

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

ไบโอเมตริกสำหรับการพิสูจน์ตัวตนโดยใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

BIOMETRIC FOR HUMAN IDENTITY VERIFICATION TECHNIQUE
USING ELECTROCARDIOGRAM



เกรียงศักดิ์ ชัยสวัสดิ์

KREANGSAK CHAISAWASDEE

จพ.
ก ๗๖๘ ๒/
๑๐๔๘
๑.๑

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน..... 60558
วัน,เดือน,ปี..... ๓. ๓. ๒๕๔๙

b..... 11๕๙๐1๐๕.....
i.....

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
บัณฑิตวิทยาลัย
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ. ๒๕๔๘

ISBN 974-15-1983-4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**BIOMETRIC FOR HUMAN IDENTITY VERIFICATION TECHNIQUE
USING ELECTROCARDIOGRAM**



**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN ELECTRONICS ENGINEERING
SCHOOL OF GRADUATE STUDIES
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

2005

ISBN 974-15-1983-4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2005

SCHOOL OF GRADUATE STUDIES

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์ ไบโอมेटริกสำหรับการพิสูจน์ตัวตนโดยใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ
นักศึกษา นาย เกรียงศักดิ์ ชัยสวัสดิ์
รหัสประจำตัว 45061134
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
พ.ศ. 2548
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ ผศ.ดร. สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เสนอไบโอมेटริกสำหรับการพิสูจน์ตัวตนโดยใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ มีประโยชน์ในการประยุกต์ใช้ในระบบรักษาความปลอดภัย ในการพิสูจน์ตัวตนด้วยลักษณะสำคัญของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีลักษณะแตกต่างกันในแต่ละบุคคล โดยทำการทดลองด้วยวิธีเทมเพลตแมตชิ่งและวิธีโครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนัก ในส่วนของวิธีเทมเพลตแมตชิ่งนั้นใช้การพิสูจน์ตัวตนของบุคคล โดยหาค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ส่วนในวิธีโครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนักซึ่งเป็นโครงข่ายประสาทเทียมที่ทำงานคล้ายกับ หน่วยความจำชั่วคราว อินพุตที่เก็บไว้ในโครงข่ายประสาทเทียมจะเป็นค่าไบนารี ซึ่งจะมีตำแหน่งของค่าอินพุตในหน่วยความจำชั่วคราว ใช้การเปรียบเทียบหาค่าบุคคลโดยใช้วิธี แฮมมิง ดิสเทนซ์ ซึ่งจะได้ค่าเป็นจำนวนการให้คะแนนของนิวรอน โดยงานวิจัยนี้ได้ทดสอบกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH จำนวน 10 สัญญาณและจากการวัดสัญญาณจริงจากคนจำนวน 50 คนช่วงอายุ 20 ถึง 30 ปี น้ำหนักเฉลี่ย 60 กิโลกรัม และส่วนสูงเฉลี่ย 165 เซนติเมตร ในวิธีโครงข่ายประสาทเทียมและวิธีเทมเพลตแมตชิ่งเมื่อทดลองแยกกันให้เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องต่ำกว่า 70 เปอร์เซ็นต์ จึงได้พัฒนากระบวนการพิสูจน์ตัวตนบุคคลด้วยเงื่อนไขสำคัญในการตัดสินใจโดยการใช้ค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ การให้คะแนนของนิวรอนและพื้นที่ได้กราฟเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเนื่องจากพื้นที่ได้กราฟของสัญญาณหัวใจของแต่ละบุคคลมีความแตกต่างกัน เพื่อเป็นเงื่อนไขในการระบุตัวตนบุคคล โดยทำให้มีผลเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องในช่วง 80 ถึง 90 เปอร์เซ็นต์

Thesis Title Biometric for Human Identity Verification Technique using
Electrocardiogram

Student Kreangsak Chaisawasdee

Student ID. 45061134

Degree Master of Engineering

Programme Electronics Engineering

Year 2005

Thesis Advisor Asst.Prof.Dr. Supan Tungjitkusolmun

ABSTRACT

This thesis presents human identity verification technique using electrocardiogram as a new biometric. It is well known that shapes of ECG waveforms from different individuals are not the same. In this study, we used template matching method and weightless neural network for identity verification, for template matching method we calculated correlation coefficients. Weightless neural network as same as random access memory (RAM). The inputs to the neural network are binary value, which are used to form an address to the RAM. We used votes from Weightless neural network and average area under signal. We used ten data sets from the Massachusetts Institute of Technology (MIT-BIH) data base and 50 signals measurement between 20 to 30 years old, 65 Kgs average weight and 165 cm average height. The experiment results showed that the accuracy of identity verification was 80-90%

สารบัญตาราง (ต่อ)

ตารางที่

หน้า

5.10 แสดงผลการทดลองเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของสัญญาณจาก ฐานข้อมูลMIT-BIH ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายนอกกลุ่มฐานข้อมูล โดยใช้ค่าไซแนปส์เท่ากับ10 จำนวนนิวรอนเท่ากับ 100.....	66
5.11 แสดงผลการทดลองเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของสัญญาณจากวัด ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายนอกกลุ่มฐานข้อมูลโดยใช้ค่าไซแนปส์ เท่ากับ10 จำนวนนิวรอนเท่ากับ 100.....	67



สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.9 กราฟแสดงเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของผลการทดลองสัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายในกลุ่มฐานข้อมูล โดยใช้ค่าไชนเนปส์เท่ากับ10 จำนวนนิเวรอนเท่ากับ 100จากผลการทดลองในตารางที่ 5.8.....	64
5.10 กราฟแสดงเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของผลการทดลองสัญญาณจากการวัดจริง ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายในกลุ่มฐานข้อมูล โดยใช้ค่าไชนเนปส์เท่ากับ10 จำนวนนิเวรอนเท่ากับ 100 จากผลการทดลองในตารางที่ 5.9	66
5.11 กราฟแสดงเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของผลการทดลองสัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายนอกกลุ่มฐานข้อมูล โดยใช้ค่าไชนเนปส์เท่ากับ10 จำนวนนิเวรอนเท่ากับ 100 จากผลการทดลองในตารางที่ 5.10.....	67
5.12 กราฟแสดงเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของผลการทดลองสัญญาณจากการวัดจริง ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายนอกกลุ่มฐานข้อมูล โดยใช้ค่าไชนเนปส์เท่ากับ10 จำนวนนิเวรอนเท่ากับ 100 จากผลการทดลองในตารางที่ 5.11	68

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ไบโอเมตริก (Biometrics) เป็นเทคนิคที่ใช้สำหรับการระบุตัวตนบุคคล นำมาใช้แยกแยะคุณลักษณะที่แตกต่างกันเกี่ยวกับทางด้านกายวิภาคหรือสรีระวิทยา พฤติกรรมของบุคคลซึ่งในความเป็นจริงแต่ละบุคคลย่อมมีความแตกต่างกัน โลกยุคปัจจุบันนี้เป็นยุคของเทคโนโลยี ซึ่งการปลอมแปลงสิ่งต่างๆ สามารถทำได้ง่าย ทำให้ความปลอดภัยในชีวิตและทรัพย์สินมีน้อยลง ดังนั้นเทคนิคในการพิสูจน์ตัวตนจึงมีความสำคัญเพิ่มมากขึ้นเช่น การรักษาความปลอดภัยในสถานที่สำคัญ (สนามบิน, สถานที่ราชการ ฯลฯ) การทำนิติกรรมและธุรกรรม ระบบควบคุมคนเข้าออกตามชายแดน การตรวจสอบเวลาการทำงาน เป็นต้น

ไบโอเมตริกที่ถูกนำมาใช้ในชีวิตประจำวันเช่น การตรวจสอบลายนิ้วมือ (Fingerprint Matching) การตรวจสอบเสียง (Voice Pattern Analysis) การตรวจสอบโครงสร้างของมือหรือหน้าตา (Hand and Face Geometry Comparisons) การตรวจสอบรูม่านตา (Iris and Retina Scans) และ การตรวจสอบลายเซ็น (Signature Characteristics and Dynamics) แต่ไบโอเมตริกบางอย่างสามารถถูกลอกเลียนได้ง่ายเช่น ลายนิ้วมืออาจถูกลอกแบบได้โดยการใช้กาวลาเท็กซ์ ส่วนการตรวจสอบโครงสร้างของมือหรือหน้าตาถูกปลอมได้โดยใช้รูปถ่าย ส่วนการตรวจสอบรูม่านตาก็มีความถูกต้องสูงแต่เวลาวัดต้องใช้แสงส่องไปที่ตาซึ่งอาจทำให้เกิดความรำคาญและวิธีการแบบนี้มีราคาแพงส่วนการตรวจสอบลายเซ็นอาจถูกปลอมลายเซ็นได้ [1]

เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของแต่ละบุคคลจะมีการเปลี่ยนแปลงได้ตาม รูปร่าง ความสูง เพศ อายุ และอื่นๆ [1,2] ดังนั้นงานวิจัยนี้ได้ประยุกต์นำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมาใช้เป็นไบโอเมตริกในการระบุตัวตนบุคคล โดยนำวิธีการเทมเพลตแมตซ์ [3] และ วิธีโครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนัก [3,4,5] มาใช้ในการออกแบบ ซึ่งการทดลองได้ใช้โปรแกรม MATLAB ในการประมวลผล กระบวนพิสูจน์ตัวตนจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่แตกต่างกันจำนวน 10 สัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH database [6] และจากการวัดสัญญาณจริงจากคน 50 คน ด้วยเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้น โดยสัญญาณจากการวัดจะถูกนำเข้าไปที่คอมพิวเตอร์ผ่านทางการ์ด DAQ (Data Acquisition) รุ่น PXI 6070E และซอฟต์แวร์ที่ใช้คือ โปรแกรม LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Work) ในการแสดงผล

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

วัตถุประสงค์ของงานวิจัยสามารถสรุปได้เป็นข้อ ๆ ได้ดังนี้

1. เพื่อศึกษาวิธีการใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจมาเป็นไบโอเมตริกเพื่อใช้ในการระบุตัวตนบุคคล
2. เพื่อเป็นแนวทางในการใช้เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและ เก็บข้อมูลเพื่อที่จะใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณ
3. เพื่อเปรียบเทียบวิธีเทมเพลตแมตซ์กับวิธี โครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนักในการพิสูจน์ตัวตนบุคคล
4. เพื่อเป็นแนวทางใช้กับผู้อื่นในการใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจมาเป็นไบโอเมตริกได้ศึกษาและพัฒนาให้ดีขึ้น

1.3 สมมุติฐานของการศึกษา

สมมุติฐานที่ใช้ในการวิจัยนี้คือ การใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจมาเป็นไบโอเมตริกเพื่อที่จะใช้พิสูจน์ตัวตนบุคคลซึ่งสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเพียงลีด (Lead) เดียวสามารถใช้ในการพิสูจน์ตัวตนของบุคคลได้ [1,7]

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย

ทฤษฎีที่ใช้ในการวิจัย คือ ทฤษฎีเทมเพลตแมตซ์ การหาความสัมพันธ์ของสัญญาณสองสัญญาณ และวิธี โครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนัก ซึ่งเป็นกระบวนการที่จำลองกระบวนการทางความคิดของมนุษย์ในการจดจำรูปของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

1.5 ขอบเขตของงานวิจัย

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ศึกษาเกี่ยวกับไบโอเมตริกแบบใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งมีการทดลองวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากบุคคลจริงแล้วนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้มาส่งไปที่คอมพิวเตอร์แล้วเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในฐานะข้อมูลเพื่อเป็นข้อมูลในการทดลอง ในส่วนการประมวลผลจะใช้วิธีเทมเพลตแมตซ์และ วิธี โครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนักและใช้โปรแกรม MATLAB ในการประมวลผล

1.6 ขั้นตอนของการศึกษา

โดยได้ให้รายละเอียดของทฤษฎี การออกแบบและการทดสอบ โดยจะแบ่งรายละเอียดต่างๆ ซึ่งประกอบด้วยเนื้อหาทั้งหมด 6 บท ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1 บทนำ

กล่าวถึง ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหาวัตถุประสงค์ของการศึกษา ขั้นตอนการศึกษาวิทยานิพนธ์ เพื่อทำความเข้าใจในภาพรวมทั้งหมดของวิทยานิพนธ์

บทที่ 2 ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

กล่าวถึงโครงสร้างของหัวใจ คุณสมบัติ ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในรูปแบบต่างๆ อีกทั้งอธิบายเกี่ยวกับการออกแบบเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 3 หลักการพิสูจน์ตัวตนบุคคล

กล่าวถึง ทฤษฎีพื้นฐานของการพิสูจน์ตัวตนบุคคลแบบต่าง ๆ รวมถึงพื้นฐานวิธีการเทมเพลตแมตชิ่งและโครงข่ายประสาทเทียม

บทที่ 4 การออกแบบการพิสูจน์ตัวตนบุคคลด้วยสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

กล่าวถึง การออกแบบในส่วนประมวลผลก่อน (Pre-Processing) การออกแบบการพิสูจน์ตัวตนบนพื้นฐานของเทมเพลตแมตชิ่ง และบนพื้นฐาน โครงข่ายประสาทเทียม

บทที่ 5 ผลการทดลอง

กล่าวถึงผลการทดลองกระบวนการพิสูจน์ตัวตนบุคคลด้วยสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และเปรียบเทียบผลการทดลอง

บทที่ 6 สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลสรุปของงานวิจัย ปัญหาและแนวทางแก้ไข

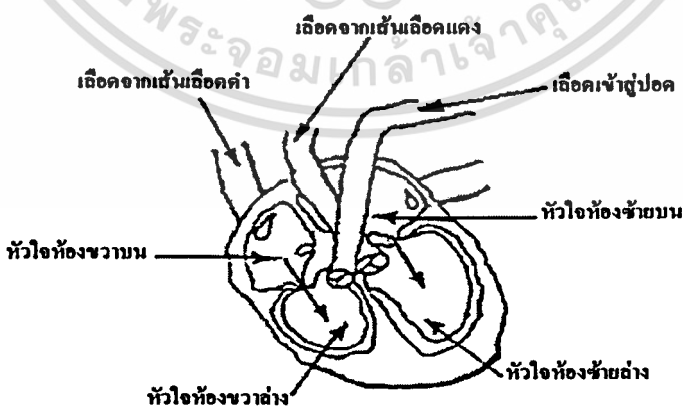
บทที่ 2

ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

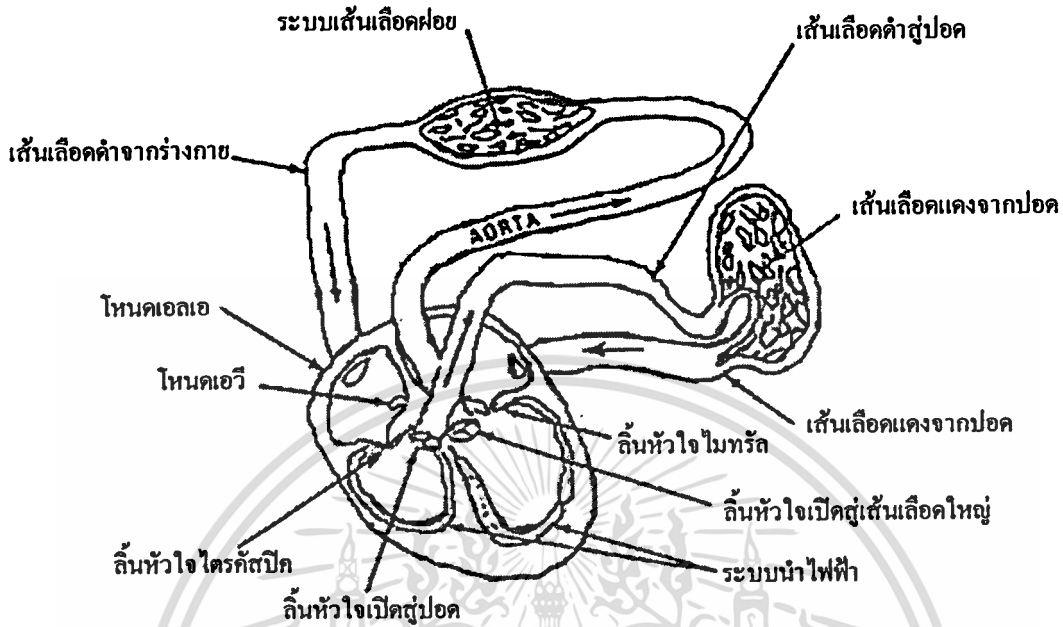
ในทางการแพทย์สัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีประโยชน์มากในการวินิจฉัยโรคที่เกี่ยวกับการทำงานของหัวใจซึ่งลักษณะและ รูปแบบคลื่นที่แตกต่างกันไปสำหรับแต่ละบุคคล ในบทนี้จะกล่าวถึงโครงสร้าง ลักษณะ หน้าที่ ทฤษฎีการวัดสัญญาณหัวใจแบบต่าง ๆ รวมถึงการออกแบบวงจรที่ใช้ในการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

2.1 โครงสร้างและหน้าที่ของหัวใจ

หัวใจเปรียบได้กับเครื่องสูบลูกสูบที่ทำด้วยกล้ามเนื้อซึ่งทำหน้าที่สูบฉีดเลือดส่งไปเลี้ยงทั่วทั้งร่างกาย ดังรูปที่ 2.1 หัวใจรับเลือดจากเส้นเลือดดำทั่วร่างกาย ในตอนแรกเลือดจะเข้าไปในหัวใจห้องบนขวา (Right Atrium) ซึ่งเป็นห้องแรกของหัวใจที่มีทั้งหมด 4 ห้อง เลือดจากหัวใจห้องบนขวาจะไหลไปที่หัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle) ลิ้นไตรคัสปิด (Tricuspid Valve) ในรูปที่ 2.2 จะช่วยป้องกันการไหลย้อนกลับของเลือดสู่หัวใจห้องบนขวา หลังจากเลือดออกจากหัวใจห้องล่างขวาจะเข้าสู่ปอด ปอดจะเพิ่มออกซิเจนในเลือดและขจัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ ซึ่งเข้ามาสะสมขณะเลือดไหลเวียนในร่างกายออกไป จากนั้นเลือดจะถูกส่งต่อไปยังหัวใจซีกซ้าย เลือดจากหัวใจห้องบนซ้ายจะผ่านลิ้นไมทรัล (Mitral Valve) เข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้ายแล้วหัวใจห้องล่างซ้ายนี้จะสูบฉีดเลือดผ่านลิ้นเอออร์ติก (Aortic Valve) ออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย



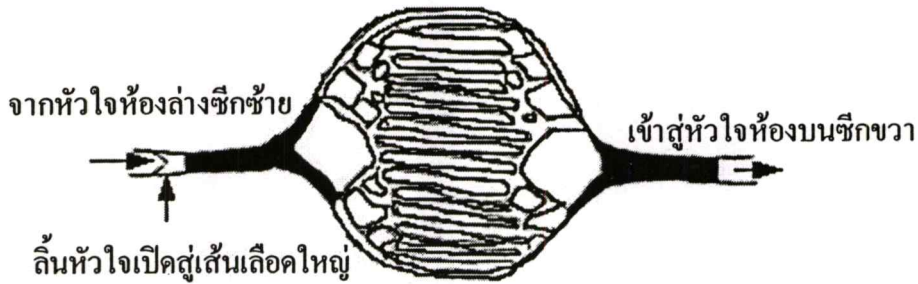
รูปที่ 2.1 ห้องหัวใจทั้ง 4 ห้อง โดยที่ลูกศรจะแสดงทิศการไหลของหัวใจ



รูปที่ 2.2 เส้นทางการไหลของเลือด

เส้นเลือดแดงใหญ่จะแตกแยกเป็นแขนงของเส้นเลือดแดงที่มีขนาดเล็กกลางแขนงของเส้นเลือดแดงเหล่านี้จะแตกย่อยต่อไปอีกเป็นเส้นเลือดแดงที่มีขนาดเล็กเรื่อยๆ ในที่สุดจะเป็นเส้นเลือดฝอยเล็กๆ จำนวนมากมายเส้นเลือดฝอยเหล่านี้จะรวมกันกลายเป็นเส้นเลือดดำเล็กๆ หลายเส้นจากเส้นเลือดดำเล็กๆ จะรวมกันกลายเป็นเส้นเลือดดำที่มีขนาดใหญ่ขึ้นเส้นเลือดดำที่มีขนาดใหญ่เหล่านี้จะรวมกันกลายเป็นเส้นเลือดดำที่มีขนาดใหญ่ขึ้นแล้ว ส่งเลือดกลับไปยังหัวใจห้องบนขวา แสดงดังรูปที่ 2.3 การให้ออกซิเจนจะเกิดขึ้นที่ระดับเส้นเลือดฝอย

แม้ว่าหัวใจจะเต็มไปด้วยเส้นเลือดต่างๆและผนังกล้ามเนื้อที่หนาของหัวใจยังต้องรับออกซิเจนและสารอาหารผ่านระบบเส้นเลือดแดง เส้นเลือดแดงที่ต้องนำออกซิเจนและเลือดมายังกล้ามเนื้อหัวใจเรียกว่า เส้นเลือดแดงโคโรนารี (Coronary Arteries) เส้นเลือดแดงที่มาหล่อเลี้ยงหัวใจเกิดจุดตัน กล้ามเนื้อหัวใจที่ต้องรับออกซิเจนและอาหารจากเส้นเลือดแดงนั้นจะตาย ดังนั้นการอุดตันของเส้นเลือดแดงที่มาหล่อเลี้ยงหัวใจจะนำไปสู่การตายของกล้ามเนื้อหัวใจส่วนนั้น การตายของกล้ามเนื้อหัวใจในลักษณะนี้เรียกว่า ไมโอคาร์ดิอัล (Myocardial Infarction)



รูปที่ 2.3 ระบบนำเลือดการแลกเปลี่ยนอาหารและของเสียระหว่างเลือดกับเซลล์ในร่างกายซึ่งเกิดขึ้นที่ผนังเส้นเลือดฝอย

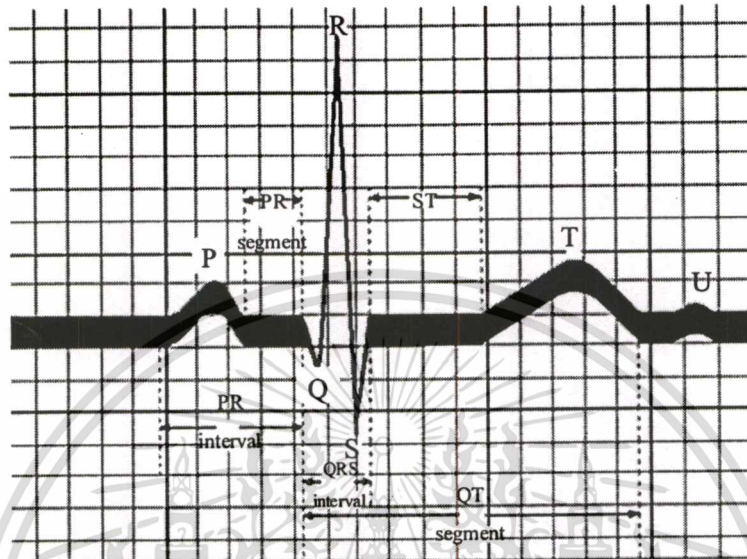
หัวใจเป็นเครื่องสูบลมที่ถูกควบคุมด้วยสัญญาณทางไฟฟ้าทำให้เกิดชุดของเหตุการณ์ต่างๆขึ้น เหตุการณ์แรก หัวใจจะมีการพักระหว่างทุกครั้งที่มีการเต้น โดยหัวใจห้องบนทั้งซีกซ้ายและขวามีการหดตัว จากนั้นหัวใจห้องล่างทั้ง 2 ห้องจึงมีการบีบตัวและในระหว่างการเต้นหัวใจจะพักให้เลือดจากร่างกายและปอดเข้าสู่หัวใจห้องบนของซีกขวาและซ้าย ตามลำดับ พร้อมกันนั้นเลือดจะไหลเข้าสู่หัวใจห้องล่าง จากนั้นหัวใจห้องบนจะบีบตัวเป็นการบังคับให้เลือดไหลลงสู่หัวใจส่วนล่างมากขึ้นและหยุดอยู่ในขณะนั้นชั่วคราวเพื่อให้เวลาให้เลือดไหลเวียน จากนั้นหัวใจส่วนล่างจะบีบตัว การหดตัวของหัวใจส่วนล่างจะเป็นการบังคับให้เลือดไหลจากหัวใจห้องล่างขวาและจากหัวใจห้องล่างขวาซีกซ้ายเข้าสู่ปอดและเข้าสู่ร่างกาย ตามลำดับ

2.2 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram : ECG) เป็นสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากการต่อขั้วไฟเข้ากับบริเวณหน้าอก แขน ขา ซึ่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ ประกอบด้วยคลื่น P, QRS, T และ U ดังแสดงในรูปที่ 2.4 ซึ่งเป็นข้อมูลที่สำคัญในการวิเคราะห์ระบบการทำงานของหัวใจ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) แบ่งออกได้เป็น 3 ส่วนหลัก คือ

1. คลื่น P (P wave) เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องบน
2. คลื่น QRS (QRS complex) เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่าง และสัญญาณ R จะมีขนาดสูงที่สุด เนื่องจากหัวใจห้องล่างจะบีบโลหิตส่งไปยังทุกส่วนของร่างกายผ่านผนังของหัวใจห้องล่างซึ่งมีความหนาแน่นมากกว่าส่วนอื่นๆ ถ้านำขั้วไฟฟ้าไปติดที่แขนขวาและแขนซ้ายหรือ ที่เรียกว่า ลีด I (Lead I) การที่สัญญาณ R มีขนาดสูงที่สุดเป็นเพราะผลรวมของศักดาไฟฟ้าทำงานของเซลล์มีจำนวนมาก

3. คลื่น T (T wave) เกิดขึ้นจากการคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างและคลื่นมีขนาดประมาณ 30 % ของคลื่น R



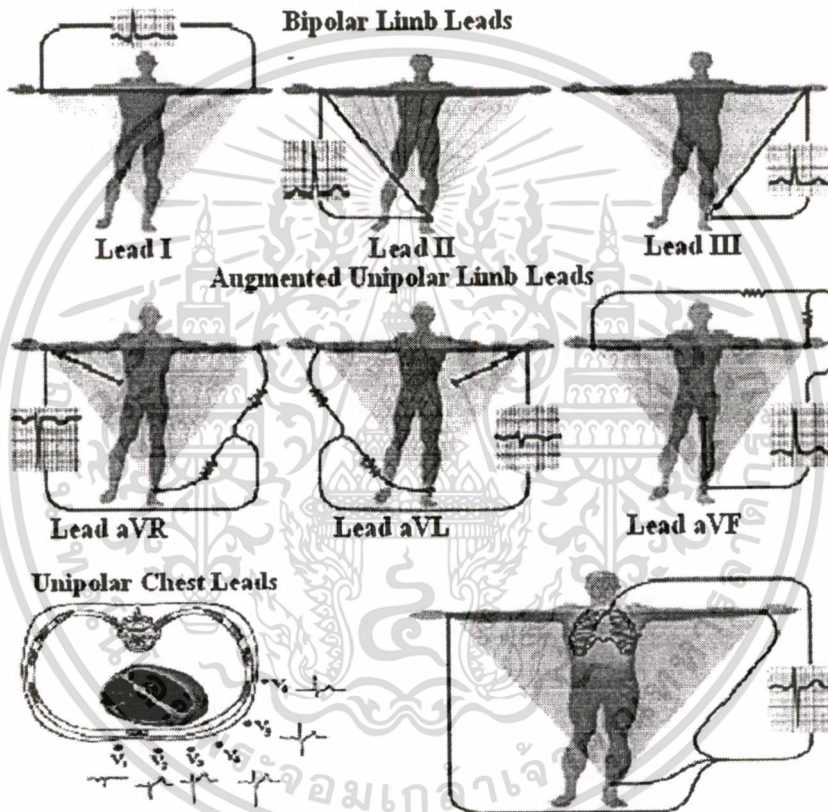
รูปที่ 2.4 คลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ

การทำงานของกล้ามเนื้อเกิดจากการที่พัลส์ไฟฟ้ามากระตุ้นทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว และเกิดศักดาไฟฟ้าทำงานขึ้นด้วย ซึ่งกล้ามเนื้อหัวใจก็เป็นเช่นเดียวกัน การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าทำงานและทำให้หัวใจเต้น การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจจะรวมตัวเป็นการไหลของกระแสไฟฟ้าและเป็นผลทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าภายนอกเนื้อเยื่อและบริเวณผิวหนังของร่างกาย การไหลของกระแสจะเกิดขึ้นเฉพาะเวลาที่เกิดการกระจายของศักดาไฟฟ้าทำงานเท่านั้น ดังนั้นเราอาจพิจารณาได้ว่าหัวใจเป็นเสมือนแหล่งกำเนิดไฟฟ้า ซึ่งบรรจุอยู่ภายในก้อนตัวนำร่างกาย ศักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะมีการกระจายออกจากขั้วบวกและขั้วลบไปตามส่วนต่างๆของร่างกายเหมือนกับเป็นอิเล็กทริกไดโพล (Electric Dipole)

