



การจำแนกผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนโดยวิธีการวิเคราะห์
สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อและประมวลผลโดยวิธีโครงข่ายประสาท

Classification of Dysphagia Patients Using
Electromyogram Analysis and Neural Network Processing

วรเชษฐ์ อุบลสุตรวณิช
Woraches Ubolsutvanich

วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

Master of Engineering Thesis in Electrical Engineering
Prince of Songkla University

2541

เลขที่	RC645, 2	ดศ	๑๒๕๑	ด.๒
Bib Key	14๑๑๖๕			

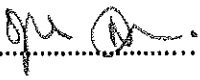
(1)

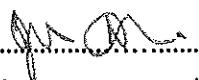
ชื่อวิทยานิพนธ์ การจำแนกผู้มีปัญหาการกลืน โดยวิธีการวิเคราะห์สัญญาณ ไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ และประมวลผลโดยวิธีโครงข่ายประสาท

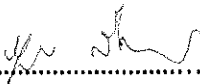
ผู้เขียน นาย วรเชษฐ์ อุบลสุทรวิช
สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

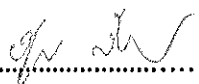
คณะกรรมการที่ปรึกษา

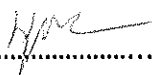
คณะกรรมการสอบ

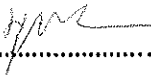
.....ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ชุตักดี ลิ้มสกุล)


.....ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ชุตักดี ลิ้มสกุล)

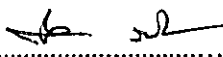
.....กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ นพ. วิฑูร ลิตามานิตย์)

.....กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ นพ. วิฑูร ลิตามานิตย์)

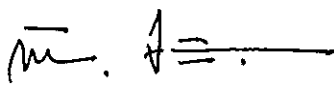
.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)

.....กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร. มনীศ สังวรศิลป์)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พิฑูล วมิชาภิชาติ)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยรับนี้เป็นส่วน
หนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

.....
(รองศาสตราจารย์ ดร. ก้าน จันท์พรหมา)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ชื่อวิทยานิพนธ์ การจำแนกผู้ที่มีปัญหาการกลืนโดยวิธีการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ
และประมวลผลโดยวิธีโครงข่ายประสาท

ผู้เขียน นาย วรเชษฐ์ อุบลสุตรวณิช

สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

ปีการศึกษา 2541

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้กล่าวถึงการจำแนกผู้ที่มีปัญหาการกลืนโดยวิธีการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อที่ใช้ในการกลืน ซึ่งในขั้นต้น จำเป็นต้องพิจารณาหากลุ่มกล้ามเนื้อและบริเวณที่จะใช้ในการตรวจจับสัญญาณ จากการวิเคราะห์เบื้องต้นพบว่า กลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น และ กลุ่มกล้ามเนื้อคอ มีความเหมาะสมที่จะนำมาใช้ในการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าเพื่อใช้ในการจำแนกหาผู้ที่มีความผิดปกติ โดยทำการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อจากอาสาสมัครปกติจำนวน 50 คนและอาสาสมัครผิดปกติจำนวน 30 คน ขณะทำกิจกรรมการกลืนน้ำ ครั้งละประมาณ 5 มิลลิลิตร จากนั้นนำสัญญาณไฟฟ้าที่ได้มาวิเคราะห์ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์เพื่อหาลักษณะเด่นที่สามารถใช้จำแนกหาความผิดปกติได้ ซึ่งวิธีการทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์มี 5 วิธีด้วยกันดังนี้

- 1) วิเคราะห์เพื่อหาช่วงเวลาของการกลืน
- 2) วิเคราะห์จากค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน
- 3) วิเคราะห์จากค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม
- 4) วิเคราะห์โดยหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟโมเดล
- 5) วิเคราะห์โดยวิธีการหาค่าลึงของสัญญาณในช่วงการกลืน

โดยผลที่ได้จากวิธีการทางคณิตศาสตร์จะถูกนำไปใช้เป็นลักษณะเด่นเพื่อการจำแนกหาผู้ที่มีความผิดปกติด้วยวิธีการโครงข่ายประสาท พบว่าการวิเคราะห์เพื่อหาช่วงเวลาของการกลืน ให้ผลดีที่สุดไม่ว่าจะเป็นการวิเคราะห์สัญญาณจากกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นหรือคอ โดยให้ผลการจำแนกถูกต้องประมาณ 98% และ 96% ตามลำดับและถ้าใช้ช่วงเวลาของการกลืนจากสัญญาณของกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและคอร่วมกันก็จะทำให้สามารถจำแนกได้ถูกต้อง 100% สำหรับวิธีอื่นๆอีก 4 วิธี พบว่าในภาพรวมการวิเคราะห์จากสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอจะให้ผลเป็นที่น่าพอใจว่าการวิเคราะห์จากสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น โดยการวิเคราะห์หาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมให้ผลการจำแนกที่ดีที่สุดสำหรับสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นซึ่งสามารถจำแนกได้ถูกต้อง 90% และการวิเคราะห์หาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟโมเดลให้ผลการจำแนกได้ดีที่สุดสำหรับสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อคอซึ่งสามารถจำแนกได้ถูกต้อง 94% นอกจากนี้เมื่อนำลักษณะเด่นจากวิธีการวิเคราะห์ในวิธี 2-4 สำหรับสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นหรือ วิธี 2-5 สำหรับสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อ คอปรากฏว่าได้ผลการจำแนกถูกต้อง 100%

Thesis Title Classification of Dysphagia Patients Using Electromyogram
 Analysis and Neural Network Processing
Author Mr. Woraches Ubolsutvanich
Major Program Electrical Engineering
Academic Year 1998

Abstract

This thesis describes the classification of dysphagia patients using electromyogram analysis. The electromyograms were recorded from tongue muscle and neck muscle of 50 normal subjects and 30 dysphagia patients. The Subjects swallowed 5 ml of water while the EMG was detected. Each electromyogram records were analysed in order to most appropriate mathematical model by 5 various methods as following

- 1) Time Interval of Swallowing
- 2) Power Spectral Density at Median Frequency
- 3) Maximum of Power Spectral Density
- 4) Coefficient of Autoregressive Model
- 5) 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 the time interval of swallowing from tongue muscles and neck muscles could correctly identify 98% and 96% respectively . Moreover , combination of the time interval of swallowing from both muscle groups could correctly identify 100% . Other analysis models show that the result of classification from neck muscle is better than that from tongue muscle . The maximum of power spectral density for tongue muscle groups could correctly identify 90% and the coefficient of autoregressive model for neck muscle groups could correctly identify 94% . However a combination of methods 2-4 for tongue muscle signal or a combination of methods 2-5 for neck muscle signal could correctly identify 100%

กิตติกรรมประกาศ

ขอแสดงความขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ชูศักดิ์ ลิ้มสกุล ประธานกรรมการที่ปรึกษา และรองศาสตราจารย์ นพ. วิฑูร ลิลามานิตย์ อาจารย์ที่ปรึกษาร่วมที่ได้ให้คำแนะนำเป็นอย่างดี รวมทั้งกรุณาให้คำชี้แนะตลอดทั้งความรู้ทั้งหลายทั้งทางด้านวิศวกรรมศาสตร์และทางการแพทย์ ช่วยเหลือหาเอกสารข้อมูลและการสนับสนุนอีกหลายประการ ตลอดจนกรุณา ช่วยตรวจแก้ไขวิทยานิพนธ์ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา ในการให้คำปรึกษาและความช่วยเหลือที่สำคัญต่องานวิจัย ตลอดจนกรุณาช่วยตรวจแก้ไขวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จนทำให้วิทยานิพนธ์ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ รศ. ดร. มนัส สังวรศิลป์ และ ผศ. ดร. พิภพ วณิชากิจชาติ ที่ให้คำปรึกษาและกรุณาช่วยตรวจแก้ไขวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จนกระทั่งบรรลุล่วงวัตถุประสงค์

ขอบพระคุณคณาจารย์ และ เจ้าหน้าที่ในภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ทุกท่านต่อการให้คำปรึกษาและความช่วยเหลือที่สำคัญ จนกระทั่งงานสำเร็จลุล่วง

สุดท้ายนี้ข้าพเจ้าขอโน้มระลึกถึงพระคุณ คุณ บิดา มารดา ที่ส่งเสริมให้กำลังใจและอุปถัมภ์ทางการศึกษามาโดยตลอดจนประสบความสำเร็จ

วรเชษฐ์ อุบลสุทรวิช

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ.....	(3)
Abstract.....	(4)
กิตติกรรมประกาศ.....	(5)
สารบัญ.....	(6)
รายการตาราง.....	(8)
รายการภาพประกอบ.....	(11)
บทที่	
1 บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของหัวข้อวิจัย.....	1
1.2 วัตถุประสงค์.....	2
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	2
1.4 ขั้นตอนและวิธีการดำเนินการวิจัย.....	3
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	3
2 การกลั่น ปัญหาการกลั่น และงานวิจัยที่คล้ายคลึง.....	4
2.1 การกลั่น.....	4
2.2 ปัญหาการกลั่น.....	6
2.3 การวิจัยที่คล้ายคลึง.....	7
2.4 การศึกษาวิจัยที่ผ่านมาของภาควิชา วิศวกรรมไฟฟ้า.....	15
3 สมการคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการจำแนก.....	17
3.1 การวิเคราะห์เพื่อหาช่วงเวลา.....	20
3.2 การวิเคราะห์หาความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดีย.....	24
3.3 การวิเคราะห์หาค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม.....	27
3.4 การวิเคราะห์โดยหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟโมเดล.....	29
3.5 การวิเคราะห์ค่ากำลังของสัญญาณในช่วงการกลั่น.....	35

บทที่

4 ผลการทดลองการใช้วิธีการทางคณิตศาสตร์.....	39
4.1 ผลการคำนวณหาค่าช่วงเวลาของการกลืน.....	42
4.2 ผลการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดีย.....	46
4.3 ผลการคำนวณหาค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม.....	48
4.4 ผลการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออดิโอทรีกรสซีฟโมเดล.....	49
4.5 ผลการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าช่วงการกลืน.....	54
5 การจำแนกผู้ที่มีปัญหาการกลืนโดยวิธีโครงข่ายประสาท.....	61
5.1 ผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณ หาช่วงเวลาของการกลืน.....	61
5.2 ผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณ หาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดีย.....	64
5.3 ผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณ หาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม.....	69
5.4 ผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณ หาสัมประสิทธิ์ออดิโอทรีกรสซีฟโมเดล.....	73
5.4 ผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณ หาค่ากำลังช่วงการกลืน.....	85
6 การวิเคราะห์และสรุปผล.....	89
ภาคผนวก.....	102
บรรณานุกรม.....	107
ประวัติผู้เขียน.....	109

รายการตาราง

ตาราง	หน้า
2-1 แสดงเงื่อนไขในการจำแนก (ผู้มีปัญหาการกลืนสำหรับกลไกช่วงการเคี้ยวอาหาร).....	13
2-2 แสดงเงื่อนไขในการจำแนก (ผู้มีปัญหาการกลืนสำหรับกลไกช่วงการกลืนอาหาร).....	14
2-3 แสดงเงื่อนไขในการจำแนกผลที่ได้จากการจำแนกกลไกชีวภาพเคี้ยว และกลืน.....	14
4-1 แสดงช่วงเวลาการกลืนที่ได้จากสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อ.....	44
4-2 แสดงช่วงเวลาการกลืนที่ได้จากสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอ.....	45
5-1 ก แสดงน้ำหนักที่ได้การเรียนรู้โครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้ จากการคำนวณช่วงเวลาในการกลืนของสัญญาณกล้ามเนื้อ.....	62
5-1 ข แสดงน้ำหนักที่ได้การเรียนรู้โครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้ จากการคำนวณช่วงเวลาในการกลืนของสัญญาณกล้ามเนื้อคอ.....	62
5-2 ก แสดงผลการจำแนกผู้มีปัญหาการกลืนด้วยโครงข่ายประสาทโดยใช้ พารามิเตอร์ที่ได้จากช่วงเวลาในการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อ.....	63
5-2 ข แสดงผลการจำแนกผู้มีปัญหาการกลืนด้วยโครงข่ายประสาทโดยใช้ พารามิเตอร์ที่ได้จากช่วงเวลาในการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ.....	64
5-3 ก แสดงน้ำหนักที่ได้การเรียนรู้โครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการหา ค่าความหนาแน่นเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียของสัญญาณกล้ามเนื้อ.....	65
5-3 ข แสดงน้ำหนักที่ได้การเรียนรู้โครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการหา ค่าความหนาแน่นเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียของสัญญาณกล้ามเนื้อคอ.....	66
5-4ก แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณ หาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียของ สัญญาณกล้ามเนื้อ.....	67
5-4ข แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณ หาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียของ สัญญาณกล้ามเนื้อคอ.....	68

