การพัฒนาระบบเชื่อมต่อกับผู้ใช้สำหรับระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน

Development of User Interface System for Dysphagia Patients Diagnostic System

วิเชียร วาทีกานท์

Wichian Vateekarn

Order Key 20429
BIB Key 161208

เลขหมู่ QA402.5 ว68 2542 ฉ.2
เลขทะเบียน
8 ก.ค. 2542

วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

Master of Engineering Thesis in Electrical Engineering

Prince of Songkla University

2542

ชื่อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาระบบเชื่อมต่อกับผู้ใช้สำหรับระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน
ผู้เขียน	นาย วิเชียร วาทีกานท์
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า

คณะกรรมการที่ปรึกษา

.....ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชูศักดิ์ ลิ่มสกุล)

.....กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ นพ.วิทูร ลีลามานิตย์)

.....กรรมการ
(ดร.นิตยา นินทรกิจ)

คณะกรรมการสอบ

.....ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชูศักดิ์ ลิ่มสกุล)

.....กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ นพ.วิทูร ลีลามานิตย์)

.....กรรมการ
(ดร.นิตยา นินทรกิจ)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อาจิน จิรชีพพัฒนา)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้นับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

.....
(รองศาสตราจารย์ ดร.ก้าน จันทร์พรหมมา)
คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ชื่อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาระบบเชื่อมต่อกับผู้ใช้สำหรับระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน
ผู้เขียน	นาย วิเชียร วาทีกานท์
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
ปีการศึกษา	2541

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้กล่าวถึง การพัฒนาระบบเชื่อมต่อกับผู้ใช้สำหรับระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน โดยโปรแกรมที่ถูกพัฒนาขึ้นจะประกอบด้วยหน้าจอการทำงานทั้งหมด 18 หน้าจอ มีปุ่มคำสั่งต่างๆ ให้เลือกใช้งานตามหน้าที่การทำงานที่แตกต่างกัน ในขั้นต้นโปรแกรมจะนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลิ้นและกล้ามเนื้อคอจากอาสาสมัครที่ได้ทำการทดสอบ มาวิเคราะห์ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ 4 วิธีด้วยกันดังนี้

1) วิเคราะห์จากค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน
2) วิเคราะห์จากค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม
3) วิเคราะห์โดยหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟโมเดล
4) วิเคราะห์โดยวิธีการหากำลังของสัญญาณในช่วงการกลืน

โดยผลที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์ดังกล่าว โปรแกรมจะนำไปใช้เป็นพารามิเตอร์เพื่อทำการจำแนกหาผู้มีความผิดปกติด้านการกลืนด้วยวิธีการ โครงข่ายประสาท และพบว่า การจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ให้ผลดีกว่าการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 และรูปแบบที่ 3 ดังนี้ การจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ มีเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง 97% ส่วนการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 แบ่งเป็นของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น มีเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง 91.4% และของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ มีเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง 77.1% ส่วนการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 3 ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ มีเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง 77.1% ตามลำดับ จากนั้นผลที่ได้ทั้งหมดนี้โปรแกรมจะนำมาทำการสรุปผลการวินิจฉัยหาว่าเป็นผู้มีความผิดปกติด้านการกลืนหรือเป็นคนปกติ ให้ผู้ใช้งานโปรแกรมได้รับทราบผ่านทางหน้าจอคอมพิวเตอร์ได้สะดวก รวดเร็ว และมีประสิทธิภาพ

Thesis Title	Development of User Interface System for Dysphagia Patients Diagnostic System
Author	Mr. Wichian Vateekarn
Major Program	Electrical Engineering
Academic Year	1998

Abstract

This thesis describes the development of user interface system for dysphagia patients diagnostic system. This program is developed to consist of 18 windows, which are many command buttons to use differently. In the first step, signals from tongue muscles and neck muscles of subjects would be took to analyse by appropriate mathematical model by 4 various methods as following

1) Power Spectral Density at Median Frequency
2) Maximum of Power Spectral Density
3) Coefficient of Autoregressive Model
4) Power of Signal

Parameters analysed from the mathematical models would be used to classify the abnormal subjects by using the neural network. The results showed that classification by the neural network format 1 is better than the neural network format 2 and format 3. Classification format 1 of tongue muscles and neck muscles could correctly identify 97%. But classification format 2 of tongue muscles could correctly identify 91.4% while neck muscles could correctly identify 77.1%. For classification by the neural network format 3 of tongue muscles and neck muscles could correctly identify 77.1%. Then all of these results would be made a summary by this program that is dysphagia patients or normal subjects. User will get the results comfortably, quickly and efficiently on the monitor.

กิตติกรรมประกาศ

ขอแสดงคำขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ชูศักดิ์ ลิ่มสกุล ประธานกรรมการที่ปรึกษา และรองศาสตราจารย์ นพ. วิทูร ลีลามานิตย์ อาจารย์ที่ปรึกษาร่วมที่ได้ให้คำแนะนำเป็นอย่างดี รวมทั้งกรุณาให้คำชี้แนะตลอดทั้งความรู้ทั้งหลายทั้งทางด้านวิศวกรรมศาสตร์และทางด้านการแพทย์ ช่วยเหลือหาเอกสาร ข้อมูลและการสนับสนุนอีกหลายประการ ตลอดจนกรุณาช่วยตรวจแก้ไขวิทยานิพนธ์ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา ในการให้คำปรึกษาและความช่วยเหลือที่สำคัญต่องานวิจัย ตลอดจนกรุณาช่วยตรวจแก้ไขวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จนทำให้วิทยานิพนธ์ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ดร.นิตยา นินทรกิจ และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อาจิน จิรชีพพัฒนา ที่ให้คำปรึกษาและกรุณาช่วยตรวจแก้ไขวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จนกระทั่งบรรลุวัตถุประสงค์

ขอขอบพระคุณ สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ (สวทช.) ที่ให้ทุนบัณฑิตศึกษาภายในประเทศ สำหรับเป็นทุนการศึกษาและทุนสนับสนุนงานวิจัยนี้

ขอขอบพระคุณ มูลนิธิมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ที่สนับสนุนทุนอุดหนุนการวิจัย

ขอบพระคุณเคณาจารย์ และเจ้าหน้าที่ในภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ทุกท่านต่อการให้คำปรึกษาและความช่วยเหลือที่สำคัญ จนกระทั่งงานสำเร็จลุล่วง

สุดท้ายนี้ข้าพเจ้าขอน้อมระลึกถึงพระคุณ คุณ บิดา มารดา ที่ส่งเสริมให้กำลังใจและอุปถัมภ์ทางด้านการศึกษามาโดยตลอดจนประสบความสำเร็จ

วิเชียร วาทีกานท์

สารบาญ

หน้า

บทคัดย่อ..... (3)

Abstract..... (4)

กิตติกรรมประกาศ..... (5)

สารบาญ..... (6)

รายการตาราง..... (8)

รายการภาพประกอบ..... (12)

ตัวย่อและสัญลักษณ์..... (21)

บทที่

1 บทนำ..... 1

1.1 ความสำคัญและที่มาของหัวข้อวิจัย..... 1

1.2 วัตถุประสงค์..... 2

1.3 ขอบเขตการวิจัย..... 3

1.4 ขั้นตอนและวิธีดำเนินการวิจัย..... 4

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ..... 5

2 การพัฒนาโปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน..... 6

2.1 ซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการพัฒนาโปรแกรม..... 8

2.2 การออกแบบโครงสร้างการทำงานและรูปแบบหน้าจอการทำงานในโปรแกรม.. 10

3 สมการคณิตศาสตร์ที่ใช้ในโปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน..... 40

3.1 การวิเคราะห์จากค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน..... 41

3.2 การวิเคราะห์หาค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม..... 45

3.3 การวิเคราะห์ค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟโมเดล..... 49

3.4 การวิเคราะห์ค่ากำลังของสัญญาณในช่วงการกลืน..... 54

หน้า

บทที่

4 การจำแนกผู้มีปัญหาการกลืนโดยวิธีโครงข่ายประสาท..... 58
4.1 การจำแนกด้วยโครงข่ายประสาท..... 58
4.2 เครื่องมือและวิธีการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลิ้นและกล้ามเนื้อคอ..... 63
4.3 รูปแบบของโครงข่ายประสาทที่ใช้ในการจำแนก..... 64
5 ผลการทดลองโปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน..... 98
5.1 ผลการทดลองการใช้งานฟังก์ชันการทำงานต่างๆ ในโปรแกรม..... 98
5.2 ผลการทดลองโครงสร้างการทำงานและส่วนประกอบต่างๆ ของ
ระบบตรวจวินิจฉัย..... 121
5.3 ผลการทดลองตรวจสอบความถูกต้อง แม่นยำ ของระบบตรวจวินิจฉัย..... 123
5.4 สรุปผลการทดลอง..... 124
5.5 สรุปและข้อเสนอแนะ..... 125
บรรณานุกรม..... 126
ภาคผนวก..... 129
ภาคผนวก ก. คุณลักษณะและรายละเอียดการใช้งานเบื้องต้นของซอฟต์แวร์
LabWindows/CVI for Windows Version 4.0.1..... 129
ภาคผนวก ข. คุณสมบัติและรายละเอียดของการ์ด Lab-PC-1200/AI..... 140
ประวัติผู้เขียน..... 145

รายการตาราง

ตาราง		หน้า
4-1ก	แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น.....	65
4-1ข	แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ.....	66
4-2ก	แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น.....	67
4-2ข	แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอ.....	68
4-3ก	แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น.....	69
4-3ข	แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ.....	69
4-4ก	แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น.....	71
4-4ข	แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ.....	71

หน้า

4-5ก1 แสดงผลการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น..... 72

4-5ก2 แสดงผลการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 3 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น..... 73

4-5ก3 แสดงผลการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 5 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น..... 74

4-5ข1 แสดงผลการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ..... 74

4-5ข2 แสดงผลการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 3 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ..... 75

4-5ข3 แสดงผลการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 5 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ..... 76

4-6ก1 แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ด้วยสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 1 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น..... 77

4-6ก2 แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ด้วยสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 3 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น..... 77

4-6ก3 แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ด้วยสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 5 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น..... 78

4-6ข1 แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ด้วยสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 1 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ..... 78

4-6ข2 แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ด้วยสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 3 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ..... 79

4-6ข3 แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ด้วยสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 5 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ..... 79

4-7ก แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณหากำลังของสัญญาณช่วงการกลืนของ

กลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น..... 81

หน้า

4-7ข แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณหากำลังของสัญญาณช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ..... 81

4-8ก แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ด้วยพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการหากำลังช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น..... 83

4-8ข แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ด้วยพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการหากำลังช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ..... 83

4-9 แสดงการสรุปผลการจำแนกที่ได้จากผลการทดสอบด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์หลายๆ วิธีของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ..... 85

4-10ก แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีมาเรียงตัวรวมกันของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น..... 87

4-10ข แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีมาเรียงตัวรวมกันของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ..... 89

4-11ก แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธี ที่มาเรียงตัวรวมกันของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น..... 91

4-11ข แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธี ที่มาเรียงตัวรวมกันของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอ..... 92

4-12 แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 3 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่มาเรียงตัวรวมกันตามลำดับ..... 94

หน้า

4-13 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 3กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ที่มาเรียงตัวรวมกันตามลำดับ..... 97

5-1 แสดงผลการทดลองโครงสร้างการทำงานและส่วนประกอบต่างๆ ของระบบระบบตรวจวินิจฉัยที่ใช้ในการจำแนกอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบ..... 123

5-2 แสดงผลการทดลองที่ได้จากการตรวจสอบความถูกต้อง แม่นยำ ของระบบ..... 124

รายการภาพประกอบ

ภาพประกอบ		หน้า
2-1	แสดงตำแหน่งการติดอิเลคโตรดบริเวณลำคอของอาสาสมัคร.....	6
2-2	แสดงโครงสร้างการทำงานของระบบตรวจวินิจฉัยในงานวิจัยนี้.....	7
2-3	แสดงขั้นตอนการทำงานในส่วนของโปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน.....	8
2-4	แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 1.....	10
2-5	แสดงหน้าจอการทำงานที่ 1.....	11
2-6	แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 2.....	13
2-7	แสดงหน้าจอการทำงานที่ 2.....	13
2-8	แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 3.....	15
2-9	แสดงหน้าจอการทำงานที่ 3.....	16
2-10	แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 4.....	17
2-11	แสดงหน้าจอการทำงานที่ 4.....	18
2-12	แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 5.....	18
2-13	แสดงหน้าจอการทำงานที่ 5.....	19
2-14	แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 6.....	19
2-15	แสดงหน้าจอการทำงานที่ 6.....	20
2-16	แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 7.....	20
2-17	แสดงหน้าจอการทำงานที่ 7.....	21
2-18	แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 8.....	22
2-19	แสดงหน้าจอการทำงานที่ 8.....	22
2-20	แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 9.....	23
2-21	แสดงหน้าจอการทำงานที่ 9.....	23
2-22	แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 10.....	24
2-23	แสดงหน้าจอการทำงานที่ 10.....	24
2-24	แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 11.....	25

หน้า

2-25 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 11..... 25

2-26 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 12..... 26

2-27 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 12..... 27

2-28 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 13..... 28

2-29 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 13..... 29

2-30 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 14..... 30

2-31 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 14..... 31

2-32 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 15..... 32

2-33 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 15..... 33

2-34 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 16..... 34

2-35 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 16..... 34

2-36 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 17..... 35

2-37 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 17..... 36

2-38 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 18..... 37

2-39 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 18..... 37

2-40 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานทั้งหมดในโปรแกรม..... 39

3-1 แสดงตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อลิ้น และการเลือกช่วงของข้อมูลมาใช้ในการคำนวณสำหรับวิธีที่ 1, 2, 3 และ 4..... 41

3-2 ผังงานแสดงการคำนวณหาความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน..... 42

3-3 แสดงปุ่มคำสั่ง PS at MF ที่ทำหน้าที่คำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอในโปรแกรมนี้..... 43

3-4 ฟังก์ชันของโปรแกรมการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ..... 43

3-5 แสดงตัวอย่างที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ..... 45

3-6 ผังงานแสดงการคำนวณหาสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม..... 46

หน้า

3-7 แสดงปุ่มคำสั่ง Max of PS ที่ทำหน้าที่คำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอในโปรแกรมนี้..... 46

3-8 ฟังก์ชันของโปรแกรมการคำนวณหาค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ..... 47

3-9 แสดงตัวอย่างค่าที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ..... 48

3-10 ผังงานแสดงการคำนวณหาสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ..... 50

3-11 แสดงปุ่มคำสั่ง Coeff of AR ที่ทำหน้าที่คำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1, 3 และ 5 ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอในโปรแกรมนี้..... 51

3-12 ฟังก์ชันของโปรแกรมการคำนวณหาสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1, 3 และ 5 ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ..... 51

3-13 แสดงตัวอย่างค่าที่ได้จากการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ออโตรีเกรสซีฟที่ค่าลำดับที่ 1, 3 และ 5 ตามลำดับ ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ..... 53

3-14 ผังงานแสดงการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณในช่วงการกลืน..... 54

3-15 แสดงปุ่มคำสั่ง Sum of PS ที่ทำหน้าที่คำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณในช่วงการกลืนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอในโปรแกรมนี้..... 55

3-16 ฟังก์ชันของโปรแกรมการคำนวณหาค่าสูงสุดของกำลังของสัญญาณในช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ..... 55

3-17 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหากำลังของสัญญาณในช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ..... 57

4-1 โครงสร้างและส่วนประกอบของเซลล์ประสาท..... 58

4-2 แสดงโครงสร้างของแบบจำลองการแพร่กลับ(Back Propagation)..... 59

4-3 แสดงแผนภาพอุปกรณ์ที่ใช้ในการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าและวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าของ รศ.น.พ. วิทูร ลีลามานิตย์ โรงพยาบาลสงขลานครินทร์..... 63

หน้า

4-4 แสดงการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ทางคณิตศาสตร์หลายๆ วิธีของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ..... 64

4-5 แสดงการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ทางคณิตศาสตร์หลายๆ วิธีของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ..... 86

4-6 แสดงการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 3 กับพารามิเตอร์ทางคณิตศาสตร์หลายๆ วิธีของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอรวมกัน..... 93

5-1 แสดงสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24) ในหน้าจอการทำงานหลักของโปรแกรม..... 99

5-2 แสดงสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29) ในหน้าจอการทำงานหลักของโปรแกรม..... 99

5-3 แสดงสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24) และช่วงสัญญาณไฟฟ้าที่เลือก (A) สำหรับวิธีการในบทที่ 3 หัวข้อ 3.1-3.4..... 100

5-4 แสดงสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29) และช่วงสัญญาณไฟฟ้าที่เลือก (A) สำหรับวิธีการในบทที่ 3 หัวข้อ 3.1-3.4..... 100

5-5 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)..... 101

5-6 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)..... 102

5-7 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)..... 103

หน้า

5-8 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)..... 103

5-9 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)..... 104

5-10 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)..... 104

5-11 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)..... 105

5-12 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน(อาสาสมัครคนที่29)..... 105

5-13 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1, 3 และ 5 ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)..... 106

5-14 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1, 3 และ 5 ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)..... 107

5-15 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1, 3 และ 5 ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)..... 108

5-16 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1, 3, 5 ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน(อาสาสมัครคนที่29)..... 108

หน้า

5-17 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าช่วงการกลืน ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)..... 109

5-18 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าช่วงการกลืนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)..... 110

5-19 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าช่วงการกลืนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)..... 111

5-20 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าช่วงการกลืนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)..... 111

5-21 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าต่างๆ ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธี ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)..... 112

5-22 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าต่างๆ ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธี ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)..... 113

5-23 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าต่างๆ ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ทั้ง 4 วิธี ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ รวมทั้งผลการวินิจฉัยที่ได้ของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)..... 114

5-24 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าต่างๆ ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ทั้ง 4 วิธี ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ รวมทั้งผลการวินิจฉัยที่ได้ของผู้ที่มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)..... 114

หน้า

5-25 แสดงหน้าจอการทำงานที่เกิดขึ้นจากการเลือกปุ่มคำสั่ง MOC2 ของหน้าจอการทำงานที่แสดงในภาพประกอบ 5-21 และ 5-22..... 115

5-26 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าต่างๆด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีเรียงกันของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น รวมทั้งผลการวินิจฉัยที่ได้ของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)..... 116

5-27 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าต่างๆด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีเรียงกันของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น รวมทั้งผลการวินิจฉัยที่ได้ของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)..... 116

5-28 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าต่างๆด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีเรียงกันของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอ รวมทั้งผลการวินิจฉัยที่ได้ของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)..... 117

5-29 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าต่างๆด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีเรียงกันของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอ รวมทั้งผลการวินิจฉัยที่ได้ของผู้ที่มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)..... 117

5-30 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 3 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณค่าต่างๆด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีของแต่ละสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอมาเรียงรวมกันตามลำดับรวมทั้งสรุปผลการวินิจฉัยที่ได้ของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)..... 118

5-31 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 3 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณค่าต่างๆด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีของแต่ละสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอมาเรียงรวมกันตามลำดับรวมทั้งสรุปผลการวินิจฉัยที่ได้ของผู้ที่มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29).... 119

หน้า

5-32 แสดงผลลัพธ์ที่ได้ทั้งหมดจากการใช้งานปุ่มคำสั่ง MOC1, MOC2 และ MOC3 ของหน้าจอการทำงานที่แสดงในภาพประกอบ 5-21 ของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)..... 120

5-33 แสดงผลลัพธ์ที่ได้ทั้งหมดจากการใช้งานปุ่มคำสั่ง MOC1, MOC2 และ MOC3 ของหน้าจอการทำงานที่แสดงในภาพประกอบ 5-22 ของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)..... 120

5-34 แสดงสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่บันทึกได้ในครั้งที่ 1, 2 และ 3 ตามลำดับ ของอาสาสมัครทดสอบลำดับที่ 1..... 121

5-35 แสดงสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่บันทึกได้ในครั้งที่ 1, 2 และ 3 ตามลำดับ ของอาสาสมัครทดสอบลำดับที่ 2..... 121

5-36 แสดงสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่บันทึกได้ในครั้งที่ 1, 2 และ 3 ตามลำดับ ของอาสาสมัครทดสอบลำดับที่ 3..... 122

5-37 แสดงสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่บันทึกได้ในครั้งที่ 1, 2 และ 3 ตามลำดับ ของอาสาสมัครทดสอบลำดับที่ 4..... 122

5-38 แสดงสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่บันทึกได้ในครั้งที่ 1, 2 และ 3 ตามลำดับ ของอาสาสมัครทดสอบลำดับที่ 5..... 122

ก1 แสดงหน้าต่างส่วน Source Window..... 130

ก2 แสดงหน้าต่างส่วน User Interface Editor Window..... 131

ก3 แสดงหน้าต่างส่วน Function Tree Editor..... 133

ก4 แสดงหน้าต่างส่วน Project Window..... 134

ก5 แสดงการสร้าง Panel, Controls ในหน้าต่าง User Interface Editor Window สำหรับโปรแกรมการสร้างสัญญาณ Sine..... 136

ก6 แสดงรายละเอียดของไฟล์ Sample.h ที่เกิดขึ้นเองหลังจากได้ไฟล์ Sample.uir..... 137

ก7 แสดงรายละเอียดของไฟล์ Sample.c สำหรับโปรแกรมการสร้างสัญญาณ Sine..... 138

ก8 แสดงหน้าต่าง Project Window ของไฟล์ Sample.prj..... 138

ก9 แสดงหน้าจอการทำงานที่เกิดจากรันไฟล์ Sample.prj..... 139

ก10 แสดงผลลัพธ์ที่ได้จากการทำงานของโปรแกรมการสร้างสัญญาณ Sine..... 139

หน้า

ข1 แสดงตำแหน่งของขั้วต่อบนการ์ด Lab-PC-1200/AI..... 140

ตัวย่อและสัญลักษณ์

°	=	degrees
-	=	negative of, or minus
Ω	=	ohms
%	=	percent
±	=	plus or minus
+	=	positive of, or plus
A	=	amperes
ACH <0..7>	=	analog channel 0 through 7 signals
ADC	=	analog-to-digital converter
AGND	=	analog ground signal
AI	=	analog input
AISENSE/AIGND	=	analog input sense/analog input ground signal
C	=	Celsius
CH	=	channel
CLKB1, CLKB2	=	counter B1, B2 clock signals
cm	=	centimeters
Coeff of AR	=	Coefficient of Autoregressive Model
Coeff	=	Coefficient
dB	=	decibels
DC	=	direct current
DGND	=	digital ground signal
DMA	=	direct memory access
DNL	=	differential nonlinearity
EXTCONV	=	external convert signal
EXTTRIG	=	external trigger signal
F	=	farad

FIFO	=	first in first out memory buffer
GATB<0..2>	=	counter B0, B1, B2 gate signals
Hz	=	hertz
in.	=	inches
I/O	=	input/output
LED	=	light-emitting diode
LSB	=	least significant bit
max	=	maximum
Max of PS	=	Maximum of Power Spectral Density
MB	=	megabytes of memory
min	=	minimum
MOC1	=	Method of Classification 1
MOC2	=	Method of Classification 2
MOC3	=	Method of Classification 3
MOC4	=	Method of Classification 4
NC	=	not connected
NRSE	=	nonreferenced single-ended
OUTB0, OUTB1	=	counter B0, B1 output signals
PA, PB, PC<0..7>	=	port A, B, or C 0 through 7 signals
PS at MF	=	Power Spectral Density at Median Frequency
ppm	=	parts per million
s	=	seconds
S	=	samples
Sum of PS	=	Power of Signal
typ	=	typical
V	=	volts
VDC	=	volts direct current
Ver.	=	Version

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของหัวข้อวิจัย

ปัจจุบันพบผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนจำนวนมาก โดยเฉพาะในผู้ป่วยที่สูงอายุ ผู้ประสบอุบัติเหตุ และกลุ่มบุคคลที่มีอาชีพกสิกรรม ซึ่งผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนจะมีอาการกลืนลำบาก หรือไม่สามารถกลืนได้เลย ในการตรวจวินิจฉัยผู้ที่มีปัญหาการกลืน แพทย์จะใช้วิธีการวัดแรงดันในหลอดอาหาร และการเอ็กซเรย์ (X-ray) ซึ่งต้องใช้เวลานาน และเป็นอันตรายต่อผู้ป่วยเนื่องจากรังสีจากการเอ็กซเรย์ ดังนั้นการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อที่ใช้ในการกลืน น่าจะนำมาใช้ในการจำแนกผู้ป่วยกับคนปกติได้ ซึ่งถ้าวิธีการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อสามารถใช้ได้ ผลก็จะทำให้ได้วิธีการตรวจวินิจฉัยที่ประหยัดเวลาและปลอดภัยต่อผู้ป่วย โดยการวิจัยนี้ได้เริ่มทำการศึกษาที่ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ (เฉลิมชัย แซ่ลิ่ม, 2539 ; พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์, 2540 และ วรเชษฐ์ อุบลสูตรวนิช, 2541) ซึ่งที่ผ่านมานั้นการวิจัยได้มีการคัดเลือกหาลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อเพื่อตรวจจับสัญญาณที่บ่งบอกการกลืน (เฉลิมชัย แซ่ลิ่ม, 2539) จากการวิเคราะห์พบว่า กลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นมีความเหมาะสมที่จะนำมาใช้ในการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าเพื่อหาลักษณะเด่น โดยทำการบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกิจกรรมการเคี้ยวและกลืน จากนั้นนำสัญญาณไฟฟ้าที่ได้มาวิเคราะห์ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ และพบว่าการใช้วิธีการคำนวณหากำลังเฉลี่ยของสัญญาณสามารถตรวจจับสัญญาณที่บ่งบอกการกลืนจากสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นที่มีกิจกรรมการเคี้ยวและการกลืนได้ดี ต่อมาจึงได้มีการออกแบบและสร้างเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน (พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์, 2540) เพื่อใช้ช่วยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนอันเนื่องมาจากกล้ามเนื้อใต้คางและกล้ามเนื้อคอไม่สามารถทำงานได้ตามปกติ โดยให้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คางและกล้ามเนื้อคอขณะที่ผู้ป่วยกำลังกลืน เพื่อให้การกลืนเป็นปกติตามลำดับขั้นตอนที่ถูกต้อง โดยจะมีวงจรคำนวณและตัดสินใจทำการคำนวณเพื่อตรวจจับจุดกลืนและส่งสัญญาณทริกเกอร์ไปยังวงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ จากการทดสอบวงจรที่ได้สร้างขึ้น ปรากฏว่าวงจรทำงานถูกต้องตามที่ต้องการ และได้มีการศึกษาการจำแนกผู้มีปัญหาการกลืน โดยวิธีการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อที่ใช้ในการกลืน

(วรเชษฐ์ อุบลสูตรวนิช, 2541) ซึ่งในขั้นต้น จำเป็นต้องพิจารณาหากลุ่มกล้ามเนื้อและบริเวณที่จะใช้ในการตรวจจับสัญญาณ จากการวิเคราะห์พบว่า กลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ มีความเหมาะสมที่จะนำมาใช้ในการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าเพื่อใช้ในการจำแนกหาผู้มีความผิดปกติ จากนั้นนำสัญญาณไฟฟ้าที่ได้มาวิเคราะห์ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์เพื่อหาลักษณะเด่นที่สามารถใช้จำแนกหาความผิดปกติได้ โดยผลที่ได้จากวิธีการทางคณิตศาสตร์จะถูกนำไปใช้เป็นลักษณะเด่นเพื่อการจำแนกหาผู้มีความผิดปกติด้วยวิธีการโครงข่ายประสาทต่อไป การศึกษาของวรเชษฐ์ เป็นเพียงการศึกษาหาวิธีการทางคณิตศาสตร์ที่เหมาะสม สำหรับการวิเคราะห์สัญญาณกล้ามเนื้อคอและลิ้น เพื่อใช้ในการจำแนกผู้ที่มีปัญหาการกลืนเท่านั้น แต่ยังไม่ได้สร้างเป็นระบบตรวจวินิจฉัยขึ้นมาเพื่อเชื่อมต่อกับผู้ใช้แต่อย่างใด

งานวิจัยนี้จึงเป็นการพัฒนาระบบซอฟต์แวร์สำหรับสร้างระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนขึ้นมา เพื่อทำการติดต่อกับผู้ใช้ผ่านทางหน้าจอคอมพิวเตอร์ ซึ่งจากหน้าจอคอมพิวเตอร์จะประกอบด้วยหน้าจอแสดงผลการทำงานและปุ่มคำสั่งต่างๆ ที่มีหน้าที่การทำงานแตกต่างกันไป เพื่อให้ผู้ใช้สามารถใช้งานได้ง่าย สะดวก และมีประสิทธิภาพมากที่สุด ทั้งนี้การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะใช้วิธีการทางคณิตศาสตร์ที่วรเชษฐ์ได้ทำการศึกษาไว้ จากอัลกอริทึมทางคณิตศาสตร์จะถูกนำมาเขียนโปรแกรมด้วยซอฟต์แวร์ชื่อ LabWindows/CVI for Windows Version 4.0.1 แล้วนำผลหรือค่าพารามิเตอร์ที่ได้มาใช้ในการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนด้วยวิธีการทางโครงข่ายประสาท (Neural Network) ในลำดับต่อไป ดังนั้นงานวิจัยนี้ก็จะทำให้ได้ระบบตรวจวินิจฉัยที่สามารถจำแนกผู้ที่มีปัญหาในการกลืนออกจากคนปกติได้ ซึ่งจะช่วยให้แพทย์สามารถทำการวินิจฉัยได้แม่นยำขึ้น ประหยัดเวลา และปลอดภัยต่อผู้ป่วยมากกว่าวิธีการเดิมๆ ที่เคยใช้กันมา

1.2 วัตถุประสงค์

1.2.1 เพื่อศึกษาและวิเคราะห์ลักษณะสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องกับการกลืนในคนปกติและผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน สำหรับวิเคราะห์หาข้อแตกต่างระหว่างผู้ป่วยและคนปกติ

1.2.2 เพื่อศึกษาและพัฒนาระบบซอฟต์แวร์สำหรับสร้างระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน โดยระบบสามารถทำการเชื่อมต่อกับผู้ใช้ได้ง่าย มีประสิทธิภาพและวินิจฉัยจำแนกผู้มีปัญหาการกลืนออกจากคนปกติได้

1.2.3 เพื่อส่งเสริมให้มีการศึกษาและใช้งานระบบตรวจวินิจฉัยในงานด้านต่างๆ

1.3 ขอบเขตการวิจัย

1.3.1 ศึกษาโปรแกรมภาษาต่างๆ ที่จะนำมาใช้ในการเขียนโปรแกรมพัฒนาระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน เพื่อเปรียบเทียบหาข้อดีและข้อเสียของภาษานั้นๆ

1.3.2 ศึกษาสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและคอของคนปกติและผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน ที่ได้ทำการบันทึกไว้แล้ว โดยใช้อาสาสมัครที่เป็นคนปกติและผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน อย่างละไม่น้อยกว่า 20 คน

1.3.3 ศึกษาหาพารามิเตอร์ของสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อที่บันทึกไว้ในข้อ 1.3.2 โดยใช้วิธีการทางคณิตศาสตร์ ดังต่อไปนี้

1.3.3.1 วิเคราะห์จากค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน (Power Spectral Density at Median Frequency)

1.3.3.2 วิเคราะห์จากค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม (Maximum of Power Spectral Density)

1.3.3.3 วิเคราะห์โดยหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟโมเดล (Coefficient of Autoregressive Model)

1.3.3.4 วิเคราะห์โดยวิธีการหากำลังของสัญญาณในช่วงการกลืน (Power of Signal)

1.3.4 ศึกษาจำแนกข้อมูลและพารามิเตอร์ที่ได้ในข้อ 1.3.3 ระหว่างคนปกติและผู้ป่วยโดยอาศัยวิธีการทางโครงข่ายประสาท เพื่อใช้ในการแยกผู้ป่วยออกจากคนปกติ

1.3.5 ศึกษาและเขียนโปรแกรมพัฒนาระบบซอฟต์แวร์สำหรับ สร้างระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน โดยมีขอบเขตการวิจัยกว้างๆ ดังนี้

1.3.5.1 ศึกษาและเขียนโปรแกรมควบคุม ตัวแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล (Analog to Digital Converter : ADC) เพื่อรับสัญญาณจาก Preamplifier (ดูรายละเอียดในภาคผนวก ข)

1.3.5.2 ศึกษาและเขียนโปรแกรมพัฒนาระบบตรวจวินิจฉัย ให้มีหน้าจอการทำงานที่สามารถเชื่อมต่อกับผู้ใช้ ได้ง่าย สะดวก และมีประสิทธิภาพ

1.3.5.3 ศึกษาและเขียนโปรแกรมพัฒนาระบบตรวจวินิจฉัย ให้สามารถแสดงผลสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและคอที่รับเข้ามา และสามารถบันทึกสัญญาณไฟฟ้าดังกล่าวเก็บในรูปของไฟล์ได้ พร้อมทั้งพิมพ์ภาพสัญญาณที่รับเข้ามาออกทางเครื่องพิมพ์ได้

1.3.5.4 ศึกษาและเขียนโปรแกรมพัฒนาระบบตรวจวินิจฉัย ให้สามารถทำการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและคอ ของคนปกติและผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนได้ โดยใช้วิธีการทางคณิตศาสตร์ทั้ง 4 วิธีในข้อ 1.3.3

1.3.5.5 ศึกษาและเขียนโปรแกรมพัฒนาระบบตรวจวินิจฉัย ให้แสดงผลลัพธ์ของสัญญาณที่ได้หลังจากการวิเคราะห์ในข้อ 1.3.5.4 ในรูปแบบต่างๆ พร้อมทั้งพิมพ์ผลลัพธ์ของสัญญาณที่ได้ออกทางเครื่องพิมพ์

1.3.5.6 ศึกษาและเขียนโปรแกรมพัฒนาระบบตรวจวินิจฉัย ให้สามารถทำการตัดสินใจและสรุปผลการวินิจฉัยได้เองอัตโนมัติโดยอาศัยวิธีการทางโครงข่ายประสาท เพื่อนำไปใช้ตรวจหาผู้มีปัญหาการกลืนต่อไป พร้อมทั้งพิมพ์ผลลัพธ์ที่ได้ออกทางเครื่องพิมพ์

1.4 ขั้นตอนและวิธีดำเนินการวิจัย

1.4.1 ศึกษาลักษณะและรูปแบบการตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญของโรงพยาบาลสงขลานครินทร์

1.4.2 ศึกษาและออกแบบหน้าจอการทำงาน หน้าจอแสดงผล และปุ่มคำสั่งต่างๆ ของระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน

1.4.3 เขียนโปรแกรมพัฒนาระบบเชื่อมต่อกับผู้ใช้สำหรับสร้างระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน ในส่วนของหน้าจอการทำงาน หน้าจอแสดงผล หน้าจอการพิมพ์งาน และปุ่มคำสั่งต่างๆ เพื่อให้ง่ายต่อการใช้งานและมีประสิทธิภาพ

1.4.4 เขียนโปรแกรมวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อที่ได้บันทึกไว้แล้ว โดยวิธีการวิเคราะห์จากค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน วิเคราะห์จากค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมสูงสุด วิเคราะห์โดยวิธีหา

สัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟโมเดล และวิเคราะห์โดยวิธีการหากำลังของสัญญาณไฟฟ้าในช่วงการกลืน

1.4.5 นำข้อมูลที่ได้ในข้อ 1.4.4 มาใช้ เพื่อทำการเขียนโปรแกรมจำแนกผู้ป่วยออกจากคนปกติ โดยใช้วิธีโครงข่ายประสาท และเขียนโปรแกรมสรุปผลการวินิจฉัยและแสดงผลลัพธ์ที่ได้ ในการจำแนกหาผู้มีความผิดปกติในด้านการกลืน

1.4.6 ทดสอบและแก้ไขระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน

1.4.7 เขียนวิทยานิพนธ์

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.5.1 ทำให้ผู้ใช้สามารถใช้งานระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาด้านการกลืน ได้ง่าย สะดวก และมีประสิทธิภาพ

1.5.2 ช่วยให้แพทย์สามารถสรุปผลการวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน ได้รวดเร็ว ประหยัดเวลา และแม่นยำขึ้น

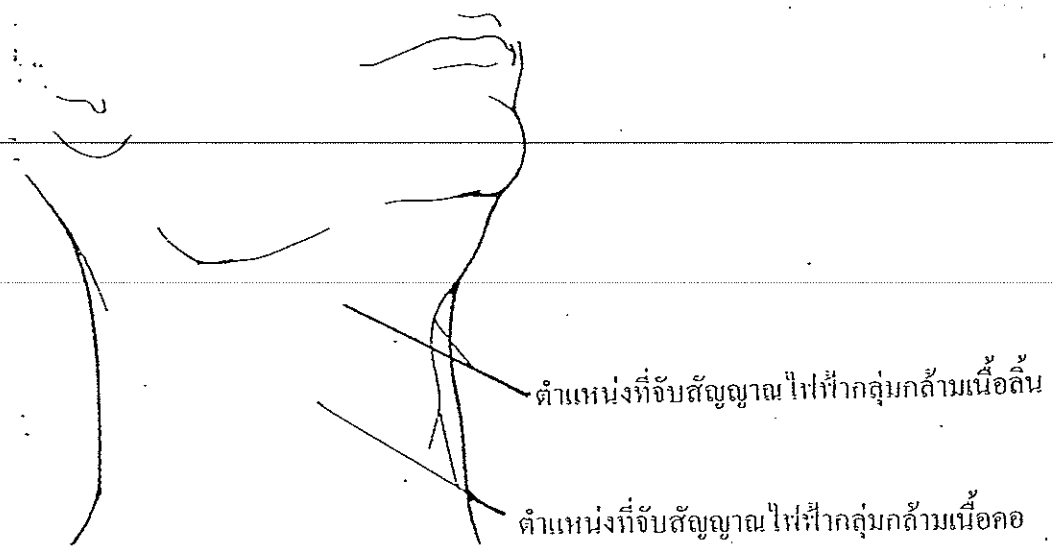
1.5.3 ทำให้มีการศึกษาและใช้งานระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนมากขึ้น

1.5.4 สามารถใช้เป็นข้อมูลพื้นฐานสำหรับผู้ที่สนใจจะทำการวิจัยในลักษณะที่ใกล้เคียงกันต่อไป

บทที่ 2

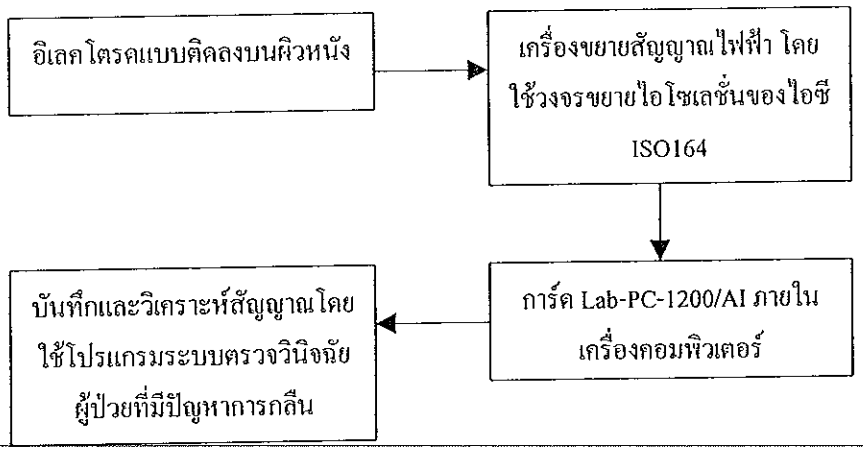
การพัฒนาโปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน

โปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน เป็นโปรแกรมที่ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อทำการเชื่อมต่อ (Interface) กับผู้ใช้ผ่านทางหน้าจอคอมพิวเตอร์ ในโปรแกรมจะประกอบด้วยหน้าจอการทำงานทั้งหมด 18 หน้าจอ และมีปุ่มคำสั่งต่างๆ ให้เลือกใช้งานตามหน้าที่การทำงานที่แตกต่างกัน ก่อนการใช้งานโปรแกรมจะจับสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ขณะทำกิจกรรมการกลืนน้ำปริมาณ 5 มิลลิลิตร โดยใช้อิเลคโตรดเป็นตัวรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ซึ่งจะใช้อิเลคโตรดชนิดติดผิวหนังขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 9 ม.ม. ติดตรงบริเวณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น และบริเวณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ดังภาพประกอบ 2-1 โดยใช้สาร EC2 Electrode Cream ของ GRASS INSTUMENT ทาลงบนอิเลคโตรดก่อนที่นำไปติดลงบนผิวหนัง เพื่อช่วยให้มีการนำไฟฟ้าได้ดีขึ้น หลังจากนั้นโปรแกรมจะทำการบันทึกข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้รับเข้ามา และทำการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ต่างๆ (ดูรายละเอียดในบทที่ 3) แล้วนำข้อมูลหรือค่าพารามิเตอร์ที่ได้มาใช้ในการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนด้วยวิธีการทางโครงข่ายประสาท (Neural Network) รูปแบบต่างๆ (ดูรายละเอียดในบทที่ 4) ซึ่งจะทำให้โปรแกรมสามารถจำแนกผู้ที่มีปัญหาการกลืนออกจากคนปกติได้ และช่วยให้แพทย์สามารถทำการวินิจฉัยได้แม่นยำขึ้น ประหยัดเวลา และปลอดภัยต่อผู้ป่วยมากกว่าวิธีการเดิมๆ ที่เคยใช้กันมา



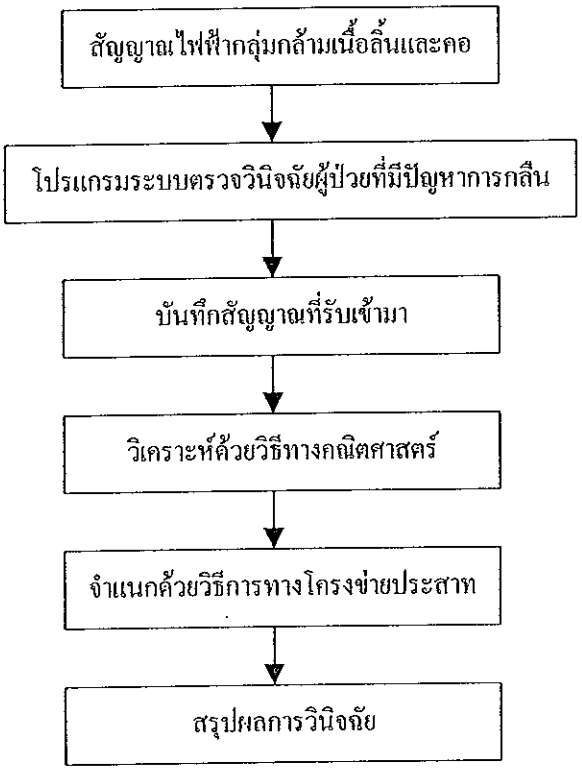
ภาพประกอบ 2-1 แสดงตำแหน่งการติดอิเลคโตรดบริเวณลำคอของอาสาสมัคร

โครงสร้างของระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนในงานวิจัยนี้ ประกอบด้วย สัญญาณไฟฟ้าจากอิเลคโตรด จะผ่านไปยังเครื่องขยายสัญญาณไฟฟ้าโดยใช้วงจรขยายไอโซเลชั่นของไอซี ISO164 และวงจรกรองความถี่ผ่านเฉพาะช่วงที่มีช่วง Passband ตั้งแต่ 20 Hz ถึง 2 kHz ซึ่งสัญญาณไฟฟ้าจะถูกขยายด้วยอัตราการขยายสัญญาณ 300 เท่า โดยที่เครื่องขยายสัญญาณไฟฟ้าที่ใช้ในงานวิจัยนี้เป็นส่วนหนึ่งของการพัฒนาระบบฮาร์ดแวร์ของระบบช่วยวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน (ธีรเดช เศวตไพบูลย์กิจ, 2540) หลังจากผ่านเครื่องขยายสัญญาณแล้ว สัญญาณจะถูกส่งผ่านไปยังการ์ด Lab-PC-1200/AI ภายในเครื่องคอมพิวเตอร์โดยทำหน้าที่แปลงสัญญาณอนาล็อกให้เป็นสัญญาณดิจิตอล (ดูรายละเอียดคุณสมบัติในภาคผนวก ข) ซึ่งสัญญาณที่ได้จะถูกขยายด้วยอัตราการขยายสัญญาณ 10 เท่า และสัญญาณที่ได้จะถูกบันทึกโดยโปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน ซึ่งจะทำการบันทึกข้อมูลได้สูงสุดจำนวน 32512 จุด โดยจะจับสัญญาณจากอาสาสมัครขณะกลืนน้ำ จำนวน 3 ครั้ง จากนั้นจะนำข้อมูลที่ได้ไปทำการวิเคราะห์โดยใช้โปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนอีกครั้งหนึ่ง ดังแสดงในภาพประกอบ 2-2



ภาพประกอบ 2-2 แสดงโครงสร้างการทำงานของระบบตรวจวินิจฉัยในงานวิจัยนี้

จากภาพประกอบ 2-2 ในส่วนของการบันทึกและวิเคราะห์สัญญาณโดยใช้โปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน สามารถที่จะแสดงขั้นตอนการทำงานได้ดังภาพประกอบ 2-3



ภาพประกอบ 2-3 แสดงขั้นตอนการทำงานในส่วนของโปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน

จากภาพประกอบ 2-3 สัญญาณจากกลุ่มกล้ามเนื้อ ซึ่งเป็นสัญญาณดิจิตอลจะถูกส่งไปยังโปรแกรมเพื่อทำการบันทึกข้อมูลด้วยจำนวน 32512 จุด หลังจากนั้นจะถูกวิเคราะห์ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ พารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณจะถูกส่งไปจำแนกด้วยวิธีการทางโครงข่ายประสาทรูปแบบต่างๆ สุดท้ายโปรแกรมจะทำการสรุปผลการวินิจฉัยผู้ที่มีปัญหาการกลืนออกจากคนปกติ

2.1 ซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการพัฒนาโปรแกรม

การพัฒนาโปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน จะใช้ซอฟต์แวร์ที่ชื่อว่า LabWindows/CVI for Windows Ver. 4.0.1 ของบริษัท National Instruments Corporation U.S.A ซึ่งจะเขียนโปรแกรมในรูปแบบของ Visual C เหตุผลสำคัญในการเลือกใช้ซอฟต์แวร์นี้ ได้แก่

2.1.1 มีลักษณะการเขียนโปรแกรมแบบโครงสร้าง ทำให้ง่ายต่อการเขียนและการเปลี่ยนแปลงแก้ไข

2.1.2 โปรแกรมจะเป็นลักษณะที่มีชุดฟังก์ชันและแบบโต้ตอบ มีส่วนอำนวยความสะดวกในการทำภาพกราฟิกที่ใช้งานได้ง่าย เหมาะต่อการเชื่อมต่อ (Interface) กับผู้ใช้ผ่านทางหน้าจอคอมพิวเตอร์

2.1.3 การพัฒนาโปรแกรมสามารถแบ่งงานออกเป็นหน่วย (Unit) แล้วทำการเรียกใช้ภายหลัง ทำให้การพัฒนาโปรแกรมเป็นไปด้วยความสะดวกมากขึ้น

2.1.4 ตัวแปลภาษามีเครื่องมืออำนวยความสะดวกในการพัฒนาโปรแกรมให้มากมาย

ในการพัฒนาระบบเชื่อมต่อกับผู้ใช้สำหรับระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน โดยในเบื้องต้นขณะที่มีการพัฒนาโปรแกรมอยู่นั้นจำเป็นที่จะต้อง Run บนโปรแกรม LabWindows/CVI for Windows Ver. 4.0.1 ไปก่อน ซึ่งใช้งานบนระบบ Windows 95 หากโปรแกรมที่ได้เห็นว่ามีความสมบูรณ์แล้วประสงค์ที่จะใช้ในแบบที่มีส่วนขยายแฟ้มข้อมูลเป็นชนิด .EXE ก็สามารถที่จะคอมไพล์ (Compile) ไปเป็นแฟ้ม .EXE ได้แต่ต้องมีคอมไพเลอร์ (Compiler) ตามรูปแบบของภาษาที่ใช้ในการเขียนมาใช้ในการคอมไพล์

ในการพัฒนาในครั้งนี้ ผู้วิจัยได้เขียนในรูปแบบ Visual C ซึ่งจะได้แฟ้มในการพัฒนาชื่อว่า AI_ASYNC.C และ AI_LOG.C แล้ว Run บนโปรแกรม LabWindows/CVI for Windows Ver. 4.0.1 โดยยังไม่มีการคอมไพล์ไปเป็นแฟ้ม .EXE ซึ่งจะมีแฟ้มข้อมูลที่เกี่ยวข้องในการพัฒนาครั้งนี้ ได้แก่

AI_ASYNC.C, AI_LOG.C → เป็นรหัสต้นฉบับ (Source Code) ในรูปแบบภาษา C/C++

AI_ASYNC.UIR เป็นแฟ้มที่เก็บชุดฟังก์ชันและแบบโต้ตอบที่ได้เลือกใช้ โดยจะเกิดขึ้นเมื่อมีการขอใช้ User Interface Library

AI_ASYNC.H, AI_LOG.H → เป็น Include File ซึ่งเกิดขึ้นเองหลังจากได้แฟ้ม .UIR และไม่อนุญาตให้ผู้ใช้แก้ไขเพิ่มเติมใดๆ ทั้งสิ้นในแฟ้มนี้

TOOLBOX.FP แฟ้มบรรจุเครื่องมือและฟังก์ชันที่เป็นประโยชน์ในการใช้งาน

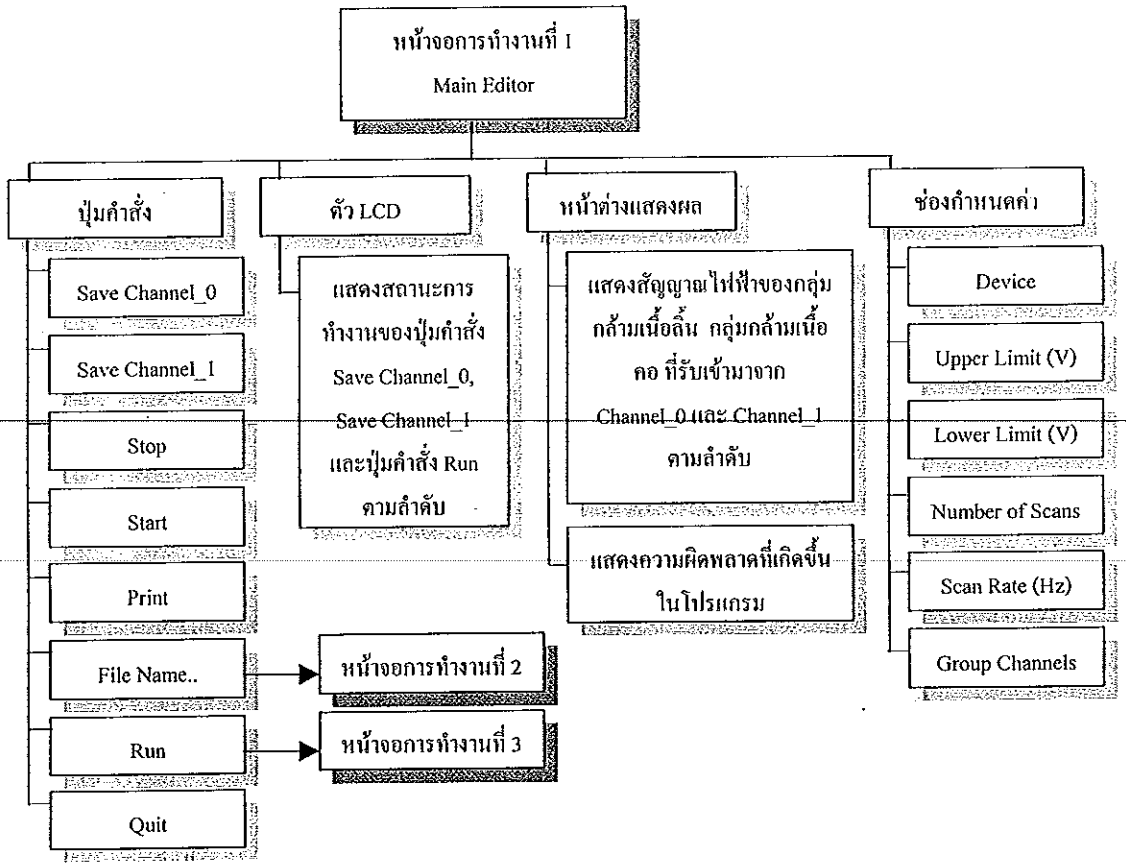
AI_LOG.PRJ เป็น Project File ซึ่งเกิดขึ้นจากการ Link แฟ้ม AI_ASYNC.C, AI_LOG.C, AI_ASYNC.UIR, AI_ASYNC.H, AI_LOG.H และ TOOLBOX.FP ทั้งหมดรวมกัน

จะต้องมีครบทั้ง 6 แฟ้มนี้ ได้แก่ AI_ASYNC.C, AI_LOG.C, AI_ASYNC.UIR, AI_ASYNC.H, AI_LOG.H และ TOOLBOX.FP จึงจะ Run แฟ้ม AI_LOG.PRJ ได้ บนโปรแกรม LabWindows/CVI for Windows Ver. 4.0.1 เพื่อเข้าสู่การทำงานของโปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนต่อไป

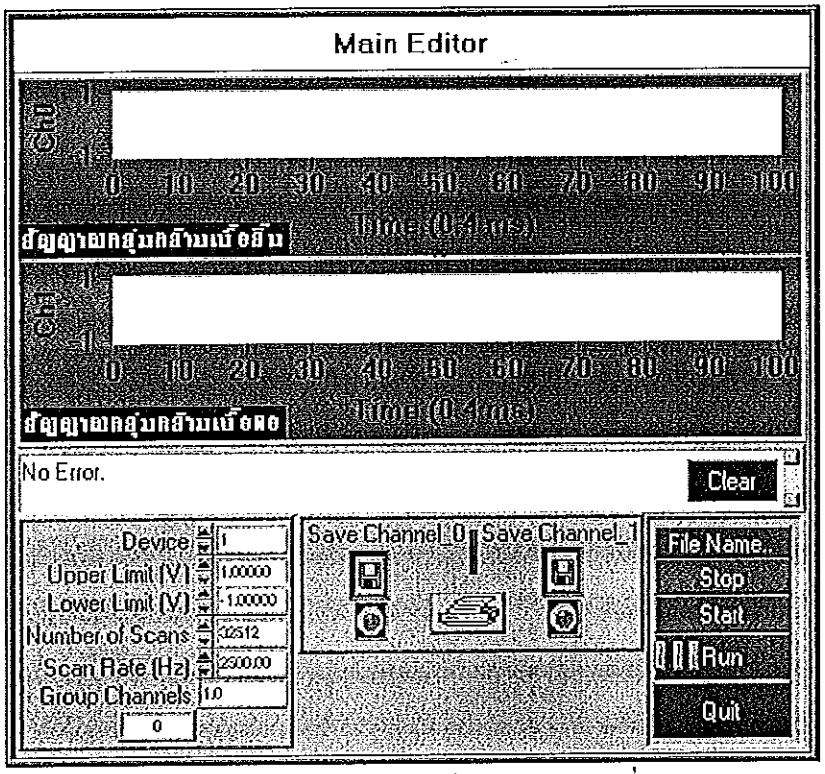
ในส่วนเริ่มต้นของการพัฒนาโปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนในบทนี้ จะเป็นการออกแบบโครงสร้างการทำงาน และรูปแบบของหน้าจอการทำงานรวมทั้งหมด 18 หน้าจอ โดยมีรายละเอียดและหน้าที่การทำงานต่างๆ ดังนี้

2.2 การออกแบบโครงสร้างการทำงานและรูปแบบหน้าจอการทำงานในโปรแกรม

เมื่อทำการรันแฟ้ม AI_LOG.PRJ บนโปรแกรม LabWindows/CVI for Windows Ver. 4.0.1 โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 1 ซึ่งมีโครงสร้างการทำงานและรูปแบบของหน้าจอการทำงาน ดังแสดงในภาพประกอบ 2-4 และ 2-5 ตามลำดับ



ภาพประกอบ 2-4 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 1



ภาพประกอบ 2-5 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 1

จากภาพประกอบ 2-4 และ 2-5 มีส่วนประกอบและหน้าที่การทำงานต่างๆ ดังนี้

2.2.1 หน้าต่างแสดงผลสัญญาณ ทำหน้าที่แสดงผลสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นที่รับเข้ามาจาก Channel_0 และแสดงผลสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่รับเข้ามาจาก Channel_1 ตามลำดับ

2.2.2 หน้าต่างแสดงผล Error ทำหน้าที่แสดงข้อความผิดพลาดที่เกิดขึ้นจากการใช้งานโปรแกรม เพื่อให้ผู้ใช้งานทำการแก้ไขต่อไป

2.2.3 ช่องกำหนดค่า Device ทำหน้าที่กำหนดค่าจำนวนอุปกรณ์ทางด้านฮาร์ดแวร์ที่ใช้งานภายในเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อทำงานร่วมกับโปรแกรม โดยที่โปรแกรมนี้จะใช้อุปกรณ์ 1 ตัว คือ การ์ด Lab-PC-1200/AI จึงกำหนดด้วยตัวเลขหมายเลข 1

2.2.4 ช่องกำหนดค่า Upper Limit (V) ทำหน้าที่กำหนดค่า Voltage สูงสุดให้กับโปรแกรมเวลาทำงาน ในโปรแกรมนี้ใช้ค่าเท่ากับ 0.5 โวลต์

2.2.5 ช่องกำหนดค่า Lower Limit (V) ทำหน้าที่กำหนดค่า Voltage ต่ำสุดให้กับโปรแกรมเวลาทำงาน ในโปรแกรมนี้ใช้ค่าเท่ากับ – 0.5 โวลต์

2.2.6 ช่องกำหนดค่า Number of Scans ทำหน้าที่กำหนดค่าจำนวนจุดของสัญญาณที่จะอ่านเข้ามาในโปรแกรม ในโปรแกรมนี้จะกำหนดจำนวนจุดที่อ่านเข้ามาเท่ากับ 32512 จุด

2.2.7 ช่องกำหนดค่า Scan Rate (Hz) ทำหน้าที่กำหนดค่า Sampling Rate ในการทำงานให้กับโปรแกรม ในโปรแกรมนี้ใช้ค่า Sampling Rate เท่ากับ 2500 Hz

