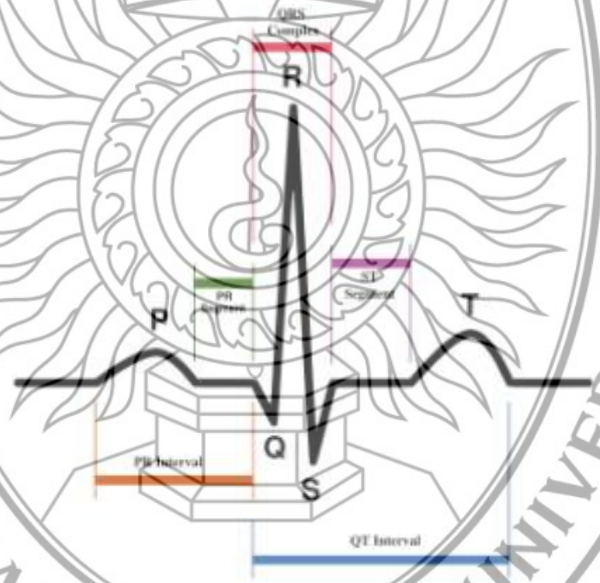
บทที่ 2
ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีที่เกี่ยวข้องในงานวิจัยการพัฒนาอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา ดังนั้นในส่วนของทฤษฎีจะเป็นเรื่องของส่วนประกอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ระบบการติดลีด (Lead System) และการสร้างรูปแบบการประมาณค่าข้อมูลโดยใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุด

2.1 ส่วนประกอบต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [5]

การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น จะสามารถบันทึกได้ตั้งแต่ก่อนการบีบตัวของหัวใจไปจนถึงการคลายตัวของหัวใจในแต่ละครั้ง สัญญาณที่ได้จากการวัดจะเกิดขึ้นเป็นจังหวะซึ่งมีความถี่เท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจ ดังนั้นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบด้วยคลื่นย่อย 3 คลื่น ดังรูปที่ 2.1 โดยมีรายละเอียดดังนี้



รูปที่ 2.1 ส่วนประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
(ที่มาของรูป:: http://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiogram)

1) คลื่น P (P Wave) จะสามารถแสดงถึง ผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิดดีโพลาไรเซชั่นที่หัวใจห้องบนทั้งสองห้อง จึงเห็นรูปคลื่นไฟฟ้าที่มีระดับแอมปลิจูด ไม่เกิน 0.3 มิลลิโวลต์ และใช้เวลาไม่เกิน 0.11 วินาทีในคนปกติ เมื่อบันทึกแบบ 12 ลีด มาตรฐานจะได้ Positive Deflection ในลีด II, aVL, aVF และ V1 ถึง V6 เพราะทิศทางของการดีโพลาไรเซชั่นจะวิ่งเข้าหาขั้วบวกของอิเล็กโทรด และจะบันทึกได้ Negative Deflection ในลีด III, V1 และ V2

2) คลื่น QRS (QRS Complex) จะสามารถแสดงถึงการเกิดดีโพลาไรเซชั่นที่หัวใจห้องล่างทั้งสองห้อง ซึ่งหมายถึงเวลาที่ใช้ดีโพลาไรเซชั่นผ่านผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งสองจึงทำให้สามารถบันทึกได้ QRS Complex รูปร่างแตกต่างกันในแต่ละลีด แต่ทั้งหมดเวลาที่ใช้ไม่ควรเกิน 0.10 วินาที หากเกินกว่านี้แสดงว่ามีความผิดปกติเกิดขึ้น

- คลื่น Q หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น P
- คลื่น R หมายถึง Positive Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น P
- คลื่น S หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น R

การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบางลีดจะบันทึกได้เพียง QR, R หรือ RS แต่ส่วนมากจะเรียกรวมกันว่า QRS Complex

3) คลื่น T (T Wave) นั้นจะสามารถแสดงถึงผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิดดีโพลาไรเซชั่นของหัวใจห้องล่างทั้งสองห้องก่อนที่หัวใจห้องล่างทั้งสองห้องจะคลายตัว จะมีขนาดแอมปลิจูดของสัญญาณประมาณ 1/8 ถึง 2/3 ของคลื่น R ที่บันทึกได้ ในลักษณะหัวตั้งเกือบทุกลีด ยกเว้น aVR, aVL และ V1

