บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้จะกล่าวถึงไฟฟ้าของกล้ามเนื้อและประสาท ความสัมพันธ์ของหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ

2.1 ไฟฟ้าของกล้ามเนื้อและประสาท [ชูศักดิ์ เวชแพทย์, 2528]

กล้ามเนื้อและประสาทเป็น excitable tissue มีกลไกที่เก็บประจุไฟฟ้าได้สามารถปล่อยประจุไฟฟ้าออกไปได้เมื่อมีการกระตุ้น ทั้งเซลล์ของประสาทและกล้ามเนื้อต่างก็มีเยื้อหุ้มเซลล์ที่เป็น semipermeable membrane และมีอีเล็คโตรไลท์หลายอย่าง ที่มีความเข้มไม่เท่ากันเป็นส่วนประกอบที่สำคัญ คือโซเดียมและโปรแตสเซียม เพราะมีกลไกคอยสูบโปแตสเซี่ยมเข้าไปในเซลล์ และโซเดียมออกนอกเซลล์อยู่ตลอดเวลา แต่ในภาวะพัก (resting stage) นั้นเยื่อหุ้มเซลล์ยอมให้โปแตสเซียมผ่านได้มากกว่าโซเดียมถึง 50 เท่า จึงทำให้โปแตสเซี่ยมนำประจุบวกออกมาข้างนอกเซลล์ แต่ประจุบวกก็ไม่สามารถกระจายไปได้ไกล เพราะถูกดูดโดยแอนไอออน ที่ผ่านเยื่อหุ้มออกมาไม่ได้ จึงเรียงรายอยู่นอกเยื่อหุ้มเซลล์เป็นผลให้ภายนอกเซลล์ เป็นบวกกว่าภายใน ฉะนั้นจะเห็นได้ว่าเยื่อหุ้มเซลล์มีการทำงานที่เปรียบเสมือน คาปาซิเตอร์ ที่มีเยื่อหุ้มเป็นฉนวน และสองข้างของเยื่อหุ้มมีอีเล็คโตรไลท์ที่นำไฟฟ้าได้ ศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจึงเรียก “ศักย์ไฟฟ้าขณะพัก” resting membrane potential ซึ่งมีค่าประมาณ 70 มิลลิโวลต์ ภายในเป็นลบกว่าภายนอก อาจเรียกว่ามีค่า –70 มิลลิโวลต์ เมื่อเปรียบเทียบกับผิวนอกซึ่งใช้เป็นที่อ้างอิง (reference potential)

2.1.1 ศักย์ไฟฟ้าขณะทำงาน (Action potential)

เมื่อประสาทและกล้ามเนื้อมีการทำงาน จะมีการกระจายของไฟฟ้าไป ซึ่งเป็นส่วนหนึ่งของกลไกการทำงาน คือ สำหรับประสาทจะใช้การกระจายของไฟฟ้าในกลไกที่ส่งข่าวไปตามใยประสาทที่เรียกว่า “nerve impulse” ส่วนในกล้ามเนื้อนั้นใช้การกระจายไฟฟ้าไปตามเซลล์ของกล้ามเนื้อ เพื่อเป็นการนำคำสั่งที่ได้รับจากประสาทโดยผ่าน neuro-muscular junction ให้กระจายไปตามกล้ามเนื้อได้โดยรวดเร็วและกว้างขวาง จะทำให้กล้ามเนื้อหดตัวได้พร้อมเพียงกัน ไฟฟ้าที่กระจายไปตามกล้ามเนื้อนั้น มีหน้าที่ไปกระตุ้นกลไกการหดตัวของกล้ามเนื้ออีกต่อหนึ่ง

2.1.2 การเกิดศักย์ไฟฟ้าขณะทำงาน (Generation of action potential)

เมื่อกระตุ้นเยื่อหุ้มเซลล์ของประสาทและกล้ามเนื้อจะมีการยอมให้ผ่านไป คือ มีการยอมให้โซเดียมผ่านเพิ่มขึ้น อาจเพิ่มได้มากถึง 200 เท่า จึงเป็นผลให้โซเดียมไหลเข้าไปในเซลล์ (influx) ทำให้ศักย์ไฟฟ้าของเยื่อหุ้มเปลี่ยนแปลงไป คือลดลง ที่เรียกว่า “ดีโปลาไรเซชัน” (depolarization)เมื่อการกระตุ้นนั้นแรงพอและเกินระดับกั้น จะทำให้โซเดียมไอออนเข้าไปในเซลล์ได้มากจนทำให้ศักย์ไฟฟ้าของเยื่อหุ้มกลับกัน คือมี reverse ของ membrane potential ภายนอกเซลล์เป็นลบกว่าภายในประมาณ 30 มิลลิโวลต์

2.1.3 การกระจายศักย์ไฟฟ้า (propagation of action potential)

เมื่อเกิด ดีโพลาไรซ์ขึ้นจนศักย์ไฟฟ้าของเยื้อหุ้มกลับทางแล้วจะเกิดการกระจายของศักย์ไฟฟ้าไปตามเยื่อหุ้ม โดยอาศัยความแตกต่างของศักย์ไฟฟ้าบริเวณใกล้เคียง ทฤษฎีการกระจายศักย์ไฟฟ้าเรียกว่า “Local circuit current theory” เนื่องจากศักย์ไฟฟ้าขณะทำงานเป็นกรรมวิธีที่เกิดในตัวเอง พลังงานจะต้องปล่อยออกมาทุก ๆ จุดที่ถูกกระตุ้น จึงทำให้ศักย์ไฟฟ้าขณะทำงานมีความสูงไม่ลดลง แม้ว่าจะต้องแผ่กระจายไปเป็นระยะทางไกล ๆ ก็ตาม