2.2.8 ช่องกำหนดค่า Group Channels ทำหน้าที่กำหนดจำนวนช่องสัญญาณของการ์ด Lab-PC-1200/AI ที่จะใช้งานร่วมกับโปรแกรม ในโปรแกรมนี้จะใช้จำนวน 2 ช่องสัญญาณ คือ ช่องสัญญาณที่ 0 (Channel_0) และช่องสัญญาณที่ 1 (Channel_1) จึงกำหนดด้วยตัวเลขหมายเลข 1, 0 ตามลำดับ

2.2.9 ปุ่มคำสั่ง Save Channel_0 ทำหน้าที่บันทึกสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นที่รับเข้ามาจาก Channel_0 โดยมีตัว LCD แสดงสถานะการทำงาน ซึ่งจะเปลี่ยนจากสีเขียวเป็นสีแดง เมื่อมีการบันทึกสัญญาณเกิดขึ้นในโปรแกรม

2.2.10 ปุ่มคำสั่ง Save Channel_1 ทำหน้าที่บันทึกสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่รับเข้ามาจาก Channel_1 โดยมีตัว LCD แสดงสถานะการทำงาน ซึ่งจะเปลี่ยนจากสีเขียวเป็นสีแดง เมื่อมีการบันทึกสัญญาณเกิดขึ้นในโปรแกรม

2.2.11 ปุ่มคำสั่ง File Name.. ทำหน้าที่เกี่ยวกับการจัดการไฟล์ในลักษณะต่างๆ เมื่อเลือกปุ่มคำสั่งนี้ โปรแกรมก็จะทำงานเข้าไปยังหน้าจอการทำงานที่ 2 ดังแสดงในภาพประกอบ 2-7

2.2.12 ปุ่มคำสั่ง Stop ทำหน้าที่หยุดการอ่านสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น และกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ที่รับเข้ามาจาก Channel_0 และ Channel_1 ตามลำดับ ชั่วคราว

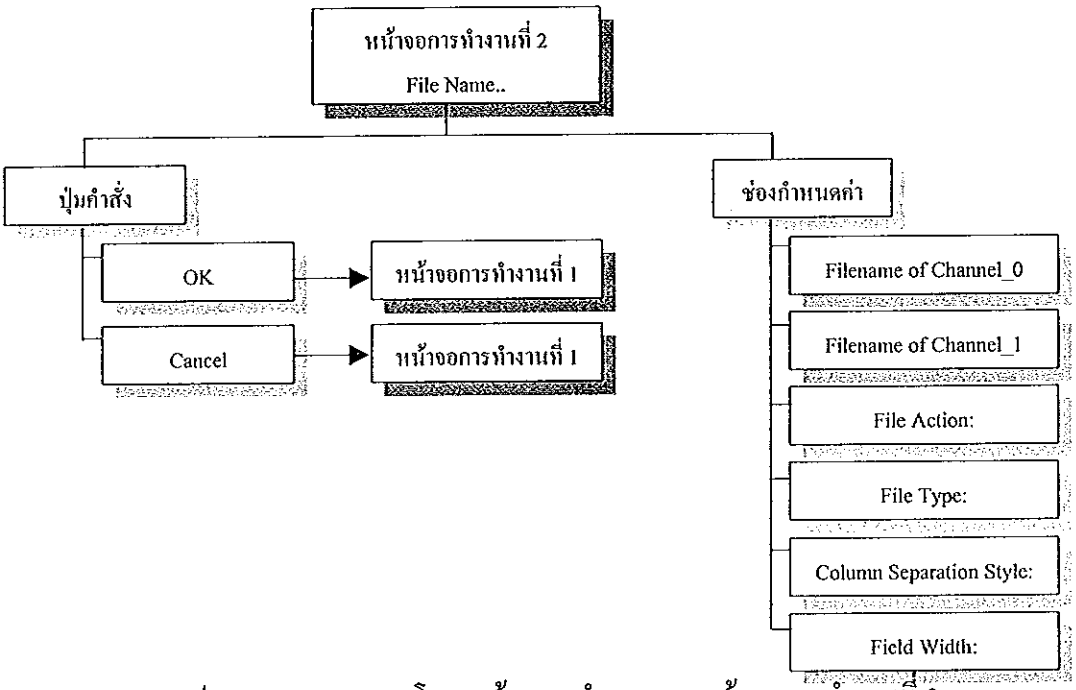
2.2.13 ปุ่มคำสั่ง Start ทำหน้าที่ยกเลิกการทำงานของปุ่มคำสั่ง Stop เพื่อให้โปรแกรมทำการอ่านสัญญาณที่รับเข้ามาต่อไป

2.2.14 ปุ่มคำสั่ง Run ทำหน้าที่รันโปรแกรมเพื่อเข้าสู่หน้าจอการวิเคราะห์สัญญาณโดยมีตัว LCD 3 ตัว แสดงสถานะการทำงาน เมื่อเลือกปุ่มคำสั่งนี้ โปรแกรมก็จะทำงานเข้าไปยังหน้าจอการทำงานที่ 3 ดังแสดงในภาพประกอบ 2-9

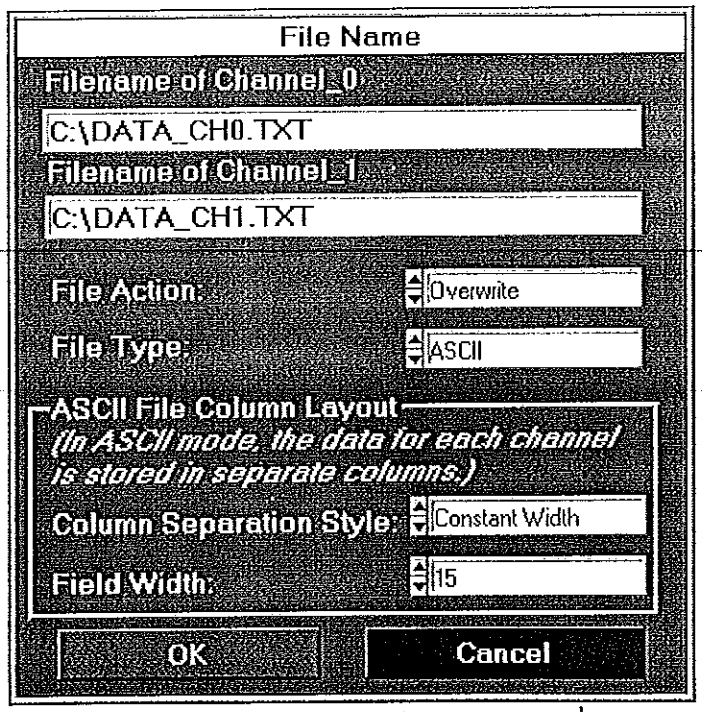
2.2.15 ปุ่มคำสั่ง Quit ทำหน้าที่ยกเลิกการทำงานหรือออกจากโปรแกรม

2.2.16 ปุ่มคำสั่ง Print ทำหน้าที่พิมพ์รูปหน้าจอการทำงานที่ 1 ออกทางเครื่องพิมพ์

เมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่ง File Name.. ในหน้าจอการทำงานที่ 1 โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 2 ซึ่งมีโครงสร้างการทำงานและรูปแบบของหน้าจอการทำงาน ดังแสดงในภาพประกอบ 2-6 และ 2-7 ตามลำดับ



ภาพประกอบ 2-6 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 2



ภาพประกอบ 2-7 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 2

จากภาพประกอบ 2-6 และ 2-7 มีส่วนประกอบและหน้าที่การทำงานต่างๆ ดังนี้

2.2.17 ช่องกำหนดค่า Filename of Channel_0 ทำหน้าที่กำหนดตำแหน่งที่อยู่ของไฟล์และกำหนดชื่อไฟล์ที่ต้องการจะบันทึกสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นที่รับเข้ามาจาก Channel_0 ในโปรแกรมนี้จะกำหนดค่าปกติเป็น C:\DATA_CH0.TXT

2.2.18 ช่องกำหนดค่า Filename of Channel_1 ทำหน้าที่กำหนดตำแหน่งที่อยู่ของไฟล์และกำหนดชื่อไฟล์ที่ต้องการจะบันทึกสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่รับเข้ามาจาก Channel_1 ในโปรแกรมนี้จะกำหนดค่าปกติเป็น C:\DATA_CH1.TXT

2.2.19 ช่องกำหนดค่า File Action: ทำหน้าที่กำหนดรูปแบบการกระทำต่างๆ ที่เกี่ยวกับไฟล์ ซึ่งโปรแกรมนี้จะกำหนดได้ 2 รูปแบบ คือ การกระทำแบบ Overwrite ไฟล์ และการกระทำแบบ Append ไฟล์ ในโปรแกรมนี้จะกำหนดค่าปกติเป็นแบบ Overwrite ไฟล์

2.2.20 ช่องกำหนดค่า File Type: ทำหน้าที่กำหนดรูปแบบชนิดของไฟล์ที่จะทำการบันทึก ซึ่งโปรแกรมนี้จะกำหนดได้ 2 รูปแบบ คือ การบันทึกไฟล์เป็นแบบ ASCII และการบันทึกไฟล์เป็นแบบ Binary ในโปรแกรมนี้จะกำหนดค่าปกติเป็นการบันทึกไฟล์แบบ ASCII

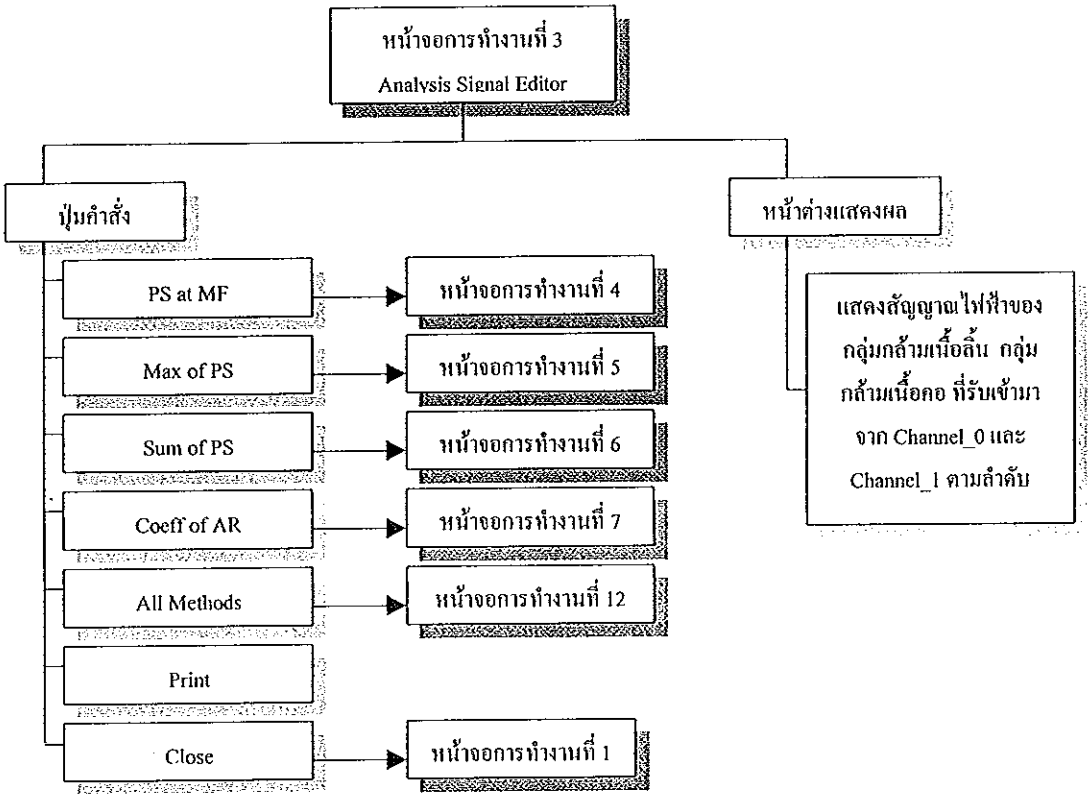
2.2.21 ช่องกำหนดค่า Column Separation Style: ทำหน้าที่กำหนดรูปแบบการแบ่งแยกคอลัมน์ที่ใช้ในการบันทึกไฟล์ในรูปแบบต่างๆ ได้แก่ การแบ่งแยกคอลัมน์แบบ Constant Width การแบ่งแยกคอลัมน์แบบ Comma และการแบ่งแยกคอลัมน์แบบ Tab ในโปรแกรมนี้จะกำหนดค่าปกติเป็นแบบ Constant Width

2.2.22 ช่องกำหนดค่า Field Width: ทำหน้าที่กำหนดค่าความกว้างของฟิลด์ในคอลัมน์จะใช้งานได้ก็ต่อเมื่อต้องกำหนดค่าในช่อง Column Separation Style เป็นแบบ Constant Width เท่านั้น ในโปรแกรมนี้จะกำหนดค่าความกว้างปกติเท่ากับ 15

2.2.23 ปุ่มคำสั่ง OK ทำหน้าที่รับค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ทั้งหมดที่ได้กำหนดไว้ในหน้าจอการทำงานที่ 2 ส่งต่อให้โปรแกรมทำงานต่อไป หลังจากนั้นจะกลับเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 1

2.2.24 ปุ่มคำสั่ง Cancel ทำหน้าที่ยกเลิกการทำงานและปิดหน้าจอการทำงานที่ 2 หลังจากนั้นจะกลับเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 1

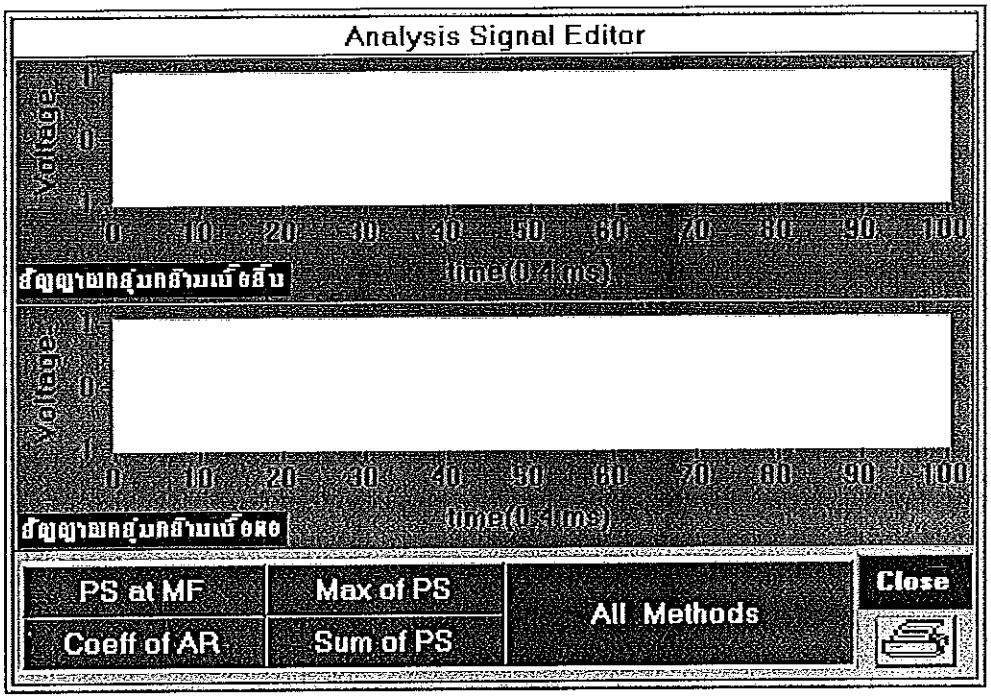
เมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่ง Run ในหน้าจอการทำงานที่ 1 โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 3 ซึ่งมีโครงสร้างการทำงานและรูปแบบของหน้าจอการทำงาน ดังแสดงในภาพประกอบ 2-8 และ 2-9 ตามลำดับ



ภาพประกอบ 2-8 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 3

ตัวอักษรย่อของปุ่มคำสั่งที่แสดงในโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 3 ได้แก่

1. PS at MF เป็นวิธีวิเคราะห์ค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน
2. Max of PS เป็นวิธีวิเคราะห์จากค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม
3. Sum of PS เป็นวิธีวิเคราะห์โดยวิธีการหากำลังของสัญญาณในช่วงการกลืน
4. Coeff of AR เป็นวิธีวิเคราะห์โดยหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟโมเดล



ภาพประกอบ 2-9 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 3

จากภาพประกอบ 2-8 และ 2-9 มีส่วนประกอบและหน้าที่การทำงานต่างๆ ดังนี้

2.2.25 หน้าต่างแสดงผลสัญญาณ ทำหน้าที่แสดงผลสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นที่รับเข้ามาจาก Channel_0 และแสดงผลสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่รับเข้ามาจาก Channel_1 ตามลำดับ

2.2.26 ปุ่มคำสั่ง PS at MF ทำหน้าที่วิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่รับเข้ามาจาก Channel_0 และ Channel_1 ตามลำดับ ด้วยวิธีการวิเคราะห์ค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน เมื่อเลือกปุ่มคำสั่งนี้ โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 4 ดังแสดงในภาพประกอบ 2-11

2.2.27 ปุ่มคำสั่ง Max of PS ทำหน้าที่วิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่รับเข้ามาจาก Channel_0 และ Channel_1 ตามลำดับ ด้วยวิธีการวิเคราะห์ค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม เมื่อเลือกปุ่มคำสั่งนี้ โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 5 ดังแสดงในภาพประกอบ 2-13

2.2.28 ปุ่มคำสั่ง Sum of PS ทำหน้าที่วิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่รับเข้ามาจาก Channel_0 และ Channel_1 ตามลำดับ ด้วยวิธี

การหาค่าลังของสัญญาณไฟฟ้าในช่วงการกลืน เมื่อเลือกปุ่มคำสั่งนี้ โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 6 ดังแสดงในภาพประกอบ 2-15

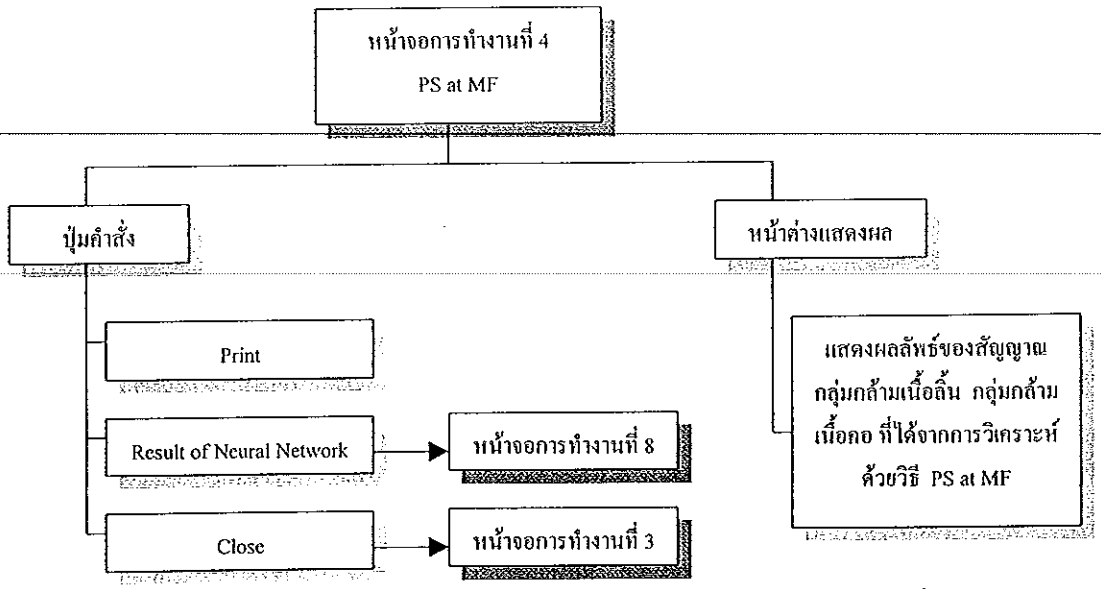
2.2.29 ปุ่มคำสั่ง Coeff of AR ทำหน้าที่วิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่รับเข้ามาจาก Channel_0 และ Channel_1 ตามลำดับ ด้วยวิธีการวิเคราะห์ค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟโมเดล เมื่อเลือกปุ่มคำสั่งนี้ โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 7 ดังแสดงในภาพประกอบ 2-17

2.2.30 ปุ่มคำสั่ง All Methods ทำหน้าที่แสดงผลลัพธ์ที่ได้ทั้งหมด ภายหลังจากการใช้งานปุ่มคำสั่ง PS at MF ปุ่มคำสั่ง Max of PS ปุ่มคำสั่ง Ceff of AR และปุ่มคำสั่ง Sum of PS ตามลำดับ เมื่อเลือกปุ่มคำสั่งนี้ โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 12 ดังแสดงในภาพประกอบ 2-27

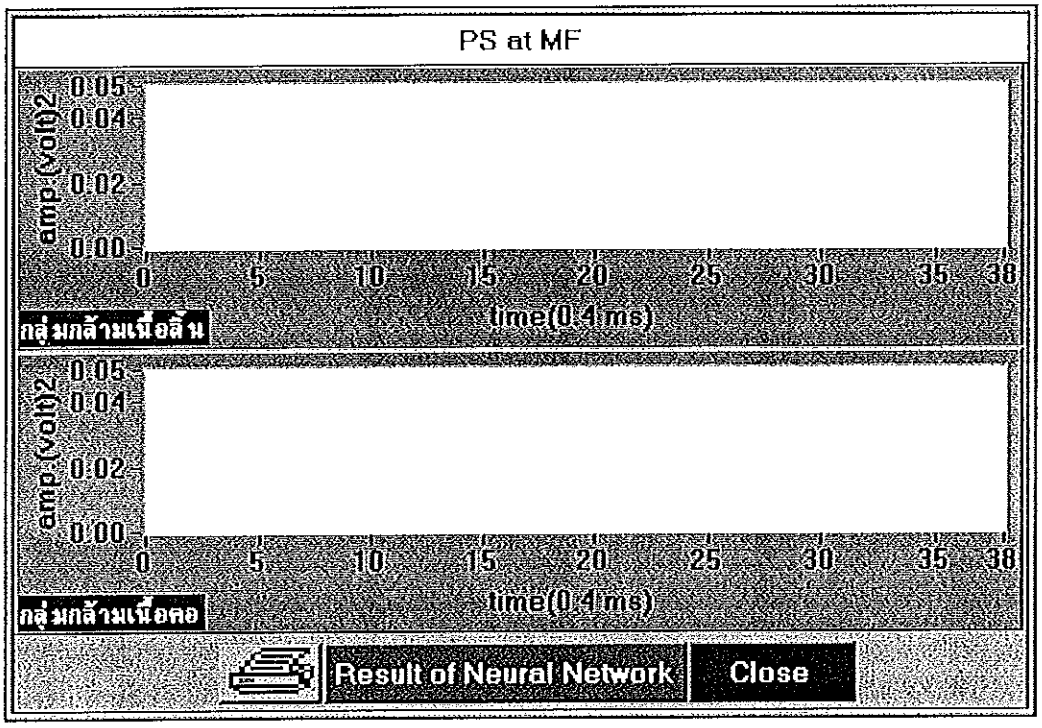
2.2.31 ปุ่มคำสั่ง Print ทำหน้าที่พิมพ์รูปหน้าจอการทำงานที่ 3 ออกทางเครื่องพิมพ์

2.2.32 ปุ่มคำสั่ง Close ทำหน้าที่ปิดหน้าจอการทำงานที่ 3 และกลับเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 1 ต่อไป

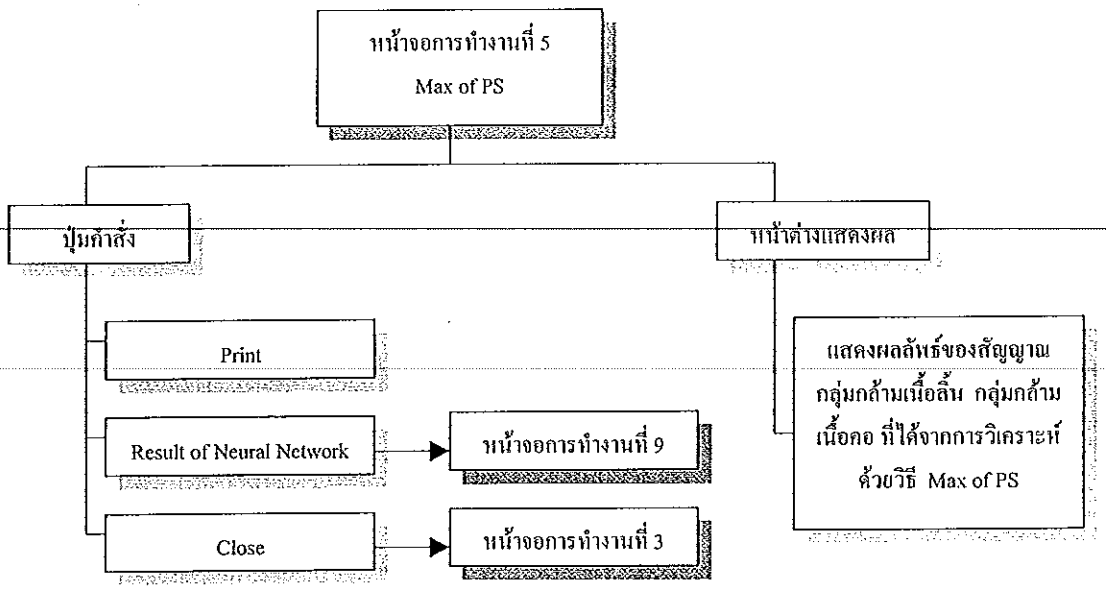
เมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่ง PS at MF, Max of PS, Sum of PS และ Coeff of AR ในหน้าจอการทำงานที่ 3 โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 4, 5, 6 และ 7 ตามลำดับ ซึ่งมีโครงสร้างการทำงานและรูปแบบของหน้าจอการทำงาน ดังแสดงในภาพประกอบ 2-10 ถึง 2-17 ตามลำดับ



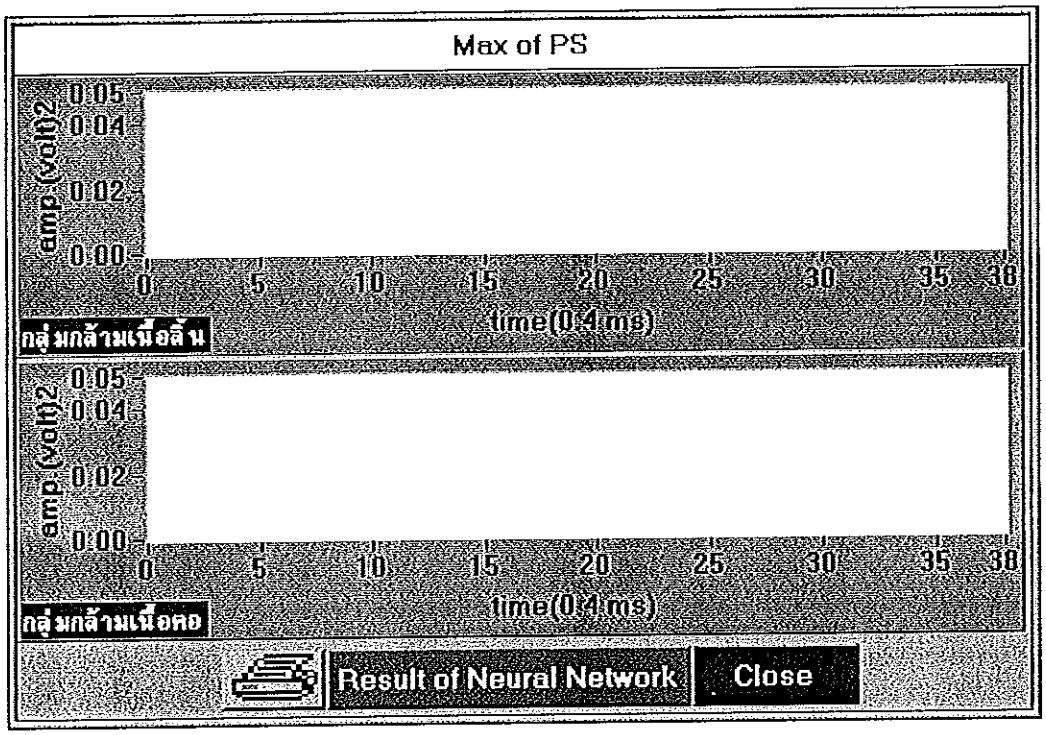
ภาพประกอบ 2-10 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 4



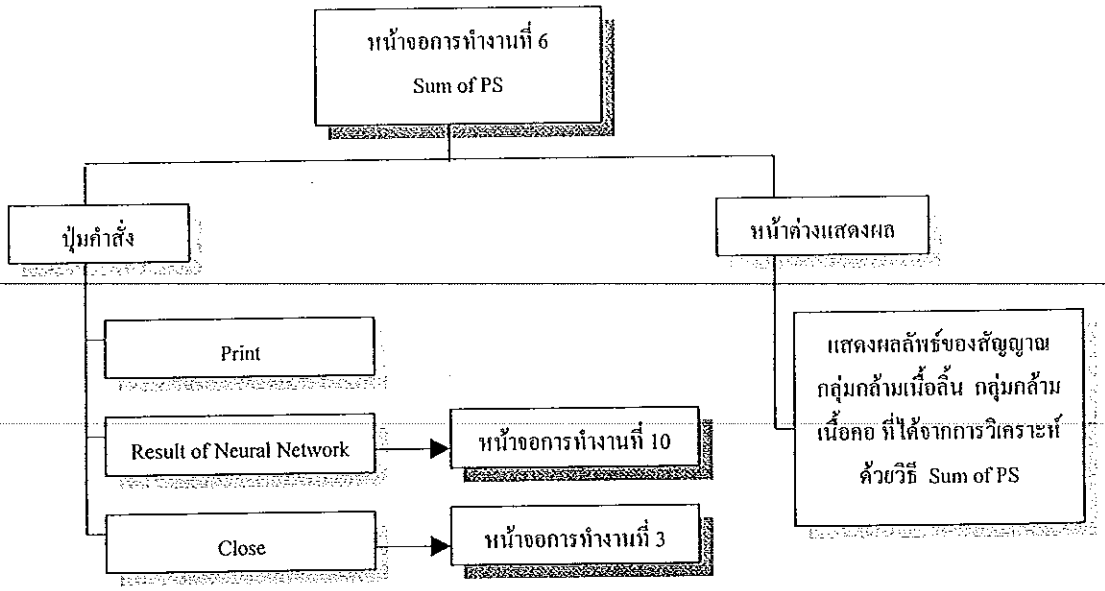
ภาพประกอบ 2-11 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 4



ภาพประกอบ 2-12 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 5

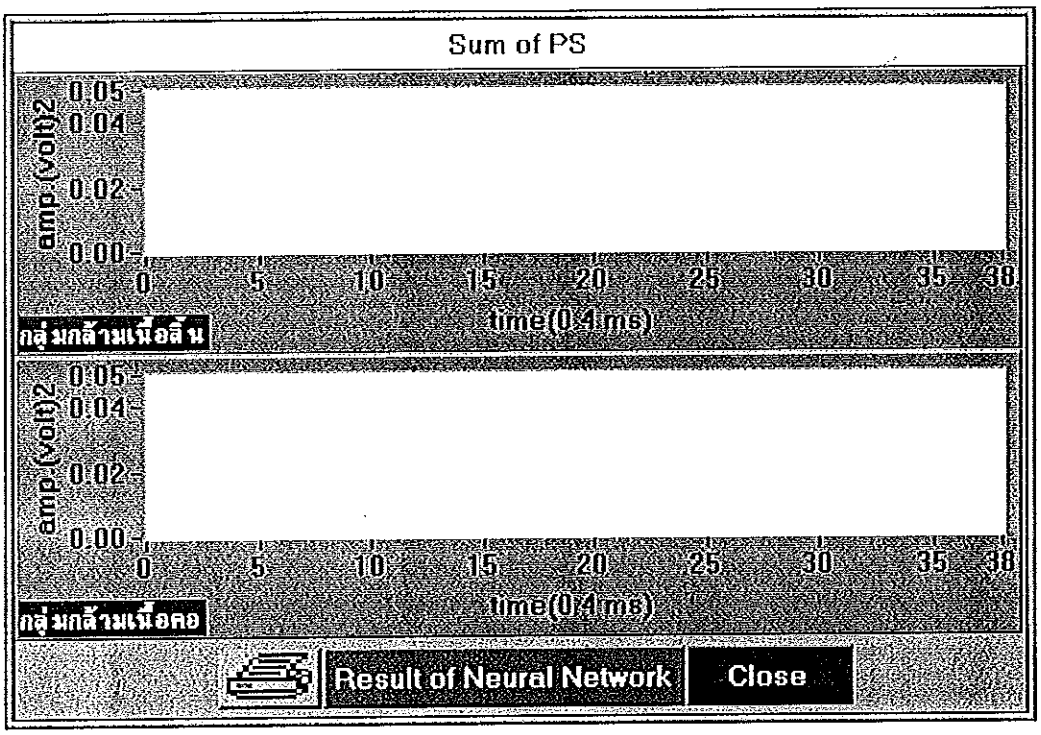


ภาพประกอบ 2-13 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 5

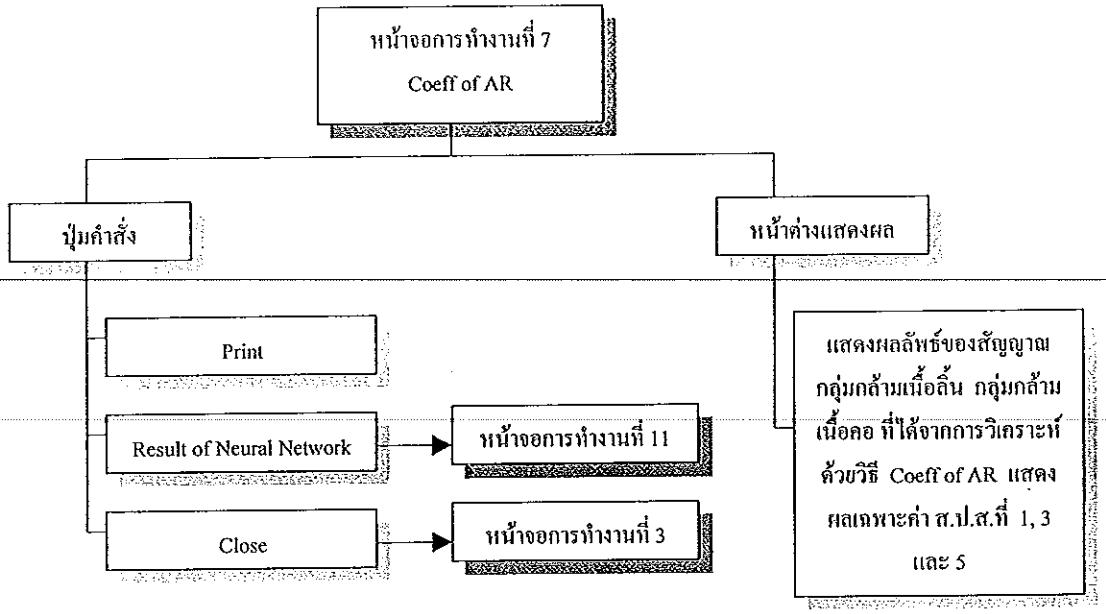


ภาพประกอบ 2-14 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 6

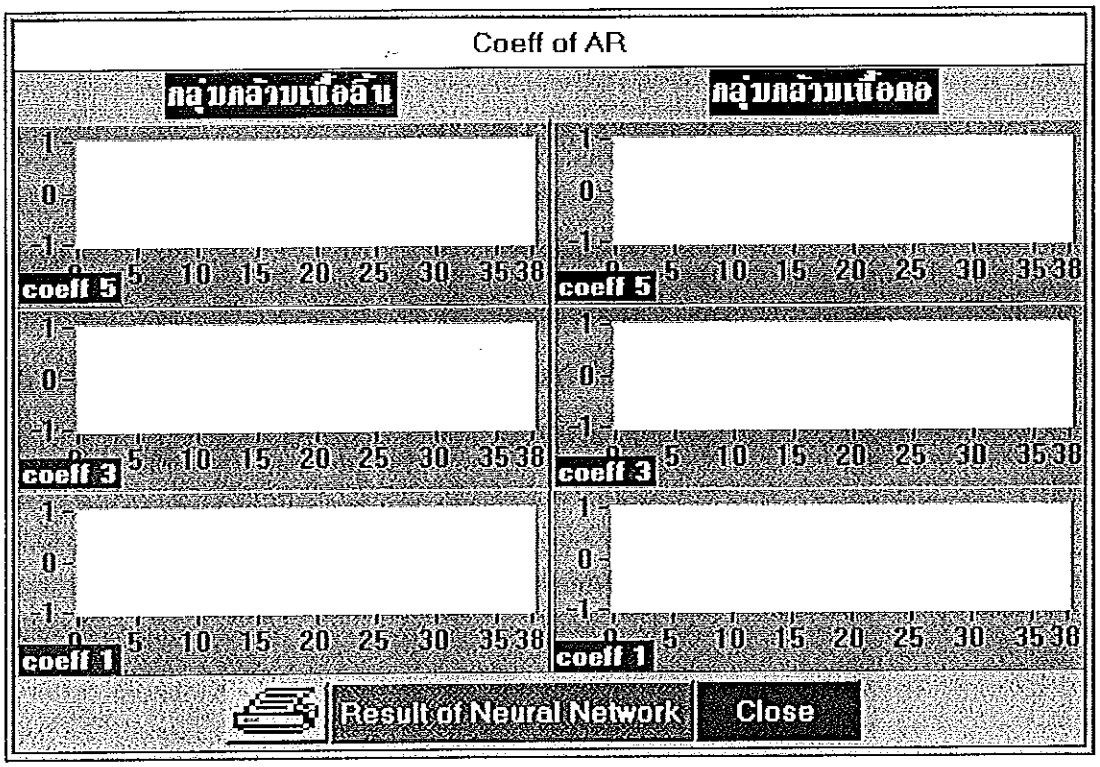
CENTRAL LIBRARY
PRINCE OF SONGKLA UNIVERSITY



ภาพประกอบ 2-15 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 6



ภาพประกอบ 2-16 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 7



ภาพประกอบ 2-17 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 7

จากภาพประกอบ 2-10 ถึง 2-17 มีส่วนประกอบและหน้าที่การทำงานต่างๆ ดังนี้

2.2.33 หน้าต่างแสดงผล ทำหน้าที่แสดงผลลัพธ์ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ที่เกิดจากการใช้งานปุ่มคำสั่ง PS at MF ปุ่มคำสั่ง Max of PS ปุ่มคำสั่ง Ceff of AR หรือปุ่มคำสั่ง Sum of PS ในหน้าจอการทำงานที่ 3

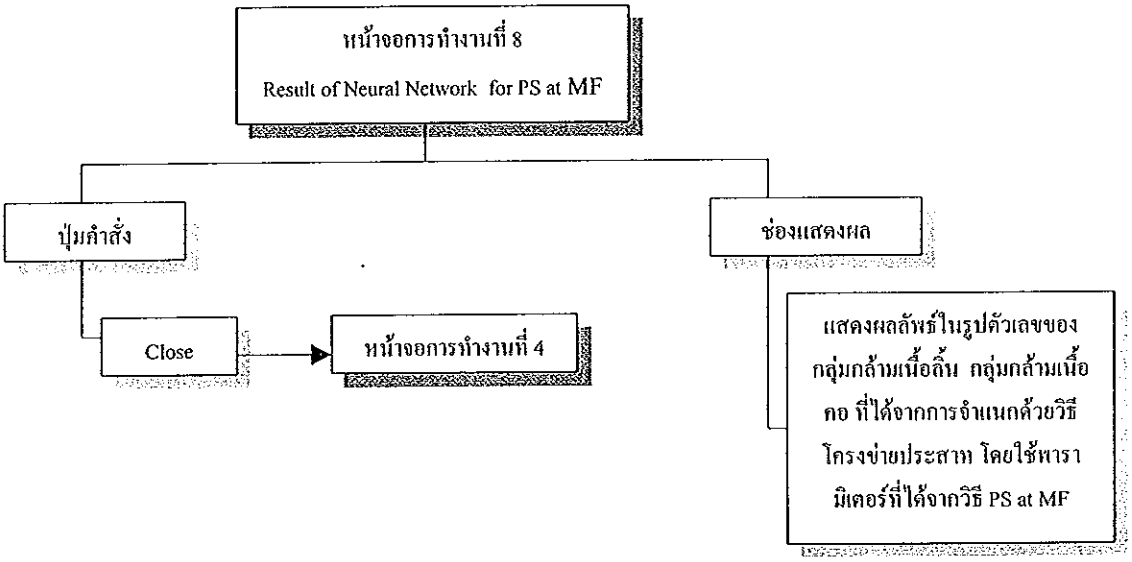
2.2.34 ปุ่มคำสั่ง Print ทำหน้าที่พิมพ์รูปหน้าจอการทำงานที่ปรากฏออกทางเครื่องพิมพ์

2.2.35 ปุ่มคำสั่ง Result of Neural Network ทำหน้าที่แสดงผลลัพธ์ที่ได้จากการจำแนกด้วยวิธีการทางโครงข่ายประสาท ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ โดยใช้พารามิเตอร์ที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ของแต่ละวิธี เมื่อเลือกปุ่มคำสั่ง Result of Neural Network ในหน้าจอการทำงานที่ 4 โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 8 ดังแสดงในภาพประกอบ 2-19 ถ้าเลือกปุ่มคำสั่ง Result of Neural Network ในหน้าจอการทำงานที่ 5 โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 9 ดังแสดงในภาพประกอบ 2-21 ถ้าเลือกปุ่มคำสั่ง Result of Neural Network ในหน้าจอการทำงานที่ 6 โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 10 ดัง

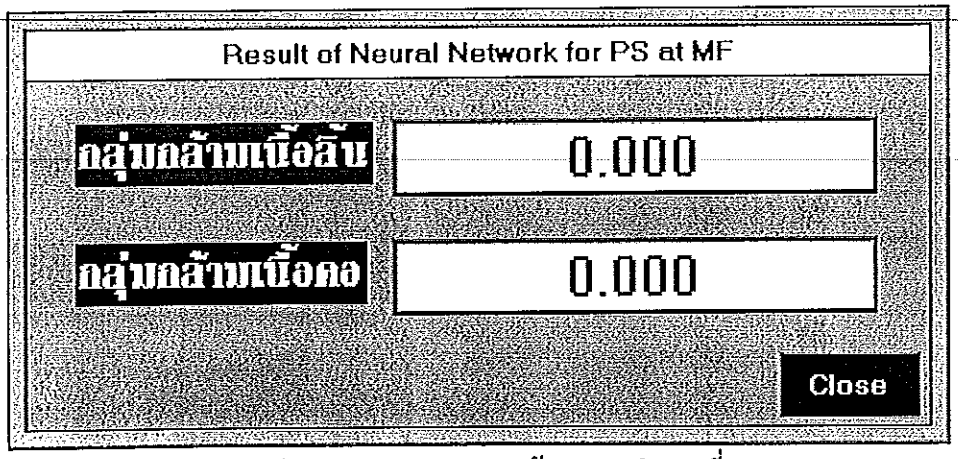
แสดงในภาพประกอบ 2-23 และถ้าเลือกปุ่มคำสั่ง Result of Neural Network ในหน้าจอการทำงานที่ 7 โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 11 ดังแสดงในภาพประกอบ 2-25 ตามลำดับ

2.2.36 ปุ่มคำสั่ง Close ทำหน้าที่ยกเลิกหรือปิดหน้าจอการทำงานที่เปิดอยู่

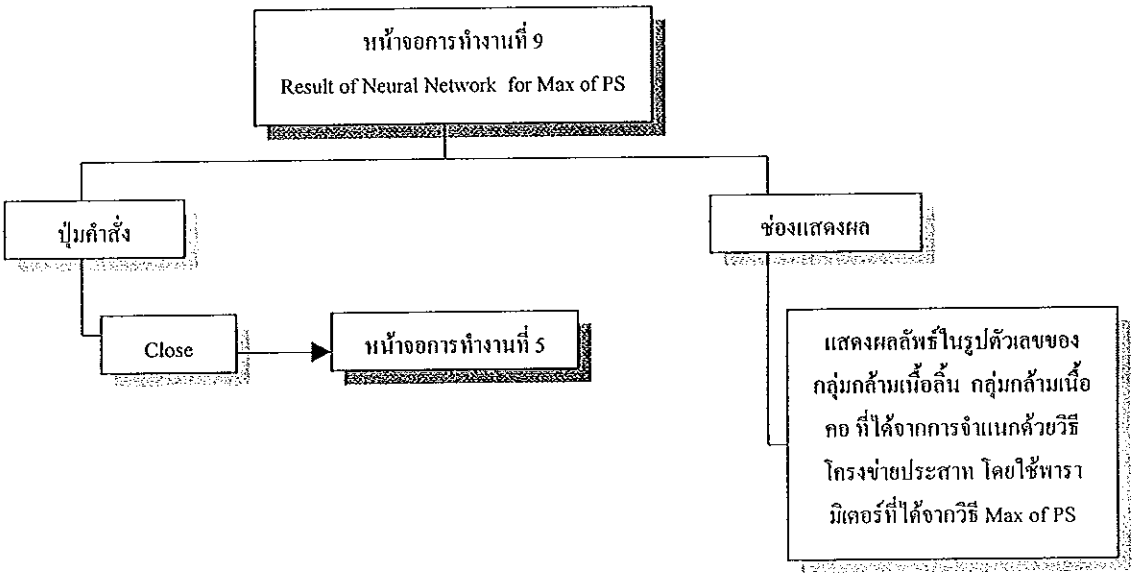
เมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่ง Result of Neural Network ในหน้าจอการทำงานที่ 4, 5, 6 และ 7 โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 8, 9, 10 และ 11 ตามลำดับ ซึ่งมีโครงสร้างการทำงานและรูปแบบของหน้าจอการทำงาน ดังแสดงในภาพประกอบ 2-18 ถึง 2-25 ตามลำดับ



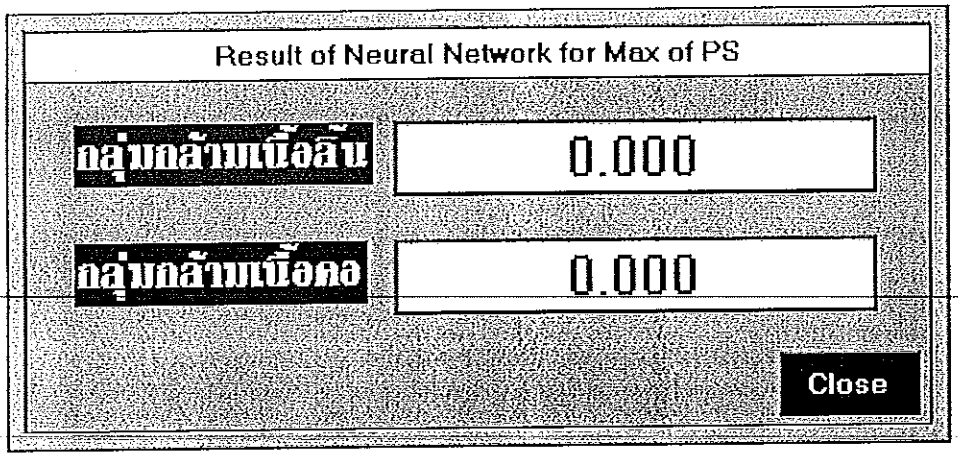
ภาพประกอบ 2-18 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 8



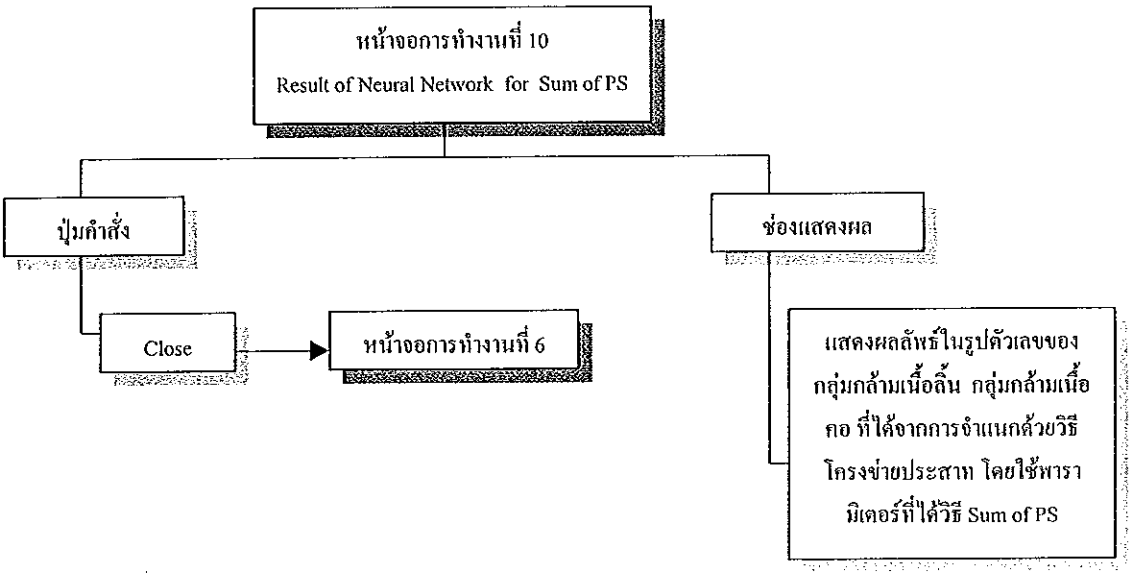
ภาพประกอบ 2-19 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 8



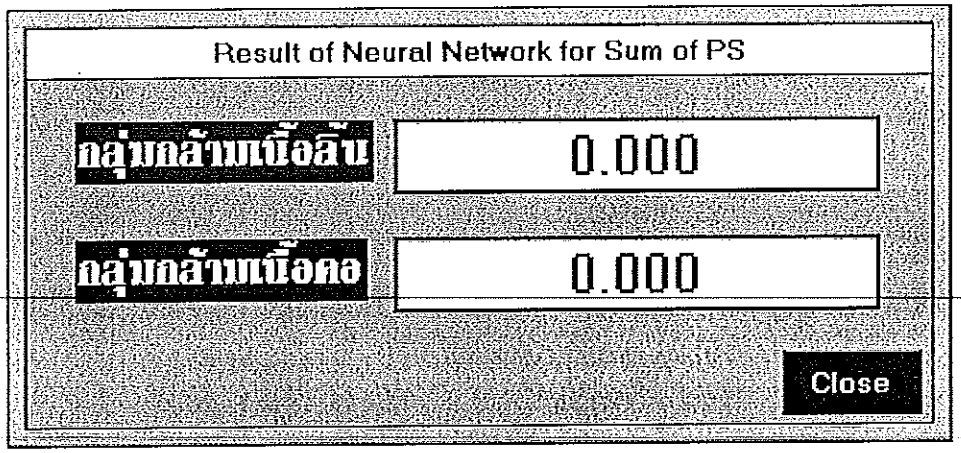
ภาพประกอบ 2-20 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 9



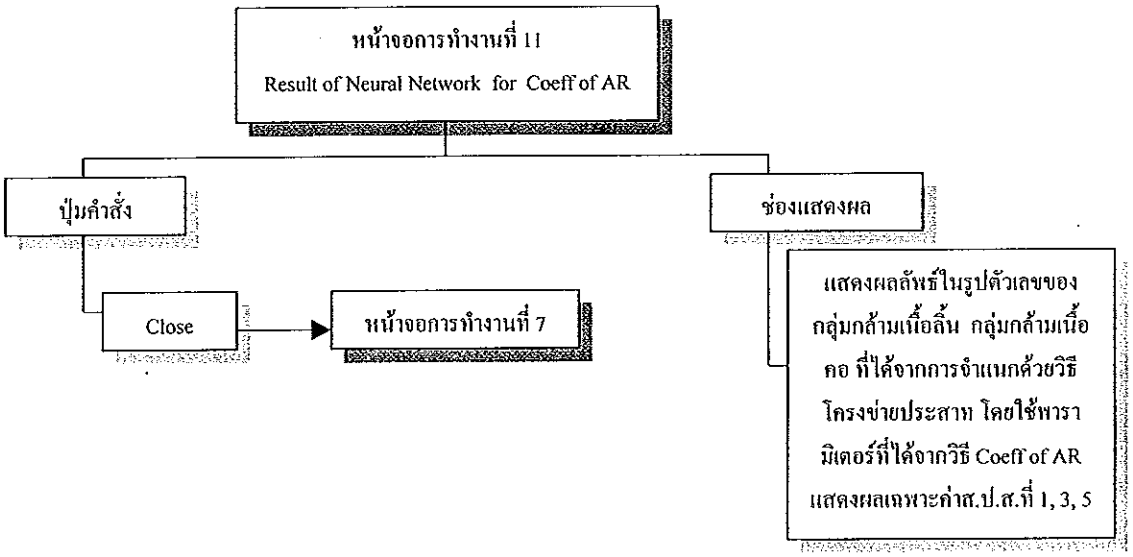
ภาพประกอบ 2-21 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 9



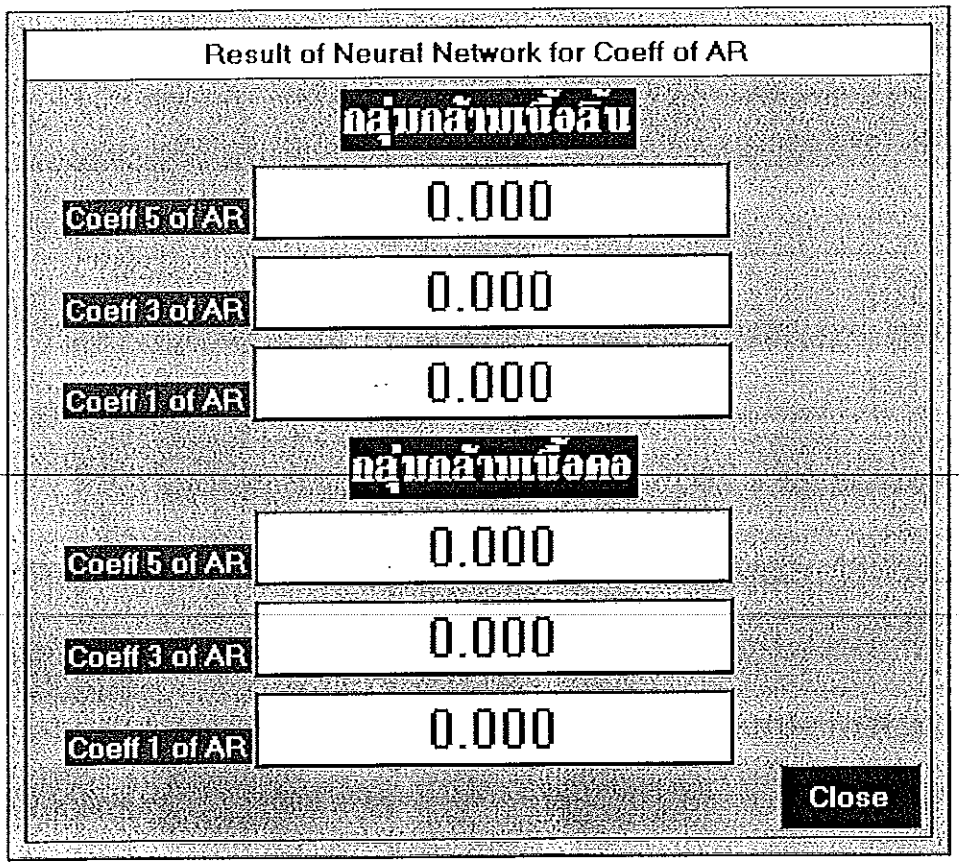
ภาพประกอบ 2-22 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 10



ภาพประกอบ 2-23 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 10



ภาพประกอบ 2-24 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 11



ภาพประกอบ 2-25 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 11

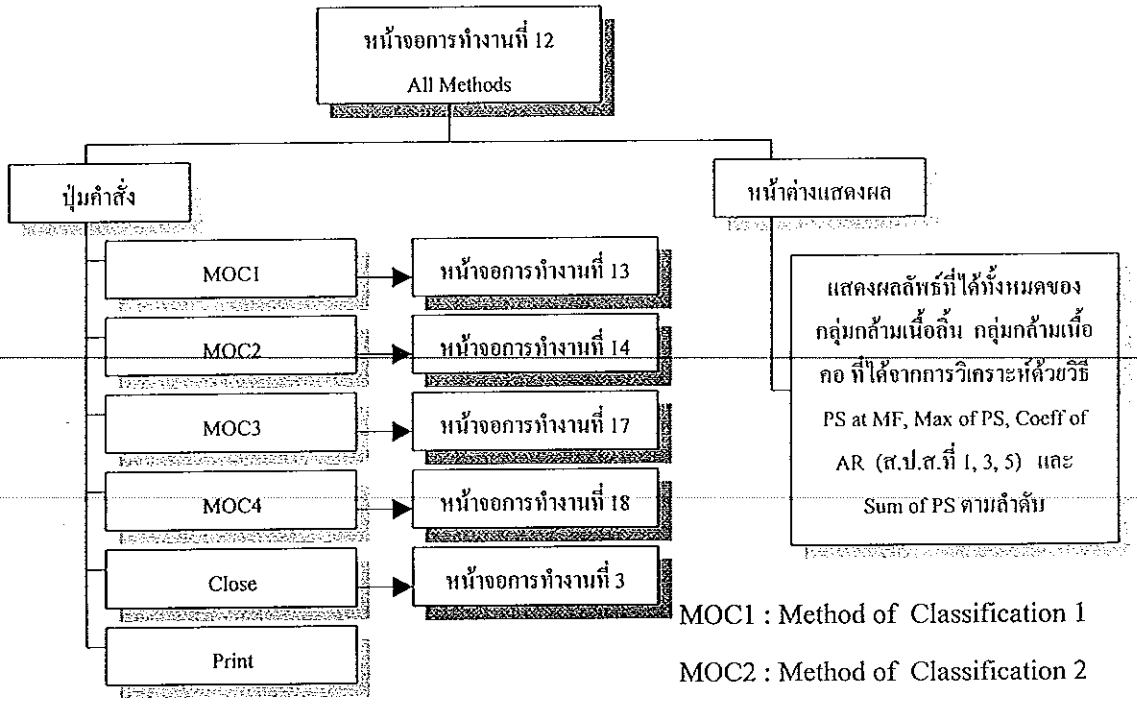
จากภาพประกอบ 2-18 ถึง 2-25 มีส่วนประกอบและหน้าที่การทำงานต่างๆ ดังนี้

2.2.37 ช่องแสดงผลของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น ทำหน้าที่แสดงผลลัพธ์ในรูปตัวเลขของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น ที่เกิดจากการใช้งานปุ่มคำสั่ง Result of Neural Network ในหน้าจอการทำงานที่ 4, 5, 6 หรือ 7 ซึ่งถ้าโปรแกรมยังไม่ได้ทำงาน โปรแกรมก็จะแสดงผลลัพธ์เป็นค่าตัวเลขปกติเท่ากับ 0.000

