั้นบางครั้งก็เรียกคู่ของการแปลง (transform pair)

การแปลงฟูเรียร์ต่อเนื่องภาคขยายของการแปลงนี้คือการแปลงฟูเรียร์แบบไม่เป็นจำนวนเต็ม (fractional Fourier transform) ซึ่งค่ายกกำลังของการแปลง (จำนวนการแปลงซ้ำ) นั้นไม่จำเป็นจะต้องเป็นจำนวนเต็ม สามารถเป็นค่าจำนวนจริงใดๆ

เมื่อ $f(t)$ เป็นฟังก์ชันคู่(ฟังก์ชันคี่) เทอมน์ไซน์ (โคไซน์) จะไม่ปรากฏซึ่งคงเหลือไว้แต่การแปลงโคไซน์และการแปลงไซน์ ตามลำดับ อีกกรณีหนึ่งคือ เมื่อ $f(t)$ เป็นฟังก์ชันค่าจริงจะทำให้ $F(-\omega) = F(\omega)^*$

การแปลงฟูเรียร์ต่อเนื่องนั้นเป็นภาคขยายของแนวความคิดที่เกิดขึ้นก่อนหน้านี้คืออนุกรมฟูเรียร์ซึ่งเป็นการเขียนแทน ฟังก์ชันคาบ (หรือฟังก์ชันในโดเมนจำกัด) $f(x)$ (มีคาบ 2π) ด้วยอนุกรมของฟังก์ชันรูปคลื่น

$$f(x) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} F_n e^{inx}, \quad (2-2)$$

ซึ่ง F_n เป็นค่าจำนวนเชิงซ้อนของขนาด หรือ ค่าจริงของขนาดเมื่อ ฟังก์ชันเป็นฟังก์ชันค่าจริงอนุกรมฟูเรียร์ยังอาจเขียนในรูป

$$f(x) = \frac{1}{2}a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} [a_n \cos(nx) + b_n \sin(nx)], \quad (2-3)$$

โดย a_n และ b_n เป็นค่าจำนวนจริงของขนาดอนุกรมฟูเรียร์

2.3.2 การแปลงฟูเรียร์ไม่ต่อเนื่อง สำหรับการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ค่าสัญญาณในทั้งสองโดเมนจำเป็นต้องมีค่าเป็นดิจิทัล ซึ่งคือฟังก์ชันค่าไม่ต่อเนื่อง $x[n]$ บนโดเมนไม่ต่อเนื่องแทนที่จะเป็นโดเมนต่อเนื่องในช่วงจำกัดหรือ เป็นคาบในกรณีนี้เราจะใช้ การแปลงฟูเรียร์ไม่ต่อเนื่อง (discrete Fourier transform-DFT) ซึ่งเขียนแทน $x[n]$ ด้วยผลบวกของฟังก์ชันคาบ

$$x[n] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X[k] e^{2\pi i n k / N} \quad n = 0, \dots, N-1 \quad (2-4)$$

โดยที่ $X[k]$ คือ ค่าขนาดบนโดเมนการแปลงการคำนวณจากสมการข้างต้นจะใช้ความซับซ้อนในการคำนวณ $O(N^2)$ ซึ่งสามารถลดลงเหลือเพียง $O(N \log N)$ โดยการใช้อัลกอริทึมการแปลงฟูเรียร์อย่างรวดเร็ว (fast Fourier transform-FFT)

2.3.3 การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาดั้ง (short-time Fourier transform -STFT) หรือการแปลงฟูเรียร์ช่วงสั้นเป็นการแปลงที่มีความสัมพันธ์กับการแปลงฟูเรียร์ ใช้ในการหาความถี่ และเฟสของช่วงใดช่วงหนึ่งของสัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลงไปตามเวลา [11] แบ่งออกเป็น 2 แบบดังนี้