2.1.4 คุณสมบัติทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อเรียบ

2.1.4.1 คุณสมบัติทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อเรียบภายใน

ศักย์ไฟฟ้าของเยื่อหุ้มเซลล์ขณะพัก (resting membrane potential) จะแตกต่างกันตามชนิดและสภาวะของกล้ามเนื้อเรียบ เยื่อหุ้มเซลล์มีความสามารถในการซึมผ่านของโซเดียมค่อนข้างสูง เมื่อเทียบกับเซลล์อื่นๆ ทำให้โซเดียมเข้าไปในเซลล์ได้ง่าย ในขณะปกติไม่มีการหดตัวมีค่าประมาณ -30 ถึง -70 มิลลิโวลต์ (เฉลี่ย -50 มิลลิโวลต์) ค่าจะสูงหรือต่ำขึ้นอยู่กับชนิดและปริมาณของสารสื่อประสาทที่อยู่นอกเซลล์

2.1.4.1.1 ลักษณะของศักย์ไฟฟ้าของเยื่อหุ้มเซลล์ขณะพัก การเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้าของเยื่อหุ้มเซลล์ขณะพัก ทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าอย่างน้อย 2 ชนิดคือ

- คลื่นความถี่ต่ำ เป็นคุณสมบัติของกล้ามเนื้อเรียบที่เกิดขึ้นเองโดยอัตโนมัติ มีลักษณะเป็นคลื่นเล็กๆ ที่เกิดอย่างช้าๆ เป็นจังหวะและติดต่อกันไป ระดับแรงดันประมาณ 2-3 มิลลิโวลท์

- เพซเมคเกอร์โพเทนเชียล เป็นดีโพลาไรเซชันเฉพาะที่ของเซลล์กล้ามเนื้อที่เป็นเพซเมคเกอร์ อาจเรียกพรีโพเทนเชียลเหมือนในกล้ามเนื้อหัวใจ ถ้าแรงดันเพซเมคเกอร์สูงพอก็จะ

เกิดศักย์ทำงาน แต่กล้ามเนื้อเรียบมีเพซเมคเกอร์อยู่ทั่วๆไปไม่จำกัดเฉพาะที่เหมือนในกล้ามเนื้อหัวใจ

2.1.4.1.2 ลักษณะศักย์ทำงาน รูปร่างของศักย์ทำงานเปลี่ยนแปลงตามหน้าที่ของกล้ามเนื้อดังนี้

- ในกล้ามเนื้อที่มีความตึง (tension) เกิดขึ้นและคงตัวอยู่เป็นเวลานาน ศักย์ทำงานจะเป็นยอดแหลมเรียกว่า ความต่างศักย์สไปร์ (spike potential)

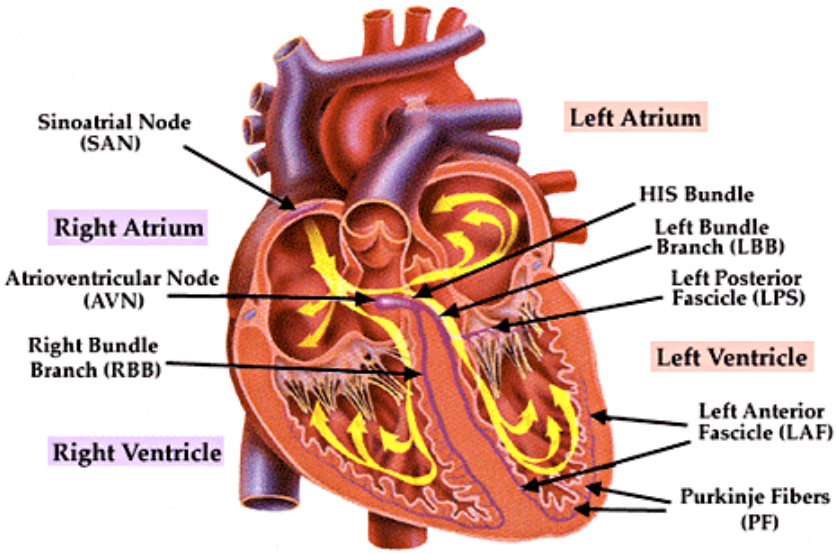
- ในกล้ามเนื้อที่มีการหดตัวและคลายตัวเป็นจังหวะแบบการกระตุกของกล้ามเนื้อลาย ศักย์ทำงานจะเริ่มต้นขึ้นที่เซลล์เพซเมคเกอร์ และจะกระจายไปทั่วกล้ามเนื้อ ซึ่งเกิดจากการกระตุ้นผ่านเส้นประสาท สารเคมีหรือมีแรงที่ไปยืด (stretch) ซึ่งการยืดกล้ามเนื้อจะเป็นการกระตุ้นที่สำคัญ เช่น เมื่อมีอาหารตกลงไปถึงกระเพาะอาหารและลำไส้ ผนังทางเดินอาหารถูกยืดออกก็จะเกิดศักย์ทำงานในกล้ามเนื้อตามมาด้วยการหดตัว และคลายตัวเป็นจังหวะ เพื่อคลุกเคล้าอาหารและขับอาหารให้เคลื่อนต่อไปตามทางเดินอาหารได้

2.1.4.2 คุณสมบัติทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อเรียบมัลติยูนิท

