

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการ

2.1 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (อัจฉรา เตชฤทธิพิทักษ์, 2526 ; ชมพูนุท อ่องจรีต, 2539)

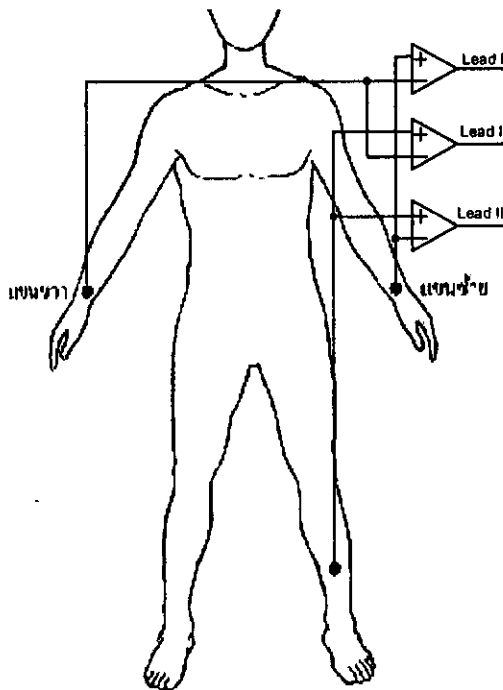
คลื่นไฟฟ้าหัวใจประกอบด้วยกราฟจำนวน 12 สัญญาณ แต่ละสัญญาณของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เรียกว่า lead แต่ละ lead เกิดจากการวาง electrode ซึ่งเป็นขั้วบวกและขั้วลบไว้ในที่ต่าง ๆ กันบนร่างกาย lead ทั้ง 12 นี้ แบ่งออกได้เป็น 2 ชนิดด้วยกัน

2.1.1 Standard Lead หรือ Bipolar lead หรือ Limb lead เกิดจากการวาง electrode ไว้บนแขนและขา คือ electrode อันหนึ่งอยู่บนแขนขวา อีกอันหนึ่งอยู่บนแขนซ้าย และอีกอันหนึ่งอยู่บนขาซ้ายหรือเท้าซ้าย ดังภาพประกอบ 2-1 คลื่นไฟฟ้าที่ได้นี้เป็น การวัดความต่างศักย์ระหว่างขั้วทั้งสองของ electrode ที่วางไว้ตามจุดต่างๆ จากการทำให้เราจะได้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 lead ด้วยกันคือ

Lead I (L1) ได้จากการวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนขวาและแขนซ้าย

Lead II (L2) ได้จากการวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนขวาและขาซ้าย

Lead III (L3) ได้จากการวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนซ้ายและขาซ้าย



ภาพประกอบ 2-1 การวาง electrode ไว้บนแขนและขา

2.1.2 Unipolar Lead เกิดจากการวาง electrode ที่เป็นขั้วบวกไว้ตามตำแหน่งมาตรฐานต่าง ๆ เรียก electrode ขั้วบวกนี้ว่า exploring electrode ส่วนอีกขั้วหนึ่งนั้นจะทำให้มีค่าเป็นศูนย์คือเป็น zero potential ซึ่งอยู่ที่ตัวเครื่องมือนั่นเอง จุดมาตรฐานที่เราใช้วาง exploring electrode ก็คือ

VR exploring electrode อยู่บนแขนขวา

VL exploring electrode อยู่บนแขนซ้าย

VF exploring electrode อยู่บนขาซ้าย

จะเห็นว่าจุดที่ใช้วาง exploring electrode เป็นตำแหน่งเดียวกับที่ใช้ใน standard lead นั่นเอง และเนื่องจากกราฟที่ได้จากการทำเช่นนี้ จะเล็กมากไม่สะดวกแก่การอ่านและการแปลผลจึงได้มีการดัดแปลงทำให้คลื่นที่ได้ใหญ่ขึ้น แต่รูปร่างไม่เปลี่ยนแปลงโดยการเพิ่ม voltage (augmented voltage) เราจึงเรียก lead ทั้งสามนี้ว่า aVR, aVL และ aVF

ยังมี unipolar lead อีกชนิดหนึ่งคือ chest lead ซึ่งได้จากการวาง exploring electrode ลงบน ตำแหน่งต่าง ๆ ของหน้าอก ตามมาตรฐานสากลจะมี 6 ตำแหน่งด้วยกัน ทำให้ได้ chest lead 6 lead ซึ่งตามภาษาคลื่นไฟฟ้าหัวใจเราใช้ตัวย่อว่า V lead ตำแหน่งต่างๆ ของ electrode ใน chest lead ดังภาพประกอบ 2-2 และ 2-3 มีดังนี้ คือ

Lead V_1 วาง exploring electrode ที่ช่องระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 4 ทางด้านขวาติดกับขอบกระดูกหน้าอก

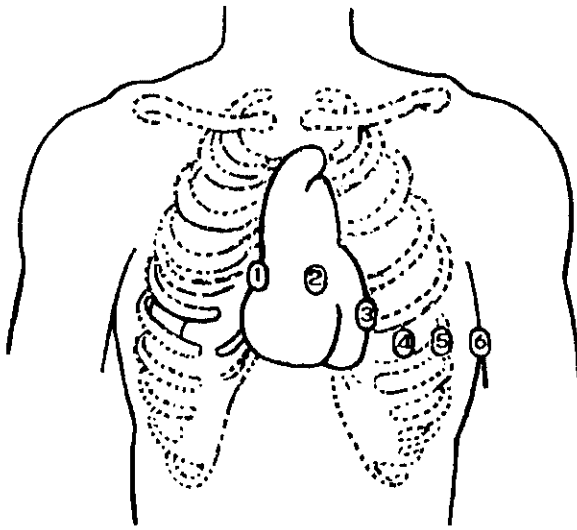
Lead V_2 วาง exploring electrode ที่ช่องระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 4 ทางด้านซ้าย ติดกับขอบกระดูกหน้าอก

Lead V_3 อยู่กึ่งกลางระหว่าง V_2 และ V_4 พอดี

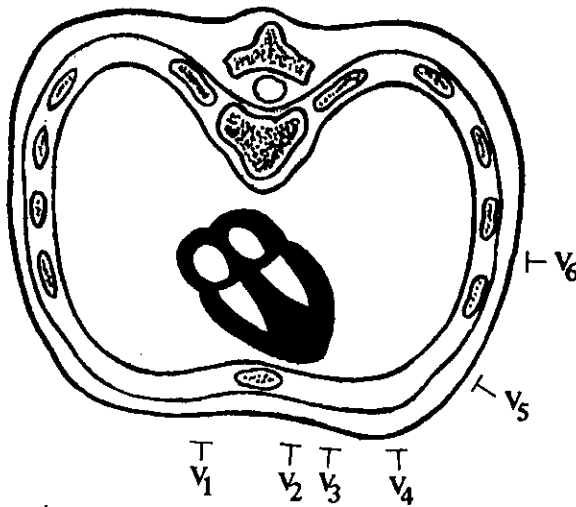
Lead V_4 อยู่บนเส้นกึ่งกลางของกระดูกไหปลาร้า (mid-clavicular line) ในช่องระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 5

Lead V_5 อยู่บนจุดซึ่งตัดกันระหว่างเส้น anterior axillary line กับเส้นขนาน (horizontal line) ที่ลากจาก V_4 ไป

Lead V_6 อยู่บนจุดซึ่งตัดกันระหว่างเส้น mid - axillary line กับเส้นขนาน (horizontal line) ที่ลากจาก V_4 ไป



ภาพประกอบ 2-2 การวาง electrode ตามตำแหน่งต่าง ๆ บนหน้าอก

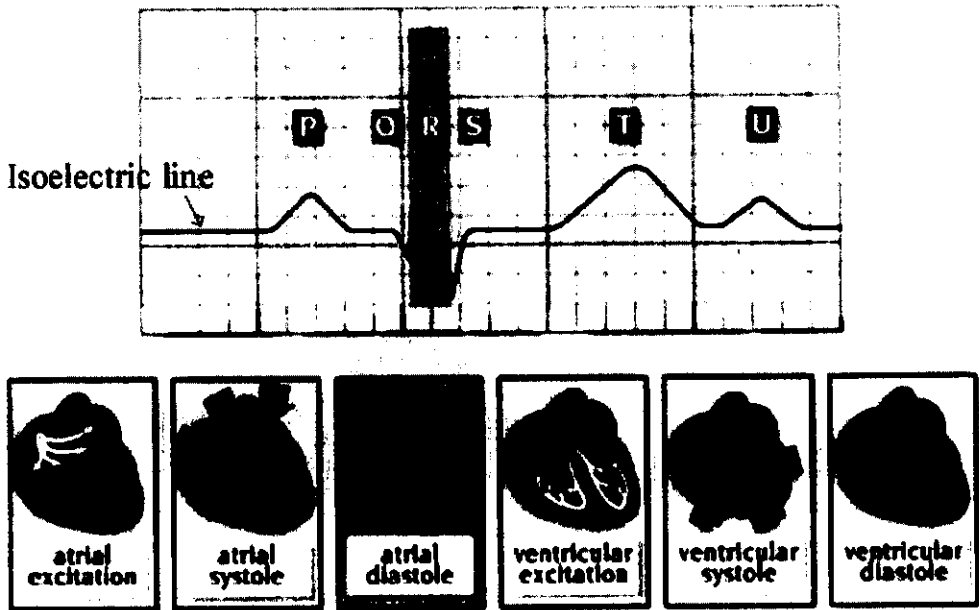


ภาพประกอบ 2-3 ภาพตัดขวางของการวาง electrode ใน chest leads

2.2 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)

คลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงของศักดาไฟฟ้าที่ผิวของร่างกายซึ่งเกิดจาก depolarization และ repolarization ของกล้ามเนื้อหัวใจ กระบวนการทั้งสองเกิดจากการเคลื่อนผ่านของไอออนระหว่างภายในและภายนอกเซลล์ ทำให้มีการเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้าภายในเซลล์ โดยที่ Depolarization เกิดเมื่อกล้ามเนื้อหัวใจถูกกระตุ้นและ Repolarization เกิดเมื่อกล้ามเนื้อหัวใจคลายตัว ดังนั้นถ้าเกิดความผิดปกติขึ้นกับกล้ามเนื้อหัวใจหรือ ระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจแล้ว ความผิดปกตินี้จะ

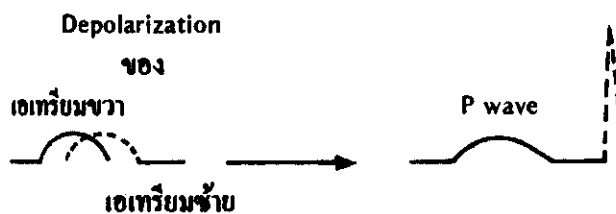
ส่งผลให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจเกิดการเปลี่ยนแปลง นำไปสู่การวินิจฉัยโรคหัวใจบางชนิดโดยใช้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากภาพประกอบ 2-4 ในการเดินของหัวใจที่เป็นปกติ 1 ครั้ง สามารถแบ่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นช่วงได้ดังนี้



ภาพประกอบ 2-4 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เป็นปกติ

2.2.1 Isoelectric line คือ baseline ของกราฟเป็นเส้นตรงในแนวนอนที่ยังไม่มีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.2.2 P wave เกิดจาก atrial depolarization ซึ่งมีกระบวนการโดยเริ่มต้นจาก sinoatrial node แล้วแผ่กระจายไปทุกทิศทางไปทั่วกล้ามเนื้อหัวใจของเอเทรียมขวา โดยมีทิศทางรวมของไฟฟ้าเฉียงไปทางซ้ายเล็กน้อยลงไปข้างล่าง ส่วนเอเทรียมซ้ายนั้น บริเวณที่ได้รับการแผ่กระจายของไฟฟ้าจากเอเทรียมขวาก่อนส่วนอื่น คือบริเวณในเอเทรียมซ้ายที่อยู่ใกล้ sino - atrial node มากที่สุด และจากจุดนี้เองก็จะมี การแผ่กระจายของไฟฟ้าไปทั่วกล้ามเนื้อหัวใจของเอเทรียมซ้ายเหมือนกัน ดังนั้น depolarization wave ของเอเทรียมขวาและซ้ายในความจริงจึงเกิดจากคลื่น 2 อันซ้อนกันตามภาพประกอบ 2-5

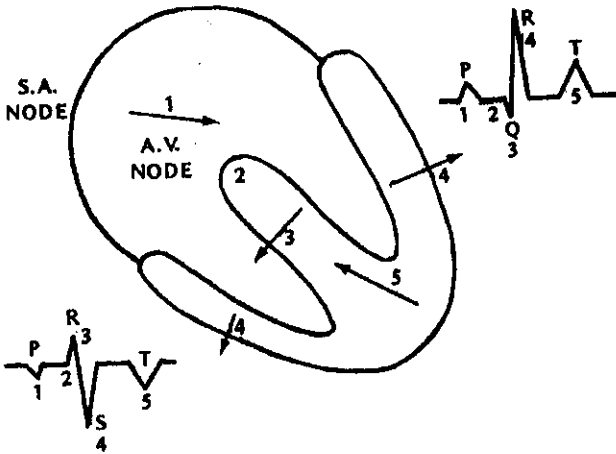


ภาพประกอบ 2-5 P wave เกิดจากการซ้อนกันของคลื่น 2 คลื่น

2.2.3 Q wave ไม่จำเป็นต้องมีในทุก lead ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Q wave นี้คือคลื่นลบอันแรกใน ECG cycle และเป็นส่วนต้นของ QRS complex ด้วย ดังนั้นถ้าใน lead ใดมี Q wave อยู่ด้วยแล้ว Q wave จะอยู่ระหว่าง P wave และ R wave

2.2.4 QRS complex เกิดขึ้นเนื่องจาก ventricular depolarization และประกอบขึ้นด้วย Q wave R wave และ S wave ส่วนแรกสุดของ QRS complex คือ Q wave นั้น ในคนปกติจะเป็นคลื่นลบเล็ก ๆ เกิดจากการกระตุ้นทางไฟฟ้าของผนังกล้ามเนื้อหัวใจระหว่างเวนทริเคิลขวาและซ้ายโดยทางด้านซ้ายของผนังจะถูกกระตุ้นก่อนแล้วไฟฟ้าจึงวิ่งมาทางด้านขวาไปตามทิศทางที่ 3 ดังภาพประกอบ 2-6 Q wave นั้นในบางกรณี

อาจจะไม่มีคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้ เมื่อผนังกล้ามเนื้อหัวใจถูกกระตุ้นจนทั่วแล้ว ต่อจากนี้ประจุไฟฟ้าก็จะผ่านไปทีเวนทริเคิล ทั้งขวาและซ้ายตามทิศทางที่ 4 และ 5 เนื่องจากผนังของเวนทริเคิลซ้ายหนากว่าของเวนทริเคิลขวาทำให้เราได้คลื่นบวกคือ R wave สูงและชัดเจนมากเมื่อเราวาง electrode ไว้ในบริเวณที่ตรงกับเวนทริเคิลซ้าย ในทางตรงข้ามถ้าเราวาง electrode ไว้ในบริเวณที่ตรงกับเวนทริเคิลขวา คลื่นไฟฟ้าที่ได้ก็จะเห็น R wave ที่เล็กหรือเตี้ย แต่มี S wave ลึก QRS complex นี้แสดงถึง electrical activity ที่ทำให้เวนทริเคิล บีบตัวและเลือดไหลออกจากเวนทริเคิลไปเลี้ยงร่างกาย



ภาพประกอบ 2-6 แสดงถึงทิศทางที่เอเทรียมและเวนทริเคิลถูกกระตุ้นด้วยประจุไฟฟ้า โดยเริ่มจาก SA node และสามารถบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ต่าง ๆ กันแล้วแต่ตำแหน่งของ electrode คลื่นไฟฟ้าหัวใจทางด้านซ้ายมือได้จากการวาง electrode ให้ตรงกับเวนทริเคิลขวา คลื่นไฟฟ้าหัวใจทางด้านซ้ายมือได้จากการวาง electrode ให้ตรงกับเวนทริเคิลซ้าย

2.2.5 ST segment เป็นช่วงระยะเวลาจากการเกิด ventricular depolarization เสร็จสิ้นแล้ว (เกิด QRS complex เรียบร้อยแล้ว) จนถึงตอนเริ่มจะเกิด Ventricular repolarization (เริ่มเกิด T wave) การเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นแก่ ST segment เป็นสิ่งที่สำคัญมากเพราะมักจะหมายถึงความผิดปกติ คือการมีพยาธิสภาพ ดังนั้นจึงมีโรคหลายโรคที่เราสามารถใช้ ST segment ที่ผิดปกติบอกถึงพยาธิสภาพได้

2.2.6 T wave เกิดจากการมี repolarization ของเวนทริเคิล เป็นคลื่นที่เกิดตามหลัง ST segment ทันที

2.2.7 U wave เป็น deflection เล็ก ๆ เกิดตามหลัง T wave ปกติไม่ค่อยพบ ลักษณะสำคัญไม่แน่นอน จะพบได้ชัดเจนในภาวะโปตัสเซียมในเลือดต่ำ

สำหรับ repolarization ของหัวใจห้องบนมักไม่เห็นเพราะเกิดในช่วง depolarization ของหัวใจห้องล่างจึงถูกบดบังไป

2.3 รูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติ และผิดปกติ

2.3.1 คลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิดปกติ คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติอัตราการเต้นอยู่ในช่วง 60-100 ครั้งต่อนาที ดังภาพประกอบ 2-7

2.3.2 Atrial Flutter จากภาพประกอบ 2-8 จะเห็นว่าไม่มี isoelectric line แต่มีเส้นหยักขึ้นลงในรูปแบบที่สม่ำเสมอคล้ายฟันเลื่อย นั่นคือ F wave หรือ flutter wave ความผิดปกติชนิดนี้มักเกิดในคนที่มีความผิดปกติอยู่แล้ว โรคที่พบบ่อยคือ โรคหัวใจขาดเลือด โรคหัวใจรูมาติก

2.3.3 Atrial Tachycardia จากภาพประกอบ 2-9 จะเห็นว่าจังหวะการเต้นมักจะสม่ำเสมอ แต่อัตราการเต้นจะสูงกว่าปกติ และอัตราการเต้นอยู่ระหว่าง 160-190 ครั้งต่อนาที เกิดได้ทั้งในคนที่มีความผิดปกติ และคนเป็นโรคหัวใจ หากเกิดในคนที่มีความผิดปกติอาจชักนำให้เกิดหัวใจวายได้ สำหรับในคนปกติภาวะนี้เกี่ยวข้องกับการดื่มสุราและสูบบุหรี่

2.3.4 Atrial Fibrillation จากภาพประกอบ 2-10 จะเห็นว่าจังหวะการเต้นของหัวใจไม่สม่ำเสมอ เป็นภาวะของหัวใจเต้นผิดจังหวะที่พบบ่อยมาก อาจเกิดขึ้นเป็นครั้งคราวหรือเกิดตลอดเวลาซึ่งเรียกว่าแบบเรื้อรัง

2.3.5 Supraventricular Tachycardia จากภาพประกอบ 2-11 จะเห็นว่าอัตราการเต้นสม่ำเสมอ แต่อัตราการเต้นจะสูงกว่าปกติ อัตราการเต้นประมาณ 200 ครั้งต่อนาที P wave หาได้ยาก