1). STFT เวลาต่อเนื่อง ในการแปลงแบบเวลาต่อเนื่องฟังก์ชันที่จะทำการแปลงจะถูกคูณด้วยฟังก์ชันหน้าต่างหรือวินโดว์ฟังก์ชันซึ่งเป็นฟังก์ชันที่มีค่าไม่เป็นศูนย์ในช่วงเวลาสั้นๆเท่านั้นผลการแปลงฟูเรียร์ (1 มิติ) ของผลคูณนี้ซึ่งเสมือนการเลื่อนหน้าต่างไปตามแกนเวลาจะได้ผลลัพธ์เป็นสัญญาณ 2 มิติแสดงในรูปคณิตศาสตร์ดังต่อไปนี้

$$\text{STFT} \{x(t)\} \equiv X(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)w(t - \tau)e^{-j\omega t} dt \quad (2-5)$$

โดยที่ $w(t)$ เป็นฟังก์ชันหน้าต่างซึ่งโดยทั่วไปนิยมใช้หน้าต่างฮานน์หรือฟังก์ชันเกาส์ ซึ่งมีจุดกึ่งกลางที่จุดศูนย์ และ $x(t)$ เป็นฟังก์ชันที่จะทำการแปลง $X(T, \omega)$ เป็นผลการแปลงของ $x(t)w(t-T)$ แสดงให้เห็นถึง ขนาดและเฟสของสัญญาณที่เวลาและความถี่ต่างๆ มักมีการทำการเชื่อมต่อเฟสหรือที่เรียกว่า การ คลี่เฟส (phase unwrapping) ตามแกนเวลา T และ แกนความถี่ ω เพื่อให้การความต่อเนื่องของเฟส ค่าเวลา T โดยปกติจะถือเป็นเวลาที่ซ้ำเมื่อเทียบกับเวลา t จึงมักจะใช้หน่วยความละเอียดที่ต่ำกว่า

2). STFT เวลาไม่ต่อเนื่อง ในกรณีเวลาไม่ต่อเนื่องนี้ข้อมูลที่จะทำการแปลงจะถูกแบ่งออกเป็นช่วงหรือกลุ่มเรียกว่า เฟรม (ซึ่งโดยทั่วไปมักจะมีช่วงที่เหลื่อมทับซ้อนกัน) แต่ละกลุ่มนี้จะถูกทำการแปลงและเก็บบันทึกไว้ในรูปของเมทริกซ์ของจำนวนเชิงซ้อน ซึ่งแสดงค่าขนาดและเฟสของแต่ละจุดของเวลาและความถี่ การแปลงมีรูปทางคณิตศาสตร์ดังต่อไปนี้

$$\text{STFT} \{x[n]\} \equiv X(m, \omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]w[n - m]e^{-j\omega n} \quad (2-6)$$

โดย $x[n]$ คือ สัญญาณ และ $w[n]$ คือฟังก์ชันหน้าต่างค่าเวลา m มีค่าไม่ต่อเนื่องค่าความถี่ ω มีค่าต่อเนื่องแต่เนื่องจากในทางปฏิบัติการแปลง STFT นี้กระทำด้วยคอมพิวเตอร์โดยใช้การแปลงฟูเรียร์อย่างรวดเร็ว (FFT-Fast Fourier Transform) ซึ่งค่าตัวแปรทั้งสองนั้นเป็นค่าดิจิทัลคือไม่ต่อเนื่องและถูกควอนไทซ์ค่าเวลาไม่ต่อเนื่อง " m " โดยปกติจะถือเป็นเวลาที่ซ้ำเมื่อเทียบกับค่าเวลา " n " ดังนั้นจึงแสดงด้วยความละเอียดที่ต่ำกว่า

ค่าขนาดกำลังสอง ของ STFT ให้ฟังก์ชันเรียกว่า สเปกโตรแกรม (spectrogram)

$$\text{spectrogram } \{x(t)\} \equiv |X(\tau, \omega)|^2 \quad (2-7)$$

2.4 การแปลงเวฟเลต (Wavelet Transform) [12]