5-5 ก	แสดงน้ำหนักที่ไ้การเรียนรู้โครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ไ้จากการ หาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของ สัญญาณกล้ำมเนื้อถีน.....	69
5-5 ข	แสดงน้ำหนักที่ไ้การเรียนรู้โครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ไ้จากการ หาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของ สัญญาณกล้ำมเนื้อคอ.....	70
5-6ก	แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ไ้จากการคำนวณหา ค่าหาค่าสูงสุดความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกล้ำมเนื้อถีน	71
5-6ข	แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ไ้จากการคำนวณหา ค่าหาค่าสูงสุดความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกล้ำมเนื้อคอ	72
5-7ก1	แสดงผลการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทกับสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 1 ของสัญญาณกล้ำมเนื้อถีน.....	73
5-7ก2	แสดงผลการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทกับสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 3 ของสัญญาณกล้ำมเนื้อถีน.....	74
5-7ก3	แสดงผลการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทกับสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 5 ของสัญญาณกล้ำมเนื้อถีน.....	75
5-7ข1	แสดงน้ำหนักที่ไ้การเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทกับสัมประสิทธิ์ของ ออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1 ของสัญญาณกล้ำมเนื้อคอ.....	76
5-7ข2	แสดงน้ำหนักที่ไ้การเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทกับสัมประสิทธิ์ของ ออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 3 ของสัญญาณกล้ำมเนื้อคอ.....	77
5-7ข3	แสดงน้ำหนักที่ไ้การเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทกับสัมประสิทธิ์ของ ออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 5 ของสัญญาณกล้ำมเนื้อคอ.....	78
5-8ก1	แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทด้วยสัมประสิทธิ์ของ ออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1 ของสัญญาณกล้ำมเนื้อถีน.....	79
5-8ก2	แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทด้วยสัมประสิทธิ์ของ ออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 3 ของสัญญาณกล้ำมเนื้อถีน.....	80
5-8ก3	แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทด้วยสัมประสิทธิ์ของ ออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 5 ของสัญญาณกล้ำมเนื้อถีน.....	81
5-8ข1	แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทด้วยสัมประสิทธิ์ของ ออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1 ของสัญญาณกล้ำมเนื้อคอ.....	82

5-8ข2	แสดงผลการทดสอบ โครงข่ายประสาทด้วยสัมประสิทธิ์ของ ออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 3 ของสัญญาณกล้ามเนื้อคอ.....	83
5-8ข3	แสดงผลการทดสอบ โครงข่ายประสาทด้วยสัมประสิทธิ์ของ ออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 5 ของสัญญาณกล้ามเนื้อคอ.....	84
5-9ก	แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ได้จากการ คำนวณหาค่าลึงของสัญญาณช่วงการกลืนของสัญญาณกล้ามเนื้อ.....	85
5-9ข	แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ได้จากการ คำนวณหาค่าลึงของสัญญาณช่วงการกลืนของสัญญาณกล้ามเนื้อคอ.....	86
5-10ก	แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ได้จากการหาค่าลึง ของสัญญาณช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อ.....	87
5-10ข	แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทด้วยพารามิเตอร์ได้จากการหาค่าลึง ของสัญญาณช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ.....	88
6-1ก	แสดงการเปรียบเทียบผลการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืน โดยใช้โครงข่าย ประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์ต่างๆของ สัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อ.....	89
6-1ข	แสดงการเปรียบเทียบผลการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืน โดยใช้โครงข่าย ประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์ต่างๆของ สัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอ.....	91
6-2ก	แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ด้วยพารามิเตอร์ของช่วงเวลาของการกลืน ของสัญญาณลิ้นกับคอ.....	94
6-2ข	แสดงผลการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืน โดยพารามิเตอร์ช่วงเวลาของการ กลืนของสัญญาณลิ้นกับคอ.....	95
6-3ก	แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทครั้งที่ 2 จากพารามิเตอร์หลายๆวิธีของกลุ่มกล้ามเนื้อ.....	98
6-3ข	แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทครั้งที่ 2 จากพารามิเตอร์หลายๆวิธีของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ.....	98
6-4	แสดงผลการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืน โดยใช้ผลจากโครงข่ายประสาท ในหัวข้อ 5.2, 5.3, 5.4 ของสัญญาณลิ้นและหัวข้อ 5.2, 5.3, 5.4 และ 5.5 ของสัญญาณ คอบมาเป็นอินพุตในการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาท.....	98

รายการภาพประกอบ

ภาพประกอบ	หน้า
2-1 แสดงกลไกการกลืน.....	5
2-2 การใช้ Ultra-Miniature Accelerometer และบริเวณลำคอและ วัดแรงดูดที่โคนลิ้นจากสายยาง.....	7
2-3 แสดงหลักการทำงานของพีชชีลด์จิก.....	8
2-4 (ก) แสดงการจำแนกกลุ่มโดยใช้ค่าขนาดของอัตราเร่ง.....	9
2-4 (ข) แสดงการจำแนกกลุ่มโดยใช้ความดันของการกลืน.....	9
2-4 (ค) แสดงการจำแนกกลุ่มโดยใช้ค่าการแปลงของจำนวนครั้งที่พยายามกลืน.....	9
2-5 แสดงการเปรียบเทียบการจำแนกโดยใช้หลักการพีชชีลด์จิก.....	10
2-6 แสดงวิธีวัดแรงดันของลิ้นในการเคลื่อนที่ไปด้านข้าง.....	11
2-7 แสดงอุปกรณ์ในการวัดแรงดันของลิ้นในการเคลื่อนที่ไปข้างหน้า.....	11
2-8 แสดงการวัดแรงดันที่เกี่ยวข้องริมฝีปากโดยใช้ตัวแปลงโหลดเซลล์.....	12
2-9 แสดงวิธีการจับสัญญาณในช่วงการกลืนอาหารผ่านลำคอ.....	12
2-10 แสดงผลของสัญญาณที่ได้จากอาสาสมัครที่ไม่ผิดปกติในด้านการกลืน.....	12
2-11 แสดงผลของสัญญาณที่ได้จากผู้ป่วยที่ผิดปกติในด้านการกลืน.....	13
3-1 แสดงตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อและการเลือกช่วงของข้อมูล มาใช้ในการคำนวณสำหรับวิธีที่ 2,3,4 และ 5.....	19
3-2 ผังงานแสดงการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณ.....	21
3-3 แผนภาพบล็อกการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณในช่วง ตำแหน่งความถี่ 1-75	22
3-4 แสดงตัวอย่างค่ากำลังของสัญญาณที่คำนวณได้จากโปรแกรมโดย สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อที่มีลักษณะดังภาพประกอบ 3-1	23
3-5 ผังงานแสดงการคำนวณหาความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม ที่ความถี่มีเดีย.....	25
3-6 แผนภาพบล็อกการคำนวณหาความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม ที่ความถี่มีเดีย	26
3-7 แสดงตัวอย่างที่ได้จากการคำนวณหาความหนาแน่นของกำลังเชิง สเปกตรัมที่ความถี่มีเดีย.....	27

3-8	ผังงานการคำนวณหาค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม.....	28
3-9	แผนภาพบล็อกของโปรแกรมการคำนวณหาค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม.....	29
3-10	แสดงตัวอย่างค่าที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม.....	30
3-11	ผังงานการคำนวณหาสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ.....	32
3-12	แผนภาพบล็อกของโปรแกรมการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟโมเดล.....	33
3-13	แสดงตัวอย่างค่าที่ได้จากการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ออโตรีเกรสซีฟที่ค่าลำดับที่ 1-10 ตามลำดับ.....	34
3-14	ผังงานการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณในช่วงการกลืน.....	36
3-15	แผนภาพบล็อกของโปรแกรมการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณในช่วงการกลืน.....	37
3-16	แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณในช่วงการกลืน.....	38
4-1	ตำแหน่งการติดตั้งโครงคานบริเวณลำคอของอาสาสมัคร.....	39
4-2	แผนภาพอุปกรณ์ที่ใช้ในการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าและวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้า.....	40
4-3	แสดงสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้ออกของคนปกติ(อาสาสมัครคนที่ 1).....	41
4-4	แสดงสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้ออกของผู้มีปัญหาการกลืน(อาสาสมัครคนที่ 51).....	41
4-5	แสดงสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้ออกของคนปกติ(อาสาสมัครคนที่ 1).....	41
4-6	แสดงสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้ออกของคนผิดปกติ(อาสาสมัครคนที่ 51).....	41
4-7	แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมในตำแหน่งความถี่ 1-75 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้ออกของคนปกติ.....	42
4-8	แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมในตำแหน่งความถี่ 1-75 ของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้ออกของผู้มีปัญหาการกลืน.....	42
4-9	แสดงตัวอย่างที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นกำลังเชิงสเปกตรัมในตำแหน่งความถี่ 1-75 ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้ออกของคนปกติ.....	43
4-10	แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าในตำแหน่งความถี่ 1-75 กลุ่มกล้ามเนื้ออกของผู้มีปัญหาการกลืน.....	43
4-11	แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้ออกของคนปกติ.....	46

5-1	โครงสร้างและส่วนประกอบของเซลล์ประสาท.....	56
5-2	แสดง โครงสร้างของแบบจำลองการแพร่กลับ.....	57
6-1	แสดงแผนภาพบล็อกการวิเคราะห์โครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จาก การคำนวณช่วงเวลาของสัญญาณล้นกับคอ.....	94
6-2	แสดงแผนภาพบล็อกการวิเคราะห์โครงข่ายประสาทครั้งที่ 2 กับพารามิเตอร์ ทางคณิตศาสตร์หลายๆวิธี.....	97
ก1	แสดงหน้าต่างส่วน Front Panel.....	102
ก2	แสดงหน้าต่างบล็อกโปรแกรม.....	104
ก3	แสดงบล็อกโปรแกรมคณิตศาสตร์ Sine.....	105
ก4	แสดงแสดงส่วนแสดงกราฟคอนโทรล.....	105
ก5	แสดงผลจากการทำงานโปรแกรม Sinc.....	106

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของหัวข้อวิจัย

ปัจจุบันพบผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน (Dysphagia) จำนวนมาก โดยเฉพาะในผู้ป่วยที่สูงอายุ, ผู้ประสบอุบัติเหตุ และ กลุ่มบุคคลที่มีอาชีพกสิกรรมซึ่งผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนจะมีอาการกลืนลำบาก หรือ ไม่สามารถกลืนได้เลย ในการตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน แพทย์จะใช้วิธีการวัดแรงคั้นในหลอดอาหาร และ การเอ็กซเรย์ (X-ray) ซึ่งต้องใช้เวลานาน และเป็นอันตรายต่อผู้ป่วยเนื่องจากรังสีเอ็กซเรย์

การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อที่ใช้ในการกลืน น่าจะนำมาใช้ในการจำแนกผู้ป่วยกับคนปกติได้ ซึ่งถ้าวิธีการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อสามารถใช้ได้ผลก็จะทำให้ได้วิธีการตรวจวินิจฉัยที่ประหยัดเวลาและปลอดภัยต่อผู้ป่วย

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาเพื่อหาวิธีการหรือแนวทางและ สมการที่เหมาะสมที่สามารถนำมาใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อเพื่อจำแนกระหว่างผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนและคนปกติ เพื่อช่วยแพทย์ให้สามารถทำการวินิจฉัย ได้แม่นยำขึ้น ประหยัดเวลา และปลอดภัยต่อผู้ป่วยกว่าวิธีเดิม ซึ่งในปัจจุบันงานวิจัยในเรื่องการจำแนกหาผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน โดยการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อโดยตรง ยังไม่มีการวิจัยขึ้นทั้งในประเทศและ ต่างประเทศ มีแต่งานวิจัยการจำแนกหาผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน โดยใช้การวิเคราะห์ ทางด้านการวัดกลไกทางชีวภาพ (Biomachanic Measument) ซึ่งผลที่ได้ยังไม่แม่นยำเพียงพอ จึงได้ทำการศึกษาวิธีการในการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จากงานวิจัยในลักษณะใกล้เคียงกัน โดยเริ่มต้นศึกษาขั้นตอน และ ขบวนการในการกลืนอาหาร เพื่อศึกษาหาคุณสมบัติสัญญาณ ไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่จะนำมาใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณ การวิเคราะห์สัญญาณ ไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะต้องหาวิธีการทางคณิตศาสตร์ ที่สามารถจำแนกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากกล้ามเนื้อที่ใช้ในการกลืน เมื่อได้วิธีการหรืออัลกอริทึมทางคณิตศาสตร์ที่เหมาะสมแล้วนำมาเขียนโปรแกรมด้วยซอฟต์แวร์ชื่อ LabVIEW for Windows V 3.0 แล้วนำผล หรือค่าพารามิเตอร์ ที่ได้ มาใช้ในการจำแนกหาผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน ด้วยวิธีการทางโครงข่ายประสาท (Neural Network) ในลำดับต่อไป

1.2 วัตถุประสงค์

- 1.2.1 เพื่อศึกษาและวิเคราะห์ลักษณะสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ที่เกี่ยวข้องกับการกลืน ในคนปกติและผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน สำหรับวิเคราะห์หาข้อแตกต่างระหว่างผู้ป่วยและคนปกติ
- 1.2.2 เพื่อเป็นแนวทางในการพัฒนาระบบจำแนกผู้ที่มีปัญหาในการกลืน