2.2.38 ช่องแสดงผลของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ทำหน้าที่แสดงผลลัพธ์ในรูปตัวเลขของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ที่เกิดจากการใช้งานปุ่มคำสั่ง Result of Neural Network ในหน้าจอการทำงานที่ 4, 5, 6 หรือ 7 ซึ่งถ้าโปรแกรมยังไม่ได้ทำงาน โปรแกรมก็จะแสดงผลลัพธ์เป็นค่าตัวเลขปกติเท่ากับ 0.000

2.2.39 ปุ่มคำสั่ง Close ทำหน้าที่ปิดหน้าจอการทำงานที่เปิดอยู่

เมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่ง All Methods ในหน้าจอการทำงานที่ 3 จะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 12 ซึ่งมีโครงสร้างการทำงานและรูปแบบของหน้าจอการทำงาน ดังแสดงในภาพประกอบ 2-26 และ 2-27 ตามลำดับ



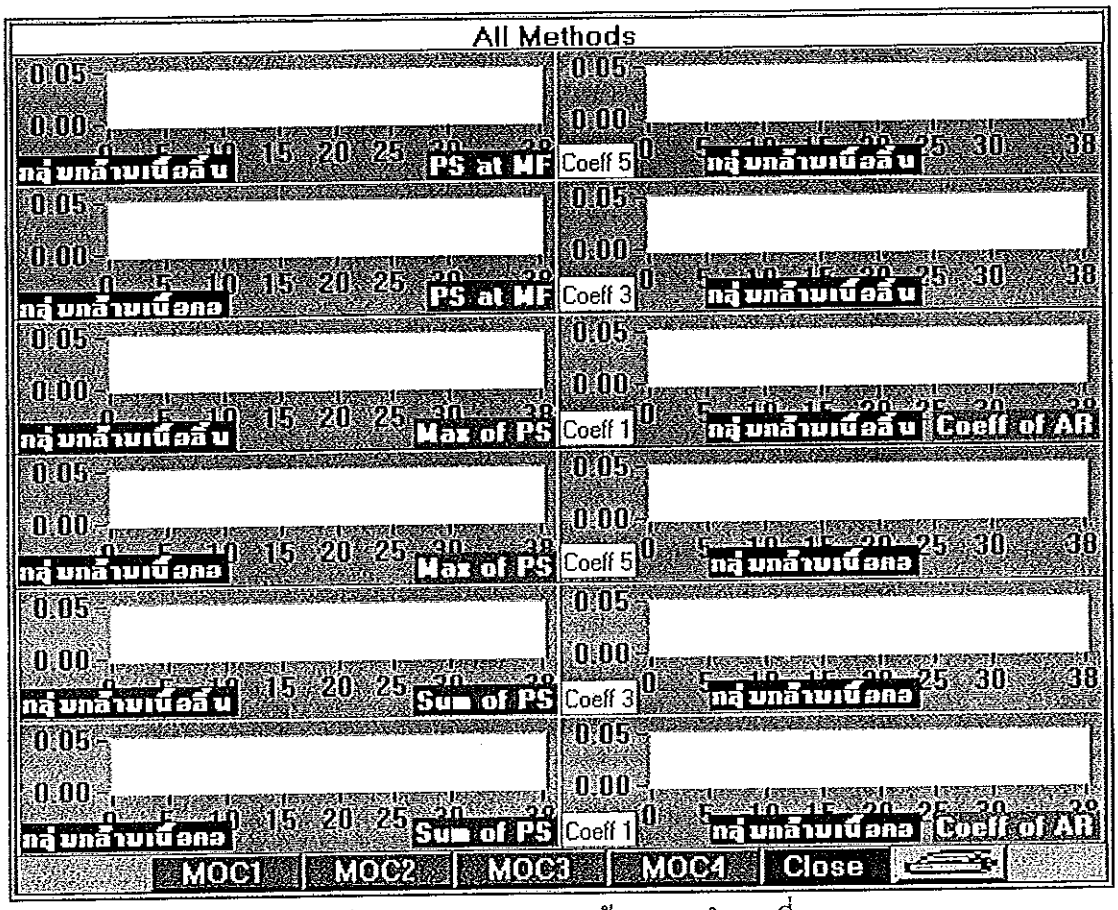
MOC1 : Method of Classification 1

MOC2 : Method of Classification 2

MOC3 : Method of Classification 3

MOC4 : Method of Classification 4

ภาพประกอบ 2-26 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 12



ภาพประกอบ 2-27 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 12

จากภาพประกอบ 2-26 และ 2-27 มีส่วนประกอบและหน้าที่การทำงานต่างๆ ดังนี้

2.2.40 หน้าต่างแสดงผล ทำหน้าที่แสดงผลลัพธ์ที่ได้ทั้งหมดจากการใช้งานปุ่มคำสั่ง PS at MF ปุ่มคำสั่ง Max of PS ปุ่มคำสั่ง Sum of PS และปุ่มคำสั่ง Coeff of AR ตามลำดับ ในหน้าจอการทำงานที่ 3

2.2.41 ปุ่มคำสั่ง MOC1 ทำหน้าที่แสดงผลการจำแนกโดยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 เมื่อเลือกปุ่มคำสั่งนี้ จะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 13 ดังแสดงในภาพประกอบ 2-29

2.2.42 ปุ่มคำสั่ง MOC2 ทำหน้าที่แสดงผลการจำแนกโดยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 เมื่อเลือกปุ่มคำสั่งนี้ จะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 14, 15 และ 16 ดังแสดงในภาพประกอบ 2-31, 2-33 และ 2-35 ตามลำดับ

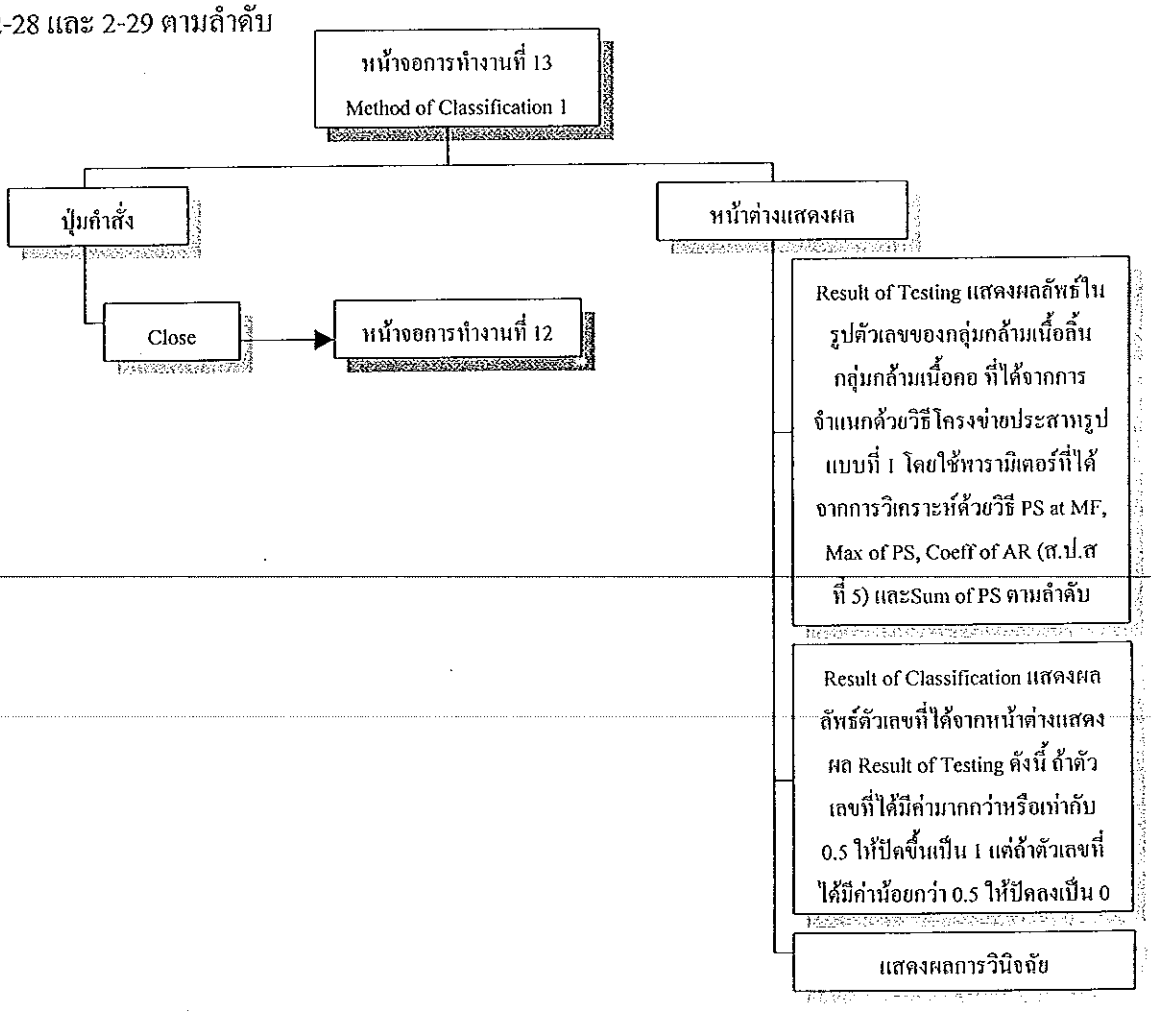
2.2.43 ปุ่มคำสั่ง MOC3 ทำหน้าที่แสดงผลการจำแนกโดยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 3 เมื่อเลือกปุ่มคำสั่งนี้ จะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 17 ดังแสดงในภาพประกอบ 2-37

2.2.44 ปุ่มคำสั่ง MOC4 ทำหน้าที่แสดงผลการจำแนกที่ได้ทั้งหมดจากโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1, 2 และ 3 ตามลำดับ ภายหลังมีการใช้งานปุ่มคำสั่ง MOC1 ปุ่มคำสั่ง MOC2 และปุ่มคำสั่ง MOC3 เมื่อเลือกปุ่มคำสั่งนี้ โปรแกรมก็จะทำงานเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 18 ดังแสดงในภาพประกอบ 2-39

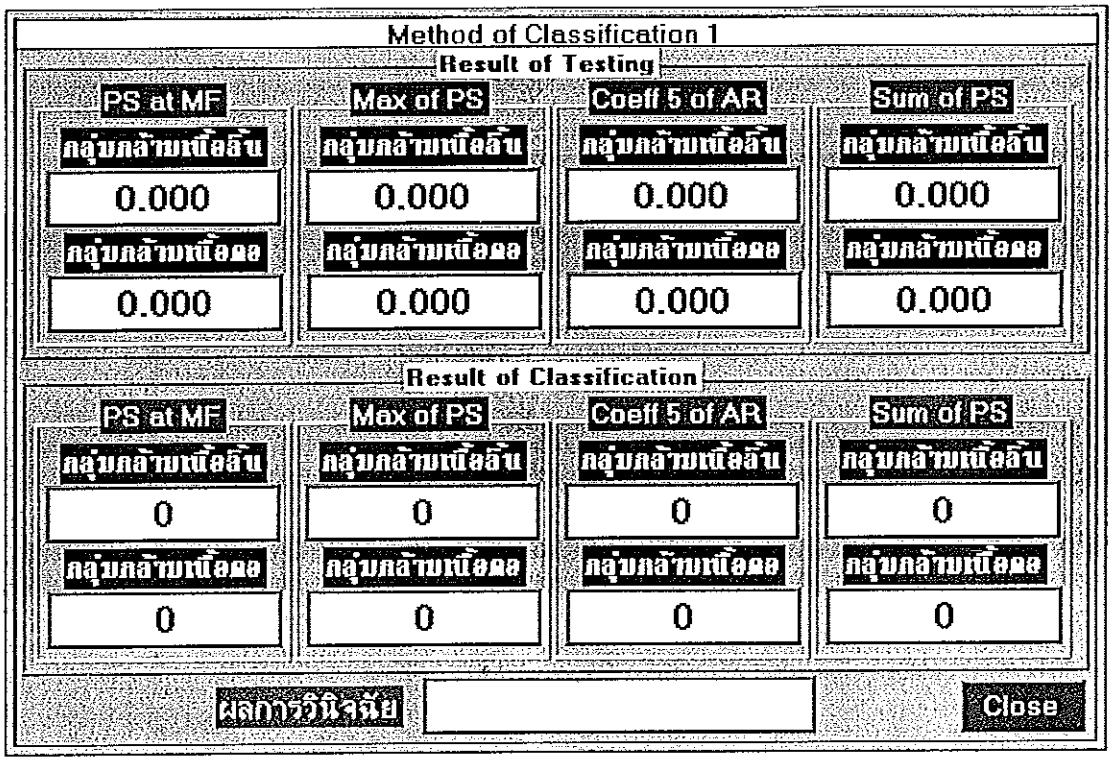
2.2.45 ปุ่มคำสั่ง Print ทำหน้าที่พิมพ์รูปหน้าจอการทำงานที่ 12 ออกทางเครื่องพิมพ์

2.2.46 ปุ่มคำสั่ง Close ทำหน้าที่ปิดหน้าจอการทำงานที่ 12 และกลับเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 3 ต่อไป

เมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่ง MOC1 ในหน้าจอการทำงานที่ 12 โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 13 ซึ่งมีโครงสร้างการทำงานและรูปแบบของหน้าจอการทำงาน ดังแสดงในภาพประกอบ 2-28 และ 2-29 ตามลำดับ



ภาพประกอบ 2-28 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 13



ภาพประกอบ 2-29 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 13

จากภาพประกอบ 2-28 และ 2-29 มีส่วนประกอบและหน้าที่การทำงานต่างๆ ดังนี้

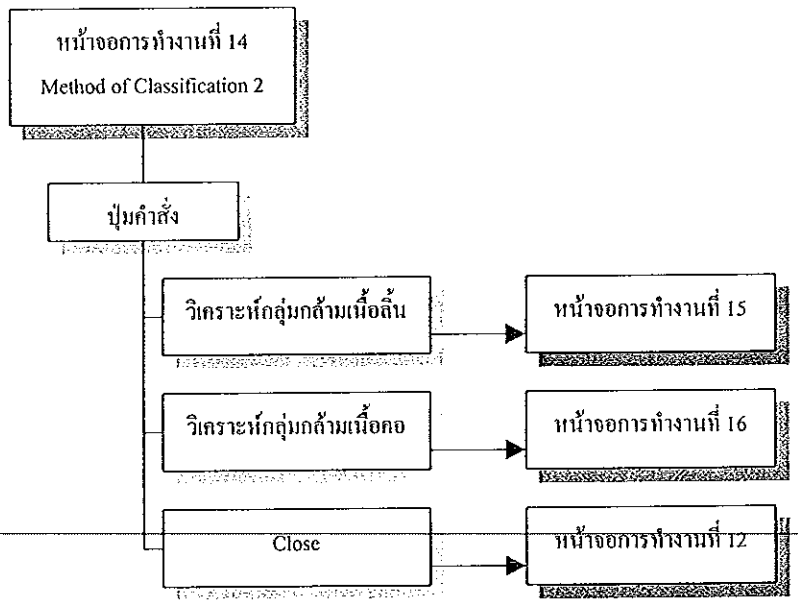
2.2.47 หน้าต่างแสดงผล Result of Testing ทำหน้าที่แสดงผลลัพธ์ที่ได้ทั้งหมดในรูปตัวเลขของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่ได้จากการผ่านค่าพารามิเตอร์ของแต่ละวิธี PS at MF, Max of PS, Coeff of AR (ส.ป.ส. ที่ 5) และ Sum of PS ไปทำการจำแนกโดยอาศัยวิธีโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 (ดูรายละเอียดในหัวข้อ 4.3.1 ของบทที่ 4) และถ้าโปรแกรมยังไม่ได้ทำงาน โปรแกรมก็จะแสดงผลลัพธ์เป็นค่าตัวเลขปกติเท่ากับ 0.000

2.2.48 หน้าต่างแสดงผล Result of Classification ทำหน้าที่แสดงผลลัพธ์ที่ได้ทั้งหมดในรูปของตัวเลข 1 และ 0 เท่านั้น โดยพิจารณาจากค่าของตัวเลขที่แสดงในหน้าต่างแสดงผล Result of Testing ดังนี้ ถ้าตัวเลขที่ได้มีค่ามากกว่าหรือเท่ากับ 0.5 ให้ปัดขึ้นเป็น 1 แต่ถ้าตัวเลขที่ได้มีค่าน้อยกว่า 0.5 ให้ปัดลงเป็น 0 และถ้าโปรแกรมยังไม่ได้ทำงาน โปรแกรมก็จะแสดงผลลัพธ์เป็นค่าตัวเลขปกติเท่ากับ 0

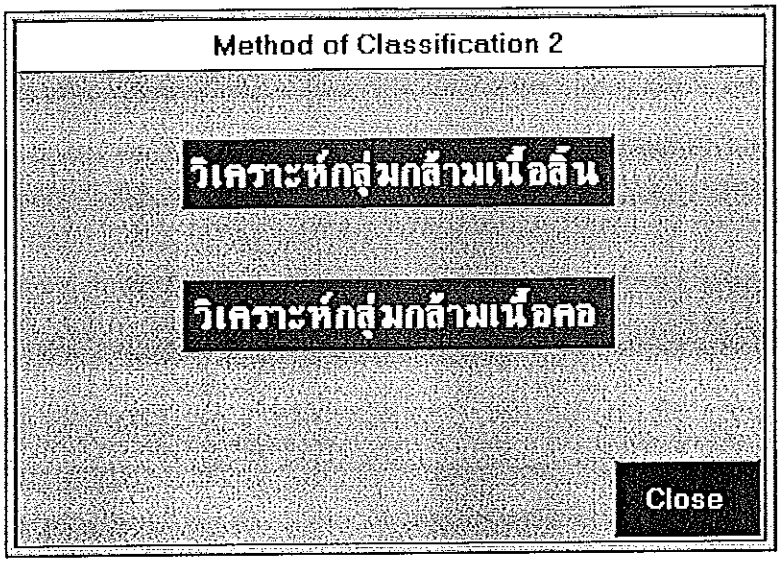
2.2.49 ช่องแสดงผลการวินิจฉัย ทำหน้าที่สรุปผลการวินิจฉัย ดังนี้ ถ้าเป็นผู้มีปัญหาการกลืน จะแสดงข้อความเป็น PATIENT แต่ถ้าเป็นคนปกติ จะแสดงข้อความเป็น NORMAL และถ้าโปรแกรมไม่สามารถสรุปผลการวินิจฉัยได้ว่าเป็นผู้มีปัญหาการกลืน หรือเป็นคนปกติ ก็จะแสดงข้อความเป็น !!ERROR!! บนหน้าจอ

2.2.50 ปุ่มคำสั่ง Close ทำหน้าที่ปิดหน้าจอการทำงานที่ 13 และกลับเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 12 ต่อไป

เมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่ง MOC2 ในหน้าจอการทำงานที่ 12 โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 14 ซึ่งมีโครงสร้างการทำงานและรูปแบบของหน้าจอการทำงาน ดังแสดงในภาพประกอบ 2-30 และ 2-31 ตามลำดับ



ภาพประกอบ 2-30 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 14



ภาพประกอบ 2-31 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 14

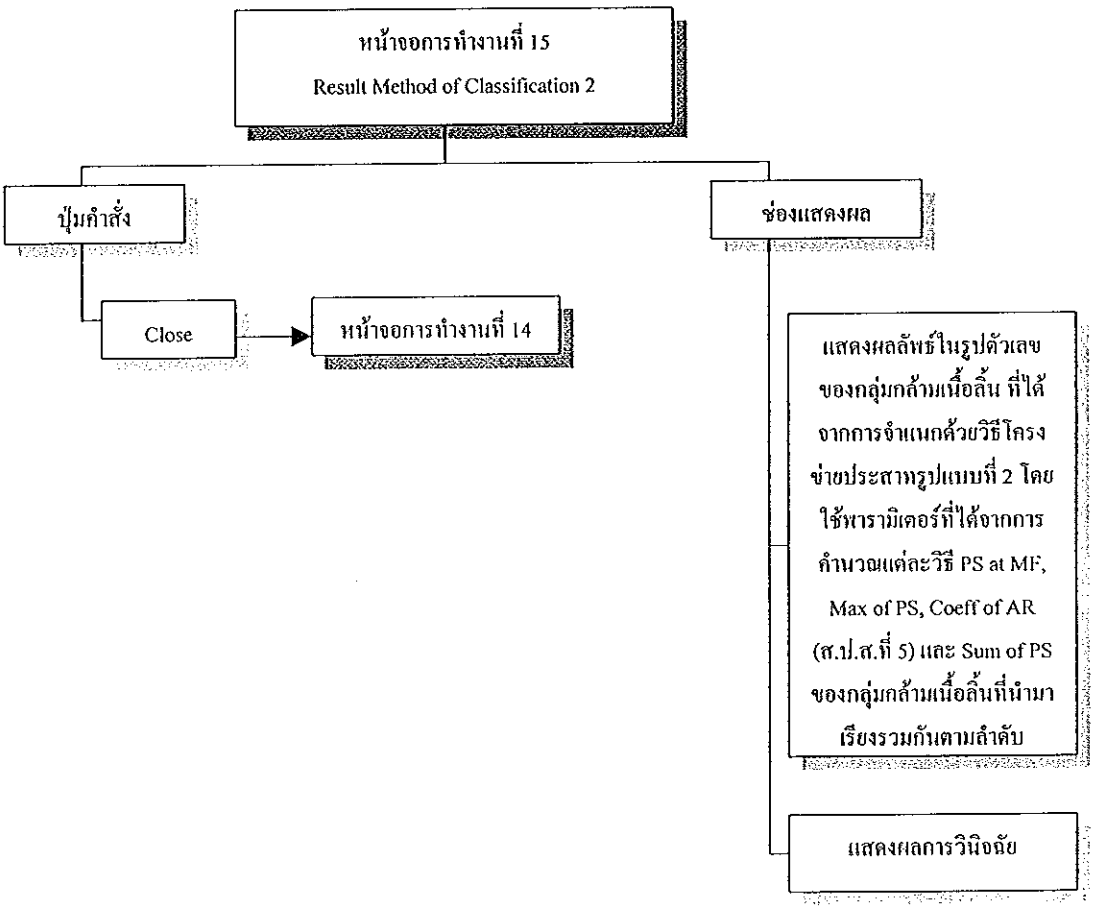
จากภาพประกอบ 2-30 และ 2-31 มีส่วนประกอบและหน้าที่การทำงานต่างๆ ดังนี้

2.2.51 ปุ่มคำสั่งวิเคราะห์กลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น ทำหน้าที่นำค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณแต่ละวิธี PS at MF, Max of PS, Coeff of AR และ Sum of PS ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น มาเรียงรวมกันตามลำดับ แล้วส่งไปจำแนกโดยอาศัยวิธีโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 (ดูรายละเอียดในหัวข้อ 4.3.2 ของบทที่ 4) เมื่อเลือกปุ่มคำสั่งนี้ โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 15 ดังแสดงในภาพประกอบ 2-33

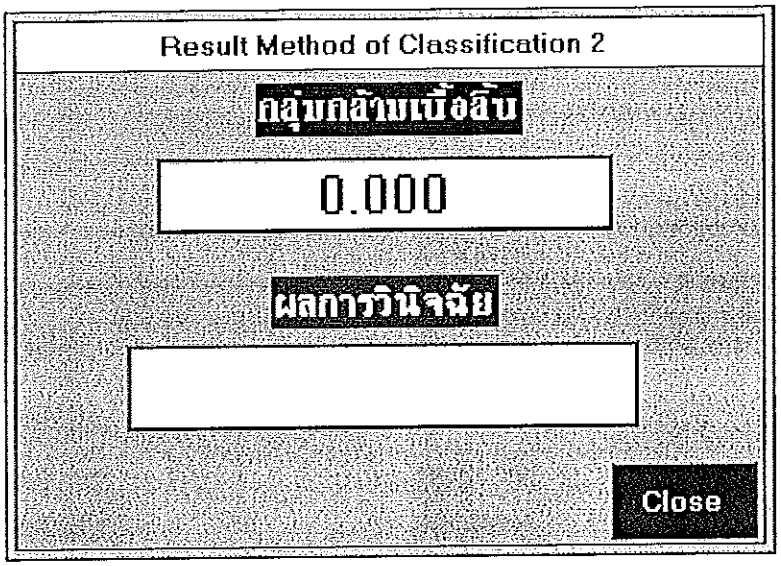
2.2.52 ปุ่มคำสั่งวิเคราะห์กลุ่มกล้ามเนื้อคอ ทำหน้าที่นำค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณแต่ละวิธี PS at MF, Max of PS, Coeff of AR และ Sum of PS ของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ มาเรียงรวมกันตามลำดับ แล้วส่งไปจำแนกโดยอาศัยวิธีโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 (ดูรายละเอียดในหัวข้อ 4.3.2 ของบทที่ 4) เมื่อเลือกปุ่มคำสั่งนี้ โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 16 ดังแสดงในภาพประกอบ 2-35

2.2.53 ปุ่มคำสั่ง Close ทำหน้าที่ปิดหน้าจอการทำงานที่ 14 และกลับเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 12 ต่อไป

เมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่งวิเคราะห์กลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น ในหน้าจอการทำงานที่ 14 โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 15 ซึ่งมีโครงสร้างการทำงานและรูปแบบของหน้าจอการทำงาน ดังแสดงในภาพประกอบ 2-32 และ 2-33 ตามลำดับ



ภาพประกอบ 2-32 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 15



ภาพประกอบ 2-33 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 15

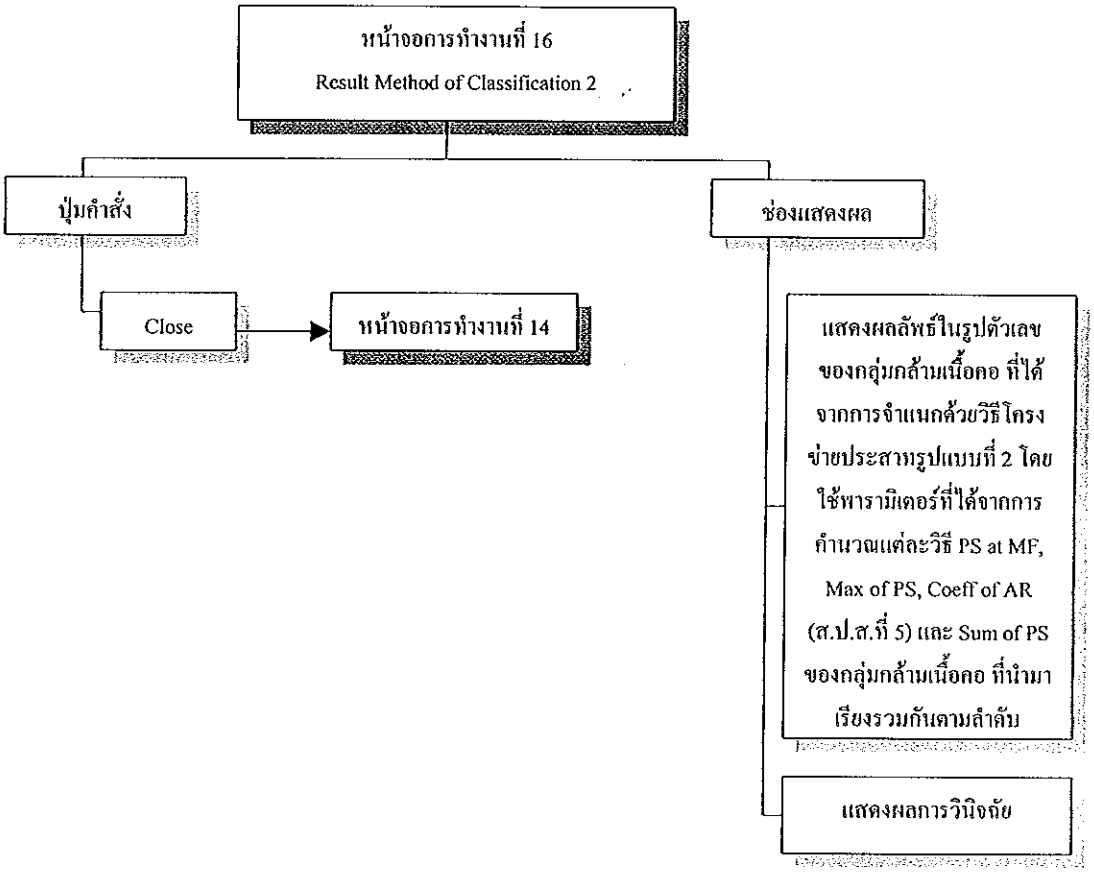
จากภาพประกอบ 2-32 และ 2-33 มีส่วนประกอบและหน้าที่การทำงานต่างๆ ดังนี้

2.2.54 ช่องแสดงผลของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น ทำหน้าที่แสดงผลลัพธ์ในรูปของตัวเลขที่ได้มาจากการใช้งานปุ่มคำสั่งวิเคราะห์กลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น ในหน้าจอการทำงานที่ 14 ถ้าโปรแกรมยังไม่ได้ทำงาน โปรแกรมก็จะแสดงผลลัพธ์เป็นค่าตัวเลขปกติเท่ากับ 0.000

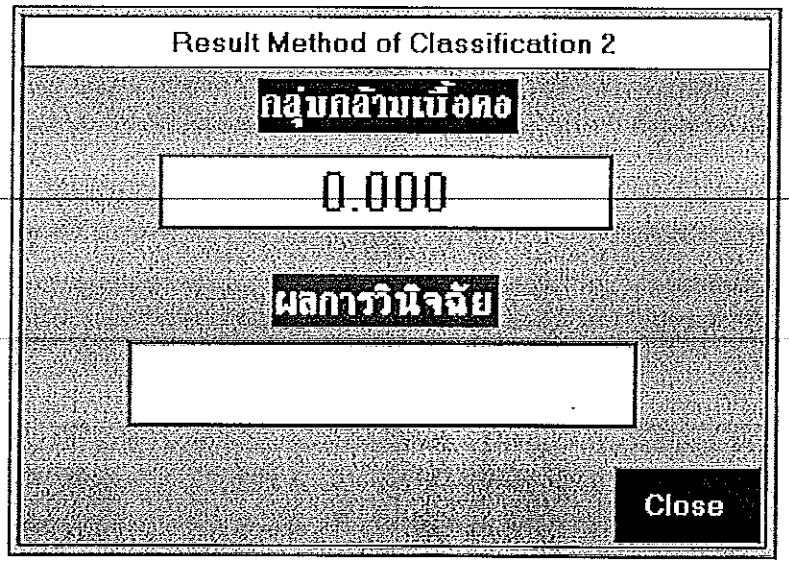
2.2.55 ช่องแสดงผลการวินิจฉัย ทำหน้าที่สรุปผลการวินิจฉัย ดังนี้ ถ้าเป็นผู้มีปัญหาการกลืน จะแสดงข้อความเป็น PATIENT แต่ถ้าเป็นคนปกติ จะแสดงข้อความเป็น NORMAL และถ้าโปรแกรมไม่สามารถสรุปผลการวินิจฉัยได้ว่าเป็นผู้มีปัญหาการกลืน หรือเป็นคนปกติ ก็จะแสดงข้อความเป็น !!ERROR!! บนหน้าจอ

2.2.56 ปุ่มคำสั่ง Close ทำหน้าที่ปิดหน้าจอการทำงานที่ 15 และกลับเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 14 ต่อไป

เมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่งวิเคราะห์กลุ่มกล้ามเนื้อคอ ในหน้าจอการทำงานที่ 14 โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 16 ซึ่งมีโครงสร้างการทำงานและรูปแบบของหน้าจอการทำงาน ดังแสดงในภาพประกอบ 2-34 และ 2-35 ตามลำดับ



ภาพประกอบ 2-34 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 16



ภาพประกอบ 2-35 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 16

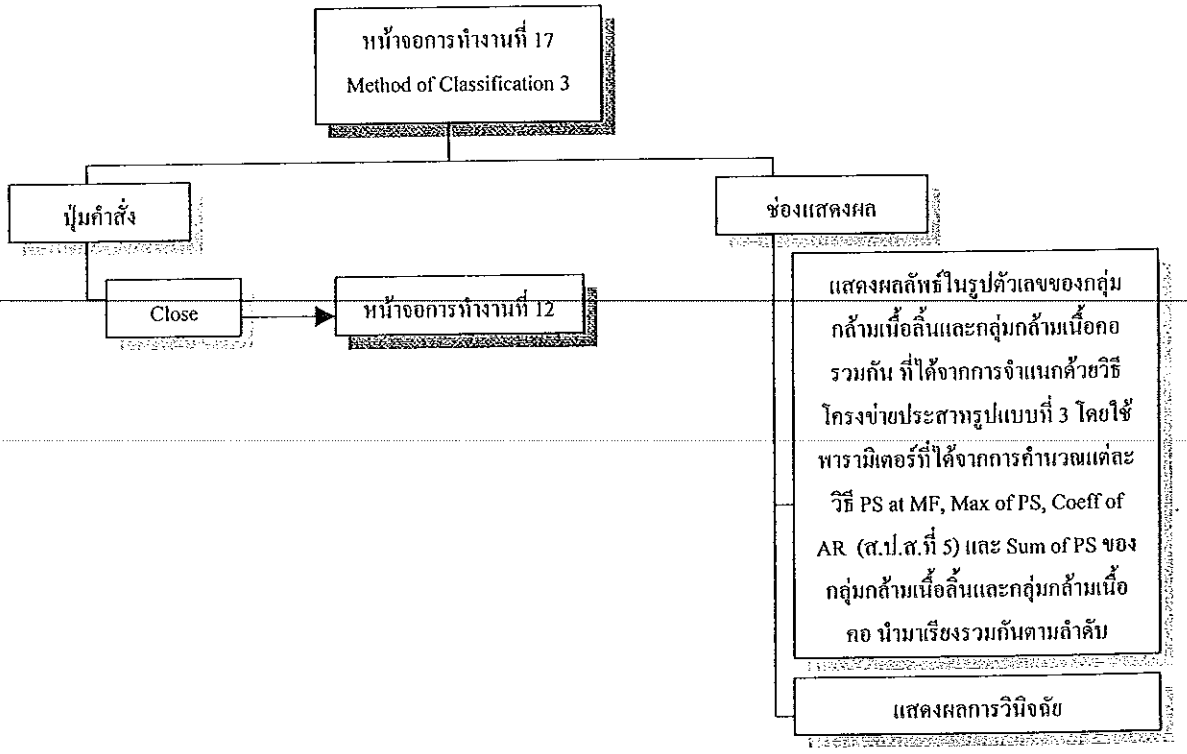
จากภาพประกอบ 2-34 และ 2-35 มีส่วนประกอบและหน้าที่การทำงานต่างๆ ดังนี้

2.2.57 ช่องแสดงผลของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ทำหน้าที่แสดงผลลัพธ์ในรูปของตัวเลขที่ได้มาจากการใช้งานปุ่มคำสั่งวิเคราะห์กลุ่มกล้ามเนื้อคอ ในหน้าจอการทำงานที่ 14 ถ้าโปรแกรมยังไม่ได้ทำงาน โปรแกรมก็จะแสดงผลลัพธ์เป็นค่าตัวเลขปกติเท่ากับ 0.000

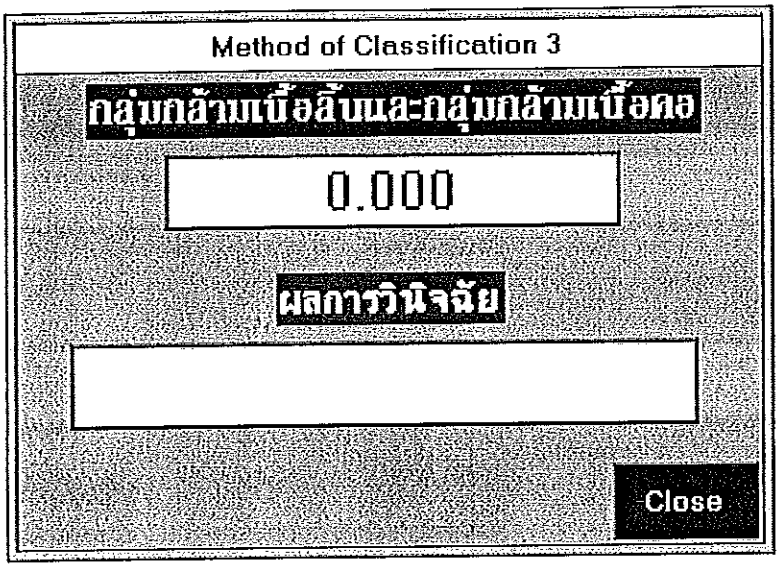
2.2.58 ช่องแสดงผลการวินิจฉัย ทำหน้าที่สรุปผลการวินิจฉัย ดังนี้ ถ้าเป็นผู้มีปัญหาการกลืน จะแสดงข้อความเป็น PATIENT แต่ถ้าเป็นคนปกติ จะแสดงข้อความเป็น NORMAL และถ้าโปรแกรมไม่สามารถสรุปผลการวินิจฉัยได้ว่าเป็นผู้มีปัญหาการกลืน หรือเป็นคนปกติ ก็จะแสดงข้อความเป็น !!ERROR!! บนหน้าจอ

2.2.59 ปุ่มคำสั่ง Close ทำหน้าที่ปิดหน้าจอการทำงานที่ 16 และกลับเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 14 ต่อไป

เมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่ง MOC3 ในหน้าจอการทำงานที่ 12 โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 17 ซึ่งมีโครงสร้างการทำงานและรูปแบบของหน้าจอการทำงาน ดังแสดงในภาพประกอบ 2-36 และ 2-37 ตามลำดับ



ภาพประกอบ 2-36 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 17



ภาพประกอบ 2-37 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 17

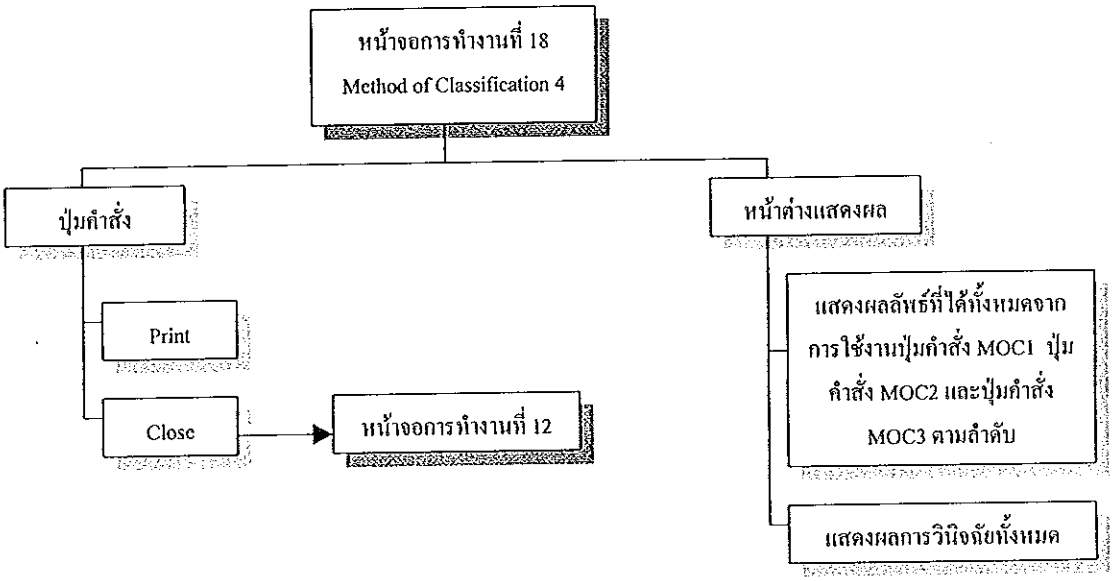
จากภาพประกอบ 2-36 และ 2-37 มีส่วนประกอบและหน้าที่การทำงานต่างๆ ดังนี้

2.2.60 ช่องแสดงผลกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ทำหน้าที่แสดงผลลัพธ์ในรูปของตัวเลข ที่ได้จากการผ่านค่าพารามิเตอร์ของแต่ละวิธี PS at MF, Max of PS, Coeff of AR (ส.ป.ส.ที่ 5) และ Sum of PS ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่นำมาเรียงรวมกันตามลำดับ แล้วส่งไปทำการจำแนกโดยอาศัยวิธีโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 3 (ดูรายละเอียดในหัวข้อ 4.3.3 ของบทที่ 4) และถ้าโปรแกรมยังไม่ได้ทำงาน โปรแกรมก็จะแสดงผลลัพธ์เป็นค่าตัวเลขปกติเท่ากับ 0.000

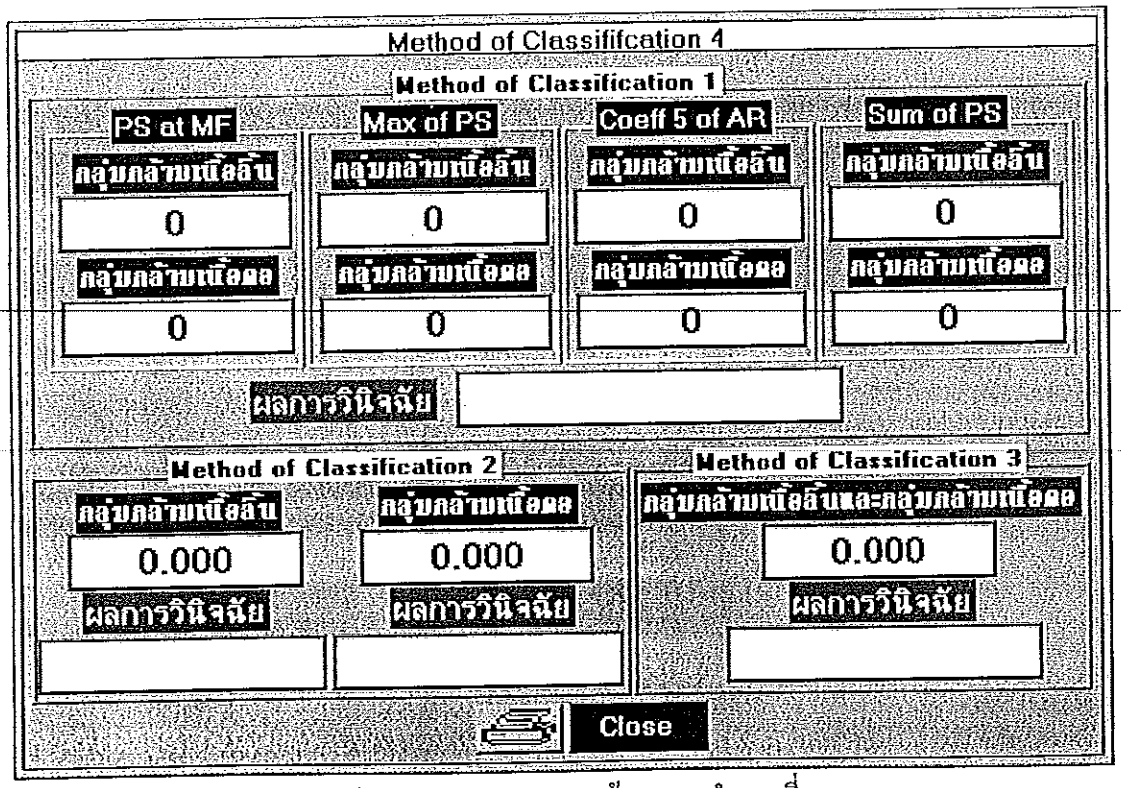
2.2.61 ช่องแสดงผลการวินิจฉัย ทำหน้าที่สรุปผลการวินิจฉัย ดังนี้ ถ้าเป็นผู้มีปัญหาการกลืน จะแสดงข้อความเป็น PATIENT แต่ถ้าเป็นคนปกติ จะแสดงข้อความเป็น NORMAL และถ้าโปรแกรมไม่สามารถสรุปผลการวินิจฉัยได้ว่าเป็นผู้มีปัญหาการกลืน หรือเป็นคนปกติ ก็จะแสดงข้อความเป็น !!ERROR!! บนหน้าจอ

2.2.62 ปุ่มคำสั่ง Close ทำหน้าที่ปิดหน้าจอการทำงานที่ 17 และกลับเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 12 ต่อไป

เมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่ง MOC4 ในหน้าจอการทำงานที่ 12 โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 18 ซึ่งมีโครงสร้างการทำงานและรูปแบบของหน้าจอการทำงาน ดังแสดงในภาพประกอบ 2-38 และ 2-39 ตามลำดับ



ภาพประกอบ 2-38 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานที่ 18



ภาพประกอบ 2-39 แสดงหน้าจอการทำงานที่ 18

จากภาพประกอบ 2-38 และ 2-39 มีส่วนประกอบและหน้าที่การทำงานต่างๆ ดังนี้

2.2.63 หน้าต่างแสดงผล Method of Classification 1 ทำหน้าที่แสดงผลลัพธ์ที่ได้ทั้งหมดจากการใช้งานปุ่มคำสั่ง MOC1 ในหน้าจอการทำงานที่ 12

2.2.64 หน้าต่างแสดงผล Method of Classification 2 ทำหน้าที่แสดงผลลัพธ์ที่ได้ทั้งหมดจากการใช้งานปุ่มคำสั่ง MOC2 ในหน้าจอการทำงานที่ 12

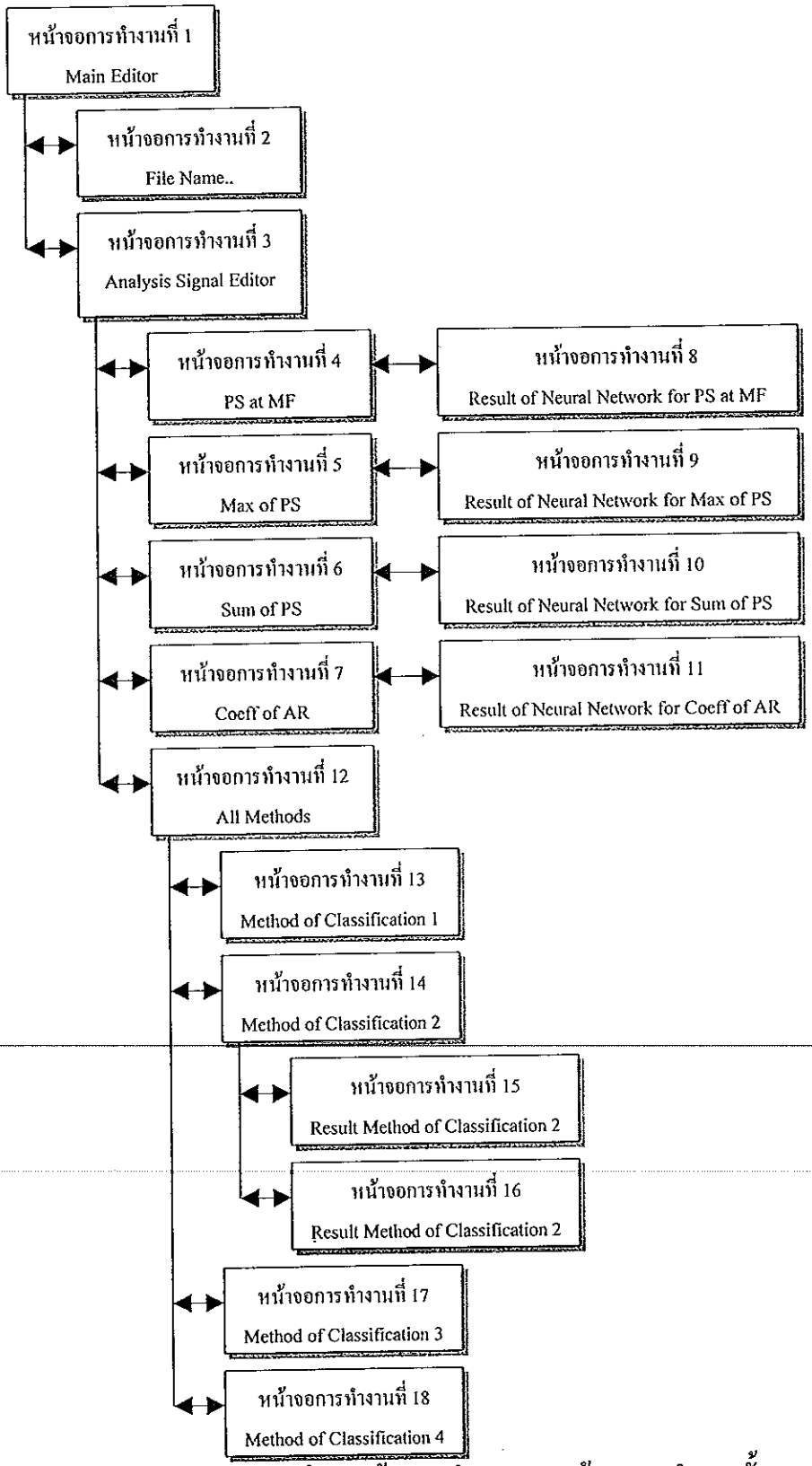
2.2.65 หน้าต่างแสดงผล Method of Classification 3 ทำหน้าที่แสดงผลลัพธ์ที่ได้ทั้งหมดจากการใช้งานปุ่มคำสั่ง MOC3 ในหน้าจอการทำงานที่ 12

2.2.66 ช่องแสดงผลการวินิจฉัย ทำหน้าที่สรุปผลการวินิจฉัย ดังนี้ ถ้าเป็นผู้มีปัญหาการกลืน จะแสดงข้อความเป็น PATIENT แต่ถ้าเป็นคนปกติ จะแสดงข้อความเป็น NORMAL และถ้าโปรแกรมไม่สามารถสรุปผลการวินิจฉัยได้ว่าเป็นผู้มีปัญหาการกลืน หรือเป็นคนปกติ ก็จะแสดงข้อความเป็น !!ERROR!! บนหน้าจอ

2.2.67 ปุ่มคำสั่ง Print ทำหน้าที่พิมพ์รูปหน้าจอการทำงานที่ 18 ออกทางเครื่องพิมพ์

2.2.68 ปุ่มคำสั่ง Close ทำหน้าที่ปิดหน้าจอการทำงานที่ 18 และกลับเข้าสู่หน้าจอการทำงานที่ 12 ต่อไป

จากที่ได้กล่าวมาข้างต้น เป็นการพัฒนาโปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนในส่วนของการออกแบบโครงสร้างการทำงานของหน้าจอ รูปแบบหน้าจอการทำงานและหน้าที่การทำงานต่างๆในโปรแกรม สามารถสรุปภาพรวมของโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานทั้งหมดในโปรแกรมนี้ ดังแสดงในภาพประกอบ 2-40 เพื่อทำให้โปรแกรมมีการเชื่อมต่อกับผู้ใช้ผ่านทางหน้าจอคอมพิวเตอร์เป็นไปด้วยความสะดวกรวดเร็ว ง่ายต่อการใช้งาน และมีประสิทธิภาพในการทำงาน ในบทต่อไปจะกล่าวถึงรายละเอียดของสมการคณิตศาสตร์ต่างๆ ที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของโปรแกรมนี้



ภาพประกอบ 2-40 แสดงโครงสร้างการทำงานของหน้าจอการทำงานทั้งหมดในโปรแกรม

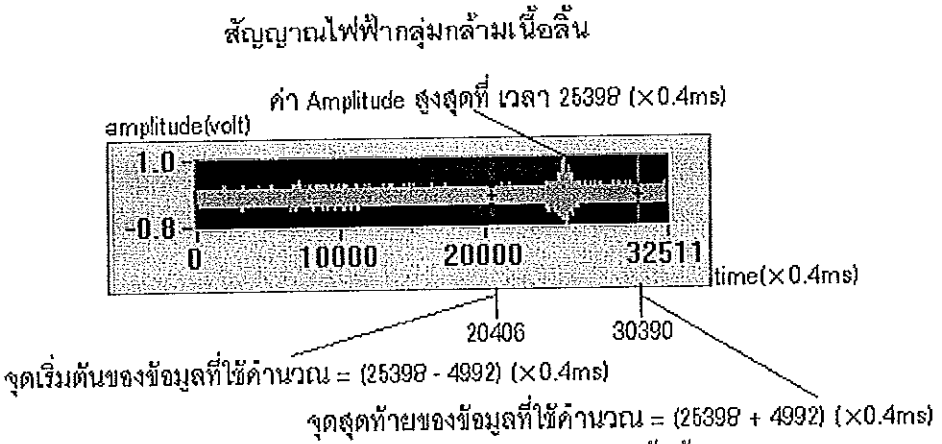
บทที่ 3

สมการคณิตศาสตร์ที่ใช้ในโปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน

สมการคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการพัฒนาระบบเชื่อมต่อกับผู้ใช้สำหรับระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน จะใช้วิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์ มาพิจารณาสัญญาณไฟฟ้าทั้งในแกนเวลา และแกนความถี่ เพื่อหาลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ขณะทำกิจกรรมกลืนน้ำ แล้วนำผลหรือค่าพารามิเตอร์ที่ได้ไปทำการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาท ดังนั้นจึงพิจารณาเลือกวิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์ ที่ให้ผลการคำนวณมีลักษณะเด่นชัดพอที่จะทำการจำแนกได้ดังนี้ (วรเชษฐ์ อุบลสูตรวนิช, 2541)

1) วิเคราะห์จากค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน (PS at MF)
2) วิเคราะห์จากค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม (Max of PS)
3) วิเคราะห์ค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟโมเดล (Coeff of AR)
4) วิเคราะห์โดยวิธีการหากำลังของสัญญาณไฟฟ้าในช่วงการกลืน (Sum of PS)

โดยวิธีการคำนวณทั้ง 4 วิธี จะนำมาประยุกต์ใช้กับสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ โดยจะทำการเขียนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ด้วยโปรแกรม LabWindows/CVI for Windows Ver. 4.0.1 (ดูรายละเอียดในภาคผนวก ก) โปรแกรมที่เขียนขึ้นจะให้ผู้ใช้ทำการอ่านค่าสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่รับเข้ามา จากนั้นโปรแกรมจะนำข้อมูลจำนวน 9984 จุด จากข้อมูลทั้งหมด 32512 จุด มาคำนวณเป็นช่วงๆ ช่วงละ 256 จุด โดยจะเลือกช่วงของข้อมูลอัตโนมัติ เริ่มจากจุดก่อนถึงจุดที่ให้ค่าสัญญาณไฟฟ้าสูงสุด 4992 จุด ไปจนถึงตำแหน่งที่ต่อหลังจากจุดที่ให้ค่าสัญญาณไฟฟ้าสูงสุด 4992 จุด เช่นกัน ดังตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24) ในภาพประกอบ 3-1



ภาพประกอบ 3-1 แสดงตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อลิ้น และการเลือกช่วงของข้อมูลมาใช้ในการคำนวณสำหรับวิธีที่ 1, 2, 3 และ 4

จากภาพประกอบ 3-1 แสดงสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อที่ใช้ในการกลืนและการเลือกช่วงของข้อมูลมาใช้ในการคำนวณ การเลือกช่วงข้อมูลเริ่มจากเลือกตำแหน่งที่สัญญาณไฟฟ้ามีค่าขนาดสูงสุด คือ ที่ตำแหน่ง 25398 โปรแกรมจะคำนวณหาตำแหน่งเริ่มต้นข้อมูล ก่อนตำแหน่งที่ขนาดสูงสุด จำนวน 4992 จุด และตำแหน่งสุดท้ายคือ หลังตำแหน่งที่ขนาดสูงสุด จำนวน 4992 จุด ดังนี้

ตำแหน่ง เริ่มต้นข้อมูล คือ 25398 – 4992 = 20406

ตำแหน่ง สุดท้ายข้อมูล คือ 25398 + 4992 = 30390

เมื่อเลือกข้อมูลที่จะใช้คำนวณแล้ว โปรแกรมจะคำนวณหาค่าในแต่ละวิธีที่จะนำมาประยุกต์ใช้ในการคำนวณ ซึ่งวิธีคำนวณมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

3.1 การวิเคราะห์จากค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน

ความถี่มีเดียน (fm) คือความถี่ที่ทำให้ผลรวมของกำลังของสัญญาณเป็นครึ่งหนึ่งของผลรวมของกำลังของสัญญาณทั้งหมด ซึ่งมีสมการพื้นฐานดังนี้

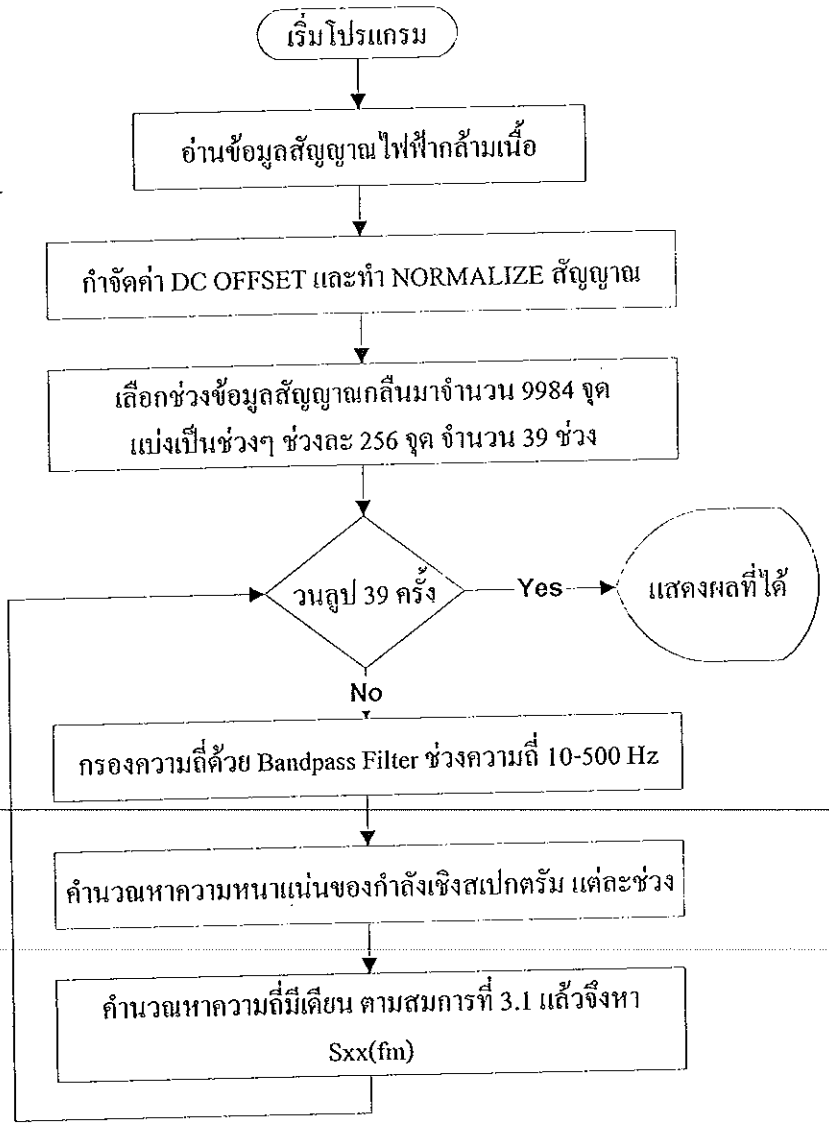
$$\int_0^{fm} Sxx(f)df = \int_{fm}^{\infty} Sxx(f)df = 1/2 \int_0^{\infty} Sxx(f)df \qquad \ldots(3.1)$$