การแปลงเวฟเลตของสัญญาณจะแสดงในรูปของผลรวมสัญญาณองค์ประกอบความถี่ต่ำ (Approximated Version) และองค์ประกอบความถี่สูง (Detailed Version) ในระดับต่างๆ โดยจะมีค่าสัมประสิทธิ์เวฟเลตทำหน้าที่เป็นค่าน้ำหนักขององค์ประกอบความถี่แต่ละระดับ [21] ดังรูปที่ 3.6-3.7 ดังนั้นในการอธิบายสัญญาณใดๆ ด้วยการแปลงเวฟเลตจึงทำได้โดยนำกลุ่มของเวฟเลตที่มีโครงสร้างแบบฟังก์ชันเดียวกันเป็นตัวอธิบายซึ่งฟังก์ชันนี้จะเป็นฟังก์ชันต้นกำเนิดที่เรียกว่าเวฟเลตแม่ (Mother Wavelet) โดยที่คลื่นเวฟเลตแต่ละอันในกลุ่มจะเกิดจากการปรับสเกล (Scale ; a) หรือการแสดงการยืดหรือหดตัวของเวฟเลตแม่นั่นเอง ส่วนการเลื่อนตำแหน่ง (Translation or Shifting ; b) จะเป็นการแสดงตำแหน่งบนแกนเวลาโดยจะสามารถเขียนสมการของเวฟเลตได้ดังนี้

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2-8)$$

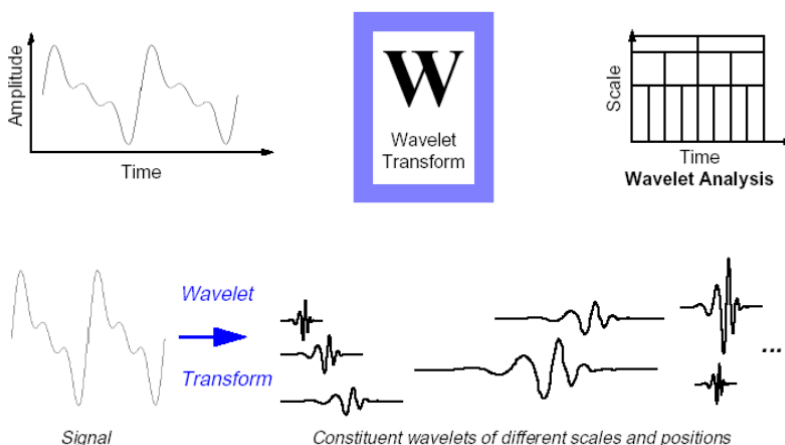
เมื่อ $\Psi(t)$ คือฟังก์ชันของเวฟเลตแม่ที่มีการปรับสเกล

a คือพารามิเตอร์ของการปรับสเกล (Scaling)

b คือพารามิเตอร์การเลื่อนตำแหน่ง (Shifting)

ซึ่งในสมการจะมีการปรับค่าเพื่อให้สัญญาณที่ได้หลังจากปรับสเกลแล้วมีพลังงานเท่ากับเวฟเลตแม่เสมอ

ด้วย $\frac{1}{\sqrt{a}}$



ภาพประกอบที่ 2.3 แสดงการวิเคราะห์สัญญาณด้วยการแปลงเวฟเลต [14]

การแปลงเวฟเลต แบ่งเป็น 2 ประเภทใหญ่ คือ

2.4.1 การแปลงเวฟเลตแบบต่อเนื่อง (Continuous Wavelet Transform, CWT) เป็นการแปลงที่ใช้ฟังก์ชันเวฟเลตคูณด้วยสัญญาณเดิม โดยเป็นผลรวมการคูณกันระหว่างสัญญาณในเชิงเวลากับฟังก์ชันเวฟเลตที่มีการปรับระดับสเกลและระดับการเลื่อนต่างๆ ในลักษณะเป็นช่วงที่ต่อเนื่อง โดยเริ่มจากจุดเริ่มต้นของสัญญาณไปที่ละส่วนจนครบ แล้วไล่จากสเกลต่ำสุดไปถึงการเพิ่มระดับสเกลขึ้นเรื่อยๆ จนครบทุกระดับสเกลที่ต้องการ แม้วิธีการนี้ให้ค่าความแม่นยำทางด้านเวลาและความถี่ที่สูง แต่ยังมีข้อจำกัดด้านเวลาที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณค่อนข้างมากและมีความซับซ้อนเกินความจำเป็น ซึ่งถูกนิยามดังสมการ

$$CWT(\tau, a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} s(t) \psi^* \left(\frac{t - \tau}{a} \right) dt \quad (2-9)$$