2.3.6 Premature Ventricular Contraction จากภาพประกอบ 2-12 จะเห็นว่าลักษณะกราฟของความผิดปกติชนิดนี้ค่อนข้างแตกต่างจากกราฟที่ปกติอย่างชัดเจน ความผิดปกติชนิดนี้เกิดได้ทั้งคนที่ไม่มีโรคหัวใจ และกับคนที่มีความผิดปกติใดก็ได้ แต่จะพบบ่อยที่สุดคือเป็นโรคแทรก acute myocardial

infarction สำหรับในที่ไม่มีโรคหัวใจสาเหตุส่วนใหญ่มาจากความวิตกกังวล ความอ่อนเพลีย การสูบบุหรี่จัด

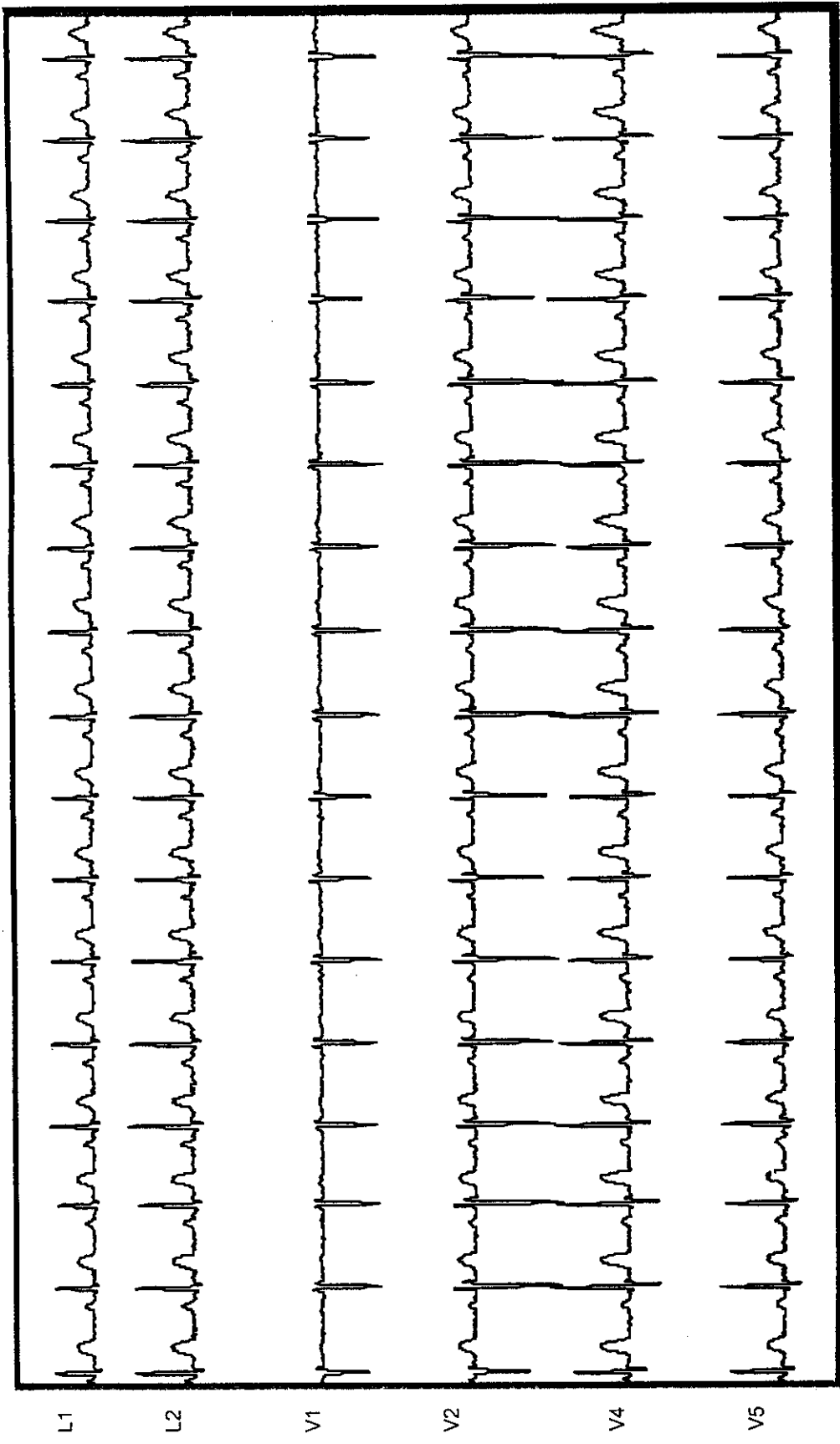
2.3.7 Ventricular Tachycardia จากภาพประกอบ 2-13 จะเห็นว่าอัตราการเต้นสม่ำเสมออยู่ในช่วง 100-200 ครั้งต่อนาที ลักษณะกราฟของความผิดปกติชนิดนี้ค่อนข้างแตกต่างจากกราฟที่ปกติอย่างชัดเจน อาจจะเป็นช่วง ๆ หรือเกิดอยู่ตลอดเวลาก็ได้ มักจะเกิดในภาวะที่กล้ามเนื้อหัวใจเสียไปอย่างมาก

2.3.8 2nd Degree A-V Block เกิดเนื่องจากการเหนี่ยวนำไฟฟ้าจากเอเทรียมลงมายังเวนทริเคิลถูกทำให้หยุดชะงักเป็นครั้งคราว จากภาพประกอบ 2-14 จะเห็นว่า P wave บางตัวไม่มี QRS complex ตามมา โรคที่พบได้บ่อยคือโรคกล้ามเนื้อตายอย่างเฉียบพลัน

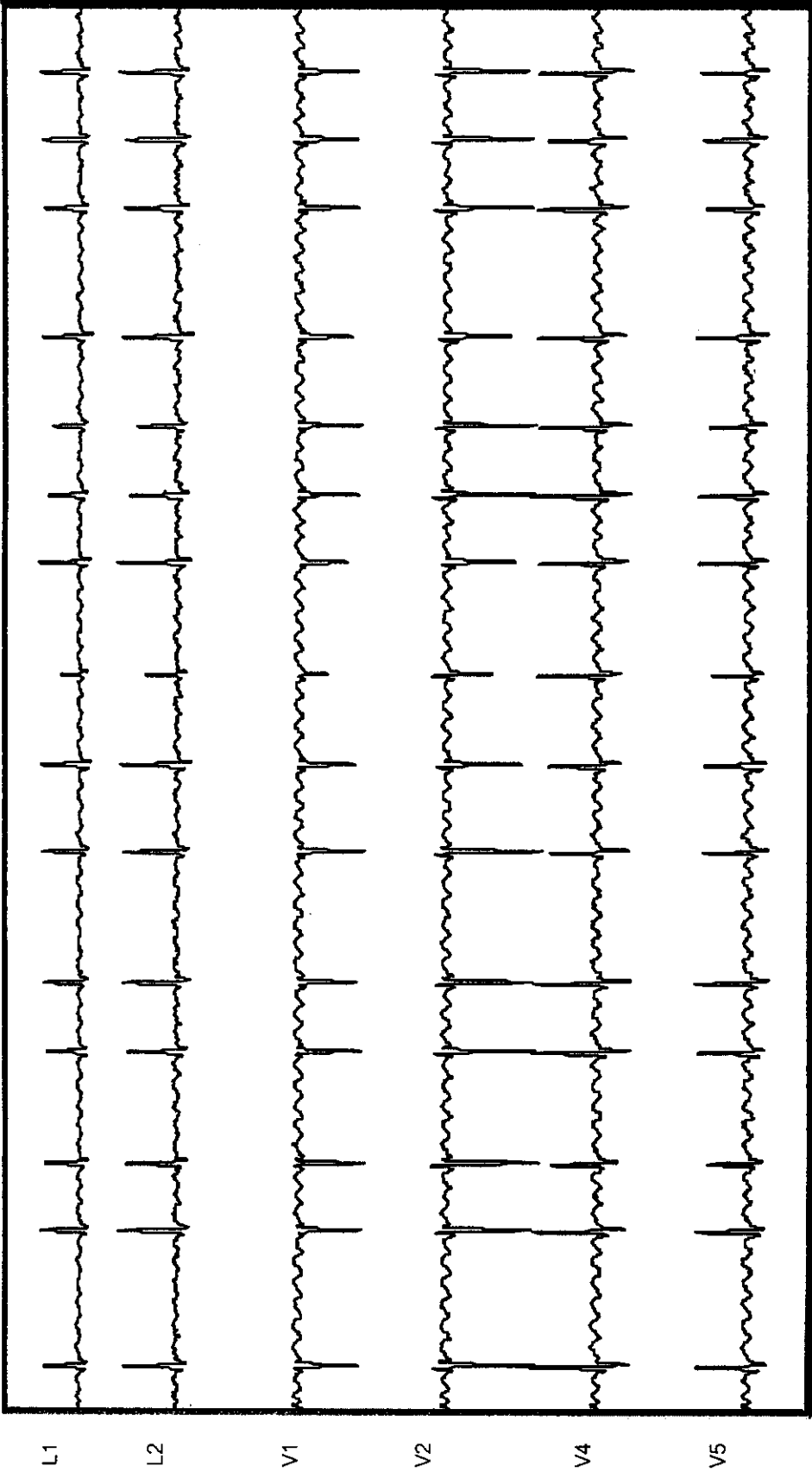
2.3.9 3rd Degree A-V Block (Complete A-V Block) เกิดเนื่องจากการเหนี่ยวนำไฟฟ้าจากเอเทรียมลงมายังเวนทริเคิลถูกปิดกั้นหมด จากภาพประกอบ 2-15 จะเห็นว่า P wave และ QRS complex ไม่มีความสัมพันธ์กันเหมือนในคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติโรคที่พบได้บ่อยคือโรคกล้ามเนื้อตายอย่างเฉียบพลัน

2.3.10 Right Bundle Branch Block (RBBB) จากภาพประกอบ 2-16 จะเห็นว่ามีความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอย่างเห็นได้ชัด สาเหตุส่วนใหญ่มาจากโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดหรือโรคกล้ามเนื้อหัวใจตาย