2.3 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถกระทำได้ 2 รูปแบบ คือ การวัดแบบเวกเตอร์คาร์ดิโอกราฟ (Vector Cardiograph) และการวัดแบบอิเล็กโตรคาร์ดิโอกราฟ (Electrocardiograph) ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังนี้คือ

• การวัดแบบเวกเตอร์คาร์ดิโอกราฟ คือการวัดการเปลี่ยนแปลงขนาดของเวกเตอร์ของความต่างศักย์ที่เกิดขึ้น บนแกนหนึ่งเทียบกับอีกแกนหนึ่ง โดยพิจารณาจาก 3 แกนที่ตั้งฉากกัน สัญญาณที่เกิดขึ้นนี้เรียกว่า เวกเตอร์คาร์ดิโอแกรม (Vectorcardiogram : VCG) ซึ่งมีอยู่ด้วยกัน 3 ระนาบ คือ ระนาบที่มองทางด้านหน้า ด้านซ้าย และด้านบน การวัดวิธีนี้จำเป็นต้องใช้ตำแหน่งในการวัดมาก การสร้างอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดค่อนข้างมีความยุ่งยาก ซับซ้อน และสัญญาณที่สามารถวัดได้จำเป็นต้องใช้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญในการวินิจฉัย



รูปที่ 2.5 ตำแหน่งการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 12 ลีด มาตรฐาน

• การวัดแบบอิเล็กโตรคาร์ดิโอกราฟ คือการวัดการเปลี่ยนแปลงขนาดเวกเตอร์ของความต่างศักย์ที่เกิดขึ้นในแนวแกนใดๆเทียบกับเวลา สัญญาณที่เกิดขึ้นเรียกว่าอิเล็กโตรคาร์ดิโอแกรม (Electrocardiogram : ECG) การวัดวิธีนี้ใช้ตำแหน่งในการวัดไม่มากนัก การสร้างอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไม่ยุ่งยากซับซ้อน สามารถเลือกวัดสัญญาณเพื่อการวินิจฉัยได้หลายๆแบบ และสามารถวินิจฉัยได้ง่าย ปัจจุบันเป็นที่นิยมใช้กันอย่างกว้างขวาง

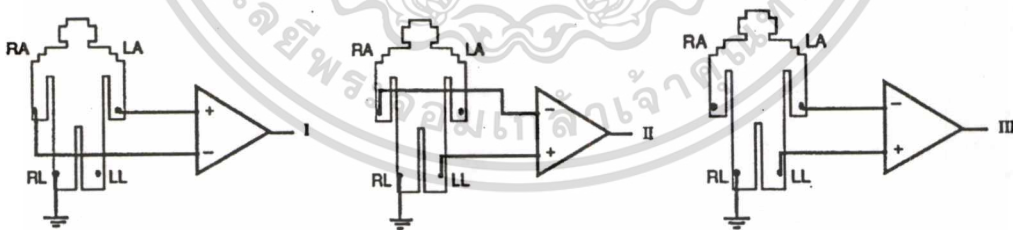
การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบอิเล็กทรอนิกส์โศกราฟีเพื่อการวินิจฉัยโรคเกี่ยวกับระบบการทำงานของหัวใจสามารถแบ่งตามจุดประสงค์ของการวัดได้ 2 ประเภทคือ การวัดเพื่อการวินิจฉัยคนไข้ข้างเตียงแบบมาตรฐาน (Standard Clinical ECG) และการวัดเพื่อการมอนิเตอร์ (Monitoring ECG)

2.3.1 การวัดเพื่อการวินิจฉัยคนไข้ข้างเตียงแบบมาตรฐาน

การวัดเพื่อการวินิจฉัยคนไข้ข้างเตียงแบบมาตรฐานนั้น เป็นการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจสำหรับผู้ป่วยเพื่อการวินิจฉัยโดยละเอียด โดยตำแหน่งที่ทำกรวัดสัญญาณได้ถูกกำหนดไว้เป็นมาตรฐานแล้ว แพทย์ผู้เชี่ยวชาญนิยมที่จะบันทึกสัญญาณที่วัดด้วยวิธีนี้เพื่อการวินิจฉัยโดยละเอียดต่อไป วิธีการวัดเพื่อการวินิจฉัยคนไข้ข้างเตียงแบบมาตรฐานสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 วิธีคือ วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead, วิธีการวัดแบบ Augmented Limb Lead และวิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังนี้

2.3.1.1 วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead

วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead หรือเรียกอีกชื่อหนึ่งว่าแบบ Bipolar Limb Lead เป็นมาตรฐานการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจอย่างง่าย ประกอบไปด้วย Lead I, II และ III ดังรูปที่ 2.6 ซึ่งในทางปฏิบัติสามารถทำการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard Limb Lead ทั้ง Lead I, II และ III โดยการติดขั้ววัดของวงจรขยายค่าความแตกต่าง

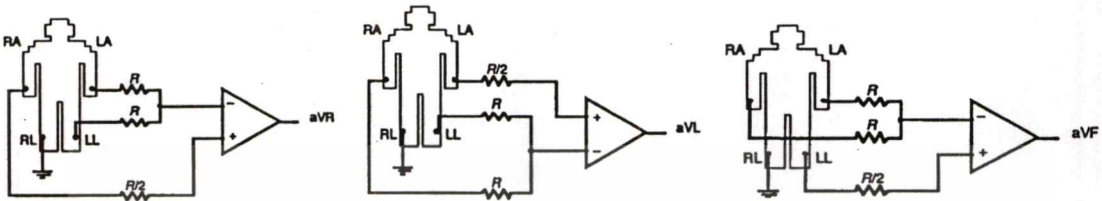


รูปที่ 2.6 วิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard Limb Lead

2.3.1.2 วิธีการวัดแบบ Augmented Limb Lead

วิธีการวัดแบบ Augmented Limb Lead หรือเรียกอีกชื่อหนึ่งว่า วิธีวัดแบบ Unipolar Limb Lead เป็นวิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ประกอบด้วย Lead aVR, Lead aVL และ Lead aVF ดังรูปที่ 2.7

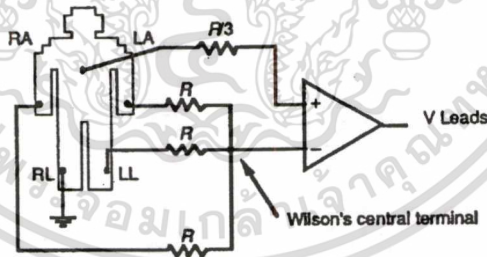
สำหรับการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบ Augmented Limb Lead ในทางปฏิบัติจะมีตัวต้านทานค่า $R/2$ ต่ออยู่ที่ขั้วบวกของวงจรขยายความแตกต่างซึ่งมีไว้เพื่อสมดุลค่าความต้านทานที่อินพุทของวงจรขยายความแตกต่าง



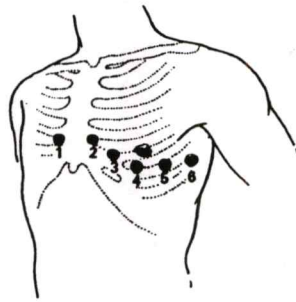
รูปที่ 2.7 วิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Augmented Limb Lead

2.3.1.3 วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead

วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead เป็นการวัดขนาดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจระหว่างตำแหน่งใดๆบนหน้าอก (ขั้ววัดบวก) เทียบค่าเฉลี่ยของความต่างศักย์ของตำแหน่ง RA, LA และ LL โดยสามารถแสดงวิธีการวัดในทางปฏิบัติได้ดังรูปที่ 2.8 การวัดด้วยวิธีนี้ประกอบด้วย 6 Lead มาตรฐานคือ Lead V_1 ถึง V_6 ซึ่งก็คือการกำหนดตำแหน่งของขั้ววัดบวกอยู่ในตำแหน่งต่างๆกันบริเวณหน้าอกทั้งหมด 6 ตำแหน่งแสดงในรูปที่ 2.9 และรูปที่ 2.10

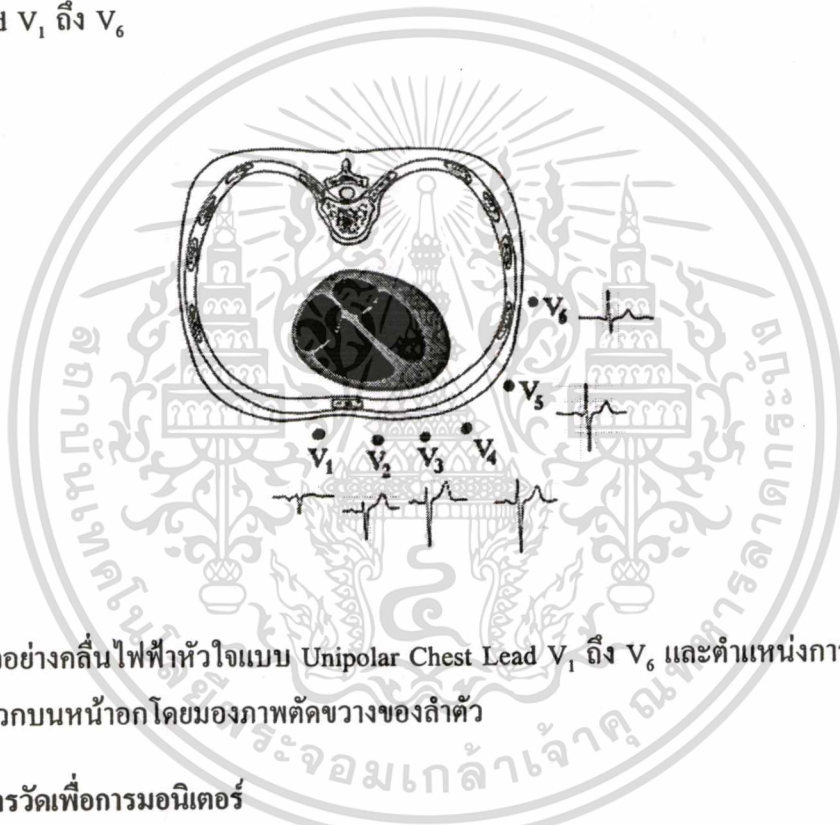


รูปที่ 2.8 วิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Chest Lead



รูปที่ 2.9 ตำแหน่งการติดขั้ววัดบนหน้าอกของวิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Chest

Lead V_1 ถึง V_6

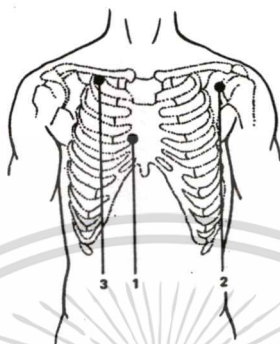


รูปที่ 2.10 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Chest Lead V_1 ถึง V_6 และตำแหน่งการติดขั้ววัดบนหน้าอกโดยมองภาพตัดขวางของลำตัว

2.3.2 การวัดเพื่อการมอนิเตอร์

การวัดเพื่อการมอนิเตอร์จะมีจุดประสงค์เพื่อใช้ในการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยฉุกเฉินหรือผู้ป่วยที่มีการเคลื่อนที่บ่อย ทั้งนี้เพื่อเป็นการพิจารณาจังหวะและอัตราการเต้นของหัวใจของผู้ป่วยเป็นหลัก ดังนั้นตำแหน่งที่ทำการวัดสัญญาณจึงควรเป็นตำแหน่งที่สามารถให้ขนาดของคลื่น R ที่แรงเพื่อให้อัตราส่วนของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจต่อสัญญาณรบกวน (Signal to Noise Ratio : S/N) มีค่าสูง ทำให้สามารถวินิจฉัยจังหวะและอัตราการเต้นหัวใจของผู้ป่วยได้อย่างถูกต้อง ได้แนะนำตำแหน่งของการวัดเพื่อการมอนิเตอร์ไว้แสดงในรูปที่ 2.11 โดยติดขั้ววัดบนไว้ที่ตำแหน่ง V_1 ของ Unipolar Chest Lead (ตำแหน่งหมายเลข 1) ติดขั้ววัดบนไว้ที่ตำแหน่งใกล้ไหล่ซ้าย (ตำแหน่ง-หมายเลข 2) และติดขั้ววัดอย่าง

อิงไว้ที่ตำแหน่งใดๆบริเวณหน้าอก (ตำแหน่งหมายเลข 3) ลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จะใกล้เคียงกับ V_1 ของ Unipolar Chest Lead ซึ่งเป็นสัญญาณที่นิยมใช้ในการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ



รูปที่ 2.11 ตำแหน่งการติดขั้ววัดไฟฟ้าของวิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อการมอนิเตอร์

2.4 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นการบันทึกสภาพการทำงานของหัวใจ ที่วัดได้บนผิวหนังของร่างกายด้วยเครื่องวัดและถือได้ว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นพารามิเตอร์ที่สำคัญของร่างกาย (Physiological Parameter) ที่นำมาใช้ประโยชน์ในการวินิจฉัยอาการ ความผิดปกติและประเมินสภาวะของหัวใจได้เป็นอย่างดี

การวิเคราะห์และแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บ้านที่กได้จึงเป็นข้อมูลที่สำคัญในการประกอบการรักษาโรคต่างๆของผู้ป่วย โดยเฉพาะเกี่ยวกับหัวใจและหลอดเลือด การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงบนกระดาษกราฟซึ่งมีแนวนอนเป็นฐานเวลา (หน่วยเป็น วินาที) ส่วนแกนตั้งเป็นความสูงของคลื่น (หน่วยเป็น มิลลิโวลต์) แล้วอาศัยแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญในการแปลผลมาทำการอ่านและวัดพารามิเตอร์ต่างๆเช่น รูปคลื่น ความสูงของคลื่น ระยะเวลาช่วงต่างๆ ระดับของเส้นสัญญาณ เป็นต้น แล้วทำการสรุป รวบรวม วิเคราะห์และคาดคะเนว่าผู้ป่วยมีสภาวะของหัวใจเป็นเช่นใด โดยจะทำการวิเคราะห์ทั้ง 12 ลีดมาตรฐาน หรือเพียงลีดใดลีดหนึ่งขึ้นอยู่กับความสามารถและความชำนาญในการวิเคราะห์ผลของผู้เชี่ยวชาญนั้น ข้อจำกัดของวิธีการแบบนี้อยู่ที่เวลาที่ใช้ในการวิเคราะห์ผลเนื่องจากภารกิจประจำวันของแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญ ทำให้การทราบผลที่วิเคราะห์ไม่ทันต่อการรักษาผู้ป่วย ดังนั้นในปัจจุบันด้วยความเจริญก้าวหน้าทางเทคโนโลยี ทำให้สามารถนำคอมพิวเตอร์มาช่วยในการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแทนที่จะบันทึกลงในกระดาษกราฟ และเนื่องจากการใช้กระดาษกราฟในการนำไปวิเคราะห์จะทำให้สิ้นเปลืองค่าใช้จ่าย จึงได้มีการลดขนาดคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนการ

บันทึก เพื่อแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญจะได้นำไปใช้วิเคราะห์ต่อไป การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถพิจารณาได้ทั้งหมด 5 แบบ คือ

- อัตราการเต้นของหัวใจ (Rate)
- จังหวะการเต้นของหัวใจ (Rhythm)
- แนวแกนของหัวใจ (Axis)
- กล้ามเนื้อหัวใจพองโต (Hypertrophy)
- กล้ามเนื้อหัวใจตาย (Infarction)

การวิเคราะห์ทั้ง 5 แบบนี้เป็นการพิจารณาความผิดปกติที่เกิดขึ้นกับหัวใจ โดยพิจารณาตามลักษณะรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้

2.5 ทฤษฎีการออกแบบเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

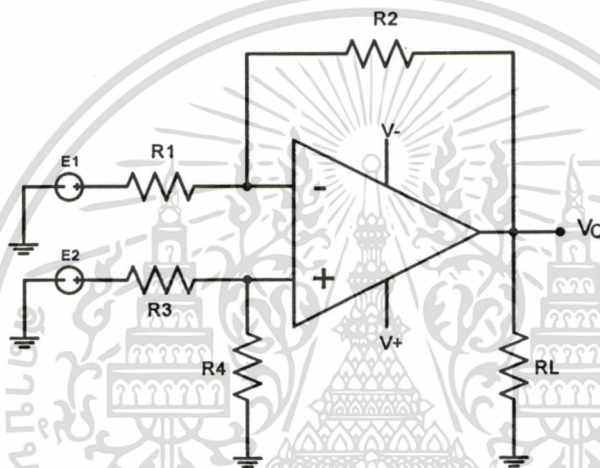
หัวใจเปรียบเสมือนแหล่งกำเนิดไฟฟ้า ซึ่งศักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะกระจายออกไปตามส่วนต่างๆ ของร่างกายเกิดเป็นสัญญาณตามจังหวะการทำงานของระบบหัวใจ ดังนั้นจึงสามารถวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ตกคร่อมระหว่างจุดใดๆ บนผิวหนังได้โดยการติดอิเล็กโทรดบนผิวหนังและเนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้มีขนาดประมาณ 1 mV ซึ่งมีขนาดต่ำมากจึงต้องทำการขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนี้ก่อนและ เนื่องจากสาเหตุของสัญญาณไฟฟ้าที่ใช้ตามบ้านซึ่งมีความถี่ 50 Hz นั้นมีโอกาสที่จะเหนี่ยวนำเข้ามาพร้อมกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้ ในการออกแบบวงจรวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่จะนำมาใช้ต้องมีคุณสมบัติพิเศษดังต่อไปนี้

2.5.1 ค่าอินพุทอิมพีแดนซ์สูง

ในการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะใช้ขั้วอิเล็กโทรดติดที่ผิวหนังซึ่งจะทำให้เกิดความต้านทานขึ้นตรงบริเวณรอยสัมผัสของขั้วไฟฟ้ากับผิวหนัง ดังนั้นวงจรขยายจึงต้องมีค่าอินพุทอิมพีแดนซ์สูงเพื่อป้องกันการเสียดสมมูลของวงจรและ การบั่นทอนสัญญาณที่เข้าสู่อินพุท การเสียดสมมูลของวงจรจะมีผลเสียดวงจรขยาย คือสัญญาณรบกวนที่เข้ามาในลักษณะสัญญาณคอมมอน โหมด (Common Mode Signal) ไม่สามารถกำจัดออกไปได้และ ยังทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซต (Offset Voltage) ซึ่งถูกขยายให้มีค่ามากขึ้นที่เอาต์พุต ถ้าศักดาไฟฟ้าออฟเซตมีค่ามากจะทำให้วงจรขยายอิมตัวมีศักดาไฟฟ้าเอาต์พุตค้างอยู่ที่ค่าเกือบเท่ากับศักดาไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟฟ้านั้นด้านใดด้านหนึ่ง (บวกหรือลบ) ซึ่งจะทำให้วงจรไม่สามารถทำงานได้

2.5.2 ค่า Common Mode Rejection Ration (CMRR) สูง

ค่า CMRR คือค่าอัตราส่วนระหว่างกำลังขยายของสัญญาณที่เป็นดิฟเฟอเรนเชียลโหมด (Differential Mode) ต่อกำลังขยายวงจรที่เป็นคอมมอน โหมด (Common Mode) โดยค่า CMRR เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรรขยายผลต่างที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ คุณสมบัติอันนี้คือ มีการขยายของสัญญาณดิฟเฟอเรนเชียลโหมดสูงและมีอัตราขยายของสัญญาณคอมมอน โหมดต่ำ ทั้งนี้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ต้องการขยายจะเข้าไปที่อินพุทในลักษณะของสัญญาณดิฟเฟอเรนเชียลโหมด ส่วนสัญญาณรบกวนจะเข้าไปที่อินพุทในลักษณะของสัญญาณคอมมอน โหมด



รูปที่ 2.12 วงจรรขยายผลต่าง (Differential Amplifier)

2.5.3 วงจรรขยายผลต่างแบบอินสตรูเมนเตชัน

วงจรรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน ประกอบด้วย ออปแอมป์และความต้านทานที่มีค่าความผิดพลาดต่ำ ซึ่งจะมีผลทำให้วงจรรขยายสัญญาณมีความถูกต้องตรงตามการคำนวณ ซึ่งมีประโยชน์ในการวัดสัญญาณที่มีขนาดเล็กๆ วงจรรขยายสัญญาณอีกแบบหนึ่งซึ่งมีคุณภาพคล้ายคลึงกับวงจรรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชันคือ วงจรรขยายผลต่าง (Differential Amplifier) คุณสมบัติบางประการสำคัญของวงจรรขยายผลต่างคือ สามารถที่จะวัดหรือขยายสัญญาณระดับต่ำๆ ซึ่งอยู่ในสัญญาณรบกวนระดับสูงได้ ดังนั้นในหัวข้อนี้ เราจะพิจารณาวงจรรขยายแบบผลต่างเพื่อที่จะได้วิเคราะห์ถึงคุณสมบัติเบื้องต้นก่อนซึ่งเราอาจจะสร้างวงจรรขยายผลต่างได้จากออปแอมป์หนึ่งตัว และความต้านทานอีก 4 ตัวได้ ดังเช่นแสดงในรูปที่ 2.12 และ จากรูปที่ 2.12 จะเห็นได้ว่าออปแอมป์ประกอบด้วยจุดสัญญาณเข้า

สองจุดเขียนแทนด้วยสัญลักษณ์ (+) และ (-) โดยถ้าเราให้ E_2 เท่ากับศูนย์เราจะได้ศักดาสัญญาณออก V_o ตามสมการที่ 2.1

$$V_o = E_1 \left(-\frac{R_2}{R_1} \right) \quad (2.1)$$

ถ้าให้ E_1 เท่ากับศูนย์เราจะได้ศักดาสัญญาณออก V_o ตามสมการที่ 2.2

$$V_o = \frac{E_2 R_4}{R_3 + R_4} \left(\frac{R_1 + R_2}{R_1} \right) \quad (2.2)$$

จากหลักการซูเปอร์โพสิชันจะได้ V_o ตามสมการที่ 2.3

$$V_o = E_1 \left(-\frac{R_2}{R_1} \right) + \frac{E_2 R_4}{R_3 + R_4} \left(\frac{R_1 + R_2}{R_1} \right) \quad (2.3)$$

และถ้าให้ $R_3 = R_1$ และ $R_4 = R_2$ V_o ตามสมการที่ 2.4

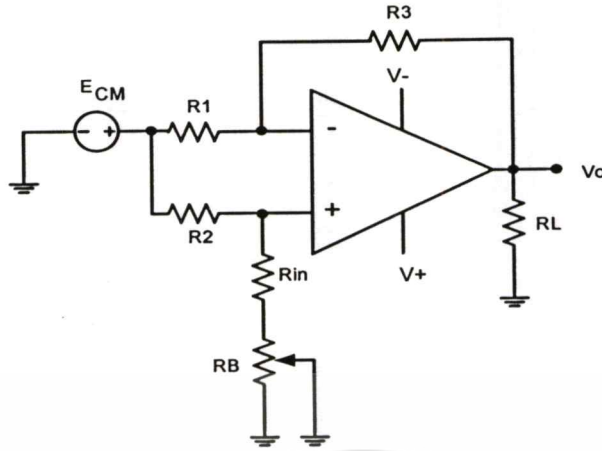
$$V_o = (E_2 - E_1) \left(\frac{R_2}{R_1} \right) \quad (2.4)$$

สัญญาณออก V_o ของวงจรขยายผลต่างเป็นไปตามสมการที่ 2.4 โดยที่อัตราขยายของวงจรขยายผลต่าง (AV) โดยมีค่าตามสมการที่ 2.5

$$AV = \frac{R_2}{R_1} \quad (2.5)$$

2.5.4 สัญญาณแบบคอมมอนโหมด

เมื่อสัญญาณอินพุตที่เข้าสู่วงจรขยายผลต่างทั้งสองมีค่าเท่ากันจะทำให้สัญญาณเอาต์พุตมีค่าเท่ากับศูนย์แสดงวงจรในรูปที่ 2.13 สัญญาณอินพุตที่เข้าในลักษณะเช่นนี้เราเรียกว่าเป็นสัญญาณเข้าแบบคอมมอน โหมด (Common-Mode input-voltage : E_{CM}) ศักดาสัญญาณออกจะเท่ากับศูนย์ก็ต่อเมื่ออัตราส่วนของความต้านทานคู่บนและคู่ล่างเท่ากันพอดี ในทางปฏิบัติเราอาจจะปรับความคลาดเคลื่อนของอัตราส่วนความต้านทานของทั้งคู่ได้ โดยปรับความต้านทานปรับค่าได้ (R_p) จนกระทั่งได้ระดับศักดาสัญญาณออกเท่ากับศูนย์หรือใกล้เคียงมากที่สุดดังนั้นค่าขยายศักดาคอมมอน โหมด (V_o/E_{CM}) ควรจะเท่ากับศูนย์หรือมีค่าใกล้เคียงศูนย์ด้วย คุณสมบัติดังกล่าวนี้เป็นคุณสมบัติสำคัญของวงจรขยายแบบผลต่าง ซึ่งจะทำให้สามารถเลือกขยายสัญญาณระดับต่ำซึ่งอยู่ในสัญญาณรบกวนระดับสูงได้ถ้าสัญญาณระดับต่ำที่ปรากฏที่จุดสัญญาณเข้าทั้งสองเป็นแบบโหมดต่าง (Differential Mode) ส่วนสัญญาณรบกวนระดับสูงเป็นแบบคอมมอนโหมด



รูปที่ 2.13 วงจรขยายผลต่างแบบคอมมอน โหมด (Common Mode)

2.5.5 การปรับปรุงคุณสมบัติของวงจรขยายผลต่าง

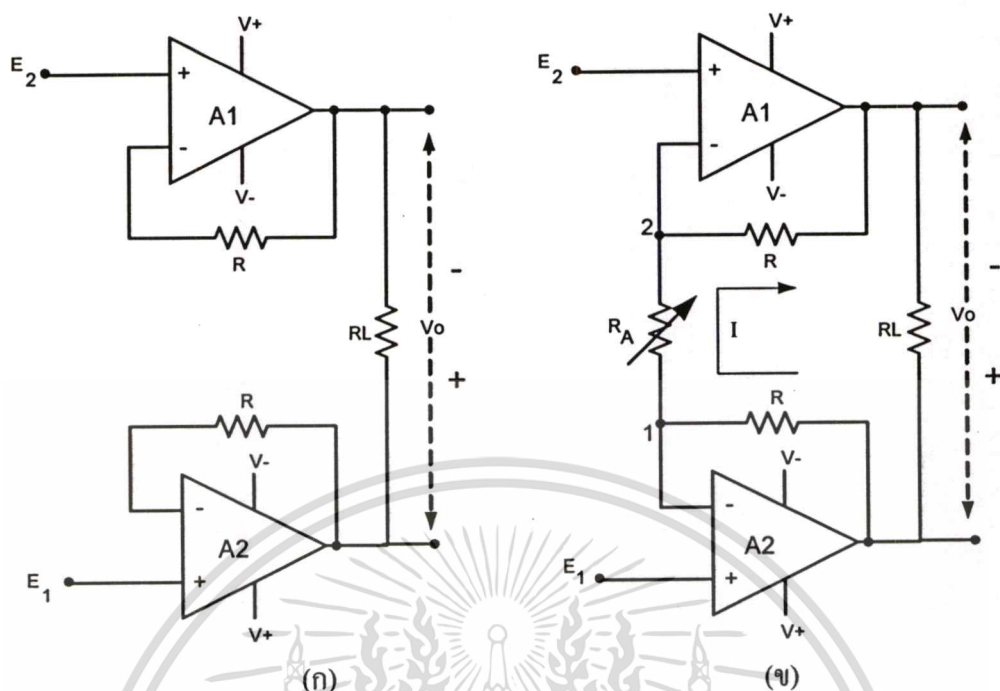
จากการออกแบบวงจรวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เราสามารถปรับปรุงคุณสมบัติของวงจรขยายผลต่างได้ดังนี้

1. การเพิ่มความต้านทานที่จุดสัญญาณเข้า

ข้อเสียสองประการของวงจรขยายผลต่างซึ่งเราจะได้พิจารณามาแล้วมีดังนี้คือประการแรกคือความต้านทานที่จุดสัญญาณเข้ามีค่าต่ำ แก้ไขได้โดยการใช้วงจรขยายแบบบัฟเฟอร์ที่จุดสัญญาณเข้าทั้งสองโดยอาศัยออปแอมป์สองตัวดังที่แสดงในรูปที่ 2.14(ก) สักคาสัญญาณออกของออปแอมป์ A_1 เมื่อเทียบกับกราวนด์จะเท่ากับ E_2 ส่วนสักคาสัญญาณออกของออปแอมป์ A_2 เมื่อเทียบกับกราวนด์จะเท่ากับ E_1 สัญญาณออกแบบผลต่างที่ตกคร่อม R_L นั้นคือสักคาตกคร่อม R_L หรือ V_o จะเท่ากับผลต่างของ E_1 และ E_2 หรือ $V_o = E_1 - E_2$ ซึ่งจากรูปที่ 2.14(ก) มีลักษณะเป็นสัญญาณออกแบบผลต่าง นั่นคือขาของ R_L จะไม่ต่อกับกราวนด์เลยทั้งสองขาและ V_o จะเป็นสักคาตกคร่อม R_L นั่นคือจะเป็นสักคาที่วัดจากขาใดขาหนึ่งของ R_L เมื่อเทียบกับสักคาที่อีกขาหนึ่งของ R_L