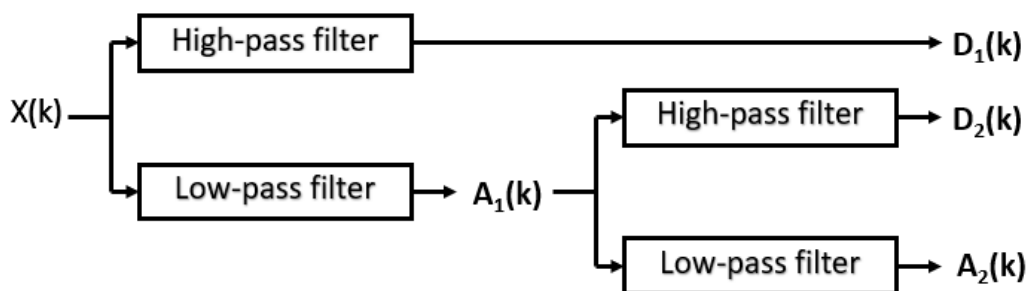
เมื่อ $S(t)$ คือสัญญาณที่ต้องการวิเคราะห์

$\Psi(t)$ คือฟังก์ชันของเวฟเลตแม่ที่มีการปรับสเกล

a คือพารามิเตอร์ของการปรับสเกล (Scaling)

b คือพารามิเตอร์การเลื่อนตำแหน่ง (Shifting)

2.4.2 การแปลงเวฟเลตแบบเต็มหน่วย (Discrete Wavelet Transform, DWT) พัฒนาขึ้นเพื่อแก้ไขปัญหาของการแปลงเวฟเลตแบบต่อเนื่อง โดยมีรูปแบบการปรับสเกลและการเลื่อนตำแหน่งในลักษณะเป็นช่วงๆ ที่ไม่ต่อเนื่องกัน ภาพประกอบที่ 2.4 แสดงการแปลงเวฟเลตแบบเต็มหน่วย ซึ่งเป็นการนำสัญญาณมาผ่านตัวกรองความถี่ต่ำ (low pass filter) และความถี่สูง (high pass filter) เพื่อแยกองค์ประกอบสัญญาณออกเป็นส่วนที่มีความถี่ต่ำ (approximation) และส่วนที่มีความถี่สูง (detail)



ภาพประกอบที่ 2.4 แสดงการแปลงแบบเวฟเลตแบบเต็มหน่วย [12]

แปลงเวฟเลตแบบเต็มหน่วยภาพประกอบ 2.4 เป็นการนำสัญญาณมาผ่านตัวกรองความถี่ต่ำ (low pass filter) และความถี่สูง (high pass filter) เพื่อทำการแยกองค์ประกอบสัญญาณออกเป็นส่วนที่มีความถี่ต่ำ

(approximation, A_i) และส่วนที่มีความถี่สูง (detail, D_i) ในระดับต่างๆ โดยจะมีค่าสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตทำหน้าที่เป็นค่าน้ำหนักขององค์ประกอบความถี่แต่ละระดับ ซึ่งค่าสัมประสิทธิ์ขององค์ประกอบความถี่ต่ำ และความถี่สูงสามารถหาได้จากการใช้ตัวกรองประเภท low-pass และ high-pass ตามลำดับ ด้วยการแปลงเวฟเล็ตแบบ A` trous (A` trous wavelet transformation) ที่มีคุณสมบัติที่ให้ค่าสัญญาณที่มีความยาวเท่าเดิม ซึ่งต่างจากการแปลงเวฟเล็ตในแบบอื่นๆ ที่มักจะตัดความยาวเหลือเพียงครึ่งหนึ่งของสัญญาณเดิม

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

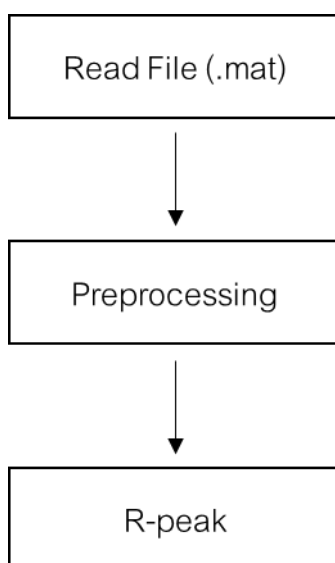
ในบทนี้อธิบายถึงขั้นตอนวิธีการดำเนินการทดลองและผลการทดลอง ซึ่งประกอบด้วย 1) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจขณะภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น จาก PhysioNet 2) การตรวจจับ R-peak 3) การหาค่าลักษณะเด่นต่างๆ ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 4) การจำแนกประเภทด้วย support vector machine (SVM)