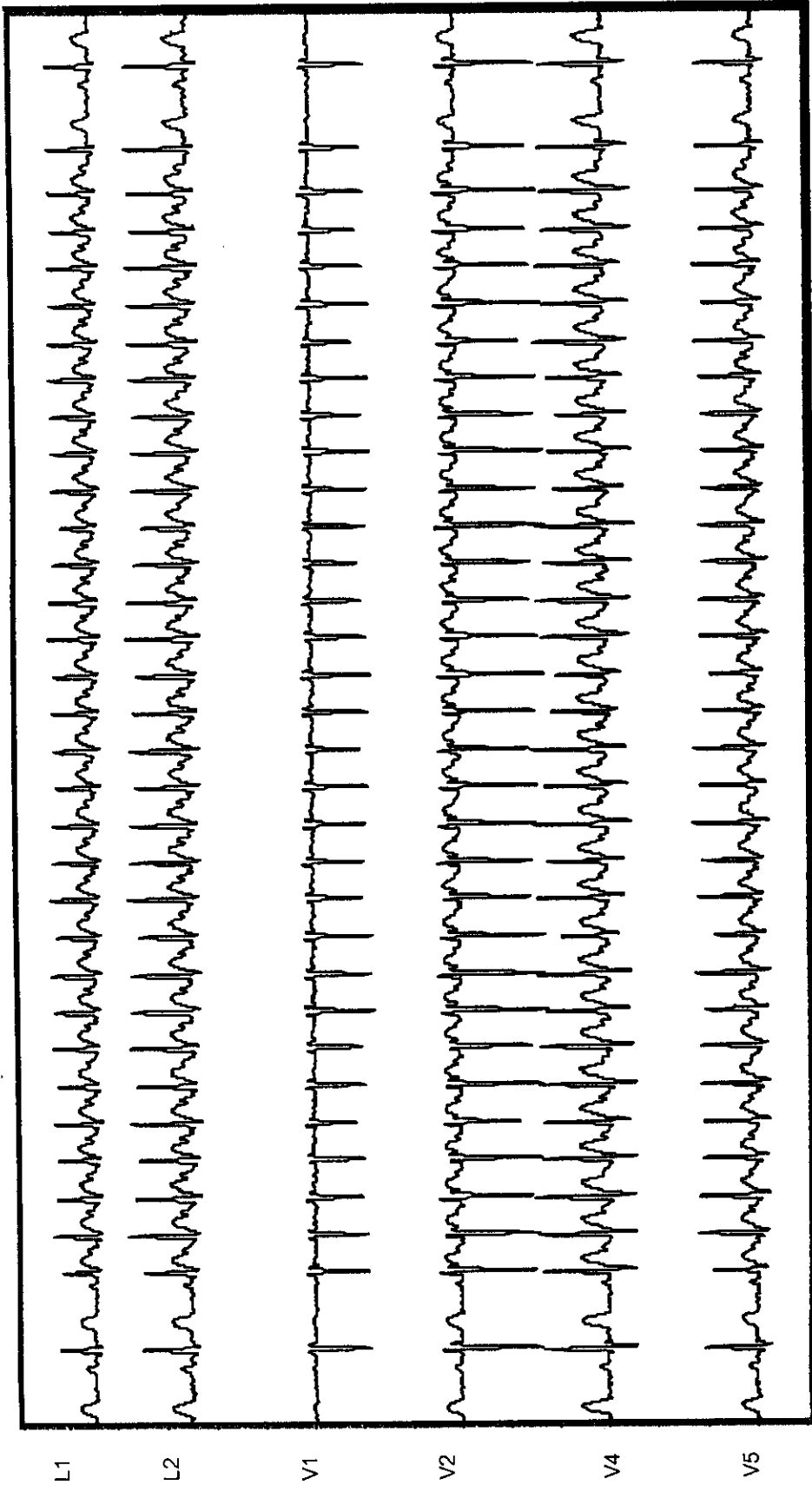
2.3.11 Left Bundle Branch Block (LBBB) จากภาพประกอบ 2-17 จะเห็นว่ามีความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอย่างเห็นได้ชัด ประมาณร้อยละ 70 สาเหตุมาจากโรคหัวใจขาดเลือด หากเกิด LBBB เป็นภาวะแทรกซ้อนของโรคกล้ามเนื้อหัวใจตายอย่างเฉียบพลันจะเป็นอันตรายกับผู้ป่วยมาก เพราะมักจะเกิด heart block ขั้นที่ 3 ได้บ่อยมาก



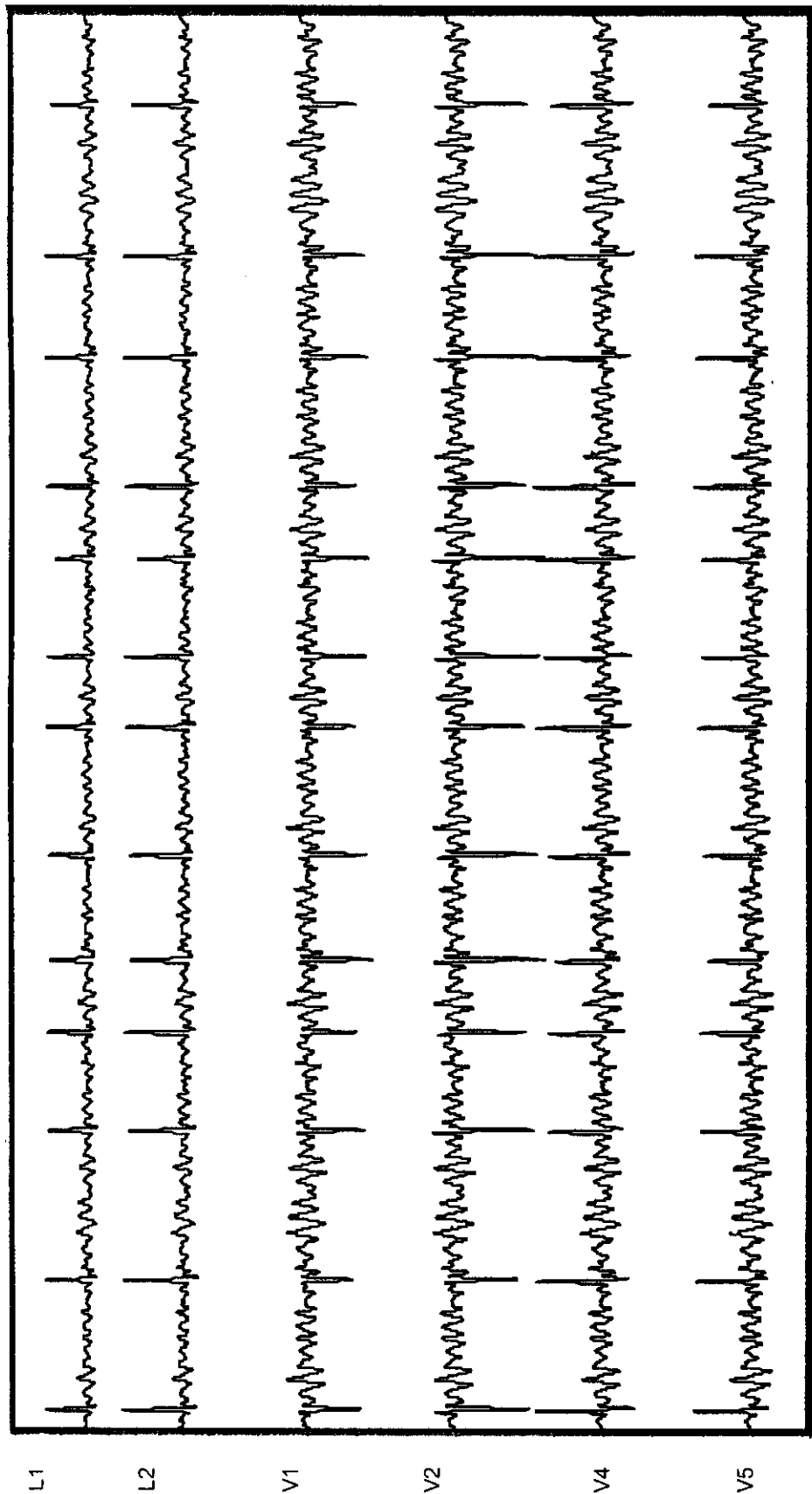
ภาพประกอบ 2-7 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติอัตราการเต้นอยู่ในช่วง 60-100 ครั้ง/นาที



