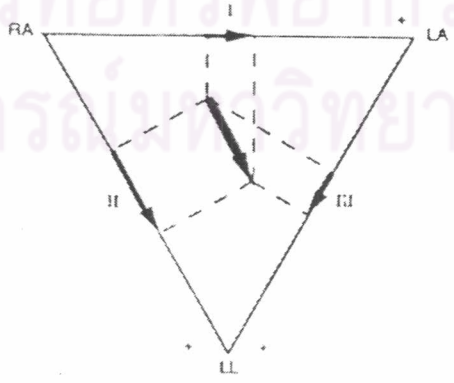
บทที่ 2

ทฤษฎีการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

ในทางการแพทย์ การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนับเป็นเทคนิคที่สำคัญวิธีหนึ่งที่ใช้ในการวินิจฉัยการทำงานของระบบหัวใจที่มีประสิทธิภาพสูงและเป็นที่นิยมใช้กันมากในปัจจุบัน เนื่องจากเป็นวิธีที่สะดวกในการวัดและการวินิจฉัยของแพทย์นั้นเอง ในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีเบื้องต้นในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากร่างกาย[9],[10] มาตรฐานในการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบต่างๆ เพื่อนำไปใช้ในระบบเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่อไป

2.1 การกำเนิดและแบบจำลองของแหล่งกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

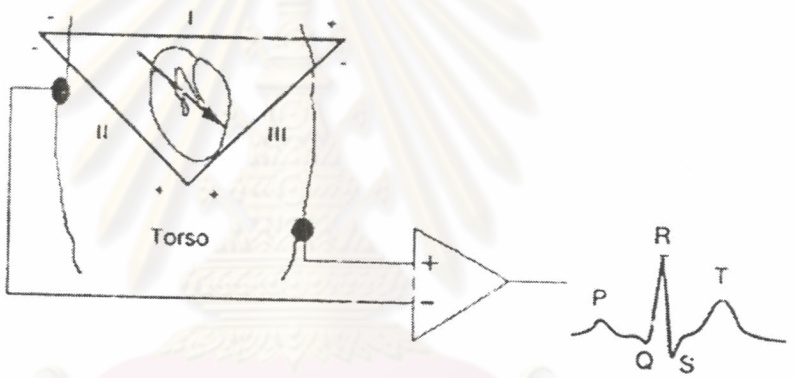
การทำงานของระบบหัวใจสามารถให้กำเนิดเวกเตอร์ของความต่างศักย์ที่มีขนาดและทิศทางต่างๆตามจังหวะการทำงานของระบบหัวใจ ซึ่งทำให้เกิดความต่างศักย์ระหว่าง จุด 2 จุดบนผิวหนังได้ ไอน์ โธเฟ่น (Einthoven) ได้กำหนดสามเหลี่ยมด้านเท่าที่ใช้ในการจำลองแหล่งกำเนิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนร่างกาย ซึ่งต่อมาเรียกว่าสามเหลี่ยมด้านเท่าของ ไอน์ โธเฟ่น (Einthoven Equilateral Triangle) แสดงในรูปที่ 2.1 ไอน์ โธเฟ่น ได้พิจารณาว่าอวัยวะหัวใจอยู่ภายในสามเหลี่ยมนี้ โดย RA หมายถึงตำแหน่งแขนขวา LA หมายถึงตำแน่งแขนซ้าย และ LL หมายถึง ตำแหน่งขาซ้าย เวกเตอร์ของความต่างศักย์ที่เกิดภายในสามเหลี่ยมด้านเท่าของไอน์ โธเฟ่น คือเวกเตอร์ที่เกิดขึ้นเนื่องจากการทำงานของระบบหัวใจ หรือเรียกว่าเวกเตอร์ของไอน์ โธเฟ่น (Einthoven Vector) แต่ละด้านของสามเหลี่ยมได้ถูกแทนเป็นแหล่งให้กำเนิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตรฐาน (Standard Limb Lead) ซึ่งประกอบไปด้วย I Lead, II Lead และ III Lead



รูปที่ 2.1 สามเหลี่ยมด้านเท่าของไอน์โธเฟ่นและการฉายเวกเตอร์ของไอน์โธเฟ่นลงบนแต่ละด้านของสามเหลี่ยม