3.1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจขณะหลับจากการอุดกั้น

ในโครงการฉบับนี้ได้ใช้ชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจขณะภาวะหยุดหายใจอุดกั้นจาก PhysioNet ที่ได้รับจากฐานข้อมูล CinC challenge-2000 ของ Physionet ชุดข้อมูลถูกสร้างขึ้นที่มหาวิทยาลัยฟิลิปส์ ในมาร์บวร์ก ประเทศเยอรมนีโดยชุดข้อมูลที่มีจำนวน 70 ชุด ซึ่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความยาวของคลื่นแตกต่างกันออกไปตั้งแต่ไม่น้อยกว่า 7 ชั่วโมงถึงครั้งละเกือบ 10 ชั่วโมง มีความถี่ที่ใช้สำหรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้มาคือ 100 Hz พร้อมความละเอียด 16 บิต ชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีวัตถุประสงค์คือเพื่อแสดงภาวะหยุดหายใจขณะหลับและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ

3.2 การตรวจจับ R-peak

โดยมีขั้นตอนในการตรวจจับ R-peak มี 3 ขั้นตอน ดังต่อไปนี้

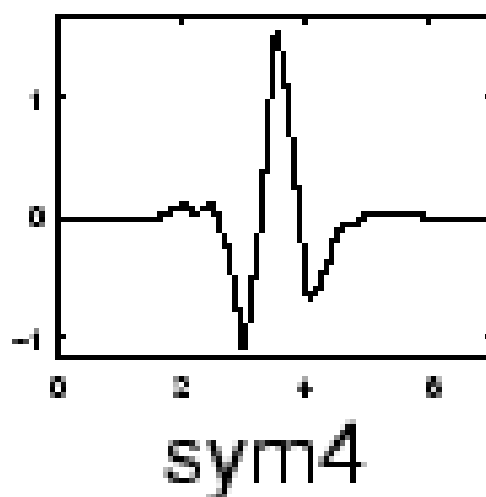


ขั้นตอนที่ 1 Read File (.mat)

โดยทำการอ่านไฟล์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจขณะภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น

ขั้นตอนที่ 2 Preprocessing

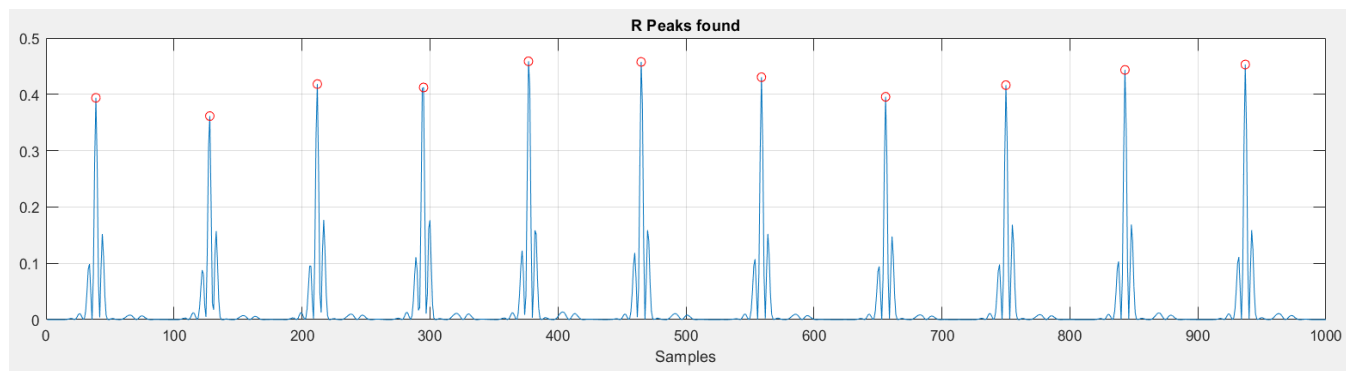
สำหรับการตรวจจับ R-peak ได้ใช้การแปลงเวฟเล็ตแบบไม่ต่อเนื่องสูงสุดที่ทำให้ทับกัน (MODWT) เพื่อดึง R-peaks ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยใช้ Symlet 4 wavelet (sym4) เนื่องจาก Symlet 4 wavelet มีการสร้างสัญญาณคล้ายกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วง QRS จากนั้นทำการเก็บข้อมูลด้วยการใช้ sym4 วางทับกันกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จึงทำให้เห็นจุดสูงสุดในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้นใหม่ (ดังภาพประกอบที่ 3.2) เรียงตัวได้ดีพอสมควรกับ R-peaks นอกจากนั้นการใช้การแปลงเวฟเล็ตแบบไม่ต่อเนื่องสูงสุดที่ทำให้ทับกันกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้นมาใหม่ได้ดีกว่าเดิม