4) คลื่น U (U Wave) นั้นจะสามารถแสดงถึงช่วงรีโพลาไรเซชั่นของกล้ามเนื้อ Papillary ที่ยึดลิ้นหัวใจ aVF มักบันทึกได้ไม่ชัดเจนและจะพบในสภาวะที่มีโพแทสเซียมไอออนในน้ำนอกเซลล์ต่ำ (Hypokalemia)

5) ช่วงเวลา P-R (P-R Interval) จะเริ่มวัดจากจุดเริ่มต้นของคลื่น P จนถึงจุดเริ่มต้นของ QRS Complex หรือบางครั้งเรียกว่า P-Q Interval ระยะนี้หมายถึงระยะที่ใช้ในการดีโพลาไรเซชั่นของกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งสอง ซึ่งระยะเวลาในช่วงนี้ไม่ควรเกิน 0.20 วินาทีและหากใช้เวลามากกว่านี้แสดงว่ามีความผิดปกติเกิดขึ้น

6) ช่วงเวลา QRS (QRS Interval) จะเริ่มวัดตั้งแต่จุดเริ่มต้นของคลื่น Q ถึงจุดสิ้นสุดของคลื่น S ช่วงเวลานี้ไม่ควรเกิน 0.10 วินาที อาจถึง 0.11 วินาที ในสัญญาณ V2 และ V3

7) ระยะ V.A.T (Ventricular Activation Time) จะสามารถแสดงถึงระยะเวลาที่ใช้ในการส่งสัญญาณจากกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างในสุดถึงชั้นนอกสุด การวัดจะเริ่มจากจุดเริ่มต้นของคลื่น Q จนถึงจุดสูงสุดของคลื่น R

8) ช่วงเวลา Q-T (Q-T Interval) จะเริ่มวัดจากจุดเริ่มต้นของคลื่น QRS Complex จนถึงจุดสิ้นสุดของคลื่น T หมายถึงระยะเวลาในการดีโพลาไรเซชั่น และรีโพลาไรเซชั่นในกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งหมด ซึ่งอาจเปลี่ยนไปตามอายุ เพศ และอัตราหายใจ โดยปกติช่วงเวลา Q-T ในเพศชายนั้น ไม่ควรเกิน 0.42 วินาที และในเพศหญิงไม่ควรเกิน 0.43 วินาที

9) ช่วงเวลา R-R (R-R Interval) จะเริ่มวัดจากจุดสูงสุดของคลื่น R ที่อยู่ตำแหน่งถัดไปอีกหนึ่งรูปคลื่น ซึ่งสามารถนำมาคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจห้องล่างได้ ซึ่งจะมีหน่วยการวัดอัตราการเต้นของหัวใจเป็นจำนวนครั้งต่อหนึ่งนาที

10) ช่วงเวลา P-R (P-R Interval) ในระดับของเส้นปกติจะอยู่ระดับเส้นพื้นฐาน (Isoelectric Line) เส้นนี้เริ่มวัดช่วงเวลาตั้งแต่จุดเริ่มต้นของคลื่น P จนถึงจุดเริ่มต้นของคลื่น QRS Complex

11) ระยะ S-T (S-T Segment) จะเริ่มทำการวัดตั้งแต่จุดสิ้นสุดของคลื่น QRS Complex จนถึงจุดเริ่มต้นของคลื่น T ซึ่งปกติอยู่ระดับเส้นพื้นฐาน สามารถเปลี่ยนแปลงได้เล็กน้อยจาก –0.5 มิลลิเมตร ถึง +2 มิลลิเมตร ถ้าระยะนี้อยู่ระดับสูงกว่านี้เรียกว่า Elevated ST Segment และถ้าลดต่ำลงกว่านี้เรียกว่า Depressed ST Segment สามารถบอกถึงสภาวะความผิดปกติของกล้ามเนื้อหัวใจตั้งแต่ ได้รับอันตราย (Injury) การขาดเลือด (Ischemia) และกล้ามเนื้อตาย (Infarction)

2.2 ระบบการติดลีด (Lead System) [5]

ระบบการติดลีดบันทึกสำหรับการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีความสำคัญมาก เพราะการเปลี่ยนตำแหน่งของอิเล็กโทรด จะทำให้ได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) ที่บันทึกนั้นเปลี่ยนแปลงไปด้วย ซึ่งการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในการวินิจฉัยโรคที่สมบูรณ์นั้นประกอบด้วย 12 ลีด โดยหลักปฏิบัติสากลกำหนดให้ลักษณะของสัญญาณทั้ง 12 ลีด ดังนี้

ลีด I, ลีด II, ลีด III

ลีด aVR, ลีด aVL, ลีด aVF

ลีด V1, V2, V3, V4, V5, V6

ตามมาตรฐานลีด I, II, III และ ลีด aVR, aVL, aVF เป็นลีดที่วางอยู่ในด้านหน้าของร่างกาย หรือหัวใจ ส่วน ลีด V1 ถึง V6 จะวางอยู่ในส่วนตามแนวนอนของร่างกาย ซึ่งระบบการติดลีดพื้นฐานนั้นจะถูกแบ่งได้เป็น 3 วิธี คือ

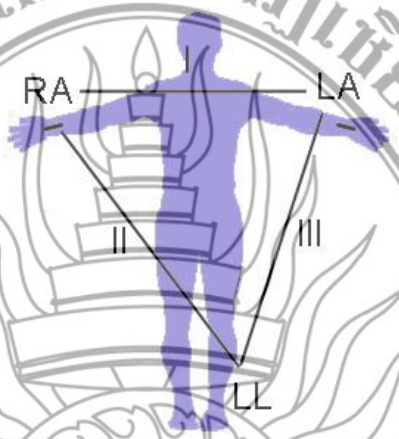
1) แบบ Standard Limb Lead (Bipolar Limb Lead)

2) แบบ Unipolar Leads (Unipolar Limb Leads)

3) แบบ Unipolar Chest Lead (Unipolar Percordial Lead)

2.2.1. วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead (Bipolar Limb Lead)

วิธีการวัดแบบนี้ถือเป็นต้นแบบการติดขั้วอิเล็กโทรด โดยการติดขั้วอิเล็กโทรดที่ทำให้ได้คลื่นไฟฟ้ามีขนาดสูงพอที่จะบันทึกได้นั้น จะต้องติดอิเล็กโทรดในตำแหน่งไหล่ขวา ไหล่ซ้าย และบริเวณกระดูกหัวเหน่า เมื่อลากเส้นตรงผ่านจุดทั้งสามนี้จะได้ในรูปสามเหลี่ยมที่เรียกว่า สามเหลี่ยมไอโธเฟ่นซึ่งจากการทำเช่นนี้ จะได้คลื่นไฟฟ้า 3 ขั้วต่อดังรูปที่ 2.2



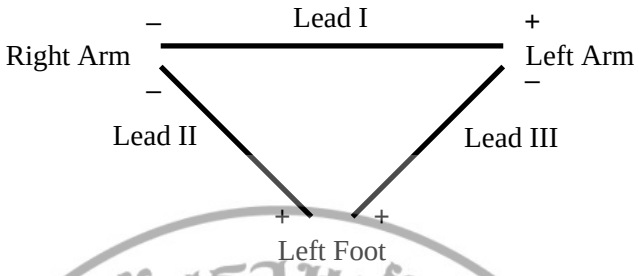
รูปที่ 2.2 การวางขั้วต่อชนิดมาตรฐาน

Lead I ใช้อิเล็กโทรดต่อกับขั้วไฟฟ้าหรือสายลีดของเครื่องโดยขั้วลบวางที่แขนขวา (RA) ขั้วบวกวางที่แขนซ้าย (LA) ดังนั้น Lead I = การวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนซ้าย (LA) กับแขนขวา (RA)

Lead II ใช้อิเล็กโทรดต่อกับขั้วไฟฟ้าหรือสายลีดของเครื่อง โดยขั้วลบวางที่แขนขวา (RA) ขั้วบวกวางที่ขาซ้าย (LL) ดังนั้น Lead II = การวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนขวา (RA) และขาซ้าย (LL)