โดยที่ Sxx(f) คือความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่ f ใดๆ ที่มีค่าอยู่ในช่วงความถี่ 0 ถึง α

ความถี่มีเดียน (fm) เป็นการวิเคราะห์ โดยการคำนวณหาค่าความถี่ที่ทำให้กำลังของสเปกตรัมแบ่งเป็น สองส่วนเท่าๆกัน หลังจากนั้นเมื่อได้ค่า fm แล้ว ก็จะคำนวณหาค่าความ

หนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ fm ดังนั้นจะได้ว่าค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน เท่ากับ Sxx(fm)

จากหลักการข้างต้นนำมาเขียนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ด้วยโปรแกรม LabWindows/CVI for Windows Ver. 4.0.1 คำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน ดัง ผังงานในภาพประกอบ 3-2 และแสดงปุ่มคำสั่งที่ทำหน้าที่ดังกล่าวในโปรแกรมนี้ ดังภาพประกอบ 3-3



ภาพประกอบ 3-2 ผังงานแสดงการคำนวณหาความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน

ภาพประกอบ 3-3 แสดงปุ่มคำสั่ง PS at MF ที่ทำหน้าที่คำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอในโปรแกรมนี้

จากภาพประกอบ 3-2 สามารถเขียนฟังก์ชันของโปรแกรมได้ดังภาพประกอบ 3-4

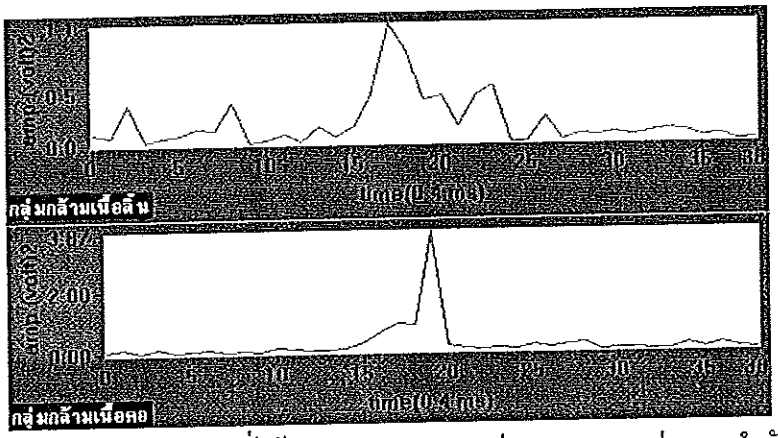
```
int CVICALLBACK Method_2Callback (int panel, int control, int event,
                                  void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{ int i,x,error; switch (event)
{ case EVENT_COMMIT:
/* DC OFFSET C2 */
Mean (data_ps2, 32512, &average); for (i=0; i<32512; i++) { aver[i] = average; }
Sub1D (data_ps2, aver, 32512, data_ps2);
/* DC OFFSET C3 */
Mean (data_ps21, 32512, &average); for (i=0; i<32512; i++) { aver[i] = average; }
Abs1D (aver, 32512, aver); Add1D (data_ps21, aver, 32512, data_ps21);
/* NORMALIZE C2 */
MaxMin1D (data_ps2, 32512, &max2, &imax2, &min2, &imin2); for (i=0; i<32512; i++) { maximum[i] = max2; }
Abs1D (maximum, 32512, maximum); Div1D (data_ps2, maximum, 32512, data_ps2);
/* NORMALIZE C3 */
MaxMin1D (data_ps21, 32512, &max3, &imax3, &min3, &imin3); for (i=0; i<32512; i++) { maximum[i] = max3; }
Abs1D (maximum, 32512, maximum); Div1D (data_ps21, maximum, 32512, data_ps21);
error = DeleteGraphPlot (Lda, LDATA_GRAPH, -1, VAL_DELAYED_DRAW);
PlotY (Lda, LDATA_GRAPH, data_ps2, 32512, VAL_DOUBLE, VAL_THIN_LINE,
       VAL_EMPTY_SQUARE, VAL_SOLID, 1, VAL_RED);
error = DeleteGraphPlot (Lda, LDATA_GRAPH_1, -1, VAL_DELAYED_DRAW);
PlotY (Lda, LDATA_GRAPH_1, data_ps21, 32512, VAL_DOUBLE, VAL_THIN_LINE,
       VAL_EMPTY_SQUARE, VAL_SOLID, 1, VAL_BLUE);
MaxMin1D (data_ps2, 32512, &max2, &imax2, &min2, &imin2);
MaxMin1D (data_ps21, 32512, &max3, &imax3, &min3, &imin3);
m1 = imax2+4992; position_1 = m1; if (imax2 >= 4992) {
m2 = imax2-4992; sum = m1-m2; position_2 = m2; }
m1 = imax3+4992; position_11 = m1; if (imax3 >= 4992) {
m2 = imax3-4992; sum = m1-m2; position_21 = m2; } for (i=0; i<39; i++) { if (position_2 < position_1 ) {
```

ภาพประกอบ 3-4 ฟังก์ชันของโปรแกรมการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

```
/* BP BUTTERWORTH IIR C2 */
Bw_BPF (&data_ps2[position_2], 256, 2500, 10, 500, 4, &filterwave_2[position_2]);
AutoPowerSpectrum (&filterwave_2[(position_2)], 256, (1/2500), spectrum_2, &freqspace);
Sum1D (spectrum_2, 128, &total); result = total/2; for (x=3; x<128; x++) {
spectrum_2[0] = 0; spectrum_2[1] = 0;
Sum1D (spectrum_2, x, &array);
if (result <= array) { medianp[I] = (spectrum_2[x])*1000; break; } }
position_2 = position_2+256; } }
for (i=0; i<39; i++) { if (position_21 < position_11 ) {
/* BP BUTTERWORTH IIR C3 */
Bw_BPF (&data_ps21[position_21], 256, 2500, 10, 500, 4, &filterwave_21[position_21]);
AutoPowerSpectrum (&filterwave_21[(position_21)], 256, (1/2500), spectrum_21, &freqspace);
Sum1D (spectrum_21, 128, &total); result = total/2; for (x=3; x<128; x++) {
spectrum_21[0] = 0; spectrum_21[1] = 0;
Sum1D (spectrum_21, x, &array);
if (result <= array) { medianp_2[i] = (spectrum_21[x])*1000; break; } }
position_21 = position_21+256; } }
error = DeleteGraphPlot (Psd_2, PSD_2_WAVEFORM_PSD_21, -1, VAL_DELAYED_DRAW);
PlotY (Psd_2, PSD_2_WAVEFORM_PSD_21, medianp, 39,VAL_DOUBLE,
        VAL_THIN_LINE, VAL_EMPTY_SQUARE, VAL_SOLID, 1, VAL_RED);
error = DeleteGraphPlot (Psd_2, PSD_2_WAVEFORM_PSD_22, -1, VAL_DELAYED_DRAW);
PlotY (Psd_2, PSD_2_WAVEFORM_PSD_22, medianp_2, 39,VAL_DOUBLE,
        VAL_THIN_LINE, VAL_EMPTY_SQUARE, VAL_SOLID, 1, VAL_BLUE);
InstallPopup (Psd_2);
break; }
return 0; }
```

ภาพประกอบ 3-4 ฟังก์ชันของโปรแกรมการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ (ต่อ)

จากภาพประกอบ 3-4 แสดงฟังก์ชันของโปรแกรมการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน การคำนวณจะคำนวณจากสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ จากข้อมูลที่เลือกมาในช่วงของการกลืนจำนวน 9984 จุด มาคำนวณเป็นช่วงๆ ละ 256 จุด ดังนั้นจะได้ผลการคำนวณ 39 ค่า ตามค่าที่ได้จากการคำนวณนำมาพล็อตกราฟ ดังตัวอย่างภาพประกอบ 3-5



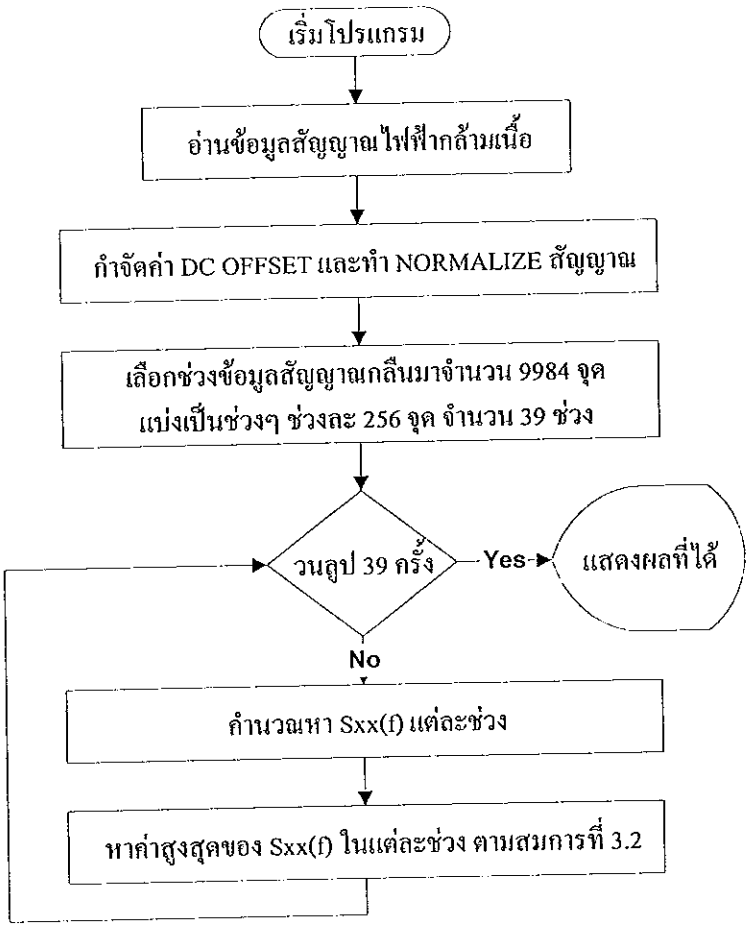
ภาพประกอบ 3-5 แสดงตัวอย่างที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม ที่ความถี่มีเดียนของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

3.2 การวิเคราะห์หาค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม

เป็นการหาค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม โดยจะคำนวณหาค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณในแต่ละช่วง และสามารถเขียนเป็นสมการได้ดังต่อไปนี้

$$\text{Max } Sxx = Sxx(f)\Big|_{max} \qquad \ldots(3.2)$$

กำหนดให้ Sxx(f) คือความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม ที่ความถี่ใดๆ จากหลักการข้างต้น นำมาเขียนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ด้วยโปรแกรม LabWindows/CVI for Windows Ver. 4.0.1 คำนวณหาค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม โดยมีผังงานของโปรแกรมดังแสดงในภาพประกอบ 3-6 และแสดงปุ่มคำสั่งที่ทำหน้าที่ดังกล่าวในโปรแกรมนี้ ดังภาพประกอบ 3-7



ภาพประกอบ 3-6 ผังงานแสดงการคำนวณหาสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม

ภาพประกอบ 3-7 แสดงปุ่มคำสั่ง Max of PS ที่ทำหน้าที่คำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอในโปรแกรมนี้

จากภาพประกอบ 3-6 สามารถเขียนฟังก์ชันของโปรแกรมได้ดังภาพประกอบ 3-8

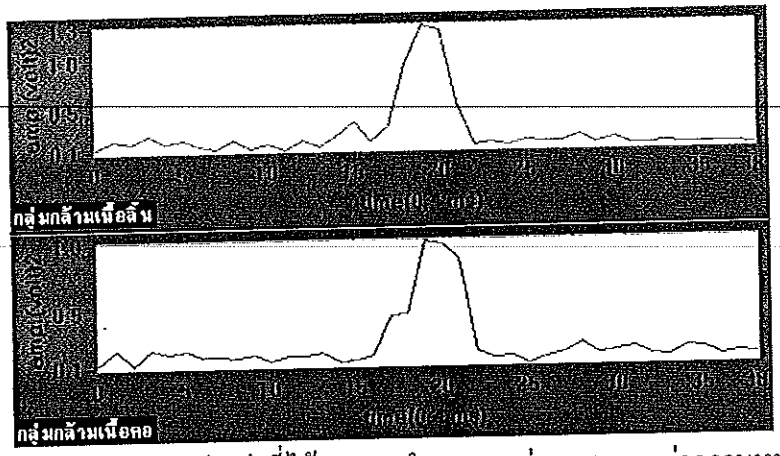
```
int CVICALLBACK Method_3Callback (int panel, int control, int event,
                                  void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{ int i,error; switch (event)
{ case EVENT_COMMIT:
/* DC OFFSET C2 */
Mean (data_ps3, 32512, &average); for (i=0; i<32512; i++) { aver[i] = average; }
Sub1D (data_ps3, aver, 32512, data_ps3);
/* DC OFFSET C3 */
Mean (data_ps31, 32512, &average); for (i=0; i<32512; i++) { aver[i] = average; }
Abs1D (aver, 32512, aver); Add1D (data_ps31, aver, 32512, data_ps31);
/* NORMALIZE C2 */
MaxMin1D (data_ps3, 32512, &max2, &imax2, &min2, &imin2);
for (i=0; i<32512; i++) { maximum[i] = max2; } Abs1D (maximum, 32512, maximum);
Div1D (data_ps3, maximum, 32512, data_ps3);
/* NORMALIZE C3 */
MaxMin1D (data_ps31, 32512, &max3, &imax3, &min3, &imin3);
for (i=0; i<32512; i++) { maximum[i] = max3; } Abs1D (maximum, 32512, maximum);
Div1D (data_ps31, maximum, 32512, data_ps31);
error = DeleteGraphPlot (Lda, LDATA_GRAPH, -1, VAL_DELAYED_DRAW);
PlotY (Lda, LDATA_GRAPH, data_ps3, 32512, VAL_DOUBLE, VAL_THIN_LINE,
       VAL_EMPTY_SQUARE, VAL_SOLID, 1, VAL_RED);
error = DeleteGraphPlot (Lda, LDATA_GRAPH_1, -1, VAL_DELAYED_DRAW);
PlotY (Lda, LDATA_GRAPH_1, data_ps31, 32512, VAL_DOUBLE, VAL_THIN_LINE,
       VAL_EMPTY_SQUARE, VAL_SOLID, 1, VAL_BLUE);
MaxMin1D (data_ps3, 32512, &max2, &imax2, &min2, &imin2);
MaxMin1D (data_ps31, 32512, &max3, &imax3, &min3, &imin3);
m1 = imax2+4992; position_1 = m1; if (imax2 >= 4992) {
m2 = imax2-4992; sum = m1-m2; position_2 = m2; }
m1 = imax3+4992; position_11 = m1; if (imax3 >= 4992) {
m2 = imax3-4992; sum = m1-m2; position_21 = m2; }
for (i=0; i<39; i++) { if (position_2 < position_1 ) {
AutoPowerSpectrum (&data_ps3[(position_2)], 256, (1/2500), spectrum_3, &freqspace);
MaxMin1D (spectrum_3, 128, &maxp[i], &pmax, &minp[i], &pmin);
maxp[i] = maxp[i]*100; position_2 = position_2+256; } }
for (i=0; i<39; i++) { if (position_21 < position_11 ) {
AutoPowerSpectrum (&data_ps31[(position_21)], 256, (1/2500), spectrum_31, &freqspace);
```

ภาพประกอบ 3-8 ฟังก์ชันของโปรแกรมการคำนวณหาค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

```
MaxMin1D (spectrum_31, 128, &maxp_2[i], &pmax, &minp[i], &pmin);
maxp_2[i] = maxp_2[i]*100;
position_21 = position_21+256; } }
error = DeleteGraphPlot (Psd_3, PSD_3_WAVEFORM_PSD_31, -1, VAL_DELAYED_DRAW);
PlotY (Psd_3, PSD_3_WAVEFORM_PSD_31, maxp, 39,VAL_DOUBLE,
        VAL_THIN_LINE, VAL_EMPTY_SQUARE, VAL_SOLID, 1, VAL_RED);
error = DeleteGraphPlot (Psd_3, PSD_3_WAVEFORM_PSD_32, -1, VAL_DELAYED_DRAW);
PlotY (Psd_3, PSD_3_WAVEFORM_PSD_32, maxp_2, 39,VAL_DOUBLE,
        VAL_THIN_LINE, VAL_EMPTY_SQUARE, VAL_SOLID, 1, VAL_BLUE);
InstallPopup (Psd_3);
break; }
return 0; }
```

ภาพประกอบ 3-8 ฟังก์ชันของโปรแกรมการคำนวณหาค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ (ต่อ)

จากภาพประกอบ 3-8 แสดงฟังก์ชันของโปรแกรมการคำนวณหาค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม การคำนวณจะคำนวณจากสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น และกลุ่มกล้ามเนื้อคอ โดยเลือกข้อมูลในช่วงการกลืนมาจำนวน 9984 จุด มาแบ่งคำนวณเป็นช่วงๆ ละ 256 จุด ดังนั้นจะคำนวณ 39 ครั้ง ซึ่งค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ได้จากการคำนวณนำมาพล็อตกราฟ ดังตัวอย่างภาพประกอบ 3-9



ภาพประกอบ 3-9 แสดงตัวอย่างค่าที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

3.3 การวิเคราะห์ค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟโมเดล

โดยทั่วไปสัญญาณแรนดอมใดๆ สามารถถูกแทนด้วยสมการของโมเดลออโตรีเกรสซีฟได้ ซึ่งจะมีสมการพื้นฐานดังนี้

$$Z(n) = -\sum_{K=1}^{P} a_k Y(n-k) + e(n) \qquad \ldots(3.3)$$

เมื่อ Z(n) เป็นสัญญาณจำลองที่ได้จากโมเดลออโตรีเกรสซีฟ

a_k เป็นค่าสัมประสิทธิ์ออโตรีเกรสซีฟ

e(n) เป็นค่าความผิดพลาด

p เป็นอันดับของโมเดลออโตรีเกรสซีฟ

Y(n-k) เป็นสัญญาณจริงที่การสุ่มครั้งที่ n-k

ความหมายของสมการที่ 3.3 คือ สัญญาณจำลองที่ n จะขึ้นกับค่าของสัญญาณจริงในอดีต ตั้งแต่ตัวที่ n - 1 จนถึง ตัวที่ n – p ซึ่งสามารถเขียนใหม่ในรูปของเมตริกซ์ ได้ดังนี้

$$\begin{bmatrix} Zn \\ Zn\text{-}1 \\ \vdots \\ Zn\text{-}p \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} yn\text{-}1 & yn\text{-}2 & \ldots yn\text{-}p \\ yn\text{-}2 & yn\text{-}3 & \ldots yn\text{-}p\text{-}1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ yn\text{-}p\text{-}1 & yn\text{-}p\text{-}2 & \ldots yn\text{-}2p \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a1 \\ a2 \\ \vdots \\ ap \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} en \\ en\text{-}1 \\ \vdots \\ en\text{-}p \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{Z} \qquad \mathbf{Y} \qquad \mathbf{a} \qquad \mathbf{e}$$

หรือ $$Z + Ya = e \qquad \ldots(3.4)$$

เมื่อ Z แทน เมตริกซ์ของสัญญาณจำลอง

Y แทน เมตริกซ์ของสัญญาณจริงในอดีต

a แทน เมตริกซ์ของสัมประสิทธิ์โมเดลออโตรีเกรสซีฟ

e แทน เมตริกซ์ของค่าความผิดพลาด

ถ้า yi เป็นสัญญาณจริงที่การสุ่มครั้งที่ i ดังนั้น

ค่า Least Square ของความผิดพลาด มีค่าเท่ากับ $Q = \sum_{i=0}^{n-1} (y_i - z_i)^2$

และจากสมการที่ 3.3 เราสามารถเขียนสมการได้ใหม่ $Q = \sum_{i=0}^{n-1} [y_i + \sum_{k=1}^{p} a_k y_{i-k}]^2$ ...(3.5)

ถ้าให้การเปลี่ยนแปลงของ Q มีค่าน้อยมากเทียบกับสัมประสิทธิ์ a_k (วรเชษฐ์ อุบลสูตรวนิช, 2541) ดังนั้น

$\partial Q/\partial a1 = \partial Q/\partial a2 = ... = \partial Q/\partial ak\text{-}1 = 0$ ดังนั้น $Y^T Y\, a = -Y^T y$

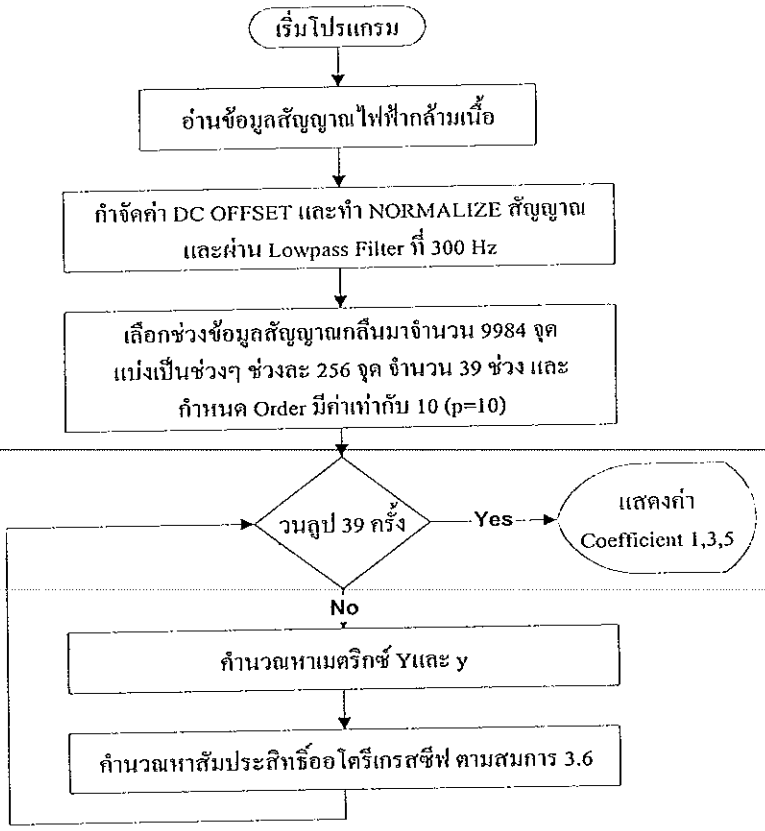
เราสามารถหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ได้ดังนี้

$$a = -(Y^T Y)^{-1} Y^T y \qquad ...(3.6)$$

เมื่อ Y^T คือ ทรานสพอสเมตริกซ์ของ Y

y คือ ค่าของสัญญาณจริงตัวที่ n

จากหลักการข้างต้นนำมาเขียน โปรแกรมคอมพิวเตอร์ด้วยโปรแกรม LabWindows/CVI for Windows Ver. 4.0.1 คำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ โดยมีผังงานของโปรแกรมดังแสดงในภาพประกอบ 3-10 และแสดงปุ่มคำสั่งที่ทำหน้าที่ดังกล่าวในโปรแกรมนี้ ดังภาพประกอบ 3-11



ภาพประกอบ 3-10 ผังงานแสดงการคำนวณหาสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ

ภาพประกอบ 3-11 แสดงปุ่มคำสั่ง Coeff of AR ที่ทำหน้าที่คำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1, 3 และ 5 ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอในโปรแกรมนี้

จากภาพประกอบ 3-10 สามารถเขียนฟังก์ชันของโปรแกรมได้ดังภาพประกอบ 3-12

```
int CVICALLBACK Method_4Callback (int panel, int control, int event,
                                  void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{ int i,x,y,error; switch (event) { case EVENT_COMMIT:
/* DC OFFSET C2 */
Mean (data_ps4, 32512, &average); for (i=0; i<32512; i++) { aver[i] = average; }
Sub1D (data_ps4, aver, 32512, data_ps4);
/* DC OFFSET C3 */
Mean (data_ps41, 32512, &average); for (i=0; i<32512; i++) { aver[i] = average; }
Abs1D (aver, 32512, aver); Add1D (data_ps41, aver, 32512, data_ps41);
/* NORMALIZE C2 */
MaxMin1D (data_ps4, 32512, &max2, &imax2, &min2, &imin2);
for (i=0; i<32512; i++) { maximum[i] = max2; }
Abs1D (maximum, 32512, maximum); Div1D (data_ps4, maximum, 32512, data_ps4);
/* NORMALIZE C3 */
MaxMin1D (data_ps41, 32512, &max3, &imax3, &min3, &imin3);
for (i=0; i<32512; i++) { maximum[i] = max3; }
Abs1D (maximum, 32512, maximum); Div1D (data_ps41, maximum, 32512, data_ps41);
error = DeleteGraphPlot (Lda, LDATA_GRAPH, -1, VAL_DELAYED_DRAW);
PlotY (Lda, LDATA_GRAPH, data_ps4, 32512, VAL_DOUBLE, VAL_THIN_LINE,
       VAL_EMPTY_SQUARE, VAL_SOLID, 1, VAL_RED);
error = DeleteGraphPlot (Lda, LDATA_GRAPH_1, -1, VAL_DELAYED_DRAW);
PlotY (Lda, LDATA_GRAPH_1, data_ps41, 32512, VAL_DOUBLE, VAL_THIN_LINE,
       VAL_EMPTY_SQUARE, VAL_SOLID, 1, VAL_BLUE);
MaxMin1D (data_ps4, 32512, &max2, &imax2, &min2, &imin2);
MaxMin1D (data_ps41, 32512, &max3, &imax3, &min3, &imin3);
m1 = imax2+4992; position_1 = m1; if (imax2 >= 4992) { m2 = imax2-4992; sum = m1-m2; position_2 = m2; }
m1 = imax3+4992; position_11 = m1; if (imax3 >= 4992) {
m2 = imax3-4992; sum = m1-m2; position_21 = m2; }
```

ภาพประกอบ 3-12 ฟังก์ชันของโปรแกรมการคำนวณหาสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1, 3 และ 5 ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

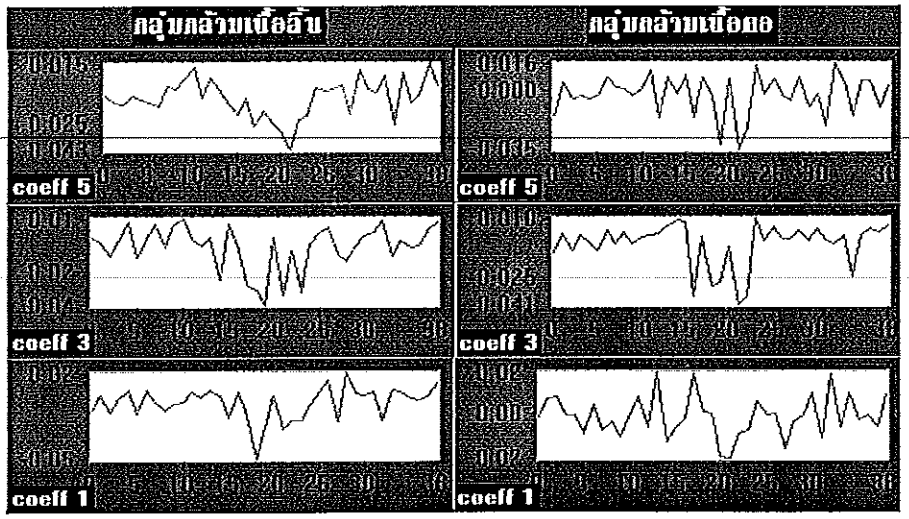
```
for (i=0; i<39; i++) { if (position_2 < position_1 ) {
/* LP BUTTERWORTH IIR C2 */
Bw_LPF (&data_ps4[position_2], 256, 2500, 300, 2, &filterwave_4[position_2]);
for (x=0; x<246; x++) { yf[x][0] = 1; position_2 = position_2+9;
for (y=1; y<11; y++) { yf[x][y] = filterwave_4[position_2];
if ( y < 10 ) position_2--; } position_2 = position_2+10;
yn[x] = filterwave_4[position_2]; position_2 = position_2-9; }
GenLSFitCoef (yf, 246, 10, yn, ar,0);
ar_2[i] = ar[1];                                    /* Coeff 5 of AR C2 */
ar_4[i] = ar[3];                                    /* Coeff 3 of AR C2 */
ar_6[i] = ar[5];                                    /* Coeff 1 of AR C2 */
position_2 = position_2+10; } }
for (i=0; i<39; i++) { if (position_21 < position_11 ) {
/* LP BUTTERWORTH IIR C3 */
Bw_LPF (&data_ps41[position_21], 256, 2500, 300, 2, &filterwave_41[position_21]);
for (x=0; x<246; x++) { yf[x][0] = 1; position_21 = position_21+9;
for (y=1; y<11; y++) { yf[x][y] = filterwave_41[position_21];
if ( y < 10 ) position_21--; } position_21 = position_21+10;
yn[x] = filterwave_41[position_21]; position_21 = position_21-9; }
GenLSFitCoef (yf, 246, 10, yn, ar,0);
ar_21[i] = ar[1];                                   /* Coeff 3 of AR C3 */
ar_41[i] = ar[3];                                   /* Coeff 5 of AR C3 */
ar_61[i] = ar[5];                                   /* Coeff 1 of AR C3 */
position_21 = position_21+10; } }
error = DeleteGraphPlot (Psd_4, PSD_4_WAVEFORM_PSD4_1, -1, VAL_DELAYED_DRAW);
PlotY (Psd_4, PSD_4_WAVEFORM_PSD4_1, ar_2, 39,VAL_DOUBLE,
       VAL_THIN_LINE, VAL_EMPTY_SQUARE, VAL_SOLID, 1, VAL_RED);
error = DeleteGraphPlot (Psd_4, PSD_4_WAVEFORM_PSD4_2, -1, VAL_DELAYED_DRAW);
PlotY (Psd_4, PSD_4_WAVEFORM_PSD4_2, ar_4, 39,VAL_DOUBLE,
       VAL_THIN_LINE, VAL_EMPTY_SQUARE, VAL_SOLID, 1, VAL_RED);
error = DeleteGraphPlot (Psd_4, PSD_4_WAVEFORM_PSD4_3, -1, VAL_DELAYED_DRAW);
PlotY (Psd_4, PSD_4_WAVEFORM_PSD4_3, ar_6, 39,VAL_DOUBLE,
       VAL_THIN_LINE, VAL_EMPTY_SQUARE, VAL_SOLID, 1, VAL_RED);
error = DeleteGraphPlot (Psd_4, PSD_4_WAVEFORM_PSD4_4, -1, VAL_DELAYED_DRAW);
PlotY (Psd_4, PSD_4_WAVEFORM_PSD4_4, ar_41, 39,VAL_DOUBLE,
       VAL_THIN_LINE, VAL_EMPTY_SQUARE, VAL_SOLID, 1, VAL_BLUE);
```

ภาพประกอบ 3-12 ฟังก์ชันของโปรแกรมการคำนวณหาสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1, 3 และ 5 ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ (ต่อ)

```
error = DeleteGraphPlot (Psd_4, PSD_4_WAVEFORM_PSD4_5, -1, VAL_DELAYED_DRAW);
PlotY (Psd_4, PSD_4_WAVEFORM_PSD4_5, ar_21, 39,VAL_DOUBLE,
        VAL_THIN_LINE, VAL_EMPTY_SQUARE, VAL_SOLID, 1, VAL_BLUE);
error = DeleteGraphPlot (Psd_4, PSD_4_WAVEFORM_PSD4_6, -1, VAL_DELAYED_DRAW);
PlotY (Psd_4, PSD_4_WAVEFORM_PSD4_6, ar_61, 39,VAL_DOUBLE,
        VAL_THIN_LINE, VAL_EMPTY_SQUARE, VAL_SOLID, 1, VAL_BLUE);
InstallPopup (Psd_4);
break; }
return 0; }
```

ภาพประกอบ 3-12 ฟังก์ชันของโปรแกรมการคำนวณหาสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1, 3 และ 5 ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ (ต่อ)

จากภาพประกอบ 3-12 แสดงฟังก์ชันของโปรแกรมการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1, 3 และ 5 จากข้อมูลที่เลือกมาจำนวน 9984 จุด มาแบ่งคำนวณ เป็นช่วงๆ ละ 256 จุด ดังนั้นจะคำนวณ 39 ช่วง โดยจะคำนวณค่าสัมประสิทธิ์ออโตรีเกรสซีฟอันดับเท่ากับ 10 ซึ่งจะให้ผลการคำนวณเป็นค่าสัมประสิทธิ์จำนวน 10 ค่า แต่จะเอาผลการคำนวณเฉพาะค่าสัมประสิทธิ์ลำดับที่ 1, 3 และ 5 มาใช้ในการจำแนกเท่านั้น (วรเชษฐ์ อุบลสูตรวนิช, 2541) โดยทำการคำนวณตลอดทั้งสัญญาณ และนำค่าที่ได้จากการคำนวณนำมาพล็อตกราฟ ดังตัวอย่างภาพประกอบ 3-13



ภาพประกอบ 3-13 แสดงตัวอย่างค่าที่ได้จากการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ออโตรีเกรสซีฟที่ค่าลำดับที่ 1, 3 และ 5 ตามลำดับ ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

3.4 การวิเคราะห์ค่ากำลังของสัญญาณในช่วงการกลืน

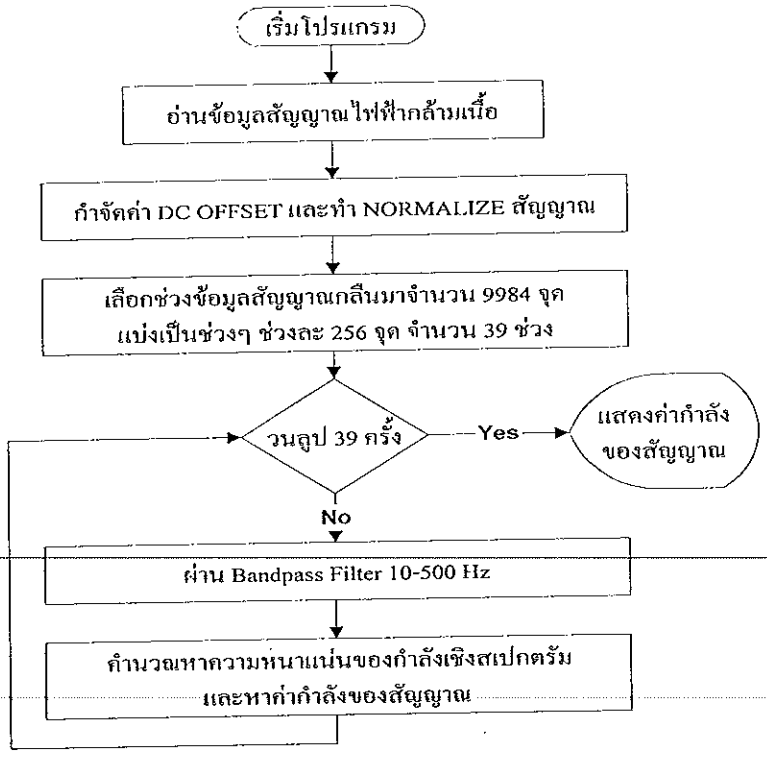
ในการจำแนกลักษณะเด่นของสัญญาณ การคำนวณจะคำนวณหาผลรวมของกำลังของสัญญาณ เป็นช่วงๆ ดังความสัมพันธ์ต่อไปนี้

กำลังของสัญญาณ $= \sum_{i=2}^{n/2} S_{xxi}(f).\Delta f$ ...(3.7)

เมื่อ n คือจำนวนจุดของสัญญาณ x(t) ที่ใช้คำนวณหาค่า $S_{xx}(f)$

i จะเริ่มต้นที่ค่าเท่ากับ 2 เพื่อตัดค่า ดีซีและความถี่ต่ำมากๆ

จากหลักการข้างต้น นำมาเขียนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ด้วย LabWindows/CVI for Windows Ver. 4.0.1 คำนวณหาค่ากำลังสัญญาณไฟฟ้าช่วงการกลืน โดยมีผังงานของโปรแกรมดังแสดงในภาพประกอบ 3-14 และแสดงปุ่มคำสั่งที่ทำหน้าที่นี้ในโปรแกรม ดังภาพประกอบ 3-15



ภาพประกอบ 3-14 ผังงานแสดงการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณในช่วงการกลืน

ภาพประกอบ 3-15 แสดงปุ่มคำสั่ง Sum of PS ที่ทำหน้าที่คำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณในช่วงการกลืนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอในโปรแกรมนี้

จากภาพประกอบ 3-14 สามารถเขียนฟังก์ชันของโปรแกรมได้ดังภาพประกอบ 3-16

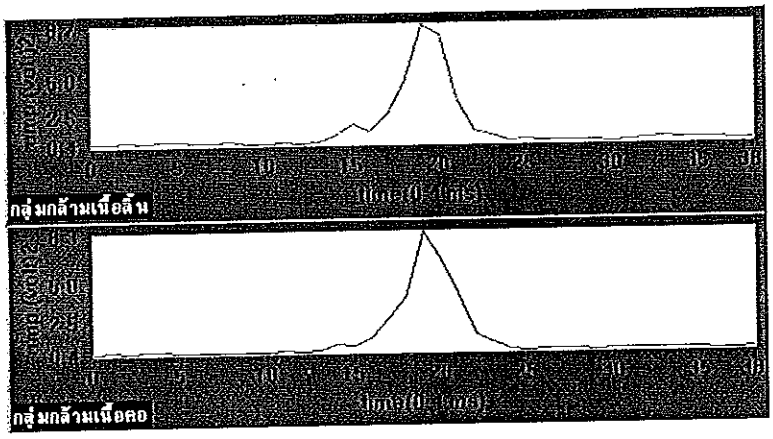
```
int CVICALLBACK Method_5Callback (int panel, int control, int event,
                                  void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{ int i,x,error; switch (event) { case EVENT_COMMIT:
/* DC OFFSET C2 */
Mean (data_ps5, 32512, &average); for (i=0; i<32512; i++) { aver[i] = average; }
Sub1D (data_ps5, aver, 32512, data_ps5);
/* DC OFFSET C3 */
Mean (data_ps51, 32512, &average); for (i=0; i<32512; i++) { aver[i] = average; }
Abs1D (aver, 32512, aver); Add1D (data_ps51, aver, 32512, data_ps51);
/* NORMALIZE C2 */
MaxMin1D (data_ps5, 32512, &max2, &imax2, &min2, &imin2);
for (i=0; i<32512; i++) { maximum[i] = max2; } Abs1D (maximum, 32512, maximum);
Div1D (data_ps5, maximum, 32512, data_ps5);
/* NORMALIZE C3 */
MaxMin1D (data_ps51, 32512, &max3, &imax3, &min3, &imin3);
for (i=0; i<32512; i++) { maximum[i] = max3; } Abs1D (maximum, 32512, maximum);
Div1D (data_ps51, maximum, 32512, data_ps51);
error = DeleteGraphPlot (Lda, LDATA_GRAPH, -1, VAL_DELAYED_DRAW);
PlotY (Lda, LDATA_GRAPH, data_ps5, 32512, VAL_DOUBLE, VAL_THIN_LINE,
       VAL_EMPTY_SQUARE, VAL_SOLID, 1, VAL_RED);
error = DeleteGraphPlot (Lda, LDATA_GRAPH_1, -1, VAL_DELAYED_DRAW);
PlotY (Lda, LDATA_GRAPH_1, data_ps51, 32512, VAL_DOUBLE, VAL_THIN_LINE,
       VAL_EMPTY_SQUARE, VAL_SOLID, 1, VAL_BLUE);
MaxMin1D (data_ps5, 32512, &max2, &imax2, &min2, &imin2);
MaxMin1D (data_ps51, 32512, &max3, &imax3, &min3, &imin3);
m1 = imax2+4992; position_1 = m1; if (imax2 >= 4992) {
m2 = imax2-4992; sum = m1-m2; position_2 = m2; }
m1 = imax3+4992; position_11 = m1; if (imax3 >= 4992) { m2 = imax3-4992; sum = m1-m2; position_21 = m2; }
```

ภาพประกอบ 3-16 ฟังก์ชันของโปรแกรมการคำนวณหาค่าสูงสุดของกำลังของสัญญาณในช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

```
for (i=0; i<39; i++) { if (position_2 < position_1 ) {
/* BP BUTTERWORTH IIR C2 */
Bw_BPF (&data_ps5[position_2], 256, 2500, 10, 500, 4, &filterwave_5[position_2]);
AutoPowerSpectrum (&filterwave_5[(position_2)], 256, (1/2500), spectrum_5, &freqspace);
spectrum_5[0] = 0; spectrum_5[1] = 0; Sum1D (spectrum_5, 128, &sump[i]);
sump[i] = sump[i]*100; position_2 = position_2+256; } }
for (i=0; i<39; i++) { if (position_21 < position_11 ) {
/* BP BUTTERWORTH IIR C3 */
Bw_BPF (&data_ps51[position_21], 256, 2500, 10, 500, 4, &filterwave_51[position_21]);
AutoPowerSpectrum (&filterwave_51[(position_21)], 256, (1/2500), spectrum_51, &freqspace);
spectrum_51[0] = 0; spectrum_51[1] = 0; Sum1D (spectrum_51, 128, &sump_2[i]);
sump_2[i] = sump_2[i]*100; position_21 = position_21+256; } }
error = DeleteGraphPlot (Psd_5, PSD_5_WAVEFORM_PSD_51, -1, VAL_DELAYED_DRAW);
PlotY (Psd_5, PSD_5_WAVEFORM_PSD_51, sump, 39,VAL_DOUBLE,
        VAL_THIN_LINE, VAL_EMPTY_SQUARE, VAL_SOLID, 1, VAL_RED);
error = DeleteGraphPlot (Psd_5, PSD_5_WAVEFORM_PSD_52, -1, VAL_DELAYED_DRAW);
PlotY (Psd_5, PSD_5_WAVEFORM_PSD_52, sump_2, 39,VAL_DOUBLE,
        VAL_THIN_LINE, VAL_EMPTY_SQUARE, VAL_SOLID, 1, VAL_BLUE);
InstallPopup (Psd_5);
break; }
return 0; }
```

ภาพประกอบ 3-16 ฟังก์ชันของโปรแกรมการคำนวณหาค่าสูงสุดของกำลังของสัญญาณในช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ (ต่อ)

จากภาพประกอบ 3-16 แสดงฟังก์ชันของโปรแกรมการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณ ไฟฟ้าในช่วงการกลืน จากข้อมูลที่เลือกมาจำนวน 9984 จุด มาแบ่งคำนวณเป็นช่วงๆ ละ 256 จุด ดังนั้นจะคำนวณ 39 ช่วง คำนวณตลอดทั้งสัญญาณในแต่ละช่วง และค่าที่ได้จากการคำนวณนำมาพล็อตกราฟ ดังตัวอย่างภาพประกอบ 3-17



ภาพประกอบ 3-17 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหากำลังของสัญญาณในช่วงการกลืน ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

บทที่ 4

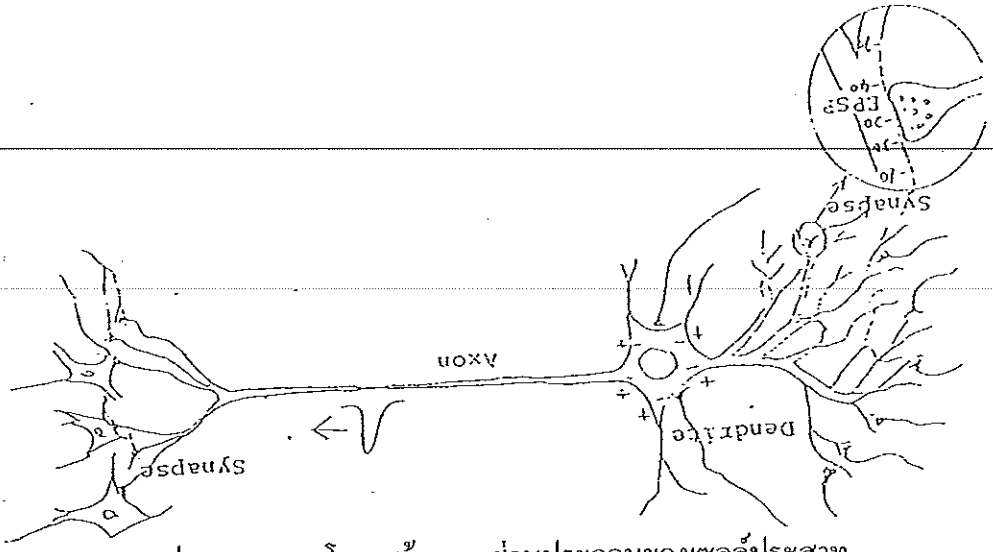
การจำแนกผู้มีปัญหาการกลืนโดยวิธีโครงข่ายประสาท

ในบทนี้จะกล่าวถึงการนำพารามิเตอร์ที่คำนวณได้จากวิธีการทางคณิตศาสตร์ในบทที่ 3 มาใช้ในการจำแนกผู้มีปัญหาการกลืนด้วยวิธีโครงข่ายประสาทรูปแบบต่างๆ โดยเบื้องต้นจะกล่าวถึงทฤษฎีและหลักการของโครงข่ายประสาท หลังจากนั้นจะกล่าวถึงผลที่ได้จากการจำแนกด้วยพารามิเตอร์แต่ละค่า และสรุปผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ให้ผลการจำแนกดีที่สุด

4.1 การจำแนกด้วยโครงข่ายประสาท

ประโยชน์ของโครงข่ายประสาทที่นิยมใช้กันมากคือ การจำแนก (Classification) หลักการพื้นฐานของโครงข่ายประสาทเกิดจากการจำลองของระบบประสาท ดังแสดงในภาพประกอบ 4-1 ซึ่งมีส่วนประกอบที่สำคัญ 4 ส่วน ดังต่อไปนี้

1) ตัวเซลล์ ที่มีนิวเคลียสอยู่ตรงกลาง
2) เซลล์ประสาทที่ยื่นออกไปรับหรือส่งสัญญาณจากเซลล์ประสาทเรียกว่า Axon
3) ส่วนที่ปลายกิ่งที่แตกออกเป็นก้านย่อยๆ เรียกว่า Dendrite
4) ส่วนรอยต่อระหว่างก้านเซลล์ประสาทที่ต่างกันเรียกว่า Synapse



ภาพประกอบ 4-1 โครงสร้างและส่วนประกอบของเซลล์ประสาท

ที่มา: Yukio Kosugi, 1997

จากภาพประกอบ 4-1 เราสามารถจำลองการทำงานของเซลล์ประสาทด้วย ฟังก์ชันพื้นฐานทางคณิตศาสตร์ ดังต่อไปนี้

$$Y = f(\sum WiXi - \varnothing) \qquad \ldots(4.1)$$

เมื่อ

Y = ค่าของโครงข่ายประสาท

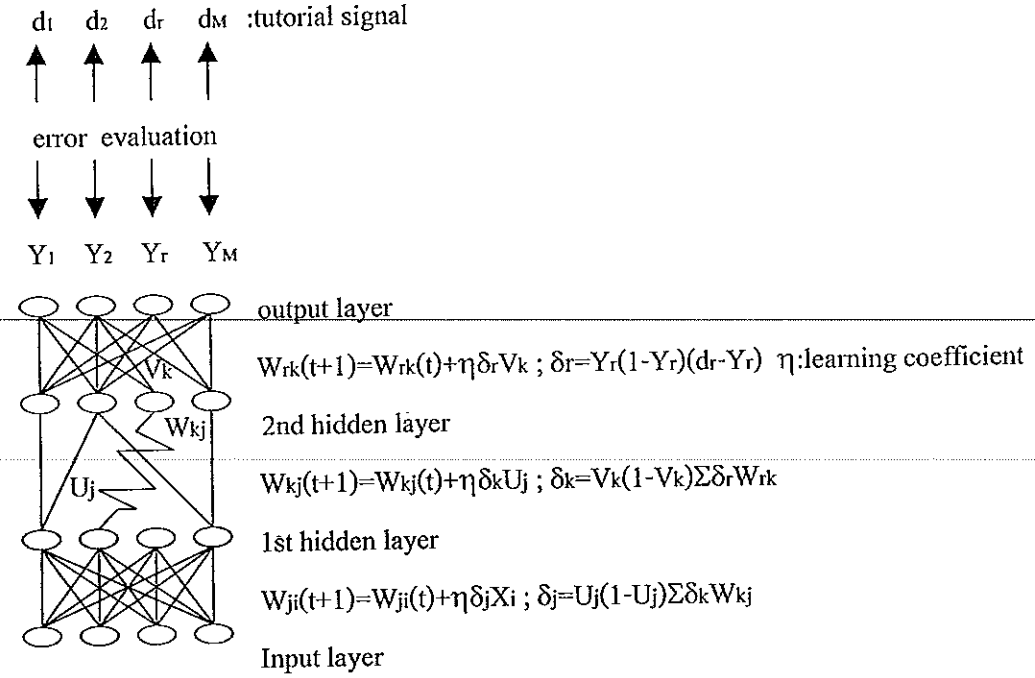
Xi = ข้อมูลอินพุตตำแหน่งที่ i

Wi = น้ำหนักของข้อมูลที่ i

$\varnothing$ = ค่าอ้างอิง

โดยที่ f(X) = 1/(1+exp(-X))

จากสมการที่ 4.1 เป็นสมการพื้นฐานจำลองการทำงานของโครงสร้างระบบเซลล์ประสาท ค่าของโครงข่ายประสาทได้จากการหา ฟังก์ชันของข้อมูลอินพุต คูณด้วยน้ำหนักของข้อมูล ซึ่งสมการพื้นฐานนี้ได้มีการพัฒนาในลำดับต่อมา ทำให้เกิดแบบจำลองของการเรียนรู้ของโครงข่ายประสาทหลายแบบด้วยกัน แต่แบบที่นิยมนำมาใช้ในการจำแนกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อคือ แบบจำลองการแพร่กลับ (Back Propagation) ซึ่งเราจะนำมาใช้โดยมีโครงสร้าง ดังภาพประกอบ 4-2



ภาพประกอบ 4-2 แสดงโครงสร้างของแบบจำลองการแพร่กลับ(Back Propagation)

ที่มา: Yukio Kosugi, 1997

จากภาพประกอบ 4-2 โครงสร้างแบบจำลองการแพร่กลับ จะประกอบด้วยเซลล์ประสาทเรียงกันอยู่อย่างน้อย 3 ชั้น ประกอบด้วยชั้นอินพุต ชั้นซ่อน และชั้นเอาต์พุต

โดยที่ d_i = ค่าเอาต์พุตที่ใช้ในการฝึกสอน

y_i = ค่าเอาต์พุตที่ได้จากการประมวลผลของโครงข่ายประสาท ในชั้นเอาต์พุต

x_i = ข้อมูลอินพุต ลำดับที่ i ในชั้นอินพุต

u_j = ข้อมูลอินพุต ลำดับที่ j ในชั้นซ่อนที่ 1

v_k = ข้อมูลอินพุต ลำดับที่ k ในชั้นซ่อนที่ 2

W_{ij} = ค่าน้ำหนักของเซลล์ประสาทลำดับที่ i กับ j ในชั้นอินพุตกับชั้นซ่อนที่ 1

W_{kj} = ค่าน้ำหนักของเซลล์ประสาทลำดับที่ k กับ j ในชั้นซ่อนที่ 1 กับชั้นซ่อนที่ 2

W_{rk} = ค่าน้ำหนักของเซลล์ประสาทลำดับที่ r กับ k ในระหว่างชั้นซ่อนที่ 2 กับชั้นเอาต์พุต

แบบจำลองแบบแพร่กลับ (Back Propagation) จะทำงานโดยใช้เทคนิคการปรับค่าน้ำหนักของเซลล์ในแต่ละชั้น เพื่อให้เอาต์พุตที่ได้มีค่าความผิดพลาดในระดับหนึ่งที่สามารถยอมรับได้ การวิเคราะห์ด้วยโครงข่ายประสาทจำเป็นต้องฝึกฝน (Train) โครงข่ายก่อนโดยการป้อนข้อมูลคู่อินพุต-เอาต์พุต เพื่อให้โครงข่ายประสาททราบว่าถ้าอินพุตแบบนี้ เอาต์พุตต้องเป็นแบบนี้ ข้อมูลอินพุตที่ป้อนเข้าสู่โครงข่ายประสาทจะถูกประมวลผล และส่งผลลัพธ์ไปประมวลผลต่อในแต่ละชั้น จนให้เอาต์พุตออกมา ค่าของเอาต์พุตที่ได้จะถูกนำไปเปรียบเทียบกับเอาต์พุตจริง ซึ่งค่าความผิดพลาดระหว่างเอาต์พุตทั้งสองนี้จะถูกนำกลับไปใช้ในการปรับค่าน้ำหนักแล้วคำนวณตามขั้นตอนต่อไป ซึ่งหลักการการคำนวณหาน้ำหนักในแต่ละชั้นสามารถดูได้ในหัวข้อ 4.1.1 ดังนี้

4.1.1 การคำนวณหาน้ำหนักในแต่ละชั้น

จากภาพประกอบ 4-2 แสดงโครงสร้างแบบจำลองการแพร่กลับ ที่มีชั้นซ่อน 2 ชั้น การคำนวณเริ่มจากชั้นเอาต์พุต $\Rightarrow$ ชั้นซ่อนที่ 2 $\Rightarrow$ ชั้นซ่อนที่ 1 $\Rightarrow$ ชั้นอินพุต ตามลำดับ ดังนั้นค่าน้ำหนักในแต่ละชั้นจะคำนวณได้ดังนี้

<u>ชั้นเอาต์พุต</u> : ค่าน้ำหนักที่ชั้นนี้จะคำนวณได้จากสมการต่อไปนี้

$$W_{rk}(t+1) = W_{rk}(t) + \eta \delta_r V_k \qquad \ldots(4.2)$$

กำหนดให้ V_k เป็นเอาต์พุตลำดับที่ k ในชั้นซ่อนที่ 2

η เป็นค่าสัมประสิทธิ์ของการเรียนรู้ (Learning Coefficient)

δ_r เป็นฟังก์ชันความผิดพลาด (Error Function) ลำดับที่ r

W_{rk} เป็นน้ำหนักระหว่างชั้นเอาต์พุตกับชั้นซ่อนที่ 2

จากสมการที่ 4.2 สามารถคำนวณหาน้ำหนัก W_{rk} ตัวใหม่ได้จาก W_{rk} ตัวเดิม รวมกับ ผลคูณของค่าสัมประสิทธิ์ของการเรียนรู้(η) ฟังก์ชันความผิดพลาดที่ r (δr) และ เอาต์พุตลำดับที่ k ของชั้นซ่อนที่ 2 ซึ่งค่าของ δr หาได้จากนำค่าเอาต์พุตลำดับที่ r ของชั้นเอาต์พุต กับ เอาต์พุตในการเรียนรู้ มาหาความสัมพันธ์ดังนี้

$$\delta_r = y_r(1-y_r)(d_r-y_r) \qquad \ldots(4.3)$$

กำหนดให้ y_r เป็นเอาต์พุตลำดับที่ r ในชั้นเอาต์พุต

d_r เป็นค่าเอาต์พุตในการเรียนรู้ ที่นำมาใช้ในการเรียนรู้ ลำดับที่ r

<u>ชั้นซ่อนที่ 2</u> : ค่าน้ำหนักในชั้นนี้จะคำนวณได้จากสมการต่อไปนี้

$$W_{kj}(t+1) = W_{kj}(t) + \eta\delta_k\mu_j \qquad \ldots(4.4)$$

กำหนดให้ μ_j เป็นเอาต์พุตลำดับที่ j ของชั้นซ่อนที่ 1

δ_k เป็นฟังก์ชันความผิดพลาดลำดับที่ k

W_{kj} เป็นน้ำหนักระหว่าง เซลล์ประสาทลำดับที่ k กับ j ในชั้นซ่อนที่ 1 กับ ชั้นซ่อนที่ 2

การคำนวณจะแทนที่น้ำหนักของ W_{kj} ด้วย W_{kj} ตัวเดิม กับ ผลคูณของค่าสัมประสิทธิ์ในการเรียนรู้ (η) ฟังก์ชันความผิดพลาดที่ k (δ_k) และเอาต์พุตลำดับที่ k ของชั้นซ่อนที่ 1 ซึ่งค่าของ δ_k ได้จากนำค่าเอาต์พุตลำดับที่ k ของชั้นเอาต์พุต กับน้ำหนัก W_{rk} มาหาความสัมพันธ์ดังสมการต่อไปนี้

$$\delta_k = V_k(1-V_k)\Sigma\,\delta_r W_{rk} \qquad \ldots(4.5)$$

<u>ชั้นซ่อนที่ 1</u> : ค่าน้ำหนักในชั้นนี้จะคำนวณได้จากสมการดังต่อไปนี้

$$W_{ji}(t+1) = W_{ji}(t) + \eta\,\delta_j X_i \qquad \ldots(4.6)$$

กำหนดให้ X_i เป็นอินพุตลำดับที่ i ของชั้นอินพุต

δ_j เป็นฟังก์ชันความผิดพลาดลำดับที่ j

W_{ji} เป็นน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อนที่ 1

การคำนวณจะแทนที่น้ำหนัก W_{ji} ใหม่ ด้วยน้ำหนัก W_{ji} ตัวเดิม รวมกับผลคูณของค่าคงที่ของการเรียนรู้(η) ค่าความผิดพลาดลำดับที่ j (δ_j) และอินพุตลำดับที่ i ของชั้นอินพุต ซึ่งค่าของ δ_j ได้จากนำค่าเอาต์พุตลำดับที่ j ของชั้นซ่อนที่ 1 กับ น้ำหนัก W_{kj} มาหาความสัมพันธ์ดังนี้

$$\delta_j = \mu_j(1-\mu_j)\Sigma\delta_k W_{kj} \quad \ldots(4.7)$$

การคำนวณในแต่ละชั้นค่าความผิดพลาดจะถูกส่งจากชั้นเอาต์พุต $\Longrightarrow$ชั้นซ่อนที่ 2 $\Longrightarrow$ ชั้นซ่อนที่ 1 $\Longrightarrow$ ชั้นอินพุต ตามลำดับ น้ำหนักที่เชื่อมต่อของแต่ละเซลล์จะถูกปรับค่าไปตามความมากน้อยของสัญญาณค่าความผิดพลาดที่ได้รับขบวนการส่งค่าความผิดพลาดจะทำซ้ำๆเพื่อให้เน็ตเวอร์กปรับค่าต่างๆที่จะทำให้ค่าของความผิดพลาดที่ต่ำกว่าค่าที่กำหนดได้แล้วจึงหยุดการคำนวณ