กล้ามเนื้อเรียบชนิดนี้จะได้รับเส้นประสาทจากระบบประสาทออโตโนมิกมาเลี้ยงมาก บริเวณเอนเพลสจะมีดีโพลาไรเซชันที่ไม่ถึงค่าที่กำหนดไว้ (threshold) ซึ่งมีคุณสมบัติเหมือนเอนเพลสโพเทนเชียล (end plate potential) ของกล้ามเนื้อลาย เกิดขึ้นและสลายไปอยู่ตลอดเวลา ถ้าถูกกระตุ้นดีโพลาไรเซชันที่ไม่ถึงค่าที่กำหนดไว้ สัญญาณไฟฟ้าที่เกิดนี้จะสะสมจนถึงค่าที่กำหนดจนเกิดเป็นศักย์ไฟฟ้าขณะทำงานขึ้น ทำให้กล้ามเนื้อมีการหดตัว

2.2 ความสัมพันธ์ของหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

Cardiac pacemaker ในภาวะปกติสัญญาณไฟฟ้าในหัวใจเกิดจากขบวนการศักย์ไฟฟ้าขณะทำงาน (action potential) ของ sinoatrial node (SA node) ซึ่งอยู่ที่ผนังของหัวใจห้องบน(atrium) ขวา บริเวณรอยต่อของ superior vena cava เนื่องจาก action potential ของ SA node นี้เกิดขึ้นเอง ซึ่งเรียกว่าเป็น pacemaker ของหัวใจ AV node และ conducting system ในหัวใจห้องล่าง(ventricle) ก็เป็น pacemaker ได้ แต่จะกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าในอัตราที่น้อยกว่า SA node ดังนั้นบทบาทของ AV node และ conducting system ในหัวใจห้องล่าง จึงถูกบดบังด้วยสัญญาณไฟฟ้าจาก SA node แต่เมื่อใดก็ตามที่ SA node กำเนิดสัญญาณไฟฟ้าในอัตราที่น้อยกว่า AV node และ conducting system ใน ventricle AV node และ conducting system ในหัวใจห้องล่าง ก็จะเป็นตัวกำหนดอัตราการเต้นของหัวใจแทน SA node ตามลำดับ นอกจากนี้ในบางครั้งกล้ามเนื้อหัวใจสามารถเป็น pacemaker ได้เช่น ภาวะกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด (myocardial ischemia) ซึ่งเรียกว่า ectopic focus



ภาพประกอบ 2.1 โครงสร้างลักษณะการเกิดสัญญาณไฟฟ้าในหัวใจ

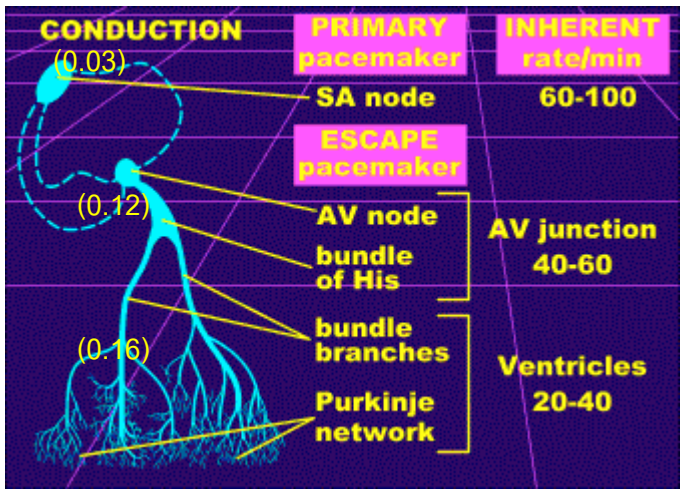
[ที่มา: http://medstat.med.utah.edu/kw/ecg/ecg_outline/Lesson2/index.html, 2549]

2.3 การส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจ

เมื่อ SA node มีศักย์ไฟฟ้าขณะทำงานเกิดขึ้น สัญญาณไฟฟ้าจาก SA node จะกระจายไปทั่วกล้ามเนื้อ หัวใจโดยทำให้เซลล์บริเวณใกล้เคียงเกิด depolarization เนื่องจาก gap junction บริเวณ intercalated disk ของเซลล์มีความต้านทานต่ำ ทำให้การส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าระหว่างเซลล์เกิดได้สะดวกและรวดเร็ว สัญญาณไฟฟ้าจาก SA node จะแพร่กระจายไปทั่วกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนด้วย ความเร็วประมาณ 0.3 เมตร/วินาทีนอกจากนี้สัญญาณไฟฟ้าจาก SA node จะเดินทางผ่าน internodal atrial pathway ไปยังหัวใจห้องบนซ้าย และ AV node เพื่อส่งต่อไปยังหัวใจห้องล่างด้วยความเร็วประมาณ 1 เมตร/วินาที ด้วยเหตุนี้จึงทำให้กล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งหมดเกิด depolarization อย่างรวดเร็ว

สัญญาณไฟฟ้าจาก SA node เดินทางมายัง AV node จะใช้เวลาประมาณ 0.03 วินาที เมื่อเข้าสู่ AV node ความเร็วจะลดลงเหลือประมาณ 0.05 เมตร/วินาที โดยจะใช้เวลาประมาณ 0.09 วินาทีในการเดินทางผ่าน AV node และจะเสียเวลาไปกับบริเวณรอยต่อระหว่าง AV node กับ AV bundle ที่เรียกว่า penetrating portion ประมาณ 0.04 วินาที รวมเวลาที่สัญญาณไฟฟ้าเดินทางจาก SA node ผ่าน AV node จนถึง AV bundle ประมาณ 0.16 วินาที สาเหตุที่ความเร็วในการนำ