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

- 1.3.1 วัดสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อคอ และลิ้นของคนปกติและคนที่มีอาการผิดปกติด้านการกลืน ในขณะที่กลืนน้ำ ปริมาณ 5 มิลลิลิตร โดยใช้อาสาสมัครที่เป็นผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนและคนปกติอย่างน้อย 30 คน
- 1.3.2 ศึกษาหาพารามิเตอร์ของสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อที่จับได้ในข้อ 1.3.1 โดยใช้วิธีการทางคณิตศาสตร์ดังต่อไปนี้

- 1) วิเคราะห์เพื่อหาช่วงเวลาของการกลืน (Time Interval of Swallowing)
- 2) วิเคราะห์จากค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดีย (Power Spectral Density at Median Frequency)
- 3) วิเคราะห์จากค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม (Maximum of Power Spectral Density)
- 4) วิเคราะห์โดยหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟโมเดล (Coefficient of Autoregressive Model)
- 5) วิเคราะห์โดยวิธีการหาลำดับของสัญญาณในช่วงการกลืน (Power of Signal)

- 1.3.3 ศึกษาจำแนกข้อมูลและ พารามิเตอร์ที่ได้ในข้อ 1.3.2 ระหว่างคนปกติและผู้ป่วย โดยอาศัยวิธีการทางโครงข่ายประสาท เพื่อใช้ในการแยกผู้ป่วยออกจากคนปกติ
- 1.3.4 สรุปพารามิเตอร์ และวิธีการที่ได้ผลดีที่สุดเพื่อนำไปใช้ตรวจหาผู้มีปัญหาการกลืน

1.4 ขั้นตอนและวิธีดำเนินการวิจัย

- 1.4.1 ศึกษาค้นคว้าเพื่อให้ทราบถึงแหล่งสัญญาณต่างๆ ที่เกี่ยวกับการก่อกิน
- 1.4.2 ศึกษาและหาแนวทางตรวจจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
- 1.4.3 ทำการบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ที่เกี่ยวข้องกับการก่อกินจากอาสาสมัครในขณะที่ที่กลืนน้ำปริมาตร 5 มิลลิลิตร โดยใช้จำนวนอาสาสมัครคนปกติ และ อาสาสมัครที่มีปัญหาการก่อกินอย่างละไม่น้อยกว่า 30 คน
- 1.4.4 นำสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อที่ได้จาก ข้อ 1.4.3 มาศึกษาวิเคราะห์โดยวิธีการวิเคราะห์สัญญาณเพื่อหาพารามิเตอร์ของสัญญาณไฟฟ้า ช่วงเวลาของการก่อกิน, วิเคราะห์จากค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม ที่ความถี่มีเดีย, วิเคราะห์จากค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม, วิเคราะห์โดยวิธีหาสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟโมเดล, วิเคราะห์โดยวิธีการหาลำดับของสัญญาณไฟฟ้า ในช่วงการก่อกิน
- 1.4.5 นำข้อมูลที่ได้ในข้อ 1.4.4 มาศึกษาเพื่อทำการจำแนกผู้ป่วย ออกจากคนปกติโดยใช้วิธีโครงข่ายประสาท
- 1.4.6 นำผลที่ได้ในข้อ 1.4.5 มาสรุปหาวิธีการที่ดีที่สุด ในการจำแนกหาผู้ที่มีความผิดปกติในด้านกรก่อกิน
- 1.4.7 เขียนวิทยานิพนธ์

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.5.1 ทราบถึงวิธีการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อและคอที่มีลักษณะแตกต่างกันระหว่างผู้ที่มีปัญหาการก่อกิน และ คนปกติ
- 1.5.2 สามารถนำเทคนิคการวิเคราะห์สัญญาณ ไปพัฒนาระบบตรวจวินิจฉัย ผู้ป่วยที่มีปัญหา การก่อกิน
- 1.5.3 สามารถใช้เป็นข้อมูลพื้นฐานสำหรับผู้สนใจ จะทำการวิจัยในลักษณะที่ใกล้เคียงกันต่อไป

บทที่ 2

การกลืน ปัญหาการกลืน และงานวิจัยที่คล้ายคลึง

งานวิจัยนี้เริ่มต้นศึกษากระบวนการของการกลืน (Deglutition) ในแต่ละขั้นตอนการทำงานของกล้ามเนื้อเนื้อที่ใช้ในการกลืนของคนปกติ เพื่อหาคุณสมบัติของกล้ามเนื้อที่สามารถให้สัญญาณไฟฟ้าแก่กล้ามเนื้อที่เหมาะสมที่จะนำมาใช้ในการคำนวณทางคณิตศาสตร์

2.1 การกลืน

มนุษย์มีความจำเป็นต้องได้รับอาหาร เมื่อรับประทานอาหาร อาหารจะผ่านขบวนการบดและเคี้ยวคลุกเคล้าอาหารกับน้ำลายแล้ว เข้าสู่กระบวนการที่นำอาหาร ผ่านจากช่องปากสู่กระเพาะอาหาร ขบวนการกลืนจะเกิดจากการบีบตัว (Contraction) และการคลายตัว (Relaxation) ของกล้ามเนื้อหลายๆ กลุ่มด้วยกัน เพื่อผลักดันอาหารในช่องปากเข้าสู่ช่องคอ หลอดอาหาร กระเพาะอาหาร ตามลำดับกล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องกับการกลืนได้แก่

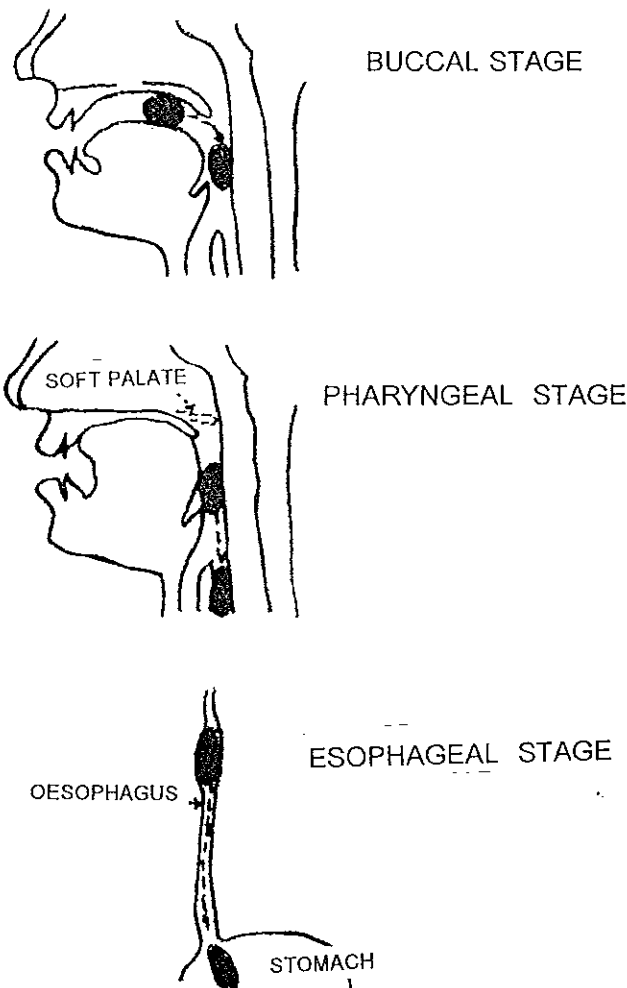
- กล้ามเนื้อของริมฝีปากและกล้ามเนื้อของแก้ม (Muscles of Mouth)
- กล้ามเนื้อลิ้น (Muscles of Tongue)
- กล้ามเนื้อของการบดเคี้ยว (Muscles of Mastication)
- กล้ามเนื้อของกระดูกไฮออยด์ (Suprahyoid Muscles)
- กล้ามเนื้อของช่องคอ (Muscles of the Pharynx)
- กล้ามเนื้อที่ยกเพดานอ่อน (Palatal Muscles)
- กล้ามเนื้อที่ยกกล่องเสียง (Extralaryngeal Muscles)
- กล้ามเนื้อที่ปิดทางเข้ากล่องเสียง (Intrinsic Laryngeal Muscles)

การกลืนเป็นขบวนการที่สลับซับซ้อนจะเกี่ยวข้องกับกล้ามเนื้อที่ทำตามความตั้งใจและ กลไกของรีเฟล็กซ์ ซึ่งสามารถแบ่งกลไกของการกลืนออกได้เป็น 3 ขั้นตอนดังภาพประกอบ 2-1 ซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

1) ขั้นตอนเริ่มต้นการกลืน (Buccal Stage) ขั้นตอนนี้อาหารจะถูกคลุกเคล้าในช่องปาก กับน้ำลาย ให้เป็นก้อน เรียกว่า โบลัส (Bolus) ส่วนหน้าของลิ้นจะเคลื่อนไปชิดกับเพดานปาก ผลักก้อนโบลัสไปด้านหลังผ่านส่วนโคนลิ้น เข้าสู่ช่องคอ

2) ขั้นตอนการกลืนอาหารผ่านช่องคอ (Pharyngeal Stage) ก้อนโบลัซจากช่องปากจะเคลื่อนผ่านบริเวณช่องคอ แล้วถูกผลักดันไปยังหลอดอาหาร เมื่อก้อนโบลัซเคลื่อนมาถึงบริเวณช่องคอส่วนล่าง(Hypopharynx) กระดูกไฮออย (Hyoid Bone)และกระดูกกล่องเสียง (Laryngeal Cartilage) จะมีการยกตัวขึ้นสูง และไปข้างหน้า ขณะที่หลอดอาหารส่วนบน เกิดการคลายตัว การยกของกระดูกไฮออยและกล่องเสียงหลอดอาหารส่วนบนจะถูกขี้ออก ทำให้เกิดช่องว่างบริเวณช่องคอส่วนล่างกว้างขึ้น ก้อนโบลัซ จึงสามารถผ่านช่องคอ และหลอดอาหารส่วนบนลงสู่หลอดอาหารส่วนบน (Upper Esophagus) ได้สะดวก

3) ขั้นตอนการนำอาหารสู่กระเพาะอาหารทางหลอดอาหาร (Esophageal Stage) อาหารในหลอดอาหารส่วนต้นจะถูกนำสู่กระเพาะอาหาร โดยคลื่นการบีบรัด(Peristaltic Wave)



ภาพประกอบ 2-1 แสดงกลไกการกลืน

2.2 ปัญหาการกลืน

จากกลไกปกติของการกลืนจะอาศัยแรงบีบรัดของกล้ามเนื้อ เพื่อไล่อาหารจากช่องปากสู่ช่องคอและลงสู่หลอดอาหาร และขณะเดียวกันอวัยวะบริเวณคออันได้แก่กระดูกไฮออยด์ (Hyoid) และกระดูกอ่อนไทรอยด์ (Thyroid Cartilage) ก็จะเคลื่อนตัวเพื่อเตรียมที่จะให้ก้อนโบลัสเคลื่อนผ่านได้สะดวก การเคลื่อนที่ดังกล่าวนี้ยังช่วยการคลายตัวของกล้ามเนื้อ Cricopharyngeous ซึ่งทำหน้าที่เป็นหูรูดกั้นระหว่างช่องคอส่วนล่าง (Hypopharynx) และหลอดอาหาร การยกตัวและการเคลื่อนตัวของกล้ามเนื้อไทรอยด์ และกระดูกอ่อนไทรอยด์ ต้องอาศัยกล้ามเนื้อลิ้นและกล้ามเนื้อคอทั้งส่วนที่อยู่เหนือกระดูกไฮออยด์ และได้กระดูกไทรอยด์ หากกล้ามเนื้อเหล่านี้ทำงานผิดปกติ หรือ อ่อนแรง ก็จะทำให้การยกตัว และเคลื่อนไปข้างหน้าของกระดูกไฮออยด์ และกระดูกอ่อนไทรอยด์ไม่ดี ทำให้อาหารผ่านลงสู่หลอดอาหารไม่สะดวก เกิดอาการกลืนลำบาก และขั้นรุนแรงเกิดการดำดัก (Aspiration and Penetration) อาการกลืนลำบาก นี้มีโอกาสพบมากในผู้สูงอายุ และได้รับคำแนะนำจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญของโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ว่าในการรักษาที่ผ่านมา ได้พบว่าผู้มีปัญหาในด้านการกลืน ส่วนมากเกิดความคิดปกติของกลไกการกลืนขั้นตอนที่ 2 ดังนั้นในงานวิจัยนี้จะจับสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

ในการวินิจฉัยว่าผู้ป่วยมีปัญหาการกลืนหรือไม่ แพทย์ผู้เชี่ยวชาญจะใช้เครื่องมือมาโนเมทรีช่วยในการวินิจฉัย โดยการสอดใส่ตัวตรวจวัดความดันเข้าทางจมูกผ่านคอไปยังหลอดอาหารเพื่อดูความดันในช่องคอ และ หลอดอาหารในขณะที่ผู้ป่วยกลืนอาหาร นอกจากเครื่องมือมาโนเมทรีแล้ว แพทย์ผู้เชี่ยวชาญอาจใช้เครื่องเอ็กซเรย์ ถ่ายภาพในขณะที่ผู้ป่วยกลืนน้ำลาย หรือแป้งเพื่อดูว่าช่องคอ มีการเปิดหรือไม่ในขณะที่กลืน ดังนั้นในงานวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ การวินิจฉัยทางคลินิกของอาสาสมัครแต่ละคนว่ามีอาการผิดปกติในการกลืนหรือไม่นั้นจะวินิจฉัยโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญซึ่งอาศัยเครื่องมือทั้งสองอย่างดังกล่าวมาแล้วข้างต้น