หลังจากผ่านขบวนการเรียนรู้ เพื่อให้เซลล์แต่ละชั้นทำการปรับค่าน้ำหนักของเซลล์ ในแต่ละชั้นจนได้ค่าที่เหมาะสม ในการเรียนรู้และจดจำลักษณะที่แตกต่างของสัญญาณอินพุตแล้ว จึงนำผลของการเรียนรู้ไปใช้ในการทดสอบข้อมูล (Data Test) เพื่อจำแนกข้อมูลสัญญาณอินพุตอื่นๆ ตามความต้องการ

ในการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืน จะใช้โปรแกรมการตรวจจับจุดกลืนจากสัญญาณกล้ามเนื้อโดยวิธีการทาง Neural Network (พิทักษ์ ทางรัตนสุวรรณ, 2540) เขียนด้วยภาษาซีบนระบบดอส มาช่วยในการวิเคราะห์จำแนกหาสัญญาณที่ผิดปกติ โดยนำผลการคำนวณทางคณิตศาสตร์ทั้ง 4 วิธีได้แก่ วิธี PS at MF, Max of PS, Coeff of AR และ Sum of PS กับสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ มาใช้เป็นข้อมูลในการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้า จะแบ่งข้อมูลออกเป็น 2 กลุ่ม โดยกลุ่มแรกเป็นข้อมูลสำหรับใช้ในการเรียนรู้ (Training) และกลุ่มที่สองเป็นข้อมูลสำหรับใช้ในการทดสอบ (Testing) ในการทดสอบครั้งนี้มีอาสาสมัครจำนวน 65 คน ประกอบด้วยอาสาสมัครที่ไม่มีปัญหาการกลืนจำนวน 43 คน และผู้มีปัญหาการกลืนจำนวน 22 คน โดยมีการจัดกลุ่มของอาสาสมัครสำหรับการเรียนรู้และทดสอบดังนี้

กลุ่มที่ 1 เป็นกลุ่มข้อมูลสำหรับใช้ในการเรียนรู้ (Training) อาสาสมัครที่ไม่มีปัญหาการกลืนจำนวน 15 คน และ อาสาสมัครที่มีปัญหาการกลืน จำนวน 15 คน

กลุ่มที่ 2 เป็นกลุ่มข้อมูลสำหรับใช้ในการทดสอบ (Testing) ประกอบด้วยอาสาสมัครที่ไม่มีปัญหาการกลืนจำนวน 28 คน และ อาสาสมัครที่มีปัญหาการกลืน จำนวน 7 คน

ดังนั้นค่าน้ำหนักที่ได้จากการจำแนกจะถูกนำไปใช้ในโครงข่าย เพื่อใช้ในการจำแนกในบทที่ 2 ส่วนการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนโดยโครงข่ายประสาทจะต้องกำหนดลักษณะข้อมูลของอินพุตและเอาต์พุตที่ต้องการ โดยในการวิเคราะห์จะนำผลการคำนวณทางคณิตศาสตร์ทั้ง 4 วิธีได้แก่ วิธี PS at MF, Max of PS, Coeff of AR และ Sum of PS กับสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอมาใช้เป็นข้อมูลในการเรียนรู้และทดสอบ ลักษณะข้อมูลอินพุตของอาสา

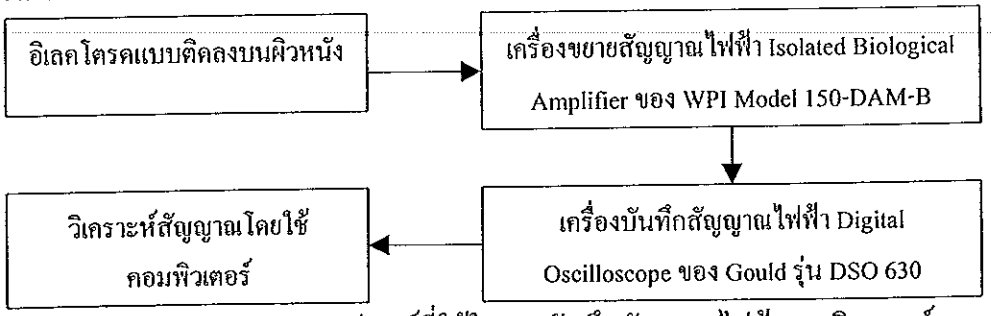
สมัครแต่ละคน มีจำนวน 39 ข้อมูล และกำหนดให้เอาต์พุตมีจำนวน 2 เอาต์พุต คือ y1 และ y2 มีค่าเท่ากับ 0 หรือ 1 แทนผลการจำแนกดังต่อไปนี้

สำหรับ y1	ถ้า	เอาต์พุต	มีค่าเท่ากับ	1	หมายความว่า เป็นคนปกติ
	ถ้า	เอาต์พุต	มีค่าเท่ากับ	0	หมายความว่า เป็นผู้มีปัญหาการกลืน
สำหรับ y2	ถ้า	เอาต์พุต	มีค่าเท่ากับ	1	หมายความว่า เป็นผู้มีปัญหาการกลืน
	ถ้า	เอาต์พุต	มีค่าเท่ากับ	0	หมายความว่า เป็นคนปกติ

ดังนั้นถ้าผลการจำแนกให้เอาต์พุต y1 มีค่ามากกว่า 0.5 ให้ถือว่าเป็นผู้ไม่มีปัญหาการกลืน แต่ถ้าผลการจำแนกให้เอาต์พุต y1 มีค่าน้อยกว่า 0.5 ถือว่าเป็นผู้มีปัญหาการกลืน ซึ่งผลการจำแนกจะได้กล่าวรายละเอียดในหัวข้อต่อไป

4.2 เครื่องมือและวิธีการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลิ้นและกล้ามเนื้อคอ

เครื่องมือและวิธีการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลิ้นและกล้ามเนื้อคอในบทนี้ จะใช้เครื่องมือและวิธีการบันทึกข้อมูลโดย รศ.น.พ. วิทูร ลีลามานิตย์ ภาควิชาโสต นาสิกและลาริงซ์วิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ในขั้นต้นสัญญาณไฟฟ้าจากอิเลคโตรด จะผ่านไปยังเครื่องขยายสัญญาณไฟฟ้าโดยใช้ Isolated Biological Amplifier ของ WPI รุ่น Model 150-DAM-B ซึ่งสัญญาณไฟฟ้าจะถูกขยายด้วยอัตราการขยายสัญญาณ 100 เท่า และกรองสัญญาณที่ความถี่ 10 Hz ถึง 3 KHz ดังภาพประกอบ 4-3 หลังจากผ่านเครื่องขยายสัญญาณแล้ว สัญญาณจะถูกบันทึกโดยเครื่องบันทึกสัญญาณ Digital Oscilloscope ของ Gould รุ่น DSO 630 ใช้ความเร็วในการสุ่มสัญญาณ 2500 Hz และบันทึกข้อมูลสูงสุดจำนวน 50000 จุด โดยจะจับสัญญาณจากอาสาสมัครขณะกลืนน้ำ ขนาด 5 ซีซี จำนวน 3 ครั้ง จากนั้นจะทำการถ่ายข้อมูลไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์ เพื่อนำข้อมูลไปทำการวิเคราะห์ในลำดับต่อไป

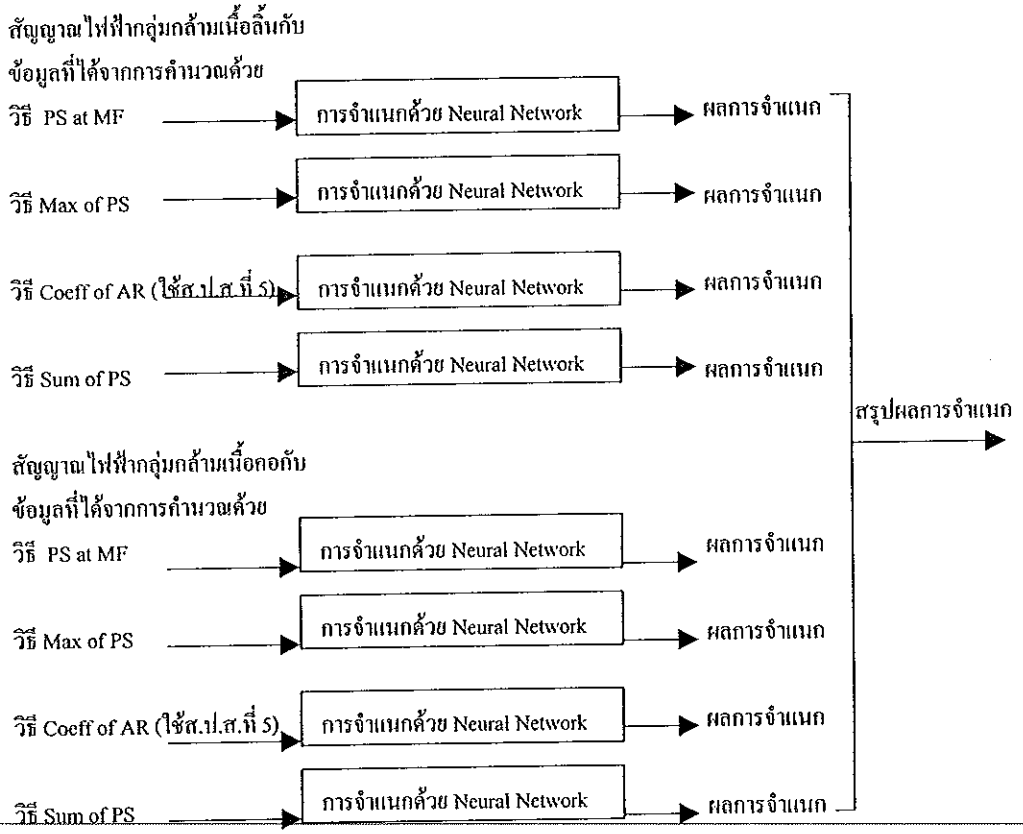


ภาพประกอบ 4-3 แสดงแผนภาพอุปกรณ์ที่ใช้ในการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าและวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าของ รศ.น.พ. วิทูร ลีลามานิตย์ โรงพยาบาลสงขลานครินทร์

4.3 รูปแบบของโครงข่ายประสาทที่ใช้ในการจำแนก

รูปแบบของการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทที่ใช้ในโปรแกรม มี 3 รูปแบบด้วยกัน ดังนี้

4.3.1 การจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1



ภาพประกอบ 4-4 แสดงการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ทางคณิตศาสตร์หลายๆ วิธีของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

จากภาพประกอบ 4-4 แสดงการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณทางคณิตศาสตร์ของวิธีการวิเคราะห์จากค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน (PS at MF) วิธีการวิเคราะห์จากค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม (Max of PS) วิธีการวิเคราะห์โดยหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 5 (Coeff 5 of AR) และวิธีการวิเคราะห์โดยวิธีการหากำลังของสัญญาณในช่วงการกลืน (Sum of PS)

ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ซึ่งจะได้ผลการจำแนกออกมาทั้งหมดจำนวน 8 ผลการจำแนกด้วยกัน หลังจากนั้นจะทำการสรุปผลการจำแนก ดังนี้ ถ้าผลการจำแนกที่ได้จำแนกว่าปกติมากกว่าหรือเท่ากับ 5 สรุปผลการจำแนกได้ว่าเป็นคนปกติ และถ้าผลการจำแนกที่ได้จำแนกเป็นผู้ป่วยมากกว่าหรือเท่ากับ 5 สรุปผลการจำแนกได้ว่าเป็นผู้ที่มีปัญหาการกลืน แต่ถ้าผลการจำแนกที่ได้เป็นคนปกติเท่ากับ 4 และมีจำนวนผิดปกติเท่ากับ 4 เช่นกัน โปรแกรมจะไม่สามารถสรุปผลการจำแนกได้ว่าเป็นคนปกติหรือเป็นผู้ที่มีปัญหาการกลืน ผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ทางคณิตศาสตร์หลายๆ วิธีของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ มีดังนี้

4.3.1.1 ผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน

สำหรับการเรียนรู้และทดสอบ การเรียนรู้จะใช้ข้อมูลที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น และกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ของอาสาสมัครจำนวน 30 คน โดยโครงข่ายประสาทมีคุณสมบัติดังนี้ มีอินพุต 39 ข้อมูล เอาต์พุต 2 ข้อมูล ชั้นซ่อนมี 1 ชั้น และ 4 โหนด ค่าความผิดพลาดที่ต้องการเท่ากับ 0.0001 ค่าอัตราการขยายสำหรับการเรียนรู้เท่ากับ 5 และค่าอินเนอร์เชียพารามิเตอร์เท่ากับ 0.9 จะให้ผลเป็นน้ำหนักของการเรียนรู้ มีรายละเอียดดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 4-1 ก แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น

Whi

7.96E-01	3.16E-01	1.10E+00	1.43E-01	-4.87E-01	3.61E-01	-1.43E+00	-1.11E+00	-1.26E-01	6.62E-04	-6.19E-02	2.06E+00	1.01E+00
-2.27E-01	5.00E-02	-3.35E-01	1.81E-01	8.29E-02	-1.55E-01	1.12E+00	7.19E-01	-5.87E-02	1.22E-01	-1.09E-01	-2.54E-01	-3.96E-01
-1.70E+00	9.25E-02	-8.74E-01	2.44E-02	4.62E-02	-5.20E-01	3.40E-01	1.13E+00	7.09E-01	2.74E-01	2.63E-01	-7.62E-01	-6.34E-01
8.43E-01	2.98E-01	1.03E+00	2.00E-01	-4.51E-01	3.43E-01	-1.60E+00	-1.28E+00	-1.31E-01	-8.91E-02	-1.41E-01	2.28E+00	1.15E+00

3.19E-01	-5.63E-01	-9.19E-02	1.81E+00	-1.50E+00	-8.80E-01	6.58E-02	-2.36E-01	-7.37E-01	3.67E-01	-1.25E-01	2.16E+00	1.26E+00
-1.67E-01	1.72E-01	2.16E-01	8.53E-01	-6.06E-01	1.88E-01	5.19E-01	4.65E-01	-3.67E-01	-7.88E-03	-7.10E-01	-6.57E-01	-7.14E-01
9.33E-03	-3.06E+00	-5.71E-01	-6.73E-01	7.56E-01	1.57E+00	5.00E-01	2.71E-01	1.93E+00	-9.79E-01	1.32E-01	-2.07E+00	-1.61E+00
3.79E-01	-5.50E-01	-1.51E-01	1.97E+00	-1.63E+00	-9.52E-01	-3.10E-02	-2.28E-01	-8.12E-01	3.68E-01	-8.51E-02	2.27E+00	1.43E+00

1.92E-02	1.03E+00	1.52E-01	2.89E-01	3.24E-01	6.66E-01	4.75E-01	-1.07E-01	1.31E-02	1.93E-01	1.72E-01	1.01E+00	8.95E-01
-1.20E-01	-5.60E-01	-9.39E-02	-1.91E-01	-2.21E-02	-2.60E-01	4.22E-02	2.77E-02	1.20E-01	-1.19E-03	-4.52E-01	-5.65E-01	-1.26E-01
-3.35E-01	-1.45E+00	-3.37E-01	-2.92E-01	-2.33E-01	-4.54E-01	-5.26E-01	1.11E-01	-3.34E-02	-3.14E-01	-2.02E-01	-1.15E+00	-1.09E+00
-1.12E-01	1.09E+00	1.86E-01	2.75E-01	3.28E-01	7.17E-01	4.03E-01	-1.43E-01	6.12E-02	2.00E-01	3.41E-01	1.27E+00	1.02E+00

Woh

-4.15E+00	6.90E+00	6.95E+00	-4.32E+00
4.04E+00	-6.90E+00	-6.95E+00	4.43E+00

Bh

5.64E-01	-2.39E-01	-9.84E-02	4.91E-01

Bo

3.26E+00	-3.26E+00

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

Bh : ค่าไบอัสของชั้นซ่อน

Bo : ค่าไบอัสของชั้นเอาต์พุต

ตาราง 4-1 ข แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

Whi

5.52E-01	2.98E-01	-1.72E-01	-1.73E-01	-3.92E-01	-4.81E-01	-1.47E-01	-4.91E-01	4.38E-03	-2.92E-01	-2.58E-01	-1.85E-01	-1.27E-01
-5.37E-01	-8.39E-01	6.87E-02	-8.72E-02	5.56E-01	4.16E-01	-3.35E-01	6.84E-01	-8.32E-02	1.33E-01	3.83E-01	1.52E-01	-7.53E-03
2.87E-01	2.62E-01	-3.77E-01	-3.54E-01	-4.23E-01	-3.26E-01	8.71E-03	-8.86E-01	-3.60E-01	-6.47E-01	-8.24E-01	-1.51E-01	-6.15E-01
-2.80E-01	-4.49E-01	1.73E-01	2.12E-01	3.98E-01	3.52E-01	1.59E-01	5.64E-01	-1.89E-01	3.16E-01	4.91E-01	1.77E-01	3.00E-01

-4.38E-01	-1.82E-01	-4.85E-01	1.89E-01	1.17E+00	-1.90E-01	-8.94E-01	3.68E-01	1.49E+00	-4.26E-01	4.85E-01	-9.73E-02	-2.40E-01
6.61E-01	-1.40E-01	6.29E-01	-5.00E-01	-3.87E-01	1.08E+00	-7.39E-01	1.54E+00	3.57E-01	1.52E+00	3.44E-01	1.99E-01	4.82E-01
-1.85E+00	-2.92E-01	-9.90E-01	-3.29E-01	7.98E-02	1.18E+00	6.20E-01	1.11E+00	-6.90E-01	-1.75E+00	4.27E-02	-4.87E-01	-5.58E-01
7.87E-01	4.00E-02	4.58E-01	7.99E-02	-1.85E-01	-1.44E+00	1.95E+00	-9.34E-01	7.87E-01	2.36E-01	-8.33E-02	-5.70E-02	3.00E-01

-2.57E-01	3.09E-01	7.00E-01	7.68E-02	-5.48E-02	-1.23E-01	1.52E-02	2.96E-02	-1.70E-01	-9.55E-01	5.93E-02	7.27E-02	1.07E-01
3.20E-01	-1.89E-01	-5.06E-01	4.87E-01	1.89E-01	4.32E-01	-8.08E-02	-1.25E-02	2.17E-01	8.63E-01	-3.41E-01	8.54E-02	-1.41E-01
-7.62E-01	-9.89E-02	3.85E-01	-9.45E-01	-3.00E-01	-5.71E-02	7.46E-01	3.49E-02	-3.89E-01	-9.43E-02	5.94E-01	-1.91E-01	2.34E-01
3.41E-01	-2.66E-03	-5.87E-01	5.77E-01	2.91E-01	5.10E-02	-4.64E-01	-2.00E-01	1.51E-01	1.33E-01	-4.74E-01	-2.81E-02	-2.21E-01

Woh

4.24E+00	-7.66E+00	5.74E+00	-4.26E+00
-4.22E+00	7.66E+00	-5.74E+00	4.28E+00

Bh

-1.01E+00	1.16E+00	-1.47E+00	1.18E+00

Bo

-2.27E+00	2.29E+00

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

Bh : ค่าไบอัสของชั้นซ่อน

Bo : ค่าไบอัสของชั้นเอาต์พุต

จากตาราง 4-1 ก แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น และตาราง 4-1 ข แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ผลจากการเรียนรู้จะนำไปใช้ในการทดสอบกับข้อมูลที่มีพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน ของอาสาสมัครจำนวน 35 คน ผลที่ได้จากการทดสอบจำแนกผู้มีปัญหาการกลืนแสดงดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 4-2 ก แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบ ลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบ ลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบ ลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบ ลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบ ลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1*	0.923	8*	1.000	15*	1.000	22*	1.000	29*	0.010
2*	0.994	9*	0.995	16	0.220	23*	1.000	30*	0.000
3*	1.000	10*	1.000	17*	1.000	24*	0.992	31*	0.000
4*	1.000	11*	0.999	18*	0.991	25*	0.999	32*	0.008
5*	1.000	12*	0.622	19	0.257	26*	0.999	33*	0.000
6*	0.929	13*	1.000	20	0.016	27	0.091	34*	0.011
7*	1.000	14*	1.000	21*	0.999	28*	0.989	35*	0.009

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

ตาราง 4-2 ข แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณเหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1*	0.932	8*	0.970	15*	0.990	22*	0.643	29*	0.006
2*	0.941	9*	0.990	16*	0.895	23*	0.971	30*	0.446
3	0.025	10*	0.991	17*	0.996	24*	0.985	31*	0.002
4*	0.890	11*	0.961	18*	0.994	25	0.005	32	0.570
5	0.020	12*	0.997	19*	0.580	26*	0.950	33*	0.008
6*	0.989	13*	0.957	20	0.297	27*	0.999	34*	0.005
7*	0.944	14*	0.999	21	0.235	28*	0.984	35*	0.004

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

จากตาราง 4-2 ก แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น สามารถจำแนกได้ถูกต้องจำนวน 31 คน และผิดพลาดไปจำนวน 4 คน

จากตาราง 4-2 ข แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอ สามารถจำแนกได้ถูกต้องจำนวน 29 คน และผิดพลาดไปจำนวน 6 คน

4.3.1.2 ผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม

สำหรับการเรียนรู้และทดสอบ การเรียนรู้จะใช้ข้อมูลที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของการกลืนจากสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น และกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ของอาสาสมัครจำนวน 30 คน โดยโครงข่ายประสาทมีคุณสมบัติดังนี้ มีอินพุต 39

ข้อมูล เอาต์พุต 2 ข้อมูล ชั้นซ่อนมี 1 ชั้น และ 2 โหนด ค่าความผิดพลาดที่ต้องการเท่ากับ 0.0001 ค่าอัตราการขยายสำหรับการเรียนรู้เท่ากับ 5 และค่าอินเนอร์เชียพารามิเตอร์เท่ากับ 0.9 จะให้ผลเป็นน้ำหนักของการเรียนรู้ มีรายละเอียดดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 4-3 ก แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น

Whi

-1.29E+00	1.47E-01	-2.79E-01	-1.42E+00	-5.11E-01	-2.31E-01	-1.48E+00	-3.90E-01	-7.84E-01	1.41E+00	4.30E-01	1.93E+00	1.93E+00
-1.20E+00	-1.87E-03	-3.11E-01	-1.25E+00	-3.12E-01	-2.76E-01	-1.48E+00	-4.64E-01	-8.26E-01	1.45E+00	4.42E-01	1.85E+00	1.83E+00

-5.48E-01	3.76E-01	-2.11E+00	2.24E+00	2.52E+00	-9.39E-01	1.27E+00	-5.53E+00	1.37E-01	2.37E+00	1.57E+00	2.99E+00	7.52E-01
-3.92E-01	3.55E-01	-2.02E+00	2.16E+00	2.39E+00	-8.97E-01	1.20E+00	-5.30E+00	1.54E-01	2.17E+00	1.51E+00	2.98E+00	8.20E-01

4.92E+00	4.58E-01	6.53E-01	1.12E+00	-3.72E-01	2.66E-01	-9.64E-01	-4.79E-01	1.10E+00	7.35E-01	1.83E-01	-2.90E-01	2.94E-01
4.63E+00	3.44E-01	6.66E-01	1.04E+00	-3.45E-01	2.57E-01	-9.80E-01	-5.68E-01	1.11E+00	8.11E-01	1.65E-01	-1.57E-01	2.30E-01

Woh

-6.14E+00	-5.87E+00
6.19E+00	5.83E+00

Bh

3.29E+00	3.17E+00

Bo

-5.66E+00	5.66E+00

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

Bh : ค่าไบอัสของชั้นซ่อน

Bo : ค่าไบอัสของชั้นเอาต์พุต

ตาราง 4-3 ข แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

Whi

-2.09E+00	9.12E-01	-3.03E-01	-7.44E-01	5.07E-01	-6.13E-01	-4.30E-01	3.84E-01	-2.21E-01	1.46E+00	1.23E+00	1.98E+00	1.04E+00
2.60E+00	-3.77E-01	1.10E+00	1.44E+00	-8.06E-01	1.66E+00	5.29E-01	-8.65E-01	6.89E-01	-1.60E+00	-1.90E+00	-1.90E+00	-1.75E+00

1.00E+00	-4.52E-01	9.00E-01	-4.35E-01	1.38E+00	-1.00E+00	-9.90E-01	-2.03E+00	2.67E+00	4.15E-01	9.28E-01	1.96E+00	1.05E+00
-1.10E+00	2.97E-01	-1.58E+00	1.38E-01	-2.21E+00	2.33E+00	-9.55E-01	1.27E+00	-2.77E+00	2.45E-01	9.59E-01	-2.76E+00	-1.73E+00

-5.36E-02	9.79E-01	2.76E-02	-2.93E-02	-1.12E+00	7.18E-02	-4.79E-01	2.25E-01	-6.27E-01	-1.39E-01	-1.92E-01	8.40E-02	-1.53E+00
-3.50E-02	-5.91E-01	2.76E-02	-8.53E-01	1.45E+00	-8.97E-01	1.86E-02	4.69E-01	1.28E+00	-7.68E-03	6.97E-01	-1.10E+00	1.93E+00

Woh

-4.09E+00	8.47E+00
4.09E+00	-8.47E+00

Bh

2.57E+00	-5.18E+00

Bo

3.26E+00	-3.26E+00

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

Bh : ค่าไบอัสของชั้นซ่อน

Bo : ค่าไบอัสของชั้นเอาต์พุต

จากตาราง 4-3 ก แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น และตาราง 4-3 ข แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ผลจากการเรียนรู้จะนำไปใช้ในการทดสอบ กับข้อมูลของพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ของอาสาสมัครจำนวน 35 คน ผลที่ได้จากการทดสอบ แสดงดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 4-4 ก แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณเหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1*	0.600	8*	0.997	15*	0.990	22*	0.986	29*	0.002
2	0.149	9*	0.981	16*	0.756	23	0.025	30*	0.002
3*	0.979	10*	0.851	17*	0.992	24*	0.997	31*	0.002
4*	0.961	11*	0.991	18*	0.997	25*	0.993	32*	0.484
5*	0.996	12*	0.996	19*	0.787	26*	0.996	33*	0.002
6*	0.996	13*	0.731	20*	0.969	27*	0.844	34*	0.002
7*	0.996	14*	0.994	21*	0.995	28*	0.987	35*	0.002

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

ตาราง 4-4 ข แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณเหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1*	0.977	8*	0.982	15*	0.994	22*	0.991	29*	0.001
2	0.001	9*	0.932	16*	0.994	23*	0.985	30*	0.001
3*	0.980	10	0.037	17*	0.540	24*	0.986	31*	0.015
4*	0.739	11*	0.989	18*	0.994	25*	0.994	32	0.994
5*	0.968	12*	0.994	19	0.004	26*	0.993	33*	0.005
6*	0.994	13*	0.985	20*	0.993	27*	0.992	34*	0.395
7*	0.754	14*	0.992	21	0.004	28*	0.988	35*	0.002

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

จากตาราง 4-4 ก แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น และตาราง 4-4 ข แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ สามารถแสดงการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนดังต่อไปนี้

การจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น สามารถจำแนกได้ถูกต้องจำนวน 33 คน และผิดพลาดไปจำนวน 2 คน

การจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ สามารถจำแนกได้ถูกต้องจำนวน 30 คน และผิดพลาดไปจำนวน 5 คน

4.3.1.3 ผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟโมเดล

สำหรับการเรียนรู้และทดสอบ การเรียนรู้จะใช้ข้อมูลที่ได้จากการคำนวณหาสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น และกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ของอาสาสมัครจำนวน 30 คน โดยโครงข่ายประสาทมีคุณสมบัติดังนี้ มีอินพุต 39 ข้อมูล เอาต์พุต 2 ข้อมูล ชั้นซ่อนมี 1 ชั้น และ 2 โหนด ค่าความผิดพลาดที่ต้องการเท่ากับ 0.0001 ค่าอัตราการขยายสำหรับการเรียนรู้เท่ากับ 5 และค่าอินเนอร์เชียพารามิเตอร์เท่ากับ 0.9 จะให้ผลเป็นน้ำหนักของการเรียนรู้สำหรับค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟที่ลำดับต่างๆ มีรายละเอียดดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 4-5 ก1 แสดงผลการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น

Whi

-5.17E+00	7.02E+00	-2.41E+00	1.96E-01	-9.90E-01	-4.30E+00	-1.81E+00	-4.56E+00	-1.07E+00	-1.56E+00	-5.12E+00	-7.22E-01	1.69E+00
4.94E+00	-6.83E+00	2.30E+00	-1.85E-01	8.81E-01	4.59E+00	1.15E+00	5.06E+00	9.56E-01	1.75E+00	5.69E+00	8.23E-01	-1.64E+00

1.07E+00	-4.24E+00	-2.38E-01	5.75E+00	7.21E-01	-1.66E+01	-1.26E+01	3.70E+00	-9.01E+00	7.03E-01	8.21E-01	-1.25E+00	4.79E+00
-4.23E-01	4.02E+00	-2.59E-02	-4.98E+00	-3.60E-01	1.59E+01	1.26E+01	-3.30E+00	8.79E+00	1.84E-01	-5.42E-01	1.76E+00	-5.05E+00

-5.93E+00	4.68E-02	-6.66E+00	-4.08E+00	-1.18E+00	-6.73E+00	1.03E+01	-9.67E-01	-3.95E+00	9.32E+00	2.45E+00	-2.38E+00	1.14E+00
5.84E+00	1.48E-01	6.81E+00	4.38E+00	1.11E+00	6.88E+00	-1.01E+01	1.06E+00	3.98E+00	-9.39E+00	-2.17E+00	2.80E+00	-8.80E-01

Woh

1.41E+01	-1.39E+01
-1.41E+01	1.39E+01

Bh

-1.66E-02	2.56E-02

Bo

-1.77E-02	2.70E-02

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

Bh : ค่าไบอัสของชั้นซ่อน

Bo : ค่าไบอัสของชั้นเอาต์พุต

ตาราง 4-5 ก2 แสดงผลการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 3 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น

Whi

-2.40E+00	-1.26E+00	-1.07E+00	-3.73E+00	-3.60E+00	-2.28E+00	4.16E+00	1.24E-01	-4.17E-01	7.26E-01	-6.09E-01	-3.07E+00	6.37E+00
5.70E+00	1.97E+00	2.69E+00	7.58E+00	7.88E+00	5.57E+00	-1.02E+01	1.35E+00	6.46E-01	-9.80E-01	2.18E+00	8.07E+00	-1.39E+01

-2.88E+00	-5.63E-01	-9.62E-01	4.32E-01	4.75E-01	-4.96E+00	-8.66E+00	2.60E+00	-3.84E+00	2.87E+00	-9.63E-01	-1.92E+00	2.96E+00
6.57E+00	1.53E+00	1.58E+00	2.78E-01	-7.87E-01	1.10E+01	1.98E+01	-3.72E+00	8.58E+00	-3.21E+00	2.35E+00	5.28E+00	-6.77E+00

-5.09E+00	-1.28E+00	-6.53E+00	-1.71E+00	-1.05E+00	-1.89E+00	7.69E+00	-3.81E+00	-2.59E+00	3.53E+00	2.74E+00	1.64E+00	5.97E-01
1.09E+01	2.91E+00	1.47E+01	4.27E+00	2.30E+00	4.81E+00	-1.84E+01	9.54E+00	6.33E+00	-7.61E+00	-5.87E+00	-3.75E+00	-5.97E-01

Woh

1.00E+01	-1.92E+01
-9.99E+00	1.92E+01

Bh

-1.78E-01	-5.18E-02

Bo

-3.93E+00	3.97E+00

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

Bh : ค่าไบอัสของชั้นซ่อน

Bo : ค่าไบอัสของชั้นเอาต์พุต

ตาราง 4-5 ก3 แสดงผลการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 5 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น

Whi

-2.62E+00	2.43E+00	4.90E+00	-2.09E+00	3.68E+00	-1.72E+00	-2.05E+00	-3.25E+00	-1.11E-01	1.33E+00	-1.33E+00	-3.92E+00	3.05E+00
5.19E+00	-5.31E+00	-1.04E+01	3.73E+00	-7.36E+00	4.10E+00	4.00E+00	8.40E+00	2.62E-01	-2.24E+00	4.23E+00	8.30E+00	-6.24E+00

-1.57E+00	-1.42E+00	1.33E+00	1.29E+00	-4.01E+00	-3.29E+00	-1.38E+01	-2.19E-01	-2.29E+00	4.68E-01	-2.45E+00	1.30E+00	6.19E-01
3.38E+00	3.36E+00	-2.75E+00	-1.95E+00	7.85E+00	8.50E+00	3.06E+01	1.19E-01	5.14E+00	-4.69E-01	4.99E+00	-1.90E+00	-1.69E+00

-3.03E+00	-3.76E+00	-7.71E+00	-4.52E+00	1.25E+00	5.71E-01	5.30E+00	5.01E-01	-1.84E-01	4.88E-01	2.75E+00	-2.58E+00	4.78E-01
5.30E+00	9.02E+00	1.65E+01	9.97E+00	-6.97E-01	-1.28E+00	-1.10E+01	-2.22E-01	7.46E-01	-5.28E-01	-6.29E+00	4.47E+00	-6.18E-01

Woh

-1.36E+01	1.79E+01
1.36E+01	1.73E+01

Bh

1.77E-01	-3.85E-01

Bo

-3.41E+00	3.49E+00

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

Bh : ค่าไบอัสของชั้นซ่อน

Bo : ค่าไบอัสของชั้นเอาต์พุต

ตาราง 4-5 ข1 แสดงผลการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

Whi

-2.39E+00	4.18E+00	7.07E+00	6.88E-01	4.60E+00	-3.06E+00	5.59E+00	9.85E+00	8.06E+00	2.52E+00	2.18E+00	2.76E+00	-2.71E+00
1.64E+00	-3.21E+00	-4.86E+00	-6.61E-01	-3.18E+00	2.01E+00	-4.11E+00	-7.36E+00	-6.24E+00	-2.25E+00	-1.55E+00	-1.51E+00	1.88E+00

-1.87E+00	2.50E+00	-1.98E-01	6.42E+00	2.63E+00	5.46E+00	1.20E+01	8.87E+00	8.37E+00	-1.40E+01	-5.94E+00	5.85E+00	-2.61E+00
2.31E+00	-1.36E+00	-9.43E-01	-4.67E+00	-2.05E+00	-3.71E+00	-7.99E+00	-5.84E+00	-5.29E+00	1.03E+01	5.30E+00	-4.16E+00	2.47E+00

7.16E+00	4.93E+00	1.30E+01	1.48E+00	-1.05E+00	6.15E+00	-1.21E+01	6.34E+00	-1.79E+00	-8.61E+00	-6.41E-01	7.91E-01	2.19E+00
-4.74E+00	-3.27E+00	-9.30E+00	-1.43E+00	5.62E-01	-4.34E+00	8.73E+00	-4.61E+00	1.35E+00	6.55E+00	6.90E-01	-5.14E-01	-1.80E+00

Woh

-1.70E+01	1.30E+01
1.70E+01	-1.30E+01

Bh

2.00E-01	-2.27E-01

Bo

-1.70E+00	1.71E+00

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

Bh : ค่าไบอัสของชั้นซ่อน

Bo : ค่าไบอัสของชั้นเอาต์พุต

ตาราง 4-5 ข2 แสดงผลการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 3 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

Whi

-1.10E+00	3.32E+00	-1.08E+01	4.43E+00	2.06E+00	4.25E+00	2.80E+00	-3.62E+00	-4.69E-01	-1.35E+01	-8.27E+00	-8.53E-01	2.02E+01
2.43E-01	-1.25E+00	3.60E+00	-1.62E+00	-5.26E-01	-1.49E+00	-9.28E-01	1.30E+00	6.45E-02	4.64E+00	2.63E+00	2.24E-01	-6.67E+00

-6.45E+00	-2.00E+00	4.81E-01	-1.11E+01	1.37E+01	2.48E-01	-1.19E+01	-9.85E+00	4.58E-01	-2.66E+00	4.01E+00	3.41E+00	1.05E+01
2.23E+00	5.96E-01	-3.15E-01	3.50E+00	-4.59E+00	-1.64E-02	3.84E+00	3.20E+00	7.90E-02	9.13E-01	-1.37E+00	-1.31E+00	-3.67E+00

-4.49E+00	-6.65E+00	-1.55E+01	-2.61E+00	1.03E+01	-9.68E+00	4.34E+00	1.43E+00	1.42E+00	1.04E+01	-2.03E+00	4.76E+00	-2.05E+00
1.59E+00	2.17E+00	5.27E+00	8.34E-01	-3.58E+00	3.17E+00	-1.34E+00	-5.25E-01	-5.09E-01	-3.26E+00	7.55E-01	-1.71E+00	8.68E-01

Woh

1.00E+01	-1.92E+01
-9.99E+00	1.92E+01

Bh

-1.78E-01	-5.18E-02

Bo

5.34E+00	-5.31E+00

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

Bh : ค่าไบอัสของชั้นซ่อน

Bo : ค่าไบอัสของชั้นเอาต์พุต

ตาราง 4-5 ข3 แสดงผลการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 5 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

Whi

-3.38E-01	5.41E-01	9.62E-01	-1.50E+00	6.82E+00	5.83E-01	3.34E+00	7.13E+00	2.96E+00	3.05E+00	1.55E+00	-2.19E+00	-7.06E+00
2.42E-02	6.39E-02	-1.24E+00	1.95E+00	-8.92E+00	-7.74E-01	-4.99E+00	-9.76E+00	-5.48E+00	-4.32E+00	-2.55E+00	2.50E+00	1.01E+01

-4.03E-02	3.23E+00	2.56E+00	7.25E+00	-7.36E+00	3.85E+00	6.08E+00	5.55E+00	3.29E+00	1.40E+00	-1.23E+00	4.78E-01	-3.06E+00
9.88E-01	-4.61E+00	-4.55E+00	-9.34E+00	1.08E+01	-5.12E+00	-7.72E+00	-6.48E+00	-4.12E+00	-1.43E+00	2.59E+00	2.01E-02	4.87E+00

2.79E+00	1.12E+01	4.26E+00	3.30E+00	-4.06E+00	6.67E+00	-6.33E+00	3.76E+00	-1.49E+00	-1.23E+01	3.25E-02	1.36E+00	1.34E+00
-3.00E+00	-1.53E+01	-5.60E+00	-4.39E+00	5.80E+00	-9.16E+00	8.61E+00	-5.39E+00	2.11E+00	1.76E+01	5.53E-01	-1.53E+00	-1.87E+00

Woh

-1.36E+01	1.79E+01
1.36E+01	-1.79E+01

Bh

1.77E-01	-3.85E-01

Bo

1.88E+00	-1.90E+00

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

Bh : ค่าไบอัสของชั้นซ่อน

Bo : ค่าไบอัสของชั้นเอาต์พุต

ตาราง 4-5 ก1-ก3 แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1, 3 และ 5 ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น และตาราง 4-5 ข1-ข3 แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาสัมประสิทธิ์ออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1, 3 และ 5 ของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ผลจากการเรียนรู้ จะนำไปใช้ในการทดสอบกับข้อมูลของพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1, 3 และ 5 ของอาสาสมัครจำนวน 35 คน ผลที่ได้จากการทดสอบ แสดงดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 4-6 ก1 แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ด้วยสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 1 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1	0.394	8*	0.990	15*	0.944	22	0.005	29	0.961
2	0.005	9*	0.988	16	0.401	23	0.264	30*	0.000
3*	0.998	10*	1.000	17	0.156	24*	0.999	31*	0.000
4*	0.986	11	0.347	18*	0.939	25*	0.999	32	1.000
5*	0.980	12*	0.996	19*	0.724	26*	0.980	33	1.000
6*	1.000	13*	0.997	20	0.031	27*	0.998	34	0.998
7*	0.968	14*	0.999	21*	0.988	28	0.020	35*	0.004

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

ตาราง 4-6 ก2 แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ด้วยสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 3 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1*	0.982	8*	0.720	15*	0.911	22*	0.995	29	0.998
2	0.047	9*	1.000	16*	1.000	23	0.147	30*	0.002
3*	1.000	10*	1.000	17*	1.000	24*	1.000	31*	0.000
4*	0.999	11	0.084	18*	0.742	25*	1.000	32	1.000
5*	0.991	12	0.370	19*	1.000	26*	0.988	33	1.000
6*	0.933	13*	0.998	20*	0.956	27*	0.986	34	1.000
7	0.283	14*	0.990	21*	0.941	28	0.073	35*	0.000

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

ตาราง 4-6 ก3 แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ด้วยสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 5 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1*	0.979	8*	0.709	15*	0.993	22*	1.000	29	1.000
2	0.001	9*	1.000	16*	1.000	23*	0.725	30*	0.045
3*	1.000	10*	1.000	17*	1.000	24*	1.000	31*	0.000
4*	1.000	11*	0.785	18*	0.996	25*	1.000	32*	0.016
5*	1.000	12*	0.995	19*	0.996	26*	0.997	33	1.000
6*	0.999	13*	0.998	20*	0.991	27*	0.999	34*	0.006
7*	0.998	14*	0.999	21*	0.999	28*	1.000	35*	0.000

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

ตาราง 4-6 ข1 แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ด้วยสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 1 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1*	0.991	8	0.006	15*	0.943	22*	0.772	29*	0.332
2*	0.923	9*	0.988	16	0.444	23*	0.816	30*	0.002
3*	1.000	10*	0.719	17*	1.000	24*	0.995	31*	0.000
4*	1.000	11*	0.995	18*	0.986	25	0.000	32*	0.093
5*	1.000	12	0.325	19	0.000	26*	0.984	33*	0.104
6*	0.602	13*	1.000	20	0.009	27*	0.964	34	0.996
7*	1.000	14*	0.707	21*	1.000	28*	0.999	35	0.934

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

ตาราง 4-6 ข2 แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ด้วยสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 3 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1*	0.861	8	0.001	15*	1.000	22*	1.000	29*	0.152
2*	1.000	9*	1.000	16*	0.999	23*	1.000	30	0.996
3*	1.000	10*	1.000	17	0.488	24*	1.000	31*	0.005
4*	0.999	11*	0.999	18*	0.992	25	0.014	32*	0.000
5*	1.000	12*	1.000	19*	0.999	26*	0.973	33	1.000
6*	1.000	13*	1.000	20*	0.715	27*	0.914	34	0.899
7*	1.000	14	0.455	21*	0.982	28*	0.997	35*	0.001

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

ตาราง 4-6 ข3 แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ด้วยสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 5 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1*	0.989	8	0.000	15*	1.000	22*	1.000	29*	0.097
2*	1.000	9*	1.000	16*	0.999	23*	1.000	30	0.983
3*	0.999	10*	0.913	17*	1.000	24*	1.000	31*	0.001
4*	0.979	11*	1.000	18*	0.981	25	0.030	32*	0.000
5*	1.000	12*	0.994	19*	0.999	26	0.349	33	0.750
6*	0.999	13*	0.999	20*	0.952	27*	0.932	34*	0.325
7*	0.996	14*	0.897	21*	1.000	28*	0.945	35*	0.003

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

จากตาราง 4-6 ก1-ก3 แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 1, 3 และ 5 ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น และตาราง 4-6 ข1-ข3 แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 1, 3 และ 5 ของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ สามารถจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืน ได้ดังต่อไปนี้

การจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 1 ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น สามารถจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนได้ถูกต้องจำนวน 22 คน และผิดพลาดไปจำนวน 13 คน สัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 3 ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น สามารถจำแนกได้ถูกต้องจำนวน 25 คน และผิดพลาดไปจำนวน 10 คน สัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 5 ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น สามารถจำแนกได้ถูกต้องจำนวน 32 คน และผิดพลาดไปจำนวน 3 คน

ส่วนการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับสัมประสิทธิ์ออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 1 ของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ สามารถจำแนกได้ถูกต้องจำนวน 27 คน และผิดพลาดไปจำนวน 8 คน สัมประสิทธิ์ออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 3 ของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ สามารถจำแนกได้ถูกต้องจำนวน 28 คน และผิดพลาดไปจำนวน 7 คน สัมประสิทธิ์ออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 5 ของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ สามารถจำแนกได้ถูกต้องจำนวน 30 คน และผิดพลาดไปจำนวน 5 คน จากผลการทดลองจะเห็นว่าการจำแนกด้วยค่าสัมประสิทธิ์ออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 1 และ 3 มีความผิดพลาดค่อนข้างสูง เมื่อเทียบกับการจำแนกด้วยค่าสัมประสิทธิ์ออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 5 ซึ่งสามารถจำแนกได้ผลดีกว่า

4.3.1.4 ผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณหาค่ากำลังช่วงการกลืน

สำหรับการเรียนรู้และทดสอบ การเรียนรู้จะใช้ข้อมูลที่ได้จากการคำนวณหาค่ากำลังช่วงการกลืนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น และกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ของอาสาสมัครจำนวน 30 คน โดยโครงข่ายประสาทมีคุณสมบัติดังนี้ มีอินพุต 39 ข้อมูล เอาต์พุต 2 ข้อมูล ชั้นซ่อนมี 1 ชั้น 3 โหนด สำหรับกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น และชั้นซ่อนมี 1 ชั้น 5 โหนด สำหรับกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ค่าความผิดพลาดที่ต้องการเท่ากับ 0.0001 ค่าอัตราการขยายสำหรับการเรียนรู้เท่ากับ 5 และค่าอินเนอร์เชียพารามิเตอร์เท่ากับ 0.9 จะให้ผลเป็นน้ำหนักของการเรียนรู้ มีรายละเอียดดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 4-7 ก แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณหากำลังของสัญญาณช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น

Whi

6.36E-01	-2.35E-03	-1.38E-01	-2.71E-01	7.70E-01	7.57E-01	8.09E-01	4.99E-01	2.69E-01	6.01E-01	2.79E-01	-6.77E-01	-1.11E+00
-3.28E-01	-1.22E-01	-7.29E-02	-1.10E-02	-2.62E-01	-2.24E-01	-3.37E-01	-6.10E-02	1.59E-02	5.01E-02	-4.85E-03	4.56E-01	4.71E-01
-6.14E-01	2.85E-01	4.92E-01	7.31E-01	-1.16E+00	-9.66E-01	-1.69E+00	-2.21E-02	1.40E-01	-6.16E-01	1.61E-01	3.09E+00	4.31E+00

-3.16E-01	-1.48E-01	1.05E+00	-1.40E+00	-6.14E-01	-8.35E-01	1.77E+00	2.47E+00	1.96E-01	-1.02E+00	-1.86E+00	-2.73E+00	-1.91E+00
1.10E-01	1.33E-01	-4.59E-01	3.36E-01	3.30E-02	-9.05E-01	-2.43E+00	-1.43E+00	-9.56E-01	9.83E-02	4.80E-01	7.07E-01	8.49E-01
2.24E+00	1.30E+00	-3.93E+00	2.42E+00	1.61E+00	-9.64E-01	-3.27E+00	-3.41E+00	-2.35E+00	1.33E+00	4.42E+00	5.31E+00	4.45E+00

-1.42E+00	-2.36E-01	-3.31E-01	-2.67E-01	2.89E-01	-1.23E-01	-6.10E-02	3.06E-02	-1.10E-01	-3.09E-01	-2.84E-01	-2.32E-01	-5.01E-01
5.81E-01	3.19E-01	3.68E-01	3.38E-01	1.18E-01	8.87E-02	7.90E-02	-7.28E-02	3.02E-01	2.73E-01	9.85E-02	5.99E-02	3.04E-01
3.16E+00	9.85E-02	5.53E-01	1.58E-01	-7.84E-01	1.08E-01	1.53E-02	-2.05E-01	5.67E-01	2.12E-01	7.53E-01	3.70E-01	1.89E+00

Woh

7.88E+00	-1.49E+00	-4.47E+00
-7.88E+00	1.50E+00	4.47E+00

Bh

-1.21E-01	1.84E-01	-3.54E-02

Bo

3.12E+00	-3.12E+00

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

Bh : ค่าไบอัสของชั้นซ่อน

Bo : ค่าไบอัสของชั้นเอาต์พุต

ตาราง 4-7 ข แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณหากำลังของสัญญาณช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

Whi

-7.88E-01	-2.95E-01	-1.90E-01	-2.45E-01	-5.71E-02	-5.41E-02	5.41E-02	-6.76E-04	6.68E-02	1.61E-01	3.06E-01	4.42E-01	2.63E-01
6.12E-01	3.79E-01	2.51E-01	2.85E-01	1.39E-01	1.31E-01	-2.40E-02	-4.38E-02	2.92E-02	-3.39E-01	-2.43E-01	-3.76E-01	-4.42E-01
-1.59E+00	-2.09E-01	-2.90E-01	5.49E-02	4.12E-02	5.89E-03	7.19E-03	3.25E-01	4.71E-01	7.04E-01	8.14E-01	1.33E+00	1.34E+00
7.31E+00	3.14E-01	4.40E-01	8.41E-02	3.97E-01	-5.51E-01	-6.53E-01	-1.06E+00	-7.29E-01	-1.81E+00	-2.70E+00	-5.52E+00	-5.92E+00
-3.87E+00	-5.42E-01	-3.12E-01	-2.87E-01	-2.39E-01	4.98E-01	4.28E-01	5.57E-01	4.08E-01	9.14E-01	1.54E+00	2.55E+00	2.55E+00

3.02E-01	-1.27E-01	1.28E-01	-4.53E-01	-3.71E-01	-1.24E+00	-2.36E+00	-1.05E+00	-2.08E-01	5.57E-01	3.17E-01	3.49E-01	3.65E-01
-5.25E-01	9.29E-02	-9.20E-02	3.85E-01	4.33E-01	1.44E+00	2.29E+00	1.05E+00	1.07E-01	-6.01E-01	-3.29E-01	-3.23E-01	-3.85E-01
1.15E+00	5.41E-01	9.30E-01	1.30E-01	1.21E+00	4.72E-02	-1.72E+00	1.34E-01	2.79E+00	2.83E+00	2.11E+00	1.64E+00	1.47E+00
-3.57E+00	2.51E-01	-1.69E+00	2.41E+00	-1.69E+00	2.08E+00	9.13E+00	1.95E+00	-6.13E+00	-4.49E+00	-3.44E+00	-3.38E+00	-4.88E+00
2.06E+00	1.05E+00	1.24E+00	-3.14E-01	1.98E+00	1.77E-02	-2.98E+00	8.76E-02	5.38E+00	5.56E+00	3.48E+00	2.65E+00	2.96E+00

2.79E-01	4.63E-01	1.45E-01	1.64E-01	5.50E-02	8.41E-02	-7.32E-01	-1.51E-01	3.12E-01	-6.67E-02	-8.07E-01	1.80E-01	2.10E-01
-1.94E-01	-5.48E-01	-5.70E-02	-1.42E-01	-4.86E-02	-1.29E-02	7.69E-01	1.88E-01	-1.20E-01	3.19E-02	7.88E-01	-1.21E-01	-6.93E-02
5.05E-01	2.06E+00	1.30E-01	2.53E-01	4.15E-01	4.89E-01	-1.13E+00	-1.16E-02	6.45E-01	2.01E-01	-1.88E+00	7.95E-01	6.37E-01
5.58E-01	-7.32E+00	1.39E+00	-1.84E-01	4.34E-01	-1.06E+00	-1.22E+00	-1.41E-01	-1.51E+00	-1.52E+00	2.86E+00	-1.01E+00	-6.38E-01
1.99E-01	3.72E+00	-3.36E-01	4.22E-02	1.73E-01	1.05E+00	-1.14E+00	2.16E-01	9.43E-01	1.56E+00	-1.22E+00	1.21E+00	8.63E-01

Woh

-1.45E+00	2.06E+00	-3.76E+00	9.07E+00	-3.65E+00
1.35E+00	-2.10E+00	3.76E+00	-9.07E+00	3.65E+00

Bh

5.72E-01	-5.85E-01	8.62E-01
-1.41E+00	1.03E+00	

Bo

-8.05E-01	7.64E-01

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

Bh : ค่าไบอัสของชั้นซ่อน

Bo : ค่าไบอัสของชั้นเอาต์พุต

จากตาราง 4-7 ก แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหากำลังช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น และตาราง 4-7 ข แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหากำลังช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ผลจากการเรียนรู้ จะนำไปใช้ในการทดสอบ กับข้อมูลของพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหากำลังช่วงการกลืนของอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบจำนวน 35 คน ผลที่ได้จากการทดสอบ แสดงดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 4-8 ก แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ด้วยพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการหากำลังช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1*	0.572	8*	0.992	15*	0.992	22*	0.992	29*	0.001
2*	0.991	9*	0.991	16*	0.992	23*	0.992	30*	0.001
3*	0.992	10*	0.991	17*	0.992	24*	0.992	31*	0.247
4*	0.992	11*	0.991	18*	0.992	25*	0.992	32	0.992
5*	0.992	12	0.001	19*	0.992	26*	0.992	33*	0.000
6*	0.992	13*	0.990	20*	0.992	27*	0.992	34*	0.001
7*	0.992	14*	0.979	21*	0.992	28*	0.992	35	0.983

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

ตาราง 4-8 ข แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ด้วยพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการหากำลังช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1*	0.989	8*	0.989	15*	0.989	22*	0.989	29*	0.011
2*	0.989	9*	0.989	16*	0.989	23*	0.989	30	0.987
3*	0.989	10*	0.989	17	0.011	24*	0.989	31	0.989
4	0.011	11*	0.989	18*	0.990	25	0.010	32	0.989
5*	0.989	12*	0.871	19*	0.989	26*	0.989	33*	0.011
6*	0.990	13*	0.989	20*	0.989	27*	0.993	34*	0.011
7*	0.989	14*	0.769	21	0.011	28	0.011	35*	0.011

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

จากตาราง 4-8 ก แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการหากำลังของสัญญาณช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น สามารถจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนได้ถูกต้องจำนวน 32 คน และผิดพลาดไปจำนวน 3 คน และตาราง 4-8 ข แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการหากำลังของสัญญาณช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ สามารถจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนได้ถูกต้องจำนวน 27 คน และผิดพลาดไปจำนวน 8 คน

จากผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ทางคณิตศาสตร์หลายๆ วิธีดังกล่าวข้างต้นของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่ผ่านมา ของอาสาสมัครที่ใช้ในการทดสอบจำนวน 35 คน สามารถนำผลการทดสอบที่ได้ทั้งหมดมาทำการสรุปผลการจำแนก ดังแสดงในตาราง 4-9 โดยที่วิธีการจำแนกด้วยค่าสัมประสิทธ์ของออโตรีเกรสซีฟ จะใช้เฉพาะอันดับที่ 5 เพราะมีความถูกต้องสูงสุด

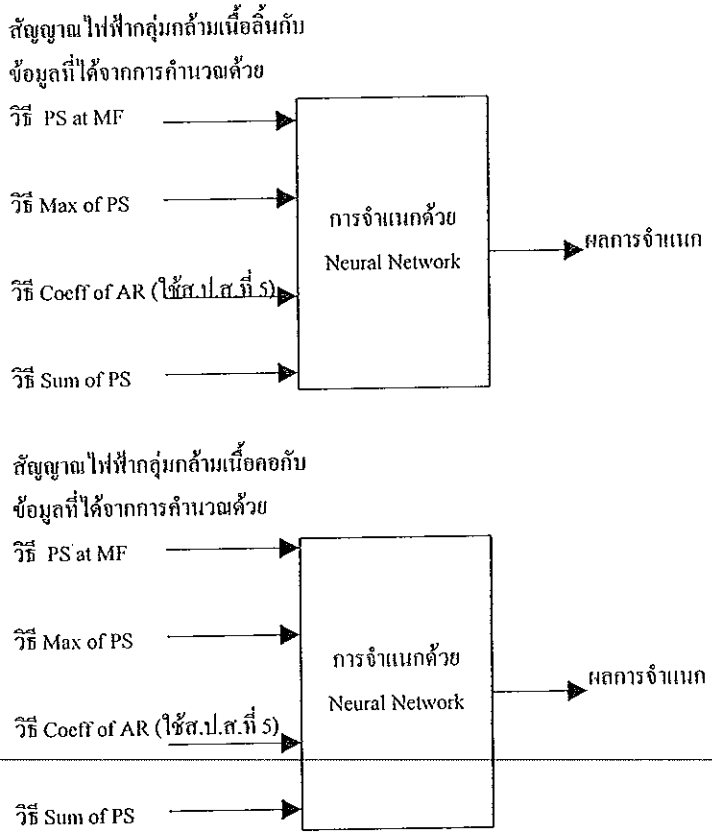
ตาราง 4-9 แสดงการสรุปผลการจำแนกที่ได้จากผลการทดสอบด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์หลายๆ วิธีของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

อาสาสมัครลำดับที่	ผลการจำแนกของสัญญาณกล้ามเนื้อลิ้น				ผลการจำแนกของสัญญาณกล้ามเนื้อคอ				ผลการจำแนกรูปแบบที่ 1	สรุปผลการวินิจฉัย
	PS at MF	Max of PS	Sum of PS	Coeff 5 of AR	PS at MF	Max of PS	Sum of PS	Coeff 5 of AR		
1	0.923*	0.600*	0.572*	0.979*	0.932*	0.977*	0.989*	0.989*	1	ถูกต้อง
2	0.994*	0.149	0.991*	0.001	0.941*	0.001	0.989*	1.000*	1	ถูกต้อง
3	1.000*	0.979*	0.992*	1.000*	0.025	0.980*	0.989*	0.999*	1	ถูกต้อง
4	1.000*	0.961*	0.992*	1.000*	0.890*	0.739*	0.011	0.979*	1	ถูกต้อง
5	1.000*	0.996*	0.992*	1.000*	0.020	0.968*	0.989*	1.000*	1	ถูกต้อง
6	0.929*	0.996*	0.992*	0.999*	0.989*	0.994*	0.990*	0.999*	1	ถูกต้อง
7	1.000*	0.996*	0.992*	0.998*	0.944*	0.754*	0.989*	0.996*	1	ถูกต้อง
8	1.000*	0.997*	0.992*	0.709*	0.970*	0.982*	0.989*	0.000	1	ถูกต้อง
9	0.995*	0.981*	0.991*	1.000*	0.990*	0.932*	0.989*	1.000*	1	ถูกต้อง
10	1.000*	0.851*	0.991*	1.000*	0.991*	0.037	0.989*	0.913*	1	ถูกต้อง
11	0.999*	0.991*	0.991*	0.785*	0.961*	0.989*	0.989*	1.000*	1	ถูกต้อง
12	0.622*	0.996*	0.001	0.995*	0.997*	0.994*	0.871*	0.994*	1	ถูกต้อง
13	1.000*	0.731*	0.990*	0.998*	0.957*	0.985*	0.989*	0.999*	1	ถูกต้อง
14	1.000*	0.994*	0.979*	0.999*	0.999*	0.992*	0.769*	0.897*	1	ถูกต้อง
15	1.000*	0.990*	0.992*	0.993*	0.990*	0.994*	0.989*	1.000*	1	ถูกต้อง
16	0.220	0.756*	0.992*	1.000*	0.895*	0.994*	0.989*	0.999*	1	ถูกต้อง
17	1.000*	0.992*	0.992*	1.000*	0.996*	0.540*	0.011	1.000*	1	ถูกต้อง
18	0.991*	0.997*	0.992*	0.996*	0.994*	0.994*	0.990*	0.981*	1	ถูกต้อง
19	0.257	0.787*	0.992*	0.996*	0.580*	0.004	0.989*	0.999*	1	ถูกต้อง
20	0.016	0.969*	0.992*	0.991*	0.297	0.993*	0.989*	0.952*	1	ถูกต้อง
21	0.999*	0.995*	0.992*	0.999*	0.235	0.004	0.011	1.000*	1	ถูกต้อง
22	1.000*	0.986*	0.992*	1.000*	0.643*	0.991*	0.989*	1.000*	1	ถูกต้อง
23	1.000*	0.025	0.992*	0.725*	0.971*	0.985*	0.989*	1.000*	1	ถูกต้อง
24	0.992*	0.997*	0.992*	1.000*	0.985*	0.986*	0.989*	1.000*	1	ถูกต้อง
25	0.999*	0.993*	0.992*	1.000*	0.005	0.994*	0.010	0.030	1	ถูกต้อง
26	0.999*	0.996*	0.992*	0.997*	0.950*	0.993*	0.989*	0.349	1	ถูกต้อง
27	0.091	0.844*	0.992*	0.999*	0.999*	0.992*	0.993*	0.932*	1	ถูกต้อง
28	0.989*	0.987*	0.992*	1.000*	0.984*	0.988*	0.011	0.945*	1	ถูกต้อง
29	0.010*	0.002*	0.001*	1.000	0.006*	0.001*	0.011*	0.097*	0	ถูกต้อง
30	0.000*	0.002*	0.001*	0.045*	0.446*	0.001*	0.987	0.983	0	ถูกต้อง
31	0.000*	0.002*	0.247*	0.000*	0.002*	0.015*	0.989	0.001*	0	ถูกต้อง
32	0.008*	0.484*	0.992	0.016*	0.570	0.994	0.989	0.000*	—	ผิดพลาด
33	0.000*	0.002*	0.000*	1.000	0.008*	0.005*	0.011*	0.750	0	ถูกต้อง
34	0.011*	0.002*	0.001*	0.006*	0.005*	0.395*	0.011*	0.325*	0	ถูกต้อง
35	0.009*	0.002*	0.983	0.000*	0.004*	0.002*	0.011*	0.003*	0	ถูกต้อง
% ความถูกต้อง	88.60%	94.30%	91.40%	91.40%	82.90%	85.70%	77.10%	85.70%	97.00%	97.00%