สัญญาณไฟฟ้าบริเวณ AV node ลดลงเนื่องจากขนาดของเซลล์บริเวณนี้เล็ก และมี gap junction น้อย



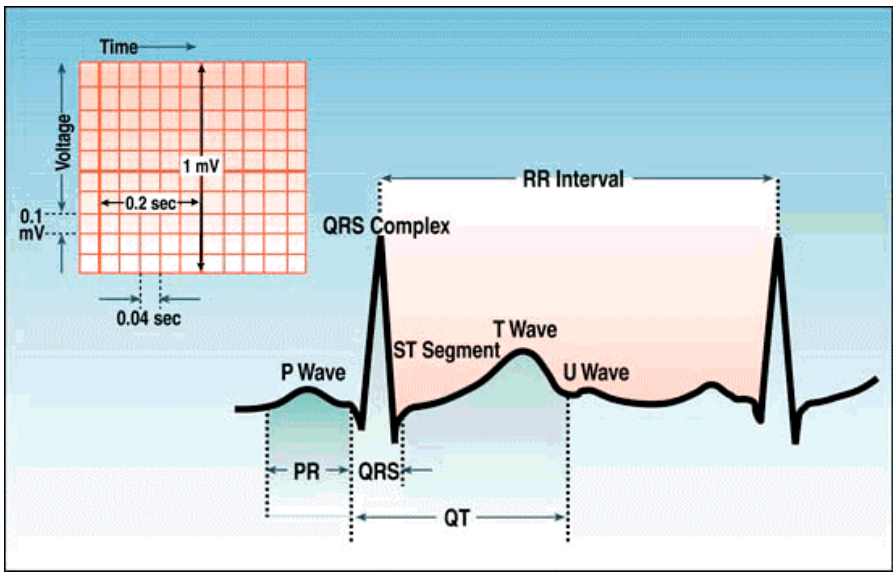
ภาพประกอบ 2.2 ระยะเวลาที่สัญญาณไฟฟ้าเดินทางผ่านส่วนต่าง ๆ ของ Conducting system (หน่วยเป็นวินาที)

จาก AV node สัญญาณไฟฟ้าจะเดินทางผ่าน AV bundle branch และเข้าสู่ Purkinje system ของ ventricle ด้วยความเร็วที่สูงขึ้นคือ ประมาณ 1.5 - 4 เมตร/วินาที เนื่องจากบริเวณ gap junction มี permeability สูงมากกว่าเซลล์กล้ามเนื้อของ ventricle ซึ่งมีความเร็วในการนำสัญญาณไฟฟ้าประมาณ 0.3-0.5 เมตร/วินาที จากนั้นสัญญาณไฟฟ้าก็จะแพร่กระจายไปสู่เซลล์ของกล้ามเนื้อหัวใจจนทั่ว ventricle อย่างรวดเร็ว รวมเวลาที่สัญญาณไฟฟ้าเดินทางจาก bundle branch ไปจนทั่วกล้ามเนื้อของ ventricle ประมาณ 0.06 วินาที จากนั้นกล้ามเนื้อของ ventricle จะเกิด depolarization เกือบพร้อมกันในเซลล์เซลล์เดียว

2.4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram, ECG) [ชมพูนุท อ่องจริต, 2543]

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) คือผลรวมของการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจซึ่งสามารถบันทึกได้จากส่วนต่าง ๆ ของร่างกายโดยนำขั้วอิเล็กโทรด (electrode) ไปต่อบนส่วนต่าง ๆ ของร่างกายซึ่ง ECG ที่บันทึกได้จะมีลักษณะแตกต่างกันขึ้นอยู่กับตำแหน่งของขั้วอิเล็กโทรดเพื่อความสะดวกในการแปลผลจึงกำหนดตำแหน่งมาตรฐานบนร่างกายเพื่อใช้ในการบันทึก เครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจเรียกว่า electrocardiograph จะบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงบนกระดาษกราฟ ซึ่งประกอบด้วยช่องเล็ก ๆ กว้างช่องละ 1 มิลลิเมตร เคลื่อนที่ด้วยความเร็วสม่ำเสมอ 25

มิลลิเมตรต่อวินาที ซึ่ง 1 ช่องเล็กจะใช้เวลา 0.04 วินาที (ภาพประกอบ 2.3) ในแนวตั้งจะมีหน่วยเป็น mV 1 ช่องเล็กเท่ากับ 1 mV



ภาพประกอบ 2.3 ลักษณะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้จากเครื่อง electrocardiograph [ที่มา: http://medstat.med.utah.edu/kw/ecg/ecg_outline/Lesson1/index.html, 2549]

2.5 การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

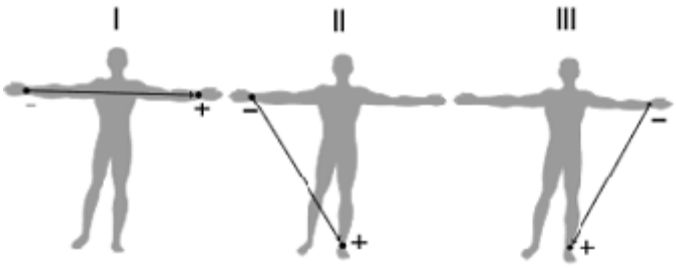
มีมีวิธีการบันทึก 2 ลักษณะ ด้วยกัน คือ

2.5.1. Bipolar recording เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจ โดยการติดขั้วอิเล็กโทรดเป็น active หรือ exploring electrode 2 ขั้ว บนแขนหรือขาที่ต้องการบันทึกคลื่นไฟฟ้า หัวใจที่บันทึกได้เรียก bipolar limb lead หรือ standard limb lead ซึ่งประกอบด้วย lead I, II และ III โดยมีขั้วอิเล็กโทรดในตำแหน่งต่าง ๆ ดังนี้ (ภาพประกอบ 2.4)