2. การปรับค่าขยาย

ข้อเสียประการที่สองของวงจรขยายแบบผลต่าง คือ การปรับค่าขยายทำได้ยากปัญหานี้อาจจะแก้ไขได้ง่าย โดยการเพิ่มความต้านทานปรับค่าได้ (R_x) อีก 1 ตัว กับวงจรขยายแบบบัฟเฟอร์ดังแสดงในรูปที่ 2.14(ข) ซึ่งจะได้วงจรที่มีค่าความต้านทานจุดสัญญาณเข้าสูง พร้อมกับสามารถปรับค่าขยายได้ง่าย



รูปที่ 2.14 การปรับปรุงคุณสมบัติของวงจรขยายผลต่าง

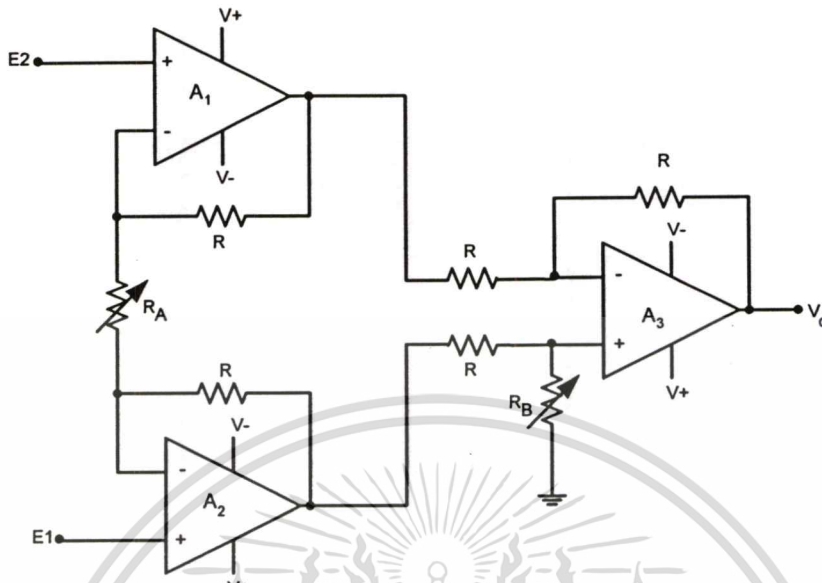
เมื่อพิจารณาออปแอมป์ในอุดมคติให้สัญญาณเข้าของออปแอมป์แต่ละตัวเท่ากับศูนย์ สักดาสัญญาณที่จุด 1 และ 2 จะเท่ากับ E_1 และ E_2 ตามลำดับ ทำให้ศักดาตกคร่อม R_A มีค่าเท่ากับ $E_1 - E_2$ ความต้านทาน R_A จะเป็นความต้านทานปรับค่าได้ใช้ในการปรับค่ากระแสไหลผ่าน R_A มีค่ากระแสตามสมการที่ 2.6

$$I = \frac{E_1 - E_2}{R_A} \tag{2.6}$$

ทิศทางกระแสของกระแส I จะเป็นตามเช่นที่แสดงในสมการที่ 2.6 ระดับศักดา E_1 สูงกว่าระดับศักดา E_2 กระแส I ดังกล่าวนี้อจะไหลผ่านความต้านทาน R ทั้งสองตัว สักดาซึ่งตกคร่อมความต้านทานทั้งสามตัวจะกำหนดค่าของ V_o ซึ่งอาจจะเขียนได้เป็นสมการ (2.7)

$$V_o = I(R_A + 2R) = \frac{(E_1 - E_2)}{R_A} \times (R_A + 2R)$$

$$V_o = (E_1 - E_2) \times \left(1 + \frac{2R}{R_A}\right) \tag{2.7}$$



รูปที่ 2.15 วงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชัน

2.5.6 เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

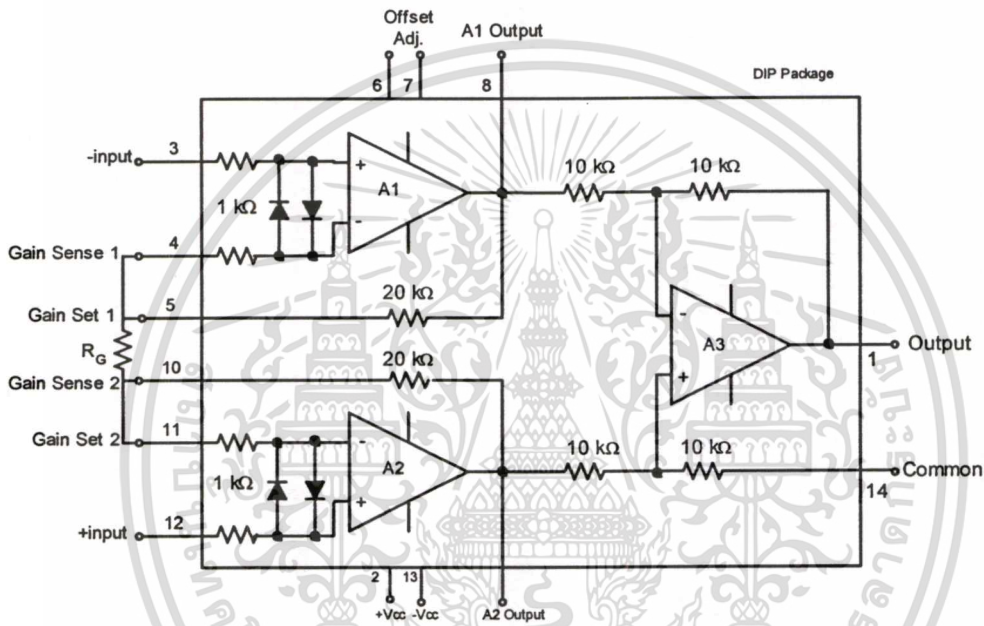
วงจขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชันเป็นวงจขยายผลต่างซึ่งมีประโยชน์มากและใช้งานในด้านต่างๆ ได้มากที่สุดแบบหนึ่งในปัจจุบัน เราอาจจะสร้างวงจขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชันได้จากออปแอมป์ 3 ตัว และความต้านทานอีก 7 ตัว ดังเช่นแสดงในรูปที่ 2.15 ซึ่งจะประกอบด้วยวงจขยายบัพเฟอร์ที่ได้อธิบายในหัวข้อที่ผ่านมาเป็นภาคแรกตามด้วยวงจขยายผลต่างเป็นภาคที่สองซึ่งประกอบไปด้วย ออปแอมป์ A_3 และความต้านทาน R จำนวน 3 ตัว กับ R_B หนึ่งตัวจะทำหน้าที่เป็นวงจขยายผลต่างมีค่าขยายสัญญาณผลต่างเท่ากับหนึ่ง โดยความต้านทาน R_B เป็นความต้านทานแบบปรับค่าได้เพื่อที่จะได้ปรับค่าขยายคอมมอน โหมดให้เท่ากับศูนย์ ส่วนค่าขยายจะปรับได้โดยอาศัยความต้านทานปรับค่าได้ R_A เป็นผลทำให้ค่าขยายศักดาสัญญาณเท่ากับสมการที่ 2.8

$$\frac{V_o}{E_1 - E_2} = 1 + \frac{2R}{R_A} \quad (2.8)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คุณสมบัติของวงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชั่นจะสรุปได้ดังนี้ คือ

1. ค่าขยายศักดาสัญญาณจากสัญญาณเข้าแบบผลต่างไปเป็นสัญญาณเดี่ยวจะถูกกำหนดโดยความต้านทานเพียงตัวเดียว คือ R_A
2. ค่าความต้านทานจุดสัญญาณเข้าสูงมาก และไม่เปลี่ยนแปลงไปตามค่าขยายศักดาสัญญาณ
3. V_O จะไม่ขึ้นกับสัญญาณเข้าส่วนที่เป็นสัญญาณคอมมอนโหมดของ E_1 และ E_2 แต่จะขึ้นกับผลต่างของ E_1 และ E_2 เท่านั้น



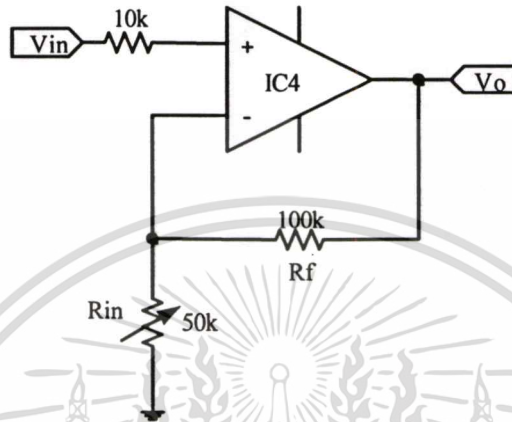
รูปที่ 2.16 แสดงโครงสร้างภายในของไอซีเบอร์ INA 101

ที่ในการออกแบบวงจรเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้ใช้ในการทดลองครั้งนี้ ได้นำไอซีเบอร์ INA101 มาใช้แทนวงจรในส่วนของออปแอมป์ A1, A2, A3 ในรูปที่ 2.15 ซึ่งเป็นวงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชั่นและจากรูปโครงสร้างภายในไอซีเบอร์ INA 101 ในรูปที่ 2.16 สามารถหาอัตราขยายของ IC เบอร์ INA 101 ดังสมการ 2.9

$$AV_1 = 1 + \left(\frac{40 \text{ k}\Omega}{R_G}\right) \tag{2.9}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยทั่วไป IC เบอร์ INA 101 จัดอยู่ในอุปกรณ์ประเภท High Accuracy Instrumentation-Amplifier และมีคุณสมบัติตรงตามความต้องการ ของวงจรอินสตรูเมนต์เช่นแอมพลิฟายเออร์ เช่น ค่า CMRR สูง มีค่าอินพุตอิมพีแดนซ์สูง และสัญญาณรบกวนต่ำ



รูปที่ 2.17 วงจรขยายแบบ Non-Inverting

ในส่วนของออปแอมป์ IC4 ในรูปที่ 2.17 เป็นวงจรขยายสัญญาณแบบ Non-Inverting โดยอัตราขยายของวงจรขึ้นอยู่กับค่าความต้านทานที่ปรับค่าได้ โดยปรับค่าความต้านทานให้ได้อัตราขยายที่สูงที่สุดที่สัญญาณยังคงรูปอยู่ได้ เนื่องจากขนาดของสัญญาณ ECG มีขนาดเล็กมาก อัตราขยายของวงจรขยายแบบ Non-Inverting ตามสมการที่ 2.10

$$AV_2 = 1 + (R_f / R_{in}) \quad (2.10)$$

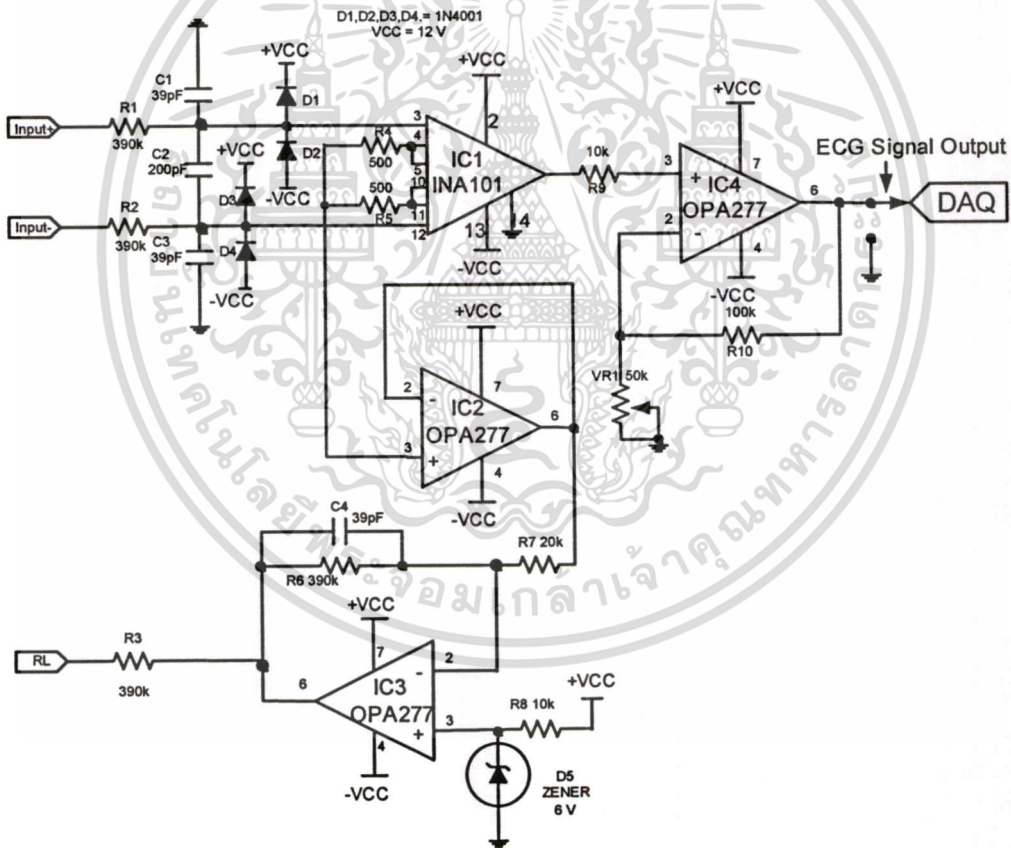
อัตราขยายของวงจรเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะมีค่าเป็นไปตามสมการที่ 2.11

$$AV = (AV_1) (AV_2) \quad (2.11)$$

เมื่อ AV_1 คือ อัตราขยายของ IC เบอร์ INA 101
 AV_2 คือ อัตราขยายของวงจร Non-inverting Amplifier

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 2.18 จะเห็นว่าวงจรเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจประกอบไปด้วย IC1, IC2, IC3, IC4 ซึ่ง IC1 เป็นไอซีวงจรรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชัน (Instrumentation Amplifier) IC2 เป็นวงจรรขยายแบบบัฟเฟอร์ (Buffer Amplifier) ส่วน IC3 เป็นวงจรรป้อนกลับแบบลบ (Negative Feedback) เพื่อใช้แทนกราวด์ หรือที่เรียกว่า RL driver (Right Leg Driver) ทำหน้าที่ลดศักดาไฟฟ้าคอมมอนโหมด ซึ่งเกิดขึ้นได้ระหว่างร่างกายผู้ป่วยกับกราวด์ของวงจร ส่วน IC4 เป็นวงจรรขยายแบบบวกทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากนั้นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะส่งไปที่ DAQ PXI6070E ของ National Instruments เพื่อแปลงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจซึ่งเป็นสัญญาณอนาล็อกให้เป็นดิจิทัล (Analog to Digital Converter) จากนั้นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะถูกกำจัดสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้ากระแสสลับ 50 Hz ซึ่งเกิดจากไฟฟ้าที่ใช้ในบ้านโดยใช้ซอฟต์แวร์โปรแกรม LabVIEW และ เก็บสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเพื่อเป็นฐานข้อมูลในการพิสูจน์ตัวตนต่อไป



รูปที่ 2.18 วงจรเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

หลักการพิสูจน์ตัวตนบุคคล

ในบทนี้จะอธิบายถึงหลักการที่ใช้ในการพิสูจน์ตัวตนบุคคลโดยจะกล่าวถึงวิธีเทมเพลตแมตซึ่งในส่วนพื้นฐานการหาค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ และทฤษฎีพื้นฐานเกี่ยวกับวิธีโครงข่ายประสาทเทียม โครงข่ายประสาทเทียมแบบชั้นเดียว (Single Layer Artificial Neural Networks) โครงข่ายประสาทเทียมแบบหลายชั้น (Multilayer Artificial Neural Networks) โครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนัก (Weightless Neural Networks)

3.1 ไบโอมेटริก

ไบโอมेटริกเป็นวิธีการที่ใช้ในการระบุตัวตนของบุคคลใช้แยกคุณลักษณะที่แตกต่างไม่ว่า ทางด้านกายวิภาคหรือ สรีรวิทยาและพฤติกรรม ของบุคคลแต่ละบุคคลซึ่งจะใช้หลักการจดจำรูปแบบ (Pattern Recognition) เพื่อเก็บเป็นฐานข้อมูลและใช้ในการเปรียบเทียบต่อไปโดย ตัวอย่างไบโอมेटริกที่ใช้ในปัจจุบันได้แก่ การตรวจสอบลายนิ้วมือ การตรวจสอบเสียง การตรวจสอบ โครงสร้างของมือและหน้าตา การตรวจสอบรูม่านตา และ การตรวจสอบลายเซ็น จากรูปที่ 3.1 แสดงตัวอย่างในรูป (ก) แสดงการใช้โครงสร้างของหน้าตา รูป (ข) แสดงการใช้ลายนิ้วมือ และ ในรูป (ค) แสดงการใช้รูปแบบของรูม่านตา



(ก)

(ข)

(ค)

รูปที่ 3.1 ตัวอย่างไบโอมेटริก

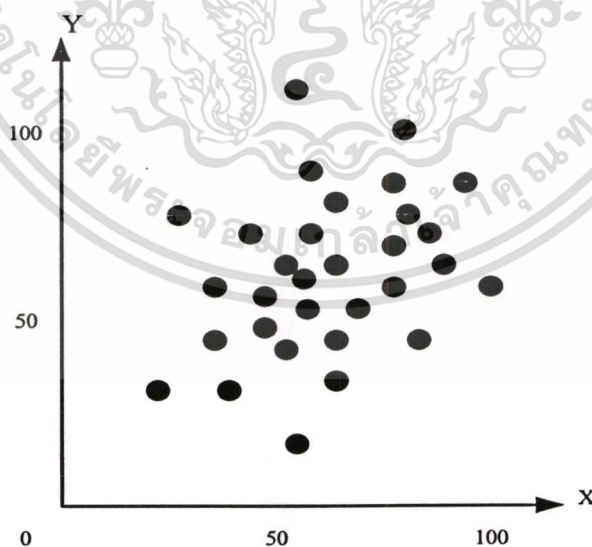
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 ทฤษฎีการหาค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์

โดยทั่วไปข้อมูลที่พบเห็นมักจะมีตัวแปรมากกว่า 1 ตัวซึ่งค่าเหล่านั้นอาจจะมี ความเกี่ยวข้องสัมพันธ์กันความรู้เรื่องความสัมพันธ์ของข้อมูลจะช่วยให้เข้าใจสิ่งต่างๆ ได้ดีขึ้นตัวแปรตั้งแต่ 2 ตัวแปรขึ้นไปก็สามารถนำข้อมูลที่ได้อาศึกษาว่าตัวแปรเหล่านั้นมีความเกี่ยวข้องสัมพันธ์กันหรือไม่ถ้ามีระดับความสัมพันธ์มีมากน้อยเพียงใดและลักษณะความสัมพันธ์เป็นแบบใดการที่ตัวแปรมีความสัมพันธ์กันหมายความว่าความรู้เกี่ยวกับตัวแปรตัวหนึ่งจะช่วยให้ทราบเรื่องราวเกี่ยวกับตัวแปรอื่นที่สัมพันธ์กันได้ ในงานวิจัยนี้เราหาค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์เพื่อที่จะหาความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของคนแต่ละคน

3.2.1 การจำแนกข้อมูล

ลักษณะของข้อมูลจะจำแนกได้เป็น 2 ประเภท คือข้อมูลเชิงคุณภาพ หรือข้อมูลจำแนกประเภท เช่น ความสัมพันธ์ระหว่างการสูบบุหรี่ และการเสื่อมสภาพทางเพศ เป็นต้น ข้อมูลเชิงปริมาณ เป็นการวัดค่าตัวแปรออกมาเป็นตัวเลขเช่น ความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณชิ้นงาน และจำนวนของแรงงาน เป็นต้น ความสัมพันธ์ในข้อมูลเชิงปริมาณเมื่อมี ข้อมูลของตัวแปร 2 ตัวที่วัดค่าเป็นตัวเลขซึ่งเรียกว่า ข้อมูลเชิงปริมาณ สิ่งที่น่าสนใจจากข้อมูลนี้ ได้แก่ ตัวแปรทั้งสองเกี่ยวข้องกันหรือไม่ระดับความสัมพันธ์ของตัวแปรมีมากน้อยเพียงใดความสัมพันธ์ของตัวแปรอยู่ในรูปใดจะคาดคะเนตัวแปรหนึ่งจากอีกตัวแปรหนึ่งได้ หรือไม่

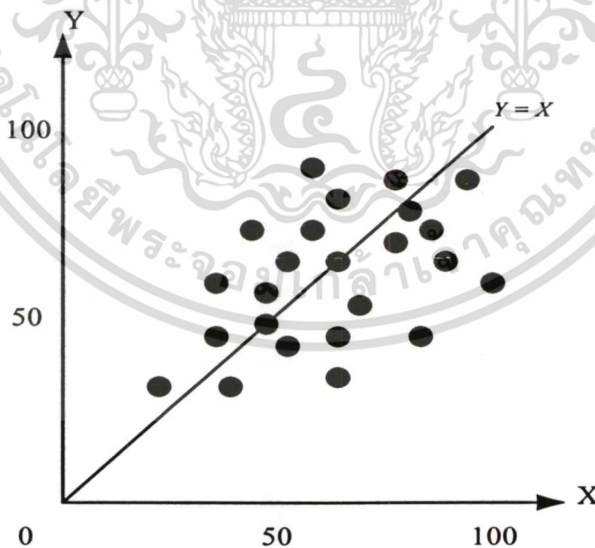


รูปที่ 3.2 แสดงกราฟการกระจายของข้อมูล

จากรูปที่ 3.2 เราจะกำหนดตัวแปรทั้ง 2 ชนิดเป็น x และ y การพิจารณาค่าข้อมูลของ x และ y ที่เป็นตัวเลขไม่ สามารถช่วยให้เห็นความสัมพันธ์ของ x และ y ได้มากนัก วิธีที่ดีกว่าและเป็นขั้นตอนแรกเริ่มที่สำคัญในการศึกษาหาความสัมพันธ์ในข้อมูลของทั้ง 2 ตัวแปรก็คือ การสร้างกราฟแสดงการกระจายของข้อมูลโดยให้ตัวแปร x อยู่ทางแนวนอน และตัวแปร y อยู่ทางแนวตั้งพล็อตค่า x และ y แต่ละคู่ลำดับลงบนกราฟแผนภาพที่ได้จะเรียกว่าแผนภาพการกระจาย

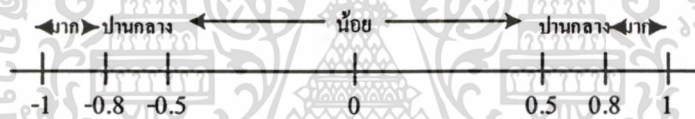
3.2.2 การหาค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์

สัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ (Correlation Coefficient) สัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์เป็นวิธีการทางสถิติที่ใช้ในการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรค่าว่าสหสัมพันธ์ (Correlation) หมายถึงความเกี่ยวข้องกัน ซึ่งความสัมพันธ์จะมี 2 แบบ คือ ความสัมพันธ์ ทางบวก หมายถึง เมื่อตัวแปรตัวหนึ่งมีค่าเพิ่มขึ้น อีกตัวแปรมีค่าเพิ่มขึ้นตามความสัมพันธ์ ทางลบ หมายถึง เมื่อตัวแปรตัวหนึ่งมีค่าเพิ่มขึ้น อีกตัวแปรจะมีค่าลดลง จากแผนภาพการกระจายในรูปที่ 3.2 จะทำให้ ทราบว่าตัวแปรมีความสัมพันธ์ กันแต่สิ่งที่จะต้องทราบเพิ่มเติม คือ ระดับความสัมพันธ์ของทั้ง 2 ตัวแปร (x, y) มีมากน้อยเพียงใด ซึ่งเรื่องนี้ แผนภาพการกระจายจะสามารถบอกได้ ในระดับหนึ่งเมื่อพล็อตเส้นตรงด้วยสมการ $y = x$ ดังรูปที่ 2 จุดต่างๆ บนแผนภาพการกระจายควรตกใกล้กับเส้นตรงนี้ การพล็อตเส้นตรงด้วยสมการ $y = x$ เป็นการแสดงว่าตัวแปรทั้ง 2 มีความสำคัญเท่าเทียมกัน ไม่มีตัวแปรใดเหนือกว่าดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 แสดงกราฟพล็อตด้วยสมการ $y = x$

การกระจายของจุดในแผนภาพการกระจายแสดงถึงความมากหรือน้อยของความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปร x และ y การทราบตัวแปรหนึ่งอาจจะช่วยให้คาดเดาค่าอีกตัวแปรหนึ่งได้เพราะตัวแปรทั้งสองมีความสัมพันธ์กัน แต่ การคาดคะเนยังมีความผิดพลาดเกิดขึ้นได้ เพราะยังมีการกระจายหรือความผันแปรอยู่มาก อันเนื่องมาจากความสัมพันธ์ ของตัวแปรทั้งสองยังไม่ สมบูรณ์ ดังนั้นจึงต้องสรุประดับความสัมพันธ์ของตัวแปรทั้งสองออกมาเป็นตัวเลขให้เห็นว่ามีระดับมากน้อย ค่าเฉลี่ยของ x และ y รวม ทั้งส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของ x และ y ไม่สามารถอธิบายความสัมพันธ์ระหว่าง x และ y ได้ ค่าเฉลี่ยของ x และ y จะทำให้ทราบว่าจุดศูนย์กลางของข้อมูลอยู่ที่ใด และจุดเบี่ยงเบนมาตรฐานของ x และ y จะอธิบายถึงการกระจายของจุดบนแต่ละแกนจากด้านหนึ่งของกลุ่ม ไปยังอีกด้านหนึ่ง การจะวัดระดับความสัมพันธ์จึงจะต้องใช้ค่าทางสถิติอีกค่าหนึ่งที่เรียกว่า สัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ (correlation coefficient) สัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ เป็นตัววัดความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรในเชิงเส้นตรงค่าของ สัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ บอกถึงระดับความสัมพันธ์ว่ามากหรือน้อย ซึ่งคือการเกาะกลุ่มของจุดรอบๆ แนวเส้นตรงว่าใกล้ ชิด หรือกระจายห่างจากเส้น สัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์จะมีค่าระหว่าง 1 ถึง -1 ดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 ระดับความสัมพันธ์สำหรับค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ต่างๆ

สัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์เป็นดัชนีแสดงระดับความสัมพันธ์เชิงเส้นตรง หรือการเกาะกลุ่มของจุดรอบแนวเส้นตรง กรณีความสัมพันธ์ที่ไม่เป็นเชิงเส้นตรงไม่เหมาะสมที่จะใช้ ค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ จะนำเชื่อถือและแสดงระดับความสัมพันธ์ได้ ก็ต่อเมื่อลักษณะความสัมพันธ์ เป็นแบบเส้นตรง ดังนั้นก่อนการคำนวณ ค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ ควรพิจารณาแผนภาพการกระจายทุกครั้ง เพื่อตรวจสอบความเกี่ยวข้องสัมพันธ์นั้นเป็นเส้นตรงหรือไม่

สัญลักษณ์แทนค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ คือ r_{xy} เมื่อรวบรวมข้อมูลของตัวแปร x และ y มาจำนวน n คู่คือ $(x(1), y(1)), (x(2), y(2)), \dots, (x(n), y(n))$ ก็จะคำนวณค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์จากข้อมูลตามสมการที่ 3.1

$$r_{xy} = \frac{\sum_{n=1}^N \{x(n) - \bar{x}\} \{y(n) - \bar{y}\}}{\sqrt{\sum_{n=1}^N \{x(n) - \bar{x}\}^2 \sum_{n=1}^N \{y(n) - \bar{y}\}^2}} \quad (3.1)$$

โดยที่ ค่า r_{xy} เป็นค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์

ค่า x เป็นค่าสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เราเก็บไว้ในฐานข้อมูล

ค่า y เป็นค่าสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เรานำมาเปรียบเทียบ

ค่า \bar{x} เป็นค่าเฉลี่ยของ x

ค่า \bar{y} เป็นค่าเฉลี่ยของ y

3.3 ทฤษฎีพื้นฐานเกี่ยวกับวิธีโครงข่ายประสาทเทียม

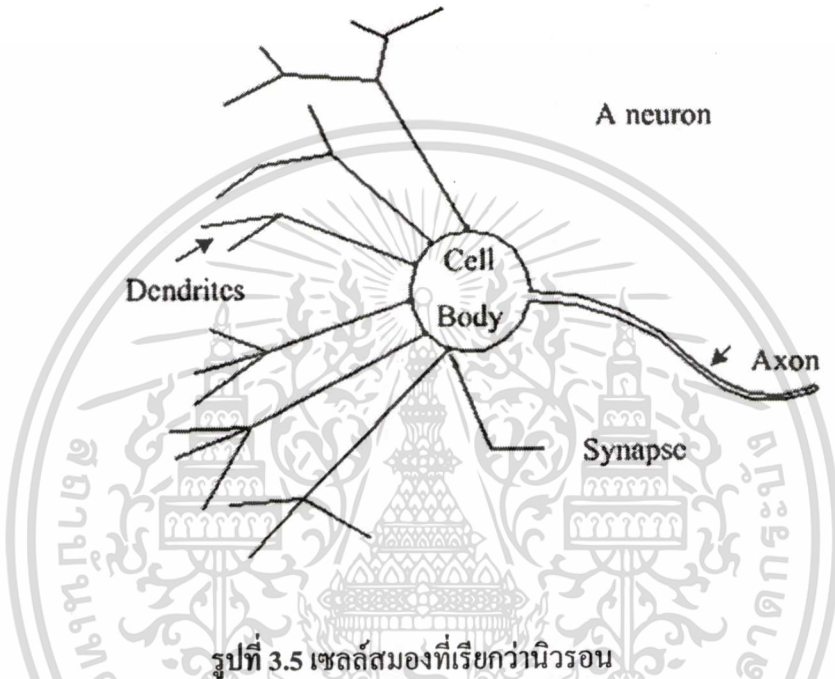
โครงข่ายประสาท (Neural Network) หมายถึง โครงข่ายใยประสาทที่เชื่อมต่อกันระหว่างเซลล์ประสาทจำนวนมากมาขมมหาศาล มีความสามารถประเมินผลสูงบรรจุอยู่ในสมอง สมองชีวภาพที่เป็นจุดศูนย์กลางการควบคุมกิจกรรมของการดำเนินชีวิต การวิจัยสร้างโครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Network : ANN) มีแนวความคิดเลียนแบบการทำงานของสมองชีวภาพเพื่อกำหนดแนวทางสำหรับการสร้างแบบจำลองขึ้นมา แล้วพยายามสมมติฐานลักษณะการทำงานของมันเป็นโมเดลคณิตศาสตร์ที่มีลักษณะเดียวกันแล้วดำเนินการคำนวณ โดยใช้คอมพิวเตอร์