Lead III ใช้อิเล็กโทรดต่อกับขั้วไฟฟ้าหรือสายลีดของเครื่อง โดยขั้วลบวางที่แขนซ้าย (LA) ขั้วบวกวางที่ขาซ้าย (LL) ดังนั้น Lead II = การวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนซ้าย (LA) และขาซ้าย (LL)

ดังนั้นเวกเตอร์ศักย์ไฟฟ้าของลีดทั้งสามวางเข้าด้วยกัน จะเห็นว่าเป็นรูปสามเหลี่ยมด้านเท่าเรียกว่า สามเหลี่ยมไอโธเฟ่น ดังรูปที่ 2.5 ซึ่งมีความสัมพันธ์ ดังนี้ คือ Lead I = Lead II + Lead III



รูปที่ 2.3 สามเหลี่ยมไอโธเฟ่น (Einthoven's Triangle)

2.2.2. วิธีการวัดแบบ Unipolar Leads (Unipolar Limb Leads)

วิธีนี้จะเป็นการวางอิเล็กโทรดที่เป็นขั้วบวก (Exploring Electrode) ไว้ตามตำแหน่งมาตรฐานต่างๆที่ต้องการบันทึก ส่วนอิเล็กโทรดอีกขั้วหนึ่งทำหน้าที่เป็นอิเล็กโทรดเปรียบเทียบความต่าง (Differential Electrode) โดยทำให้มีค่าความต่างศักย์ของแรงดันไฟฟ้าเป็นศูนย์ (Zero Potential) ตำแหน่งบันทึกมาตรฐาน Unipolar Limb Leads แบ่งเป็น 3 ลีด คือ

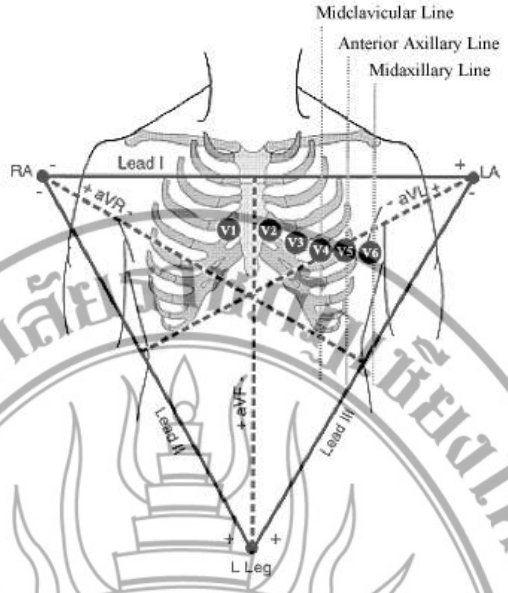
1) aVR (Augment Voltage Right) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจบริเวณแขนขวา (RA) กับผลรวมของศักย์ไฟฟ้าจากแขนซ้าย (LA) และขาซ้าย (LL)

2) aVL (Augment Voltage Left) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจบริเวณแขนซ้าย (LA) กับผลรวมของศักย์ไฟฟ้าจากแขนขวา (RA) กับขาซ้าย (LL)

3) aVF (Augment Voltage Foot) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจบริเวณขาซ้าย (LL) กับผลรวมของศักย์ไฟฟ้าจากแขนซ้าย (LA) กับแขนขวา (RA)

2.2.3. วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead (Unipolar Percordial Lead)

วิธีแบบนี้จะเป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงไฟฟ้า โดยใช้อิเล็กโทรดบันทึก (Exploring Electrode, ขั้วบวก) วางบนตำแหน่งผนังบริเวณทรวงอก โดยเปรียบเทียบกับศูนย์ ซึ่งทำได้โดยนำขั้วไฟฟ้าที่วางตำแหน่งแขนขวา แขนซ้าย และขาซ้ายมารวมกันบันทึกได้ 6 ตำแหน่ง คือ V1, V2, V3, V4, V5 และ V6 โดยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่บันทึกได้จะเป็นการดูหัวใจด้าน Horizontal Plane ตามลักษณะดังรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Chest Lead

(ที่มาของรูป:: www.pdsheart.com)

สำหรับตำแหน่งที่วางอิเล็กโทรดเพื่อบันทึกสัญญาณสามารถวางในตำแหน่งต่างๆ ดังนี้

ลีด V1 วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงอันที่ 4 และอันที่ 5 ชิดกระดูกหน้าอกด้านขวา