Lead I เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจระหว่างแขนขวากับแขนซ้าย โดยมีขั้วลบอยู่แขนขวาและขั้วบวกอยู่แขนซ้าย

Lead II เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจระหว่างแขนขาวกับขาซ้าย โดยมีขั้วลบอยู่แขนขวาและขั้วบวกอยู่ขาซ้าย

Lead III เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจระหว่างแขนซ้ายกับขาซ้าย โดยมีขั้วลบอยู่แขนซ้ายและขั้วบวกอยู่ขาซ้าย



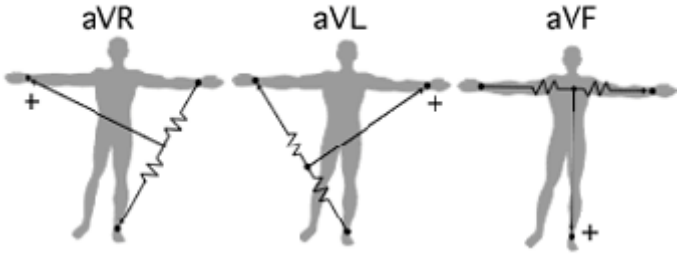
ภาพประกอบ 2.4 แสดงการต่อขั้วอิเล็กโทรดแบบ bipolar limb lead

[ที่มา : http://nobelprize.org/medicine/educational/ecg/ecg-readmore.html , 2549]

2.5.2. Unipolar recording เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจโดยใช้ขั้วอิเล็กโทรดซึ่งเป็น active หรือ exploring electrode (ขั้วบวก) วางลงบนบริเวณที่ต้องการบันทึก ส่วนอีกขั้วหนึ่ง (ขั้วลบ) ต่อกับ indifference electrode คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้เรียกว่า unipolar lead ซึ่งประกอบด้วย 3 unipolar limb lead และ 6 unipolar chest lead ซึ่งมีตำแหน่งบันทึกต่างๆ ดังนี้

2.5.2.1 Unipolar limb lead มี 3 lead คือ (ภาพประกอบ 2.5)

- aVR (Augment voltage right) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจบริเวณแขนขวาโดยวาง exploring electrode บริเวณแขนขวาส่วน indifference electrode ต่อกับแขนซ้ายและขาซ้าย



ภาพประกอบ 2.5 การต่อขั้วอิเล็กโทรดบันทึกคลื่นไฟฟ้า

[ที่มา : http://nobelprize.org/medicine/educational/ecg/ecg-readmore.html , 2549]

- aVL (Augment voltage left) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจบริเวณแขนซ้ายโดยวาง exploring electrode บริเวณแขนซ้าย ส่วน indifference electrode ต่อกับแขนขวาและขาซ้าย

- aVF (Augment voltage foot) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจบริเวณขาซ้ายโดยวาง exploring electrode บริเวณขาซ้าย ส่วน indifference electrode ต่อกับแขนขวาและแขนซ้าย

2.5.2.2 Unipolar chest lead เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจในส่วนต่างๆ ในแนวตัดขวาง (horizontal plane) ในระดับใจกลางหัวใจซึ่งอยู่ประมาณระดับ AV node โดยต่อขั้วลบเข้ากับ neutral reference lead ซึ่งเกิดจากการต่อ limb lead ทั้ง 3 lead เข้าด้วยกัน ส่วนขั้วบวกหรือ exploring electrode จะติดกับบริเวณต่างๆ บนผนังทรวงอกซึ่งสามารถบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ฟ้าของหัวใจในส่วนต่างๆ ได้ unipolar chest lead มี 6 lead คือ (ภาพประกอบ 2.6)

V_1 บริเวณ intercostal space ที่ 4 ติดขอบ sternum ด้านขวา

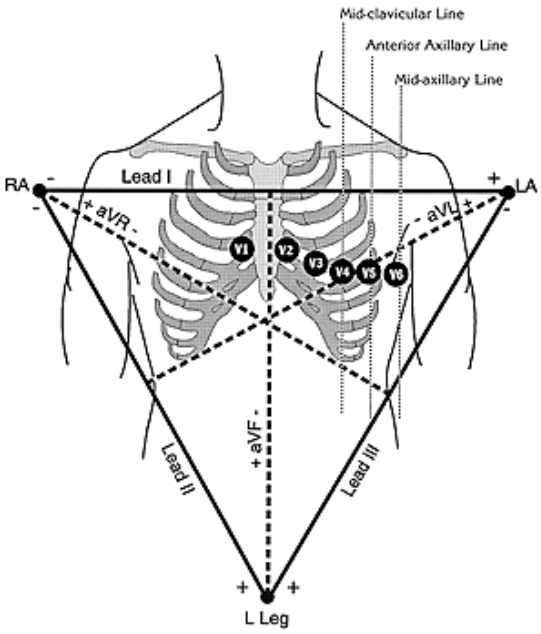
V_2 บริเวณ intercostal space ที่ 4 ติดขอบ sternum ด้านซ้าย