3.3.1 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับโครงข่ายประสาทเทียม

ในช่วงระยะเวลา 8-9 ปีที่ผ่านมา ในต่างประเทศมีการตื่นตัวในการวิจัยและพัฒนาเกี่ยวกับโครงข่ายประสาทเทียม อย่างกว้างขวางทั้งทางด้านทฤษฎีและการประยุกต์ใช้งาน จนกระทั่งถึงปัจจุบันได้มีการประยุกต์นำโครงข่ายประสาทเทียม มาใช้ในอุปกรณ์เครื่องใช้ต่างๆ มากขึ้น เช่น เครื่องมือหาปลา (Sonar) ที่มีความทันสมัยมากขึ้น เช่น สามารถบอกได้ว่าฝูงปลาที่กำลังตรวจจับอยู่นั้นเป็นปลาชนิดใด จำนวนเท่าไร เครื่องโทรศัพท์แบบที่สามารถเรียกเลขหมายปลายทางให้อัตโนมัติ (Voice Phone) เพื่อยกหูและพูดชื่อของผู้ที่จะติดต่อเท่านั้น เครื่องอ่านตัวอักษร (OCR) ที่สามารถเปลี่ยนภาพตัวอักษรให้เป็นรหัสตัวอักษรแบบแอสกี ระบบนักบินอัตโนมัติ (Auto Pilot Aircraft) ระบบการคาดเดาอนาคตจากข้อมูลในอดีต (Forecasting Prediction) และ ฯลฯ ซึ่งเครื่องมือและอุปกรณ์ต่างๆ ที่นำเอาโครงข่ายประสาทเทียม มาใช้ช่วยวิเคราะห์นั้นจะมีความฉลาดมากขึ้นและมีระบบความคิดที่มีการทำงานในลักษณะคล้ายกับมนุษย์

3.3.2 โครงข่ายประสาทชีวภาพ

ระบบการคิดของมนุษย์มีโครงสร้างพื้นฐานจากเซลล์สมอง ที่เรียกว่า นิวรอน เรียงเป็นชั้น จำนวนมหาศาลประมาณหมื่นล้านนิวรอน เชื่อมโยงถึงกันประมาณพันล้านล้านจุดแต่ละนิวรอนจะมีคุณลักษณะต่างกันไป แต่จะมีรูปแบบการทำงานคล้ายๆกันคือ รับค่าเข้ามาประมวลผลและส่งสัญญาณไฟฟ้าเคมีออกมา



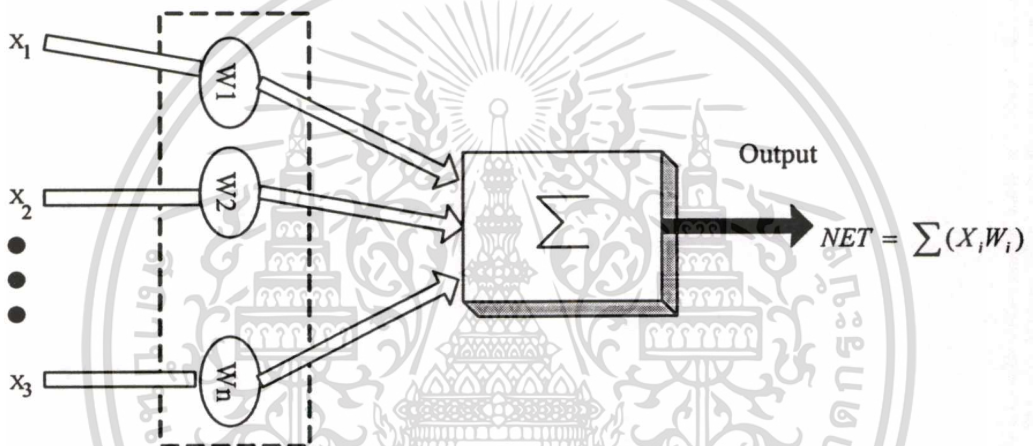
รูปที่ 3.5 เซลล์สมองที่เรียกว่านิวรอน

จากรูปที่ 3.5 แสดงเซลล์สมองที่เรียกว่านิวรอนแขนงที่ขยายออกไปยังเซลล์อื่นๆเพื่อรับสัญญาณ เรียกว่า เดนไดรต์ (Dendrites) จะมีจุดเชื่อมต่อกับเซลล์ประสาทอื่นๆ เรียกว่าไซแนปส์ (Synapse) และส่วนที่ใช้ส่งสัญญาณออกไปเรียกว่า แอกซอน (Axon) แต่ละนิวรอนจะมีคุณสมบัติในการเพิ่มขยาย หรือลดทอนความเข้มของสัญญาณที่เข้ามาถึงเดนไดรต์ของเซลล์ อาจกระตุ้นหรือยับยั้งตัวเซลล์ก็ได้ เนื่องจากเซลล์ประสาทหนึ่งเซลล์มีเดนไดรต์จำนวนมาก ดังนั้นสัญญาณกระตุ้นเดนไดรต์ที่รับเข้ามาจากเซลล์อื่นๆ จะถูกนำมารวมกันที่ตัวเซลล์ประสาท ที่เซลล์ประสาทจะมีค่าขีดแบ่ง (Threshold) ค่าหนึ่ง หากผลรวมของสัญญาณไฟฟ้าเคมี (Electrochemical) มีค่ามากกว่าค่าขีดแบ่ง ประสาทจะส่งสัญญาณค่าหนึ่งผ่านทางแอกซอนไปยังนิวรอน อื่นๆต่อไป การจัดเรียงเป็นชั้น (Layer) และลักษณะการเชื่อมโยงระหว่างนิวรอนในสมองนั้นมีการจัดเรียงที่ซับซ้อนสอดคล้องกับหน้าที่การทำงานเฉพาะส่วน มีการเจริญเติบโตเรียนรู้สัมพันธ์กับสิ่งแวดล้อมตลอดเวลา จึงเป็นการยากที่จะ

สามารถสร้างโมเดลเลียนแบบการทำงานของสมองชีวภาพได้ทั้งหมด ปัจจุบันยังคงทำได้เพียงการจำลองเลียนแบบการทำงานเฉพาะส่วนบางส่วน ของโครงข่ายประสาทเทียม มาใช้เฉพาะกับงานใดงานหนึ่ง และมีขอบเขตจำกัดการใช้งานด้วย

3.3.3 โครงข่ายประสาทเทียม

การออกแบบสร้างประสาทเทียมมีสมมติฐานจากโครงข่ายประสาทชีวภาพ ซึ่งมีความนำสัญญาณไฟฟ้าเคมีต่างกัน โมเดลโครงข่ายประสาทเทียมจึงต้องมีการถ่วงน้ำหนักก่อนไปใช้งาน เรียกว่า ไซแนปติกเวกท์ ปริมาณข้อมูลจะถูกนำมารวมกันและตัดสินใจด้วยระดับความสนใจของนิวรอน (Activation level) แล้วส่งไปเอาท์พุทออกไปยังนิวรอนตัวอื่นๆ



รูปที่ 3.6 แสดงโคะแกรมของนิวรอนที่สร้างขึ้น

จากรูปที่ 3.6 เป็นโคะแกรมที่จำลองจากแนวความคิดของเซลล์สมองทางชีวภาพ สัญญาณอินพุท คือ X_1, X_2, \dots, X_n จะถูกป้อนเข้ามายังนิวรอน เปรียบได้กับสัญญาณไฟฟ้าเคมีเข้ามายังไซแนปส์ของเซลล์ประสาท ค่าอินพุทเหล่านี้จะคูณด้วยค่าถ่วงน้ำหนัก (Weight) ที่มีค่าตั้งแต่ 0.0 – 1.0 ผลรวมของสัญญาณทั้งหมดจะเป็นไปตามสมการที่ 3.2

$$\begin{aligned} NET &= X_1W_1 + X_2W_2 + \dots + X_nW_n \\ &= \sum(X_iW_i) \end{aligned} \quad (3.2)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากนั้นจะถูกตัดสินใจโดยหน่วยเซลล์ด้วยฟังก์ชันการตัดสินใจและได้ค่าเอาต์พุตตามสมการที่

3.3

$$OUT = F(NET) \quad (3.3)$$

ฟังก์ชันตัดสินใจของนิวรอนอาจเป็น Hard linear function ตามสมการที่ 3.4

$$\begin{aligned} OUT &= 1 \text{ ถ้า } NET > T \\ &= 0 \text{ ถ้า } NET \text{ มีค่ากรณีอื่น} \end{aligned} \quad (3.4)$$

โดยที่ T คือค่าขีดแบ่ง (Threshold) หรืออาจเป็นฟังก์ชันอื่นๆที่เลียนแบบคุณสมบัติไม่คงที่ของเซลล์ประสาทได้ดีกว่า และใช้เป็นฟังก์ชันให้กับโครงข่ายทั่วไปได้ ฟังก์ชันตัดสินใจที่นิยมใช้กันทั่วไปคือ ซิกมอยด์ ฟังก์ชัน (Sigmoid Function) ซิกมอยด์ฟังก์ชันสามารถเขียนได้ดังสมการที่ 3.5 แสดงในรูปที่ 3.7

$$f(x) = \frac{1}{(1 + e^{-x})} \quad (3.5)$$

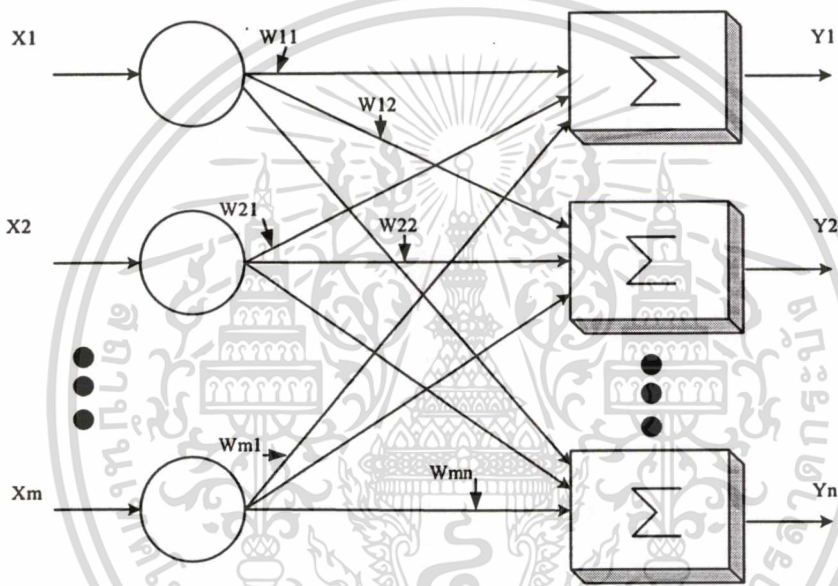
รูปที่ 3.7 แสดงกราฟที่ได้จากซิกมอยด์ ฟังก์ชัน

การใช้ซิกมอยด์ ฟังก์ชัน จะทำให้ค่าขีดแบ่งฟังก์ชันมีลักษณะ ไม่เป็นเชิงเส้น (Non Linear-Function) ทำให้ได้ค่าอินพุตที่ไวต่อสัญญาณขนาดเล็กๆและเฉื่อยต่อสัญญาณแรงๆ คือ สัญญาณไปทางบวกเล็กน้อยก็จะมีค่าเอาต์พุตใกล้เคียง “1” และสัญญาณเป็นลบค่าต่ำๆ ใกล้เคียง “0” ขณะเดียวกัน

สัญญาณบวกขนาดแรงๆก็ยังคงให้ค่าเอาต์พุตใกล้เคียง “1” และสัญญาณลบค่ามากๆก็ยังคงให้เอาต์พุตใกล้เคียง “0” ได้ คือมีคุณสมบัติ Non Linear Gain นั้นเอง ซึ่งคลอสมเบอร์ก (Grossberg,1973) พบว่าสามารถแก้ปัญหา Noise Saturation Dilemma ได้และทำให้นิวรอนสามารถทำงานได้กว้างขึ้น

3.3.4 โครงข่ายประสาทเทียมแบบชั้นเดียว

โดยทั่วไปโครงข่ายประสาทแบบชั้นเดียว (Single Layer Artificial Neural Network) ไม่มีการไหลย้อนกลับของค่าสัญญาณเอาต์พุต จะมีความสามารถในขอบเขตจำกัด คือ ใช้ตัดสินใจกับปัญหาที่เป็นฟังก์ชันเชิงเส้นเท่านั้น



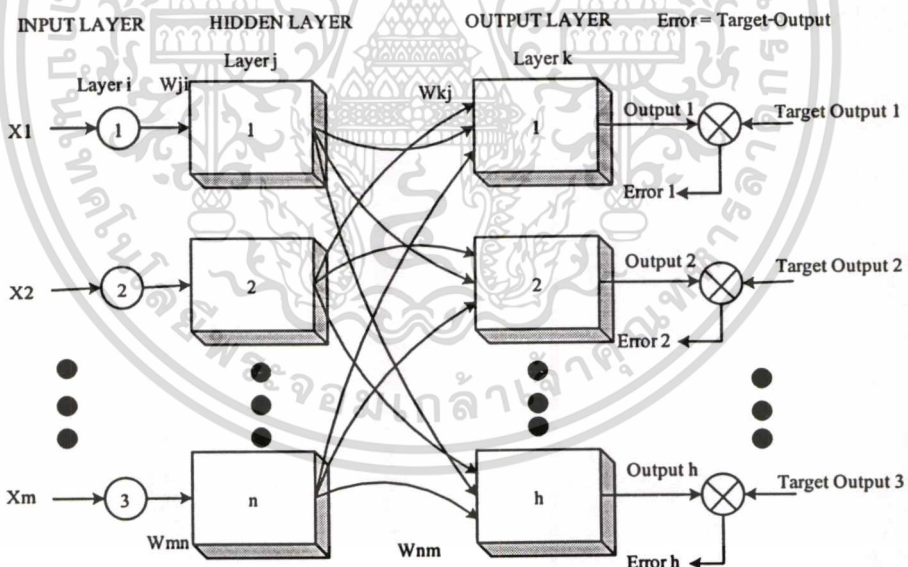
รูปที่ 3.8 แสดงลักษณะ โครงข่ายประสาทเทียมแบบชั้นเดียว

จากรูปที่ 3.8 เป็นโครงข่ายประสาทเทียมแบบชั้นเดียว ที่ประกอบด้วยเซลล์ประสาทเทียมหลายๆชุด ความสามารถในการคำนวณของโครงข่ายประสาทเทียม ได้มาจากลักษณะการเชื่อมต่อ เป็นโครงข่ายง่าย ๆ เป็นกลุ่ม โมดูลประสาทเทียมที่เชื่อมต่อกันเป็นชั้นๆซึ่งจากรูปจะเห็นว่า เป็นโครงข่ายประสาทเทียมแบบชั้นเดียว ที่ประกอบด้วยเอาต์พุตเลเยอร์ (กลุ่มของบล็อกรับสัมผัสที่อยู๋ทางขวามือ) และอินพุตเลเยอร์ (วงกลมทางซ้ายมือ) โดยไม่พิจารณาอินพุตเลเยอร์ว่าเป็นนิวรอนเลเยอร์ เนื่องจากอินพุตเลเยอร์จะทำหน้าที่เชื่อมต่ออินพุตที่รับมาและส่งออกไปให้ยังแต่ละอินพุตนิวรอนเลเยอร์ (ในที่นี้คือ Output Layer) ในชั้นถัดไป โดยแต่ละอินพุตจะถูกคูณ โดยค่าน้ำหนักเฉพาะแต่ละอินพุต โครงข่ายประสาทเทียมที่สร้างขึ้นในขั้นแรกไม่ซับซ้อน

อย่างไรก็ดีลักษณะการเชื่อมโยงระหว่างโครงข่ายไม่ได้มีแบบเดียว การเชื่อมโยงระหว่างเลเยอร์อาจมีการเชื่อมโยงย้อนกลับมาจากอินพุทเลเยอร์อีก ซึ่งโครงข่ายประสาทชีวภาพก็มีลักษณะดังกล่าวเช่นกัน สำหรับค่าน้ำหนัก (Weight) ในรูปที่ 3.8 มีวิธีการพิจารณาในรูปของ เมตริกน้ำหนัก (Weight Matrix) ซึ่งหากโครงข่ายมีหลายชั้น จะช่วยให้ระบุค่าน้ำหนักได้ง่ายขึ้น และเพื่อหลีกเลี่ยงความสับสนจะกำหนดเป็นโดเมนชั้น (Dimensions) ของเมตริก โดยให้ m แทนจำนวนแถว หรือจำนวนของอินพุทและ n แทนจำนวนของนิวรอน ที่สร้างขึ้น เช่น น้ำหนักที่เชื่อมระหว่างอินพุทตัวที่ 4 กับนิวรอนตัวที่ 2 คือ $W_{4,2}$

3.3.5 โครงข่ายประสาทเทียมแบบหลายชั้น (Multilayer Artificial Neural Network)

สืบเนื่องมาจากในปี 1969 Minsky และ Seymour Papert ได้พิสูจน์ว่าโครงข่ายประสาทเทียมแบบชั้นเดียวไม่สามารถนำมาแก้ปัญหาต่างๆ ในบางกรณีได้นักวิจัยจึงได้เสนอรูปแบบของโครงข่ายประสาทเทียมแบบหลายชั้นซึ่งมีโครงสร้างประกอบขึ้นจากการจัดเรียงของตัวเซลล์ประสาทตั้งแต่ 2 ชั้นขึ้นไป (ไม่รวมนับชั้นอินพุท) โดยปกติโครงข่ายประสาทเทียมแบบหลายชั้นจะประกอบไปด้วยโครงข่ายประสาทเทียมแบบชั้นเดียวหลายๆตัวที่อยู่ในโครงสร้างที่มีลำดับชั้นลดหลั่นกันลงไป



รูปที่ 3.9 แสดง โครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมแบบหลายชั้น

โดยอยู่ในรูปแบบของการทำงานที่ป้อนไปข้างหน้า (Feedforward) ซึ่งชั้นที่อยู่ระหว่างชั้นอินพุทและชั้นเอาต์พุท เรียกว่า ชั้นซ่อน (Hidden Layer) ซึ่งชั้นซ่อนนี้เองที่เป็นตัวเพิ่มความสามารถให้กับ

โครงข่ายประสาท จากรูปที่ 3.9 ชุดข้อมูลเอาต์พุตที่ได้จากชั้นหนึ่งจะถูกส่งไปเป็นข้อมูลอินพุตสำหรับชั้นต่อไปโดยค่าเอาต์พุตในชั้นสุดท้ายซึ่งก็คือ เอาต์พุตของโครงข่ายประสาทเทียมจะถูกนำไปเปรียบเทียบกับค่าความผิดพลาด (Error) กับค่าเอาต์พุตที่ต้องการ (Target Output) ค่าความผิดพลาดที่ได้จะนำไปใช้ในการปรับค่าถ่วงน้ำหนักของโครงข่ายประสาทเทียมให้เปลี่ยนไปในทางถูกต้องมากขึ้น

3.4 การฝึกสอนให้กับโครงข่าย

การฝึกสอนให้กับโครงข่าย (Training Algorithm) ถูกจัดเป็น 2 ประเภท คือ แบบควบคุม (Supervise Training) และแบบอิสระ (Unsupervise) โดยการฝึกสอนแบบควบคุมต้องการข้อมูล 2 ชุด คือ อินพุตกับชุดเป้าหมาย เรียก เทรนนิ่ง-แพร์ (Training Pairs) เช่น การเรียนรู้แบบแพร์ย้อนกลับ ส่วนการฝึกสอนแบบอิสระสร้างขึ้น โดยเปรียบเทียบการทำงานของสมองที่ไม่จำเป็นต้องมีผู้มาคอยคิดค่าเป้าหมายให้ก่อน โครงข่ายจะรับเพียงค่าอินพุตเข้าไปเท่านั้น อัลกอริทึมการฝึกสอนจะเปลี่ยนแปลงค่าถ่วงน้ำหนักของโครงข่าย เพื่อสร้างเอาต์พุตและเมื่อค่าอินพุตมีการเปลี่ยนแปลงไปเพียงเล็กน้อย โครงข่ายจะยังคงสามารถชี้ได้ว่าเป็นข้อมูลเดิม เนื่องจากเอาต์พุตของโครงข่ายไม่มีการกำหนดมาก่อน ส่วนใหญ่จะถูกแปรรูปให้เข้าใจได้ จึงไม่สามารถใช้ตัดสินใจปัญหาที่มีความยากได้ มักใช้ในงานง่ายๆ เช่น การเปรียบเทียบเอกลักษณ์ รูปภาพ รูปแบบที่สัมพันธ์กันระหว่างอินพุตและเอาต์พุต

3.4.1 ขั้นตอนการเรียนรู้แบบแบคพรอพพาเกชัน

โครงข่ายประสาทเทียมแบบหลายชั้นดังรูปที่ 3.9 สามารถแก้ปัญหาซับซ้อนมากๆ ได้ดีกว่าโครงข่ายประสาทเทียมแบบชั้นเดียวแต่แน่นอนว่าการสอนอาจยากกว่า โครงข่ายประสาทเทียมแบบหลายชั้นเป็นโครงข่ายที่มีชั้นซ่อนหนึ่งหรือมากกว่านั้น ระหว่างส่วนอินพุตและเอาต์พุต การส่งข้อมูลถูกส่งไปทิศทางเดียวซึ่งจะเห็นได้ว่าข้อมูลถูกส่งจากขวาไปซ้ายในชั้นเดียวกันไม่มีการส่งข้อมูลถึงกัน แต่จะมีการส่งระหว่างชั้นเชื่อมกันหมดในแต่ละเส้นทางการเชื่อมต่อมีค่าถ่วงน้ำหนักประจำอยู่ และใช้การสอนแบบต้องมีเอาต์พุตเป็นตัวเปรียบเทียบหรือต้องมีผู้สอน ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบเอาต์พุตกับเอาต์พุตที่ต้องการ ก็จะได้ค่าผิดพลาดของชั้นเอาต์พุต โดยในรูปที่ 3.9 นำค่าผิดพลาดของชั้นเอาต์พุตที่ได้นี้ส่งย้อนกลับไปเพื่อใช้ในการคำนวณค่าผิดพลาดของชั้นซ่อน และนำค่าผิดพลาดที่ได้ทั้งหมดไปปรับปรุงค่าถ่วงน้ำหนักในแต่ละชั้นต่อไป ในการส่งค่าผิดพลาดย้อนกลับจากชั้นเอาต์พุตไปยังชั้นซ่อนนี้เองเป็นสาเหตุที่เรียกว่าแบคพรอพพาเกชัน ในรูปที่ 3.9 เป็นการอธิบายที่เน้นถึงโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียม แต่เพื่อให้ง่ายต่อการอธิบายต่อไปจึงต้องทำการปรับรูปที่ 3.9 เป็นรูป 3.10 ให้มีลักษณะโครงสร้างที่ซับซ้อนน้อยลง โดยเน้นไปที่ตัวแปรที่ต้องใช้ในการคำนวณ

หรืออาจกล่าวได้ว่า

$$SM \rightarrow SM-1 \rightarrow \dots \rightarrow S2 \rightarrow S1$$

7. ปรับปรุงค่าถ่วงน้ำหนัก

$$W^m(k+1) = W^m(k) - \alpha S^M (am+1)^T \quad (3.10)$$

8. ปรับปรุงค่าไบอัส

$$b^m(k+1) = b^m(k) - \alpha S^M \quad (3.11)$$

9. ทำจนครบทุกชุดของข้อมูลที่ต้องการสอนให้กับโครงข่ายประสาทเทียม ถ้ายังไม่ครบกลับไปเริ่มทำที่ข้อ 2

10. ตรวจสอบค่าผิดพลาดรวมที่คำนวณได้จากข้อ 4 (E) กับค่าผิดพลาดที่กำหนด (E_k) ว่าน้อยหรือมากกว่าหรือไม่ ($E < E_k$) ถ้ามากกว่ากลับไปเริ่มทำที่ข้อ 2 และเริ่มจากข้อมูลชุดแรกถ้าน้อยกว่าแสดงว่าการสอนเสร็จสมบูรณ์ให้เก็บค่าถ่วงน้ำหนัก (W) ไว้ใช้งานต่อไปและจบขั้นตอนการสอนจากข้อ 3

ทรานส์เฟอร์ฟังก์ชันของชั้นเอาต์พุตและทรานส์เฟอร์ฟังก์ชันของชั้นซ่อนขึ้นอยู่กับทางเลือกการใช้งาน เช่น ฟังก์ชันลอจิสติก ฟังก์ชันไฮเปอร์โบลิกแทนเจนต์ ฟังก์ชันฮาร์ดลิมิต เป็นต้น ซึ่งฟังก์ชันที่เลือกใช้ควรเหมือนกัน จากขั้นตอนการสอนจะเห็นได้ว่าในข้อที่ 7 และข้อที่ 8 มีการปรับปรุงค่าถ่วงน้ำหนัก และค่าไบอัส ตามลำดับ สาเหตุนี้ทำให้ถูกเรียกว่าแบคพรอพพาเกชัน ส่วน (f) เป็นอนุพันธ์อันดับหนึ่งของฟังก์ชัน การแก้ปัญหาโดยใช้วิธีแบคพรอพพาเกชัน ประสบผลสำเร็จพอสมควร เนื่องจากสามารถใช้ในการแก้ปัญหาที่สลับซับซ้อน ได้โดยง่าย แต่การออกแบบโครงข่ายประสาทเทียมยังไม่สามารถหาวิธีการออกแบบได้รวดเร็วและ การเรียนรู้ของโครงข่ายประสาทเทียมยังต้องใช้เวลาานานมากด้วย

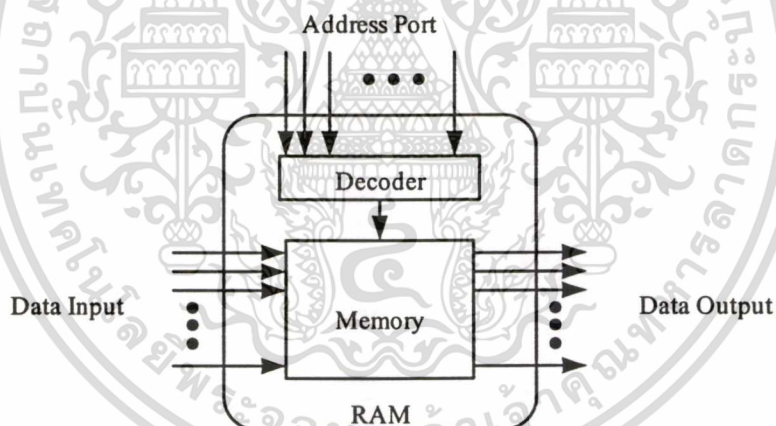
3.5 โครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนัก (Weightless Neural Networks)

โครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนัก คือหน่วยความจำชั่วคราว (RAMs) ที่เป็นพื้นที่สำหรับเก็บข้อมูลการกระตุ้นของอินพุตและผลตอบสนองต่อความสัมพันธ์ใน look-up tables ในรูปแบบของปฏิกริยาทางตรรกศาสตร์ของนิรอรอด ต้นแบบของความคิดนี้ถูกเสนอ โดย Bledsoe และ Browning (1959) ซึ่งรู้จักกันในชื่อของกระบวนการจำแนกข้อมูลแบบ n-tuple (n-tuple Recognition Process) tuple แต่ละหน่วยจะรับข้อมูลเพียงส่วนเล็กๆของข้อมูลทั้งหมดและตอบสนองโดยผลที่ได้ของแต่ละยูนิตเป็นอิสระต่อกัน การจำแนกข้อมูลใน n-tuple machine สามารถทำได้โดยเปรียบเทียบลักษณะที่คล้ายกันระหว่างรูปแบบของข้อมูลที่เก็บภายในความจำของคอมพิวเตอร์ซึ่งมาจาก tuples ทั้งหมดกับรูปแบบของข้อมูลที่ป้อนเข้าไป โดยให้ลักษณะที่คล้ายคลึงกันออกมาในรูปของคะแนน ซึ่งข้อได้เปรียบของ