เวกเตอร์ของความต่างศักย์ที่เกิดขึ้นแต่ละด้านคือการฉายเวกเตอร์ของไอน์โธเฟ่นลงบนด้านนั้นๆ การเปลี่ยนแปลงขนาดและทิศทางของเวกเตอร์ของไอน์โธเฟ่นจะมีผลให้ขนาดและทิศทางของเวกเตอร์บนแต่ละด้านของสามเหลี่ยมเปลี่ยนแปลงไปด้วย

วิธีการพื้นฐานในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผิวหนังสามารถแสดงได้ในรูปที่ 2.2 การวัดขนาดเวกเตอร์ที่เกิดขึ้นจะใช้วงจรขยายความแตกต่าง(Differential Ampliflier) ณ ช่วงเวลาใดๆถ้าทิศทางของเวกเตอร์ชี้ไปในทิศทางของขั้ววัดบวกของวงจรขยาย สัญญาณคลื่นไฟฟ้าที่ได้ก็จะมีค่าบวก ในทางตรงกันข้ามถ้าเวกเตอร์ชี้ไปในทิศทางของขั้ววัดลบของวงจรขยาย สัญญาณไฟฟ้าที่ได้ก็ จะมีค่าลบ โดยที่ขนาดความแรงของสัญญาณที่เอาต์พุตของวงจรขยาย ณ เวลาใดๆ จะขึ้นอยู่กับขนาดเวกเตอร์ที่เกิดขึ้น ณ เวลานั้นๆ เมื่อเวลาผ่านไปทำให้สามารถสังเกตุเห็นลักษณะการทำงานของระบบหัวใจได้ด้วยแรงดันตามเวลาที่เกิดขึ้น โดยลักษณะสัญญาณที่เอาต์พุตของวงจรขยายจะประกอบไปด้วยคลื่น P,QRS และT ซึ่งเป็นข้อมูลที่สำคัญในการวิเคราะห์ระบบการทำงานของหัวใจ



รูปที่ 2.2 วิธีพื้นฐานในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผิวหนังในตำแหน่งของ II Lead

2.2 การวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจทำได้ 2 ลักษณะคือ การวัดแบบเวกเตอร์คาร์ดิโอกราฟ (Vectorcardiograph) และ การวัดแบบอิเล็กโตรคาร์ดิโอกราฟ (Electrocardiograph) การวัดแบบเวกเตอร์คาร์ดิโอกราฟ คือการวัดการเปลี่ยนแปลงขนาดเวกเตอร์ของความต่างศักย์ที่เกิดขึ้นบนแกนหนึ่งเทียบกับอีกแกนหนึ่ง โดยพิจารณาจาก 3 แกนที่ตั้งฉากกัน สัญญาณที่เกิดขึ้นนี้เรียกว่าเวกเตอร์คาร์ดิโอแกรม (Vectorcardiogram : VCG) ซึ่งมีอยู่ด้วยกัน 3 ระนาบ คือ ระนาบที่มองทางด้านหน้า ด้านซ้าย และ ด้านบน การวัดวิธีนี้จำเป็นต้องใช้ตำแหน่งในการวัดมาก การสร้างอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดค่อนข้างยุ่งยากซับซ้อน และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จำเป็นต้องใช้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญเป็นผู้วินิจฉัย ส่วนการวัดแบบ อิเล็กโตรคาร์ดิโอกราฟคือการวัดการเปลี่ยนแปลงขนาดเวกเตอร์ของความต่างศักย์ที่เกิดขึ้นในแนวแกนใดๆเทียบกับเวลา สัญญาณที่เกิดขึ้นนี้เรียกว่าอิเล็กโตรคาร์ดิโอแกรม(Electrocardiogram : ECG) การวัดวิธีนี้ใช้ตำแหน่งในการวัดไม่มากนัก

การสร้างอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดไม่ยุ่งยากซับซ้อน สามารถเลือกวัดสัญญาณเพื่อการวินิจฉัยได้หลายแบบ และสามารถวินิจฉัยได้ง่าย ปัจจุบันเป็นที่นิยมใช้กันอย่างกว้างขวาง

การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบอิเล็กโตรคาร์ดิโอกราฟเพื่อการวินิจฉัยโรคเกี่ยวกับระบบการทำงานของหัวใจสามารถแบ่งตามจุดประสงค์ของการวัดได้ 2 ประเภท คือ การวัดเพื่อวินิจฉัยคนไข้ข้างเตียงแบบมาตรฐาน (Standard Clinical ECG) และการวัดเพื่อการมอนิเตอร์ (Monitoring ECG)

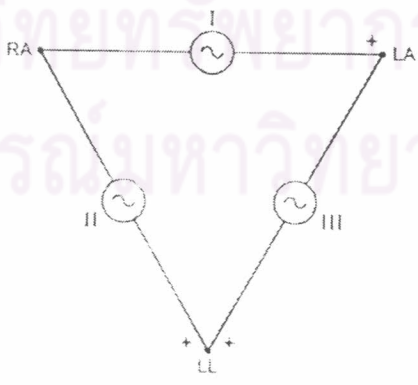
2.2.1 การวัดเพื่อการวินิจฉัยคนไข้ข้างเตียงแบบมาตรฐาน

การวัดเพื่อการวินิจฉัยคนไข้ข้างเตียงแบบมาตรฐานนั้น เป็นการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับผู้ป่วยเพื่อการวินิจฉัยโดยละเอียด โดยตำแหน่งที่วัดสัญญาณได้ถูกกำหนดไว้เป็นมาตรฐานแล้ว แพทย์ผู้เชี่ยวชาญนิยมที่จะบันทึกสัญญาณที่วัดด้วยวิธีนี้เพื่อการวินิจฉัยโดยละเอียดต่อไป วิธีการวัดเพื่อการวินิจฉัยคนไข้ข้างเตียงแบบมาตรฐานสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 วิธี คือ วิธีการวัด แบบ Standard Limb Lead แบบ Augmented Limb Lead และแบบ Unipolar Chest Lead

2.2.1.1 วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead

การวัดสัญญาณแบบ Standard Limb Lead หรือเรียกอีกชื่อหนึ่งว่าแบบ Bipolar Limb Lead เป็นมาตรฐานการวัดไฟฟ้าหัวใจอย่างง่าย ประกอบไปด้วย I Lead, II Lead และ III Lead ซึ่งได้จากการหาขนาดเวกเตอร์บนสามเหลี่ยมด้านเท่าของไอน์โธเฟ่นในรูปที่ 2.1 นั้นเอง ถ้าพิจารณาให้เวกเตอร์ที่เกิดขึ้นบนแต่ละด้านของสามเหลี่ยมเป็นแหล่งกำเนิดของแรงดัน (Voltage Source) ของ I Lead, II Lead และ III Lead แสดงในรูปที่2.3จากกฎของเคอร์ชอฟสามารถแสดงได้ว่า การวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard Limb Lead นั้นไม่จำเป็นจะต้องทำการวัดทุกสัญญาณ

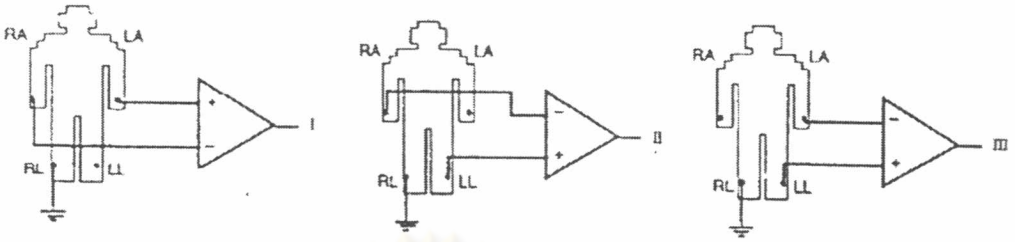
$$II - I - III = 0 \qquad (2.1)$$



รูปที่ 2.3 แบบจำลองแหล่งกำเนิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard Limb Lead

สามารถทำการวัดเพียง 2 สัญญาณแล้วคำนวณหาสัญญาณที่เหลือได้ ในทางปฏิบัติสามารถที่จะ

วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard Limb Lead ทั้ง I Lead, II Lead และ III Lead โดยการติดขั้ววัดของวงจรขยายค่าความแตกต่างแสดงในรูปที่ 2.4