V_3 บริเวณกึ่งกลางระหว่าง V_2 กับ V_4

V_4 บริเวณ intercostal space ที่ 5 ติดกับ left mid clavicular line

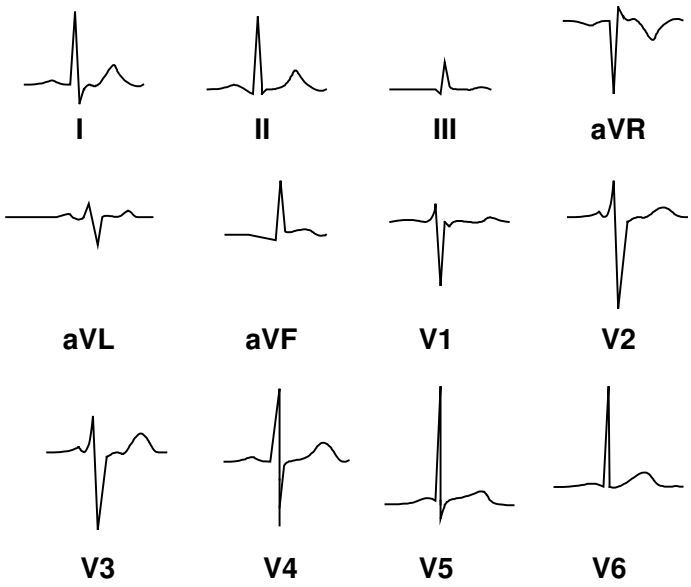
V_5 บริเวณ left anterior axillary line ระดับเดียวกับ V_4

V_6 บริเวณ left mid axillary line ระดับเดียวกับ V_4



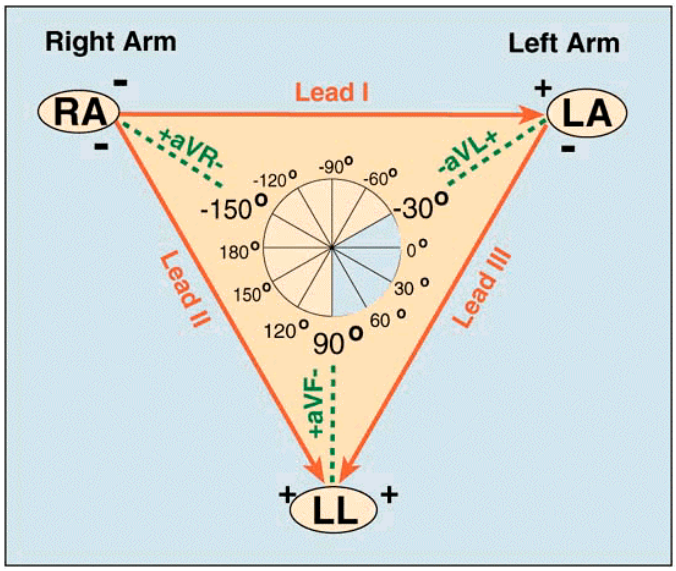
ภาพประกอบ 2.6 แสดงการต่อขั้วอิเล็กโทรดแบบ Unipolar chest lead

[ที่มา : http://medstat.med.utah.edu/kw/ecg/mml/ecg_torso.html , 2549]



ภาพประกอบ 2.7 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 12 ลักษณะ

ใน standard limb lead เป็นการบันทึกในแนว frontal plane สามารถนำทิศทางและแนวแรงของ lead I II และ III มาเขียนเป็นรูปสามเหลี่ยมด้านเท่าเรียกว่า Einthoven's triangle ซึ่งตาม Einthoven's law ขนาดของแนวแรงใน lead II จะเท่ากับ Lead I + III และแนวแรงของ standard limb lead ทั้งหมดสามารถนำมาเขียนเป็น hexaxial system ได้



ภาพประกอบ 2.8 Einthoven's triangle

2.6 คลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ [สาวิตร์ สุวรรณรัตน์, 2545]

เมื่อกล้ามเนื้อมีการเคลื่อนไหวหรือเกิดการหดตัวเนื่องมาจากการสั่งงานจากเส้นประสาท จะเกิดแลกเปลี่ยนอิออนบวกและอิออนลบ ระหว่างภายในและภายนอกเส้นใยกล้ามเนื้อ ทำให้เกิดเป็นสัญญาณทางไฟฟ้าขึ้น โดยทั่วไปสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะมีขนาดน้อยมากประมาณ 100 ไมโครโวลต์ - 90 มิลลิโวลต์ ความถี่ประมาณ 25 Hz ถึง 10 KHz ดังแสดงในภาพประกอบ 2.3