เทคนิคนี้ คือ ข้อมูลหลายตัวสามารถมีผลตอบสนองร่วมกันใน tuple หนึ่งหน่วยและสามารถแยกรูปแบบของข้อมูลแบบไม่เป็นเชิงเส้น (Non-Linearly) ออกมาได้

ระหว่างทศวรรษที่ 70 การพัฒนาเทคโนโลยีของวงจรรวมหรือ Integrated Circuit Technology สามารถสร้าง Random Access Memories (RAMs) ได้ซึ่งเป็นการนำไปสู่การค้นพบนิเวศน์ที่เวิร์คที่ใช้หน่วยความจำชั่วคราว เป็นที่เก็บข้อมูลของ n-tuple machine โดย Aleksander และ Stonham (1979) หลังจากนั้นหลักการเดียวกันนี้ถูกนำไปใช้ในการออกแบบ WISARD (Aleksander, Thomas and Bowden 1984, Aleksander 1984)

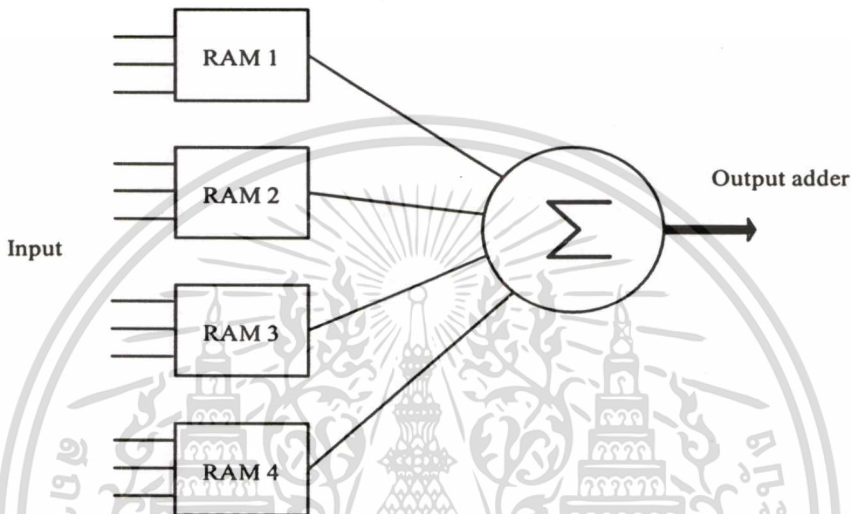
เมื่อพิจารณาการใช้โครงข่ายประสาทที่ใช้ RAM แล้วพบว่ามีข้อดีในการเรียนรู้อัลกอริทึมเนื่องจากเป็น โหนดแต่ละโหนดอิสระต่อกันระหว่างการอ้างอิงข้อมูลจาก look-up table เว้นแต่ในส่วน ของ weighted models ในส่วนที่สองซึ่งน้ำหนักของข้อมูลต้องขึ้นกับการเปลี่ยนแปลงในส่วนแรก ส่วน ข้อดีอื่น ๆ นั้น คือ ฮาร์ดแวร์ซึ่งประกอบด้วยหน่วยความจำชั่วคราว มีราคาถูกและสามารถหาได้ง่ายโดย บล็อกไดอะแกรมพื้นฐานของโครงข่ายประสาทแบบที่ใช้หน่วยความจำชั่วคราว นี้สามารถแสดงได้ดัง รูปที่ 3.11



รูปที่ 3.11 RAM-based Neuron

โมเดลของนิเวศน์แบบไร้น้ำหนัก (Weightless Neural Model หรือ WISARD) ในรูปที่ 3.12 คือ ระบบที่มีการป้อนไปข้างหน้าแบบชั้นเดียวที่ประกอบไปด้วยเซตสัญลักษณ์การแบ่งแยกคลาสของ discriminators รูปแบบของข้อมูลตัวแบ่งแยกทั้งหมดจะเริ่มต้นที่เซตศูนย์และค่อยๆเปลี่ยนไปตามการป้อนข้อมูล (Training) ระหว่างการป้อนข้อมูลรูปแบบของข้อมูลแต่ละอันก็จะถูกเก็บอยู่แค่ในหน่วย

ความจำ ของการตอบสนองการแบ่งแยกหลังจากการป้อนข้อมูลเสร็จสิ้นก็จะได้ผลการแบ่งแยกของแต่ละคลาส การจำแนกข้อมูล (Recognition) ก็จะเริ่มโดยป้อนรูปแบบของข้อมูลที่ไม่ทราบค่าให้กับ discriminators ทุกๆตัวเพื่อหาผลตอบสนองที่มีค่ามากที่สุด โดยหลักการทุกๆไปของการคิดคือไม่นำมาคิดแค่เพียงแต่ละโหนดแต่คิดทั้งระดับของเน็ตเวิร์ค



รูปที่ 3.12 4 RAM discriminators with 3 input each

เนื่องจากการทำงานเป็นเส้นตรงของ WISARD จะมีความคลุมเครือระหว่างสถานะ 0 ที่เกิดขึ้นระหว่างการเก็บรูปแบบของข้อมูลและสถานะ 0 ที่จุดเริ่มต้นก่อนจะเกิดการป้อนข้อมูลหรือ ผิดสอนเพื่อแก้ปัญหาข้อนี้ Kan และ Aleksander (1988) ได้นำเสนอการใช้ Probabilistic Logic Node (PLN) ซึ่งแต่ละโหนดจะยังคงมีเอาท์พุทเป็นเลขฐานสองแต่จะมีสถานะการทำงานเป็น 3 ระดับ โดยสถานะที่เพิ่มขึ้นมาก็คือ u-state ซึ่งจะแทนตรงส่วนที่ค่าเริ่มต้นหรือในช่วงที่ข้อมูลยังไม่ถูกเก็บ ซึ่งโอกาสที่เอาท์พุทของโหนดจะเป็น 1 และ 0 จะมีค่า 50% ใน recalling mode

เมื่อการที่ข้อมูลจะเข้าไปได้มีเพียงแค่การป้อนข้อมูล (Trained) สำหรับการประยุกต์การเรียนรู้เมื่อเซตของการป้อนข้อมูลมีค่าน้อยเช่น 2 หรือ 3 รูปแบบ เนื่องจากบนตำแหน่งส่วนใหญ่จะยังคงเหลืออยู่ภายใน u-state อุปสรรคอีกอย่างหนึ่งที่จะต้องกล่าวถึง คือ การ generalization ยังแสดงผลออกมา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นระดับต่างๆ เนื่องจากปัญหานี้ Aleksander (1990) ได้เสนอเทคนิคที่จะไม่เห็นอินพุตเป็นลักษณะระดับของ โหนดเราเรียกวิธีการนี้ว่า spreading process อัลกอริทึมของมัน คือ ระบุตำแหน่งของ u-state ที่มาจากเน็ตเวิร์คข้างเคียงที่ใกล้ที่สุดโดยหลักของ Hamming Distance หากข้อมูลไม่ตรงกันหรือเกิดความขัดแย้งระหว่างเน็ตเวิร์คที่ใกล้ที่สุดกันเอง ตำแหน่งของ u-state จะไม่เปลี่ยนแปลง การ generalization ของเน็ตเวิร์คจะขึ้นกับรัศมีของการกระจายชั้นของแต่ละโหนดของเน็ตเวิร์คถ้ารัศมีมีค่าเท่ากับผลรวมจำนวนของอินพุตที่เป็นเลขฐานสอง หมายความว่า เน็ตเวิร์คจะมีการกระจายเต็มที่เราเรียกเน็ตเวิร์คที่มีคุณสมบัติ เช่นนี้ว่า Generalizing RAMs หรือ (GRAMs)

ความจุของการ generalization ใน GRAMs สามารถหาได้โดยจำนวนของรูปแบบของการเรียนรู้ข้อมูล (training patterns) เนื่องจากการกระจายของชั้นของเน็ตเวิร์คจะมีค่าน้อยลงเมื่อมีจำนวนของรูปแบบเพิ่มขึ้น นอกจากนี้ยังมีอัลกอริทึมของการกระจายหรือ spreading ในแบบอื่นๆอีกเช่น the Combined Generalization Algorithm (CGA) ค้นพบ โดย Aleksander Clarke และ Braga (1994) โดยเป็นวิธีที่ผสมผสานกันระหว่างการเรียนรู้แบบ Hobbian และ Weightless



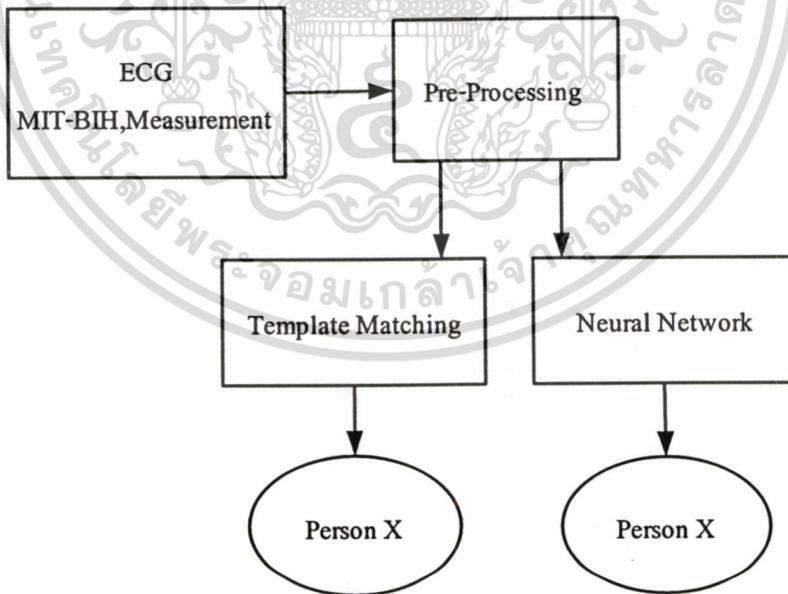
บทที่ 4

การออกแบบการพิสูจน์ตัวตนบุคคลด้วยสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

ในบทนี้อธิบายการออกแบบการพิสูจน์ตัวตนบุคคล การจัดเตรียมข้อมูล (Pre-Processing) การออกแบบการพิสูจน์ตัวตนบนพื้นฐานของเทมเพลตเมตริกซ์ และการออกแบบการพิสูจน์ตัวตนบนพื้นฐานของโครงข่ายประสาทเทียม

4.1 การออกแบบกระบวนการพิสูจน์ตัวตนโดยใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

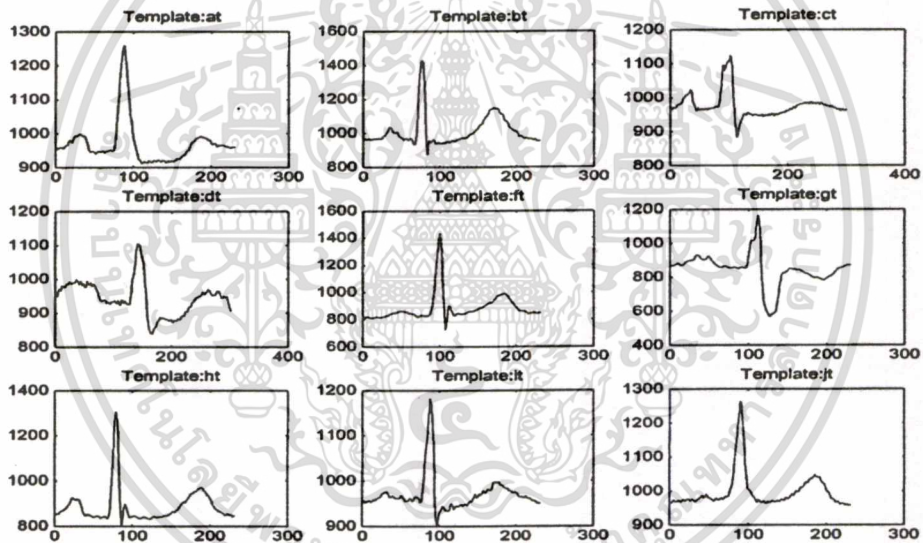
ในการออกแบบกระบวนการพิสูจน์ตัวตนโดยใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้แบ่งขั้นตอนออกเป็นขั้นตอนนำสัญญาณทดสอบจากฐานข้อมูล MIT-BIH และสัญญาณที่ได้จากการวัดจริง ผ่านส่วนการประมวลผลก่อน (Pre-Processing) เพื่อทำการกำจัดสัญญาณรบกวน 50 Hz ที่เกิดจากไฟฟ้ากระแสสลับ และ คัดสัญญาณไฟตรง (Dc Offset) จากนั้นจึงตรวจจ็บบอกคลื่นเพื่อทำการแยกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เป็นสัญญาณแบบต่อเนื่องออกเป็นแต่ละรอบคลื่นเพื่อใช้เป็นข้อมูลในกระบวนการพิสูจน์ตัวตนในวิธีเทมเพลตเมตริกซ์และ วิธีโครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนัก ดังบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 บล็อกไดอะแกรมแสดงกระบวนการพิสูจน์ตัวตน โดยใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

4.2 การจัดเตรียมข้อมูล

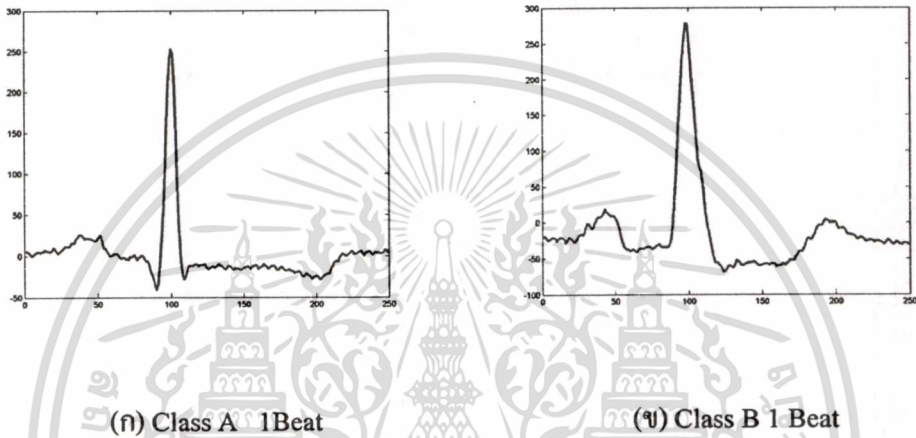
จากรูปที่ 4.2 จะเห็นว่าคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีความคล้ายกันแต่ก็มีส่วนที่แตกต่างเราจึงนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมาศึกษาเพื่อนำมาเป็นไบโอเมตริกโดยสัญญาณทดสอบได้แบ่งเป็นสองส่วนคือสัญญาณไฟฟ้าหัวใจบนฐานข้อมูล MIT-BIH [8] จำนวน 10 สัญญาณ ซึ่งประกอบด้วย Record 100 Record 101 Record 102 Record 103 Record 105 Record 203 Record 205 Record 217 Record 200 และ Record 202 มีความถี่สุ่ม 360 Hz ส่วนสัญญาณทดสอบอีกส่วนได้ใช้สัญญาณที่ได้จากวัดจริงจากคนจำนวน 50 คน เป็นชายไทยอายุ 20-30 ปี น้ำหนักเฉลี่ย 65 กิโลกรัม และส่วนสูงเฉลี่ย 165 เซนติเมตร โดยก่อนทำการวัดสัญญาณผู้วัดต้องถูกควบคุมจากพารามิเตอร์ สำคัญ คือ ให้ผู้ทำการวัดนอนพัก 10 นาที ก่อนทำการวัดและ ในขณะที่วัดผู้ทำการวัดอยู่ในสภาวะผ่อนคลาย และอยู่ในสภาวะเดิมตลอดทำการวัด โดยรูปสัญญาณที่ทำการวัดและตำแหน่งในการติดตั้งอิเล็กโทรดในหัวข้อ 5.2.1



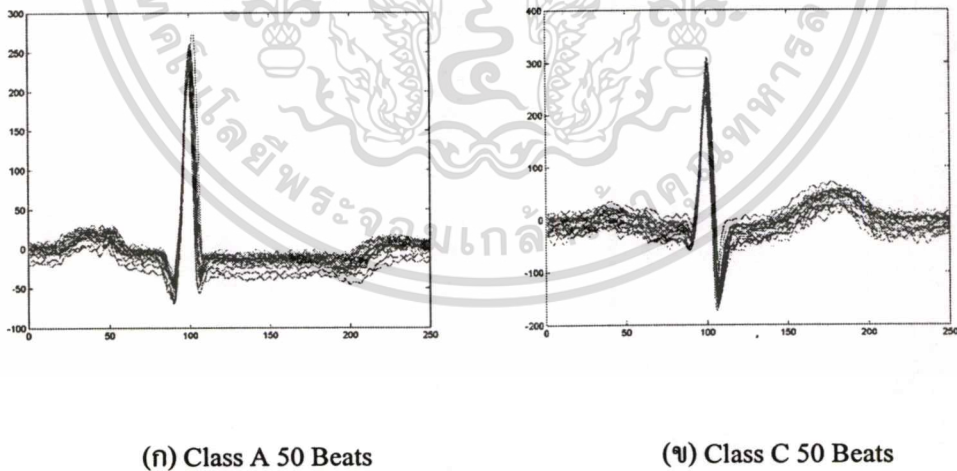
รูปที่ 4.2 แสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีความคล้ายกันแต่ก็มีส่วนที่แตกต่าง

ในวิธีเทมเพลตแมตชิ่ง จะแบ่งสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในช่วง P, QRS, T ออกมาใช้ซึ่งในช่วง P, QRS, T ที่ถูกนำมาใช้ซึ่งจะมีคาบเวลาประมาณ 1 วินาที มาใช้ในการทดลองเพื่อทำการเปรียบเทียบและเนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะเปลี่ยนแปลงได้ง่ายถ้าอัตราการเต้นของหัวใจไม่อยู่ในสภาวะปกติ [14,15] เช่น ออกกำลังกาย คีฬาสุรา เดิน ขยับตัว เป็นต้น เราจึงทำการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของแต่ละคนเพียงครั้งเดียวเพื่อใช้ในการทดลอง ในรูปที่ 4.3 แสดงรูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจช่วง P, QRS, T ที่ถูกแบ่งออกมาโดยวิธีการจับตำแหน่ง R [2] ซึ่งสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในการทดสอบระบบเป็น

สัญญาณที่ได้จากฐานข้อมูล MIT-BIH มีอัตราสุ่ม (Sample) เท่ากับ 360 Hz และสัญญาณที่ได้จากการวัดจริงมีอัตราสุ่มเท่ากับ 360 ในรูปที่ 4.3 (ก) และ (ข) แสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจคลาส เอ และ คลาส บี โดยแต่ละคลาสหมายถึงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของคนแต่ละคนซึ่งคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีความคล้ายกันแต่มีส่วนที่แตกต่างเช่น ความสูงของ จุด R คาบเวลาของ Q S ขนาดของ P และ T รูปที่ 4.4 (ก) และ (ข) แสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 50 รูปคลื่นวางซ้อนกัน



รูปที่ 4.3 แสดงตัวอย่างความแตกต่างของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ระหว่าง Class A กับ Class B

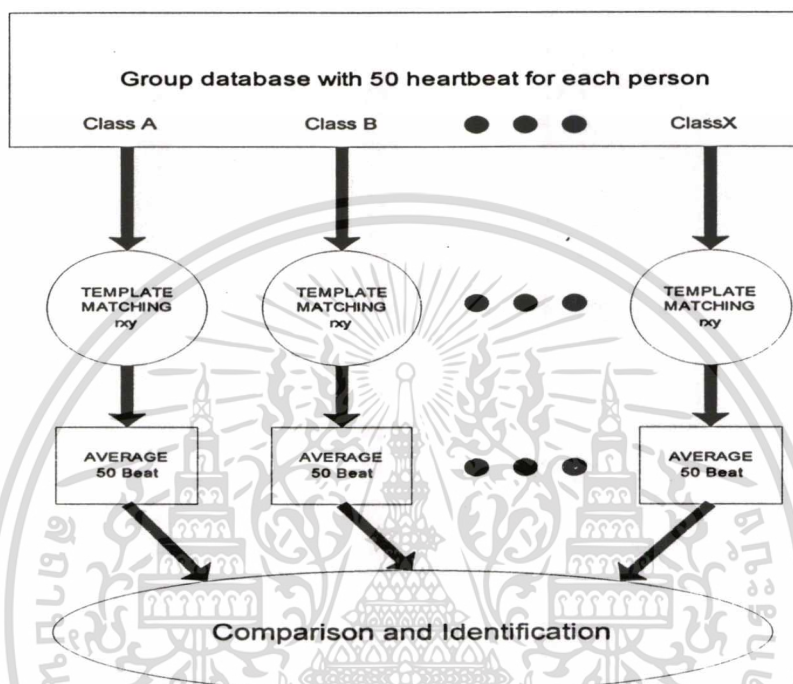


รูปที่ 4.4 แสดงตัวอย่างความแตกต่างของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ระหว่าง Class A กับ Class C

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 การออกแบบการพิสูจน์ตัวตนบุคคลบนพื้นฐานของเทมเพลตแมตซิง

ในการออกแบบวิธีเทมเพลตแมตซิง การเปรียบเทียบความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณสองสัญญาณที่มีความสัมพันธ์กัน โดยที่ค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ ก็คือค่าความสัมพันธ์กันของทั้งสองสัญญาณนั่นเองซึ่งได้อธิบายไปในหัวข้อที่ 3.2



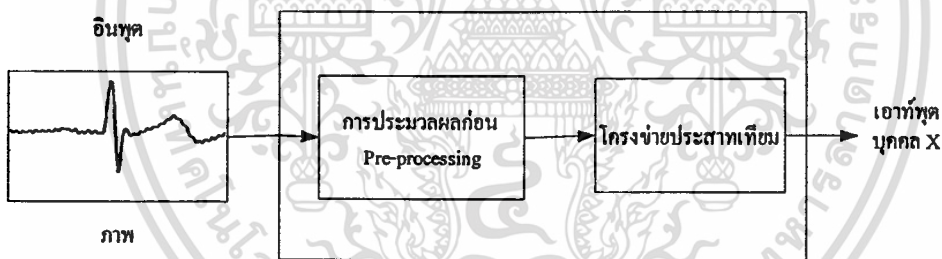
รูปที่ 4.5 บล็อกไดอะแกรมแสดงวิธีการเทมเพลตแมตซิง

จากบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 4.5 เป็นบล็อกไดอะแกรมแสดงวิธีเทมเพลตแมตซิงซึ่งอธิบายได้ดังนี้ สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 1 บีท ที่ต้องการทดสอบกับฐานข้อมูลซึ่งในฐานข้อมูลจะประกอบไปด้วยสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของคน 30 คน คนละ 50 บีท ในการทดสอบนั้นเราจะนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 1 บีท ที่ต้องการทดสอบไปหาค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ซึ่งแสดงในสมการที่ 3.1 กับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในฐานข้อมูลโดยยกตัวอย่างคือถ้าเรานำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของคลาส เอ ในบีทที่ไม่ได้ใช้เป็นฐานข้อมูลมาหาค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ กับ สัญญาณไฟฟ้าหัวใจในคลาสต่างในฐานข้อมูลโดยเมื่อนำสัญญาณคลาสเอ ไปเปรียบเทียบกับสัญญาณคลาสเอทุกสัญญาณในฐานข้อมูลจากนั้น เราจะนำค่าทั้ง 50 ค่าที่ได้มามาหาค่าเฉลี่ยก็จะได้ค่าเฉลี่ยของค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ ซึ่งค่าที่ได้จะนำมาเก็บไว้เพื่อใช้ในการระบุตัวตนบุคคลจากนั้นเราก็จะนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจคลาสเอตัวเดิมมาเปรียบเทียบกับคลาส

ต่างๆจะแสดงผลเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องที่ค่าขีดแบ่งที่แตกต่างกันในบทต่อไปซึ่งเราจะแบ่งข้อมูลออกเป็นสองชุดคือทดลองกับสัญญาณที่อยู่ในฐานข้อมูล กับ ทดลองกับสัญญาณที่ไม่อยู่ในฐานข้อมูล

4.4 การออกแบบการพิสูจน์ตัวตนบุคคลบนพื้นฐานของโครงข่ายประสาทเทียม

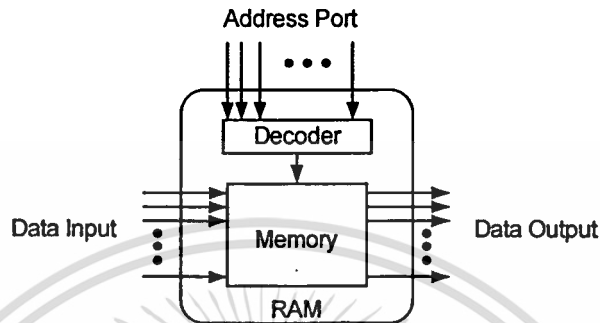
จากที่ได้กล่าวไปแล้วว่าโครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนักพบว่ามีข้อดีในการเรียนรู้อัลกอริทึมเนื่องจากเป็นโหนดแต่ละโหนดอิสระต่อกันระหว่างการทำอ้างอิงข้อมูลจาก look-up table และเร็วกว่าโครงข่ายประสาทเทียมแบบอื่นๆ เนื่องจากไม่ต้องคิดค่าน้ำหนักของแต่ละและนิเวรอน ส่วนข้อดีอื่น ๆ นั้น คือ ฮาร์ดแวร์ซึ่งประกอบด้วยหน่วยความจำชั่วคราว มีราคาถูกและสามารถหาได้ง่ายจากรูปที่ 4.6 เป็นกระบวนการที่ถูกสร้างขึ้นเพื่อที่จะใช้ในวิธี โครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนัก โดยสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ทดสอบเป็นสัญญาณอินพุตจะถูกนำมาผ่านขั้นตอนการจัดเตรียมข้อมูลเพื่อ แบ่งสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เป็นสัญญาณต่อเนื่องออกเป็นแต่ละรูปคลื่นจากนั้นแต่ละรูปคลื่นจะถูกแปลงให้เป็นสัญญาณภาพบิตแมป (Bitmap) แบบสองระดับ (0,1) ขนาด 100×250 ซึ่งขนาดของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะให้ตำแหน่ง R อยู่ที่ตำแหน่งกลางของภาพ โดยจุดที่มีข้อมูลสีดำแทนด้วยข้อมูล 1 ส่วนที่เป็นสีขาวแทนข้อมูลด้วย 0 ก่อนส่งเข้าประมวลผลในวิธี โครงข่ายประสาทเทียมตามรูปที่ 4.6



รูปที่ 4.6 ระบบของโครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนัก

โครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนักคือโครงข่ายประสาทเทียมที่ไม่มีน้ำหนักที่ขาไซแนปส์ซึ่งทำหน้าที่รับส่งข้อมูลทำให้กระบวนการตัดสินใจง่ายและเร็วกว่าแบบปกติ จากข้อได้เปรียบนี้เองเราจึงนำโครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนักมาใช้ในการระบุตัวตนของบุคคล โดยทั่วไปหลักการทำงานของโครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนัก จะใช้หลักการทำงานคล้ายการทำงานของหน่วยความจำชั่วคราว กล่าวคือในหนึ่งหน่วยของนิเวรอนจะทำหน้าที่เหมือนแรมซึ่งเป็นหน่วยความจำที่สามารถอ่านหรือเขียนข้อมูลเข้าไปได้ดังรูปที่ 4.7 ซึ่งปกติการเขียนหรือการอ่านข้อมูลจะทำได้โดยการส่งตำแหน่ง (Address) ของข้อมูลที่ต้องการเขียนหรืออ่านไปที่หน่วยความจำชั่วคราว

(RAM) แล้วหน่วยความจำชั่วคราว ก็จะเขียนหรืออ่านข้อมูลนั้น ซึ่งตำแหน่ง ของข้อมูลนั้นก็คือ ข้อมูลที่รับเข้ามาจากไชนาเปิ้ลส์ของ นิวรอนซึ่งเป็นข้อมูลไบนารี (Binary) ส่วนข้อมูลที่เขียนและอ่านที่ตำแหน่งนั้นก็คือ ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เราต้องฝึกสอนและข้อมูลที่ได้จากการประมวลผล ตามลำดับ



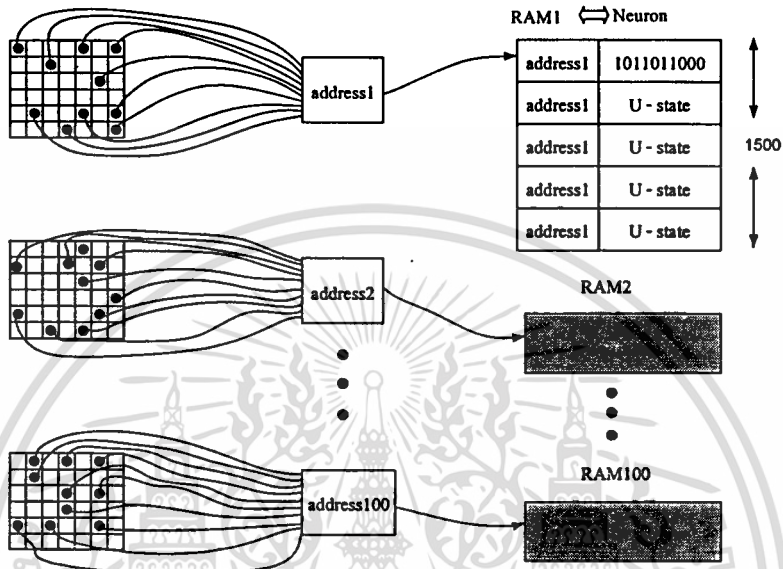
รูปที่ 4.7 หน่วยความจำชั่วคราว (RAM)