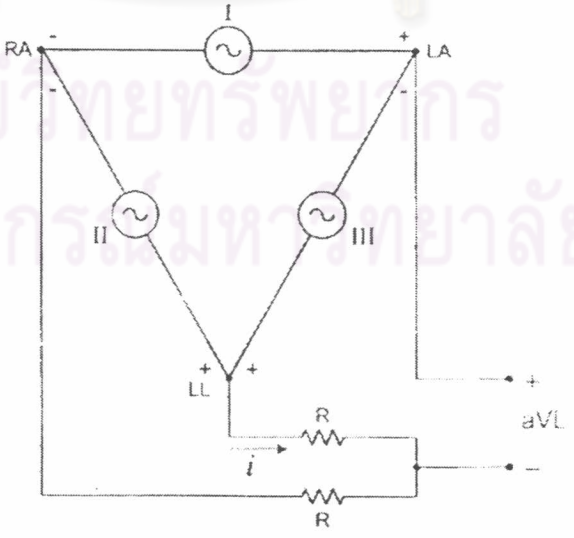


I Lead II Lead III Lead

รูปที่ 2.4 วิธีการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard Limb Lead

2.2.1.2 วิธีการวัดแบบ Augmented Limb Lead

วิธีการวัดแบบ Augmented Limb Lead หรือเรียกอีกชื่อหนึ่งว่าแบบ Unipolar Limb Lead เป็นการพิจารณาเวกเตอร์ ของความต่างศักย์ในแนวตั้งฉากกับเวกเตอร์ของ I Lead, II Lead และ III Lead ซึ่งประกอบด้วย aVF Lead, aVL Lead และ aVR Lead ตามลำดับ โดยการวัด aVF Lead หมายถึงการวัดขนาดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างตำแหน่ง LL (ขั้วไฟฟ้าบวก)เทียบกับค่าเฉลี่ยของความต่างศักย์ระหว่างตำแหน่ง RA และ LA ในทำนองเดียวกัน การวัด aVL Lead หมายถึงการวัดขนาดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจระหว่างตำแหน่ง LA (ขั้วไฟฟ้าบวก) เทียบกับค่าเฉลี่ยของความต่างศักย์ระหว่างตำแหน่ง RA และLLพิจารณาแบบจำลองการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Augmented Limb Lead aVL ในรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 แบบจำลองการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Augmented Limb Lead aVL

จากกฎของ KVL สามารถแสดงว่า

$$iR + iR - II = 0$$
$$iR = \frac{II}{2} \tag{2.2}$$

และ

$$-iR + III + aVL = 0$$
$$aVL = iR - III \tag{2.3}$$

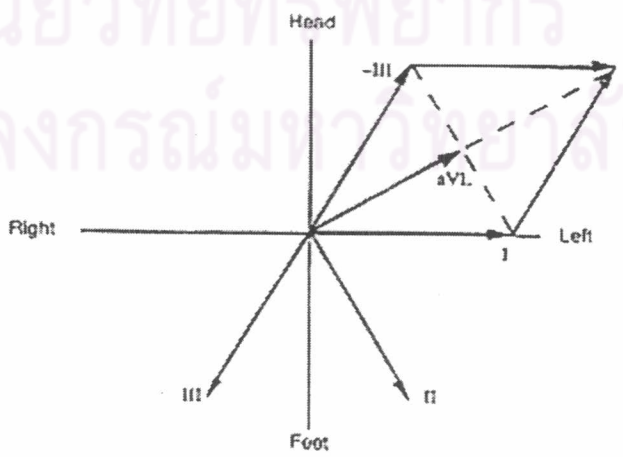
จากสมการที่ (2.2) และ 2.3 จะได้ว่า

$$aVL = \frac{II - 2III}{2} \tag{2.4}$$

จากสมการที่ (2.1) และ (2.4) จะได้ว่า

$$aVL = \frac{I - III}{2} \tag{2.5}$$

นั่นคือ aVL Lead สามารถคำนวณได้จาก I Lead และ III Lead ของ Standard Limb Lead โดยสามารถแสดงความสัมพันธ์ของเวกเตอร์ได้ในรูปที่ 2.6จะเห็นว่าทิศทางของเวกเตอร์ของ aVL Lead จะตั้งฉากกับทิศทางเวกเตอร์ของ II Lead ในทำนองเดียวกัน aVR Lead สามารถคำนวณได้จาก II Lead และ III Lead ตามสมการที่ 2.6 และ 2.7 ตามลำดับ