ภาพประกอบ 2.9 ตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ

2.7 สัญญาณรบกวนของวงจรขยายสัญญาณ

วงจรอิเล็กทรอนิกส์หรืออุปกรณ์เครื่องมือทางอิเล็กทรอนิกส์ที่มีการทำงานเกี่ยวกับการขยายสัญญาณขนาดเล็ก ๆ หรือมีการประมวลข้อมูลทางสัญญาณ วงจรเหล่านี้จะประสบกับปัญหาสัญญาณรบกวน ที่มีการแพร่กระจายมาในหลายลักษณะ แม้ว่าในบางครั้งสัญญาณรบกวนนั้นจะมีระดับสัญญาณที่ต่ำมาก แต่ถ้าหากว่ามีสัญญาณรบกวนหลายๆ สัญญาณ เกิดขึ้นในระบบ ก็สามารถที่จะกลายมาเป็นสัญญาณรบกวน ที่มีขนาดความแรงของสัญญาณที่สูง ๆ ได้ โดยเฉพาะเมื่อระบบหรืออุปกรณ์ที่ใช้งานอยู่ มีระบบการประมวลสัญญาณที่มีลักษณะหรือความแรงของสัญญาณที่ต่ำมาก ๆ ด้วยเช่นกัน ก็อาจทำให้เกิดการรบกวนที่สูงขึ้นได้ เช่น สัญญาณที่ใช้ในระบบอิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์ เครื่องบันทึกศักย์ไฟฟ้าที่มีขนาดต่ำ ๆ หรือเครื่องบันทึกสัญญาณไฟฟ้าที่มีสัญญาณขนาดเล็กมาก ๆ (electroencephalograph : EEG) เครื่องมือชนิดนี้จะเอาไว้ใช้สำหรับวัดระดับสัญญาณคลื่นสมองของมนุษย์ ซึ่งจะมีความแรงของสัญญาณประมาณเพียง 1-2 ไมโครโวลต์เท่านั้น และสูงสุดอยู่ในช่วงประมาณ 10-100 ไมโครโวลต์ซึ่งเป็นสัญญาณที่มีขนาดเล็กมาก เมื่อใช้งานจริงจะต้องถูกทำการขยายด้วยขนาด 5,000-10,000 เท่า ดังนั้นย่อมเป็นการง่ายที่จะทำให้สัญญาณรบกวนถูกขยายขึ้นตามไปด้วย

ในการออกแบบวงจรขยายสัญญาณ เพื่อขยายสัญญาณที่มีขนาดเล็กนั้น เรามักจะประสบกับสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจากหลายลักษณะ ซึ่งพอที่ประมวลสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นได้ดังนี้ [John G. Webster,1995]

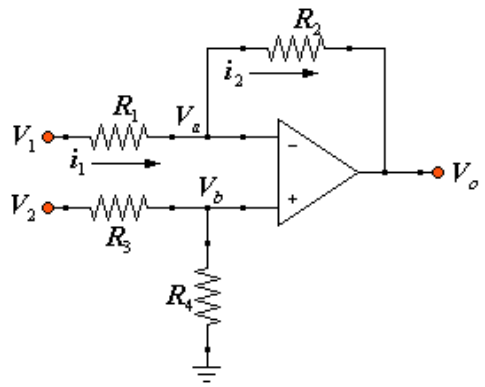
- สัญญาณรบกวนจากสนามไฟฟ้า
- สัญญาณรบกวนจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า
- สัญญาณรบกวนที่เกิดจากการอิ่มตัวของแรงดันออฟเซต
- สัญญาณรบกวนจากระบบกราวด์ลูป
- สัญญาณรบกวนจากการหดตัวของกล้ามเนื้อ
- สัญญาณรบกวนจากตัวอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์เอง
- สัญญาณรบกวนจากสัญญาณไฟฟ้าชั่วครู่

2.8 วงจรขยายสัญญาณคลื่นสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจและกล้ามเนื้อ [John G. Webster,1995]

จากปัญหาเรื่องสัญญาณรบกวน (noise) การออกแบบเครื่องขยายสัญญาณคลื่นสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจและกล้ามเนื้อ โดยวงจรที่ออกแบบจะต้องสามารถลดปัญหาสัญญาณรบกวนได้ ซึ่งวงจรขยายสัญญาณที่ออกแบบมีพื้นฐานจาก วงจรขยายความแตกต่าง (Differential Amplifier) และวงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน (Instrumentations amplifier)

2.8.1 วงจรขยายความแตกต่าง (Differential Amplifier)

เป็นวงจรขยายสัญญาณที่ใช้การเปรียบเทียบสัญญาณอินพุทที่เข้ามาที่ขาอินพุททั้งสองของออปแอมป์ โดยที่ผลลัพธ์ที่ได้ทางเอาท์พุตเป็นผลของการลบของสัญญาณอินพุตทั้งสองแล้วคูณด้วยอัตราการขยายวงจร ดังแสดงในภาพประกอบ 2.10



ภาพประกอบ 2.10 วงจรขยายความแตกต่าง

สัญญาณแรงดันเอาท์พุท (Output Voltage, V_o) ที่จ่ายออกมาจะเป็นไปได้ทั้งแรงดันไฟฟ้าบวกหรือลบ ขึ้นอยู่กับสัญญาณอินพุทของวงจร จากภาพประกอบ 2.10 สามารถหาความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณ อินพุทกับเอาท์พุทได้ดังนี้

พิจารณาความสัมพันธ์

$$i_1 = i_2 \tag{2.1}$$

$$\frac{V_1 - V_a}{R_1} = \frac{V_a - V_o}{R_2} \tag{2.2}$$

เพราะฉะนั้น

$$V_o = -\left(\frac{R_2}{R_1}\right)V_1 + \left(\frac{R_2 + R_1}{R_1}\right)V_a \tag{2.3}$$

$$V_b = \left(\frac{R_4}{R_3 + R_4}\right)V_2 \tag{2.4}$$

จาก

$$\boldsymbol{V_a = V_b}$$

แทนค่า V_a ด้วย V_b

$$V_o = -\left(\frac{R_2}{R_1}\right)V_1 + \left(\frac{R_2 + R_1}{R_1}\right)\left(\frac{R_4}{R_3 + R_4}\right)V_2 \tag{2.5}$$