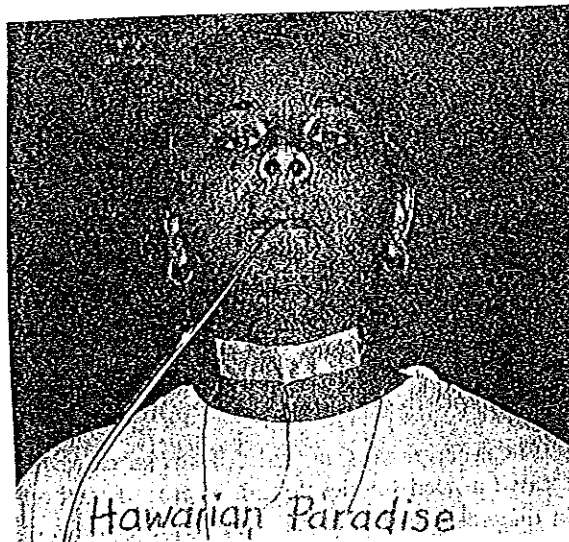
จะเห็นว่าในปัจจุบัน เครื่องมือที่ใช้ช่วยในการวินิจฉัยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนมี 2 ประเภทคือ เครื่องมือมาโนเมทรี ซึ่งเวลาใช้จะต้องสอดใส่ตัวตรวจวัดเข้าไปในหลอดอาหารผ่านทางรูจมูก ทำให้ผู้ป่วยได้รับความรำคาญ เจ็บปวด และใช้เวลานาน เครื่องมืออีกชนิดหนึ่งที่ใช้คือเครื่องเอ็กซเรย์ ซึ่งมีความเสี่ยงต่อการรับรังสีเอ็กซเรย์ของผู้ป่วย และแพทย์ ดังนั้นถ้าสามารถ นำวิธีการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องกับการกลืน มาช่วยในการวินิจฉัยอาการผิดปกติได้ก็จะช่วยทำให้ผู้ป่วยไม่ต้องเจ็บปวด ลดการฉายรังสี และประหยัดเวลา

2.3 การวิจัยที่คล้ายคลึง

จากการศึกษาเอกสารทางวิชาการที่เกี่ยวข้องกับวิธีการจำแนกผู้ที่มีปัญหาการกลืน ได้พบว่าได้มีการศึกษาการจำแนกผู้ที่มีปัญหาการกลืนขึ้นในต่างประเทศโดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

I. Srikanth Suryanarayanan et al., 1995 ศึกษา A Fuzzy Logic Diagnosis System For Classification of Pharyngeal Dysphagia เป็นการจำแนกผู้ที่มีปัญหาการกลืน โดยการนำเทคนิคฟัซซี่ลอจิก (Fuzzy Logic) มาช่วยในการจำแนกหาผู้เสี่ยงต่อการสำลัก (Aspiration) แบ่งการจำแนกออกเป็น 4 กลุ่มด้วยกัน คือกลุ่มผู้ที่มีปัญหาการกลืน ผิดปกติขั้นรุนแรง (‘Severe Dysphagia’) , กลุ่มผู้ที่มีปัญหาการกลืนขั้นปานกลาง (‘Moderate Dysphagia’) , กลุ่มผู้ที่มีปัญหาการกลืนขั้นอ่อน (‘Mild Dysphagia’) และกลุ่มผู้ไม่มีปัญหาการกลืน (Normal) โดยดำเนินการศึกษาการกลืนในช่วงการเคี้ยวอาหารในปาก (Oral Phase)

ในการพัฒนาวิธีวัดสำหรับช่วงการเคี้ยวอาหารในปาก โดยการวัดแรงดันที่โคนลิ้นซึ่งใช้สายยางเป็นอุปกรณ์ในการดูดน้ำ และช่วงการกลืนอาหารผ่านช่องคอ โดยใช้ Ultra-Miniature Accelerometer และบริเวณต่อมไทรอยด์ ที่ลำคออาสาสมัคร ดังภาพประกอบ 2-2

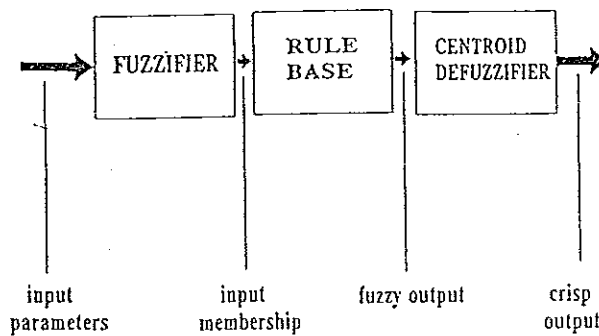


ภาพประกอบ 2-2 การใช้ Ultra-Miniature Accelerometer และบริเวณลำคอและ
วัดแรงดูดที่โคนลิ้นจากสายยาง

และใช้หลักการฟัซซี่ลอจิก ในการจำแนกโดยใช้พารามิเตอร์ ดังต่อไปนี้

- 1) ค่า พีคที่พีก ของสัญญาณอัตราเร่ง (Acceleration)
- 2) ค่าขนาดของแรงดันที่วัด ได้จากการรถลื่น
- 3) จำนวนความพยายามในการรถลื่น

การทำงานของฟัซซี่ลอจิก แสดงดังภาพประกอบ 2-3



ภาพประกอบ 2-3 แสดงหลักการทำงานของฟัซซี่ลอจิก

จากภาพประกอบ 2-3 แสดงหลักการทำงานของฟัซซี่ลอจิก โดยแบ่งการทำงานเป็น 3 ส่วนด้วยกัน โดย Fuzzifier จะทำการแปรค่าพารามิเตอร์ ที่เข้ามาให้อยู่ในรูปของความสัมพันธ์ดังนี้

$$\mu_a(x) = 1/[1+e^{\pm(\alpha x + \beta)}] \quad (2-1)$$

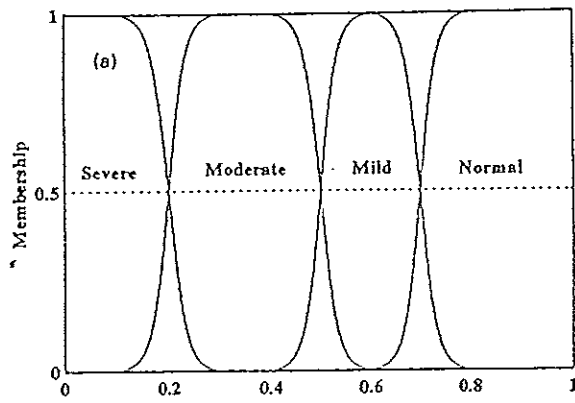
เมื่อ x เป็นตัวแปรของค่าที่ได้จากการวัดพารามิเตอร์ต่างๆ

a แทนกลุ่มที่ต้องการหาสัมพันธ์

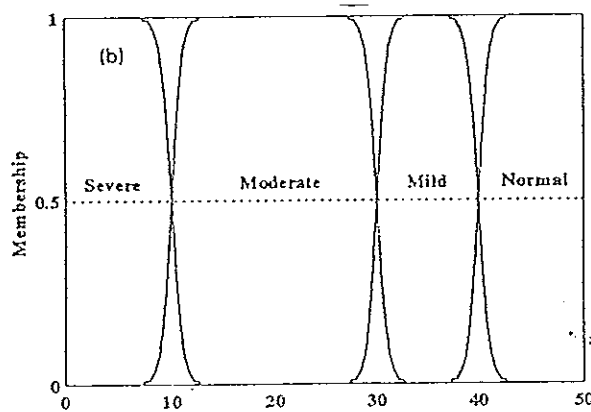
α และ β เป็นค่าคงที่

$\mu_a(x)$ แทนความสัมพันธ์ของฟัซซี่ลอจิก

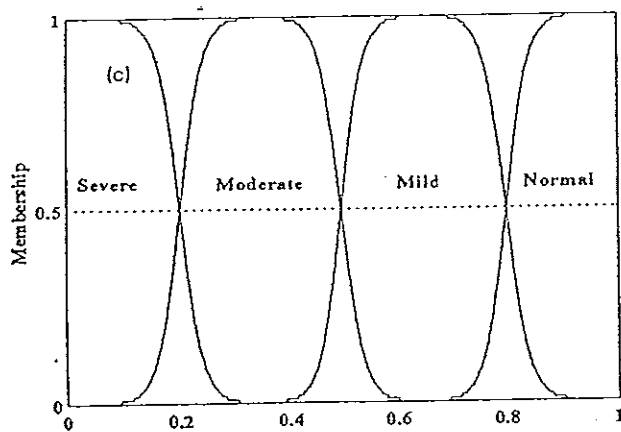
หลังจากนั้นค่า $\mu_a(x)$ จะถูกนำไปเปรียบเทียบกับกฎต่างๆที่กำหนดไว้ และจะได้เอาต์พุตของฟัซซี่ ค่าเอาต์พุตก็จะถูกแปรกลับให้เป็นค่าที่สามารถเข้าใจได้ การจำแนกกลุ่มของผู้มีปัญหารถลื่นโดยใช้ค่าพารามิเตอร์ดังกล่าวมาแล้วแสดงในภาพประกอบ 2-4(ก),(ข) และ (ค)



ภาพประกอบ 2-4 (ก) แสดงการจำแนกกลุ่มโดยใช้ค่าขนาดของอัตราการเร่ง

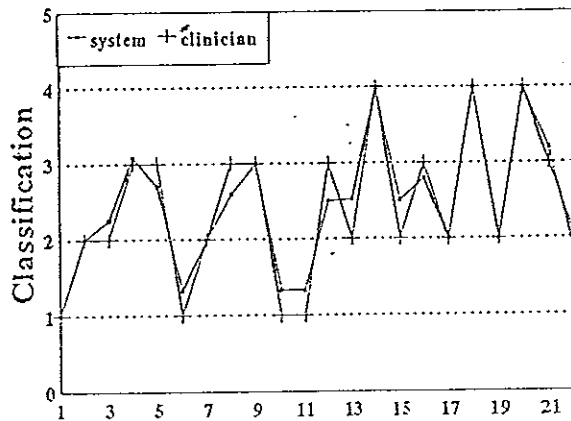


ภาพประกอบ 2-4 (ข) แสดงการจำแนกกลุ่มโดยใช้ค่าความดันของการกลืน



ภาพประกอบ 2-4 (ค) แสดงการจำแนกกลุ่มโดยใช้ค่าการแปลของจำนวนครั้งที่พยายามกลืน $[r = (8 - \text{ค่าจำนวนครั้งที่พยายามกลืน}) / 7]$

จากภาพประกอบ 2-4(ก), (ข), (ค) แสดงการจำแนกโดยใช้ หลักการฟิซซีลอจิก สำหรับค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากการวัดขนาดของอัตราความเร็ว, ความคั่นของการกลืน, และจำนวนครั้งที่พยายามกลืนตามลำดับ แล้วนำผลที่ได้จากการจำแนกด้วย ฟิซซีลอจิกมาพล็อตกราฟ เพื่อเปรียบเทียบกับการวินิจฉัยในคลินิก ดังภาพประกอบ 2-5



ภาพประกอบ 2-5 แสดงการเปรียบเทียบการจำแนกโดยใช้หลักการฟิซซีลอจิก กับ การวินิจฉัยโดยแพทย์

จากภาพประกอบ 2-5 พบว่าในการจำแนกโดยใช้ฟิซซีลอจิกกับจำนวนผู้เข้าทำการทดสอบจำนวน 22 คน เมื่อเปรียบเทียบกับผลการวินิจฉัยโดยแพทย์ พบว่าการจำแนกโดยใช้ ฟิซซีลอจิก จะให้ผลการประเมินต่ำกว่าที่แพทย์ทำการวินิจฉัยจำนวน 2 คน และประเมินสูงกว่าที่แพทย์ทำการวินิจฉัย จำนวน 2 คนเช่นกัน

2. Narender P. Reddy et al., 1994 ศึกษา Toward Classification of Dysphagia Patients Using Biomechanical Measurements เป็นการจำแนกผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนโดยใช้ผลที่ได้จากการวัดกลไกทางชีวภาพ (Biomechanical) มาช่วยในการจำแนกหาผู้เสี่ยงต่อการสำลัก โดยแบ่งเป็นกลุ่มต่างๆ ดังนี้ กลุ่มผู้ที่มีปัญหาการกลืนผิดปกติขั้นรุนแรง, กลุ่มผู้ที่มีปัญหาการกลืนขั้นปานกลาง, กลุ่มผู้ที่มีปัญหาการกลืนขั้นอ่อน, กลุ่มผู้ไม่มีปัญหาการกลืน