ลีด V2 วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงอันที่ 1 และอันที่ 5 ชิดกระดูกหน้าอกด้านซ้าย

ลีด V3 วางตำแหน่งระหว่าง V2 และ V4

ลีด V4 วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงอันที่ 4 และอันที่ 5 ตรงแนว Midclavicular Line

ลีด V5 วางตำแหน่งเดียวกับระดับ V4 แต่ตรงแนว Anterior Axillary Line

ลีด V6 วางตำแหน่งเดียวกับระดับ V5 แต่ตรงแนว Midaxillary Line

2.3 การสร้างรูปแบบการประมาณค่าข้อมูลโดยใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุด [6]

อุดมศักดิ์ บุญประเสริฐ[6] การได้มาซึ่งฟังก์ชันที่ใช้แทนชุดข้อมูลนั้น อาจทำได้โดยการกำหนดเส้นที่คิดว่าดีที่สุดที่ใช้แทนชุดข้อมูลนั้น แต่เส้นที่กำหนดนั้นอาจจะไม่ใช่เส้นที่ดีที่สุด หนึ่งในวิธีการที่สามารถหาเส้นที่ดีที่สุดเพื่อใช้แทนชุดข้อมูลที่ต้องการคือวิธีการของกำลังสองน้อยที่สุด แนวคิดของวิธีนี้คือ การลดค่าความแตกต่างระหว่างข้อมูลแต่ละจุดกับค่าฟังก์ชัน ซึ่งในกรณีที่ตัวแปรตาม y เป็นฟังก์ชันเชิงเส้นของตัวแปรอิสระหลายตัว สามารถใช้วิธีการที่ง่ายที่สุดของกำลังสองน้อยที่สุด (Least-Square Regression) คือการแทนค่าชุดข้อมูลด้วยเส้นตรงที่เรียกว่า การถดถอยเชิงเส้น (Linear Regression) ดังสมการที่ (1)

$$y_i = \beta_0 + \beta_1 x_{i1} + \beta_2 x_{i2} + \cdots + \beta_k x_{ik} + \varepsilon_i$$
$$= \beta_0 + \sum_{j=1}^{k} \beta_j x_{ij} + \varepsilon_i, \quad i = 1, 2, \ldots, n \tag{1}$$

โดยที่

y_i คือ ตัวแปรตามที่ i

x_{ij} คือ ตัวแปรอิสระที่ i ในมิติที่ j

β_0, β_i คือ สัมประสิทธิ์ที่แสดงจุดตัดแกนและความชัน

ε_i คือ ค่าผิดพลาดระหว่างค่าที่ได้จากฟังก์ชันและข้อมูลจริง

k คือ จำนวนมิติทั้งหมด

ฟังก์ชันกำลังสองน้อยที่สุดเป็นดังสมการที่ (2)

$$S = (\beta_0, \beta_1, \ldots, \beta_k) = \sum_{i=1}^{n} \varepsilon_i^2 = \sum_{i=1}^{n} \left(y_i - \beta_0 - \sum_{j=1}^{k} \beta_j x_{ij} \right)^2 \tag{2}$$

โดยที่

S คือ ผลรวมค่าผิดพลาดกำลังสอง

สามารถหาค่า S ให้มีค่าน้อยที่สุดได้ โดยการหาอนุพันธ์เทียบกับสัมประสิทธิ์ β ที่ทำให้ S มีค่าน้อยที่สุด

$$\left. \frac{\partial S}{\partial \beta_0} \right|_{\beta_0, \beta_1, \ldots, \beta_k} = -2 \sum_{i=1}^{n} \left(y_i - \beta_0 - \sum_{j=1}^{k} \beta_j x_{ij} \right) = 0 \tag{3}$$

และ

$$\left. \frac{\partial S}{\partial \beta_j} \right|_{\beta_0, \beta_1, \ldots, \beta_k} = -2 \sum_{i=1}^{n} \left(y_i - \beta_0 - \sum_{j=1}^{k} \beta_j x_{ij} \right) x_{ij} = 0, \quad j = 1, 2, \ldots, k \tag{4}$$