รูปที่ 2.6 เวกเตอร์ของ aVL Lead ที่หาได้จากเวกเตอร์ของ I Lead และ III Lead

$$aVR = -\frac{I + II}{2} \tag{2.6}$$

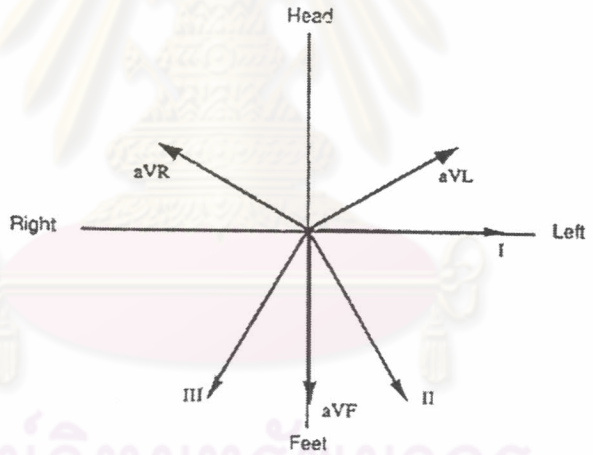
$$aVF = \frac{II + III}{2} \tag{2.7}$$

ในทางกลับกัน ผลจากสมการที่ (2.5) (2.6) และ (2.7) สามารถที่จะคำนวณ Standard Limb Lead จาก Augmented Limb Lead ได้โดยสมการที่ (2.8) (2.9) และ (2.10) รูปที่ 2.7แสดงทิศทางและขนาดของเวกเตอร์ของ Standard และ Augmented Limb Lead

$$I = \frac{2}{3}(aVL - aVR) \tag{2.8}$$

$$II = \frac{2}{3}(aVF - aVR) \tag{2.9}$$

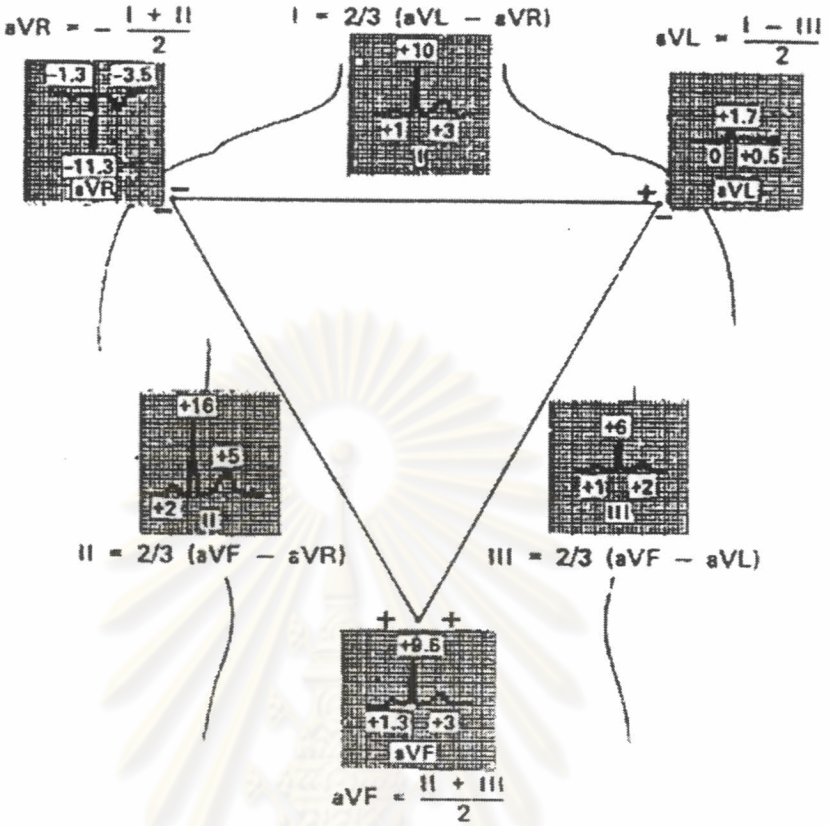
$$III = \frac{2}{3}(aVF - aVL) \tag{2.10}$$