4.4.1 กระบวนการฝึกสอนนิวรอน

หลักการฝึกสอนนิวรอน เราจะมองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เราเลือกออกมาในช่วง P, QRS, T เป็นภาพๆหนึ่งและจะกำหนดให้พิกเซล (Pixel) ที่มีข้อมูลมีค่าเป็น 1 และพิกเซลที่ไม่มีข้อมูลมีค่าเป็น 0 จากนั้นทำการกำหนดตำแหน่งไชนาเปิ้ลส์ของแต่ละนิวรอน ซึ่งต้องหาดำแหน่งที่ดีที่สุดจะได้อธิบายในหัวข้อต่อไป บนภาพของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแต่ละบิต แล้วรับข้อมูลจากไชนาเปิ้ล มาเก็บไว้ในนิวรอนตัวนั้นๆ

จากที่กล่าวมาแล้วว่า การทำงานของนิวรอน จะดูเหมือนการทำงานของหน่วยความจำชั่วคราว ดังนั้นในการฝึกสอนนิวรอน จะถูกกำหนดให้ทุกตำแหน่งในหน่วยความจำ ก่อนการฝึกสอนอยู่ในสถานะ u-state หรือ undefined-state คือ สภาพที่ค่าของข้อมูลในหน่วยความจำชั่วคราว ยังไม่ถูกกำหนดชัดเจน จากนั้นจึงให้ไชนาเปิ้ล ของนิวรอน แต่ละตัวจับตามตำแหน่งที่กำหนด แล้วเก็บค่าที่เป็นค่าไบนารี ของภาพ ตามหลักที่กล่าวไปแล้ว โดยที่ตำแหน่งของหน่วยความจำ ที่ใช้ในการจับภาพ ของ ไชนาเปิ้ล ที่ใช้ในการจับภาพ ของหน่วยความจำชั่วคราวแต่ละตัวจะถูกเก็บไว้เพื่อใช้ในการจับที่ภาพต่อไป ที่ใช้ในการฝึกสอน จากรูปที่ 4.8 นิวรอนแต่ละตัวจะจับที่สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เราจะมองเป็นภาพขาวดำซึ่งเป็นค่าไบนารี นิวรอนตัวเดียวกันจะทำการเก็บข้อมูลภาพ โดยใช้ไชนาเปิ้ล เท่ากับ 10 ขาจากนั้นข้อมูลที่ได้อาจจะถูกนำไปเก็บในนิวรอนแต่ละตัว โดยที่นิวรอนแต่ละตัวจะเก็บข้อมูลของภาพสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่นำมาทดสอบหนึ่งคนเท่ากับ 50 ภาพสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยที่มีการเก็บข้อมูลไว้ในฐานข้อมูลของนิวรอนเพื่อที่จะใช้ในการเปรียบเทียบซึ่งในฐานข้อมูลจะเก็บข้อมูลของคน 30 คน ดังนั้นใน

การเก็บข้อมูลในนิวรอนแต่ละตัวจะมีข้อมูลในนิวรอน เท่ากับ 1500 ข้อมูล จากภาพจะเห็นได้ว่า ตำแหน่งที่ใช้ในการจับภาพของนิวรอนแต่ละตัวจะมีตำแหน่งแตกต่างกัน โดยที่ตำแหน่งไซแนปส์ที่ใช้ในการจับจะถูกเก็บไว้เพื่อใช้ในการทดสอบข้อมูล



รูปที่ 4.8 การฝึกสอน โครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนัก

จากระบบจะเห็นได้ว่าการที่ไซแนปส์ของแต่ละนิวรอนจับเข้ากับภาพของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ มีความเป็นไปได้ที่ค่าไบนารีของไซแนปส์แต่ละตัวจะมีค่าซ้ำกัน ทำให้ในหนึ่งตำแหน่งในนิวรอนมีค่าเหมือนกันมากกว่าหนึ่งค่าซึ่งไม่เป็นผลดีต่อระบบประมวลผล ปัญหาเหล่านี้สามารถแก้ไขได้ด้วยการ เปลี่ยนข้อมูลภายใต้ภาพสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในการทดลองให้เป็นสีดำซึ่งมีค่าเท่ากับหนึ่งในภาพ บิตแมป มีผลทำให้จำนวนข้อมูลของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีข้อมูล (Binary Code = 1) และไม่มีข้อมูล (Binary Code = 0) มีจำนวนพอกัน ทำให้สามารถลดการชนกันของข้อมูลได้ดังแสดงในรูปที่ 4.9



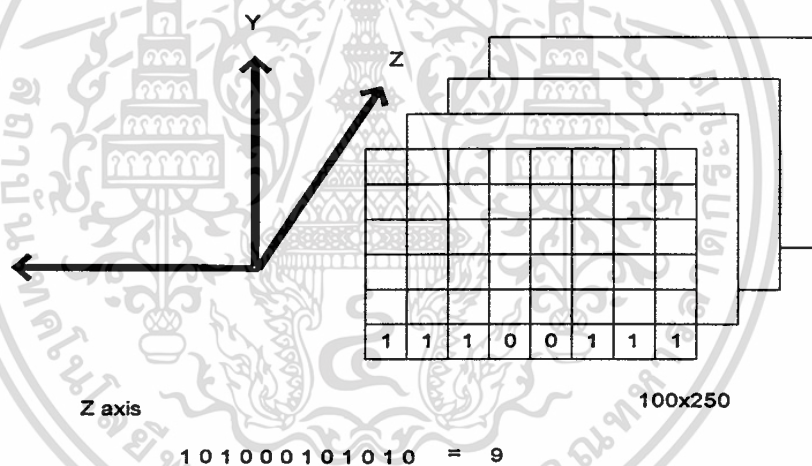
รูปที่ 4.9 รูปแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ลดการชนกันของข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4.2 การหาตำแหน่งที่ดีที่สุดในการจับของขาไซแนปส์

จากที่ได้กล่าวมาแล้วว่า แต่ละไซแนปส์ของนิวรอนจะจับตามตำแหน่งที่กำหนดบนภาพของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เราจะพิจารณาคำว่า “ตำแหน่งที่กำหนด” ว่าจะมีความหมายอย่างไร การกำหนดตำแหน่งขาของนิวรอนแต่ละตัวสามารถพิจารณาการกำหนดได้หลายวิธีอาจจะอยู่ที่ตำแหน่งที่ซ้ำกันหรือไม่ซ้ำกันก็ได้ แต่ในการทดลองนี้เราจะกำหนดให้ไซแนปส์ของนิวรอนแต่ละตัวจับในตำแหน่งที่แตกต่างกัน โดยจะใช้วิธีการหาตำแหน่งที่ดีที่สุด (Optimize) ของภาพสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ตำแหน่งที่การหาตำแหน่งที่ดีที่สุดคือ ตำแหน่งที่เหมาะสม หรือตำแหน่งที่ไซแนปส์ของนิวรอน มีการเปลี่ยนแปลงข้อมูลเป็น 1 และ 0 พอกัน ในแต่ละข้อมูลการฝึกสอน หาได้โดยใช้วิธีการดังนี้

ภาพสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในการฝึกสอน มาวางซ้อนกันตามรูปที่ 4.10 จากนั้นนำข้อมูลจากภาพสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ตำแหน่งจุดพิกเซลเดียวกันตามแกน Z หรือ จุดเดียวกันของแต่ละภาพที่วางซ้อนกันอยู่ มาเรียงต่อกันเพื่อหาค่าความแตกต่างกันของข้อมูลตามตัวอย่างในตารางที่ 4.1



รูปที่ 4.10 แสดงการหาตำแหน่งที่ดีที่สุด

จากตารางตัวอย่างการหาค่าความแตกต่างของข้อมูลเราจะนับค่าความแตกต่างของข้อมูลที่เปลี่ยน จาก 0 ไปเป็น 1 และเปลี่ยนจาก 1 ไปเป็น 0 จากนั้นก็เลือกจุด (Pixel) ที่มีค่าความแตกต่างของข้อมูลมากที่สุดเท่ากับจำนวนขาไซแนปส์ของนิวรอนเพื่อที่จะเป็นตำแหน่งในการเก็บข้อมูลต่อไปเมื่อได้ความแตกต่างของข้อมูลแล้วก็จะทำการเลือกสุ่มแต่ละพิกเซลมาเป็นแต่ละขาไซแนปส์ของนิวรอนแต่ละตัว โดยการสุ่มตามหลักสถิติโดยสมการเกาส์เซียน (Gaussian Equation) แสดงในสมการที่ 4.3

ตารางที่ 4.1 ตารางตัวอย่างการหาค่าความแตกต่างของข้อมูล

ข้อมูล	ค่าความแตกต่างของข้อมูล
1010000000000000000101001	8
1010101010101010000011010	19
0000000000000000000000010	2
1010000000100010010101010	15
1010101010000101010101010	21
1010101010101010000000011	16
1010101010101010101010101	24
1010100000000000000001010	9
1010101011111111111111111	8

$$f(x) = ce^{-(x-\mu)^2 / 2\sigma^2} \tag{4.3}$$

โดยที่ $c = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}}$

μ = ค่าเฉลี่ยของข้อมูล

σ = ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน

$\pi = 3.14159...$

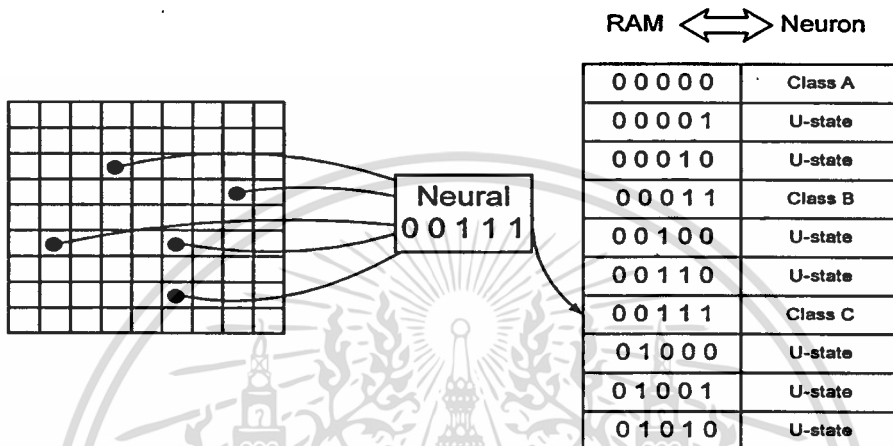
ส่วนหลักในการคำนวณหาไซแนปส์ของนิวรอน [4] สามารถคำนวณได้ตามสมการที่ 4.4

$$\text{จำนวนไซแนปส์} = \log_2(\text{จำนวนข้อมูลที่ฝึกสอน}) \tag{4.4}$$

4.4.3 การประมวลผลของโครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนัก

จากที่ได้กล่าวไปแล้วว่าการทำงานของโครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนัก จะมีหลักการเหมือนกับการทำงานของหน่วยความจำชั่วคราว ดังนั้นหลักการประมวลผลจะใช้หลักการอ่านข้อมูลจากหน่วยความจำชั่วคราวซึ่งส่งตำแหน่งที่ต้องการไปที่หน่วยความจำชั่วคราวจากนั้นหน่วยความจำชั่วคราวก็จะส่งข้อมูลที่ต้องการออกมาจากหลักดังกล่าวสามารถนำมาเป็นหลักในการประมวลผลได้โดยกำหนดตำแหน่งในหน่วยความจำเป็นค่าที่ได้จากตำแหน่งที่ให้ไซแนปส์ของนิวรอนแต่ละตัวจับตามตำแหน่งที่กำหนดแล้วซึ่งค่าที่ได้มาจะเป็นค่าไบนารีขนาด 10 บิตตามจำนวนไซแนปส์ ตามที่ได้

กล่าวไปแล้วเพื่อเป็นค่าในการชี้ตำแหน่งของหน่วยความจำชั่วคราวที่ต้องการอ่านค่าซึ่งก็คือค่าที่ได้จากการประมวลผลนั่นเอง โดยตำแหน่งที่กำหนดให้ขาไฮแนปส์ ของนิวรอนจับก็คือตำแหน่งเดียวกับตำแหน่งของนิวรอนที่ใช้ในกระบวนการฝึกสอนนั่นเองซึ่งเป็นตำแหน่งที่ได้จากการหาค่าตำแหน่งที่ดีที่สุดของขาไฮแนปส์ตามที่ได้อธิบาย



รูปที่ 4.11 การประมวลผลของโครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนัก

มาแล้วในหัวข้อที่ผ่านมา ถ้าข้อมูลในตำแหน่ง u-state ซึ่งเป็นสถานะที่ไม่ได้ใช้งานจะต้องนำค่าตำแหน่ง นั้นมาเปรียบเทียบกับค่าคลาส (Classes) ที่ใกล้เคียงที่สุดโดยใช้วิธีแฮมมิง ดิสแตนซ์ (Hamming Distance) แล้วจึงนำเอาข้อมูลในตำแหน่งที่ใกล้เคียงนั้นมาเป็นค่าที่ได้จากการประมวลผล

จากการฝึกสอนนิวรอนใน รูปที่ 4.8 เรามาดูการประมวลผลในรูปที่ 4.11 นิวรอนที่ใช้ในการประมวลผลกับการฝึกสอนคือนิวรอนตัวเดียวกัน นั่นคือมีตำแหน่งในการจับที่ให้ขาไฮแนปส์จับ ที่ตำแหน่งเดียวกันเมื่อเอาขาไฮแนปส์ของนิวรอนตัวนั้น ไปจับที่ภาพของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ต้องการทดสอบการประมวลผลตามตำแหน่งที่กำหนดแล้วนำค่าไบนารีซึ่งในตัวอย่างรูปที่ 4.11 จะได้ค่า 0 0 1 1 1 เพื่อนำไปเป็นค่าในการชี้ตำแหน่ง (address) ของหน่วยความจำที่ต้องการจะอ่านค่าซึ่งก็คือค่าที่ได้จากการประมวลผลนั่นเอง จากตัวอย่างนี้จะได้อ่าก็คือคลาสซี นั่นเอง ซึ่งเป็นคำตอบในการประมวลผลนั่นเอง แต่ถ้าค่าที่ได้เป็น 0 0 1 1 0 ซึ่งข้อมูลในตำแหน่งของหน่วยความจำชั่วคราวที่ต้องการนั้นตกอยู่ในสถานะ u-state ก็ต้องนำค่าตำแหน่งนั้นมาเปรียบที่หาค่าคลาสที่ใกล้เคียงที่สุดแล้วจึงนำข้อมูลในตำแหน่งที่ใกล้เคียงที่สุดนั้นมาตอบในการหาค่าคลาส ที่ใกล้เคียงที่สุดนั้นสามารถหาได้โดยใช้วิธีแฮมมิง ดิสแตนซ์ หรือ H.M. Distance ซึ่งเป็นการเปรียบเทียบกันบิตต่อบิต โดยจะนำข้อมูลที่ต้องการ

เปรียบเทียบกัน(2 ข้อมูล) มาทำการ Exclusive-or กันแล้วนำบิตคำตอบที่ได้ ที่มีค่าเป็น 1 มาบวกกันซึ่งก็คือค่าแฮมมิง ดิสแตนท์ ของข้อมูลที่เปรียบเทียบกันนั่นเอง ถ้าค่าที่ได้มีค่ามากก็คือข้อมูลทั้งสองแตกต่างกันมาก จากตัวอย่างที่กำหนดให้ค่าที่ได้จากการจับของขาไชแนปส์ของนิวรอน มีค่าเท่ากับ 0 0 1 1 0 ดังนั้นเราจะนำค่าที่ได้มาเปรียบเทียบหาค่ากับตำแหน่ง (Address) ของข้อมูลในคลาส (Class) ต่างๆ ซึ่งก็คือตำแหน่ง (Address) ที่ 0 0 0 0 0, 0 0 0 1 1 และ 0 0 1 1 1 ซึ่งจะได้ทำการอธิบายต่อไปในตารางที่ 4.2 ,4.3 และ 4.4

ข้อมูลที่ทดสอบที่มีตำแหน่ง (Address) เท่ากับ 0 0 1 1 0 เปรียบเทียบกับข้อมูลที่ใช้ในการฝึกสอนที่มีค่าตำแหน่ง (Address) เท่ากับ 0 0 0 0 0

ตารางที่ 4.2 แสดงการหาค่าแฮมมิง ดิสแตนท์ ข้อมูล 00000

ข้อมูลที่ทดสอบ	0 0 1 1 0
ข้อมูลที่ฝึกสอน	0 0 0 0 0
ทำการ Exclusive-or	0 0 1 1 0
ค่า H.M. Distance	2

ข้อมูลที่ทดสอบที่มีตำแหน่ง (Address) เท่ากับ 0 0 1 1 0 เปรียบเทียบกับข้อมูลที่ใช้ในการฝึกสอนที่มีค่าตำแหน่ง (Address) เท่ากับ 0 0 0 1 1

ตารางที่ 4.3 แสดงการหาค่าแฮมมิง ดิสแตนท์ ข้อมูล 00011

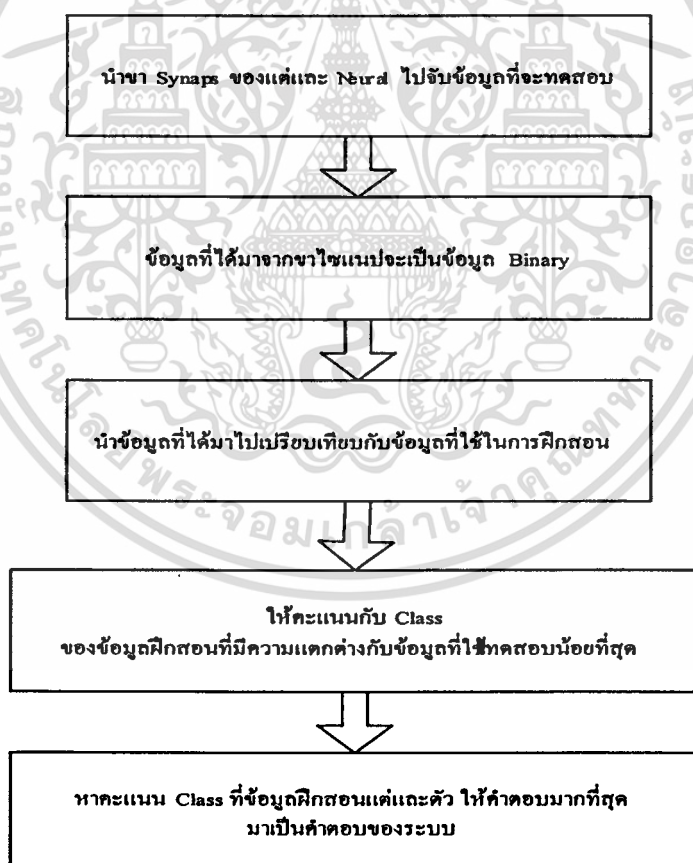
ข้อมูลที่ทดสอบ	0 0 1 1 0
ข้อมูลที่ฝึกสอน	0 0 0 1 1
ทำการ Exclusive-or	0 0 1 0 1
ค่า H.M. Distance	2

ข้อมูลที่ทดสอบที่มีตำแหน่ง เท่ากับ 0 0 1 1 0 เปรียบเทียบกับข้อมูลที่ใช้ในการฝึกสอนที่มีค่าตำแหน่ง เท่ากับ 0 0 1 1 1

ตารางที่ 4.4 แสดงการหาค่าแฮมมิง ดิสแตนซ์ ข้อมูล 00111

ข้อมูลที่ทดสอบ	0 0 1 1 0
ข้อมูลที่ฝึกสอน	0 0 1 1 1
ทำการ Exclusive-or	0 0 0 0 1
ค่า H.M. Distance	1

จากการเปรียบเทียบด้วยการหาค่าแฮมมิง ดิสแตนซ์ จะได้ค่าคำตอบที่น้อยที่สุดคือ 1 นั่นคือตำแหน่ง (Address) ที่ 0 0 1 1 1 ซึ่งข้อมูลคลาสสิค ดังนั้นในการประมวลผลของนิวรอนตัวนี้ให้คำตอบเป็นคลาสสิค แต่คำตอบนี้ไม่ใช่คำตอบของระบบเพราะว่ายังมีนิวรอนตัวอื่นๆ อีกที่อาจให้คำตอบเป็นอย่างอื่น ซึ่งการประมวลผลของนิวรอนตัวอื่นๆ ก็ใช้หลักการเดียวกันกับตัวอย่างที่ได้แสดงในขั้นต้น



รูปที่ 4.12 บล็อกไดอะแกรมแสดงการประมวลผลของโครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนัก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการวิจัยนี้เราใช้หลักการตัดสินใจของระบบโครงข่ายประสาทเทียม โดยการให้นิวรอนหนึ่งตัวแทนด้วยคะแนน 1 คะแนน ของข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการประมวลผลของนิวรอนอื่นๆ ซึ่งถ้าให้โครงข่ายประสาทมีนิวรอน ทั้งหมด X ตัว สามารถกล่าวได้ว่าระบบจะมีคะแนนเต็ม X คะแนน ซึ่งแต่ละคะแนนจะกระจายไปตามข้อมูลที่ได้จากการประมวลผลของแต่ละนิวรอน คลาส ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้คะแนนมากที่สุดก็จะเป็นคำตอบของระบบนั่นเองขั้นตอนการประมวลผลของโครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนักที่กล่าวในข้างต้นสามารถกล่าวสรุปจากบล็อกไดอะแกรมรูปที่ 4.12 สามารถอธิบายได้ดังนี้

ขั้นที่ 1 นำขาไซแนปส์ของแต่ละนิวรอน ไปจับข้อมูลที่จะทดสอบ

ตำแหน่งที่ขาไซแนปส์ของนิวรอนแต่ละตัวจับเข้าที่ภาพสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในการทดสอบเป็นตำแหน่งเดียวกันกับของนิวรอนแต่ละตัวที่ใช้ในการฝึกสอนซึ่งได้จากการหาตำแหน่งที่เหมาะสมที่สุดและ แรนดอม ตำแหน่งที่จะใช้ในนิวรอนแต่ละตัว ในการวิจัยนี้เราได้ใช้นิวรอนทั้งหมด 100 ตัวซึ่งแต่ละตัวมีขาไซแนปส์ 10 ขา สำหรับจับเข้าที่ภาพของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจซึ่งก็คือระบบจะมีคะแนนเต็มจากการประมวลผลทั้งหมด 100 คะแนน

ขั้นที่ 2 ข้อมูลที่ได้มาจากขาไซแนปส์จะเป็นข้อมูลไบนารี

ข้อมูลที่ได้จากขาไซแนปส์จะเป็นข้อมูลไบนารี ขนาด 10บิต โดยเราจะมองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่เลือกใช้เป็นภาพๆหนึ่ง และกำหนดให้จุดพิกเซล ที่มีข้อมูลมีค่าเป็น 1 และกำหนดให้จุดที่ไม่มีข้อมูลมีค่าเป็น 0

ขั้นที่ 3 นำข้อมูลที่ได้มาไปเปรียบเทียบกับข้อมูลที่ใช้ฝึกสอน

ในการเปรียบเทียบข้อมูลไบนารีของข้อมูลที่ใช้ทดสอบเข้ากับข้อมูลที่ใช้ในการฝึกสอนจะใช้วิธีหาค่าแฮมมิง ดิสแตนซ์ หรือวิธีการเปรียบเทียบกันบิตต่อบิต โดยจะนำข้อมูลที่ต้องการเปรียบเทียบมาทำการ Exclusive-or กันแล้วนำค่าบิตที่ตอบออกมาเป็น 1 มาบวกกันก็จะได้ค่าแฮมมิง ดิสแตนซ์ ซึ่งถ้ามีค่ามากแสดงว่าข้อมูลมีความแตกต่างกันมาก การเปรียบเทียบนี้จะใช้กับข้อมูลทดสอบกับข้อมูลฝึกสอนที่ถูกจับด้วยขาไซแนปส์ ที่ตำแหน่งเดียวกันหรือใช้นิวรอนตัวเดียวกันนั่นเอง

ขั้นที่ 4 ให้คะแนนกับ Class ของข้อมูลฝึกสอนที่มีความแตกต่างกับข้อมูลที่ทดสอบน้อยที่สุด

จากการเปรียบเทียบด้วยวิธีการหาค่าแฮมมิง ดิสแตนซ์ ซึ่งค่าที่มีค่าน้อยที่สุดจะเป็นค่าที่บอกว่าข้อมูลที่ใช้ทดสอบมีค่าใกล้เคียงกับข้อมูลที่ใช้ในการฝึกสอนตัวนั้นมากที่สุดในการวิจัยนี้เราได้ใช้ภาพสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของคนหนึ่งคน 50 ภาพ เป็นข้อมูลที่ใช้ในการฝึกสอนดังนั้นต้องทำการบวกค่าแฮมมิง ดิสแตนซ์ ในแต่ละคลาส จากนั้นหาคลาสที่มีค่าแฮมมิง ดิสแตนซ์น้อยที่สุด ซึ่งเราจะให้คะแนนข้อมูลฝึกสอนตัวนั้น 1 คะแนน

ขั้นที่ 5 หาคะแนนคลาส ที่ข้อมูลฝึกสอนแต่ละตัวที่ให้ค่าตอบมากที่สุดมาเป็นค่าตอบของระบบ

ในการวิจัยนี้กำหนดให้นิวรอน 1 ตัวแทน 1 คะแนน ซึ่งถ้าให้โครงข่ายประสาทเทียมมีนิวรอนทั้งหมด X ตัว สามารถกล่าวได้ว่าระบบจะมีคะแนนเต็ม X คะแนน จากการประมวลผลของนิวรอนทุกตัวในระบบ นิวรอนแต่ละตัวจะให้คะแนนคลาสที่แตกต่างกันไป เป็น 1 คะแนนให้กับข้อมูลฝึกสอนที่มีความใกล้เคียงกับข้อมูลที่ใช้ทดสอบมากที่สุด ดังนั้นแต่ละคะแนนจะกระจายกันไปตามผลการประมวลผลนิวรอนแต่ละตัวและค่าตอบของระบบก็คือคลาส ที่มีผลคะแนนสูงที่สุดจากการรวมคะแนนที่ให้ของนิวรอนแต่ละตัว

ในการวิจัยนี้เราใช้โครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนักในการจดจำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของคนซึ่งเราจะใช้ ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของคน 30 คนมาเก็บไว้ในฐานข้อมูลในการฝึกสอน จากนั้นก็ใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จากคนใช้ในการฝึกสอน โดยที่เลือกใช้ปีที่ไม่ได้ใช้ในการฝึกสอนมาทำการทดสอบ และใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจของคนอีก 20 ที่ไม่ได้ใช้ในการฝึกสอน มาทำการทดสอบระบบ ซึ่งค่าประสิทธิภาพหรือเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องจะแสดงในบทต่อไป

บทที่ 5

ผลการทดลอง

ในบทนี้จะอธิบายถึงผลการทดลอง โดยในการทดลอง ในการออกแบบกระบวนการพิสูจน์ตัวตนโดยใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้แบ่งขั้นตอนออกเป็นขั้นตอนเตรียมสัญญาณซึ่งเป็นส่วนนำสัญญาณทดสอบจากฐานข้อมูลและ จากการวัดจริงมาเตรียมด้วยการทำการตรวจจับรอบคลื่นก่อนเข้าสู่กระบวนการพิสูจน์ตัวตนบนกระบวนการเทมเพลตแมตซ์ซิ่งและ โครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนักและขั้นตอนการตัดสินใจขั้นสุดท้าย

5.1 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

โดยสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ทดสอบแบ่งเป็นสองส่วนคือสัญญาณไฟฟ้าหัวใจบนฐานข้อมูล MIT-BIH จำนวน 10 สัญญาณ ซึ่งประกอบด้วย Record 100, Record 101, Record 102, Record 103, Record 105, Record 203, Record 205, Record 217, Record 200 และ Record 202 มีความถี่สุ่ม 360 Hz ส่วนสัญญาณทดสอบอีกส่วนได้ใช้สัญญาณที่ได้จากวัดจริงจากคนจำนวน 50 คน เป็นชายไทยอายุ 20-30 ปี น้ำหนักเฉลี่ย 65 กิโลกรัม และส่วนสูงเฉลี่ย 165 เซนติเมตร โดยก่อนทำการวัดสัญญาณผู้วัดต้องถูกควบคุมจากพารามิเตอร์สำคัญ คือ ให้ผู้ทำการวัดนอนพัก 10 นาที ก่อนทำการวัด และในขณะที่วัดผู้ทำการวัดอยู่ในสภาวะผ่อนคลายและอยู่ในสภาวะเดิมตลอดทำการวัดสัญญาณ ในกระบวนการทดลองได้ทดสอบบนโปรแกรม MATLAB ด้วยสัญญาณทดสอบทั้งสองแบบบนคอมพิวเตอร์ Pentium 4 ความเร็วหน่วยประมวลผล 2 GHz RAMs 512 MB