การศึกษาด้านกลไกทางชีวภาพแบ่งเป็น 2 ช่วงดังต่อไปนี้

- 1) ช่วงการเคี้ยวอาหารในปาก
- 2) ช่วงการกลืนอาหารผ่านช่องคอ

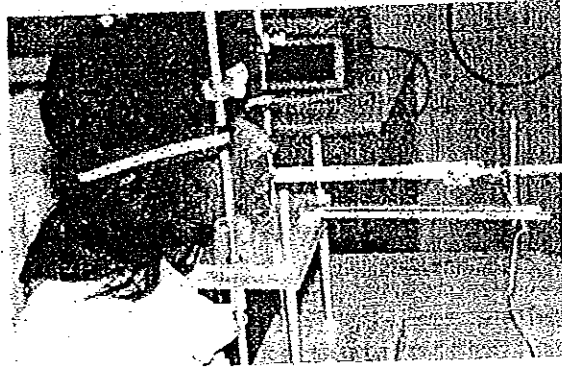
การวัดกลไกทางชีวภาพของช่วงการเคี้ยวอาหารในปาก

ในช่วงนี้จะใช้ค่า พารามิเตอร์ ดังต่อไปนี้ ในการจำแนกผู้ที่มีปัญหาการกลืน

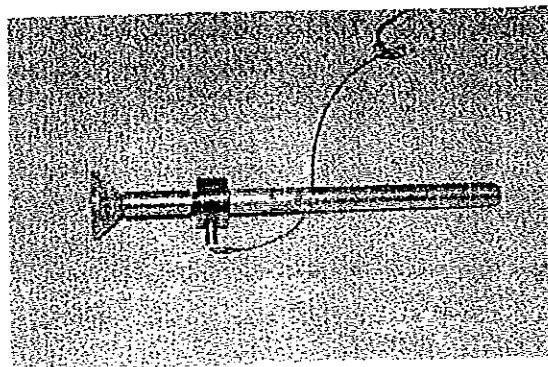
- 1) แรงดันในการปิดริมฝีปาก (Lip Closure Pressure)
- 2) แรงในการดึงริมฝีปาก (Lip Pulling Force)
- 3) แรงดันของลิ้นในการเคลื่อนที่ไปด้านข้าง (Tongue Thrust in The Two Lateral Directions)
- 4) แรงดันของลิ้นไปข้างหน้า (Forward Tongue Thrust)
- 5) แรงดันในการดูดน้ำ (Swallow Suction Pressure)

ซึ่งค่าพารามิเตอร์ดังกล่าวได้จากเครื่องมือในการตรวจจับ ดังภาพประกอบ 2-6 ,2-7 และ

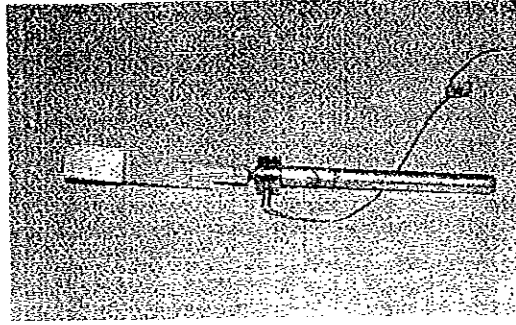
2-8



ภาพประกอบ 2-6 แสดงวิธีการวัดแรงดันของลิ้นในการเคลื่อนที่ไปด้านข้าง

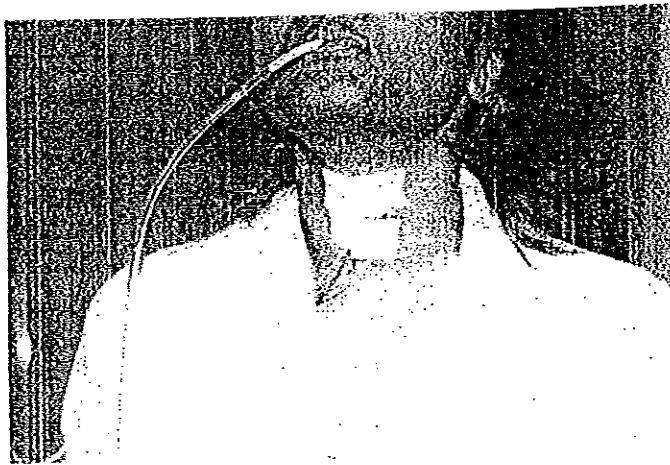


ภาพประกอบ 2-7 แสดงอุปกรณ์ในการวัดแรงดันของลิ้นในการเคลื่อนไปข้างหน้าโดย
ใช้ตัวแปลงโหลดเซลล์ (Load Cell Transducer) สำหรับแปลงแรงดันให้เป็นสัญญาณไฟฟ้า

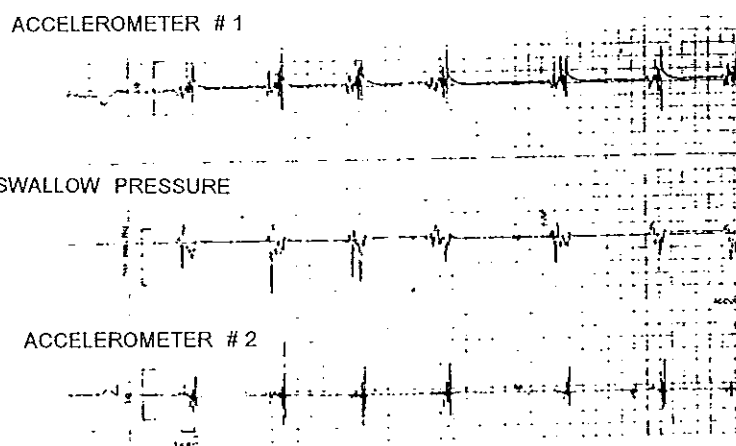


ภาพประกอบ 2-8 แสดงการวัดแรงดันที่เกี่ยวข้องของริมฝีปากโดยใช้ตัวแปลงโพลคเซลด
การวัดกลไกทางชีวภาพของช่วงการกลืนอาหารผ่านลำคอ

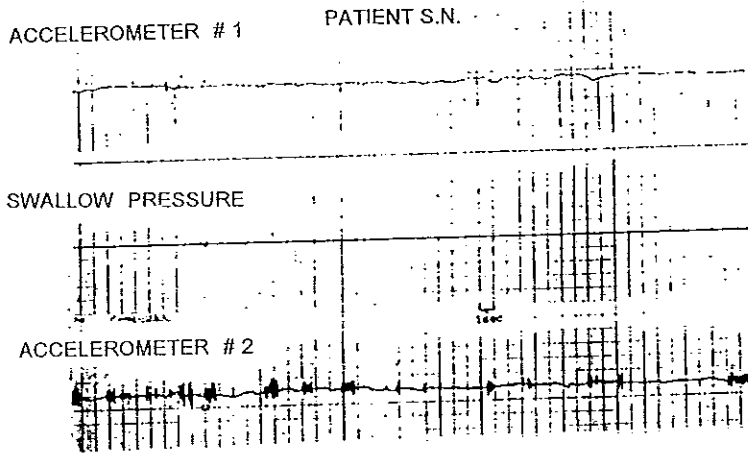
โดยใช้ Ultraminiature Accelerometers 2 ตัวและที่ผิวหนังบริเวณลำคอ และวัดแรงดูดน้ำ
ด้วยหลอดสายยางดังแสดงในภาพประกอบ 2-9 โดยสัญญาณที่ได้แสดงในภาพประกอบ 2-10 และ
ภาพประกอบ 2-11 ตามลำดับ



ภาพประกอบ 2-9 แสดงวิธีการจับสัญญาณในช่วงการกลืนอาหารผ่านลำคอ



ภาพประกอบ 2- 10 แสดงผลของสัญญาณที่ได้จากอาสาสมัครที่ไม่คิดปกติในด้านารกลืน



ภาพประกอบ 2-11 แสดงผลของสัญญาณที่ได้จากผู้ป่วยที่ผิดปกติในด้านการกลืน

จากค่าพารามิเตอร์ ที่ได้จากวิธีการวัดกลไกทางชีวภาพของช่วงการเคี้ยวอาหาร และ ช่วงการกลืนอาหารผ่านลำคอ นำมาจำแนกกลุ่มแต่ละ วิธีการโดยใช้หลักการดังนี้

สำหรับวิธีการกลไกทางชีวภาพของช่วงการเคี้ยวอาหาร แบ่งการจำแนกเป็น 4 กลุ่มดังนี้คือ ปกติ, ผิดปกติขั้นอ่อน, ผิดปกติขั้นปานกลาง และผิดปกติขั้นรุนแรง โดยกำหนดเงื่อนไขดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 2-1 แสดงเงื่อนไขในการจำแนก(ผู้มีปัญหาการกลืนสำหรับกลไกช่วงการเคี้ยวอาหาร) เมื่อให้ LP แทน แรงดันริมฝีปาก และ TT แทนแรงดันในการเคลื่อนที่ของลิ้นทุกทิศทาง

การจำแนกกลุ่ม	เงื่อนไขการจำแนก
ก) ปกติ	มีช่วง [LP \geq 70 mmHg] และ/หรือ [TT \geq 250 g]
ข) ผิดปกติขั้นอ่อน	[15 mmHg < LP < 70 mmHg] และ/หรือ [125 g < TT < 250 g]
ค) ผิดปกติขั้นปานกลาง	[5 mmHg < LP < 15 mmHg] และ/หรือ [20g < TT \leq 125g]
ง) ผิดปกติขั้นรุนแรง	[LP \leq 5 mmHg] และ/หรือ [TT < 20g]

สำหรับวิธีการกลไกทางชีวภาพของช่วงการกลืนอาหารผ่านลำคอ แบ่งการจำแนกเป็น 4 กลุ่ม ดังนี้คือ ปกติ, ผิดปกติขั้นอ่อน, ผิดปกติขั้นปานกลาง และผิดปกติขั้นรุนแรงโดยกำหนดเงื่อนไขดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 2-1 แสดงเงื่อนไขในการจำแนก (ผู้มีปัญหาการกลืนสำหรับกลไกช่วงการกลืนอาหาร) เพื่อให้ AP แทน รูปร่างของสัญญาณอัตราเร่ง , AM แทน ขนาดของอัตราเร่ง, SP แทน แรงดันในการดูดน้ำ และ NA แทน จำนวนครั้งที่พยายามกลืน

การจำแนกกลุ่ม	เงื่อนไขการจำแนก
ก) ปกติ	[Normal AP] และ [AM \geq 0.7 g] และ [SP \geq 40 mmHg]และ [NA = 1]
ข) ผิดปกติขั้นอ่อน	[Normal AP] และ [NA < 2] และ [0.5g < AM < 0.7g] และ/หรือ [SP < 40 mmHg]
ค) ผิดปกติขั้นรุนแรงปานกลาง	[Slightly Distorted AP] และ/หรือ [2 < NA,4] หรือ [0.2g < AM < 0.5g] และ/หรือ [SP < 30 mmHg]
ง) ผิดปกติขั้นรุนแรง	[AP < 0.2g] และ/หรือ [Na \geq 4] หรือ [AM < 0.2g] หรือ [SP < 10mmHg] และ [SP Monophasic]

แล้วนำผลการจำแนกทั้ง 2 ส่วนคือ ผลที่ได้จากการจำแนกกลไกชีวภาพช่วงการเคี้ยวอาหาร และผลที่ได้จากการจำแนกกลไกชีวภาพ ช่วงการกลืนอาหารผ่านลำคอ มาเป็นข้อมูลในการจำแนกอีกครั้งหนึ่ง โดยกำหนดเงื่อนไขการจำแนกกลุ่มดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 2-3 แสดงเงื่อนไขในการจำแนก ผลที่ได้จากการจำแนกกลไกชีวภาพเดี่ยวและกลืน

การจำแนกกลุ่ม	เงื่อนไขการจำแนก
ก) ปกติ	ปกติทั้งช่วงการเคี้ยวอาหารและการกลืนอาหารผ่านลำคอ
ข) ผิดปกติขั้นอ่อน	[ปกติช่วงการเคี้ยวอาหารและผิดปกติขั้นอ่อนในช่วงการกลืนอาหารผ่านลำคอ] หรือ [ผิดปกติขั้นอ่อนในช่วงการเคี้ยวอาหารและปกติในช่วงการกลืนอาหารผ่านลำคอ] หรือ [ผิดปกติขั้นอ่อนทั้งในช่วงการเคี้ยวอาหารและช่วงการกลืนอาหารผ่านลำคอ]
ค) ผิดปกติขั้นปานกลาง	[ผิดปกติขั้นปานกลางในช่วงการเคี้ยวอาหาร และ ผิดปกติขั้นอ่อนหรือปกติในช่วงการกลืนอาหารผ่านลำคอ] หรือ [ผิดปกติขั้นปานกลางในช่วงการเคี้ยวอาหารและผิดปกติขั้นปานกลางในช่วงการกลืนอาหารผ่านลำคอ] หรือ [ผิดปกติขั้นรุนแรงในช่วงการเคี้ยวอาหารและผิดปกติขั้นอ่อนในช่วงการกลืนอาหารผ่านลำคอ]
ง) ผิดปกติขั้นรุนแรง	[ผิดปกติขั้นรุนแรงในช่วงการเคี้ยวอาหาร และ ผิดปกติขั้นปานกลางในช่วงการกลืนอาหารผ่านลำคอ] หรือ [ผิดปกติขั้นรุนแรงในช่วงการกลืนอาหารผ่านลำคอ]

จากผลการจำแนกกลุ่มจะได้ว่าสามารถจำแนกได้ถูกต้องจำนวน 21 คน จากกลุ่มตัวอย่าง 36 คน