ภาพประกอบที่ 3.1 ลักษณะ Symlet 4 wavelet (sym4)

ขั้นตอนที่ 3 R-peak

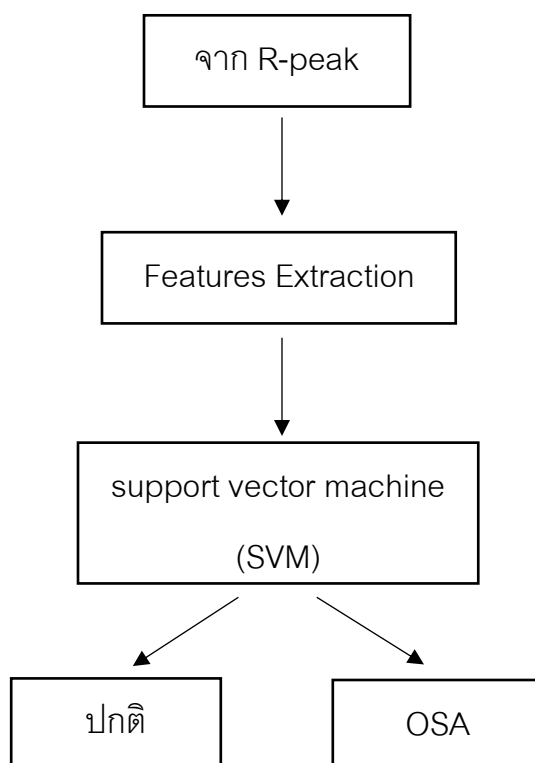
ขั้นตอนสุดท้ายคือการใช้ฟังก์ชัน find peaks กับสัญญาณที่สร้างขึ้นใหม่ เพื่อหาจุดสูงสุดของ R ในการประเมินประสิทธิภาพของสัญญาณจะวางจุดสูงสุดของ R ที่ตรวจพบไว้ด้านบนของสัญญาณดั้งเดิม



ภาพประกอบที่ 3.2 แสดงการตรวจจับ R-peak

3.3 การหาค่าลักษณะเด่นต่างๆ ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หลังจากตรวจจับ R-peak ทำการคำนวณและวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก PhysioNet โดยใช้ค่าลักษณะเด่นจาก ECG Feature Extractor โดยมีขั้นตอนดังต่อไปนี้



3.4 การจำแนกประเภทด้วย support vector machine (SVM)

ใช้ Support Vector Machines (SVM) เป็นวิธีการจำแนกประเภท เพื่อตรวจสอบหาภาวะหยุดหายใจขณะหลับและภาวะปกติ ในการทดสอบเกิดจากการที่นำค่าของกลุ่มข้อมูลมาวางลงในฟีเจอร์สเปซ (Feature Space) จากนั้นจึงหาเส้นที่ใช้แบ่งข้อมูลทั้งสองออกจากกันโดยจะสร้างเส้นแบ่ง (Hyperplane) ที่เป็นเส้นตรงขึ้นมา และเพื่อให้ทราบว่าเส้นตรงที่แบ่งสองกลุ่มออกจากกันนั้น เส้นตรงใดเป็นเส้นที่ดีที่สุด