จากสมการ ถ้า $R_2/R_1 = R_4/R_3$ จะได้ว่า

$$\begin{aligned} V_o &= -\left(\frac{R_2}{R_1}\right)V_1 + \left(\frac{R_2}{R_1} + \frac{R_1}{R_1}\right)\left(\frac{R_4}{R_3 + R_4}\right)V_2 \\ &= -\left(\frac{R_2}{R_1}\right)V_1 + \left(\frac{R_4 + R_3}{R_3}\right)\left(\frac{R_4}{R_3 + R_4}\right)V_2 \\ &= -\left(\frac{R_2}{R_1}\right)V_1 + \left(\frac{R_4}{R_3}\right)V_2 \\ &= -\left(\frac{R_2}{R_1}\right)V_1 + \left(\frac{R_2}{R_1}\right)V_2 \\ V_o &= \frac{R_2}{R_1}(V_2 - V_1) \end{aligned} \tag{2.6}$$

นั่นคือ วงจรขยายความแตกต่าง จะมีอัตราขยายความแตกต่าง (Differential Gain, G_D) เป็น R_2/R_1

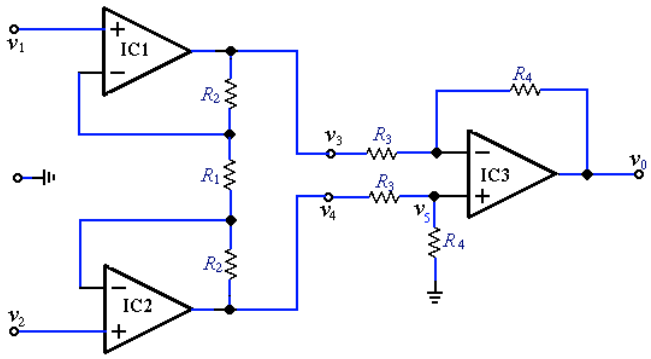
ถ้าให้ $R_1 = R_2 = R_3 = R_4$

$$V_o = V_2 - V_1 \qquad (2.7)$$

หรือแรงดันเอาท์พุตจะเท่ากับผลต่างของแรงดันอินพุตนั่นเอง ในบางครั้งถ้าต้องการให้มีความต้านทาน อินพุตสูง ๆ อาจจะใช้วงจรตามแรงดันมาเชื่อมกับอินพุตทั้งสองของวงจรก่อนเข้าสู่วงจรลบสัญญาณ

2.8.2 วงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน (Instrumentations amplifier)

วงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน เป็นวงจรที่มีความสามารถในการขยายสัญญาณขนาดเล็ก ซึ่งวงจรขยายอินสตรูเมนเตชันพื้นฐานประกอบด้วย ออปแอมป์จำนวน 3 ตัว และตัวต้านทาน 7 ตัว ดังแสดงในภาพประกอบ 2.11 เราสามารถคำนวณหาค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ได้ดังนี้



ภาพประกอบ 2.11 วงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน

พิจารณา IC3 (เรียกว่า Differential Amplifier)

$$v_5 = \frac{v_4 R_4}{R_3 + R_4} \qquad (2.8)$$

$$i = \frac{v_3 - v_5}{R_3} = \frac{v_5 - v_0}{R_4} \qquad (2.9)$$

นำสมการ (3.1) แทนค่าใน สมการ (3.2) จะได้ แรงดันเอาท์พุท (output voltage : v_0)

$$v_0 = (v_4 - v_3)\frac{R_4}{R_3} \qquad (2.10)$$

ถ้า ให้ $v_3 = v_4$ เรียกว่า แรงดันโหมดร่วม (common – mode voltage : v_c) เป็นแรงดันที่ทำให้ v_0 เท่ากับ 0 โวลต์ ดังนั้นจะทำให้อัตราขยายโหมดร่วม (common – mode gain : G_c) เท่ากับศูนย์ นั่นคือ

$$G_c = \frac{v_0}{v_c} = 0 \tag{2.11}$$

ถ้า ให้ $v_3 \neq v_4$ เรียกว่า แรงดันผลต่าง (differential voltage : v_d) เป็นแรงดันที่ทำให้ v_0 ไม่เท่ากับ 0 โวลต์ ดังนั้นจะทำให้อัตราขยายผลต่าง (differential gain : G_d) เท่ากับ R_4/R_3 นั่นคือ

$$G_d = \frac{v_0}{v_d} = \frac{R_4}{R_3} \tag{2.12}$$

ดังนั้นวงจรนี้จะมีค่าความสามารถในการขจัดสัญญาณโหมดร่วม (common - mode rejection ratio : CMRR) คือ

$$CMRR = \frac{G_d}{G_c} \tag{2.13}$$

พิจารณา ทั้งวงจรอินสตรูเมนเตชัน

ถ้า $v_1 = v_2$ จะทำให้ไม่มีกระแสไหลผ่าน R_1 จึงได้ G_C เท่ากับ 1

และถ้า $v_1 \neq v_2$ เราสามารถหาแรงดันเอาท์พุท ได้ดังนี้

$$v_1 - v_2 = i(R_2 + R_1 + R_2) \tag{2.14}$$

แรงดันอินพุท

$$v_1 - v_2 = iR_1 \tag{2.15}$$

และ อัตราการขยายความแตกต่าง

$$G_d = \frac{v_3 - v_4}{v_1 - v_2} = \frac{R_1 + 2R_2}{R_1} \tag{2.16}$$

วงจรขยายอินสตรูเมนเตชันพื้นฐานจะมีข้อจำกัดคือไม่สามารถที่จะลดหรือกำจัดส่วนที่เป็นแรงดันไฟตรงที่ปะปนเข้ามากับสัญญาณอินพุท และค่าอัตราการขจัดสัญญาณโหมดร่วม ก็จะถูกจำกัดด้วยความถี่ (frequency) และคุณสมบัติของออปแอมป์เอง