รูปที่ 2.7 ทิศทางและขนาดของเวกเตอร์แบบ Standard และ Augmented Limb Lead

การคำนวณสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Augmented Limb Lead จาก Standard Limb Lead ในทางปฏิบัติจะต้องคูณด้วยค่าแก้ไข 0.87 [9] ในทางกลับกัน การคำนวณสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard Limb Lead จาก Augmented Limb Lead จะต้องคูณด้วยค่าแก้ไข 1/0.87 หรือ 1.15 [9] จากรูปที่ 2.8 สามารถแสดงตัวอย่างการคำนวณเฉพาะส่วนของคลื่น R ได้คือ

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 2.8 ตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard และ Augmented Limb Lead

$$aVR = -\left(\frac{I + II}{2}\right)(0.87) = -\left(\frac{10 + 16}{2}\right)(0.87) = -11.3$$

$$aVL = \left(\frac{I - III}{2}\right)(0.87) = \left(\frac{10 - 6}{2}\right)(0.87) = +1.7$$

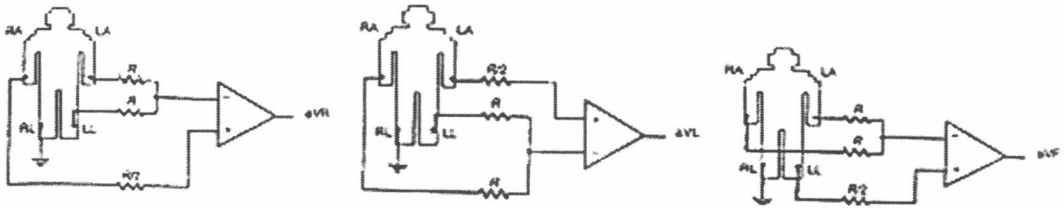
$$aVF = \left(\frac{II + III}{2}\right)(0.87) = -\left(\frac{16 + 6}{2}\right)(0.87) = +9.6$$

$$I = \frac{2}{3}(aVL - aVR)(1.15) = \frac{2}{3}(1.7 + 11.3)(1.15) = +10$$

$$II = \frac{2}{3}(aVF - aVR)(1.15) = \frac{2}{3}(9.6 + 11.3)(1.15) = +16$$

$$III = \frac{2}{3}(aVF - aVL)(1.15) = \frac{2}{3}(9.6 - 1.7)(1.15) = +6$$

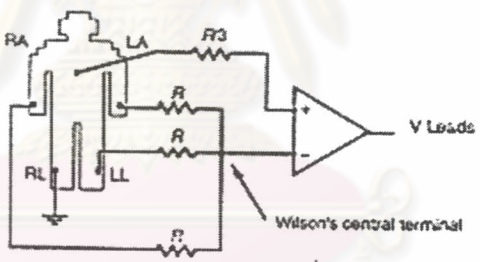
สำหรับวิธีการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Augmented Limb Lead ในทางปฏิบัติแสดงในรูปที่ 2. ตัวต้านทานค่า R/2 ที่ต่ออยู่ที่ขั้ววัดบวกของวงจรขยายค่าความแตกต่างก็คือค่าความต้านทานเทวีนิน(Thevenin Resistance)ที่คำนวณได้จากรูปที่ 2.5 มีไว้เพื่อสมดุลค่าความต้านทานที่อินพุตของวงจรขยายความแตกต่างและให้ค่า Common Mode Rejection Radio (CMRR) ที่ดีที่สุดนั่นเอง



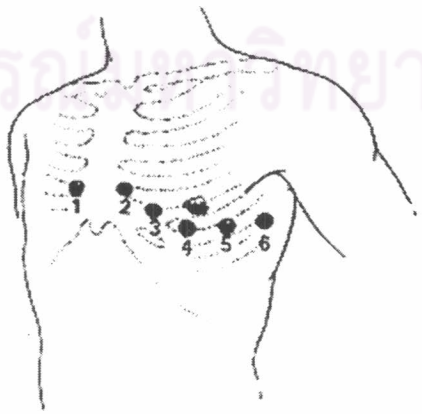
รูปที่ 2.9 วิธีวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Augmented Limb Lead