อ้างอิง

- [1] ณญาวดี กวีนันฐยานนท์. Basic EKG interpretation การอ่านคลื่นไฟฟ้าหัวใจเบื้องต้น. [Online] Available from: http://wachira.ppho.go.th/web_wachira/knowledge_file/20180619094206_46.pdf. [Aug 19, 2021]
- [2] ทศนีย์ ภู่อำอาจ. การเลือก lead เพื่อติดตามคลื่น ST-segment ในผู้ป่วยกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด : การตัดสินใจทางคลินิกในหอผู้ป่วยวิกฤตและฉุกเฉิน. [Online] Available from: <https://li01.tci-thaijo.org/index.php/tstj/article/download/17204/15502>. [Aug 19, 2021]
- [3] M Schrader, C Zywiets, V von Einem, B Widiger, G Joseph “Detection of Sleep Apnea in Single Channel ECGs from the PhysioNet Data Base”, Biosignalprocessing, Medical School, Hannover, Germany, 2000
- [4] Laiali Almazaydeh, Khaled Elleithy, Miad Faezipour “Detection of Obstructive Sleep Apnea Through ECG Signal Features” Department of Computer Science and Engineering University of Bridgeport Bridgeport, CT 06604, USA, 2012
- [5] T Penzell, GB Moody^{2,3} RG Mark^{2,3} AL Goldberger^C, IH peter “The Apnea-ECG Database”, Department of Internal Medicine, Philipps-university, Marburg, Germany² Harvard-M.I.T. Division of Health sciences and technology, Cambridge, MA, USA³ Beth Israel Deaconess Medical Center, Boston, MA, USA, 2000
- [6] โรงพยาบาลนนทเวช. โรคหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น (OSA). [Online] Available from: <https://www.nonthavej.co.th/Obstructive-Sleep-Apnea.php>. [Aug 20, 2021]
- [7] โรงพยาบาลกรุงเทพพัทยา. การตรวจและรักษาผู้ป่วยที่มีความผิดปกติในการนอน (Polysomnogram: PSG). [Online] Available from: <https://www.bangkokpattayahospital.com/th/about-hospital/advanced-technologies-th/item/415-polysomnogram-th.html>. [Aug 20, 2021]

- [8] Iphonemod. วิธีเปิดใช้งาน ECG บน Apple Watch ทำอย่างไร พร้อมแนะนำการอ่านค่าที่ได้. [Online] Available from: <https://www.iphonemod.net/enable-ecg-on-apple-watch-for-thailand.html>. [Aug 3, 2021]
- [9] เจริญลาภ อุทานปทุมรส.BASIC ECG Interpretation. [Online] Available from: <https://www.si.mahidol.ac.th/th/division/cpr/Download/BasicECG%20by%20dr%20Chareanlap.pdf>. [Aug 16, 2021]
- [10] วิกิพีเดีย สารานุกรมเสรี.การแปลงฟูรีเย. [Online] Available from: <https://th.wikipedia.org/wiki/การแปลงฟูรีเย>. [Aug 22, 2021]
- [11] วิกิพีเดีย สารานุกรมเสรี.การแปลงฟูรีเยช่วงเวลาสั้น. [Online] Available from: <https://th.wikipedia.org/wiki/การแปลงฟูรีเยช่วงเวลาสั้น>. [Aug 22, 2021]
- [12] SCRIBD.ตัวแบบการพยากรณ์ ข้อมูลอากาศบนพื้นที่สูง ของประเทศไทย โดยระเบียบวิธีโครงข่ายประสาทเทียมร่วมกับการแปลงแบบเวฟเล็ต. [Online] Available from: <https://www.scribd.com/document/430330819/305-36>. [Aug 22, 2021]
- [13] สรีรวิทยาระบบไหลเวียน physiology of circulatory system. คลื่นไฟฟ้าหัวใจ. [Online] Available from: http://mycirculatorysystem.blogspot.com/2012/03/blog-post_8896.html. [Aug 19, 2021]
- [14] มานะ โต๊ะถม.เครื่องมือเฝ้าระวังเสียงหัวใจแบบสองช่องสัญญาณ. [Online] Available from: <http://medicaldevices.oie.go.th/box/Article/6638/mmi0032.pdf>. [Aug 22, 2021]
- [15] MathWorks. Introduction to Wavelet Families. [Online] Available from: <https://www.mathworks.com/help/wavelet/gs/introduction-to-the-wavelet-families.html>. [Oct 18, 2021]