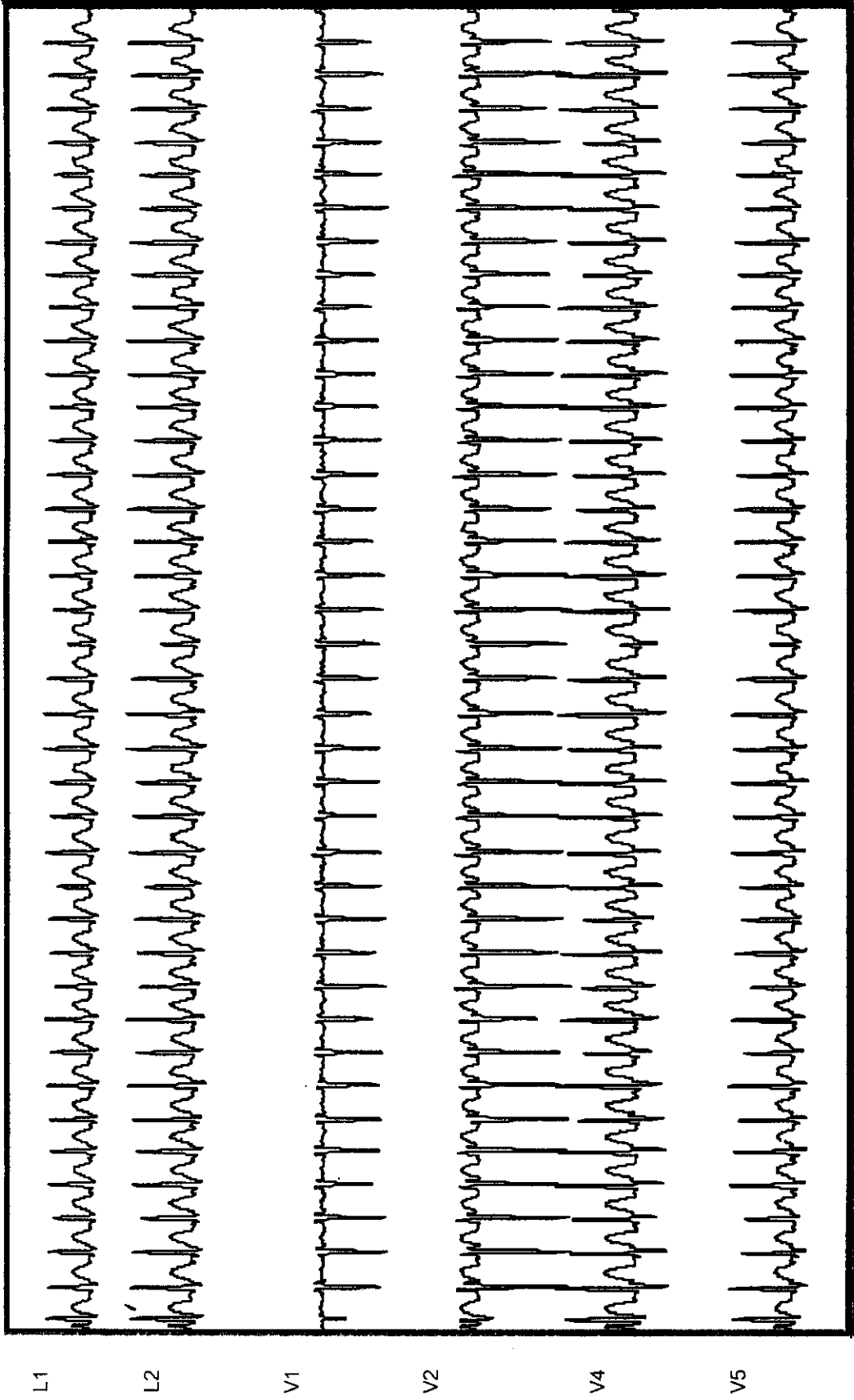
ကတ်ပုံအရ 2-8 Atrial Flutter



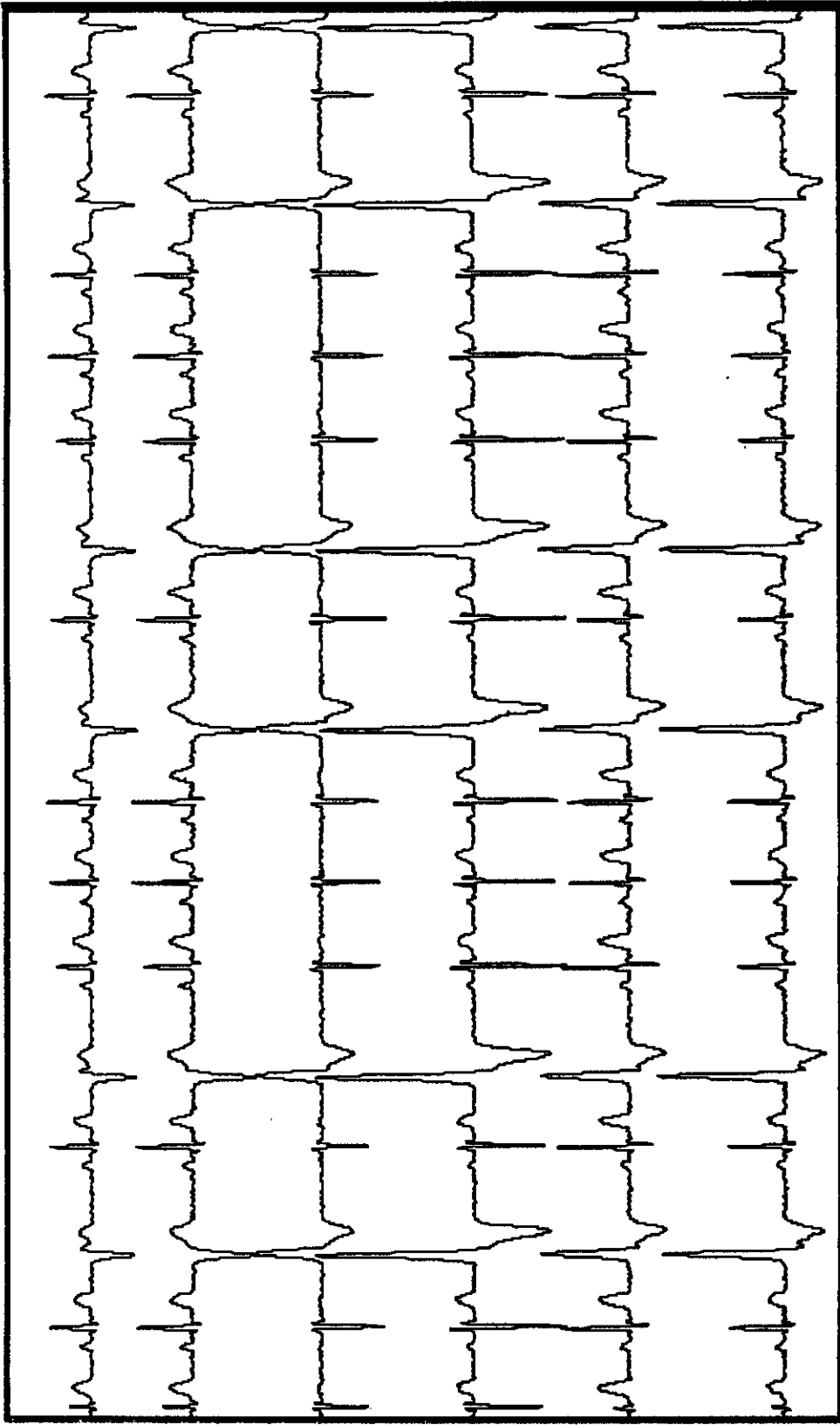
ກາງພູນຈຳນວນ 2-9 Atrial Tachycardia



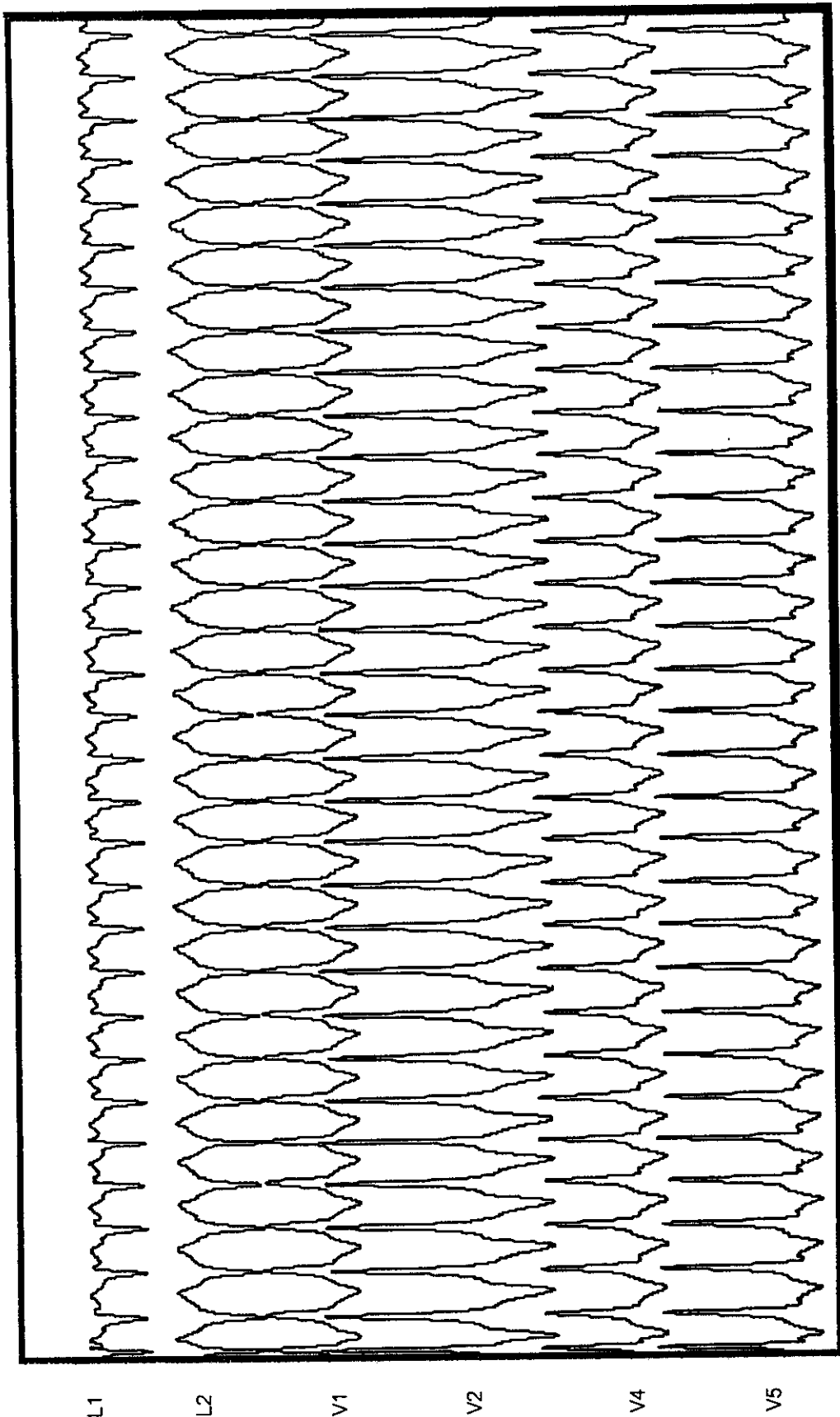
תוצאות בדיקת אק"ג 2-10 Atrial Fibrillation