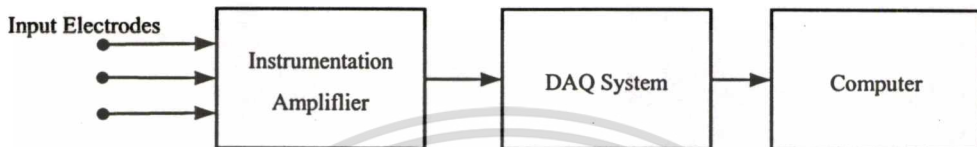
5.2 การเตรียมสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การเตรียมสัญญาณไฟฟ้าหัวใจก็จะอธิบายถึงการวัดและการตรวจจับรอบคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เพื่อนำไปใช้ในวิธีเทมเพลตแมตซ์ซิ่งและ วิธีโครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนัก

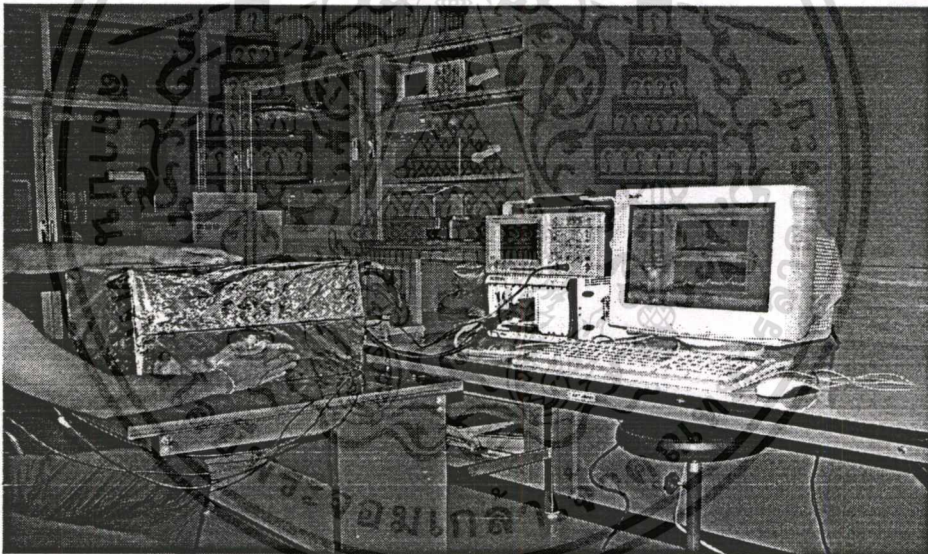
5.2.1 เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

จากบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 5.1 แสดงการเชื่อมต่อเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านคอมพิวเตอร์ เริ่มจากนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่ได้จากอิเล็กโทรด (Electrode) ของบริษัท Marquette และใช้ครีมเพื่อลดค่าความต้านทานของผิวหนัง (Electrode Cream) ของบริษัท GE Medical Systems ป้อนเข้าสู่ระบบที่ได้สร้างขึ้น เพื่อขยายสัญญาณให้มีค่าสูงพอที่จะนำไปประมวลผลได้ จากนั้นนำสัญญาณที่ได้มาแปลง

เป็น สัญญาณดิจิทัล (Digital) ก่อนที่จะนำไปประมวลผลและแสดงภาพออกทางจอคอมพิวเตอร์ โดยใช้การ์ด PXI 6070E ซึ่งเป็นการ์ดแบบ DAQ (Data Acquisition) ช่วยในการแปลงสัญญาณหลังจากนั้นก็จะใช้ซอฟต์แวร์ควบคุมให้มีการนำข้อมูลแบบดิจิทัลที่ได้มาประมวลผลแบบต่าง ๆ ต่อไป โดยซอฟต์แวร์ที่ใช้คือโปรแกรม LabVIEW ในรูปที่ 5.2 แสดงการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและต่อเข้าคอมพิวเตอร์



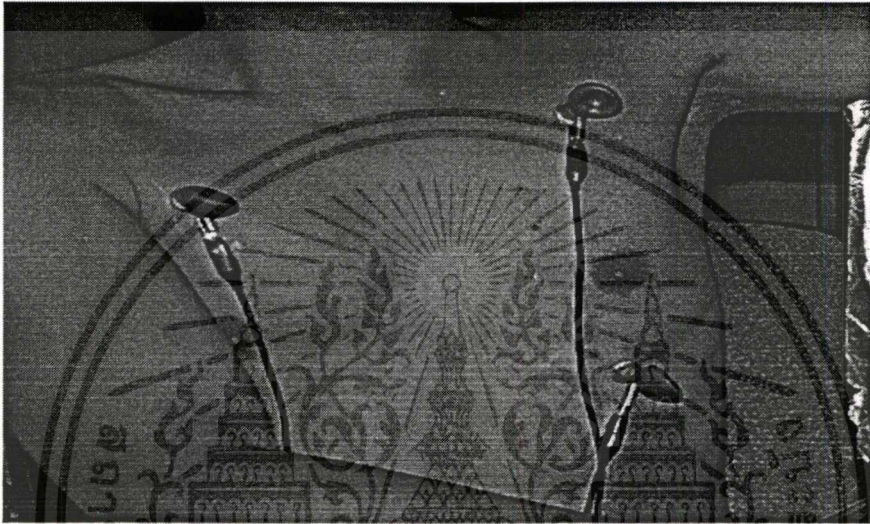
รูปที่ 5.1 บล็อกไดอะแกรมของการเชื่อมเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านคอมพิวเตอร์



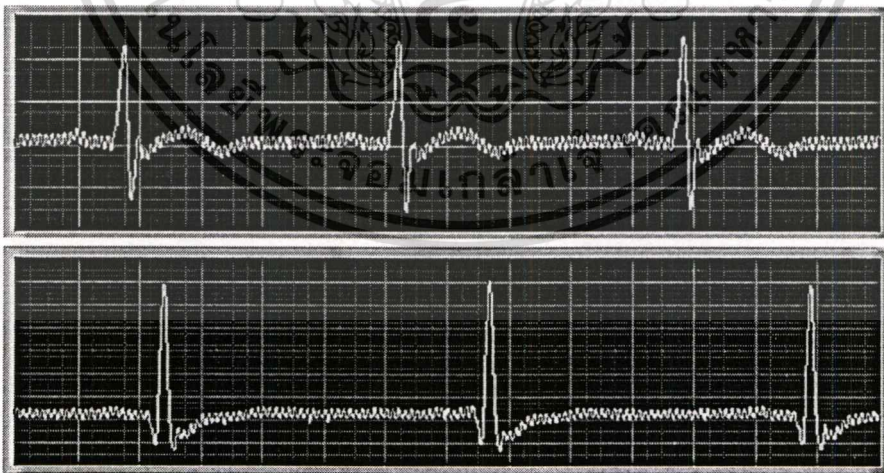
รูปที่ 5.2 แสดงการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและต่อเข้าคอมพิวเตอร์

ในส่วนนี้จะอธิบายถึงการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยใช้โปรแกรม Lab View ในการแสดงผล และกำจัดสัญญาณรบกวนที่ซ้อนทับอยู่กับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่เกิดขึ้นในระหว่างการทดลอง สาเหตุที่ทำให้เกิดสัญญาณรบกวนมีหลายอย่างเช่น สัญญาณรบกวนที่มาจากการใช้แหล่งจ่ายไฟที่มีสัญญาณรบกวนมาก สัญญาณรบกวนนี้สามารถมาได้ทาง อากาศ และมาจากตัวอุปกรณ์ หลังจากตัดสัญญาณร

กวนออกไปแล้วเราจึงเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเพื่อใช้ในการทดลองโดยสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีความละเอียด 12 บิต และใช้อัตราสุ่ม 360 Hz จากรูปที่ 5.3 แสดงอิเล็กโทรดและ ตำแหน่งอิเล็กโทรดในการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ รูปที่ 5.4 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ยังไม่ได้กำจัดสัญญาณรบกวนจากการวัดจากลีด II รูปที่ 5.5 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการฟิลเตอร์แบบก้ำจัดแถบความถี่ 50 Hz และในรูปที่ 5.6 แสดงเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในการทดลอง

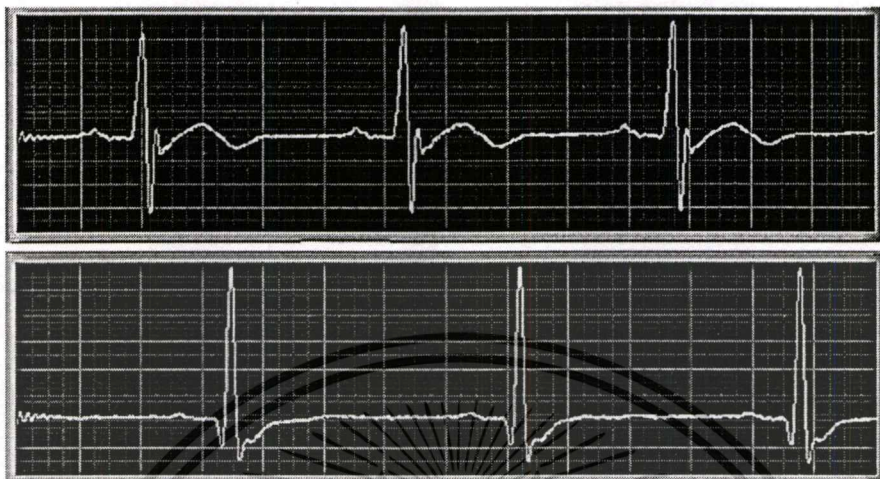


รูปที่ 5.3 แสดงอิเล็กโทรดและตำแหน่งอิเล็กโทรดของการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

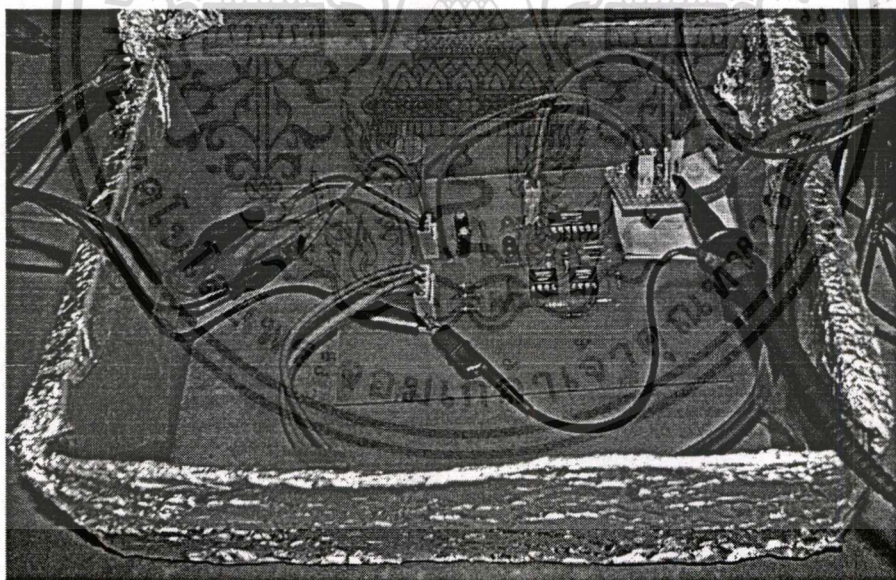


รูปที่ 5.4 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่ยังไม่ได้กำจัดสัญญาณรบกวนจากการวัดจากลีด II

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.5 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการฟิลเตอร์แบบกำจัดแถบความถี่ 50 Hz

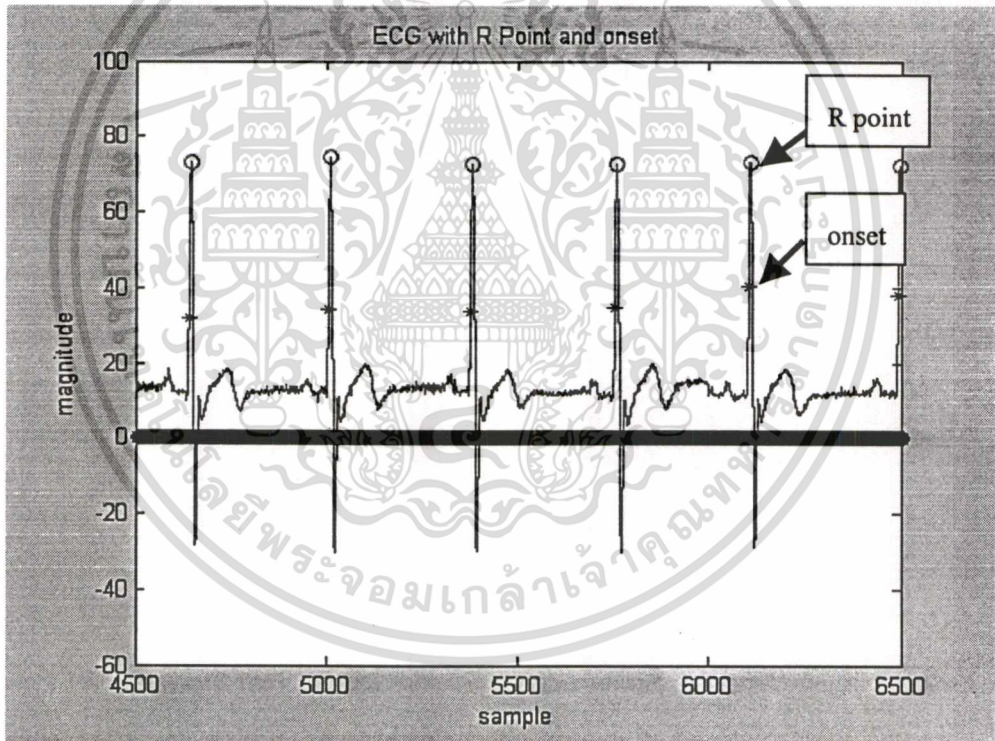


รูปที่ 5.6 แสดงเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2.2 การตรวจจับรอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การตรวจจับรอบคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะอาศัยองค์ประกอบของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจอันประกอบด้วย คลื่น P Q R S และ T มาพิจารณาเพื่อทำการแบ่งสัญญาณออกเป็นแต่ละรอบคลื่นก่อนที่จะส่งไปประมวลผล โดยตรวจจับตำแหน่ง R [2] ซึ่งเป็นส่วนที่มีระดับแรงดันสูงสุดของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากการบีบตัวของกล้ามเนื้อของหัวใจห้องล่างซ้าย จากตำแหน่งนี้เองสามารถนำไปอ้างอิงตำแหน่งอื่นในแต่ละรอบคลื่นได้ โดยเริ่มตั้งแต่นำสัญญาณทดสอบที่ได้จากการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเข้ามาหาค่าสูงสุดในแต่ละช่วง ซึ่งเป็นจุดของตำแหน่ง R ที่มีค่ามากที่สุด เราใช้จุด R (R Point) เพื่อใช้เป็นจุดอ้างอิงในการแยกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจออกเป็นแต่ละรอบคลื่นเพื่อครอบคลุมตำแหน่งต่าง ๆ ที่ตำแหน่งด้านหน้าและด้านหลังตำแหน่ง R



รูปที่ 5.7 แสดงการตรวจจับรอบคลื่นของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

สัญญาณที่ใช้ในการตรวจจับรอบมี ความถี่สุ่ม 360 Hz และจากตำแหน่งต่าง ๆ ของรอบคลื่นจึงได้ใช้การแบ่งแรมเปิดก่อนตำแหน่ง R จำนวน 100 แรมเปิดซึ่งครอบคลุมตำแหน่ง P และ Q และแบ่งแรมเปิดด้านหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตำแหน่ง R จำนวน 150 แคมป์เปิด ซึ่งครอบคลุมตำแหน่ง S และ T แบ่งออกเป็นรอบคลื่น ในรูปที่ 5.7 แสดงการจับตำแหน่ง R วงกลมแสดงตำแหน่งคลื่น R

5.3 การทดลองวิธีเทมเพลตแมตซิ่ง

การทดลองวิธีเทมเพลตแมตซิ่งได้ทำการแยกทดสอบเป็นกลุ่มสัญญาณฐานข้อมูล MIT-BIH 20 สัญญาณเพื่อใช้เป็นฐานข้อมูล 10 สัญญาณและสัญญาณที่ไม่อยู่ในฐานข้อมูล 10 สัญญาณเพื่อใช้ในการทดสอบ ได้ทำการหาค่าขีดแบ่งที่เหมาะสม เพื่อใช้ทดลองกับสัญญาณจริง โดยการทดสอบได้ใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 1 รอบคลื่นที่ต้องการพิสูจน์ตัวตนไปหาค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์กับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในฐานข้อมูล ทำการทดลองจำนวน 50 รอบคลื่นสัญญาณแล้วหาเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องเฉลี่ยตามสมการที่ 5.1 ตารางที่ 5.1 แสดงผลเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของการทดลองวิธีเทมเพลตแมตซิ่งด้วยสัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายในกลุ่มสัญญาณจากฐานข้อมูล ที่ค่าขีดแบ่งต่างกัน ตารางที่ 5.2 ทดสอบด้วยสัญญาณที่อยู่ภายนอกกลุ่มจากฐานข้อมูล

ตารางที่ 5.1 แสดงผลเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของการทดลองวิธีเทมเพลตแมตซิ่งด้วยสัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายในกลุ่มสัญญาณจากฐานข้อมูล ที่ค่าขีดแบ่งต่าง ๆ กัน

สัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH(10 Record)	%ความถูกต้องที่ ค่าขีดแบ่ง= 0.6	%ความถูกต้องที่ ค่าขีดแบ่ง= 0.7	%ความถูกต้องที่ ค่าขีดแบ่ง= 0.8	%ความถูกต้องที่ ค่าขีดแบ่ง= 0.9
Record 100	62	64	82	68
Record 101	72	62	64	52
Record 102	48	68	58	76
Record 103	58	72	62	74
Record 119	56	54	58	82
Record 200	64	64	56	82
Record 202	76	58	64	72
Record 105	78	62	66	64
Record 212	62	64	44	86
Record 217	56	54	58	92
เฉลี่ย	63.2 %	62.2 %	61.2 %	74.8 %

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.2 แสดงผลเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของการทดลองวิธีเทมเพลตแมตช์ซึ่งด้วยสัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายนอกกลุ่มสัญญาณจากฐานข้อมูล ที่ค่าขีดแบ่งต่างๆกัน

สัญญาณจากฐานข้อมูล Unknow(10 Record)	%ความถูกต้องที่ ค่าขีดแบ่ง= 0.6	%ความถูกต้องที่ ค่าขีดแบ่ง= 0.7	%ความถูกต้องที่ ค่าขีดแบ่ง= 0.8	%ความถูกต้องที่ ค่าขีดแบ่ง= 0.9
1	56	64	52	62
2	58	56	64	72
3	48	48	76	68
4	64	66	78	78
5	58	72	64	70
6	52	64	58	76
7	56	64	54	64
8	46	62	62	86
9	42	54	62	76
10	64	72	68	88
เฉลี่ย	54.4 %	62.2 %	63.8 %	74.0 %

เพื่อหาค่าขีดแบ่งที่ดีที่สุด โดยผลการทดลองที่ค่าขีดแบ่งต่างๆ ซึ่งเราจะแบ่งข้อมูลออกเป็นสองชุดคือทดลองกับสัญญาณที่อยู่ในฐานข้อมูล กับ ทดลองกับสัญญาณที่ไม่อยู่ในฐานข้อมูล จะเห็นว่าที่ค่าขีดแบ่งเท่ากับ 0.9 เป็นค่าที่ดีที่สุดซึ่งจะสรุปผลในบทต่อไป

$$\text{เปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง(\%)} = \frac{\text{จำนวนครั้งที่ทดลอง} - \text{จำนวนครั้งที่ถูกต้อง}}{\text{จำนวนครั้งที่ทดลอง}} \times 100 \quad (5.1)$$

5.4 การทดลองโครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนัก

ในการทดลองวิธีโครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนักเราจะกำหนดให้นิวรอน 1 ตัวแทน 1 คะแนน ซึ่งการประมวลผลของนิวรอนทุกตัวในระบบ นิวรอนแต่ละตัวมีหน้าที่ให้คะแนนเพียง 1 คะแนนให้กับข้อมูลที่มีความใกล้เคียงกับข้อมูลที่ใช้ทดสอบมาก โดยที่ค่าตอบของระบบคือผลคะแนน

สูงที่สุดจากการรวมคะแนนที่ได้จากนิเวศแต่ละชุด โดยต้องมีจำนวนให้คะแนนของนิเวศมากกว่า 65 คะแนน

5.4.1 การทดลองหาจำนวนนิเวศ

วิธีโครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนัก ในกระบวนการทดสอบสามารถปรับเพิ่มลดจำนวนนิเวศที่ให้คะแนนกับสัญญาณทดสอบดังนั้นจึงทำการทดสอบหาเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องจากจำนวนนิเวศที่ระดับแตกต่างกันด้วยสัญญาณภายในกลุ่มสัญญาณฐานข้อมูลดังแสดงดัง ตารางที่ 5.3 และสัญญาณภายนอกกลุ่มใน ตารางที่ 5.4

ตารางที่ 5.3 แสดงผลการทดลองเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของสัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายในกลุ่มฐานข้อมูล ที่จำนวนนิเวศต่างกัน

สัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH(10 Record)	%ความถูกต้อง	%ความถูกต้อง	%ความถูกต้อง	%ความถูกต้อง
	จำนวนนิเวศ = 20	จำนวนนิเวศ = 50	จำนวนนิเวศ = 100	จำนวนนิเวศ = 150
Record 100	42	66	82	68
Record 101	52	48	62	58
Record 102	64	72	78	76
Record 103	56	64	76	84
Record 119	48	58	74	82
Record 200	62	64	60	80
Record 202	46	66	74	72
Record 105	54	60	68	64
Record 212	44	72	72	86
Record 217	60	62	74	92
เฉลี่ย	52.8 %	63.2 %	72 %	76.2%

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.4 แสดงผลการทดลองเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของสัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายนอกกลุ่มฐานข้อมูล ที่จำนวนนิรอนต่าง ๆ กัน

สัญญาณจากฐานข้อมูล Unknown (10 Record)	%ความถูกต้อง	%ความถูกต้อง	%ความถูกต้อง	%ความถูกต้อง
	จำนวนนิรอน = 20	จำนวนนิรอน = 50	จำนวนนิรอน = 100	จำนวนนิรอน = 150
1	54	46	86	68
2	52	72	72	52
3	64	60	68	76
4	50	58	64	74
5	48	64	64	82
6	42	72	82	82
7	58	54	70	72
8	54	62	64	64
9	66	58	68	86
10	54	64	68	92
เฉลี่ย	54.2%	61%	70.6%	74.8%

5.4.2 การทดลองหาความเร็วในการประมวลผล

เนื่องจากการประมวลผลในวิธีโครงข่ายประสาทเทียมได้ใช้ขั้นตอนที่ซับซ้อนหลายชั้นจึงทำให้มีผลต่อเวลาที่ใช้ในการประมวลผลจึงได้ทำการทดลองวัดความเร็วในการประมวลผลด้วยระดับนิรอนต่าง ๆ โดยใช้ขาไซแนปส์เท่ากับ 10 ดังตารางที่ 5.5 และเนื่องจากขาไซแนปส์มีผลต่อเวลาที่ใช้ในการประมวลผลจึงได้ทำการทดลองวัดประสิทธิภาพทางเวลาดูด้วยระดับนิรอนเท่ากับ 100 โดยใช้ขาไซแนปส์ระดับต่าง ๆ ดังตารางที่ 5.6

จากการทดลองเพื่อหาจำนวนของนิรอนในตารางที่ 5.5 โดยที่เราใช้จำนวนไซแนปส์เท่ากับ 10 ผลการทดลองเมื่อเราใช้จำนวนนิรอนที่ 150 จะให้เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องมากที่สุดแต่เมื่อดูเทียบกับเวลาที่ใช้ในการประมวลผลจะเห็นว่าใช้เวลาในการประมวลผลนานกว่าเมื่อเราใช้จำนวนนิรอนเท่ากับ 100 ประมาณ 2 เท่าซึ่งให้เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องใกล้เคียงกันเราจึงเลือกให้จำนวนนิรอนเท่ากับ 100 จากนั้นเราจึงทดลองเปลี่ยนค่าจำนวนไซแนปส์ โดยที่ใช้จำนวนนิรอนเท่ากับ 100 โดยแสดงผลการ

ทดลองตารางที่ 5.6 จะเห็นได้ว่าเมื่อเราเลือกใช้จำนวนไซแนปส์เท่ากับ 20 จะให้เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องมากที่สุดแต่ใช้เวลาในการประมวลผลมากที่สุดซึ่งเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องเมื่อเราใช้จำนวนไซแนปส์เท่ากับ 10 15 20 แตกต่างกันเพียงเล็กน้อย แต่เวลาในการประมวลผลเมื่อเราเลือกใช้จำนวนไซแนปส์เท่ากับ 10 น้อยที่สุดเราจึงเลือกใช้จำนวนไซแนปส์เท่ากับ 10 และจากผลการทดลองทั้งสองทำให้เลือกใช้จำนวนไซแนปส์เท่ากับ 10 และจำนวนนิวรอนเท่ากับ 100

ตารางที่ 5.5 แสดงผลการทดลองเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องเฉลี่ยและ เวลาในการประมวลผลเฉลี่ยของ สัญญาณจากฐานข้อมูลด้วยจำนวนนิวรอนในจำนวนต่าง ๆ สัญญาณทดสอบที่อยู่ภายในกลุ่มฐานข้อมูล

สัญญาณจากฐานข้อมูล	จำนวนนิวรอน = 20	จำนวนนิวรอน = 50	จำนวนนิวรอน = 100	จำนวนนิวรอน = 150
%ความถูกต้องเฉลี่ย	52.8 %	63.2 %	72 %	76.2%
เวลาในการประมวลผล เฉลี่ย	11.5 วินาที	20.5 วินาที	25.5 วินาที	65.0 วินาที

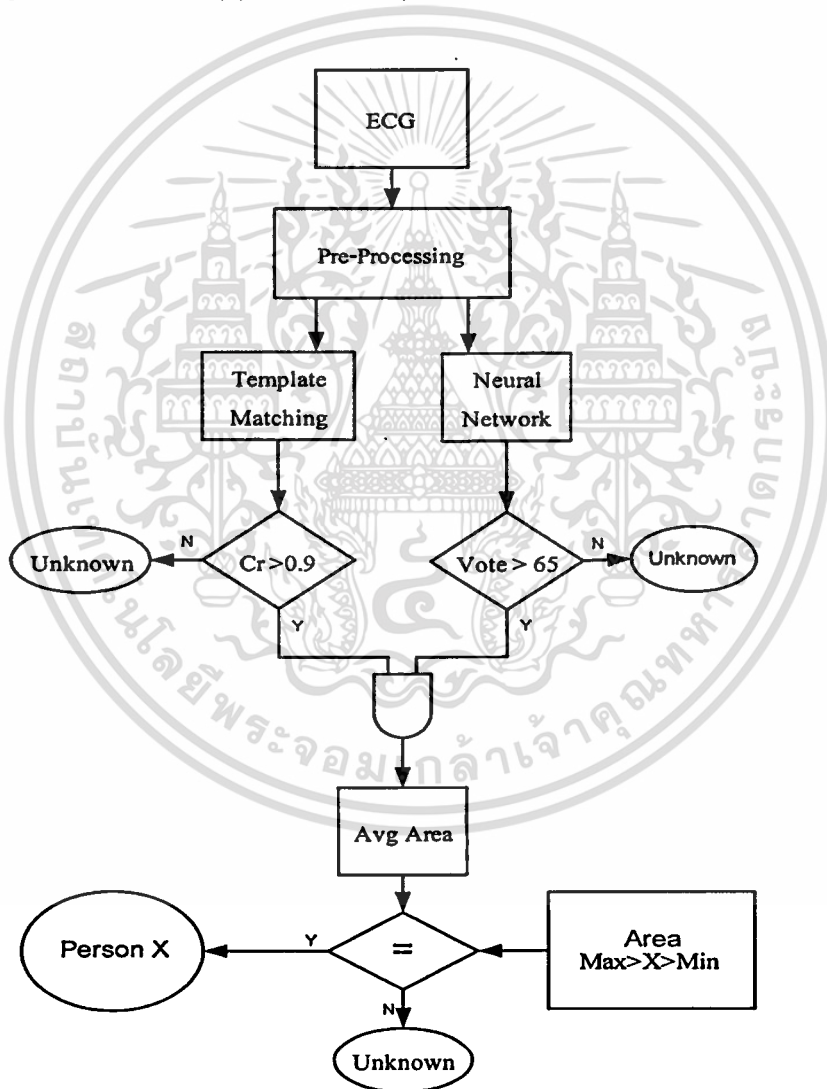
ตารางที่ 5.6 แสดงผลการทดลองเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องเฉลี่ยและเวลาในการประมวลผลเฉลี่ยของ สัญญาณจากฐานข้อมูลด้วยจำนวนไซแนปส์ค่าต่าง ๆ

สัญญาณจากฐานข้อมูล	จำนวนไซแนปส์ = 5	จำนวนไซแนปส์ = 10	จำนวนไซแนปส์ = 15	จำนวนไซแนปส์ = 20
%ความถูกต้องเฉลี่ย	46.2	72	73.4	76.4
เวลาในการประมวลผล เฉลี่ย	8.25 วินาที	25.5 วินาที	58.6วินาที	67.6 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.5 การตัดสินใจขั้นสุดท้าย