2.4 การศึกษาวิจัยที่ผ่านมาที่ภาควิชา วิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

1. เกลิมชัย แซ่ลิ้ม , 1995 ศึกษา Selection of Features in Electromyogram for Detection of Swallowing เป็นการศึกษาหลักขณะเด่น ของสัญญาณไฟฟ้าจาก กล้ามเนื้อ เพื่อตรวจจับสัญญาณที่บ่งบอกการกลืน โดยการวิเคราะห์ข้อมูลจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของอาสาสมัครขณะทำกิจกรรมต่างๆดังนี้

- 1) กิจกรรมกลืนน้ำลาย
- 2) กิจกรรมกลืนน้ำคำเล็ก
- 3) กิจกรรมกลืนน้ำคำโต
- 4) กิจกรรมเคี้ยวแล้วกลืน
- 5) กิจกรรมการพูด

นำข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าที่ได้ขณะทำกิจกรรมต่างๆมาศึกษา เปรียบเทียบว่ามีความสัมพันธ์กับสัญญาณกลืนอย่างไร แล้วหาวิธีการทางคณิตศาสตร์ เพื่อใช้ในการตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าที่บ่งบอกการกลืน โดยใช้วิธีการทางคณิตศาสตร์ดังต่อไปนี้

- 1) การหาค่าพารามิเตอร์ๆ ของสัญญาณไฟฟ้า
- 2) การหาค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน
- 3) การวิเคราะห์ที่ใช้ Fast Fourier Transform (FFT)
- 4) การวิเคราะห์ที่ใช้ Autoregressive
- 5) การหาค่าถึงเฉลี่ยของสัญญาณ

ผลที่ได้พบว่า การใช้วิธีการหาค่าถึงเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้าให้ผลการตรวจจับสัญญาณที่บ่งบอกการกลืน จากกลุ่มกล้ามเนื้อของอาสาสมัครขณะทำกิจกรรมเคี้ยวแล้วกลืนได้ดีที่สุด

2. พรชัย พฤษย์ภัทรานนท์ , 1996 ศึกษาวิจัยการออกแบบ และ สร้างเครื่องค้นแบบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ เพื่อใช้สำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน อันเนื่องมาจากกล้ามเนื้อได้คาง และกล้ามเนื้อคอไม่สามารถทำงานได้ตามปกติ โดยให้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับกระตุ้นกล้ามเนื้อได้คางและกล้ามเนื้อคอ ขณะที่ผู้ป่วยกำลังกลืนเพื่อให้การกลืนเป็นปกติ ตามลำดับขั้นตอนที่ถูกต้อง

การวิจัยเริ่มจากการศึกษาการทำงานของกลไกในการกลืน และต้องหาสมการทางคณิตศาสตร์ที่สามารถตรวจจับจุดกลืนจากสัญญาณกล้ามเนื้อ เพื่อหาจุดเริ่มต้นของการกลืน เมื่อได้จุดเริ่มต้นการกลืนแล้ว ก็จะทำการส่งสัญญาณกระตุ้นไปกระตุ้นกล้ามเนื้อได้คางและกล้ามเนื้อคอ ขณะกลืนสัญญาณกระตุ้นจะทำให้เกิดการยกตัวและเคลื่อนไปข้างหน้าของกระดูกไฮออยด์ (Hyoid) และกระดูกอ่อนไทรอยด์ (Thyroid Cartilage) ซึ่งช่วยให้สามารถกลืนได้ดี การทำงานของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับจะทำงานโดยอัตโนมัติโดยส่งสัญญาณกระตุ้นออกไป ก็ต่อเมื่อผู้ป่วย มีการกลืนเท่านั้น สัญญาณกระตุ้นที่ใช้จะเป็นแบบ Twin Peak Pulse ที่มีระยะห่างระหว่างพัลส์ 75 ไมโครวินาที ขนาดแรงดันของสัญญาณมีค่าประมาณ 0-250 โวลต์

บทที่ 3

สมการคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการจำแนก

จากการศึกษาค้นคว้าวารสาร และ เอกสารทางวิชาการ การจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนโดยการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ (Electromyogram) โดยตรงนั้นไม่มี ดังนั้นจะใช้วิธีการวิเคราะห์ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ในลักษณะใกล้เคียงกันมาศึกษา จากวารสารและเอกสารทางวิชาการที่เกี่ยวข้อง พบว่ามีวิธีการทางคณิตศาสตร์หลายวิธีการ ที่ถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากกล้ามเนื้อ นอกจากนี้ได้พบวิธีการจำแนกที่ถูกนำมาใช้ในการตัดสินใจด้วยเช่นกันซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

- บทความของ EWAZALEWSKA และทีมงาน เรื่อง Evaluation of MUAP Shape Irregularity A New Concept of Quantification ลงตีพิมพ์ในวารสาร IEEE Transactions on Biomedical Engineering V 42 , No 6 , June 1995 ศึกษาเทคนิคใหม่ในการประมาณรูปร่างลักษณะของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ EMG ที่เป็น Motor Unit Action Potention (MUAP) เพื่อวิเคราะห์หา ลักษณะสัญญาณที่เกิดปกติในเทอมของค่าสัมประสิทธิ์ที่มีความสัมพันธ์ระหว่างจุดยอดของสัญญาณแต่ละจุดและความยาว พีกสูงที่สุด ของสัญญาณ

- บทความของ FUSFEILD เรื่อง Classification of Electromyogram a Pattern Recognition Method ลงตีพิมพ์ในวารสาร Med & Biol ; Eng & Comput ,p 20 , 1982 ศึกษาเกี่ยวกับการใช้พารามิเตอร์ เช่น Negative Level Crossing , Positive Peak Rate ฯลฯ เพื่อใช้ในการจำแนก สัญญาณ EMG

- บทความของ KNOX และทีมงาน เรื่อง Classification of Multifunction Surface EMG using Advanced AR Model Representation ลงตีพิมพ์ ในวารสาร Bioengineering , Proceedings of the Northeast Conference , 1994 ศึกษาการใช้ สัมประสิทธิ์ ของออโตรีเกรสซีฟ ในการจำแนกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อบางส่วนบนของคนพิการ และ คนปกติ

- บทความของ MULAVARA และทีมงาน เรื่อง Frequency Characterization of EMG Activity During Gait ลงตีพิมพ์ในวารสาร Proceedings of the Annual Conference an Engineering in Medicine and Biology, V 15 p 3 1993 ศึกษาการใช้สัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ที่ค่าลำดับตั้งแต่ 8 - 12 เป็นแบบจำลองแทนสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของอาสาสมัคร อายุ ประมาณ 35 ปี ทำกิจกรรมเดินเพื่อนำไปใช้ในการจำแนกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อระหว่างคนปกติ และคิดปกติ

- บทความของ OMRY PAISS และทีมงาน เรื่อง Autoregressive Modeling of Surface EMG and Its Spectrum with Application to Fatigue ลงตีพิมพ์ในวารสาร IEEE Transactions on Biomedical Engineering , V 34 , N 10, October ,1987 ศึกษาการจำลองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ด้วย ออโตรีเกรสซีฟ ในการนำไปประยุกต์ในการตรวจหาการอ่อนล้าของกล้ามเนื้อ

- บทความของ ROBERTO MERLETTI และทีมงาน เรื่อง On-Line Monitoring of the Median Frequency of the Surface EMG Power Spectrum ลงตีพิมพ์ในวารสาร IEEE Transaction On Biomedical Engineering , V 32 , No 1 , Jan 1985 ศึกษาการสร้างเครื่องมือและอัลกอริทึมในการคำนวณหาความถี่มีเดีย เพื่อจะแสดงค่าความถี่มีเดียตลอดเวลา

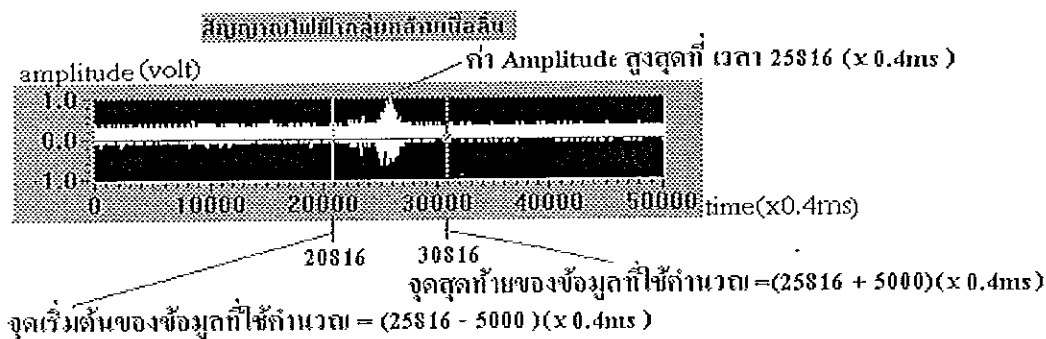
- บทความของ TOHRU KIRYU และทีมงาน เรื่อง AR Modeling of Myoelectric Interference Signals During a Ramp Contraction ลงตีพิมพ์ ในวารสาร IEEE Transactions on Biomedical Engineering , V 41 , N 11 , November , 1994 ศึกษาการ จำลองสัญญาณ Electromyogram ด้วยค่าสัมประสิทธิ์ ของออโตรีเกรสซีฟ

- บทความของ YEAP และทีมงาน เรื่อง ECG Beat Classification by a Neural Network ลงตีพิมพ์ในวารสาร Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society , V 12 , No 3 ,1990 ศึกษาการจำแนก ระหว่างสัญญาณ ECG ที่มีลักษณะ Ectopic และ ปกติโดยใช้วิธีการ โครงข่ายประสาท

จากบทความดังกล่าวข้างต้นนั้น จะใช้วิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์ มาพิจารณาสัญญาณไฟฟ้าทั้งในแกนเวลา และแกนความถี่ เพื่อหาลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อล้า และกลุ่มกล้ามเนื้อออก ขณะทำกิจกรรมกั้นน้ำ แล้วนำผลหรือค่าพารามิเตอร์ที่ได้ไปทำการจำแนก ด้วยวิธีโครงข่ายประสาทคั้งนั้นจึงพิจารณาเลือกวิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์ ที่ให้ผลการคำนวณ มีลักษณะเด่นชัดพอที่ทำการจำแนกได้คั้งนี้

- 1) วิเคราะห์เพื่อหาช่วงเวลาในการกลืน
- 2) วิเคราะห์จากค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน
- 3) วิเคราะห์จากค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม
- 4) วิเคราะห์ค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟโมเดล
- 5) วิเคราะห์โดยวิธีการหาค่าตั้งของสัญญาณไฟฟ้าในช่วงการกลืน

โดยวิธีการคำนวณทั้ง 5 วิธี จะนำมาประยุกต์ใช้กับสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากกลุ่มกล้ามเนื้อและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ โดยจะทำการเขียนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ด้วยโปรแกรม LabVIEW for Windows Version 3.0 (ดูรายละเอียดลักษณะการเขียนโปรแกรมในภาคผนวก) โปรแกรมที่เขียนขึ้นจะให้ผู้ใช้ทำการอ่านเพิ่มข้อมูลที่ผู้ใช้กำหนด จากนั้นโปรแกรมจะนำข้อมูลทั้งหมด 50000 จุด มาคำนวณสำหรับวิธีการหาช่วงเวลาการกลืนโดยแบ่งเป็นช่วงๆ ช่วงละ 1000 จุดทั้งหมด 50 ช่วง เริ่มตั้งแต่จุดเริ่มต้น และ เลื่อนตำแหน่งไปที่ละ 1000 จุด ส่วนวิธีอื่นโปรแกรมจะนำข้อมูลจำนวน 10000จุด จากข้อมูลทั้งหมด50000 จุดมาคำนวณเป็นช่วงๆช่วงละ 200 จุดโดยจะเลือกช่วงของข้อมูลอัตโนมัติ เริ่มจากจุดก่อนถึงจุดที่ให้ค่าสัญญาณไฟฟ้าสูงสุด 5000 จุด ไปจนถึงตำแหน่งที่ต่อหลังจากจุดที่ให้ค่าสัญญาณไฟฟ้าสูงสุด 5000 จุด เช่นกัน ดังตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อของคนปกติ(อาสาสมัครคนที่1)ในภาพประกอบ 3-1



ภาพประกอบ 3-1 แสดงตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อ และการเลือกช่วงของข้อมูลมาใช้ในการคำนวณสำหรับวิธีที่ 2,3,4 และ 5

จากภาพประกอบ 3-1 แสดงตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อที่ใช้ในการกลืนและการเลือกช่วงของข้อมูลมาใช้ในการคำนวณ การเลือกช่วงข้อมูลเริ่มจากเลือกตำแหน่งที่สัญญาณไฟฟ้ามีค่าขนาดสูงสุด คือ ที่ตำแหน่ง 25816 โปรแกรมจะคำนวณหาตำแหน่งเริ่มต้นข้อมูล ก่อนตำแหน่งที่ขนาดสูงสุด จำนวน 5000 จุดและหาตำแหน่งสุดท้ายคือ หลังตำแหน่งที่ขนาดสูงสุดสูงสุดจำนวน 5000 จุด ดังนี้