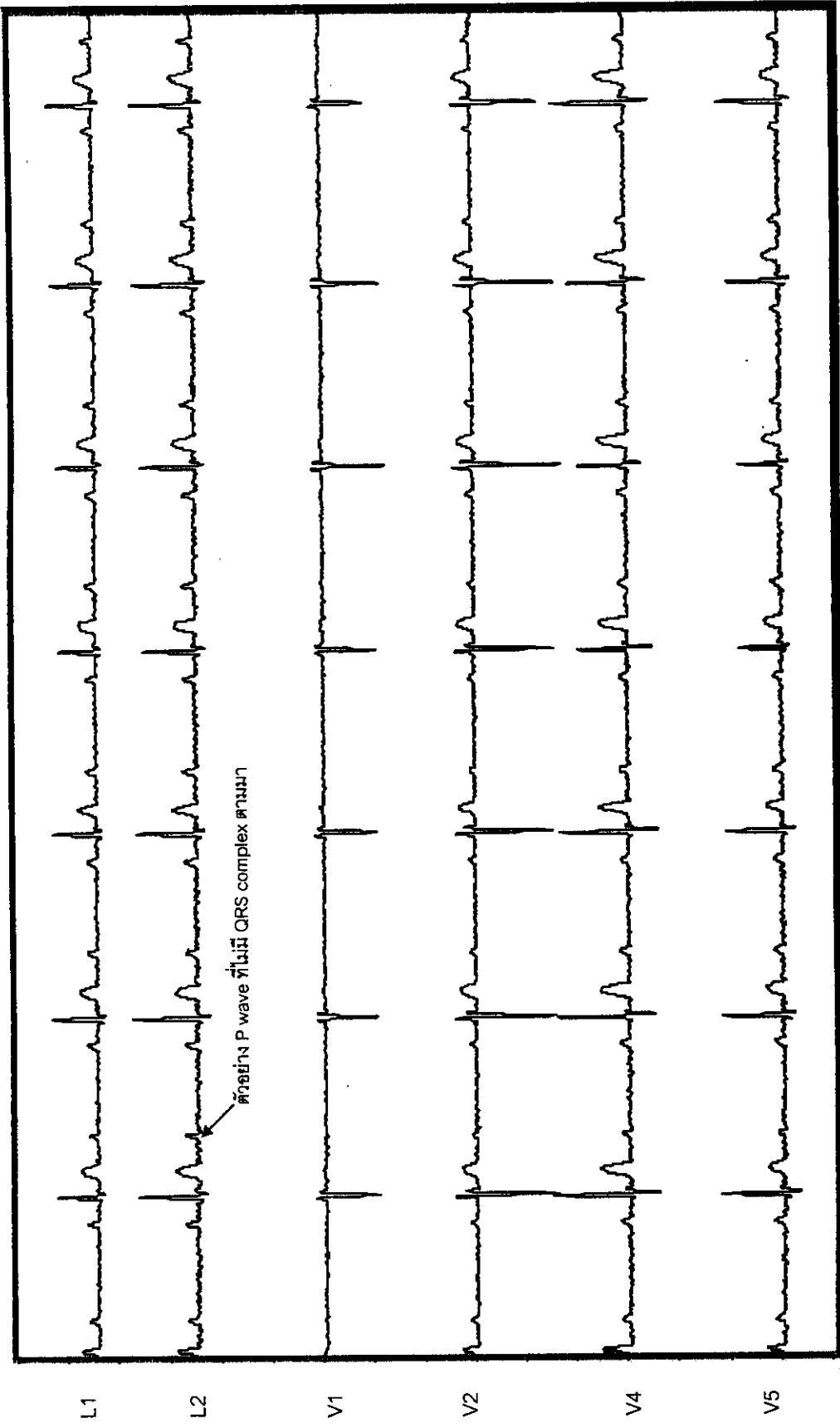
ภาพกราฟหัวใจ 2-11 Supraventricular Tachycardia



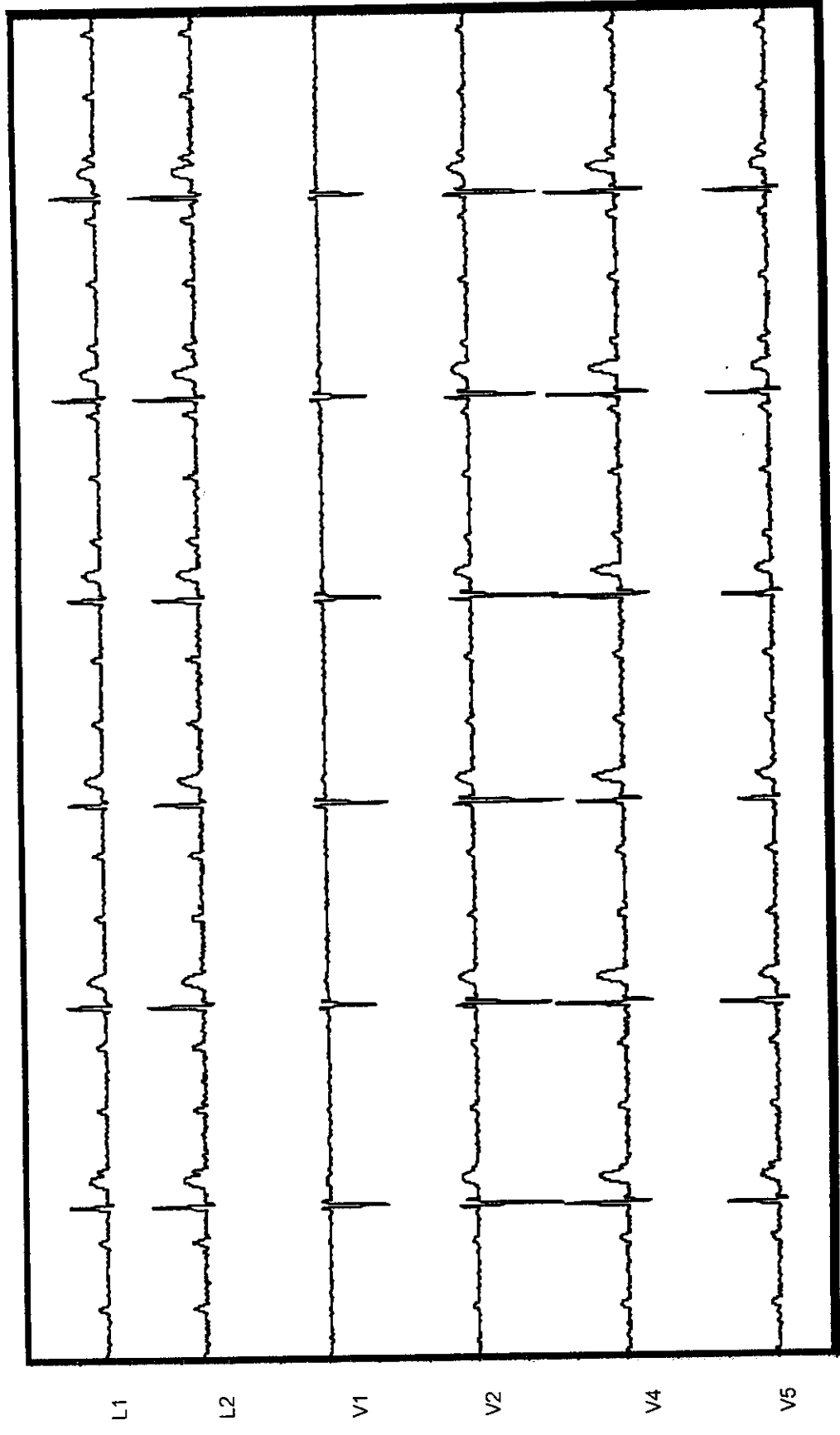
ภาพประกอบ 2-12 Premature Ventricular Contraction