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

จากตาราง 4-9 แสดงการสรุปผลการจำแนกที่ได้จากผลการทดสอบด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์หลายๆ วิธี ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ สามารถทำการสรุปผลการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนได้ถูกต้องจำนวน 34 คน และผิดพลาดไปจำนวน 1 คน

4.3.2 การจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2



ภาพประกอบ 4-5 แสดงการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ทางคณิตศาสตร์หลายๆ วิธีของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

จากภาพประกอบ 4-5 แสดงการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณทางคณิตศาสตร์ของวิธีการวิเคราะห์จากค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน (PS at MF) วิธีการวิเคราะห์จากค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม (Max of PS) วิธีการวิเคราะห์โดยหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 5

(Coeff 5 of AR) และวิธีการวิเคราะห์โดยวิธีการหากำลังของสัญญาณในช่วงการกลืน (Sum of PS) ตามลำดับ ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ เอาต์พุตของโครงข่ายจะเป็นผลการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนทั้งในส่วนของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอแยกออกจากกัน ผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ทางคณิตศาสตร์หลายๆ วิธีของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ มีดังนี้

4.3.2.1 ผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ทางคณิตศาสตร์หลายๆ วิธีของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น

สำหรับการเรียนรู้และทดสอบ การเรียนรู้จะใช้ข้อมูลที่ได้จากการคำนวณทางคณิตศาสตร์ทั้ง 4 วิธีของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น ของอาสาสมัครจำนวน 30 คน โดยโครงข่ายประสาทมีคุณสมบัติดังนี้ มีอินพุต 156 ข้อมูล เอาต์พุต 2 ข้อมูล ชั้นซ่อนมี 1 ชั้น และ 2 โหนด ค่าความผิดพลาดที่ต้องการเท่ากับ 0.0001 ค่าอัตราการขยายสำหรับการเรียนรู้เท่ากับ 5 และค่าอินเนอร์เชียพารามิเต่อร์เท่ากับ 0.9 จะให้ผลเป็นน้ำหนักของการเรียนรู้ มีรายละเอียดดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 4-10 ก แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีที่มาเรียงตัวรวมกันของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น

Whi

-1.03E+00	1.96E-01	-1.87E-01	-2.85E-02	2.71E-01	5.48E-02	6.00E-01	9.97E-01	4.84E-01	2.50E-01	1.05E-01	-1.16E+00	-7.69E-01
1.11E-01	8.53E-02	1.44E-01	9.49E-02	-1.10E-01	-7.54E-03	-2.52E-01	-2.25E-01	-4.78E-02	-3.56E-02	4.34E-02	5.00E-01	2.60E-01

1.22E-01	-2.75E+00	-1.74E-01	-2.06E+00	1.06E+00	2.66E+00	1.44E+00	-4.03E-01	1.49E+00	-1.41E+00	-1.06E+00	-1.59E+00	-1.50E+00
-9.56E-02	8.52E-03	-1.23E-01	5.81E-01	-1.27E-02	-5.46E-01	-1.06E-01	-1.23E-01	-2.64E-01	2.44E-01	2.80E-01	2.54E-01	4.38E-01

-4.04E-01	-1.53E-01	-1.58E-01	-4.53E-01	-5.15E-02	-4.45E-01	-2.12E-01	1.47E-01	3.06E-01	9.93E-03	-1.18E-01	-3.22E-01	-2.64E-01
1.11E-01	1.69E-01	1.56E-01	2.85E-01	-3.12E-03	1.62E-01	-4.02E-02	9.28E-03	7.51E-02	1.08E-01	-4.77E-03	5.90E-02	1.43E-01

-1.69E-01	-1.94E-01	-1.54E-01	1.88E-02	8.76E-03	-8.50E-02	-8.71E-02	-8.77E-01	-5.70E-02	-8.57E-02	-8.60E-01	-6.32E-01	-4.24E-01
-3.41E-02	-1.23E-02	1.36E-01	6.16E-02	4.69E-02	1.44E-02	-9.30E-02	7.10E-02	6.99E-02	1.22E-01	1.87E-01	2.72E-01	1.01E-01

-2.24E-01	-2.47E-01	3.41E-01	-1.04E-01	-1.01E+00	-5.31E-01	-1.53E+00	4.33E-01	-2.88E+00	-1.31E+00	-5.27E-01	-6.35E-01	-2.74E-01
6.63E-02	3.95E-02	-1.07E-01	8.84E-02	3.40E-01	1.04E-01	4.98E-01	2.15E-02	2.51E-01	1.82E-01	1.05E-01	2.67E-01	6.85E-02

-9.16E-01	-2.84E-01	-4.79E-01	-2.92E-01	-3.16E-01	-1.78E-01	-2.87E-03	-5.82E-02	-3.17E-01	-2.34E-01	-2.39E-01	-1.50E-01	-3.18E-01
1.63E-01	9.93E-02	3.01E-01	2.11E-01	2.97E-02	1.89E-01	1.10E-02	8.11E-04	1.36E-01	1.76E-01	3.64E-02	5.57E-02	7.44E-02

1.06E-02	1.64E-03	-1.29E-02	-1.06E-01	-8.02E-02	-6.02E-03	2.75E-02	-1.45E-01	-3.84E-02	-7.73E-02	-9.15E-02	-1.30E-01	9.89E-02
-8.09E-02	-3.43E-02	6.19E-02	9.99E-02	-6.39E-02	7.70E-02	-7.96E-02	-3.22E-02	3.00E-02	2.56E-02	-4.27E-02	-6.13E-02	-2.90E-02

-1.07E-01	-5.33E-02	8.46E-02	-6.84E-02	-1.16E-01	1.60E-02	-9.05E-02	-6.78E-02	-1.04E-01	2.81E-02	-8.59E-02	3.45E-02	-1.03E-01
2.14E-02	8.58E-02	-8.41E-02	-9.88E-02	-5.74E-02	3.60E-02	4.81E-03	-1.89E-02	3.47E-02	2.19E-02	3.88E-02	7.18E-02	-5.44E-02

5.17E-02	-7.76E-02	-1.23E-01	-1.05E-01	-8.85E-02	4.93E-02	1.03E-01	-2.38E-02	8.41E-03	5.07E-02	5.65E-02	4.54E-02	9.57E-02
-7.33E-02	2.15E-02	5.18E-02	-6.38E-02	-5.74E-02	-8.25E-02	-5.16E-02	-9.17E-02	-6.42E-02	-6.03E-02	2.84E-02	1.67E-02	9.06E-02

-2.88E-01	-4.56E-01	-5.90E-01	-3.73E-01	2.14E-01	1.19E-01	1.91E-01	-6.39E-01	-5.20E-01	-1.09E-01	-1.92E-01	-1.39E+00	-1.94E+00
-7.85E-02	1.19E-01	1.35E-01	2.48E-02	-8.93E-02	-4.10E-02	-3.84E-01	1.24E-01	7.57E-02	7.87E-02	1.81E-01	4.74E-01	7.19E-01

-1.02E+00	-1.08E+00	1.25E+00	-1.94E+00	-9.60E-01	2.19E-01	2.54E+00	3.80E+00	1.70E+00	-8.60E-01	-2.91E+00	-3.85E+00	-3.80E+00
2.44E-01	-3.76E-01	-5.93E-01	4.97E-01	3.77E-01	-2.95E-02	-8.44E-01	-8.00E-01	-2.15E-01	2.60E-01	6.88E-01	6.44E-01	9.38E-01

-2.69E+00	-9.45E-01	-9.99E-01	-1.05E+00	-5.46E-01	-5.91E-01	-3.58E-01	-2.36E-01	-9.70E-01	-8.07E-01	-6.77E-01	-6.81E-01	-1.37E+00
5.08E-01	4.23E-01	4.96E-01	4.69E-01	2.71E-01	3.34E-01	2.05E-01	2.24E-01	4.20E-01	4.11E-01	1.84E-01	2.08E-01	3.28E-01

Woh

8.06E+00	-7.89E+00
-8.06E+00	7.89E+00

Bh

5.19E-02	3.48E-02

Bo

-3.18E+00	3.18E+00

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

Bh : ค่าไบอัสของชั้นซ่อน

Bo : ค่าไบอัสของชั้นเอาต์พุต

4.3.2.2 ผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ทางคณิตศาสตร์หลายๆ วิธีของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

สำหรับการเรียนรู้และทดสอบ การเรียนรู้จะใช้ข้อมูลที่ได้จากการคำนวณทางคณิตศาสตร์ทั้ง 4 วิธีของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอ ของอาสาสมัครจำนวน 30 คน โดยโครงข่ายประสาทมีคุณสมบัติดังนี้ มีอินพุต 156 ข้อมูล เอาต์พุต 2 ข้อมูล ชั้นซ่อนมี 1 ชั้น และ 2 โหนด ค่าความผิดพลาดที่ต้องการเท่ากับ 0.0001 ค่าอัตราการขยายสำหรับการเรียนรู้เท่ากับ 5 และค่าอินเนอร์เชียพารามิเตอร์เท่ากับ 0.9 จะให้ผลเป็นน้ำหนักของการเรียนรู้ มีรายละเอียดดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 4-10 ข แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีที่มาเรียงตัวรวมกันของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

Whi

5.16E-01	3.26E-01	3.39E-02	3.73E-02	-3.77E-01	-1.45E-01	2.18E-01	-3.11E-01	-3.59E-01	-3.42E-01	-2.08E-01	-8.34E-02	-7.27E-01
-2.13E-01	-8.09E-02	6.48E-02	8.57E-02	3.82E-02	1.63E-01	2.41E-02	3.70E-01	1.76E-01	1.77E-01	3.15E-01	1.86E-01	2.13E-01

-5.01E-01	1.23E-01	-8.12E-02	9.54E-01	2.10E-01	-1.34E-01	-5.93E-01	2.12E-01	-4.51E-01	-1.14E+00	4.85E-02	-7.18E-01	-3.34E-01
4.37E-01	2.77E-02	1.07E-01	-3.84E-01	1.27E-01	-6.44E-01	-5.82E-01	-1.44E+00	4.29E-01	4.08E-01	6.08E-02	-1.06E-01	2.86E-01

-6.14E-01	1.35E-01	7.92E-02	1.16E-01	-1.68E-01	-1.85E-02	2.85E-03	-1.41E-01	9.14E-02	-1.75E-01	9.73E-02	8.58E-02	-9.03E-02
1.50E-01	-7.40E-02	-8.21E-02	3.32E-02	2.50E-01	-6.29E-02	-4.74E-02	-1.29E-02	3.33E-04	2.91E-01	6.74E-02	9.60E-02	-3.55E-02

2.99E-02	-7.23E-01	-2.84E-01	-2.99E-02	-1.67E-01	-7.83E-02	-1.30E-01	-1.58E-01	-1.54E-01	-2.60E-01	-2.07E-01	-4.55E-01	-1.65E-01
7.14E-03	3.36E-01	2.26E-01	1.19E-01	3.11E-01	8.04E-02	1.56E-01	2.41E-01	1.67E-01	1.45E-01	3.20E-01	6.89E-01	2.67E-01

-2.52E-01	-2.60E-01	-2.40E-01	-1.88E-01	-3.66E-01	2.25E-01	-8.45E-01	6.40E-02	-4.46E-01	-2.18E-01	-2.36E-01	-6.08E-01	-2.46E-01
3.53E-01	3.31E-01	2.35E-01	3.87E-01	2.69E-01	9.07E-02	1.36E+00	2.12E-01	1.97E-01	3.84E-01	9.91E-02	2.69E-01	1.86E-01

-1.92E-01	-5.85E-01	-1.10E-01	-1.52E-01	-8.15E-03	-9.11E-02	3.92E-01	-8.80E-02	-4.66E-02	1.02E+00	2.11E-01	1.54E-02	-8.40E-02
9.46E-02	6.20E-01	2.79E-01	1.70E-01	1.23E-01	2.21E-01	-2.10E-01	9.96E-02	9.93E-02	-5.97E-01	3.03E-02	7.60E-02	1.79E-01

6.73E-03	-2.30E-02	7.36E-02	-1.45E-02	-7.65E-02	-7.06E-02	5.05E-02	5.17E-02	2.15E-02	-6.27E-02	-6.09E-02	4.76E-02	9.98E-02
-9.82E-02	-2.15E-02	-9.51E-02	-3.39E-02	-1.47E-02	-8.94E-02	1.10E-02	9.90E-02	2.72E-02	6.11E-02	5.47E-02	1.03E-01	-7.54E-02

-1.05E-01	5.19E-02	2.23E-02	4.53E-02	-8.22E-02	4.73E-03	5.24E-02	-1.04E-01	-2.37E-02	3.15E-03	3.08E-02	-9.04E-02	6.85E-02
8.50E-03	-7.97E-02	-2.72E-03	1.38E-02	-9.45E-03	9.74E-02	5.50E-02	1.09E-01	-6.14E-03	5.74E-02	-1.53E-02	6.07E-02	-4.74E-02

2.37E-02	-4.61E-02	-1.82E-02	-2.32E-02	1.04E-01	8.03E-02	-5.06E-02	7.09E-02	9.41E-02	1.48E-02	-8.57E-02	7.60E-02	-8.74E-02
-9.37E-02	-2.39E-02	7.22E-02	-7.14E-02	-2.15E-02	1.02E-01	-4.11E-02	1.54E-02	-8.46E-02	-6.35E-02	5.74E-02	-7.12E-02	5.32E-02

1.07E+00	3.03E-01	1.49E-01	2.26E-01	1.87E-01	-3.09E-01	2.86E-02	-1.34E-02	-1.32E-01	-1.70E-01	-2.39E-01	-5.60E-01	-5.56E-01
-5.80E-01	-1.23E-01	-1.20E-01	5.09E-02	-1.12E-01	-4.26E-02	1.23E-01	1.51E-01	6.36E-02	2.17E-01	3.31E-01	5.37E-01	4.19E-01

-4.24E-01	-1.72E-01	-3.17E-01	3.01E-01	-6.61E-01	6.20E-01	2.60E+00	-8.44E-02	-9.54E-01	-5.39E-01	-5.24E-01	-5.50E-01	-7.83E-01
4.56E-01	5.99E-01	5.42E-01	4.20E-01	3.46E-01	-7.46E-01	-1.85E+00	-4.32E-01	-1.46E-02	3.24E-01	2.93E-01	2.46E-01	5.39E-01

-2.06E-01	-2.78E-01	-8.68E-02	-7.87E-02	-6.81E-02	-1.46E-01	-5.04E-01	-1.43E-01	-2.62E-01	-1.44E-01	5.48E-02	-6.10E-02	-9.20E-02
6.23E-02	5.05E-01	2.48E-01	1.80E-01	2.25E-01	4.23E-01	5.34E-01	4.75E-01	4.30E-01	6.35E-01	2.87E-01	4.79E-01	5.23E-01

Woh

8.55E+00	-4.68E+00
-8.55E+00	4.68E+00

Bh

-3.65E-01	1.09E-01

Bo

3.83E+00	-3.83E+00

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

Bh : ค่าไบอัสของชั้นซ่อน

Bo : ค่าไบอัสของชั้นเอาต์พุต

จากตาราง 4-10 ก แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธี ได้แก่ วิธี PS at MF, Max of PS, Coeff of AR (ส.ป.ส.ที่ 5) และ Sum of PS ที่มาเรียงตัวรวมกันตามลำดับ ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น และตาราง 4-10 ข แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธี ได้แก่ วิธี PS at MF, Max of PS, Coeff of AR (ส.ป.ส.ที่ 5) และ Sum of PS ที่มาเรียงตัวรวมกันตามลำดับของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ผลจากการเรียนรู้จะนำไปใช้ในการทดสอบ กับข้อมูลของพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีที่มาเรียงตัวรวมกันของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของอาสาสมัครจำนวน 35 คน ผลที่ได้จากการทดสอบ แสดงดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 4-11 ก แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธี ที่มาเรียงตัวรวมกันของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1*	0.575	8*	1.000	15*	1.000	22*	1.000	29*	0.009
2*	0.754	9*	1.000	16*	1.000	23*	1.000	30*	0.009
3*	1.000	10*	1.000	17*	1.000	24*	1.000	31*	0.009
4*	1.000	11*	1.000	18*	1.000	25*	1.000	32*	0.046
5*	1.000	12	0.010	19*	0.999	26*	1.000	33*	0.009
6*	1.000	13*	1.000	20	0.017	27*	1.000	34*	0.009
7*	1.000	14*	0.871	21*	1.000	28*	1.000	35	0.993

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

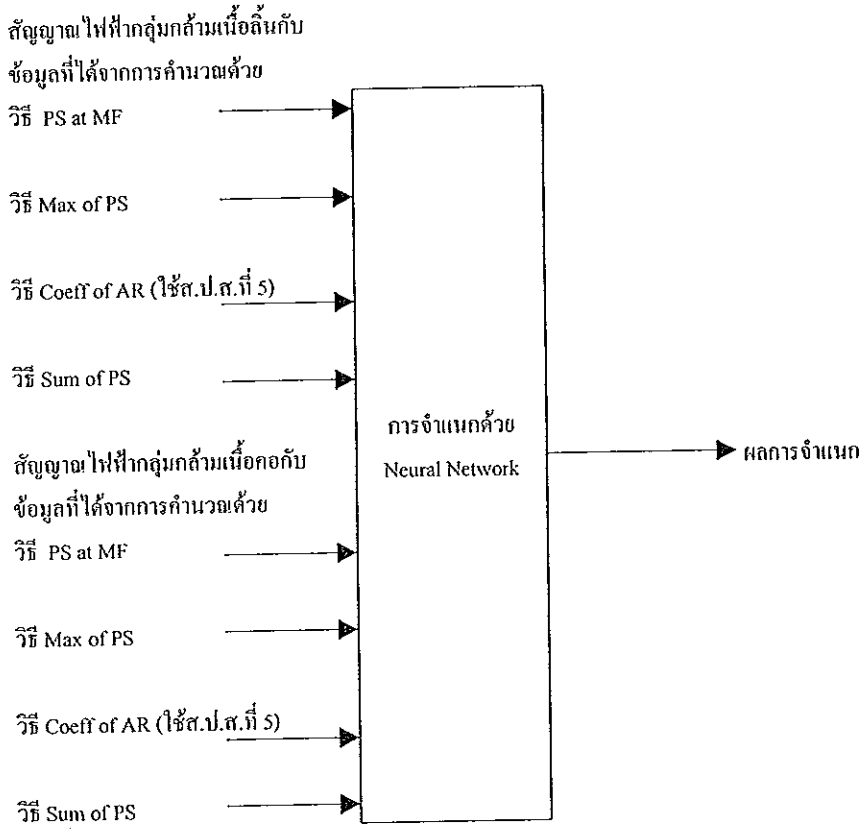
ตาราง 4-11 ข แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธี ที่มาเรียงตัวรวมกันของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1*	0.991	8*	0.595	15*	0.955	22*	0.991	29*	0.000
2	0.000	9*	0.991	16*	0.989	23*	0.991	30*	0.094
3*	0.987	10*	0.980	17	0.000	24*	0.991	31*	0.000
4*	0.991	11	0.266	18*	0.991	25	0.000	32*	0.101
5*	0.991	12*	0.991	19*	0.957	26*	0.991	33*	0.496
6*	0.991	13*	0.979	20*	0.991	27	0.309	34*	0.000
7*	0.853	14	0.156	21	0.000	28	0.021	35*	0.000

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

จากตาราง 4-11 ก แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธี ได้แก่ วิธี PS at MF, Max of PS, Coeff of AR (ส.ป.ส.ที่ 5) และ Sum of PS ที่มาเรียงตัวรวมกันตามลำดับ ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น สามารถจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนได้ถูกต้องจำนวน 32 คน และผิดพลาดไปจำนวน 3 คน และ ตาราง 4-11 ข แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธี ได้แก่ วิธี PS at MF, Max of PS, Coeff of AR (ส.ป.ส.ที่ 5) และ Sum of PS ที่มาเรียงตัวรวมกันตามลำดับ ของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ สามารถจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนได้ถูกต้องจำนวน 27 คน และผิดพลาดไปจำนวน 8 คน

4.3.3 การจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 3



ภาพประกอบ 4-6 แสดงการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 3 กับพารามิเตอร์ทางคณิตศาสตร์หลายๆ วิธีของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอรวมกัน

จากภาพประกอบ 4-6 แสดงการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 3 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณทางคณิตศาสตร์ของวิธีการวิเคราะห์จากค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน (PS at MF) วิธีการวิเคราะห์จากค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม (Max of PS) วิธีการวิเคราะห์โดยหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 5 (Coeff 5 of AR) และวิธีการวิเคราะห์โดยวิธีการหากำลังของสัญญาณในช่วงการกลืน (Sum of PS) ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่มาเรียงตัวรวมกันตามลำดับ เอาต์พุตของโครงข่ายจะเป็นผลการจำแนก ผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 3 กับพารามิเตอร์ทางคณิตศาสตร์หลายๆ วิธี ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่มาเรียงตัวรวมกันตามลำดับ มีดังนี้

4.3.3.1 ผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 3 กับพารามิเตอร์ทางคณิตศาสตร์หลายๆ วิธีของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่มาเรียงตัวรวมกัน

สำหรับการเรียนรู้และทดสอบ การเรียนรู้จะใช้ข้อมูลที่ได้จากการคำนวณทางคณิตศาสตร์ทั้ง 4 วิธี (ดูรายละเอียดในบทที่ 3) ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและอีก 4 วิธีของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอเช่นเดียวกัน แล้วนำข้อมูลที่ได้มาเรียงตัวรวมกันตามลำดับ เนื่องจากสำหรับอาสาสมัคร 1 คน จะมีจำนวนข้อมูล 39 ข้อมูล สำหรับวิธีการทางคณิตศาสตร์แต่ละวิธี ดังนั้น 8 วิธีจะมีข้อมูลทั้งหมด 312 ข้อมูล แต่ด้วยข้อจำกัดทางด้านโครงข่ายประสาทที่ไม่สามารถจำแนกอินพุตจำนวนดังกล่าวได้ จึงได้ทำการตัดข้อมูลจากแต่ละวิธีออกไปให้เหลือจำนวนอินพุตเพียง 20 ข้อมูล โดยวิธีการตัดข้อมูลอินพุต จำนวน 39 ข้อมูล ให้เหลือเพียง 20 ข้อมูล จะทำการตัดข้อมูลอินพุตในคอลัมน์ที่เป็นเลขคู่ออกไปให้เหลือเพียงข้อมูลอินพุตในคอลัมน์ที่เป็นเลขคี่ ซึ่งจะทำให้อินพุตมีจำนวนทั้งหมดเท่ากับ 20×8 = 160 ข้อมูล ดังนั้นโครงข่ายประสาทที่ได้จะมีคุณสมบัติดังนี้ มีอินพุต 160 ข้อมูล เอาต์พุต 2 ข้อมูล ชั้นซ่อนมี 1 ชั้น และ 2 โหนด ค่าความผิดพลาดที่ต้องการเท่ากับ 0.0001 ค่าอัตราการขยายสำหรับการเรียนรู้เท่ากับ 5 และค่าอินเนอร์เชียพารามิเตอร์เท่ากับ 0.9 จะให้ผลเป็นน้ำหนักของการเรียนรู้ มีรายละเอียดดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 4-12 แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 3 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่มาเรียงตัวรวมกันตามลำดับ

Whi

3.72E-02	-1.95E-01	5.96E-02	4.88E-01	3.47E-01	-1.24E-01	-4.89E-01	-1.84E+00	-1.83E+00	2.39E+00
2.43E-02	1.54E-01	-7.90E-02	-1.28E-01	3.06E-02	1.60E-01	1.17E-01	3.19E-01	6.69E-01	-4.84E-01

2.67E+00	-6.45E-01	-1.10E+00	-3.68E-01	-1.21E-01	-9.20E-02	1.81E-02	4.40E-01	-2.74E-01	-1.79E-01
-1.01E-01	1.66E-01	2.46E-01	3.48E-02	4.77E-03	-8.59E-02	-1.06E-02	-2.54E-01	5.19E-02	1.51E-02

9.60E-02	-7.49E-02	-2.32E-02	-1.45E-01	-1.24E-02	-8.81E-01	-3.34E-01	-2.82E-01	-1.52E-01	6.75E-02
2.66E-02	-2.12E-03	2.56E-02	1.16E-02	-6.80E-02	4.73E-02	5.38E-02	-4.05E-02	5.15E-02	3.79E-02

6.25E-02	-9.98E-01	-3.09E-01	-6.77E-01	-5.81E-01	-2.28E-01	-1.35E-01	-3.34E-01	-1.77E-01	-3.07E-01
3.70E-02	2.52E-01	5.87E-02	1.38E-01	6.80E-02	2.61E-02	-6.76E-02	-9.66E-03	1.05E-01	6.62E-03

-1.08E-01	-8.67E-02	-3.74E-02	7.25E-02	7.63E-02	3.22E-02	2.76E-02	-5.57E-02	-3.24E-02	2.04E-02
-7.19E-02	8.97E-02	-4.08E-02	-9.30E-02	7.90E-02	-5.89E-02	-9.29E-02	4.26E-02	6.51E-02	4.30E-02

-3.01E-02	-6.09E-02	-6.44E-02	-5.24E-02	8.43E-03	-1.17E-01	1.07E-01	-4.38E-02	-2.89E-02	1.82E-02
-7.04E-02	3.82E-03	2.16E-02	-7.75E-02	-7.18E-02	-7.46E-02	-6.61E-02	8.00E-02	1.16E-02	-1.65E-03

9.24E-01	4.66E-03	5.90E-01	5.23E-01	-2.91E-01	-5.10E-01	-1.82E+00	-9.49E-01	-1.77E+00	3.31E+00
-7.37E-02	3.69E-02	2.50E-02	-6.57E-02	5.45E-02	-1.92E-02	2.79E-01	1.68E-01	4.50E-01	-3.93E-01

3.17E+00	-8.14E-01	-2.28E+00	-2.32E+00	-6.09E-01	4.86E-02	-1.91E-01	-7.68E-01	-7.29E-01	-1.07E+00
-3.15E-01	4.43E-01	4.95E-01	2.61E-01	9.00E-02	-2.55E-01	-4.65E-02	1.39E-02	1.38E-01	2.78E-01

6.71E-01	2.26E-01	-1.41E-01	2.72E-01	-6.69E-01	-9.70E-01	-1.96E+00	4.87E-01	2.41E+00	5.41E-02
-2.93E-01	-2.29E-01	-1.97E-01	-7.39E-02	5.69E-02	2.60E-01	4.26E-01	-4.53E-02	-1.23E-01	5.17E-01

2.50E+00	-2.73E+00	-4.38E-01	-1.19E+00	4.97E-02	-3.10E-01	-2.98E-01	-1.66E-01	6.04E-02	-2.31E-01
-1.57E-01	7.66E-01	-2.66E-01	1.39E-01	1.32E-01	8.15E-02	2.54E-02	1.32E-01	-9.16E-02	3.38E-02

-9.15E-02	-1.62E-01	-8.26E-01	-1.30E-01	-8.83E-01	-7.21E-01	-6.94E-01	-6.22E-01	-8.54E-01	-4.56E-01
8.35E-02	-1.23E-01	1.83E-01	3.34E-02	4.17E-01	2.13E-01	2.48E-01	2.66E-01	2.15E-01	2.22E-01

-1.07E+00	-1.18E+00	-1.70E+00	-5.42E-01	-5.03E-01	-9.07E-02	1.29E-01	-1.19E-01	8.89E-02	-2.63E-01
3.41E-01	2.48E-01	2.81E-01	1.37E-01	2.76E-01	3.50E-02	-1.17E+00	1.60E-01	-3.71E-01	1.24E-01

-8.78E-02	-4.47E-03	7.62E-03	-1.08E-02	-1.43E-02	2.70E-02	-4.84E-02	-5.49E-02	-1.05E-01	-1.06E-01
7.05E-02	-3.79E-02	-5.07E-02	-1.21E-02	1.35E-02	-4.53E-02	-1.21E-02	-1.51E-02	1.66E-02	-7.19E-04

-1.21E-01	1.74E-02	2.72E-02	6.37E-02	-3.15E-02	-2.14E-02	7.16E-02	7.46E-02	-1.77E-02	6.11E-02
-8.60E-02	-7.31E-03	3.08E-02	4.67E-02	-7.97E-02	-6.49E-02	-6.46E-02	-9.81E-03	3.27E-02	-9.95E-02

1.94E+00	1.83E+00	9.48E-01	-2.08E-01	-5.81E-01	-1.03E+00	-1.80E+00	-8.36E-01	-6.67E-01	-2.35E-01
-4.62E-01	-9.78E-01	-6.31E-01	1.10E-01	2.64E-01	2.62E-01	5.35E-01	4.76E-01	3.63E-01	6.61E-01

3.23E-01	-1.90E+00	-8.72E-01	-4.26E-01	-4.30E-01	-8.35E-01	-1.53E+00	-1.01E+00	-4.93E-01	-1.08E+00
7.37E-01	1.05E+00	2.23E-01	4.03E-01	3.64E-01	3.43E-01	3.63E-01	4.62E-01	-2.21E-01	3.48E-01

Woh

9.08E+00	-3.25E+00
-9.08E+00	3.23E+00

Bh

-9.27E-01	3.29E-01

Bo

1.29E+00	-1.31E+00

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

Bh : ค่าไบอัสของชั้นซ่อน

Bo : ค่าไบอัสของชั้นเอาต์พุต

จากตาราง 4-12 แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธี ได้แก่ วิธี PS at MF, Max of PS, Coeff of AR (ส.ป.ส.ที่ 5) และ Sum of PS ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น รวมกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธี ได้แก่ วิธี PS at MF, Max of PS, Coeff of AR (ส.ป.ส.ที่ 5) และ Sum of PS ของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ โดยพารามิเตอร์ที่ได้ทั้งหมดจะถูกนำมาเรียงตัวรวมกันตามลำดับข้างต้น ผลจากการเรียนรู้จะนำไปใช้ในการทดสอบกับข้อมูลของพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีข้างต้นของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ที่มาเรียงตัวรวมกันตามลำดับ ของอาสาสมัครจำนวน 35 คน ผลที่ได้จากการจำแนกผู้มีปัญหาการกลืนแสดงดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 4-13 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 3กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ที่มาเรียงตัวรวมกันตามลำดับ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1	0.011	8*	0.994	15*	0.989	22*	0.989	29*	0.011
2	0.011	9*	0.989	16*	0.989	23*	0.989	30*	0.011
3*	0.989	10*	0.989	17	0.011	24*	0.989	31*	0.011
4*	0.989	11*	0.999	18*	0.999	25	0.011	32	0.989
5*	0.989	12*	0.989	19	0.011	26*	0.989	33*	0.011
6*	0.989	13*	0.989	20*	0.989	27*	0.998	34*	0.011
7	0.011	14*	0.992	21*	0.503	28*	0.989	35	0.989

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

จากตาราง 4-13 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 3 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธี ได้แก่ วิธี PS at MF, Max of PS, Coeff of AR (ส.ป.ส.ที่ 5) และ Sum of PS ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น รวมกับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธี ได้แก่ วิธี PS at MF, Max of PS, Coeff of AR (ส.ป.ส.ที่ 5) และ Sum of PS ของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ โดยพารามิเตอร์ที่ได้ทั้งหมดจะถูกนำมาเรียงตัวรวมกันตามลำดับ สามารถจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนได้ถูกต้องจำนวน 27 คน และผิดพลาดไปจำนวน 8 คน

จากผลการจำแนกที่ได้จากโครงข่ายประสาทรูปแบบต่างๆ พบว่าการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ให้ผลดีกว่าการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 และรูปแบบที่ 3 ดังนี้ การจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ มีเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง 97% ส่วนการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 แบ่งเป็นของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น มีเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง 91.4% และของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ มีเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง 77.1% ส่วนการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 3 ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ มีเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง 77.1% ตามลำดับ

บทที่ 5

ผลการทดลองโปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลการทดลองโปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนที่ได้ทำการออกแบบไว้ในบทที่ 2 และ 3 ในการวิเคราะห์สัญญาณของงานวิจัยนี้จะนำข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น และกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ขณะทำกิจกรรมการกลืนน้ำปริมาณ 5 มิลลิลิตร จากการบันทึกโดยใช้โปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน ผลการทดลองที่ได้จะแบ่งเป็น 3 ส่วน ดังนี้

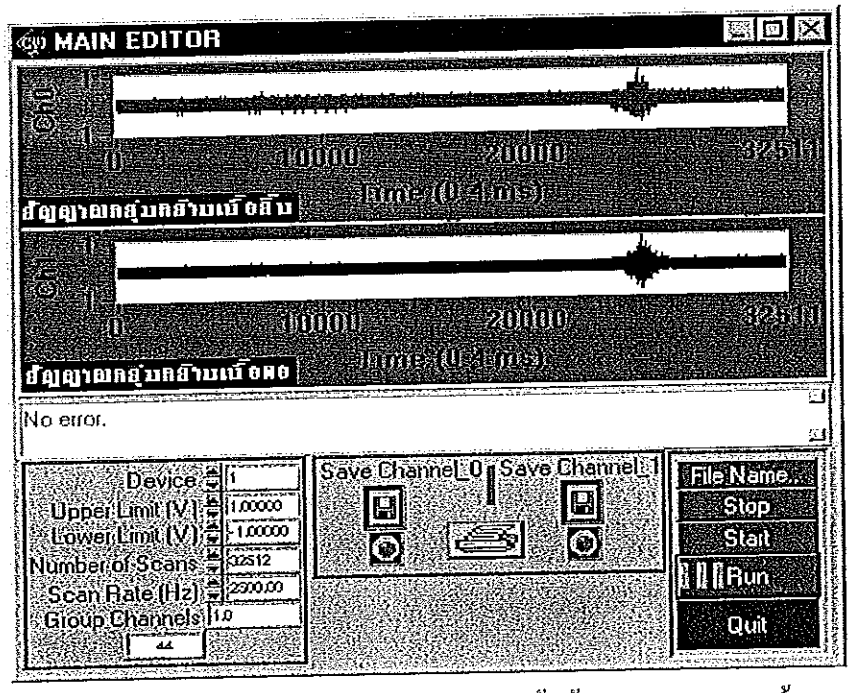
1) ผลการทดลองการใช้งานฟังก์ชันการทำงานต่างๆ ในโปรแกรม
2) ผลการทดลองโครงสร้างการทำงานและส่วนประกอบต่างๆ ของระบบตรวจวินิจฉัย
3) ผลการทดลองตรวจสอบความถูกต้อง แม่นยำ ของโปรแกรม

5.1 ผลการทดลองการใช้งานฟังก์ชันการทำงานต่างๆ ในโปรแกรม

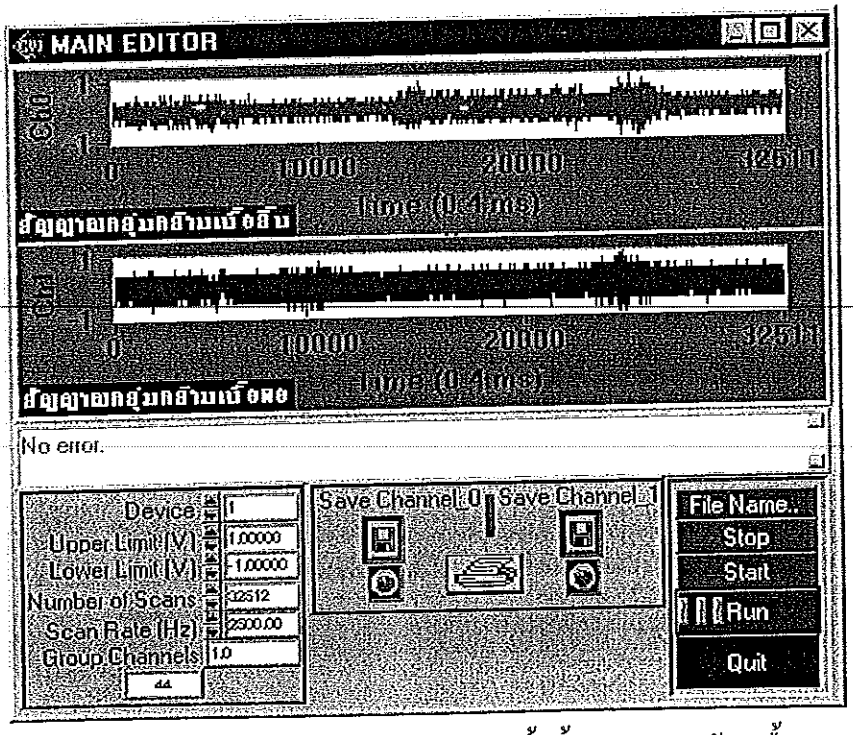
ผลการทดลองการใช้งานฟังก์ชันการทำงานต่างๆ ในโปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน จะเป็นการทดลองเพื่อตรวจสอบการทำงานของฟังก์ชันต่างๆ ในโปรแกรม ได้แก่ ฟังก์ชันการแสดงผล ฟังก์ชันการคำนวณทางคณิตศาสตร์ ฟังก์ชันการโต้ตอบกับผู้ใช้ผ่านทางหน้าจอ ฟังก์ชันการตัดสินใจโดยอัตโนมัติ เป็นต้น โดยการทดลองจะป้อนข้อมูลที่ได้จากการบันทึกโดย รศ.น.พ. วิทูร ลีลามานิตย์ ภาควิชาโสต นาสิกและลาริงซ์วิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ซึ่งจะทำการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น และกลุ่มกล้ามเนื้อคอ จากอาสาสมัครที่มีปัญหาการกลืน และไม่มีปัญหาการกลืน ขณะทำกิจกรรมกลืนน้ำปริมาณ 5 มิลลิลิตร ส่งไปให้โปรแกรมเพื่อทำการทดลองฟังก์ชันการทำงานต่างๆผลการทดลองที่ได้มีรายละเอียดดังนี้

5.1.1 การแสดงผลสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อผ่านทางหน้าจอการทำงานหลักของโปรแกรม

เมื่อทำการรันแฟ้ม AI_LOG.PRJ บนโปรแกรม LabWindows/CVI Ver. 4.0.1 และมีการป้อนข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่ได้ทำการบันทึกไว้ให้กับโปรแกรม โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงานหลัก ดังแสดงตัวอย่างในภาพประกอบ 5-1 และ 5-2

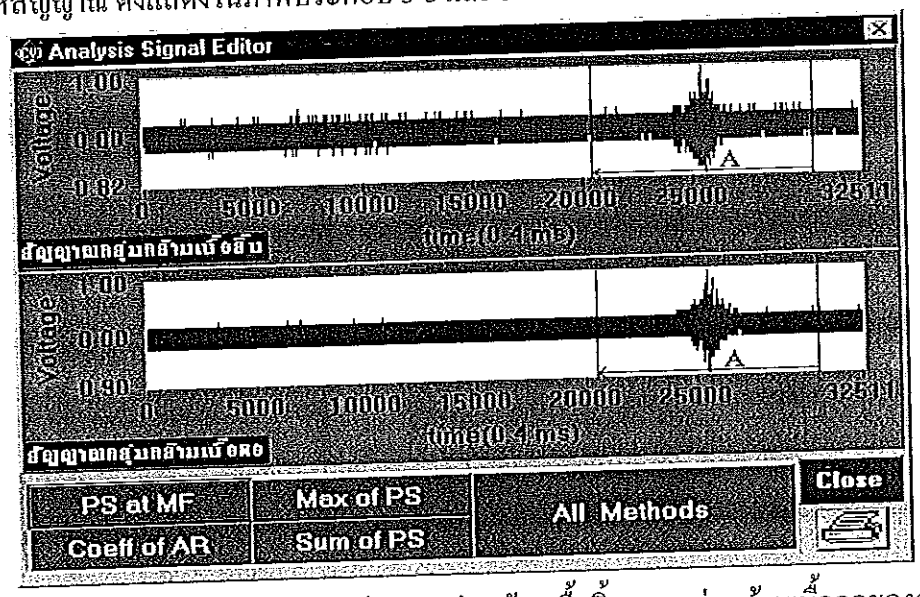


ภาพประกอบ 5-1 แสดงสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24) ในหน้าจอการทำงานหลักของโปรแกรม

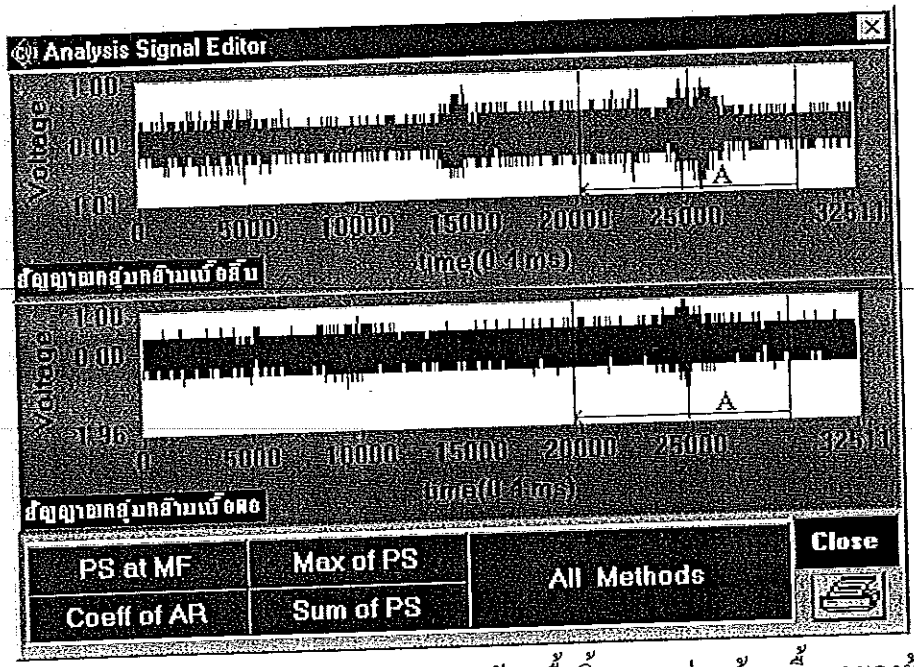


ภาพประกอบ 5-2 แสดงสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29) ในหน้าจอการทำงานหลักของโปรแกรม

จากภาพประกอบ 5-1 และ 5-2 เมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่ง Run ก็จะเข้าสู่หน้าจอการวิเคราะห์สัญญาณ ดังแสดงในภาพประกอบ 5-3 และ 5-4 ตามลำดับ



ภาพประกอบ 5-3 แสดงสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24) และช่วงสัญญาณไฟฟ้าที่เลือก (A) สำหรับวิธีการในบทที่ 3 หัวข้อ 3.1-3.4

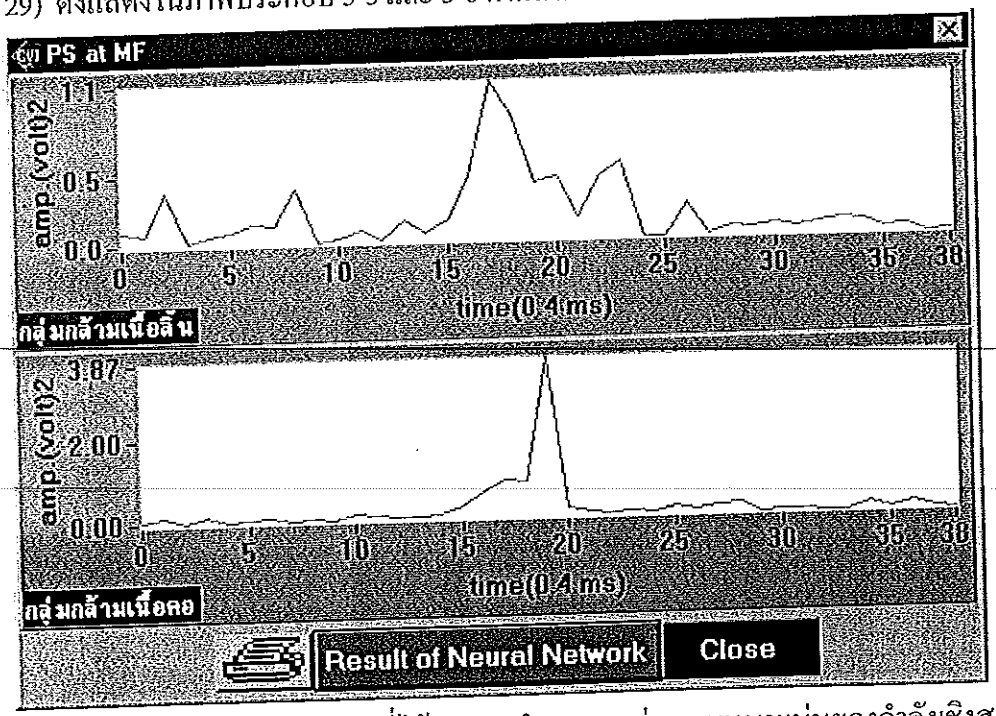


ภาพประกอบ 5-4 แสดงสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29) และช่วงสัญญาณไฟฟ้าที่เลือก (A) สำหรับวิธีการในบทที่ 3 หัวข้อ 3.1-3.4

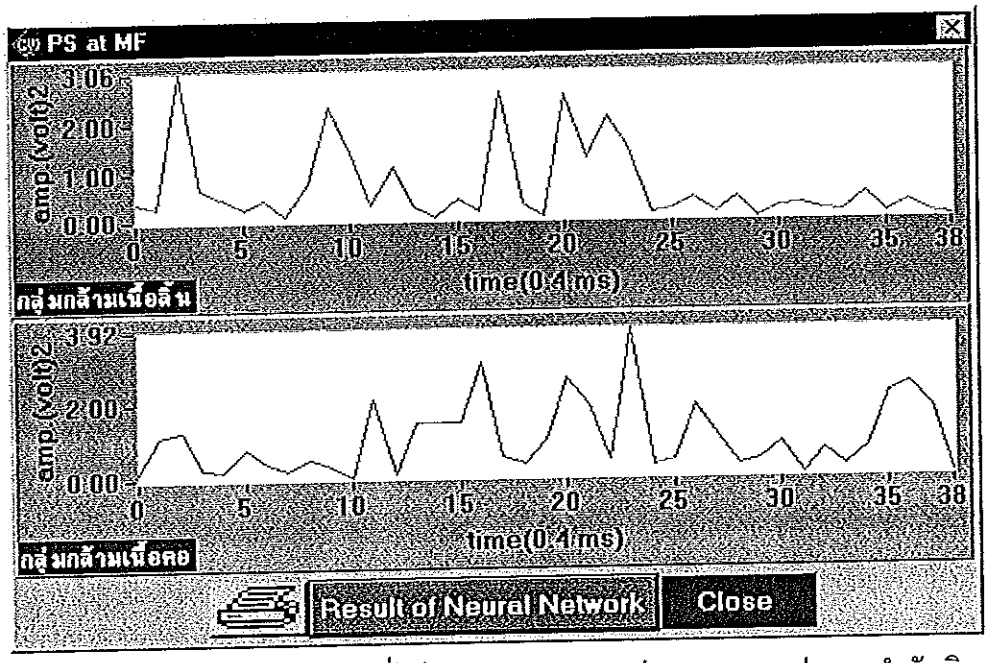
ผลการทดลองจากการใช้วิธีการทางคณิตศาสตร์ในหน้าจอการวิเคราะห์สัญญาณ ซึ่งการวิเคราะห์สัญญาณจะใช้การเขียนโปรแกรม LabWindows/CVI for Windows Ver. 4.0.1 มาทำการวิเคราะห์ในแกนความถี่ โดยจะทำการคำนวณดังวิธีที่กล่าวในบทที่ 3 ในหัวข้อที่ 3.1-3.4 กับสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ค่าต่างๆ ที่ได้จากการผลการทดลอง มีดังนี้

5.1.2 ผลการทดลองคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน

จากการทดลองโปรแกรม โดยทำการเลือกปุ่มคำสั่ง PS at MF ในหน้าจอการวิเคราะห์สัญญาณพบว่า โปรแกรมจะคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนตามหัวข้อ 3.1 โดยทำการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น และกลุ่มกล้ามเนื้อคอ โดยเลือกช่วงสัญญาณมาคำนวณจำนวน 9984 จุด และกรองความถี่ด้วยตัวกรองแถบผ่านที่มีช่วงความถี่ 10-500 Hz การคำนวณจะแบ่งช่วงการคำนวณช่วงละ 256 จุด จำนวน 39 ช่วง และมีตัวอย่างผลการคำนวณของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24) และผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29) ดังแสดงในภาพประกอบ 5-5 และ 5-6 ตามลำดับ

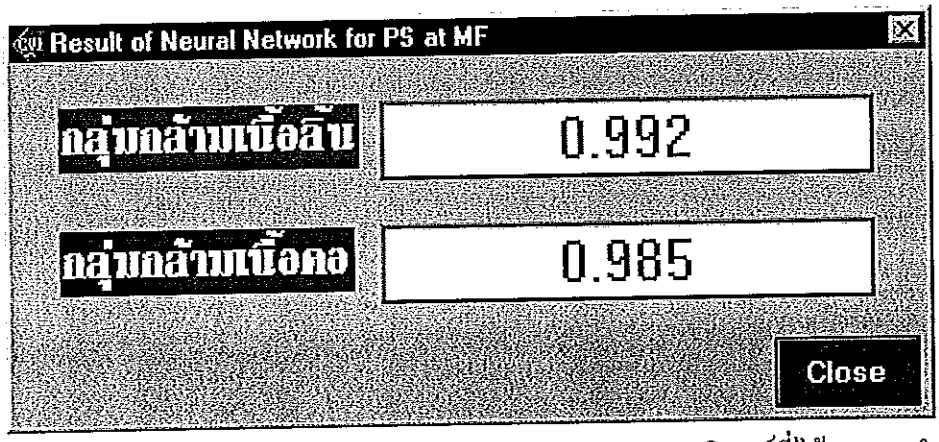


ภาพประกอบ 5-5 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)

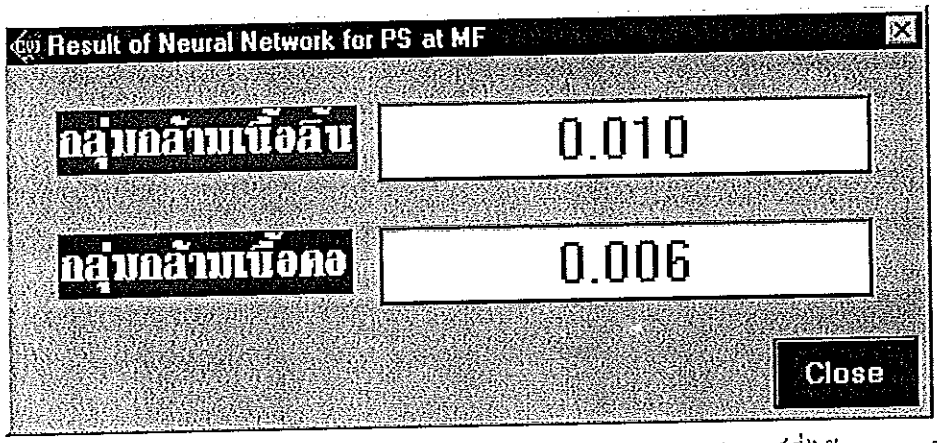


ภาพประกอบ 5-6 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)

เมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่ง Result of Neural Network ในภาพประกอบ 5-5 และ 5-6 โปรแกรมจะทำการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทต่อไป ซึ่งมีตัวอย่างผลการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24) และตัวอย่างผลการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29) โดยใช้พารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณด้วยวิธี PS at MF ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ แสดงในภาพประกอบ 5-7 และ 5-8 ตามลำดับ



ภาพประกอบ 5-7 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)

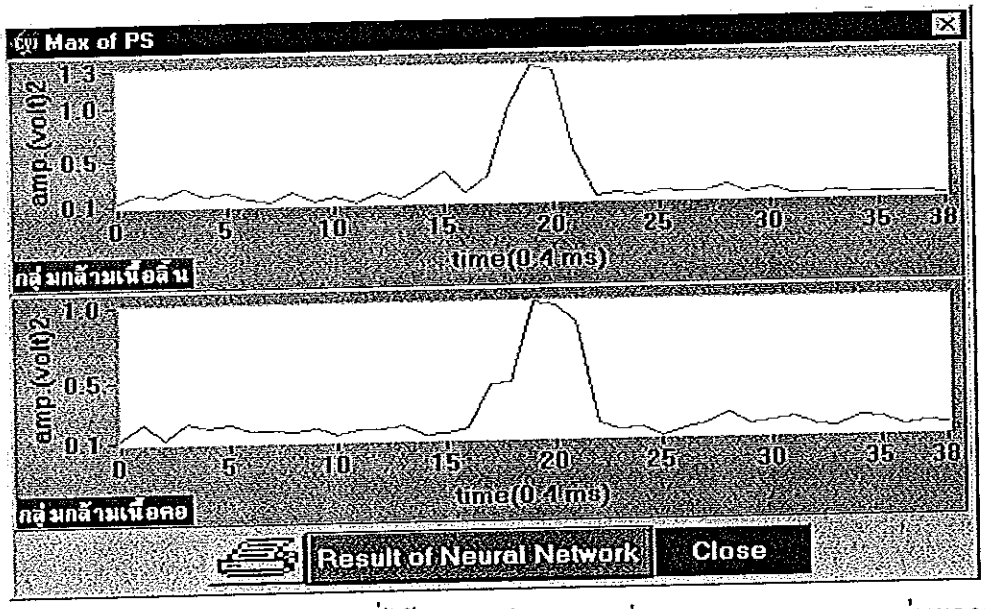


ภาพประกอบ 5-8 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)

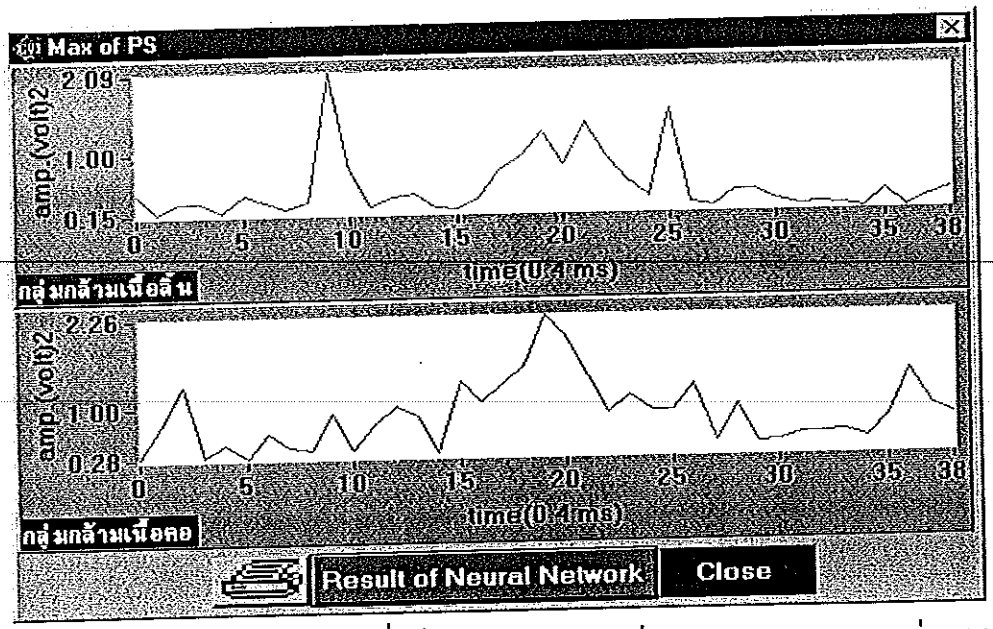
5.1.3 ผลการทดลองคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม

จากการทดลองโปรแกรม โดยทำการเลือกปุ่มคำสั่ง Max of PS ในหน้าจอการวิเคราะห์สัญญาณพบว่า โปรแกรมจะคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมจากสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ โดยเลือกช่วงสัญญาณมาคำนวณจำนวน 9984 จุด และการคำนวณจะแบ่งช่วงการคำนวณช่วงละ 256 จุด จำนวน 39 ช่วง ซึ่งมีตัวอย่างผลการ

คำนวณของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24) และผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29) ดังแสดงในภาพประกอบ 5-9 และ 5-10 ตามลำดับ