2.2.1.3 วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead

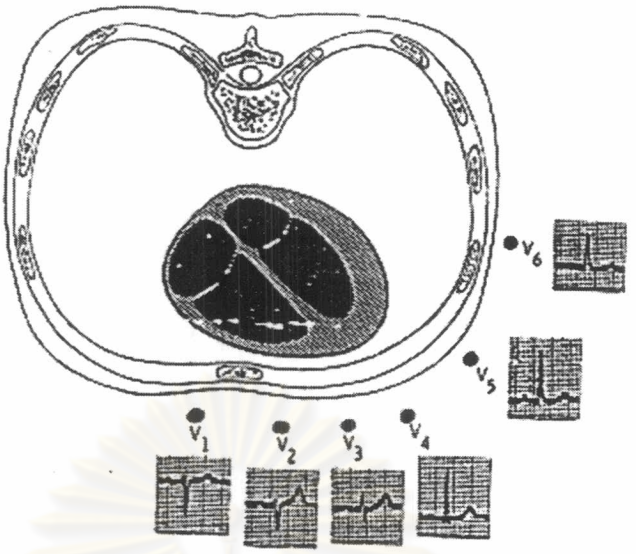
วิธีการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Chest Lead เป็นการวัดขนาดของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจระหว่างตำแหน่งใดๆบนหน้าอก (ขั้ววัดบวก) เทียบกับค่าเฉลี่ยของความต่างศักย์ของตำแหน่ง RA, LAและ LL ทั้ง 3 ตำแหน่งโดยสามารถแสดงวิธีการวัดในทางปฏิบัติได้ในรูปที่ 2.10 การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Chest Lead นี้ประกอบด้วย 6 Lead มาตรฐานคือ V1 Lead ถึง V6 Lead นั่นคือการกำหนดตำแหน่งของขั้ววัดบวกให้อยู่ในตำแหน่งต่างๆบริเวณหน้าอก 6 ตำแหน่งแสดงในรูปที่ 2.1 และ รูปที่ 2.12



รูปที่ 2.10 วิธีการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Chest Lead



รูปที่ 2.11 ตำแหน่งการติดขั้ววัดบวกบนหน้าอกของวิธีการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Chest Lead V1 ถึง V6



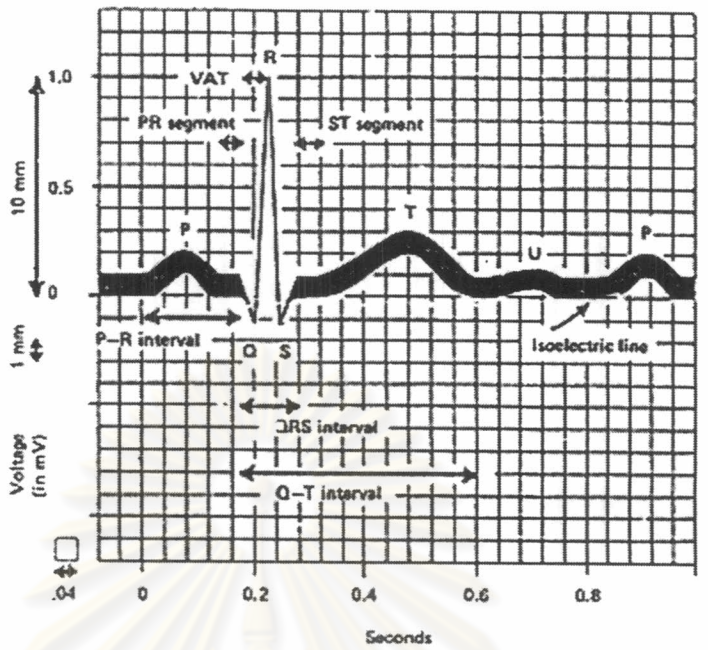
รูปที่ 2.12 ตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Chest Lead V1ถึง V6 และตำแหน่งการติดขั้ววัดบวกบนหน้าอกโดยมองตัดขวางของลำตัว