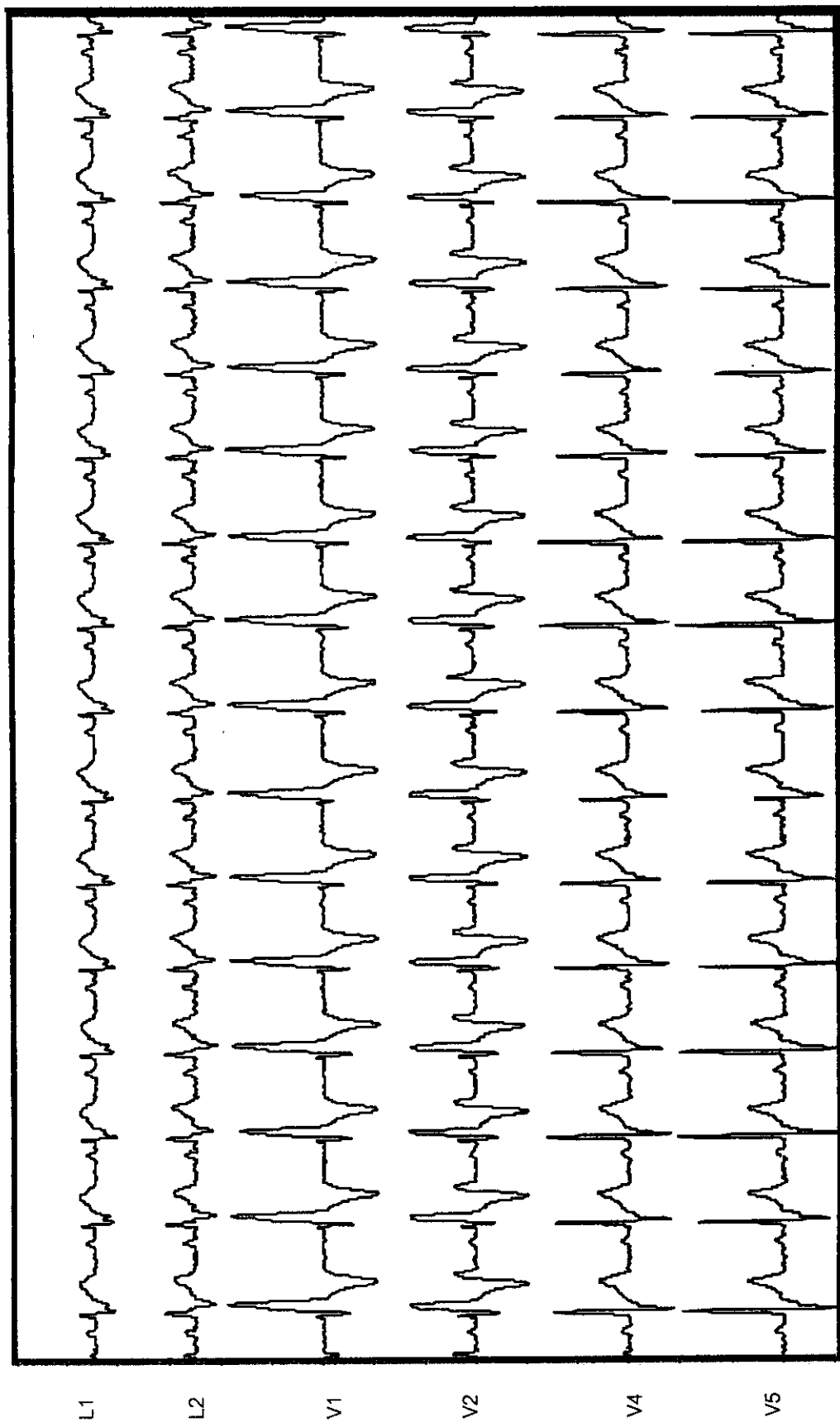
การนำคลื่น 2-13 Ventricular Tachycardia



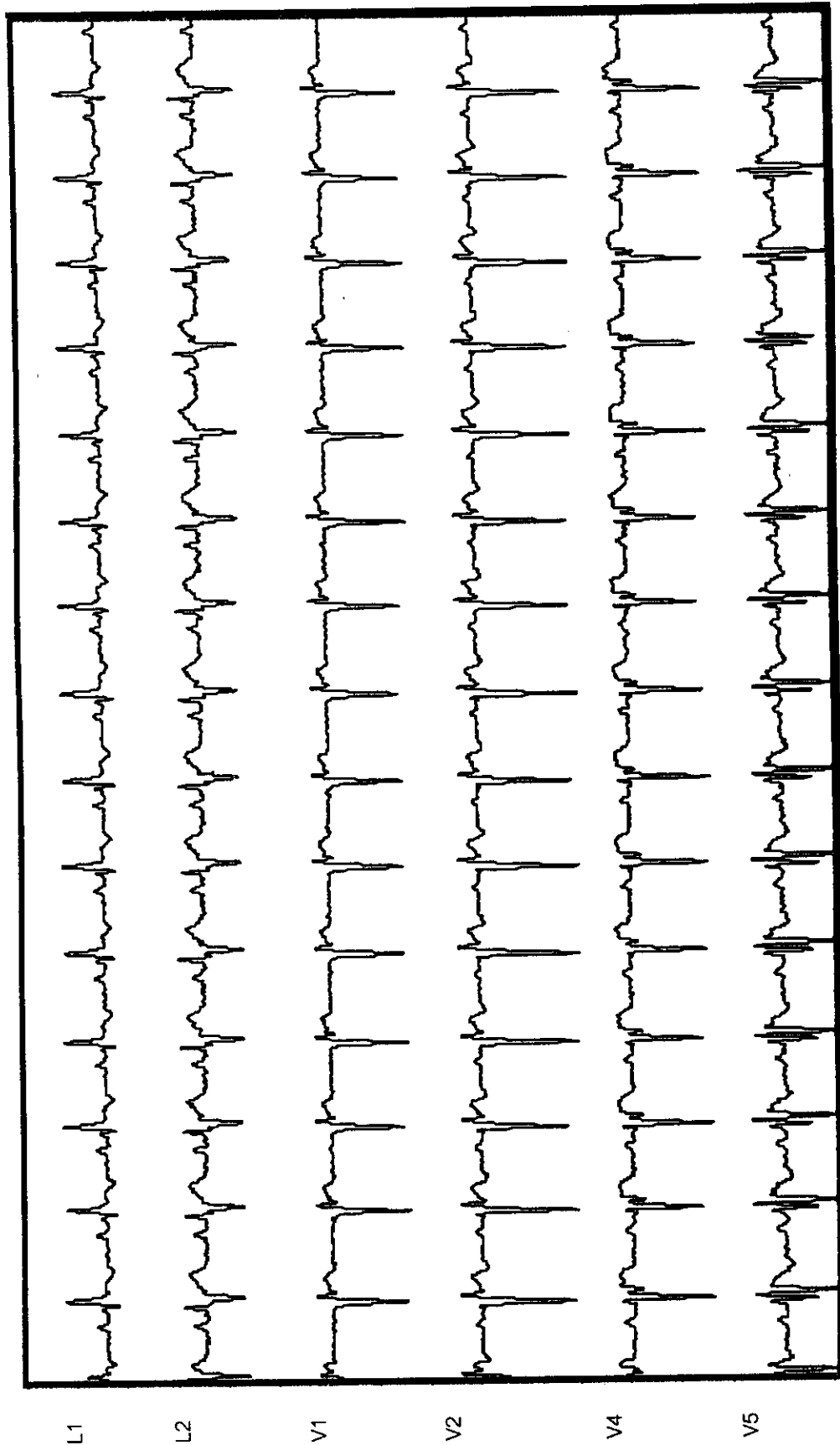
การพบภาวะ 2-14 2nd Degree AV Block



תוצאות בדיקה 2-15 3rd Degree AV Block



තර්ථකරණය 2-16 Right Bundle Branch Block (RBBB)



ภาพประกอบ 2-17 Left Bundle Branch Block (LBBB)

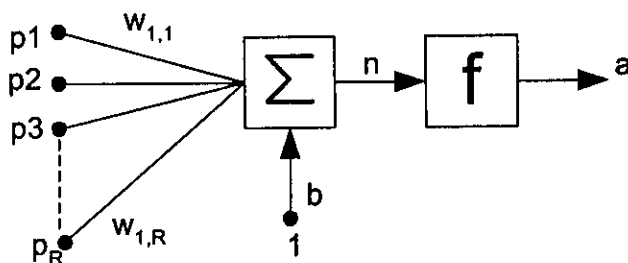
2.4 โครงข่ายประสาทเทียม (ชูศักดิ์ ลิ้มสกุล, 2541)

มนุษย์คิดหาทางประดิษฐ์สิ่งที่จะทำหน้าที่คล้ายกับสมองของคนในรูปแบบของโครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Network) อันเป็นการลอกเลียนการทำงานของเซลล์ประสาท โครงข่ายประสาทเทียมในทัศนะของคอมพิวเตอร์จึงประกอบด้วย Processing Elements เชื่อมโยงกันหลาย ๆ ตัวทำงานในลักษณะขนานคล้ายกับเซลล์ประสาทในสมองมนุษย์ การใช้งานโครงข่ายประสาทนี้จะเป็นไปในรูปแบบของการสอนแทนที่จะเป็นการป้อนโปรแกรม จุดมุ่งหมายในการสอนโครงข่ายประสาทคือการกระทำให้โครงข่ายประสาทสามารถแสดงคำตอบที่ถูกต้องและแม่นยำจัดอยู่ในเกณฑ์ที่น่าพอใจ คุณสมบัติที่สำคัญซึ่งเป็นจุดเด่นของโครงข่ายประสาทคือ ความสามารถในการรับข้อมูลที่ไม่สมบูรณ์แล้วให้ผลลัพธ์ในภาพประกอบผู้ใช้งานพึงพอใจ และถ้าเกิดความเสียหายในส่วนใดส่วนหนึ่งส่วนที่เหลือก็ยังสามารถทำหน้าที่คำนวณต่อไปได้ (fault tolerant)

มีการนำทฤษฎีโครงข่ายประสาทเทียม ไปประยุกต์ใช้งานอย่างแพร่หลายในหลาย ๆ ด้าน เช่น จัดจำรูปแบบ และแยกประเภท , ระบบควบคุม,การออกแบบและวางแผน

2.4.1 โมเดลของเซลล์ประสาท

1) เซลล์ประสาทชั้นเดียวหลายอินพุต



ภาพประกอบ 2-18 ลักษณะเซลล์ประสาทหลายอินพุต

ในภาพประกอบ 2-18 แสดงลักษณะเซลล์ประสาทชั้นเดียวหลายอินพุต เวกเตอร์อินพุต (P) คูณด้วยเมตริกซ์น้ำหนัก (W) อีกอินพุตหนึ่งมีค่าเท่ากับ 1 แล้วคูณด้วย bias (b) เอาท์พุตรวมคือ n ซึ่งเรียกว่า net input และในที่สุดท้ายคือทรานซ์เฟอร์ฟังก์ชัน (f) ซึ่งจะให้อาท์พุตที่เป็นเอาท์พุตของเซลล์ประสาท a ซึ่งสามารถคำนวณได้จากสมการ

$$a = f(n) , n = WP+b \quad (2-1)$$

โดยที่ $W = [w_{1,1} \ w_{1,2} \ \dots \ w_{1,R}]$

$$P = [p_{1,1} \ p_{1,2} \ \dots \ p_{1,R}]^T$$

f(n) คือ ทรานซ์เฟอร์ฟังก์ชันของโครงข่าย

2.4.2 ทราณซ์เฟอร์ฟังก์ชันของโครงข่าย

ในส่วนของทราณซ์เฟอร์ฟังก์ชันที่ใช้ในโครงข่ายอาจจะเป็น ฟังก์ชันเชิงเส้นหรือไม่ก็ได้ ตัวอย่าง เช่น

Hard Limit $a = 0$ เมื่อ $n < 0$ (2-2)

$a = 1$ เมื่อ $n \geq 0$

Linear $a = n$ (2-3)