ตำแหน่ง เริ่มต้นข้อมูล คือ 25816 - 5000 = 20816 และ

ตำแหน่งสุดท้ายข้อมูล คือ 25816 + 5000 = 30816

เมื่อเลือกข้อมูลที่จะใช้คำนวณแล้ว โปรแกรมจะคำนวณหาค่าในแต่ละวิธีที่จะนำมาประยุกต์ใช้ในการคำนวณ ซึ่งวิธีคำนวณมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

3.1 การวิเคราะห์เพื่อหาช่วงเวลา

ในการศึกษาเรื่อง ที่เกี่ยวกับสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ ซึ่งจะมีลักษณะเป็นสัญญาณสุ่ม ดังนั้นการวิเคราะห์ จะใช้วิธีการหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ การหาค่ากำลังของสัญญาณ นอกจากจะหาจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ ในแอมพลิจูดแล้วยังสามารถหา ค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าได้จากค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม $[S_{xx}(f)]$ โดยสามารถเขียนความสัมพันธ์ได้ดังนี้

$$S_{xx}(f) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{X^*(f) X(f)}{T} = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{|X(f)|^2}{T} \quad (3-1)$$

กำหนดให้

$X(f)$ = Fourier Transform ของสัญญาณไฟฟ้า $x(t)$

$X^*(f)$ = Complex Conjugate of $X(f)$

จากสมการจะเห็นว่า $X(f)$ คือ Fourier Transform ของสัญญาณไฟฟ้า $x(t)$ ซึ่งสามารถคำนวณค่า $X(f)$ ได้จากสมการดังนี้

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j2\pi ft} dt \quad (3-2)$$

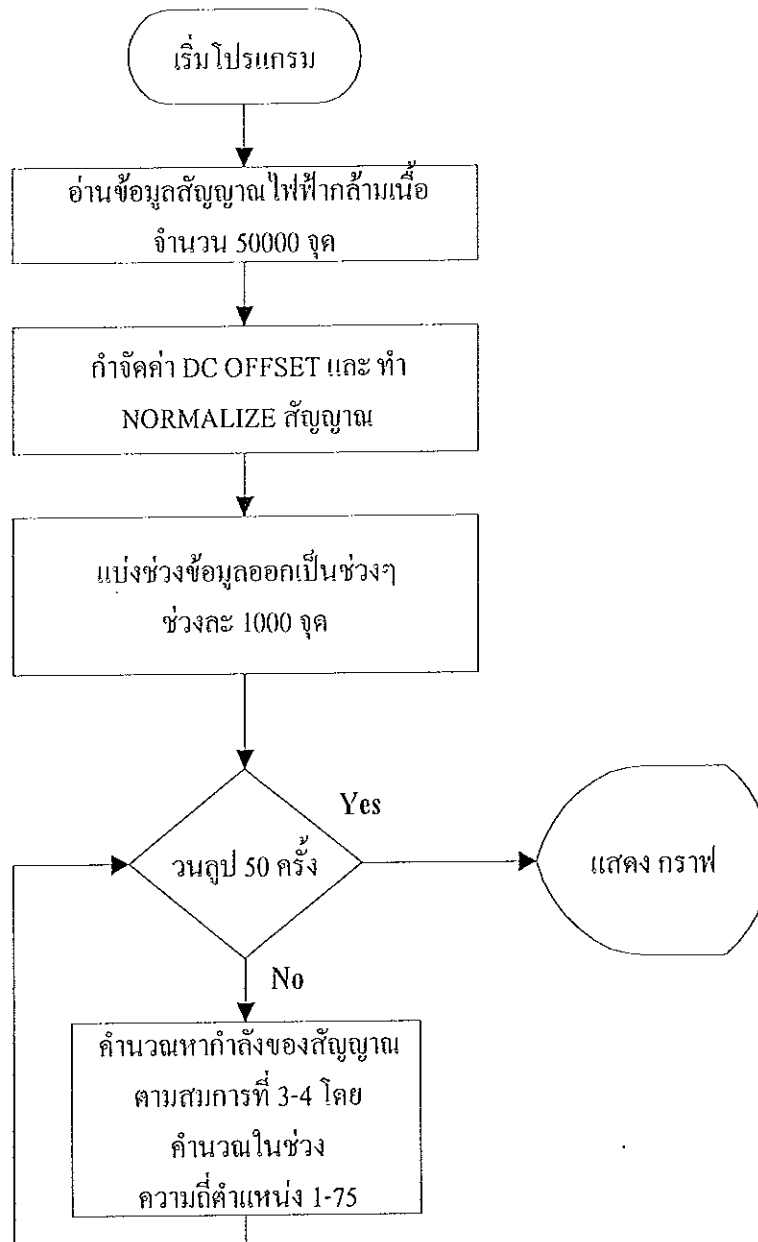
เมื่อได้ค่าความหนาแน่นกำลังเชิงสเปกตรัมแล้ว เราสามารถคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณได้จากสมการต่อไปนี้

$$\bar{x}^2(t) = \int_{-\infty}^{\infty} S_{xx}(f) df \quad (3-3)$$

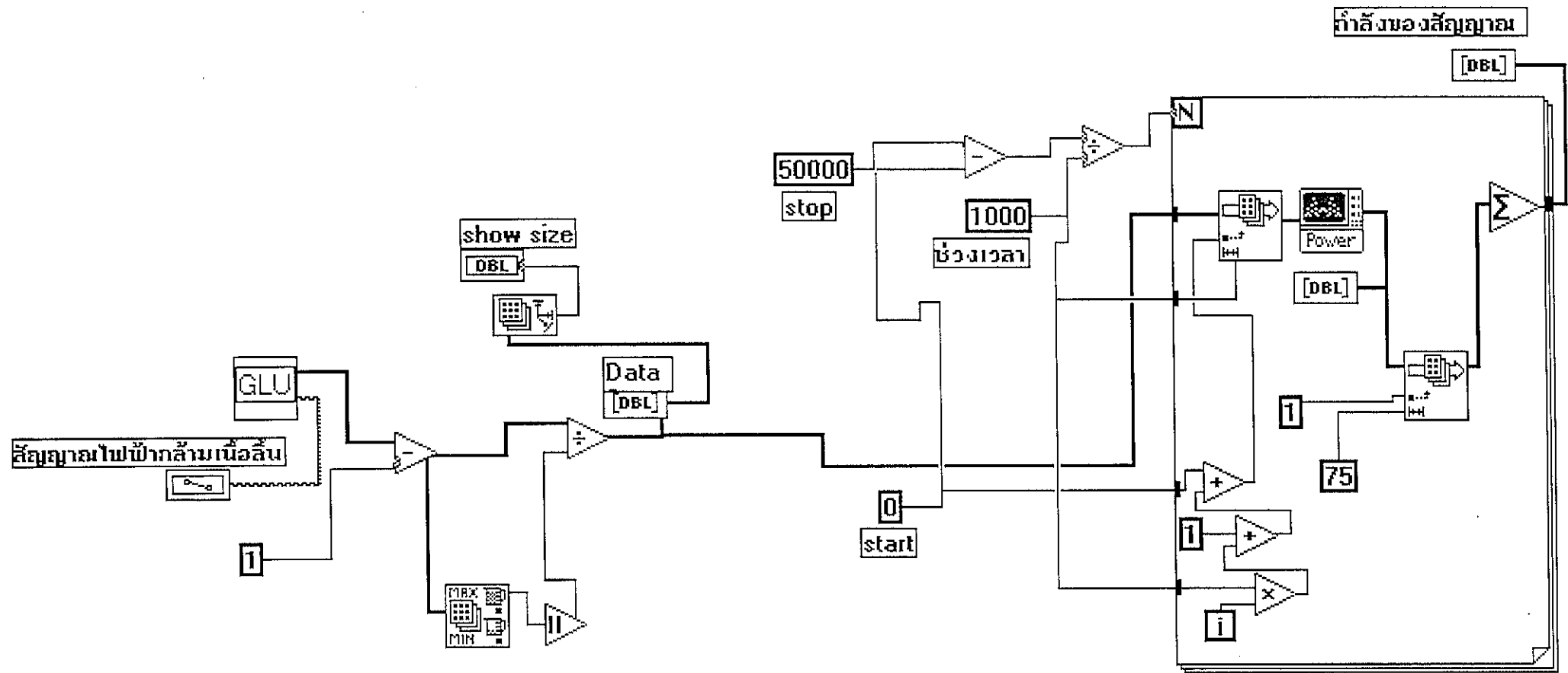
และสามารถคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณ ในช่วงความถี่ที่สนใจได้จากสมการดังต่อไปนี้

$$\bar{x}^2_{12}(t) = \int_{f_1}^{f_2} S_{xx}(f) df \quad (3-4)$$

จากหลักการข้างต้น นำมาเขียนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ด้วยโปรแกรม LabVIEW V 3.0 เพื่อคำนวณหาค่าถึงของสัญญาณ โดยมีรายละเอียดของฟังก์ชันของ โปรแกรมดังภาพประกอบ 3-2 จากภาพประกอบ 3-2 สามารถเขียนแผนภาพบล็อกของ โปรแกรมได้ดังภาพประกอบ 3-3

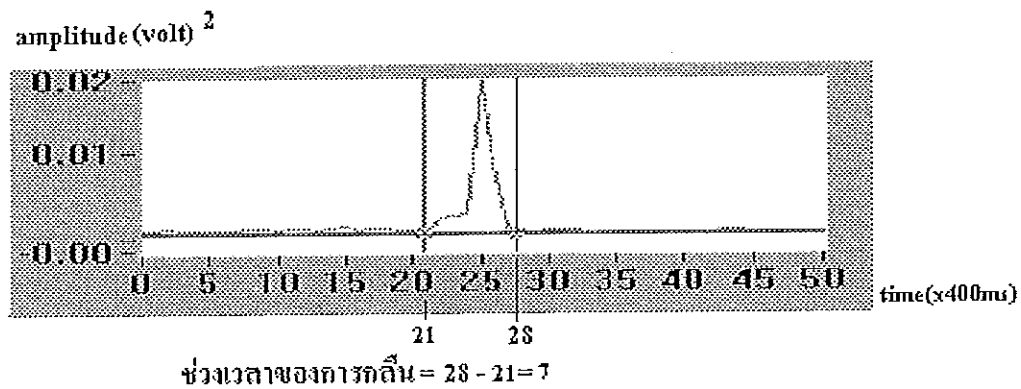


ภาพประกอบ 3-2 ฟังก์ชันแสดงการคำนวณหาค่าถึงของสัญญาณ



ภาพประกอบ 3-3 แผนภาพบล็อกการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณ ในช่วงตำแหน่งความถี่ 1-75

จากภาพประกอบ 3-3 แผนภาพบล็อกของโปรแกรมการคำนวณค่ากำลังของสัญญาณ ในช่วงตำแหน่งความถี่ 1-75 การคำนวณจะนำข้อมูลทั้งหมด 50000 จุด มาคำนวณเป็นช่วงๆ ละ 1000 จุด ดังนั้นจะมีการคำนวณ 50 ครั้งซึ่งจะคำนวณค่ากำลังของสัญญาณตามจำนวนข้อมูลที่ กำหนด โดยคำนวณตลอดทั้งสัญญาณและค่าที่ได้จากการคำนวณนำมาพล็อตกราฟ ดังตัวอย่าง ในภาพประกอบ 3-4



ภาพประกอบ 3-4 แสดงตัวอย่างค่ากำลังของสัญญาณที่คำนวณได้จากโปรแกรม

โดยสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อมีลักษณะดังภาพประกอบ 3-1

จากภาพประกอบ 3-4 เราสามารถหาช่วงเวลาในการกลืนจากค่ากำลังของสัญญาณได้ โดยจะเห็นว่า จะมีค่ากำลังของสัญญาณเฉพาะในช่วงที่มีการกลืน ดังนั้นเราสามารถหาค่ากำลังของสัญญาณมากำหนดช่วงการกลืนได้โดยจะได้ว่าช่วงของการกลืนอยู่ในช่วง ณ ตำแหน่ง 21 ถึง 28 ซึ่งคำนวณเป็นเวลาจะเท่ากับ 2.8 วินาที

จากวิธีการทางคณิตศาสตร์ดังกล่าวข้างต้น จะนำมาวิเคราะห์กับสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อเนื้อสัน และ สัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอ ซึ่งผลจากการทดลองใช้วิธีการดังกล่าวจะนำเสนอในบทต่อไป