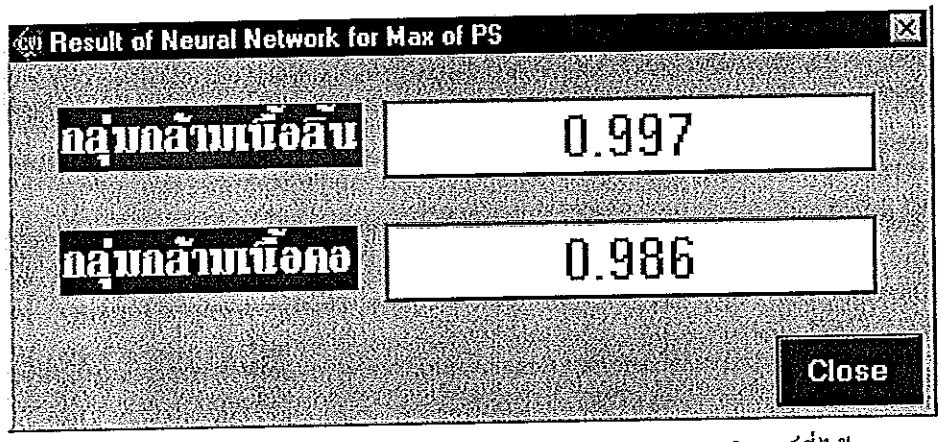


ภาพประกอบ 5-9 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)

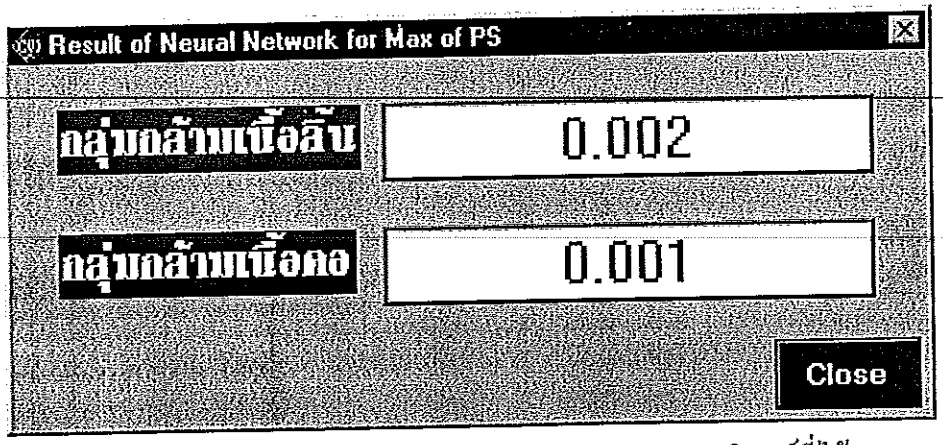


ภาพประกอบ 5-10 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)

เมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่ง Result of Neural Network ในภาพประกอบ 5-9 และ 5-10 โปรแกรมจะทำการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทต่อไป ซึ่งมีตัวอย่างผลการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24) และตัวอย่างผลการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29) โดยใช้พารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณด้วยวิธี Max of PS ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ แสดงในภาพประกอบ 5-11 และ 5-12 ตามลำดับ



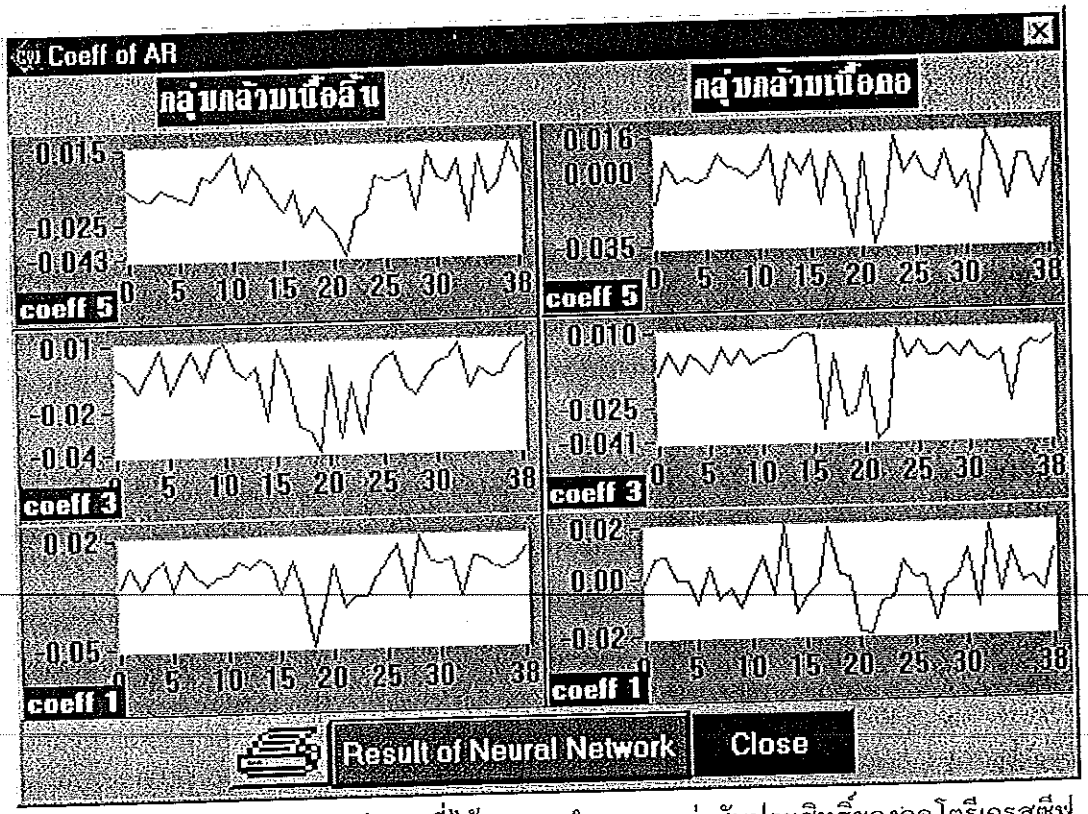
ภาพประกอบ 5-11 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)



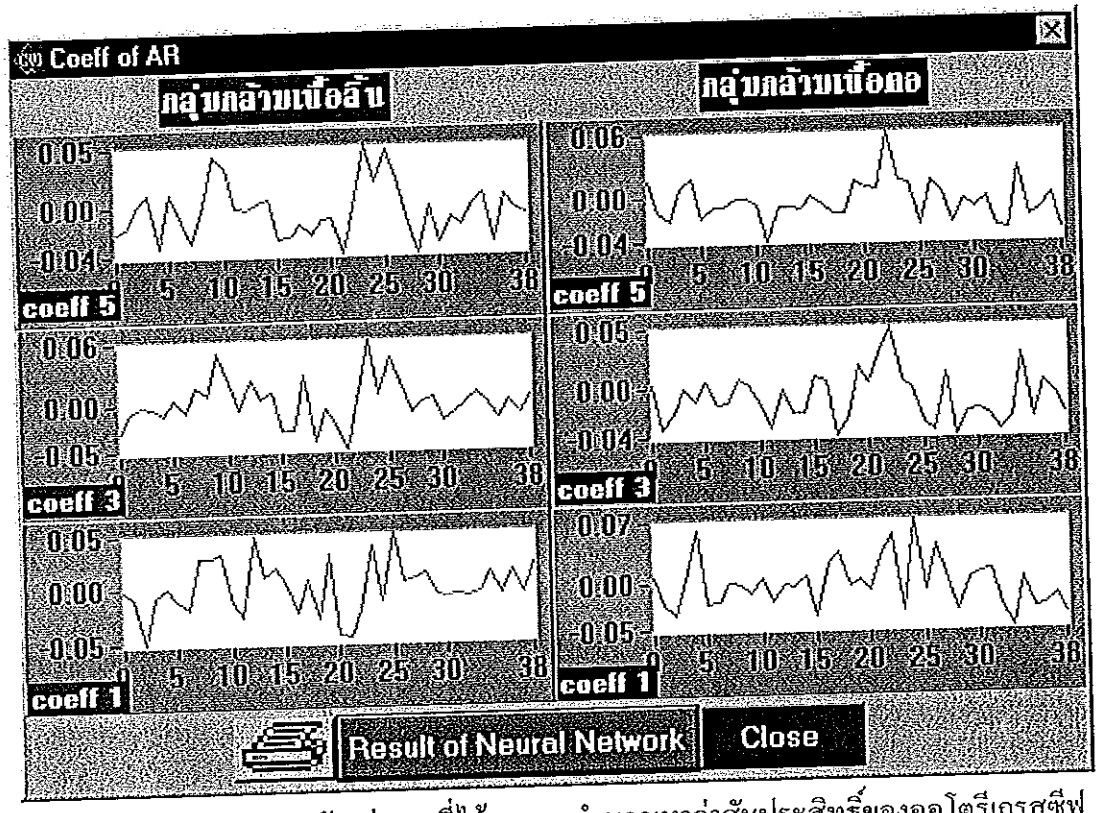
ภาพประกอบ 5-12 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน(อาสาสมัครคนที่29)

5.1.4 ผลการทดลองคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟโมเดล

จากการทดลองโปรแกรม โดยทำการเลือกปุ่มคำสั่ง Coeff of AR ในหน้าจอการวิเคราะห์สัญญาณพบว่า โปรแกรมจะคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1, 3 และ 5 จากสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ โดยเลือกช่วงสัญญาณมาคำนวณจำนวน 9984 จุด และกรองความถี่ด้วยตัวกรองความถี่ต่ำที่ความถี่ 300 Hz การคำนวณจะแบ่งช่วงการคำนวณช่วงละ 256 จุด จำนวน 39 ช่วง ซึ่งมีตัวอย่างผลการคำนวณของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24) และผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29) ดังแสดงในภาพประกอบ 5-13 และ 5-14 ตามลำดับ

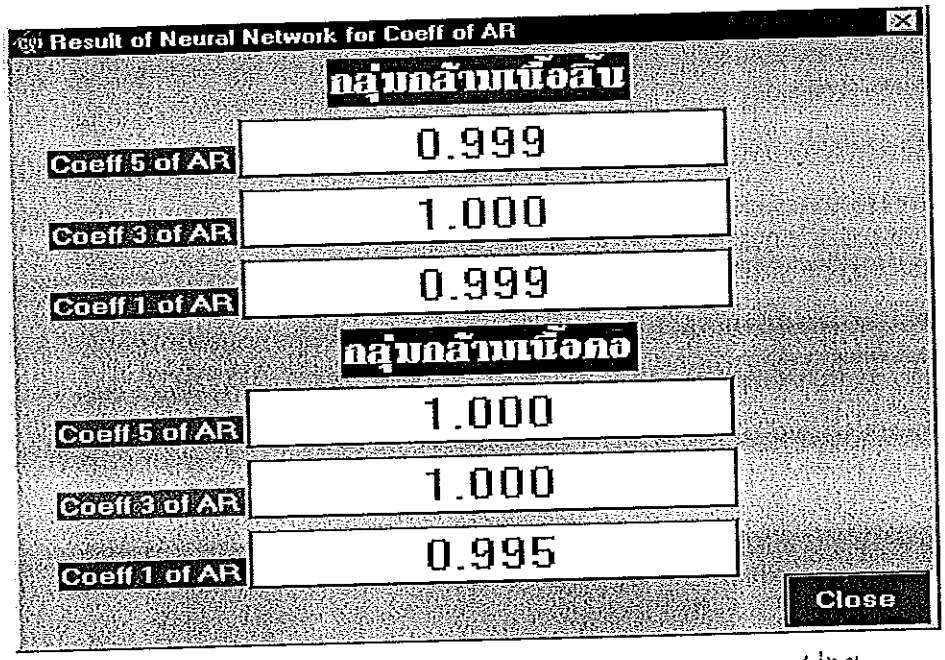


ภาพประกอบ 5-13 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1, 3 และ 5 ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)

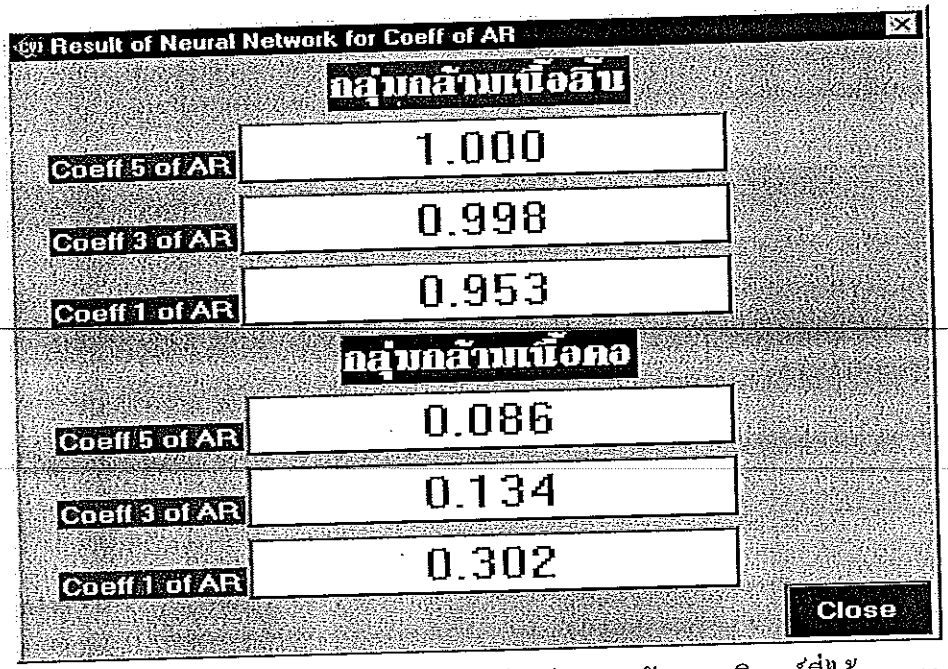


ภาพประกอบ 5-14 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 1, 3 และ 5 ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)

เมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่ง Result of Neural Network ในภาพประกอบ 5-13 และ 5-14 โปรแกรมจะทำการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทต่อไป ซึ่งมีตัวอย่างผลการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24) และตัวอย่างผลการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29) โดยใช้พารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณด้วยวิธี Coeff of AR สัมประสิทธิ์ลำดับที่ 1, 3 และ 5 ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ แสดงในภาพประกอบ 5-15 และ 5-16 ตามลำดับ



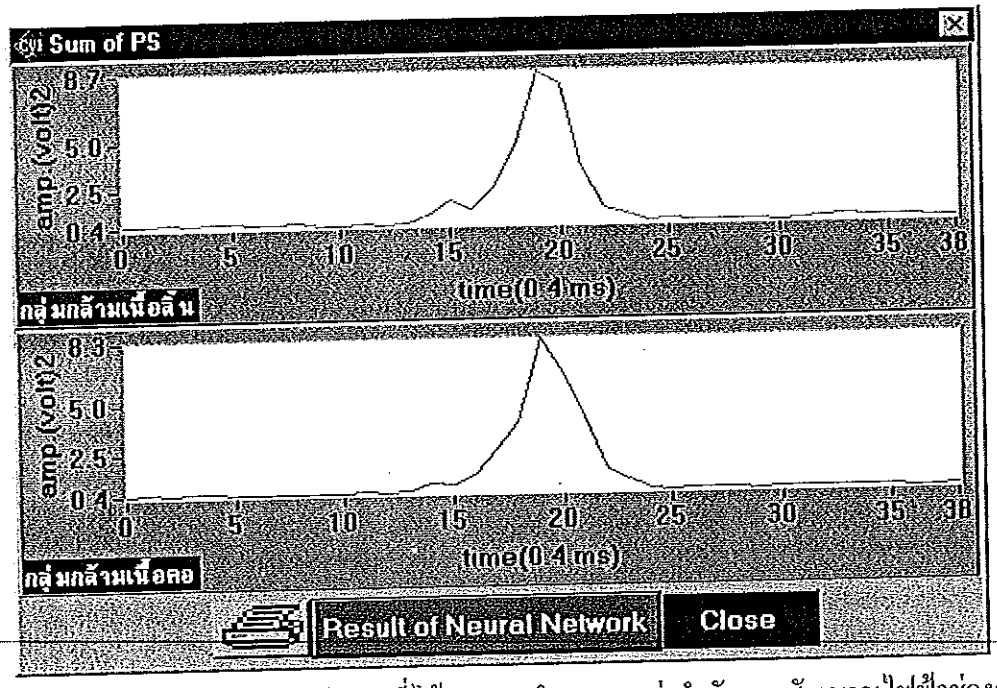
ภาพประกอบ 5-15 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1, 3 และ 5 ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)



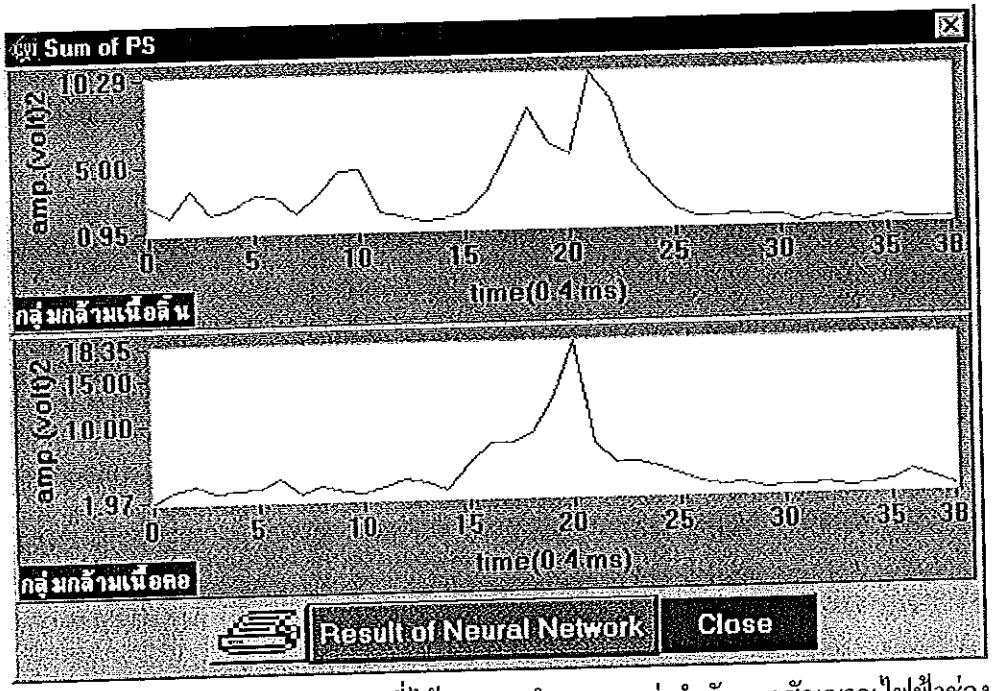
ภาพประกอบ 5-16 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1, 3, 5 ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน(อาสาสมัครคนที่29)

5.1.5 ผลการทดลองคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าช่วงการกลืน

จากการทดลองโปรแกรม โดยทำการเลือกปุ่มคำสั่ง Sum of PS ในหน้าจอการวิเคราะห์สัญญาณพบว่า โปรแกรมจะคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าช่วงการกลืน จากสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ โดยเลือกช่วงสัญญาณมาคำนวณจำนวน 9984 จุด และกรองความถี่ด้วยตัวกรองความถี่ต่ำ ที่ช่วงความถี่ 10-500 Hz การคำนวณจะแบ่งช่วงการคำนวณช่วงละ 256 จุด จำนวน 39 ช่วง ซึ่งมีตัวอย่างผลการคำนวณของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24) และผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29) ดังแสดงในภาพประกอบ 5-17 และ 5-18 ตามลำดับ

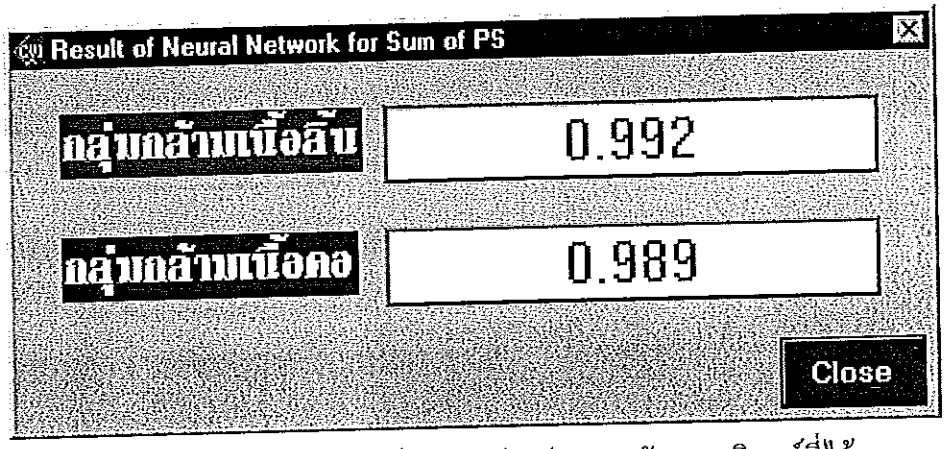


ภาพประกอบ 5-17 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าช่วงการกลืน ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)

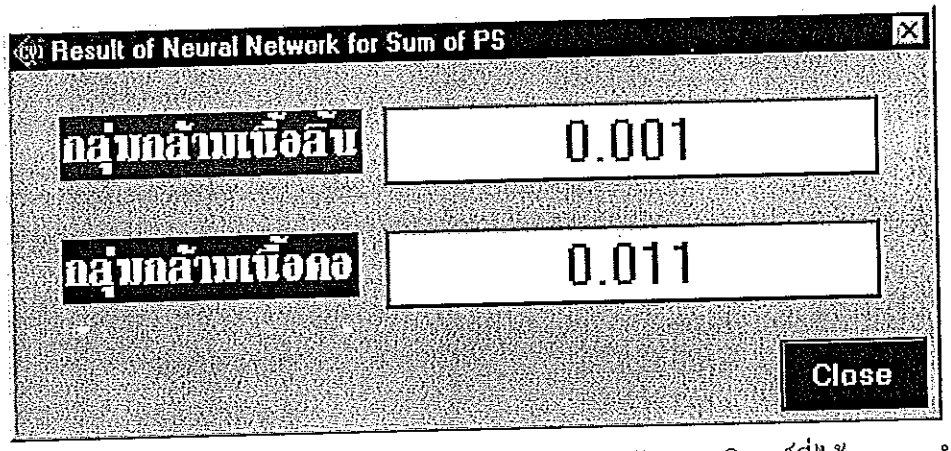


ภาพประกอบ 5-18 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าช่วงการกลืนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)

เมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่ง Result of Neural Network ในภาพประกอบ 5-17 และ 5-18 โปรแกรมจะทำการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทต่อไป ซึ่งมีตัวอย่างผลการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24) และตัวอย่างผลการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29) โดยใช้พารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณด้วยวิธี Sum of PS ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ แสดงในภาพประกอบ 5-19 และ 5-20 ตามลำดับ



ภาพประกอบ 5-19 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าช่วงการกลืนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)

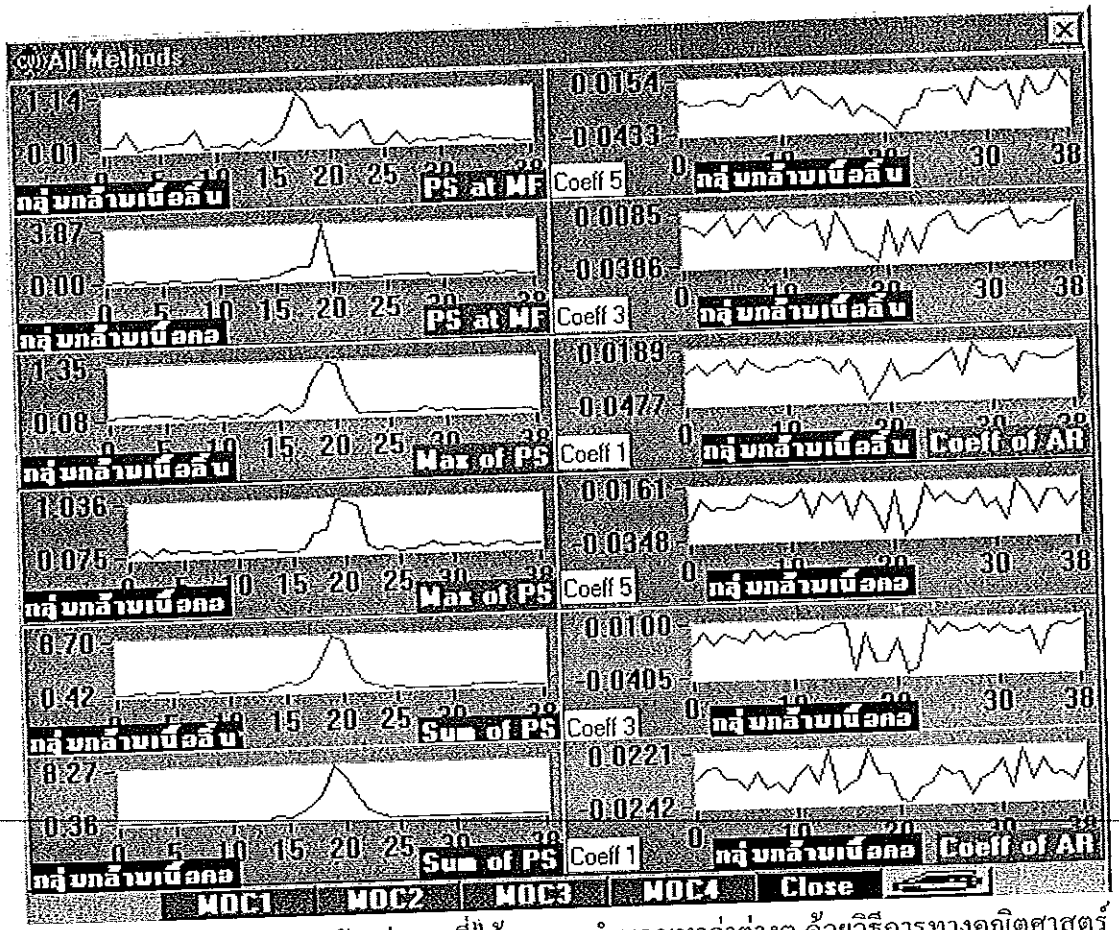


ภาพประกอบ 5-20 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าช่วงการกลืนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)

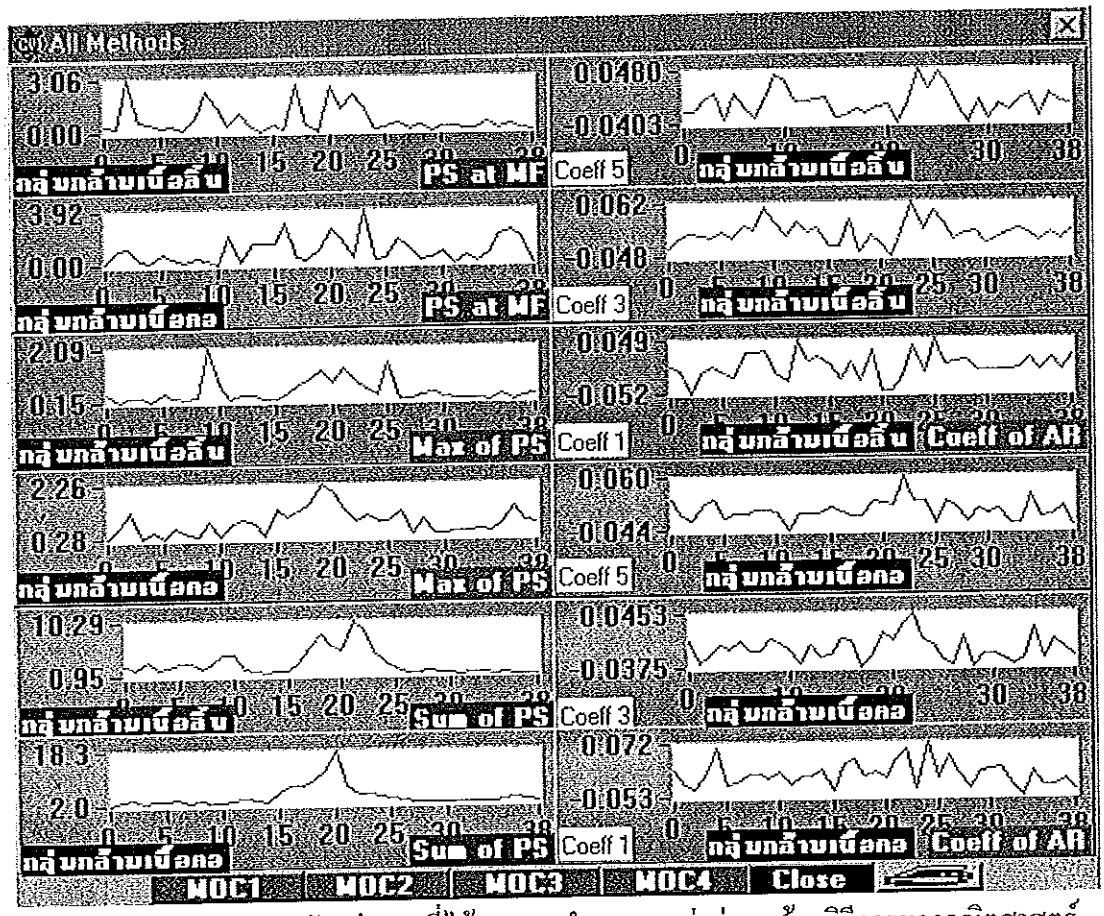
5.1.6 ผลการทดลองคำนวณหาค่าต่างๆด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธี

จากการทดลองโปรแกรม โดยทำการเลือกปุ่มคำสั่ง All Methods ในหน้าจอการวิเคราะห์สัญญาณพบว่า โปรแกรมจะคำนวณหาค่าต่างๆ ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธี ได้แก่ วิธี PS at MF, Max of PS, Coeff of AR และ Sum of PS จากสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อ โดยเลือกช่วงสัญญาณมาคำนวณจำนวน 9984 จุด และกรองความถี่ด้วยตัวกรองแถบผ่านที่มีช่วงความถี่ 10-500 Hz สำหรับวิธีการ PS at MF กรองความถี่ด้วยตัวกรองความถี่ต่ำที่

ความถี่ 300 Hz สำหรับวิธีการ Coeff of AR และกรองความถี่ด้วยตัวกรองความถี่ต่ำที่ช่วงความถี่ 10-500 Hz สำหรับวิธีการ Sum of PS ส่วนวิธีการ Max of PS จะไม่มีการกรองความถี่ ต่อจากนั้นจะทำการคำนวณโดยการแบ่งช่วงการคำนวณช่วงละ 256 จุด จำนวน 39 ช่วง และมีตัวอย่างผลการคำนวณของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24) และผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29) ดังแสดงในภาพประกอบ 5-21 และ 5-22 ตามลำดับ

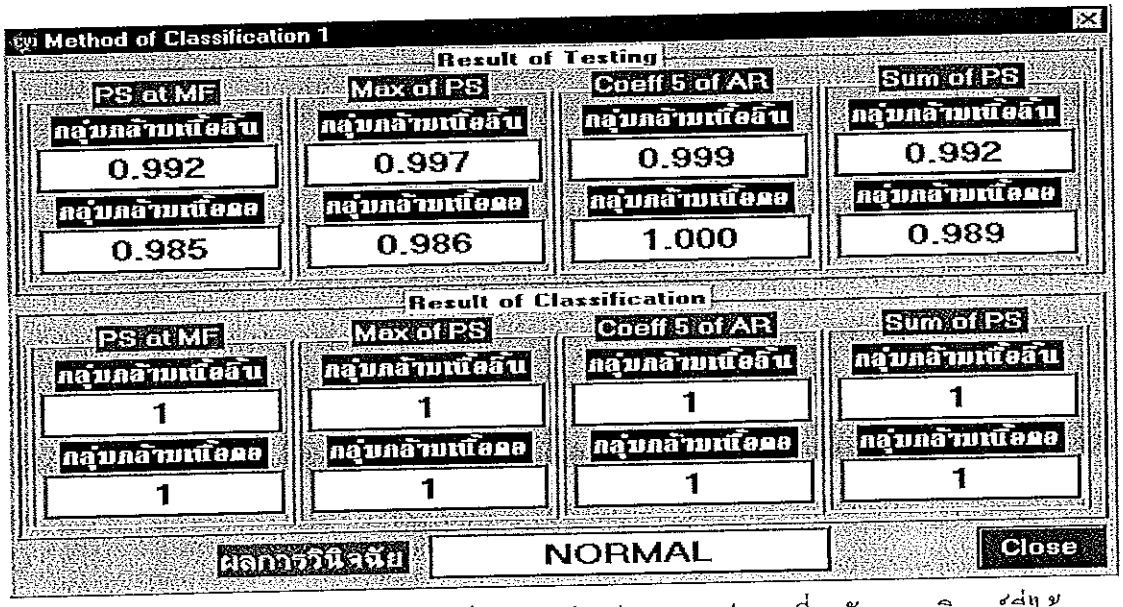


ภาพประกอบ 5-21 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าต่างๆ ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธี ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)

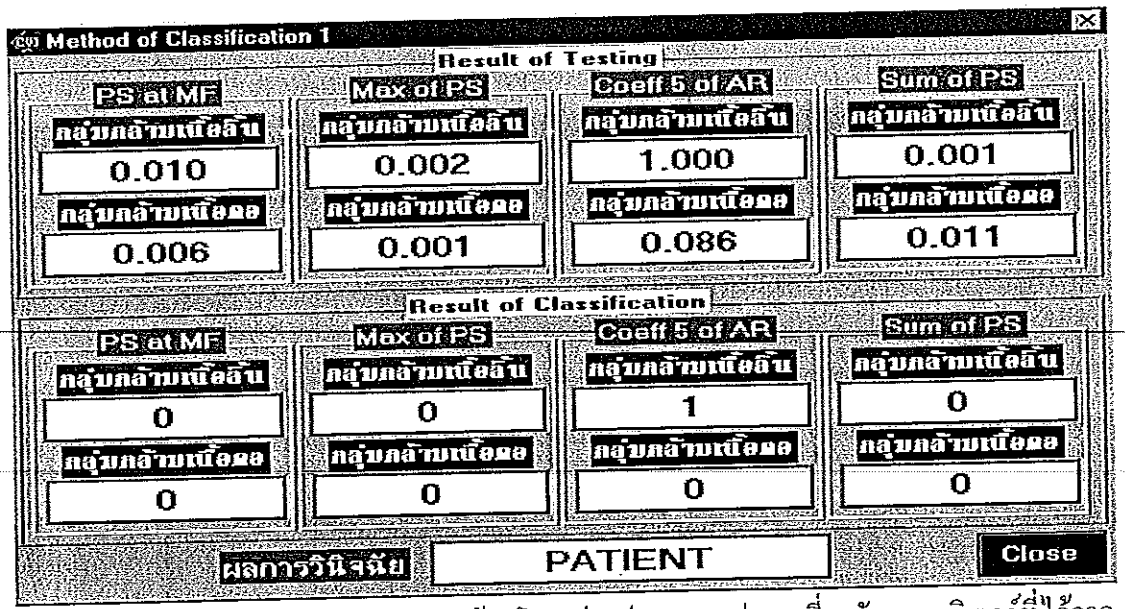


ภาพประกอบ 5-22 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าต่างๆ ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธี ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)

เมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่ง MOC1 ในภาพประกอบ 5-21 และ 5-22 โปรแกรมจะทำการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ซึ่งมีตัวอย่างผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24) และตัวอย่างผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้ที่มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29) โดยใช้พารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ทั้ง 4 วิธี ได้แก่ วิธี PS at MF, Max of PS, Coeff 5 of AR และ Sum of PS ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ดังแสดงในภาพประกอบ 5-23 และ 5-24 ตามลำดับ

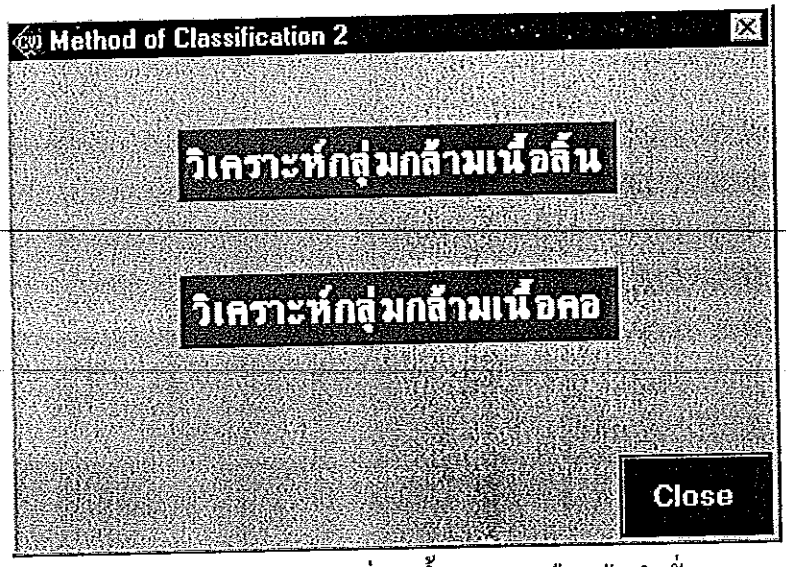


ภาพประกอบ 5-23 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าต่างๆ ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ทั้ง 4 วิธี ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ รวมทั้งผลการวินิจฉัยที่ได้ของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)

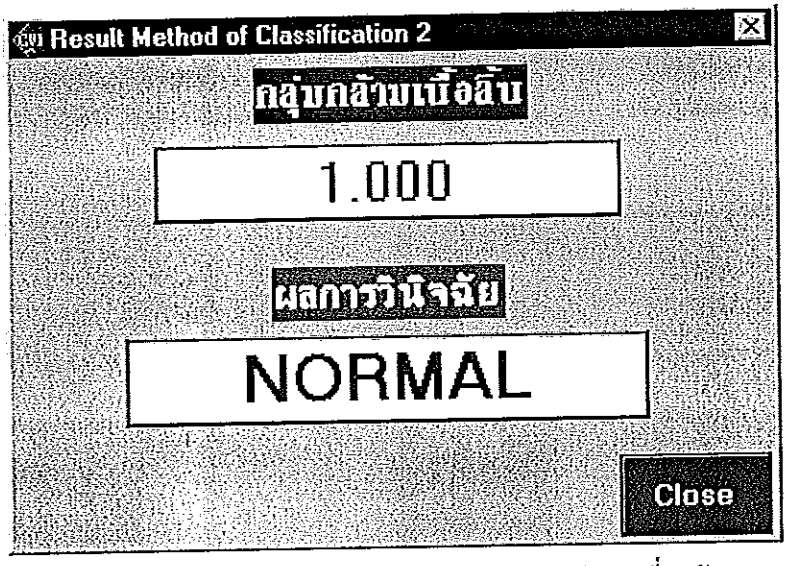


ภาพประกอบ 5-24 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าต่างๆ ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ทั้ง 4 วิธี ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ รวมทั้งผลการวินิจฉัยที่ได้ของผู้ที่มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)

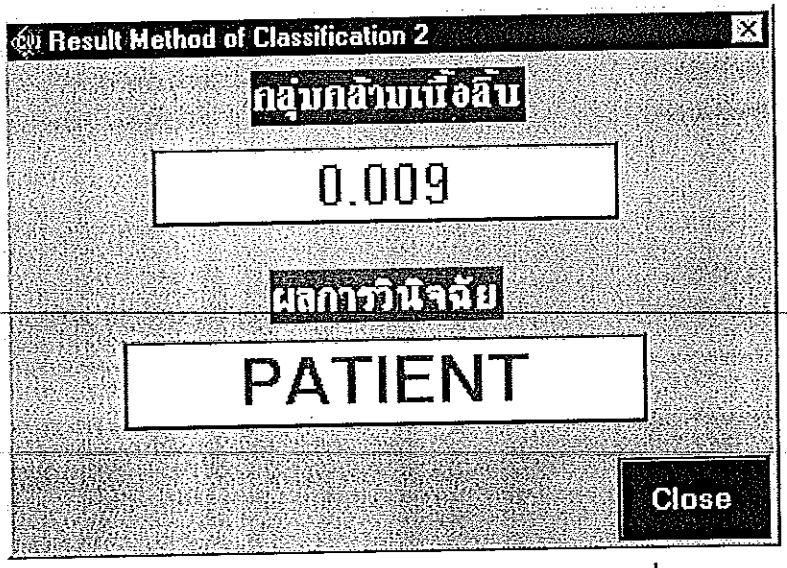
เมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่ง MOC2 ในภาพประกอบ 5-21 และ 5-22 โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงาน Method of Classification 2 ดังแสดงในภาพประกอบ 5-25 และเมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่งวิเคราะห์กลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงาน Result Method of Classification 2 แสดงในภาพประกอบ 5-26 และ 5-27 ซึ่งจะเป็นการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธี ได้แก่ วิธี PS at MF, Max of PS, Coeff 5 of AR และ Sum of PS โดยนำพารามิเตอร์ที่ได้ทั้งหมดมาเรียงรวมกันตามลำดับ ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น และเมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่งวิเคราะห์กลุ่มกล้ามเนื้อคอ โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงาน Result Method of Classification 2 แสดงในภาพประกอบ 5-28 และ 5-29 ซึ่งจะเป็นการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธี ได้แก่ วิธี PS at MF, Max of PS, Coeff 5 of AR และ Sum of PS โดยนำพารามิเตอร์ที่ได้ทั้งหมดมาเรียงรวมกันตามลำดับ ของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ซึ่งมีตัวอย่างผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24) และตัวอย่างผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้ที่มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29) ดังแสดงในภาพประกอบ 5-26 ถึง 5-29 ตามลำดับ



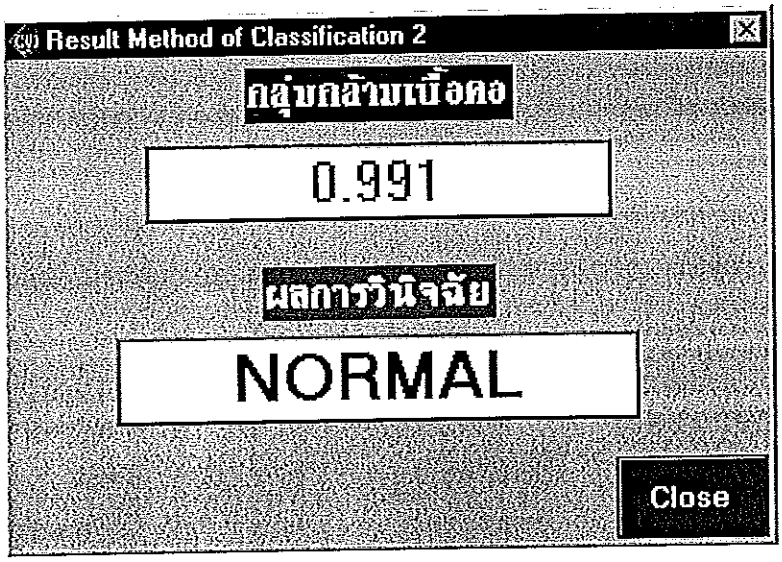
ภาพประกอบ 5-25 แสดงหน้าจอการทำงานที่เกิดขึ้นจากการเลือกปุ่มคำสั่ง MOC2 ของหน้าจอการทำงานที่แสดงในภาพประกอบ 5-21 และ 5-22



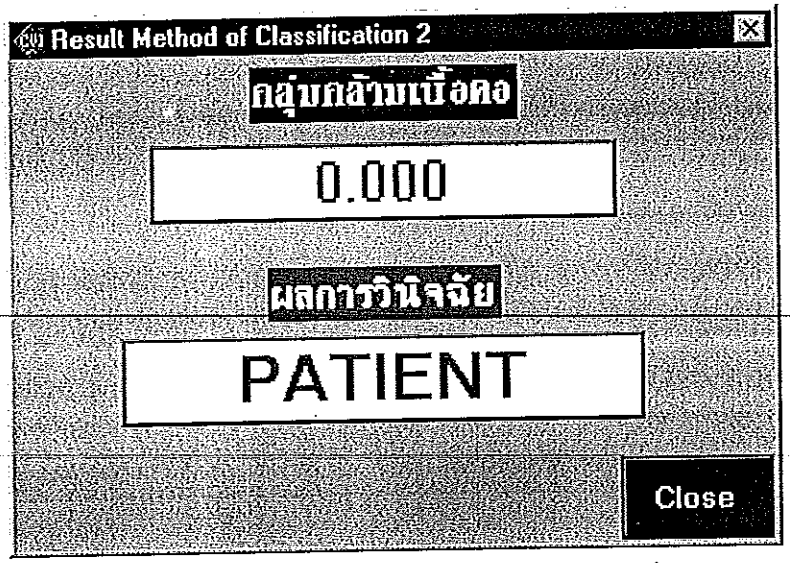
ภาพประกอบ 5-26 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าต่างๆด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีเรียงกันของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น รวมทั้งผลการวินิจฉัยที่ได้ของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)



ภาพประกอบ 5-27 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าต่างๆด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีเรียงกันของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น รวมทั้งผลการวินิจฉัยที่ได้ของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)

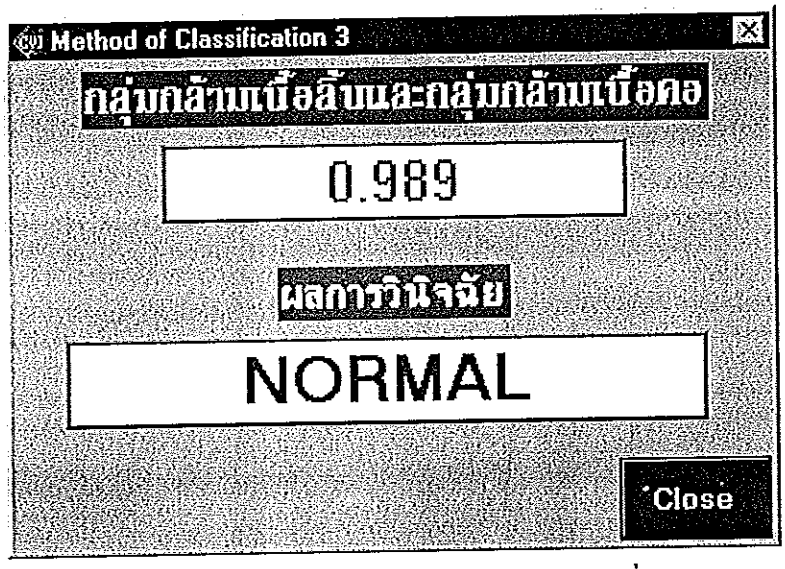


ภาพประกอบ 5-28 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าต่างๆด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีเรียงกันของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอ รวมทั้งผลการวินิจฉัยที่ได้ของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)

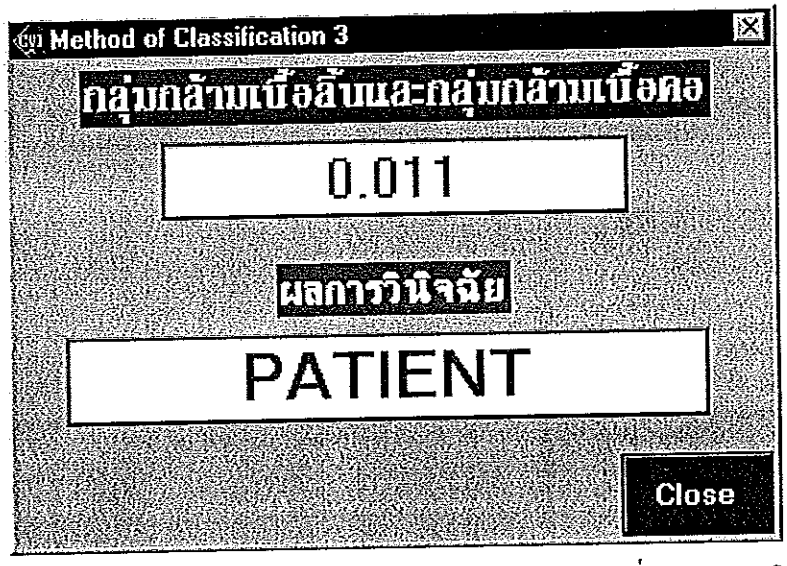


ภาพประกอบ 5-29 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าต่างๆด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีเรียงกันของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอ รวมทั้งผลการวินิจฉัยที่ได้ของผู้ที่มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)

นอกจากนี้ เมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่ง MOC3 ในภาพประกอบ 5-21 และ 5-22 โปรแกรมจะทำการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 3 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 8 วิธีเรียงกัน ได้แก่ วิธี PS at MF, Max of PS, Coeff of AR (ส.ป.ส.ที่ 5) และ Sum of PS ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น รวมกับวิธี PS at MF, Max of PS, Coeff of AR (ส.ป.ส.ที่ 5) และ Sum of PS ของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ โดยนำพารามิเตอร์ที่ได้ทั้งหมดจากการคำนวณทั้ง 8 วิธีข้างต้นมาเรียงรวมกันตามลำดับ ซึ่งมีตัวอย่างผลที่ได้ของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24) และผู้ที่มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29) แสดงในภาพประกอบ 5-30 และ 5-31 ตามลำดับ

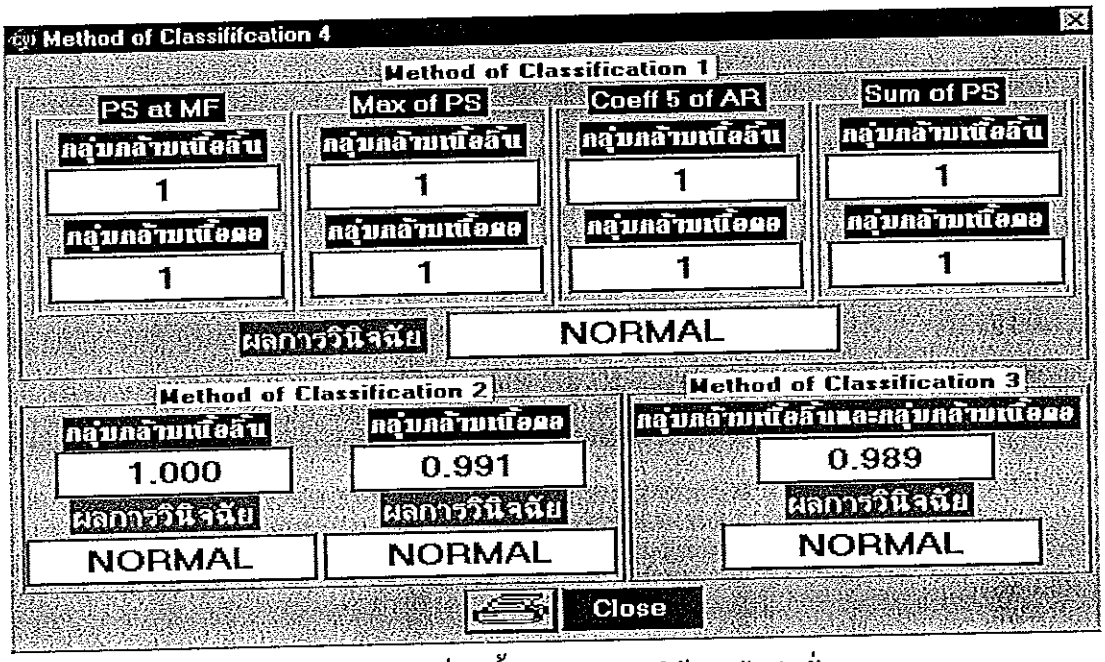


ภาพประกอบ 5-30 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 3 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณค่าต่างๆด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีของแต่ละสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอมาเรียงรวมกันตามลำดับ รวมทั้งสรุปผลการวินิจฉัยที่ได้ของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)

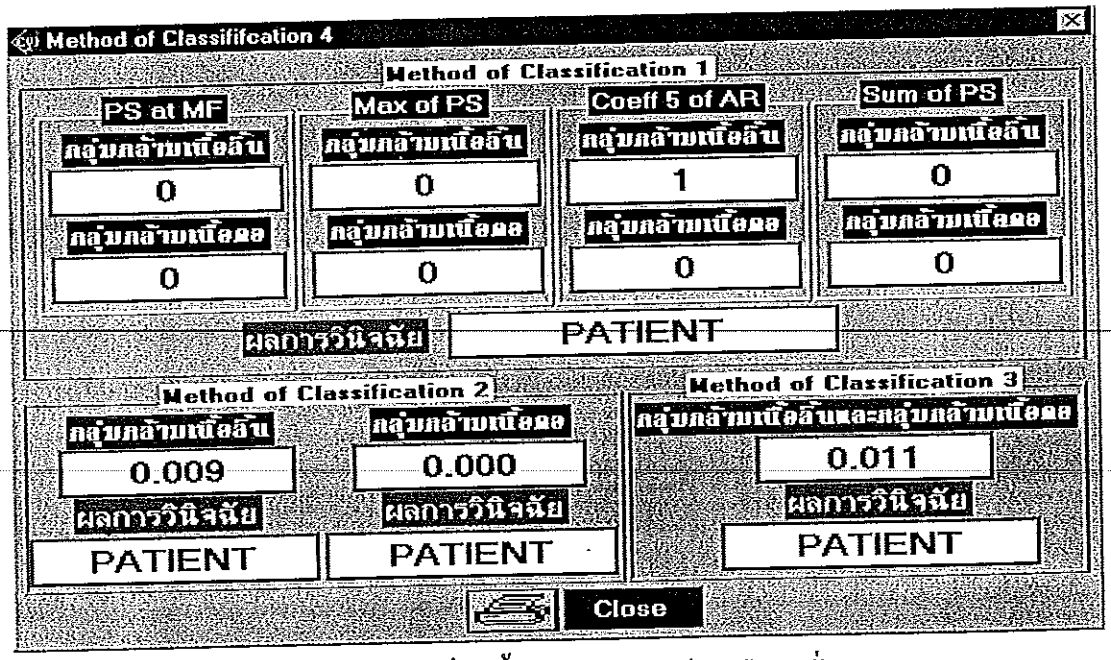


ภาพประกอบ 5-31 แสดงผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 3 กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณค่าต่างๆด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์พร้อมกันทั้งหมด 4 วิธีของแต่ละสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอมาเรียงรวมกันตามลำดับ รวมทั้งสรุปผลการวินิจฉัยที่ได้ของผู้ที่มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)

เมื่อทำการเลือกปุ่มคำสั่ง MOC4 ในภาพประกอบ 5-21 และ 5-22 โปรแกรมจะทำการแสดงผลลัพธ์ที่ได้ทั้งหมดจากการใช้งานปุ่มคำสั่ง MOC1 ปุ่มคำสั่ง MOC2 และปุ่มคำสั่ง MOC3 ดังตัวอย่างผลที่ได้ของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24) และผู้ที่มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29) แสดงในภาพประกอบ 5-32 และ 5-33 ตามลำดับ



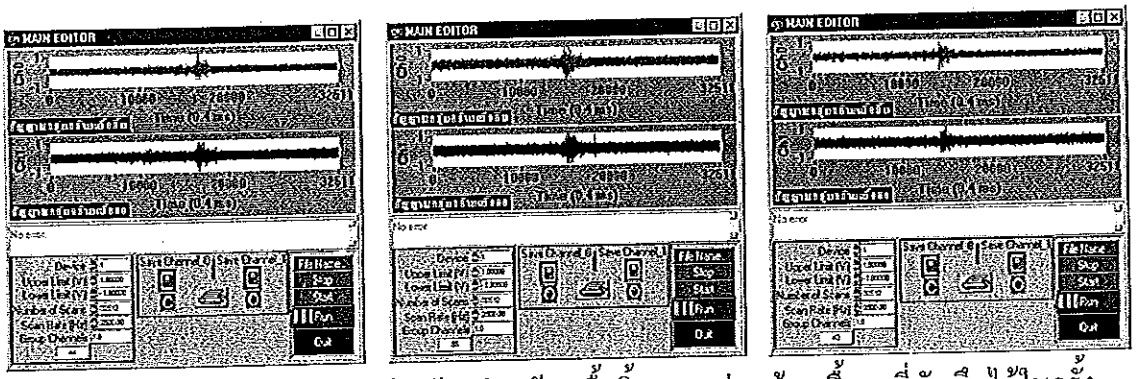
ภาพประกอบ 5-32 แสดงผลลัพธ์ที่ได้ทั้งหมดจากการใช้งานปุ่มคำสั่ง MOC1, MOC2 และ MOC3 ของหน้าจอการทำงานที่แสดงในภาพประกอบ 5-21 ของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 24)



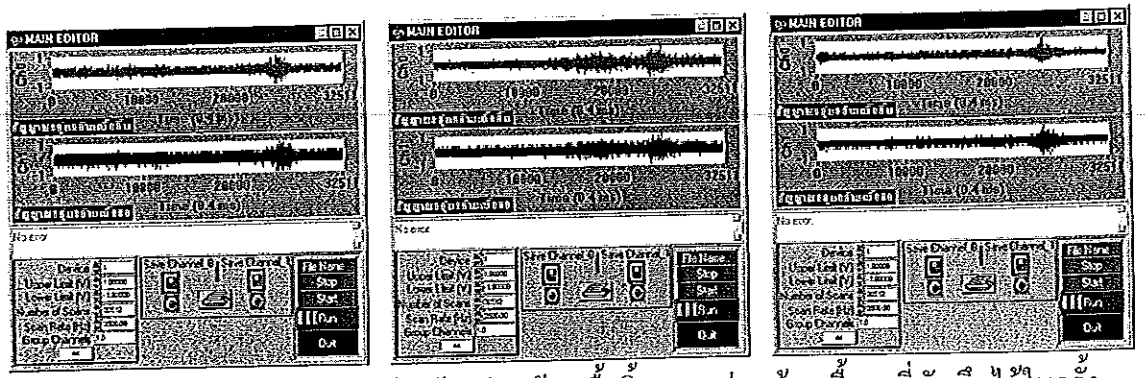
ภาพประกอบ 5-33 แสดงผลลัพธ์ที่ได้ทั้งหมดจากการใช้งานปุ่มคำสั่ง MOC1, MOC2 และ MOC3 ของหน้าจอการทำงานที่แสดงในภาพประกอบ 5-22 ของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 29)