กระบวนการตัดสินใจขั้นสุดท้ายเป็นขั้นตอนในการพิสูจน์ตัวตนก่อนการชี้สถานะบุคคลด้วยเงื่อนไขผลการพิสูจน์ทั้งจากขั้นตอนเทมเพลตแมตชิ่งและขั้นตอนโครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนักจากผลการทดลองในหัวข้อ 5.3 และ 5.4 สามารถเพิ่มประสิทธิภาพถูกต้องในกระบวนการพิสูจน์ด้วยการใช้เงื่อนไขการตัดสินใจการระบุตัวตนบุคคลจากค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ของเทมเพลตแมตชิ่งซึ่งด้วยค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ มากกว่า 0.9 และค่าคะแนนจากโครงข่ายประสาทเทียมมากกว่า 65 คะแนนและปริมาณพื้นที่ที่ได้กราฟรอบคลื่นทดสอบต้องอยู่ภายในช่วงค่าเบี่ยงเบนค่าเฉลี่ยของพื้นที่ที่ได้กราฟของสัญญาณที่ได้รับการระบุบุคคล แสดงในรูปที่ 5.8



รูปที่ 5.8 แสดงบล็อกไดอะแกรมการตัดสินใจขั้นสุดท้าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากองค์ประกอบของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแต่ละรอบคลื่นเมื่อผ่านกระบวนการประมวลผลก่อนแล้วทดสอบหาพื้นที่ใต้กราฟของรอบคลื่นของสัญญาณแล้วนำมาหาค่าเฉลี่ย แล้วเก็บไว้เป็นฐานข้อมูลเพื่อใช้ในการตัดสินใจขั้นสุดท้ายได้ดังตารางที่ 5.7 ในการทดสอบได้แบ่งเป็นสองกรณีคือการทดสอบการพิสูจน์จากข้อมูลภายในกลุ่มโดยในแต่ละสัญญาณและ การทดสอบการพิสูจน์จากข้อมูลภายนอกกลุ่มโดยผลการทดสอบจำนวน 50 ครั้งและหาเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องตามสมการที่ 5.1 แบ่งเป็นการทดสอบสัญญาณจากในฐานข้อมูลดังแสดงในตารางที่ 5.8 สัญญาณจากการวัดจริงดังแสดงในตารางที่ 5.9 และ การทดสอบสัญญาณภายนอกฐานข้อมูลโดยจากฐานข้อมูลแสดงในตารางที่ 5.10 สัญญาณจากการวัดจริงดังแสดงในตารางที่ 5.11 จากผลการทดลองในตารางที่ 5.5 และ 5.6 เราจึงได้เลือกใช้ค่าไซแนปส์เท่ากับ 10 จำนวนนิวรอนเท่ากับ 100 ในการทดลองครั้งนี้

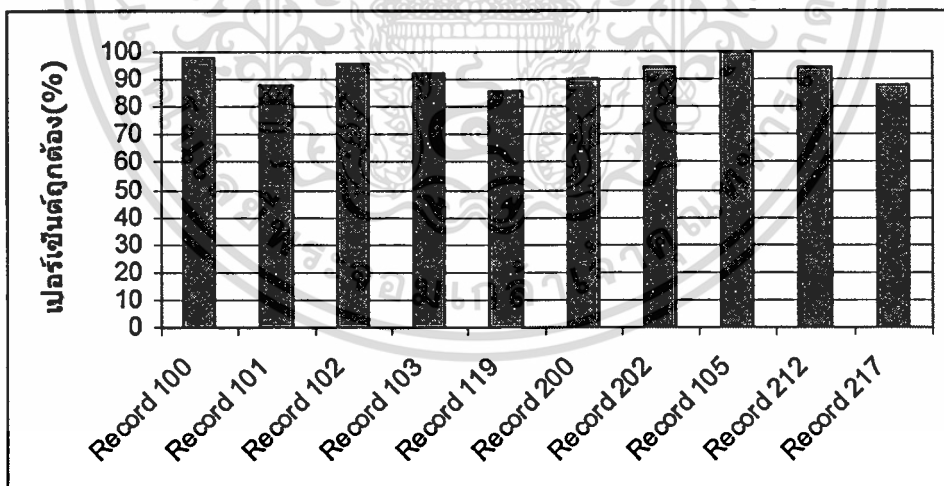
ตารางที่ 5.7 แสดงค่าพื้นที่ใต้รูปสัญญาณเฉลี่ยจากสัญญาณฐานข้อมูล

สัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH(10 Record)	ค่าพื้นที่ใต้รูป สัญญาณ เฉลี่ย(Pixel)
Record 100	8572
Record 101	9206
Record 102	7818
Record 103	9104
Record 119	9602
Record 200	8968
Record 202	9514
Record 105	8854
Record 212	8732
Record 217	7563

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.8 แสดงผลการทดลองเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของสัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายในกลุ่มฐานข้อมูล โดยใช้ค่าไชนเนปส์เท่ากับ 10 จำนวนนิรอนเท่ากับ 100

สัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH(10 Record)	เปอร์เซ็นต์ถูกต้อง(%)
Record 100	98
Record 101	88
Record 102	96
Record 103	92
Record 119	86
Record 200	90
Record 202	94
Record 105	100
Record 212	94
Record 217	88



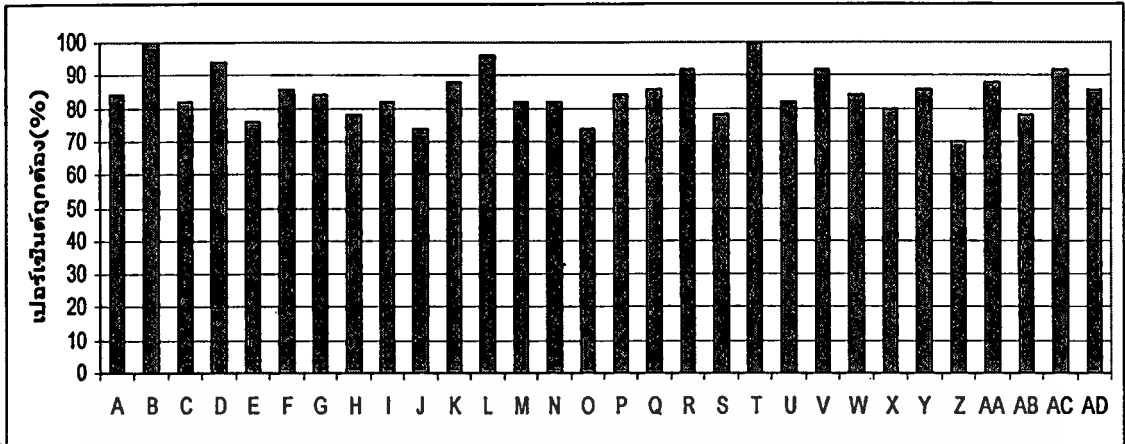
รูปที่ 5.9 กราฟแสดงเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของผลการทดลองสัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายในกลุ่มฐานข้อมูล โดยใช้ค่าไชนเนปส์เท่ากับ 10 จำนวนนิรอนเท่ากับ 100 จากผลการทดลองในตารางที่ 5.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.9 แสดงผลการทดลองเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของสัญญาณจากวัดจริง ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายในกลุ่มฐานข้อมูลโดยใช้ค่าไชนเนสเท่ากับ 10 จำนวนนิรอนเท่ากับ 100 ด้วย

สัญญาณจากการวัดจริง (30 คน)	เปอร์เซ็นต์ถูกต้อง(%)	สัญญาณจากการวัดจริง (30 คน)	เปอร์เซ็นต์ถูกต้อง(%)
A	84	P	84
B	100	Q	86
C	82	R	92
D	94	S	78
E	76	T	100
F	86	U	82
G	84	V	92
H	78	W	84
I	82	X	80
J	74	Y	86
K	88	Z	70
L	96	AA	88
M	82	AB	78
N	82	AC	92
O	74	AD	86

จากรูปที่ 5.9 แสดงกราฟเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของผลการทดลองสัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายในกลุ่มฐานข้อมูล โดยใช้ค่าไชนเนสเท่ากับ 10 จำนวนนิรอนเท่ากับ 100 จากผลการทดลองในตารางที่ 5.8 และจากรูปที่ 5.10 กราฟแสดงเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของผลการทดลองสัญญาณจากการวัดจริง ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายในกลุ่มฐานข้อมูล โดยใช้ค่าไชนเนสเท่ากับ 10 จำนวนนิรอนเท่ากับ 100 จากผลการทดลองในตารางที่ 5.9 ซึ่งเป็นผลการทดลองกับสัญญาณที่อยู่ภายในกลุ่มฐานข้อมูล

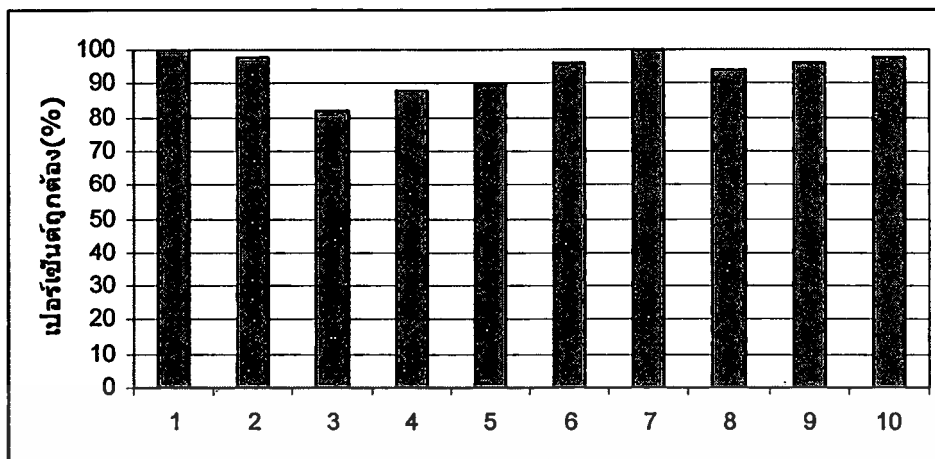


รูปที่ 5.10 กราฟแสดงเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของผลการทดลองสัญญาณจากการวัดจริง ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายในกลุ่มฐานข้อมูล โดยใช้ค่าไซแนปส์เท่ากับ 10 จำนวนนิวรอนเท่ากับ 100 จากผลการทดลองในตารางที่ 5.9

ตารางที่ 5.10 แสดงผลการทดลองเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของสัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายนอกกลุ่มฐานข้อมูล โดยใช้ค่าไซแนปส์เท่ากับ 10 จำนวนนิวรอนเท่ากับ 100

สัญญาณจากฐานข้อมูล Unknown(10 Record)	เปอร์เซ็นต์ถูกต้อง(%)
1	100
2	98
3	82
4	88
5	90
6	96
7	100
8	94
9	96
10	98

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

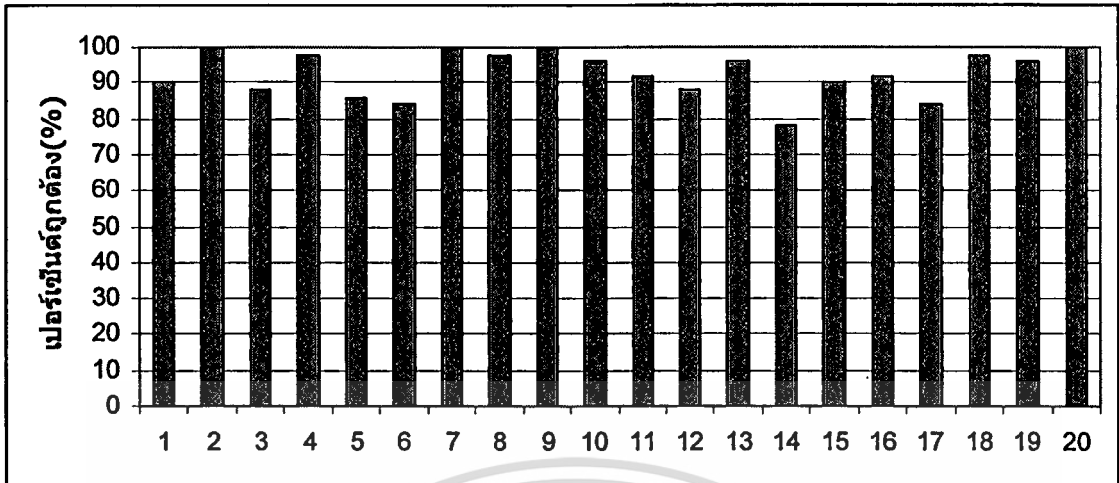


รูปที่ 5.11 กราฟแสดงเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของผลการทดลองสัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายนอกกลุ่มฐานข้อมูล โดยใช้ค่าไจแนปส์เท่ากับ 10 จำนวนนิวรอนเท่ากับ 100 จากผลการทดลองในตารางที่ 5.10

ตารางที่ 5.11 แสดงผลการทดลองเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของสัญญาณจากวัดจริง ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายนอกกลุ่มฐานข้อมูล โดยใช้ค่าไจแนปส์เท่ากับ 10 จำนวนนิวรอนเท่ากับ 100

สัญญาณจากการวัดจริง Unknown (20 คน)	เปอร์เซ็นต์ถูกต้อง(%)	สัญญาณจากการวัดจริง Unknown (20 คน)	เปอร์เซ็นต์ถูกต้อง(%)
1	90	11	92
2	100	12	88
3	88	13	96
4	98	14	91
5	86	15	90
6	90	16	92
7	100	17	88
8	98	18	98
9	100	19	96
10	96	20	100

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.12 กราฟแสดงเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของผลการทดลองสัญญาณจากการวัดจริง ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายนอกกลุ่มฐานข้อมูล โดยใช้ค่าไชนเนสเท่ากับ 10 จำนวนนิรอนเท่ากับ 100 จากผลการทดลองในตารางที่ 5.11

จากรูปที่ 5.11 กราฟแสดงเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของผลการทดลองสัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายนอกกลุ่มฐานข้อมูล โดยใช้ค่าไชนเนสเท่ากับ 10 จำนวนนิรอนเท่ากับ 100 จากผลการทดลองในตารางที่ 5.10 รูปที่ 5.12 กราฟแสดงเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของผลการทดลองสัญญาณจากการวัดจริง ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายนอกกลุ่มฐานข้อมูล โดยใช้ค่าไชนเนสเท่ากับ 10 จำนวนนิรอนเท่ากับ 100 จากผลการทดลองในตารางที่ 5.11 ซึ่งเป็นผลการทดลองกับสัญญาณที่อยู่ภายนอกกลุ่มฐานข้อมูล

บทที่ 6

สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้เสนอวิธีการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเพื่อมาใช้ในการพิสูจน์ตัวตนบุคคล โดยการใช้วิธีเทมเพลตแมตซ์ซิงและ วิธีโครงข่ายประสาทเทียม โดยสัญญาณที่ใช้สัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH ทดสอบกระบวนการที่ได้ออกแบบ จากนั้นใช้สัญญาณที่ได้วัดจริงด้วยวงจรการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เข้ามาประมวลผล

โดยสัญญาณทดสอบ ได้แบ่งเป็นสองส่วนคือสัญญาณไฟฟ้าหัวใจบนฐานข้อมูล MIT-BIH จำนวน 10 สัญญาณ ซึ่งประกอบด้วย Record 100, Record 101, Record 102, Record 103, Record 105, Record 203, Record 205, Record 217, Record 200 และ Record 202 มีความถี่สุ่ม 360 Hz ส่วนสัญญาณทดสอบอีกส่วนได้ใช้สัญญาณที่ได้จากวัดจริงจากคนจำนวน 50 คน เป็นชายไทยอายุ 20-30 ปี น้ำหนักเฉลี่ย 65 กิโลกรัม และส่วนสูงเฉลี่ย 165 เซนติเมตร โดยก่อนทำการวัดสัญญาณผู้วัดต้องถูกควบคุมจากพารามิเตอร์ สำคัญ คือ ให้ผู้ทำการวัดนอนพัก 10 นาที ก่อนทำการวัด และในขณะที่วัดผู้ทำการวัดอยู่ในสภาวะผ่อนคลาย และอยู่ในสภาวะเดิมตลอดทำการวัดโดยสัญญาณ ในการวิจัยนี้ได้ทำการทดสอบบนโปรแกรม MATLAB ด้วยคอมพิวเตอร์ Pentium 4 ความเร็วหน่วยประมวลผล 2 GHz RAMs 512 MB

วิธีเทมเพลตแมตซ์ซิง จากตารางที่ 5.1 และ 5.2 พบว่าค่าขีดแบ่งที่ 0.9 ในแต่ละสัญญาณมีค่าเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องเฉลี่ยที่ดีที่สุด ในตารางที่ 5.1 เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของวิธีเทมเพลตแมตซ์ซิงด้วยสัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายในกลุ่มสัญญาณจากฐานข้อมูลเท่ากับ 74.8% ในตารางที่ 5.2 เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของวิธีเทมเพลตแมตซ์ซิงด้วยสัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH ด้วยสัญญาณทดสอบที่อยู่ภายนอกกลุ่มสัญญาณจากฐานข้อมูลเท่ากับ 74.0%

วิธีโครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนักได้ทำการทดสอบกระบวนการ โดยใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH โดยจากตารางที่ 5.3 และ 5.4 แสดงผลการทดลองเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องโดยได้เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องเท่ากับ 72% เมื่อทดลองกับข้อมูลในกลุ่มและ 70.6% เมื่อทดลองกับข้อมูลนอกกลุ่มและ จากตารางที่ 5.5 และ 5.6 แสดงผลการหาจำนวนนิรอนและจำนวนไซแนปส์โดยเทียบกับเวลาที่ใช้ในการประมวลผล ได้ทำการเลือกใช้จำนวนนิรอนเท่ากับ 100 และจำนวนไซแนปส์เท่ากับ 10 ในวิธีโครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนัก

สรุปผลการทดลองทั้งวิธีเทมเพลตแมตซ์ซิงและ โครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนักให้เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องประมาณ 70% เราจึงออกแบบการตัดสินใจขั้นสุดท้ายขึ้นมาเพื่อให้อัลกอริทึมในการแยกแยะสัญญาณที่ไม่อยู่ในกลุ่มฐานข้อมูลทำให้เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องเพิ่มขึ้นกระบวนการตัด

สินขั้นสุดท้ายเป็นขั้นตอนในการพิสูจน์ก่อนการชี้สถานะด้วยเงื่อนไขผลการพิสูจน์ทั้งจากขั้นตอนเทมเพลตเมตซิงและ ขั้นตอน โครงข่ายประสาทเทียมแบบไร้น้ำหนักจากผลการทดลองในหัวข้อ 5.3 และ 5.4 สามารถเพิ่มประสิทธิภาพความถูกต้องในกระบวนการพิสูจน์ด้วยการใช้เงื่อนไขการตัดสินใจการแสดงตัวตนจากค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ของวิธีเทมเพลตเมตซิงด้วยค่ามากกว่า 0.9 และค่าคะแนนจากโครงข่ายประสาทเทียมมากกว่า 65 คะแนนและปริมาณพื้นที่ได้กราฟรอบคลื่นทดสอบต้องอยู่ในภายในช่วงระหว่างค่าเฉลี่ยของพื้นที่ได้กราฟของสัญญาณที่ได้รับการระบุบุคคลดังแสดงในบล็อกไดอะแกรมรูปที่ 5.8 ซึ่งทำให้เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องเพิ่มขึ้น ในช่วง 80-90%

แนวทางในการพัฒนาจากการทดสอบสัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการวัดจริงค่าเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องที่ได้จะมีค่าน้อยกว่าทดสอบกับสัญญาณที่ได้มาจากฐานข้อมูล MIT-BIH เป็นผลมาจากจำนวนคนที่ใช้เป็นฐานข้อมูลและ ข้อมูลสัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการวัดจริงมาจากคนซึ่งมีอายุใกล้เคียงกัน และเป็นเพศชายทั้งหมดทำให้สัญญาณไม่มีความหลากหลาย ดังนั้นในการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจควรคำนึงถึงเรื่อง เพศ อายุ ของผู้ถูกวัดสัญญาณ



เอกสารอ้างอิง

- [1] T. W. Shen, W. J. Tompkins, Y. H. Hu **One-Lead ECG For Identity Verification 2nd Joint EMBS/BMES Conference Houston, Tx, USA . Oct 23-26, 2002**
- [2] W. J. Tompkins. **Biomedical Digital Signal Processing : C-Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM PC.** Prentice Hall. 1993. pp. 30-43, pp.193-206.
- [3] J. R. Parker **Practical Computer Vision Using C** John Wiley & Sons, INC New York pp.268-285
- [4] J. M. Bishop and R. J. Mitchell **Auto-associative memory using n-tuple techniques** Intelligent systems engineering winter. pp222-229 1994
- [5] N. M. Allinson and A. Kolcz **A Principled Approach To N-tuple Recognition system** Department of Electrical Engineering and Electronics UMIST, Po Box, Manchester, M60 1QD, UK 1997
- [6] Raida Al-Alawi **A Hybrid n-tuple Neuro-Fuzzy Classifier for handwritten Numerals Recognition** IEEE Department of Computer Engineering College of Information Technology
- [7] MIT-BIH Arrhythmia Database. **Harvard – MIT Division of Health Sciences and Technology.** Cambridge, MA.
- [8] Lena Biel, Ola Petersson, Lennart Philipson and Peter Wide **A New Approach in Human Identification** IEEE Trans. On instrumentation and measurement, Vol. 50 No.3 pp 808-812 June 2001
- [9] J Garcia, P Serrano , R Bailon, E Gutierrez . **“Comparison of ECG-Based Clinical Indexes During Exercise Test”** IEEE Computers in Cardiology 2000, pp833-836
- [10] CL Feldman, G MacCallum, LM Hartley **“ Comparison of the Standard ECG with the EASICardiogram for Ischemia Detection During Exercise Monitoring”** IEEE Computers in Cardiology 1997, Vol24, pp343-345

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก

รายละเอียดของสัญญาณที่ใช้ในการทดสอบ (บางส่วน)

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH เป็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากสถาบันเทคโนโลยีแมสซาชูเซตและโรงพยาบาลเบ็ธอิสราเอล ได้ร่วมมือกันได้ทำการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของคนไข้เพื่อเก็บเป็นฐานข้อมูลซึ่งเป็นฐานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่นิยมใช้ในงานวิจัยและอ้างอิง ซึ่งได้ทำการวัดสัญญาณในสัปดาห์ต่างๆ ตั้งแต่ปี 1980

Record 100 (MLII, V5; male, age 69) Class A

Medications: Aldomet, Inderal

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	367	1872	2239
APC	4	29	33
PVC	-	1	1
Total	371	1902	2273

Supraventricular ectopy

- 33 isolated beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	70-89	1	30:06

Signal quality Episodes Duration

Both clean	1	30:06
------------	---	-------

Points of interest:

11:03 Normal sinus rhythm

25:13 PVC

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

26:09 APCs

27:55 Normal sinus rhythm

Record 105 (MLII, V1; female, age 73) Class B

Medications: Digoxin, Nitropaste, Pronestyl

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	405	2121	2526
PVC	12	29	41
Unclassifiable	-	5	5
Total	417	2155	2572

Ventricular ectopy

- 41 isolated beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	78-102	1	30:06

Signal quality Episodes Duration

Both clean	31	22:18
Upper noisy	3	0:10
Lower noisy	28	3:27
Both noisy	23	4:06
Unreadable	4	0:04

Notes:

The PVCs are uniform. The predominant feature of this tape is high-grade noise and artifact.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Points of interest:5:27 Artifact7:57 PVC15:16 Normal sinus rhythm17:52 Artifacts22:02 Noise26:45 PVC27:27 Noise28:08 Noise29:07 Noise**Record 209 (MLII, V1; male, age 62) Class C****Medications:** Aldomet, Hydrodiuril, Inderal

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	475	2146	2621
APC	11	372	383
PVC	-	1	1
Total	486	2519	3005

Supraventricular ectopy

- 119 isolated beats
- 2 couplets
- 1 run of 4 beats
- 1 run of 6 beats
- 1 run of 7 beats
- 1 run of 13 beats
- 1 run of 14 beats
- 1 run of 19 beats

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 1 run of 25 beats
- 1 run of 40 beats
- 1 run of 58 beats
- 1 run of 74 beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	82-116	11	28:23
SVTA	106-171	10	1:42

Signal quality Episodes Duration

Both clean	10	23:21
Lower noisy	10	6:44

Points of interest:

0:47 APC

5:50 Noise

12:57 PVC

14:21 SVTA, 14 beats

23:25 APCs

28:17 Noise, APC

28:33 SVTA, 4 beats, 13 beats

29:10 SVTA, 6 beats

Record 212 (MLII, V1; female, age 32) Class D

Medications: None

Beats Before 5:00 After 5:00 Total

Normal 129 794 923

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Right BBB	334	1491	1825
Total	463	2285	2748

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	63-108	1	30:06

Signal quality Episodes Duration

Both clean	7	29:41
Lower noisy	3	0:10
Both noisy	4	0:15

Notes:

There is rate-related right bundle branch block which appears when the heart rate exceeds approximately 90 bpm.

Points of interest:

0:05 Normal sinus rhythm with right bundle branch block

18:42 Noise

24:21 End of RBBB in normal sinus rhythm as heart rate decreases

24:38 Sinus arrhythmia

26:45 Noise

28:46 Start of RBBB in normal sinus rhythm as heart rate increases

Record 217 (MLII, V1; male, age 65) Class E

Medications: Digoxin, Lasix, Quinidine

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	9	235	244
PVC	22	140	162
Paced	301	1241	1542

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Pacemaker fusion	31	229	260
Total	363	1845	2208

Ventricular ectopy

- 143 isolated beats
- 8 couplets
- 1 run of 3 beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Atrial fibrillation	69-103	24	4:12
Paced rhythm	65-76	33	25:10
Ventricular bigeminy	68-91	9	0:42
Ventricular tachycardia	103	1	0:02

Signal quality	Episodes	Duration
Both clean	3	30:00
Upper noisy	2	0:05

Notes:

The PVCs are multiform.

Points of interest:

0:00 Paced rhythm, pacemaker fusion beat

0:33 PVC

1:23 PVCs, pacemaker fusion beats

4:18 Paced beats, pacemaker fusion beats, normal beats, PVCs

6:12 Ventricular couplet

6:51 Ventricular couplet

7:05 Ventricular tachycardia, 3 beats

12:27 Ventricular bigeminy with paced beats

14:01 Noise

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

15:30 Atrial fibrillation

16:56 Ventricular couplet

22:27 Atrial fibrillation

ดูรายละเอียดของสัญญาณ Record อื่นๆได้ที่

www.physionet.org/physiobank/database/html/mitdbdir/reccord.html

Beat annotation code.

NORMAL	N	Normal beat
LBBB	L	Left bundle branch block beat
RBBB	R	Right bundle branch block beat
BBB	B	Bundle branch block beat
APC	A	Atrial premature beat
ABERR	a	Aberrated atrial premature beat
NPC	J	Nodal(junction) premature beat
SVPB	S	Supraventricular premature or ectopic beat
PVC	V	Premature ventricular contraction
RONT	r	R-on-T premature ventricular
FUSION	F	Fusion of ventricular and normal beat
AESC	e	Atrial escape beat
SVESC	n	Supraventricular escape beat
VESC	E	Ventricular escape beat
PACE	P	Paced beat
PFUS	f	Fusion of paced and normal beat
UNKNOWN	Q	Unclassifiable beat
LEARN	?	Beat not classified during learning

MLII(Modified lead II)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยปกติการวัดสัญญาณ Lead II จะไม่ค่อยนิยมวัดกันเพราะว่าสัญญาณรบกวนสามารถแทรกเข้ามาได้ง่าย MLII เปรียบเทียบได้กับ Lead II แต่ตำแหน่งอ้างอิงในการวัดอยู่บนบริเวณลำตัว ซึ่งจะ ทำให้แอมพลิจูดของสัญญาณ QRS ต่ำ โดยที่ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรด จะเปลี่ยนไปคือ LL จะ เปลี่ยนมาติดที่บริเวณเหนือกระดูกสะโพกด้านซ้าย(Left iliac crest) และตำแหน่งของ RA จะติด บริเวณใต้กระดูกไหปลาร้า(Infraclavicular fossa) บริเวณกล้ามเนื้อสามเหลี่ยมใต้กระดูกไหปลาร้า 2 เซ็นติเมตร

ดูรายละเอียดเพิ่มเติมได้ที่ www.physionet.org/faq.shtml



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล นาย เกรียงศักดิ์ ชัยสวัสดิ์
 วัน เดือน ปีเกิด วันที่ 18 กุมภาพันธ์ 2522 ที่ จังหวัดชลบุรี
 ประวัติการศึกษา 2541 ประกาศนียบัตรวิชาชีพชั้นสูง สาขาอิเล็กทรอนิกส์ สถาบันเทคโนโลยีราชมงคล วิทยาเขตเทคนิคกรุงเทพ
 2544 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
 ความชำนาญเฉพาะด้าน 1.) วงจรอิเล็กทรอนิกส์
 2.) การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

[1] Chaisawasdee K, Lertprasert P, Sangworasil M, Tungjitkusolmun S "Human Identity Verification Using Electrocardiogram" 17-TH International EURASIP Conference Biosignal 2004 Proceedings, Czech Republic, pp91-93