2.2.2 การวัดเพื่อการมอนิเตอร์

การวัดเพื่อการมอนิเตอร์ มีจุดประสงค์เพื่อใช้ในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยฉุกเฉินหรือผู้ป่วยที่จำเป็นจะต้องทำการเคลื่อนย้ายบ่อย ทั้งนี้เพื่อพิจารณาจังหวะและอัตราการเต้นของหัวใจของผู้ป่วยเป็นหลัก ดังนั้นตำแหน่งที่ทำการวัดสัญญาณจึงควรเป็นตำแหน่งที่สามารถให้ขนาดคลื่น R ที่แรงเพื่ออัตราส่วนของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจต่อสัญญาณรบกวน (Signal to Noise Radio : S/N) มีค่าสูง สามารถวินิจฉัยจังหวะและอัตราการเต้นของหัวใจผู้ป่วยได้อย่างถูกต้อง โดยทั่วไปการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อการมอนิเตอร์นิยมที่จะใช้ II Lead เนื่องจากจะให้ขนาดของคลื่น R ที่สูง[10] และตำแหน่งการติดขั้ววัดจะไม่เป็นไปตามมาตรฐาน แต่จะใช้วิธีการประมาณตำแหน่งของ II Lead บริเวณหน้าอกของผู้ป่วย

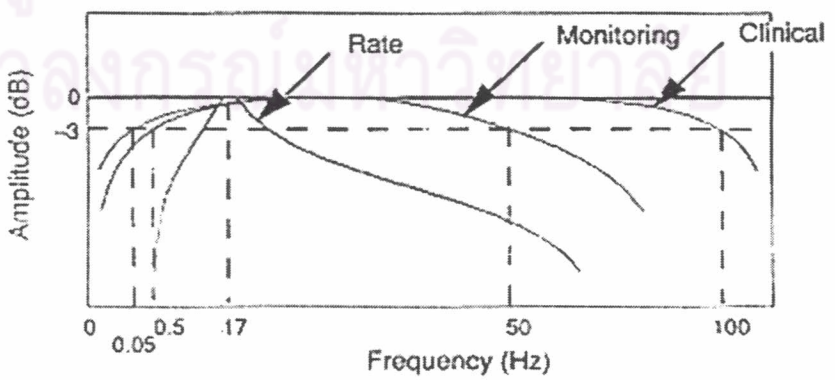
2.3 ลักษณะและคุณสมบัติของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ลักษณะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติประมาณหนึ่งรอบการทำงานของระบบหัวใจแสดงได้ในรูปที่ 2.13 แต่ละช่วงของสัญญาณจะมีชื่อรียกแทนด้วยตัวอักษร P, Q, R, S, T และ U ซึ่ง แต่ละช่วงดังกล่าวจะมีความสัมพันธ์กับการทำงานของระบบหัวใจในช่วงต่างๆ ทั้งขนาดและช่วงเวลาระหว่างตำแหน่งต่างๆ สามารถบอกถึงสภาวะการทำงานของระบบหัวใจได้ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาจมีขนาดประมาณ 10 uV สำหรับทารกในครรภ์ [10] และอาจมีขนาดสูงถึง 5 mV สำหรับผู้ใหญ่ [10] แต่อย่างไรก็ดีขนาดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากผู้ป่วยโดยทั่วไปจะมีขนาดประมาณ 1 mV [10]



รูปที่ 2.13 ลักษณะสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ

รูปที่ 2.14 แสดงย่านความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เหมาะสมกับการประยุกต์ใช้งานแบบต่างๆ สำหรับเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนไข้ข้างเตียง(Clinical) ย่านความถี่ที่อุปกรณ์รับสัญญาณจากร่างกายสามารถตอบสนองได้ควรอยู่ระหว่าง 0.05-100 Hz [10] สำหรับการวัดเพื่อการมอนิเตอร์(Monitoring)ควรอยู่ระหว่าง 0.5-50 Hz [10] และสำหรับการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate) ที่มีความถี่ศูนย์กลาง (Center Frequency) อยู่ที่ 17 Hz และมีค่า Qประมาณ 3 ถึง 4 [10] นำมาผ่านตัวกรองความถี่แบบแบนด์พาส (Bandpass Filter) ซึ่งเป็นการกรองเฉพาะองค์ประกอบรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจส่วน QRS เพื่อนำไปใช้ในการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ



รูปที่ 2.14 ช่วงความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับการประยุกต์ใช้งานแบบต่างๆ