ตามสมการที่ (3) และ (4) ทำให้ได้รูปแบบของสมการกำลังสองน้อยที่สุด

$$\begin{aligned}
n\beta_0 + \beta_1 \sum_{i=1}^{n} x_{i1} + \beta_2 \sum_{i=1}^{n} x_{i2} + \cdots + \beta_k \sum_{i=1}^{n} x_{ik} &= \sum_{i=1}^{n} y_i \\
\beta_0 \sum_{i=1}^{n} x_{i1} + \beta_1 \sum_{i=1}^{n} x_{i1}^2 + \beta_2 \sum_{i=1}^{n} x_{i1} x_{i2} + \cdots + \beta_k \sum_{i=1}^{n} x_{i1} x_{ik} &= \sum_{i=1}^{n} x_{i1} y_i \\
&\vdots \quad \vdots \quad \vdots \\
\beta_0 \sum_{i=1}^{n} x_{i1} + \beta_1 \sum_{i=1}^{n} x_{ik} x_{i1} + \beta_2 \sum_{i=1}^{n} x_{ik} x_{i2} + \cdots + \beta_k \sum_{i=1}^{n} x_{ik}^2 &= \sum_{i=1}^{n} x_{ik} y_i
\end{aligned} \tag{5}$$

จากสมการที่ (5) สามารถแสดงให้อยู่ในรูปของเมตทริกซ์ได้ดังสมการที่ (6)

$$\mathbf{y} = \mathbf{X}\boldsymbol{\beta} + \boldsymbol{\varepsilon} \tag{6}$$

กำหนดให้

$$\mathbf{y} = \begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ \vdots \\ y_n \end{bmatrix}, \quad \mathbf{X} = \begin{bmatrix} 1 & x_{11} & x_{12} & \cdots & x_{1k} \\ 1 & x_{21} & x_{22} & \cdots & x_{2k} \\ \vdots & \vdots & \vdots & & \vdots \\ 1 & x_{n1} & x_{n2} & \cdots & x_{nk} \end{bmatrix}$$

$$\boldsymbol{\beta} = \begin{bmatrix} \beta_0 \\ \beta_1 \\ \vdots \\ \beta_k \end{bmatrix}, \quad \boldsymbol{\varepsilon} = \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \vdots \\ \varepsilon_n \end{bmatrix}$$

การประมาณค่า $\boldsymbol{\beta}$ ด้วยฟังก์ชันสำหรับการถดถอยเป็นไปตามสมการที่ (7)

$$\boldsymbol{\beta} = (\mathbf{X}'\mathbf{X})^{-1}\mathbf{X}'\mathbf{y} \tag{7}$$

จากสมการที่ (7) เมื่อได้สัมประสิทธิ์ที่ใช้ในการประมาณค่าแล้วทำให้ได้รูปแบบฟังก์ชันเชิงเส้นสำหรับการประมาณค่าดังสมการที่ (8)

$$\mathbf{y}_i = \mathbf{X}\boldsymbol{\beta} = (\mathbf{X}'\mathbf{X})^{-1}\mathbf{X}'\mathbf{y} \tag{8}$$

จากสมการที่ (8) เมื่อได้รูปแบบฟังก์ชันที่ต้องการแล้วสามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการประมาณค่าของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยทำการเปลี่ยนรูปแบบสมการให้เป็นลักษณะของข้อมูลคู่อันดับดังรูปแบบสมการที่ (9)

(9)

โดยที่

V_i คือ V2,V3,V4,V5 เป็นสัญญาณที่ต้องการสร้างขึ้นมา

V_j คือ I,II,V1,V6 เป็นสัญญาณที่นำเข้ามาจากเครื่องวัด

$a_{i,j}$ คือ รูปแบบค่าของการหาค่าเฉลี่ยจากข้อมูลที่วัดได้จริงจากเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 12 ลีด ดังรูปแบบสมการที่ (10)

(10)

กำหนดให้

โดยที่

s	คือ	ข้อมูลของจำนวนคนที่นำมาหาค่าเฉลี่ย
j	คือ	ข้อมูลของสัญญาณ I,II,V1,V6
i	คือ	ข้อมูลของสัญญาณ V2,V3,V4,V5