5.2 ผลการทดลองโครงสร้างการทำงานและส่วนประกอบต่างๆ ของระบบตรวจวินิจฉัย

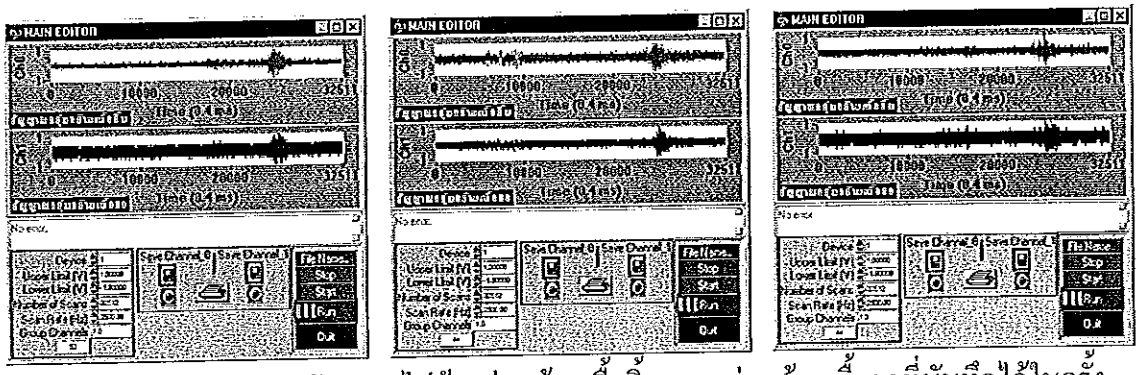
การทดลองโครงสร้างการทำงานและส่วนประกอบต่างๆ ของระบบตรวจวินิจฉัย ที่แสดงในภาพประกอบ 2-2 ในบทที่ 2 จะเริ่มจากการนำอาสาสมัครมาทำการทดสอบจำนวน 5 คน แล้วทำการจับสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ขณะทำกิจกรรมการกลืนน้ำปริมาณ 5 มิลลิลิตร จำนวน 3 ครั้ง โดยใช้อิเลคโตรดเป็นตัวรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ แสดงตำแหน่งของการติดอิเลคโตรดบริเวณลำคอของอาสาสมัครในภาพประกอบ 2-1 หลังจากนั้นโปรแกรมจะทำการบันทึกข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้รับเข้ามา และทำการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ต่างๆ (ดูรายละเอียดในบทที่ 3) แล้วนำข้อมูลหรือค่าพารามิเตอร์ที่ได้มาใช้ในการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนด้วยวิธีโครงข่ายประสาทรูปแบบต่างๆ (ดูรายละเอียดในบทที่ 4) ซึ่งจะทำให้โปรแกรมสามารถจำแนกผู้ที่มีปัญหาการกลืนออกจากคนปกติได้ โดยจะแสดงภาพของสัญญาณที่จับด้วยระบบ ดังภาพประกอบ 5-34 ถึง 5-48 และสรุปผลการจำแนกที่ได้ในตาราง 5-1



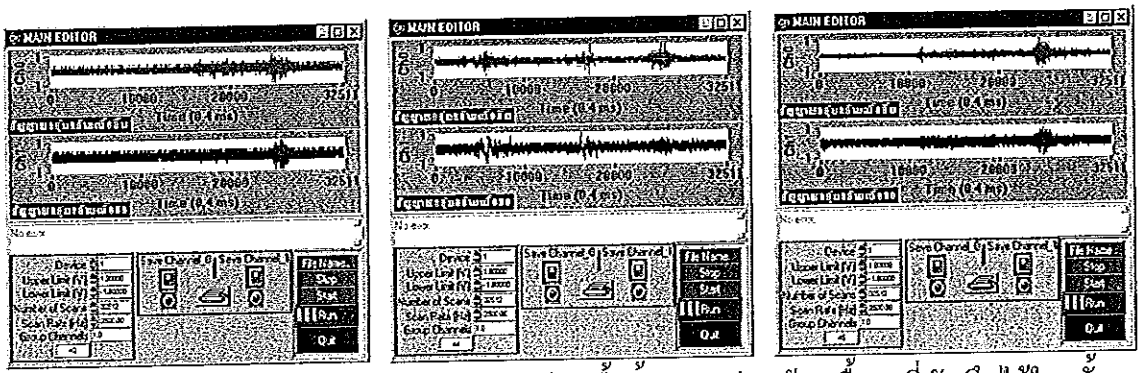
ภาพประกอบ 5-34 แสดงสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่บันทึกได้ในครั้งที่ 1, 2 และ 3 ตามลำดับ ของอาสาสมัครทดสอบลำดับที่ 1



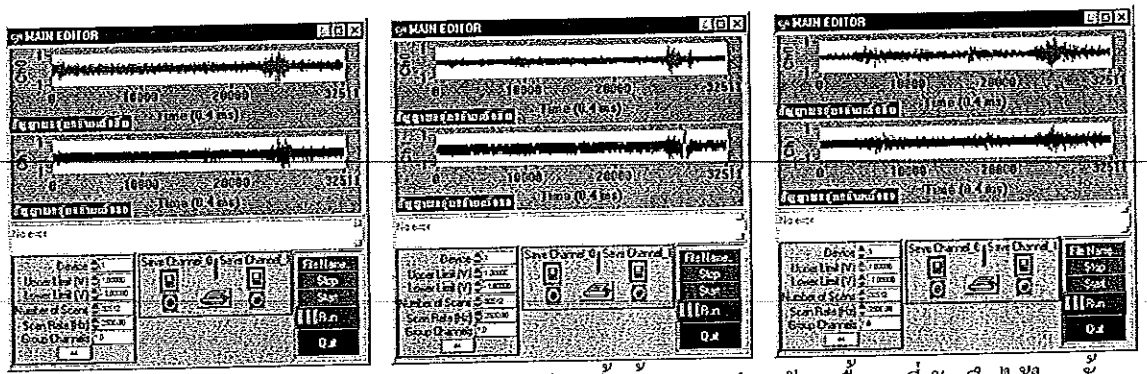
ภาพประกอบ 5-35 แสดงสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่บันทึกได้ในครั้งที่ 1, 2 และ 3 ตามลำดับ ของอาสาสมัครทดสอบลำดับที่ 2



ภาพประกอบ 5-36 แสดงสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่บันทึกได้ในครั้งที่ 1, 2 และ 3 ตามลำดับ ของอาสาสมัครทดสอบลำดับที่ 3



ภาพประกอบ 5-37 แสดงสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่บันทึกได้ในครั้งที่ 1, 2 และ 3 ตามลำดับ ของอาสาสมัครทดสอบลำดับที่ 4



ภาพประกอบ 5-38 แสดงสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอที่บันทึกได้ในครั้งที่ 1, 2 และ 3 ตามลำดับ ของอาสาสมัครทดสอบลำดับที่ 5

ตาราง 5-1 แสดงผลการทดลองโครงสร้างการทำงานและส่วนประกอบต่างๆ ของระบบระบบตรวจวินิจฉัยที่ใช้ในการจำแนกอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบ

อาสาสมัครทดสอบลำดับที่	ผลการจำแนกครั้งที่ 1	ผลการจำแนกครั้งที่ 2	ผลการจำแนกครั้งที่ 3	สรุปผลการจำแนก
1	ปกติ	ผิดปกติ	ปกติ	ปกติ
2	ปกติ	ปกติ	ปกติ	ปกติ
3	ผิดปกติ	ปกติ	ปกติ	ปกติ
4	ปกติ	ผิดปกติ	ปกติ	ปกติ
5	ผิดปกติ	ปกติ	ผิดปกติ	ผิดปกติ

จากผลการทดลองในตาราง 5-1 พบว่าระบบตรวจวินิจฉัยสามารถทำการจำแนกได้คนปกติ 4 คน และผู้มีความผิดปกติ 1 คน จากจำนวนอาสาสมัครที่ใช้ในการทดสอบทั้งหมด 5 คน แสดงให้เห็นว่าโครงสร้างการทำงานและส่วนประกอบต่างๆ ของระบบตรวจวินิจฉัยสามารถทำการจำแนกได้ตามโครงสร้างการทำงานที่ได้ออกแบบไว้ ส่วนหัวข้อถัดไปจะเป็นการทดลองเพื่อตรวจสอบความถูกต้อง แม่นยำ ของโปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน

5.3 ผลการทดลองตรวจสอบความถูกต้อง แม่นยำ ของระบบตรวจวินิจฉัย

การทดลองเพื่อตรวจสอบความถูกต้อง แม่นยำ ของระบบ จะเริ่มการทดลองโดยนำ ข้อมูลของอาสาสมัครที่ได้จากการบันทึกข้อมูลโดย รศ.น.พ. วิทูร ลีลามานิตย์ ภาควิชาโสต นาสิกและลาริงซ์วิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ โดยไม่รู้มาก่อนว่าข้อมูลใดเป็นของคนปกติหรือผู้ป่วย (ดูรายละเอียดในหัวข้อ 4.2 ของบทที่ 4) มาป้อนให้กับโปรแกรม เพื่อทำการวิเคราะห์และจำแนกหาผู้ที่มีปัญหาการกลืน หลังจากนั้นจะได้นำผลเฉลยจาก รศ.น.พ. วิทูร ลีลามานิตย์ มาเปรียบเทียบกับผลการทดลอง ดังแสดงในตาราง 5-2

ตาราง 5-2 แสดงผลการทดลองที่ได้จากการตรวจสอบความถูกต้อง แม่นยำ ของระบบ

อาสาสมัครทดสอบ	ผลการจำแนกครั้งที่ 1	ผลการจำแนกครั้งที่ 2	ผลการจำแนกครั้งที่ 3	สรุปผลการจำแนกที่ได้จากโปรแกรม	ผลการจำแนกที่ได้จาก รศ.น.พ. วิทูร ลีลามานิตย์
B2	ปกติ	ผิดปกติ	ผิดปกติ	ผิดปกติ	ผิดปกติ
B3	ผิดปกติ	ปกติ	ผิดปกติ	ผิดปกติ	ผิดปกติ
B4	ปกติ	ปกติ	ปกติ	ปกติ	ปกติ
B5	ปกติ	ผิดปกติ	ผิดปกติ	ผิดปกติ	ผิดปกติ
B6	ผิดปกติ	ผิดปกติ	ผิดปกติ	ผิดปกติ	ปกติ
B7	ผิดปกติ	ปกติ	ปกติ	ปกติ	ปกติ
B8	ผิดปกติ	ปกติ	ผิดปกติ	ผิดปกติ	ผิดปกติ
B10	ผิดปกติ	ผิดปกติ	ปกติ	ผิดปกติ	ผิดปกติ
B11	ปกติ	ปกติ	ปกติ	ปกติ	ผิดปกติ
B12	ผิดปกติ	ผิดปกติ	ปกติ	ผิดปกติ	ผิดปกติ

จากผลการทดลองที่ได้ในตาราง 5-2 พบว่าโปรแกรมสามารถจำแนกหาผู้มีความผิดปกติด้านการกลืนได้จำนวน 7 คน และจำแนกหาคนปกติได้จำนวน 3 คน ซึ่งเมื่อทำการเปรียบเทียบกับผลการจำแนกที่ได้จาก รศ.น.พ. วิทูร ลีลามานิตย์ ภาควิชาโสต นาสิกและลาริงซ์วิทยา คณะแพทยศาสตร์ สรุปผลได้ว่าโปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนสามารถจำแนกได้ถูกต้องจำนวน 8 คน และผิดพลาดไปจำนวน 2 คน คิดเป็นเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องเท่ากับ 80% ซึ่งอยู่ในระดับความถูกต้องที่ยอมรับได้ ส่วนสาเหตุที่ทำให้โปรแกรมจำแนกผิดพลาดไปจำนวน 2 คน จากการตรวจสอบข้อมูลสัญญาณดิบที่ได้รับมาและที่ได้ทำการปรึกษากับผศ.ดร.ชูศักดิ์ ลิ่มสกุล สรุปได้ว่าสัญญาณที่ได้รับมาของอาสาสมัคร B6 และ B11 มีสัญญาณรบกวนมากผิดปกติ ทำให้โปรแกรมไม่สามารถที่จะทำการวิเคราะห์สัญญาณในช่วงการกลืนได้ แต่จะไปทำการวิเคราะห์สัญญาณในช่วงที่มีสัญญาณรบกวนแทน ดังนั้นโปรแกรมจึงสรุปผลการวินิจฉัยผิดพลาดดังกล่าว ซึ่งปัญหาตรงจุดนี้จะได้รับทำการแก้ไขต่อไป เพื่อทำให้โปรแกรมสามารถจำแนกได้อย่างถูกต้อง

5.4 สรุปผลการทดลอง

1. ผลการทดลองการใช้งานฟังก์ชันการทำงานต่างๆ ในโปรแกรม พบว่าทุกฟังก์ชันในโปรแกรมสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ ทำให้การเชื่อมต่อ (Interface) กับผู้ใช้โปรแกรมผ่านทางหน้าจอคอมพิวเตอร์สามารถทำได้ง่าย สะดวกรวดเร็ว และยังพบว่า การจำแนกด้วยวิธีโครง

ข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 ให้ผลดีกว่าการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 และรูปแบบที่ 3 ดังนี้ การจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 1 (ดูรายละเอียดในตาราง 4-9) ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ มีเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง 97% ส่วนการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 2 (ดูรายละเอียดในตาราง 4-11ก และ 4-11ข) แบ่งเป็นของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น มีเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง 91.4% และของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ มีเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง 77.1% ส่วนการจำแนกด้วยวิธีโครงข่ายประสาทรูปแบบที่ 3 (ดูรายละเอียดในตาราง 4-13) ของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ มีเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง 77.1% ตามลำดับ

2. ผลการทดลองโครงสร้างการทำงานและส่วนประกอบต่างๆ ของระบบตรวจวินิจฉัย พบว่าระบบสามารถทำการจำแนกได้คนปกติ 4 คน และผู้มีความผิดปกติ 1 คน จากจำนวนอาสาสมัครที่ใช้ในการทดสอบทั้งหมด 5 คน (ดูรายละเอียดในตาราง 5-1) แสดงให้เห็นว่าโครงสร้างการทำงานและส่วนประกอบต่างๆ ของระบบตรวจวินิจฉัยสามารถทำการจำแนกได้ตามโครงสร้างการทำงานที่ได้ออกแบบไว้

3. ผลการทดลองตรวจสอบความถูกต้อง แม่นยำ ของระบบตรวจวินิจฉัย พบว่าระบบสามารถจำแนกหาผู้มีความผิดปกติด้านการกลืนได้จำนวน 7 คน และจำแนกหาคนปกติได้จำนวน 3 คน (ดูรายละเอียดในตาราง 5-2) ซึ่งเมื่อทำการเปรียบเทียบกับผลการจำแนกที่ได้จาก รศ.น.พ. วิทูร ลีลามานิตย์ ภาควิชาโสต นาสิกและลาริงซ์วิทยา คณะแพทยศาสตร์ สรุปผลได้ว่าระบบสามารถจำแนกได้ถูกต้องจำนวน 8 คน และผิดพลาดไปจำนวน 2 คน คิดเป็นเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องเท่ากับ 80%

5.5 สรุปและข้อเสนอแนะ

1. โปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน สามารถจำแนกผู้ที่มีปัญหาการกลืนออกจากคนปกติได้ ซึ่งผลการจำแนกที่ได้รับจากโปรแกรม ดังแสดงในตาราง 5-2 พบว่าเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องที่ได้รับ อยู่ในระดับที่ยอมรับได้
2. ผลลัพธ์ที่ได้จากการใช้งานโปรแกรมจะผ่านการตรวจสอบจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญอีกครั้งหนึ่ง เพื่อความถูกต้อง แม่นยำมากขึ้น
3. ความรวดเร็วในการทำงานของโปรแกรมขึ้นอยู่กับสเปกของเครื่องคอมพิวเตอร์ที่ใช้งานอยู่
4. ในโปรแกรมควรเพิ่มวิธีการทางคณิตศาสตร์ ที่จะนำมาใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอให้มีมากขึ้น เพื่อทำให้โปรแกรมสามารถจำแนกผู้ที่มีปัญหาการกลืนออกจากคนปกติได้ผลดีที่สุด โดยเฉพาะเมื่อมีสัญญาณรบกวน

บรรณานุกรม

เฉลิมชัย แซ่ลิ่ม. 2539. การคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อเพื่อตรวจจับสัญญาณที่บ่งบอกการกลืน. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์.

พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์. 2540. การออกแบบและสร้างเครื่องต้นแบบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์.

พิทักษ์ ทางรัตนสุวรรณ. 2540. การตรวจจับจุดกลืนจากสัญญาณกล้ามเนื้อโดยวิธีการทาง Neural Network. ปริญญานิพนธ์ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์.

ธีรเดช เศวตไพบูลย์กิจ. 2540. การพัฒนาระบบฮาร์ดแวร์ของระบบช่วยวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน. ปริญญานิพนธ์ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์.

วรเชษฐ์ อุบลสูตรวนิช. 2541. การจำแนกผู้มีปัญหาการกลืนโดยวิธีการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อและประมวลผลโดยวิธีโครงข่ายประสาท. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์.

Fusfeild. 1982. "Classification of Electromyogram a Pattern Recognition Method", Medical & Biological Engineering & Computing. 20(July 1982), 496-500.

Knox et al. 1994. "Classification of Multifunction Surface EMG using Advanced AR Model Representation", Bioengineering Proceedings of the Northeast Conference.

Mulavara et al. 1993. "Frequency Characterization of EMG Activity During Gait", Proceeding of the Annual Conference an Engineering in Medicine and Biology. 15(1993)

National Instruments Corporation. 1996. Getting Started With LabWindows/CVI. July 1996 Edition.

National Instruments Corporation. 1996. LabWindows/CVI User Manual. July 1996 Edition.

National Instruments Corporation. 1996. LabWindows/CVI Standard Libraries Reference Manual. July 1996 Edition.

National Instruments Corporation. 1996. LabWindows/CVI User Interface Reference Manual. July 1996 Edition.

National Instruments Corporation. 1996. LabWindows/CVI Programmer Reference Manual. July 1996 Edition.

National Instruments Corporation. 1996. LabWindows/CVI Instrument Driver Developers Guide. July 1996 Edition.

National Instruments Corporation. 1996.LabWindows/CVI Advanced Analysis Library Reference Manual. July 1996 Edition.

National Instruments Corporation. 1996. LabWindows/CVI Master Index. July 1996 Edition.

National Instruments Corporation. 1996. Lab-PC-1200/AI User Manual. June 1996 Edition.

Omry Paiss et al. 1987. "Autoregressive Modeling of Surface EMG and Its Spectrum with Application to Fatigue", IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 34, No. 10, (Oct 1987)

Roberto Merletti et al. 1985. "On-Line Monitoring of the Median Frequency of the Surface EMG Power Spectrum", IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 32, No. 1(Jan 1985)

Tohru Kiryu et al. 1994. "AR Modeling of Myoelectric Interfernce Signal During a Ramp Contraction", IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 41, No. 11(Nov 1994)

Yeap et al. 1990. "ECG Beat Classification by a Neural Network", Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 12, No. 3(1990)

Yukio Kosugi. 1997. "Basic of Neural Networks", Interdisciplinary Graduate School of Science And Engineering Tokyo Institute of Technology.

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก. คุณลักษณะและรายละเอียดการใช้งานเบื้องต้นของซอฟต์แวร์ LabWindows/CVI for Windows Version 4.0.1

ซอฟต์แวร์ LabWindows/CVI for Windows Version 4.0.1 ที่ใช้พัฒนาโปรแกรมระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน เป็นของบริษัท National Instruments Corporation U.S.A ใช้งานบนระบบ Windows 95 และต้องการเนื้อที่ในฮาร์ดดิสก์ในการติดตั้งโปรแกรมอย่างน้อย 28 Mb

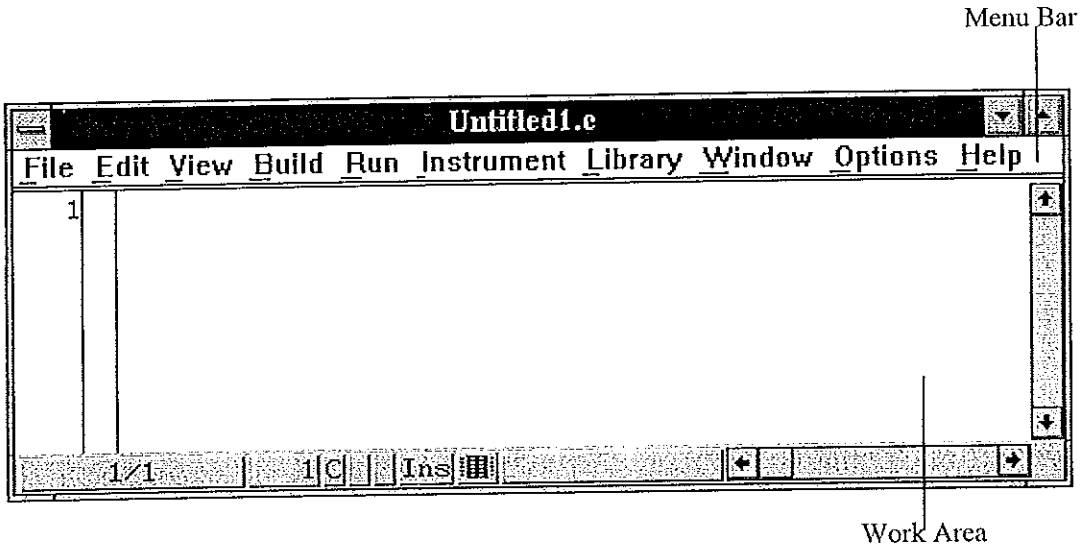
การใช้งานเบื้องต้นจะต้องมีการติดตั้งโปรแกรมลงบนฮาร์ดดิสก์ โดยนำแผ่นซีดีสำหรับการติดตั้ง 1 แผ่น ใส่ในช่องขับแผ่นซีดี จากนั้นเลื่อนลูกศรของเมาส์ไปที่ My Computer บน Desktop ของ Windows 95 แล้วทำการคลิกสองครั้ง จากนั้นให้เลื่อนลูกศรของเมาส์ไปที่ไอคอนรูปแผ่นซีดี แล้วทำการคลิกสองครั้ง เพื่อเข้าสู่หน้าต่าง LabWindows/CVI Installation CD ให้เลื่อนลูกศรของเมาส์ไปที่คำสั่ง Install CVI for Windows 95/NT แล้วทำการคลิกสองครั้ง จากนั้นก็จะมีการติดตั้งและตอบคำถามในการติดตั้งต่างๆ จนกระทั่งการติดตั้งเสร็จสมบูรณ์

1. ส่วนประกอบของ LabWindows/CVI for Windows Version 4.0.1

โปรแกรม LabWindows/CVI เฉพาะในส่วนที่ได้นำมาใช้ในการพัฒนาระบบเชื่อมต่อกับผู้ใช้สำหรับระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน โปรแกรม LabWindows/CVI จะประกอบด้วย ส่วนของ Source Windows, User Interface Editor Window, Function Tree Editor และ Project Window ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

1.1 Source Window

เป็นหน้าต่างที่ใช้ในการแสดงและแก้ไขรหัสต้นฉบับ (Source Code) ซึ่งจะเขียนโปรแกรมในรูปแบบภาษา C/C++ โดยจะถูกเก็บในรูปของไฟล์นามสกุล .C มีลักษณะดังแสดงในภาพประกอบ ก1



ภาพประกอบ ก1 แสดงหน้าต่างส่วน Source Window

จากภาพประกอบ ก1 แสดงหน้าต่างส่วน Source Window ประกอบด้วยส่วนต่างๆ ดังนี้

1.1.1 แถบเมนู (Menu Bar) ประกอบด้วย

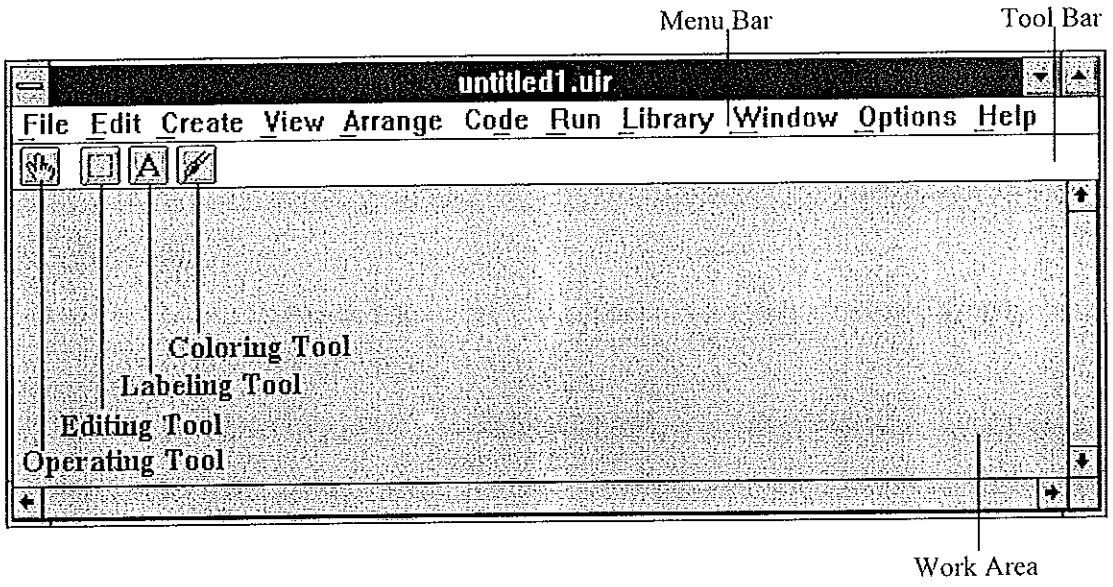
1) Edit เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้ในการแก้ไขอื่นๆ
2) View เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้กำหนดการแสดงรายละเอียดต่างๆ ใน Source Window
3) Build เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้ในการคอมไพล์ไฟล์ และสร้างและลิงค์ Projects
4) Run เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้ในการรันและดีบักโปรแกรม
5) Instrument เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้ในการ Load, Unload และแก้ไข เครื่องมือที่นำมาใช้งาน
6) Library เป็นเมนูคำสั่งที่เข้าถึงไลบรารีของ Function Panels ใน LabWindows/CVI
7) Window เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้ในการเปิดหน้าต่างใดๆ ขึ้นมาเพื่อทำการแสดงและแก้ไข รวมทั้งการเปลี่ยนหน้าต่างใช้งาน
8) Options เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้กำหนดค่าสิ่งแวดล้อมต่างๆ ใน LabWindows/CVI และใช้จัดการยูทิลิตี้ต่างๆ ใน LabWindows/CVI
9) Help เป็นเมนูคำสั่งที่ให้ความรู้เกี่ยวกับ LabWindows/CVI

1.1.2 Work Area

เป็นส่วนที่ใช้ในการเขียนโปรแกรมภาษา C/C++

1.2 User Interface Editor Window

เป็นหน้าต่างที่ใช้ในการสร้างและแก้ไข GUI Panels, Controls และ Menu Bars โดยจะถูกเก็บในรูปของไฟล์นามสกุล .UIR นอกจากนี้สามารถใช้แถบเครื่องมือใต้ Menu Bar สำหรับการแก้ไขระดับสูงโดยการใช้เมาส์ มีลักษณะดังแสดงในภาพประกอบ ก2



ภาพประกอบ ก2 แสดงหน้าต่างส่วน User Interface Editor Window

จากภาพประกอบ ก2 แสดงหน้าต่างส่วน User Interface Editor Window ประกอบด้วยส่วนต่างๆ ดังนี้

1.2.1 แถบเมนู (Menu Bar) ประกอบด้วย

1) File เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้จัดการเกี่ยวกับไฟล์
2) Edit เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้สำหรับแก้ไข Panels, Controls และ Menu Bars

3) Create เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้สำหรับสร้าง Panels, Controls และ Menu Bars
4) View เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้กำหนดการแสดงรายละเอียดต่างๆ ใน User Interface Editor Window
5) Arrange เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้ในการจัดรูปแบบการวางและการกระจาย Controls บน Panel
6) Code เป็นเมนูคำสั่งที่ไปทำให้เกิดการสร้าง Code โดยอัตโนมัติในไฟล์ที่มีนามสกุล .UIR ขณะที่กำลังทำการสร้างหรือกำลังทำการแก้ไขอยู่
7) Run เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้ในการรันและดีบักโปรแกรม
8) Library เป็นเมนูคำสั่งที่เข้าถึงไลบรารีของ Function Panels ใน LabWindows/CVI
9) Window เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้ในการเปิดหน้าต่างใดๆ ขึ้นมาเพื่อทำการแสดงและแก้ไข รวมทั้งการเปลี่ยนหน้าต่างใช้งาน
10) Options เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้จัดการยูทิลิตี้ต่างๆ ใน User Interface Editor Window
11) Help เป็นเมนูคำสั่งที่ให้ความรู้เกี่ยวกับ LabWindows/CVI

1.2.2 แถบเครื่องมือ (Tool Bar) ประกอบด้วย

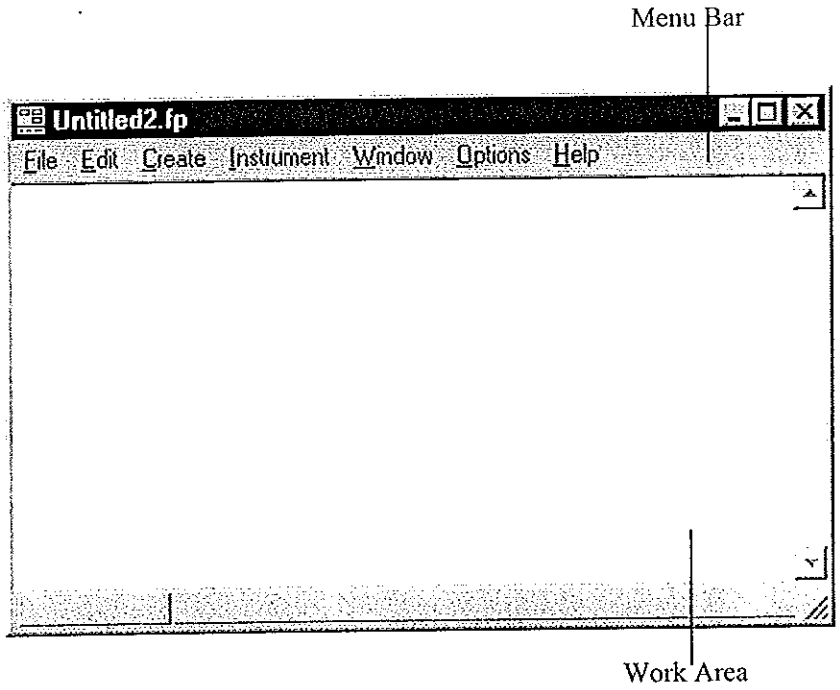
1) ปุ่ม Editing Tool ใช้เลือก ตำแหน่ง และขนาด ของ Objects
2) ปุ่ม Labeling Tool ใช้เปลี่ยนแปลงแก้ไขข้อความที่มีส่วนร่วมกับ Objects
3) ปุ่ม Coloring Tool ใช้ในการกำหนดสีให้กับ Objects

1.2.3 Work Area

เป็นส่วนที่ใช้ในการสร้างและแก้ไข Panels, Controls และ Menu Bars

1.3 Function Tree Editor

เป็นหน้าต่างที่ใช้ในการสร้างและเปลี่ยนแปลงแก้ไข Function Tree สำหรับเครื่องมือที่จะนำมาใช้งาน โดย Function Tree ที่สร้างขึ้นมาจะถูกเก็บในรูปของไฟล์นามสกุล .FP มีลักษณะดังแสดงในภาพประกอบ ก3



ภาพประกอบ ก3 แสดงหน้าต่างส่วน Function Tree Editor

จากภาพประกอบ ก3 แสดงหน้าต่างส่วน Function Tree Editor ประกอบด้วยส่วนต่างๆ ดังนี้

1.3.1 แถบเมนู (Menu Bar) ประกอบด้วย

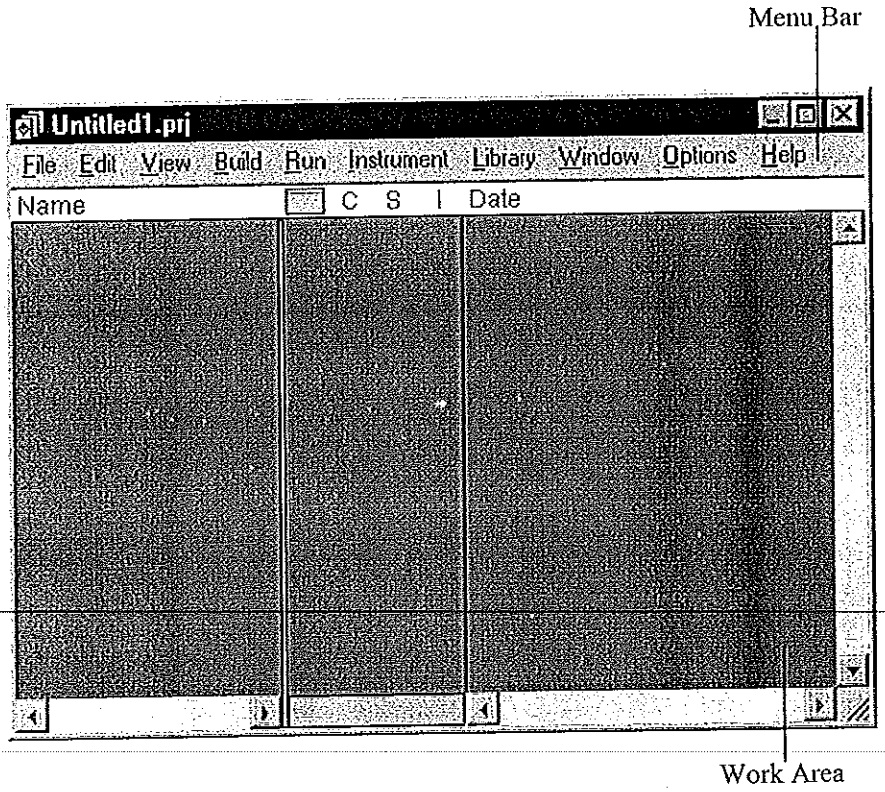
1) File เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้จัดการเกี่ยวกับไฟล์
2) Edit เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้จัดการเกี่ยวกับการแก้ไขต่างๆ
3) Create เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้สร้าง Function Treeใหม่ หรือเพิ่มฟังก์ชั่นใหม่และจัดเข้าอยู่ในประเภท Function Tree ที่มีอยู่
4) Instrument เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้ในการ Load, Unload เครื่องมือที่ใช้งาน หรือเลือก Function Panel ไปแก้ไข
5) Window เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้ในการเปิดหน้าต่างใดๆ ขึ้นมาเพื่อทำการแสดงและแก้ไข รวมทั้งการเปลี่ยนหน้าต่างใช้งาน
6) Options เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้จัดการยูทิลิตี้ต่างๆ ใน Function Tree Editor
7) Help เป็นเมนูคำสั่งที่ให้ความรู้เกี่ยวกับ LabWindows/CVI

1.3.2 Work Area

เป็นส่วนที่ใช้ในการสร้างและเปลี่ยนแปลงแก้ไข Function Tree

1.4 Project Window

เป็นหน้าต่างที่ใช้แสดงและทำการรวบรวมไฟล์นามสกุลต่างๆ ได้แก่ ไฟล์นามสกุล .C, .H, .UIR, .FP เป็นต้น มาสร้างเป็น Project File โดยจะถูกเก็บในรูปของไฟล์นามสกุล .PRJ มีลักษณะดังแสดงในภาพประกอบ ก4



ภาพประกอบ ก4 แสดงหน้าต่างส่วน Project Window

จากภาพประกอบ ก4 แสดงหน้าต่างส่วน Project Window ประกอบด้วยส่วนต่างๆ ดังนี้

1.4.1 แถบเมนู (Menu Bar) ประกอบด้วย

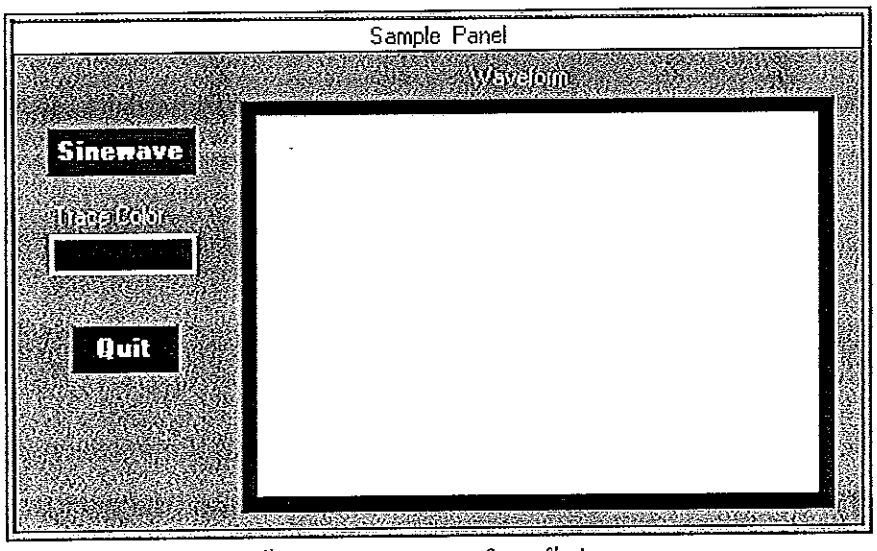
1) File เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้จัดการเกี่ยวกับไฟล์
2) Edit เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้จัดการเกี่ยวกับการแก้ไขต่างๆ
3) View เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้กำหนดการแสดงรายละเอียดต่างๆ ใน Project Window
4) Build เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้ในการคอมไพล์ไฟล์ สร้างและลิงค์ Projects ทำเครื่องหมายไฟล์ต่างๆ สำหรับทำการรวบรวม และสร้างไฟล์แอปพลิเคชั่น
5) Run เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้ในการรันโปรแกรมและการกำหนดจุดหยุด (Breakpoint) ในขณะรันโปรแกรม
6) Instrument เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้ในการ Load, Unload และแก้ไข เครื่องมือที่นำมาใช้งาน
7) Library เป็นเมนูคำสั่งที่เข้าถึงไลบรารีของ Function Panels ใน LabWindows/CVI
8) Window เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้ในการเปิดหน้าต่างใดๆ ขึ้นมาเพื่อทำการแสดงและแก้ไข รวมทั้งการเปลี่ยนหน้าต่างใช้งาน
9) Options เป็นเมนูคำสั่งที่ใช้กำหนดค่าสิ่งแวดล้อมต่างๆ ใน LabWindows/CVI และใช้จัดการยูทิลิตี้ต่างๆ ใน Project Window
10) Help เป็นเมนูคำสั่งที่ให้ความรู้เกี่ยวกับ LabWindows/CVI

1.4.2 Work Area

เป็นส่วนที่ใช้ในการรวบรวมไฟล์ต่างๆ ที่จะนำมาสร้างเป็น Project File

2. ตัวอย่างการเขียนโปรแกรมการสร้างสัญญาณ Sine

เมื่อทำการเข้าโปรแกรม LabWindows/CVI โปรแกรมจะเข้าสู่ส่วนของหน้าต่าง Project Window ให้เลือกเมนูคำสั่ง File แล้วเลือกคำสั่ง New จากนั้นเลือกคำสั่ง User Interface [*.uir]...จะเข้าสู่หน้าต่าง User Interface Editor Window หลังจากนั้นให้เลือกเมนูคำสั่ง Create เพื่อทำการสร้าง Panels, Menu Bars และ Controls ต่างๆ สำหรับการสร้างสัญญาณ Sine ดังแสดงในภาพประกอบ



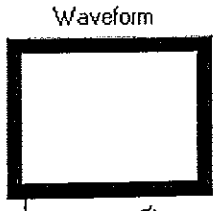
ภาพประกอบ ก5 แสดงการสร้าง Panel, Controls ในหน้าต่าง User Interface Editor Window สำหรับโปรแกรมการสร้างสัญญาณ Sine

จากภาพประกอบ ก5 มีส่วนประกอบต่างๆ ดังนี้

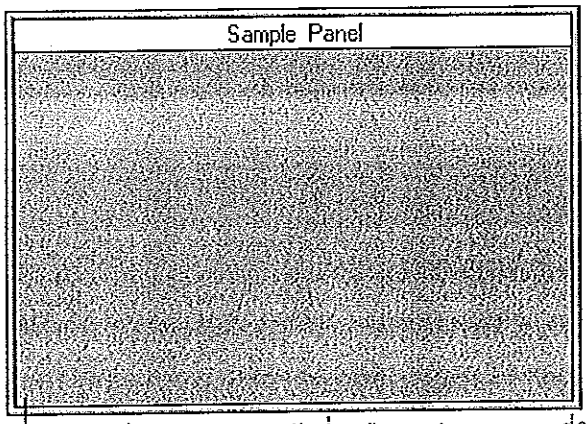
→ เป็น Square Command Button Control ทำหน้าที่เป็นปุ่มคำสั่งสร้างสัญญาณ Sine โดยการคำนวณใช้ฟังก์ชั่นที่ชื่อ AcquireData

→ เป็น Color Numeric Control ทำหน้าที่กำหนดสีของเส้นที่ใช้ในการแสดงสัญญาณ Sine

→ เป็น Square Command Button Control ทำหน้าที่เป็นปุ่มคำสั่งยกเลิกการทำงานของโปรแกรม โดยใช้ฟังก์ชั่นที่ชื่อ Shutdown

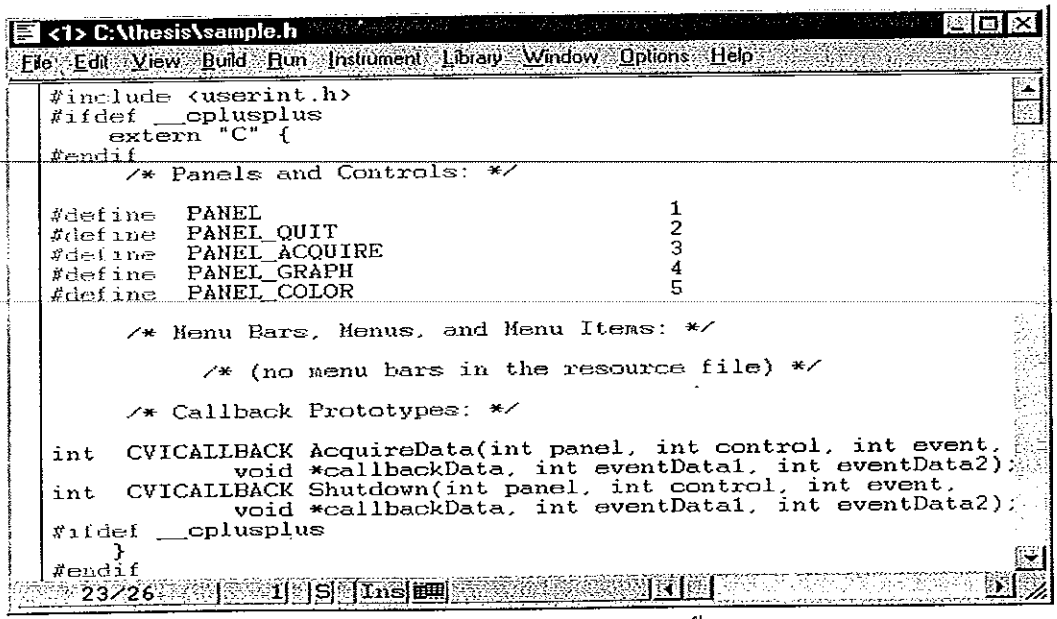


→ เป็น Graph Control ทำหน้าที่แสดงสัญญาณ Sine เมื่อมีการเลือกปุ่มคำสั่ง Sinewave

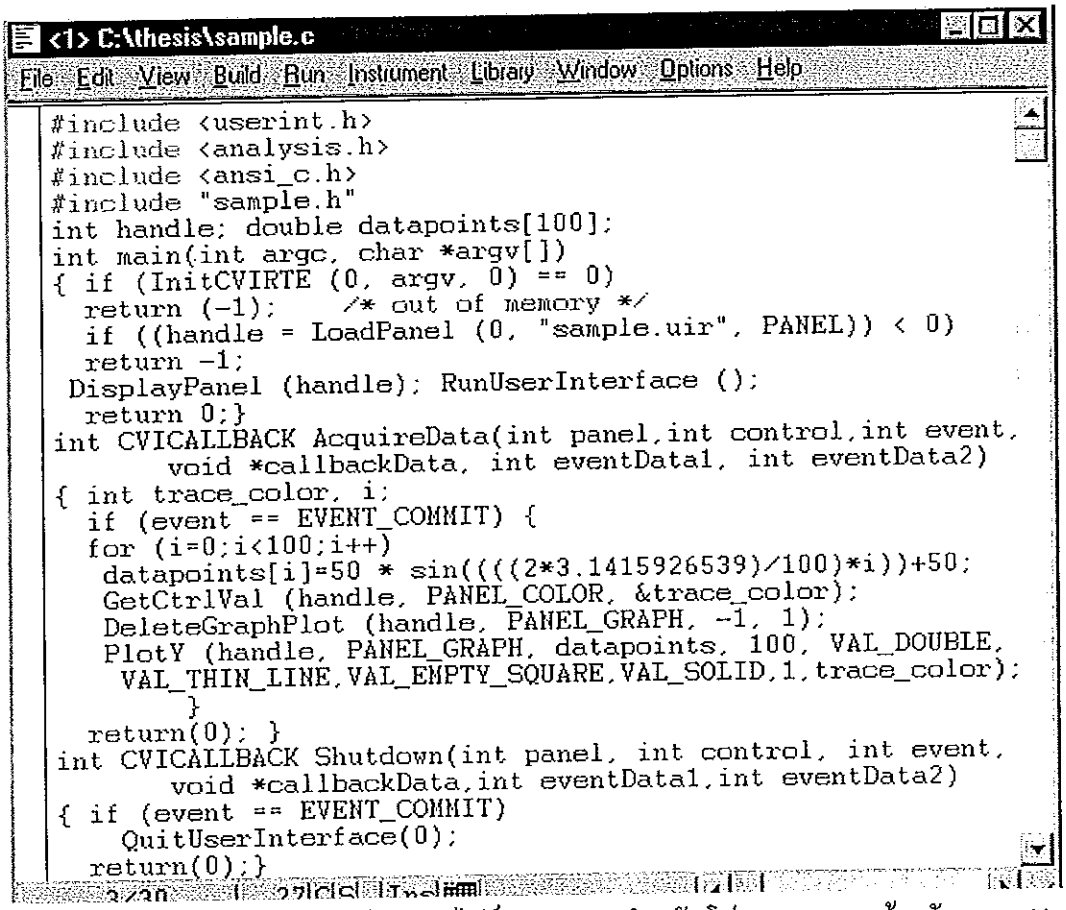


เป็น Panel ทำหน้าที่เสมือนแผ่นกระดาษที่ใช้ในการติดตั้ง Menu Bars และ Controls ต่างๆ

นอกจากนี้ให้ทำการกำหนดคุณสมบัติ (Attribute) ของ Panel และ Controls ต่างๆ ที่แสดงอยู่ในภาพประกอบ ก5 โดยการเลื่อนเมาส์ไปที่ Panel และ Controls ที่ต้องการแล้วทำการคลิกเมาส์สองครั้ง เสร็จแล้วให้ทำการบันทึกเป็นชื่อไฟล์ Sample.uir ขณะเดียวกันโปรแกรมก็จะสร้าง Include File ที่ชื่อ Sample.h แสดงในภาพประกอบ ก6 ซึ่งเกิดขึ้นเองหลังจากได้ไฟล์ Sample.uir หลังจากนั้นให้กลับไปยังหน้าต่าง Project Window แล้วทำการเลือกเมนูคำสั่ง File เลือกคำสั่ง New เลือกคำสั่ง Source [*.c]...ตามลำดับ โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าต่าง Source Window ให้ทำการเขียนโปรแกรมด้วยภาษา C/C++ สำหรับการเขียนโปรแกรมการสร้างสัญญาณ Sine แสดงในภาพประกอบ ก7 เสร็จแล้วให้ทำการบันทึกตั้งชื่อไฟล์เป็น Sample.c

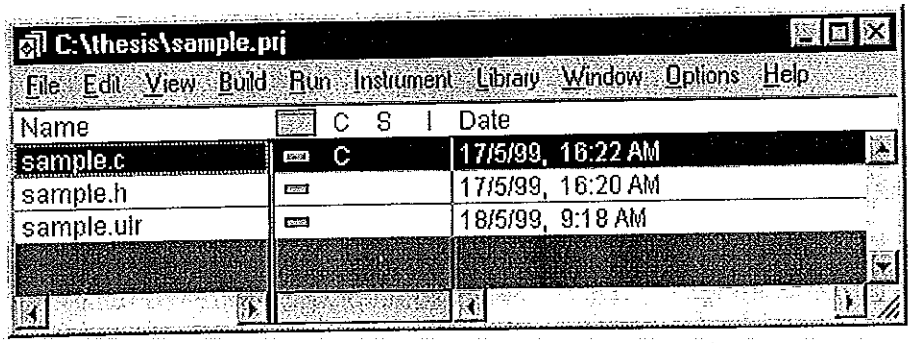


ภาพประกอบ ก6 แสดงรายละเอียดของไฟล์ Sample.h ที่เกิดขึ้นเองหลังจากได้ไฟล์ Sample.uir



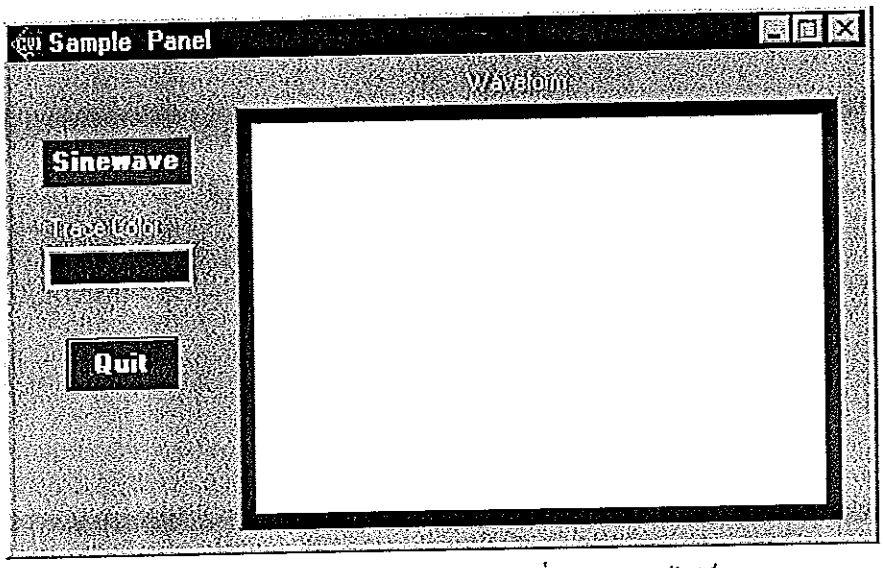
ภาพประกอบ ก7 แสดงรายละเอียดของไฟล์ Sample.c สำหรับโปรแกรมการสร้างสัญญาณ Sine

เมื่อเขียนโปรแกรมเสร็จแล้ว ลำดับต่อไปให้กลับไปยังหน้าต่าง Project Windw แล้วเลือกเมนูคำสั่ง Edit เลือกคำสั่ง Add Files To Project... เลือกคำสั่ง All Files [*.*]... เลือกไฟล์ Sample.c, Sample.h และ Sample.uir แล้วเลือกปุ่มคำสั่ง Add ตามด้วยปุ่มคำสั่ง OK ตามลำดับ เพื่อทำการรวบรวมไฟล์ Sample.c, Sample.h และ Sample.uir มาสร้างเป็น Project File เสร็จแล้วให้ทำการบันทึกตั้งชื่อไฟล์เป็น Sample.prj ดังแสดงในภาพประกอบ ก8



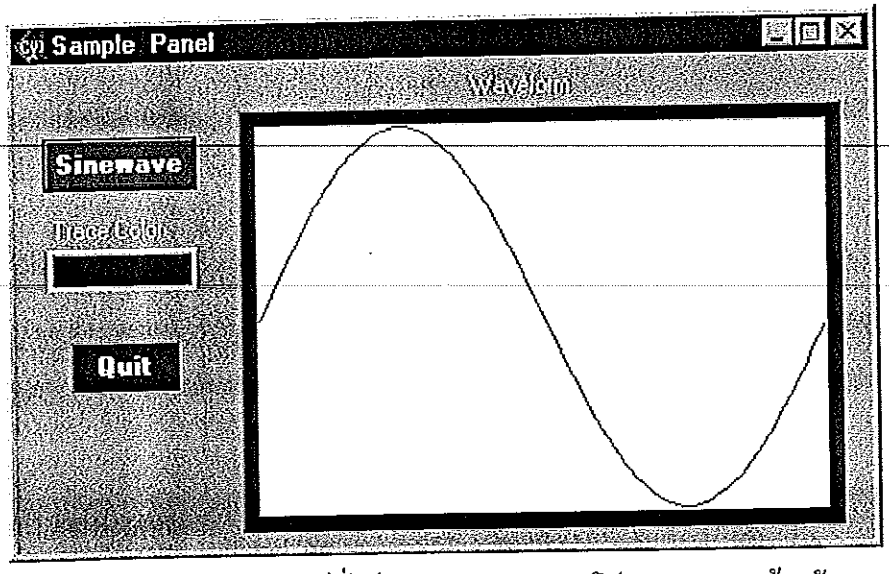
ภาพประกอบ ก8 แสดงหน้าต่าง Project Window ของไฟล์ Sample.prj

จากภาพประกอบ ก8 ให้เลือกเมนูคำสั่ง Run แล้วเลือกคำสั่ง Run Project โปรแกรมจะเข้าสู่หน้าจอการทำงาน ดังแสดงในภาพประกอบ ก9



ภาพประกอบ ก9 แสดงหน้าจอการทำงานที่เกิดจากรันไฟล์ Sample.prj

จากภาพประกอบ ก9 ให้เลือกปุ่มคำสั่ง Sinewave โปรแกรมจะทำงานและแสดงผลดังภาพประกอบ ก10



ภาพประกอบ ก10 แสดงผลลัพธ์ที่ได้จากการทำงานของโปรแกรมการสร้างสัญญาณ Sine

ภาคผนวก ข. คุณสมบัติและรายละเอียดของการ์ด Lab-PC-1200/AI

A/D Converter ที่ใช้ในการแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล สำหรับระบบตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน จะเป็นการ์ด Lab-PC-1200/AI ของบริษัท National Instruments ซึ่งสามารถเสียบบนสล๊อตของไมโครคอมพิวเตอร์ ขั้วต่อของการ์ด Lab-PC-1200/AI แสดงอยู่ในภาพประกอบ ข1

ACH0	1	2	ACH1
ACH2	3	4	ACH3
ACH4	5	6	ACH5
ACH6	7	8	ACH7
AISENSE/AIGND	9	10	NC
AGND	11	12	NC
DGND	13	14	PA0
PA1	15	16	PA2
PA3	17	18	PA4
PA5	19	20	PA6
PA7	21	22	PB0
PB1	23	24	PB2
PB3	25	26	PB4
PB5	27	28	PB6
PB7	29	30	PC0
PC1	31	32	PC2
PC3	33	34	PC4
PC5	35	36	PC6
PC7	37	38	EXTTRIG
NC	39	40	EXTCONV*
OUTB0	41	42	GATB0
OUTB1	43	44	GATB1
CLKB1	45	46	OUTB2
GATB2	47	48	CLKB2
+5 V	49	50	DGND

ภาพประกอบ ข1 แสดงตำแหน่งของขั้วต่อบนการ์ด Lab-PC-1200/AI

1. Lab-PC-1200/AI จะมีคุณลักษณะทางเทคนิคดังนี้

1.1 Analog Input

1.1.1 Input Characteristics

จำนวนของช่องสัญญาณ	Eight single-ended, eight pseudodifferential or four differential, software selectable
ชนิดของ ADC	Successive approximation
Resolution	12 bits, 1 in 4,096
อัตรา Sampling สูงสุด	100 kS/s single channel

ช่วงของสัญญาณอินพุต

Board Gain (Software-Selectable)	Board Range (Software-Selectable)	
	±5 V	0 to 10 V
1	±5 V	0 to 10 V
2	±2.5 V	0 to 5 V
5	±1 V	0 to 2 V
10	±500 mV	0 to 1 V
20	±250 mV	0 to 500 mV
50	±100 mV	0 to 200 mV
100	±50 mV	0 to 100 mV

Input coupling	DC
Voltage สูงสุดที่ใช้งาน (signal + common mode)	ถ้าเป็น Negative Input ใช้ ±5 V(Bipolar input range) หรือ –5 ถึง +2 V(Unipolar input range) ของ AGND ถ้าเป็น Positive Input ใช้ –5 V ถึง +10 V ของ AGND
Overvoltage protection	±35 V powered on, ±25V powered off
Inputs protected	Analog channel 0 through 7 signals
การถ่ายข้อมูล	DMA, interrupts, programmed I/O

1.1.2 Transfer Characteristics

DNL	±1 LSB max
No missing codes	12 bits, guaranteed
Offset error	
Pregain error after calibration	10 μV max
Pregain error before calibration	±20 mV max
Postgain error after calibration	1 mV max
Postgain error before calibration	±200 mV max
Gain error (relative to calibration reference)	
After calibration	0.02% of reading max
Before calibration	±2% of reading max

1.2 Amplifier Characteristics

Input impedance	
Normal powered on	100 GΩ in parallel with 50 pF
Powered off	4.7 kΩ min
Overload	4.7 kΩ min
Input bias current	±100 pA
Input offset current	±100 pA

1.3 Dynamic Characteristics

1.3.1 Bandwidth

Small signal (-3 dB)

Gain	Bandwidth
1-10	250 kHz
20	150 kHz
50	60 kHz
100	30 kHz

Settling time for full-scale step

Gain	Settling Time (Accuracy ±0.024% (±1 LSB))
1	10 µs typ, 14 µs max
2-10	13 µs typ, 16 µs max
20	15 µs typ, 19 µs max
50	27 µs typ, 34 µs max
100	60 µs typ, 80 µs max

1.4 Stability

Recommended warm-up time	15 min
Offset temperature coefficient	
Pregain	±15 µV/°C
Postgain	±100 µV/°C
Gain temperature coefficient	±40 ppm/°C

1.5 Bus Interface

Type	Slave

1.6 Power Requirement

Power consumption	
Lab-PC-1200AI	150 mA at ±5 VDC (±5%)
Power available at I/O connector	+4.65 to +5.25 V fused at 1 A

1.7 Physical

Dimensions	17.45 by 10.56 cm
	(6.87 by 4.16 in.)
I/O connector	50-pin male

1.8 Environment

Operating temperature	0° to 50° C
Storage temperature	-55° to 150° C
Relative humidity	5% to 90% noncondensing

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ นายวิเชียร วาทีกานท์

วัน เดือน ปีเกิด 26 กรกฎาคม 2516

วุฒิการศึกษา

วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา
วิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต (คอมพิวเตอร์)	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2539

ทุนการศึกษา (ที่ได้รับในระหว่างการศึกษา)

ทุนบัณฑิตศึกษาภายในประเทศ สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ (สวทช.)

ตำแหน่งและสถานที่ทำงาน

ตำแหน่ง ผู้ช่วยผู้จัดการฝ่ายผลิต

บริษัท โอ.เอ็ม. ฟู้ดส์ จำกัด

75/2 หมู่ 8 ถ.จะนะ-ปัตตานี ต.บ้านนา อ.จะนะ จ.สงขลา

โทรศัพท์ 431311-4 โทรสาร 431315