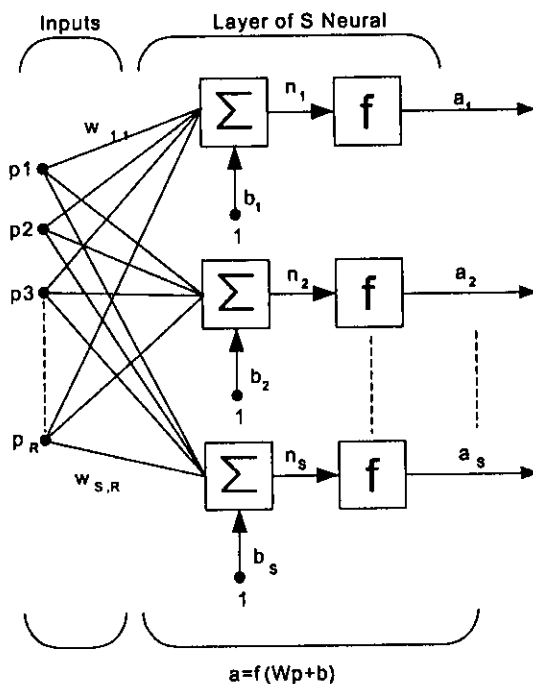
Log - Sigmoid $a = \frac{1}{1 + e^{-n}}$ (2-4)

2.4.3 สถาปัตยกรรมของโครงข่าย

สถาปัตยกรรมของโครงข่ายแบ่งได้ 2 รูปแบบ

2.4.3.1 เซลล์ประสาทชั้นเดียว

ชั้นของโครงข่ายประสาทประกอบด้วยเมทริกซ์น้ำหนัก (W), วงจรรวม (Σ), เวกเตอร์ไบอัส (b), ทราณซ์เฟอร์ฟังก์ชัน (f) ,และเวกเตอร์เอาต์พุต (a)



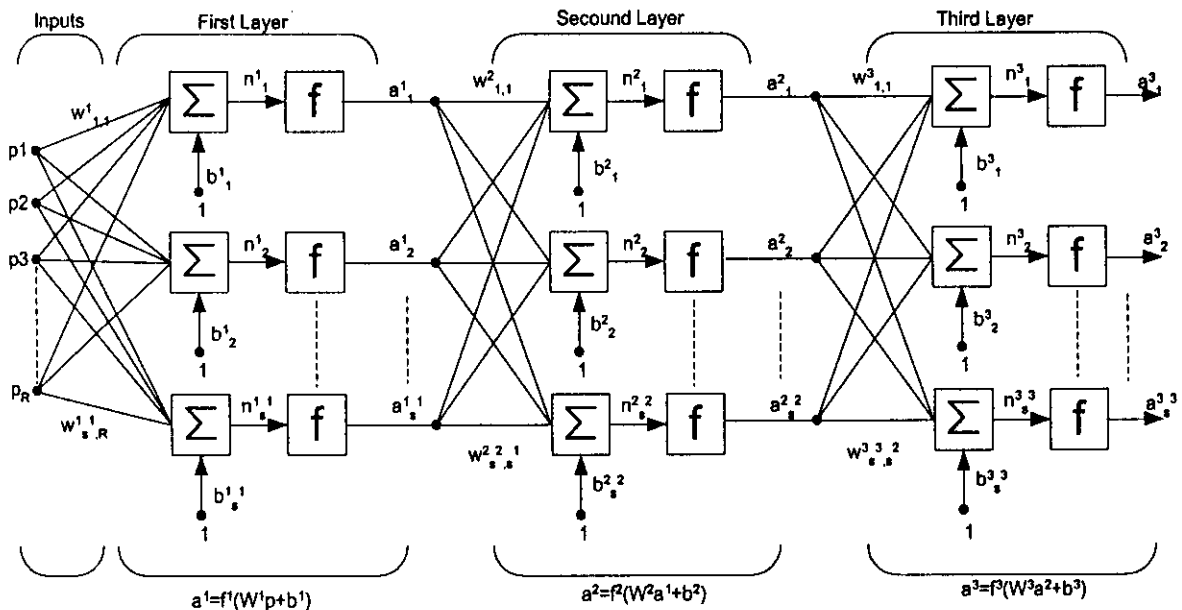
ภาพประกอบ 2-19 สถาปัตยกรรมโครงข่ายแบบชั้นเดียวที่มีอินพุต R อินพุต และเซลล์ประสาท

S เซลล์

$$\text{โดย } W = \begin{bmatrix} W_{1,1} & W_{1,2} & \dots & W_{1,R} \\ W_{2,1} & W_{2,2} & \dots & W_{2,R} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ W_{S,1} & W_{S,2} & \dots & W_{S,R} \end{bmatrix}, P = \begin{bmatrix} p_1 \\ p_2 \\ \vdots \\ p_R \end{bmatrix}, b = \begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \\ \vdots \\ b_S \end{bmatrix} \text{ และ } a = \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ \vdots \\ a_S \end{bmatrix}$$

2.4.3.2 เซลล์ประสาทหลายชั้น

จากภาพประกอบ 2-20 เป็นสถาปัตยกรรมของโครงข่ายประสาทแบบ 3 ชั้น จะเห็นว่าประกอบไปด้วยเซลล์ประสาท จำนวนมากและแต่ละเซลล์จะเชื่อมโยงกับตัวอื่น ๆ อีกหลายตัวการป้อนข้อมูลจะเป็นลักษณะเดียวกับเซลล์ประสาทแบบชั้นเดียวหลายอินพุตแล้วแต่ละเซลล์จะทำการประมวลผลแบบขนานกับเซลล์อื่น ๆ ในชั้นเดียวกัน จากนั้นจึงทำการส่งผลการคำนวณไปให้เซลล์ประสาทในชั้นถัดไปตามลำดับจนถึงชั้นสุดท้าย ค่าตอบชั้นสุดท้ายจะอยู่ในรูปของเวกเตอร์เอาต์พุต โดยตัวเลขยกกำลังเป็นตัวเลขกำกับชั้น ชั้นที่เป็นอินพุตของโครงข่ายเรียกว่าชั้นอินพุต (Input Layer), ชั้นที่เป็นเอาต์พุตของโครงข่ายเรียกว่าชั้นเอาต์พุต (Output Layer), ส่วนชั้นอื่นเรียกว่าชั้นซ่อน (Hidden Layer)



ภาพประกอบ 2-20 สถาปัตยกรรมโครงข่ายแบบ 3 ชั้น

จากภาพประกอบ 2-20 จะได้สมการเอาต์พุตของชั้นซ่อนชั้นแรกเป็น

$$a^1 = f'(W^1p + b^1) \quad (2-5)$$

สมการเอาต์พุตของชั้นซ่อนชั้นที่สองจะได้

$$a^2 = f^2(W^2a^1 + b^2) \quad (2-6)$$

สมการเอาต์พุตของชั้นเอาต์พุตจะได้

$$a^3 = f^3(W^3a^2 + b^3) \quad (2-7)$$

โดยเวกเตอร์อินพุต (P), เมทริกซ์ของน้ำหนัก (W), เวกเตอร์ไบอัส (b), และ เวกเตอร์เอาต์พุต (a) มีลักษณะเหมือนในสถาปัตยกรรมโครงข่ายแบบชั้นเดียว

2.4.4 การเรียนรู้แบบแพร่กลับ

ทฤษฎีการเรียนรู้ของการแพร่กลับ (Back Propagation) เป็นเทคนิคของการเรียนรู้อย่างหนึ่งของโครงข่ายประสาทเทียมที่นิยมใช้อย่างแพร่หลาย โดยการพิจารณาฟังก์ชันของความคลาดเคลื่อนระหว่างค่าเป้าหมายที่ต้องการ และค่าที่ออกมาจากตัวโครงข่ายเอง

อัลกอริทึมการแพร่กลับ ในการพัฒนาอัลกอริทึมการแพร่กลับจะใช้โครงข่าย 3 ชั้น ดังภาพประกอบ 20สามารถสรุปกระบวนการได้ดังนี้

1. สมมุติค่าน้ำหนักและค่าไบอัสเริ่มต้นให้แก่โครงข่าย โดยวิธีการสุ่ม
2. ป้อนอินพุตให้เซลล์ประสาทชั้นที่หนึ่ง
3. คำนวณค่าเอาต์พุต a ของโครงข่าย

$$a = f(Wp + b) \quad (2-8)$$

4. หาค่าความผิดพลาด e จากผลต่างของเอาต์พุตเป้าหมาย t กับเอาต์พุตของโครงข่าย

$$e = t - a \quad (2-9)$$

5. แพร่ความไวกลับผ่านโครงข่าย โดยเริ่มจากชั้นที่ 3 กลับไปชั้นที่ 1 จากสมการ

$$s^M = -2F^M(n^M)(t-a) \quad (2-10)$$

s^M คือค่าความไวของโครงข่ายชั้นสุดท้าย

$F^M(n^M)$ คืออนุพันธ์อันดับหนึ่งของทรานซ์เฟอร์ ฟังก์ชันในชั้นสุดท้าย

$t-a$ คือค่าความผิดพลาด

$$s^m = F^m(n^m)(W^{m+1})^T s^{m+1} \text{ สำหรับ } m = M-1, \dots, 2, 1 \quad (2-11)$$

s^m คือความไวชั้นที่ m

F^m คืออนุพันธ์อันดับหนึ่งของทรานซ์เฟอร์ฟังก์ชัน ในชั้นที่ m

W^{m+1} คือเมตริกซ์ของน้ำหนักในชั้นที่ $m+1$

6. ปรับค่าน้ำหนักและไบอัสของโครงข่ายใหม่จากสมการ

$$W^m(k+1) = W^m(k) - \alpha S^m (a^{m-1})^T \quad (2-12)$$

$$b^m(k+1) = b^m(k) - \alpha S^m \quad (2-13)$$

α คือ อัตราการเรียนรู้ ซึ่งได้มาจากการสุ่ม

7. กลับไปทำตั้งแต่ขั้นตอนที่ 2 ใหม่จนกว่าจะได้ค่าความผิดพลาดต่ำกว่าที่ต้องการ