3.2 การวิเคราะห์หาความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดีย

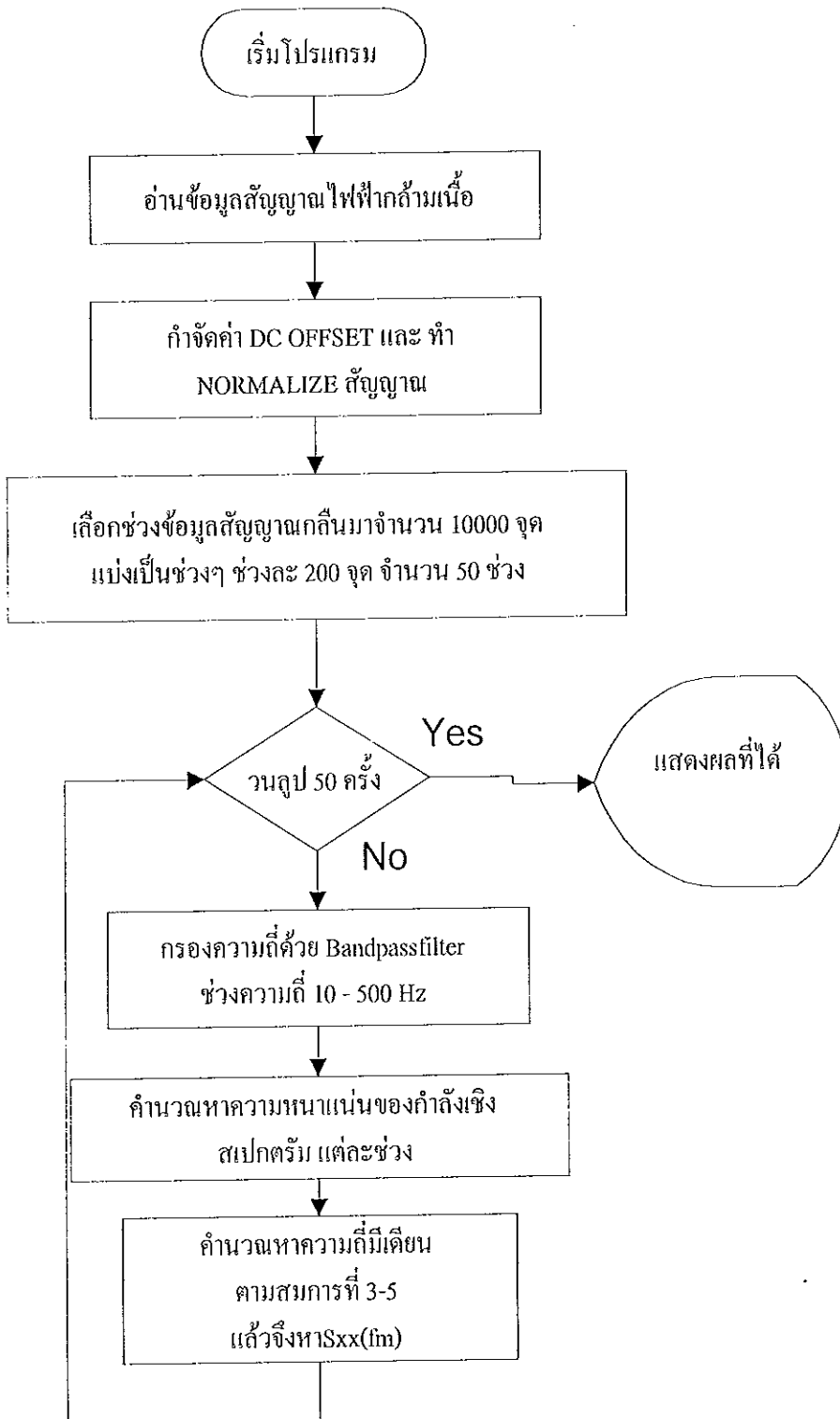
ความถี่มีเดีย (f_m) คือความถี่ที่ทำให้ผลรวมของกำลังของสัญญาณเป็นครึ่งหนึ่งของผลรวมของกำลังของสัญญาณทั้งหมดซึ่งมีสมการพื้นฐานดังนี้

$$\int_0^{f_m} S_{xx}(f)df = \int_{f_m}^{\infty} S_{xx}(f)df = 1/2 \int_0^{\infty} S_{xx}(f)df \quad (3-5)$$

โดยที่ $S_{xx}(f)$ คือความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่ f ใดๆ ที่มีค่าอยู่ในช่วงความถี่ 0 ถึง ∞

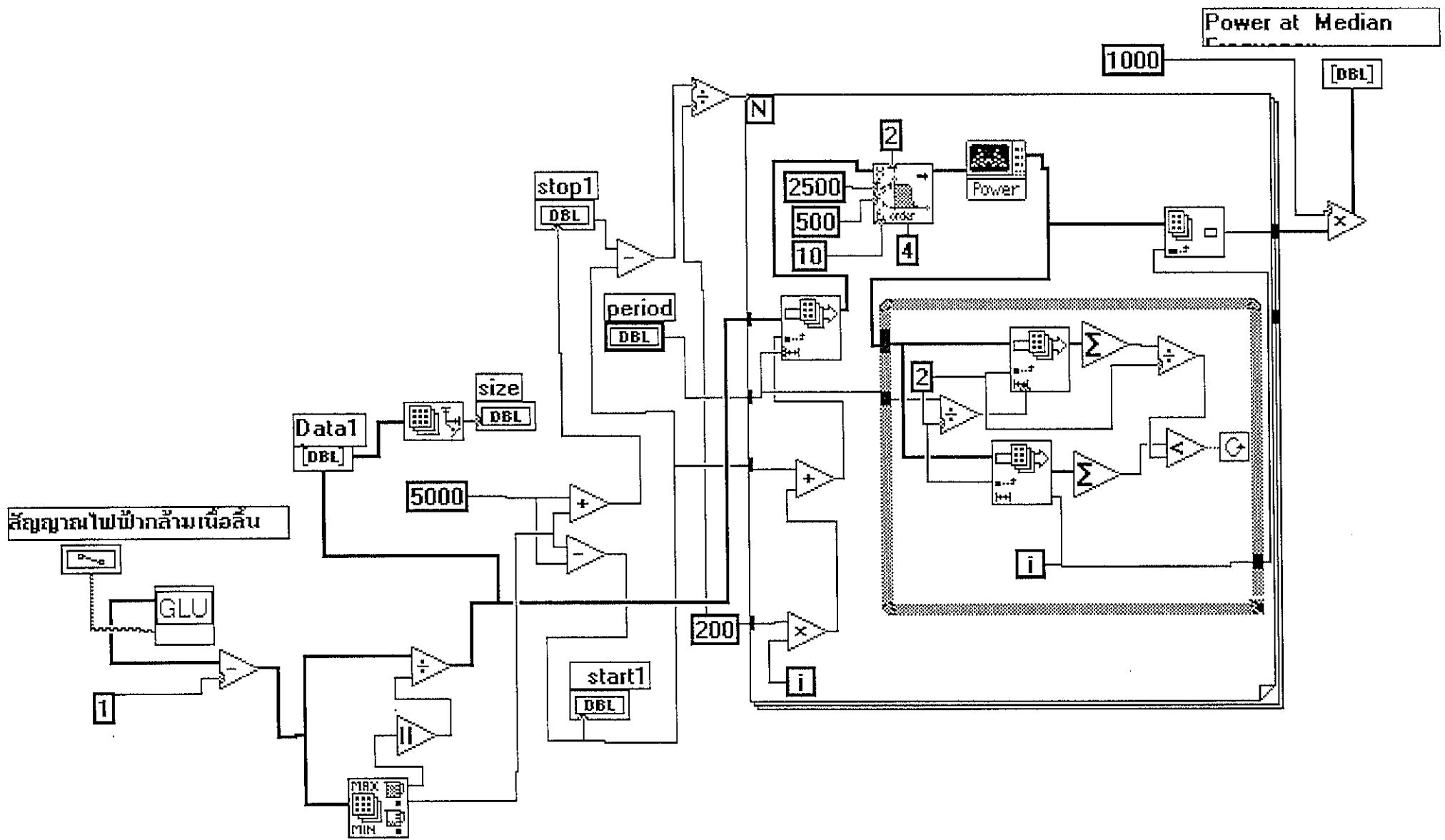
ความถี่มีเดีย (f_m) เป็นการวิเคราะห์ โดยการคำนวณหาความถี่ที่ทำให้กำลังของสเปกตรัมแบ่งเป็น สองส่วนเท่าๆกัน หลังจากนั้นเมื่อได้ค่า f_m แล้ว ก็จะคำนวณหาความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ f_m ดังนั้นจะได้ว่าค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดีย เท่ากับ $S_{xx}(f_m)$

จากหลักการข้างต้นนำมาเขียนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ด้วยโปรแกรม LabVIEW V3.0
คำนวณ หาความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดีย ดังภาพประกอบ 3-5



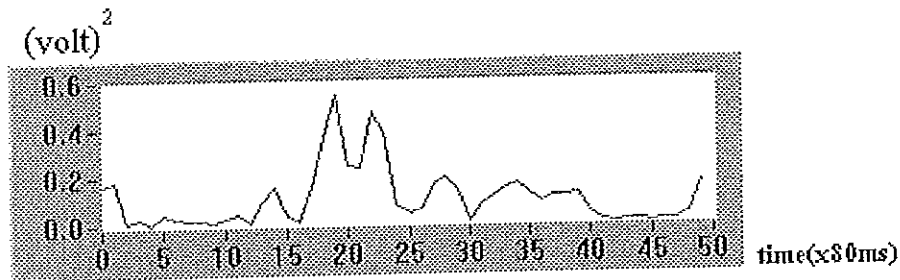
ภาพประกอบ 3-5 ฝั่งงานแสดงการคำนวณหาความหนาแน่น
ของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน

จากภาพประกอบ 3-5 สามารถเขียนแผนภาพบล็อกของโปรแกรมได้ดังภาพประกอบ 3-6



ภาพประกอบ 3-6 แผนภาพบล็อกการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีติเยน

จากภาพประกอบ 3-6 แผนภาพบล็อกของโปรแกรมการคำนวณการหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่มีความถี่มีเดียของสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อ ในช่วงของการกลืนจำนวน 10000 จุด มาคำนวณเป็นช่วงๆละ 200 จุด ดังนั้นจะได้ผลการคำนวณ 50 ค่า ตามค่าที่ได้จากการคำนวณนำมาพล็อตกราฟดังตัวอย่างภาพประกอบ 3-7



ภาพประกอบ 3-7 แสดงตัวอย่างที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่มีความถี่มีเดีย

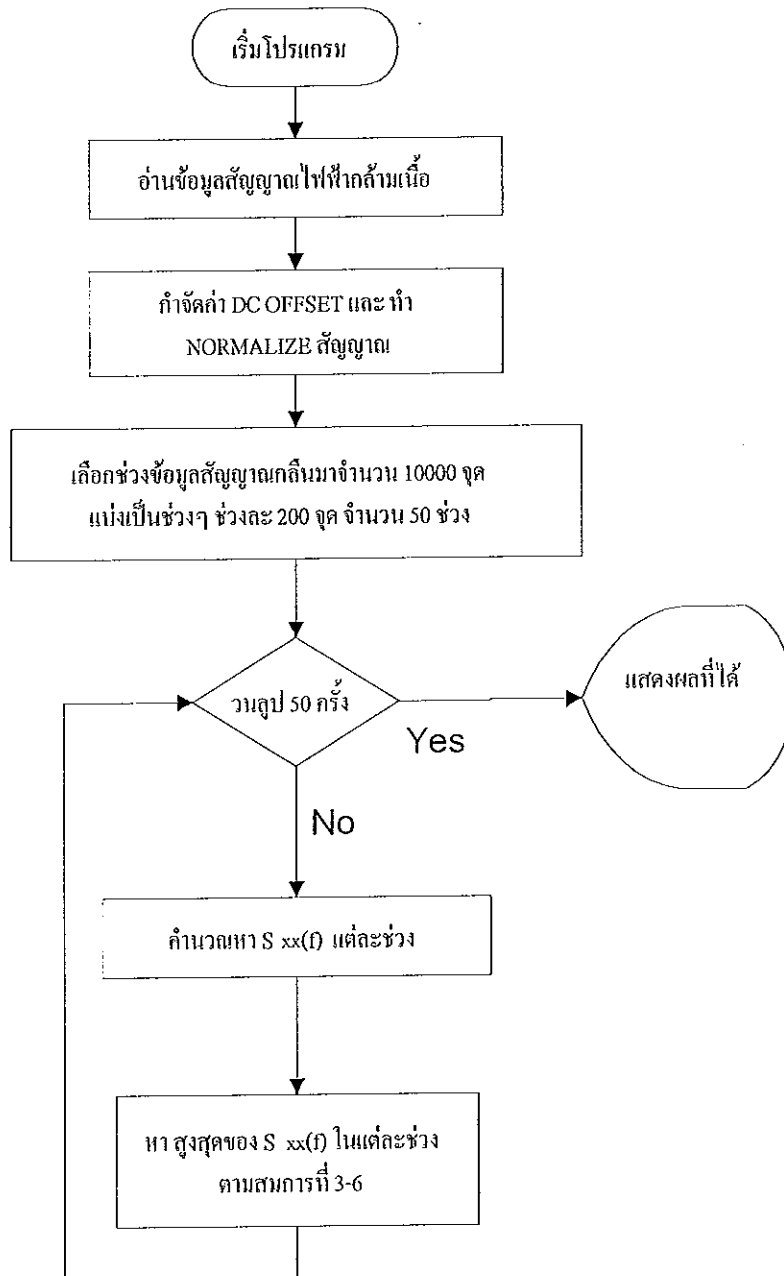
จากวิธีการทางคณิตศาสตร์ ดังกล่าวข้างต้น จะนำมาวิเคราะห์กับสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อ และ สัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อ ซึ่งผลจากการทดลองใช้วิธีการดังกล่าวจะนำเสนอในบทต่อไป

3.3 การวิเคราะห์หาค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม

เป็นการหาค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม โดยจะคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณในแต่ละช่วง และสามารถเขียนเป็นสมการได้ดังต่อไปนี้

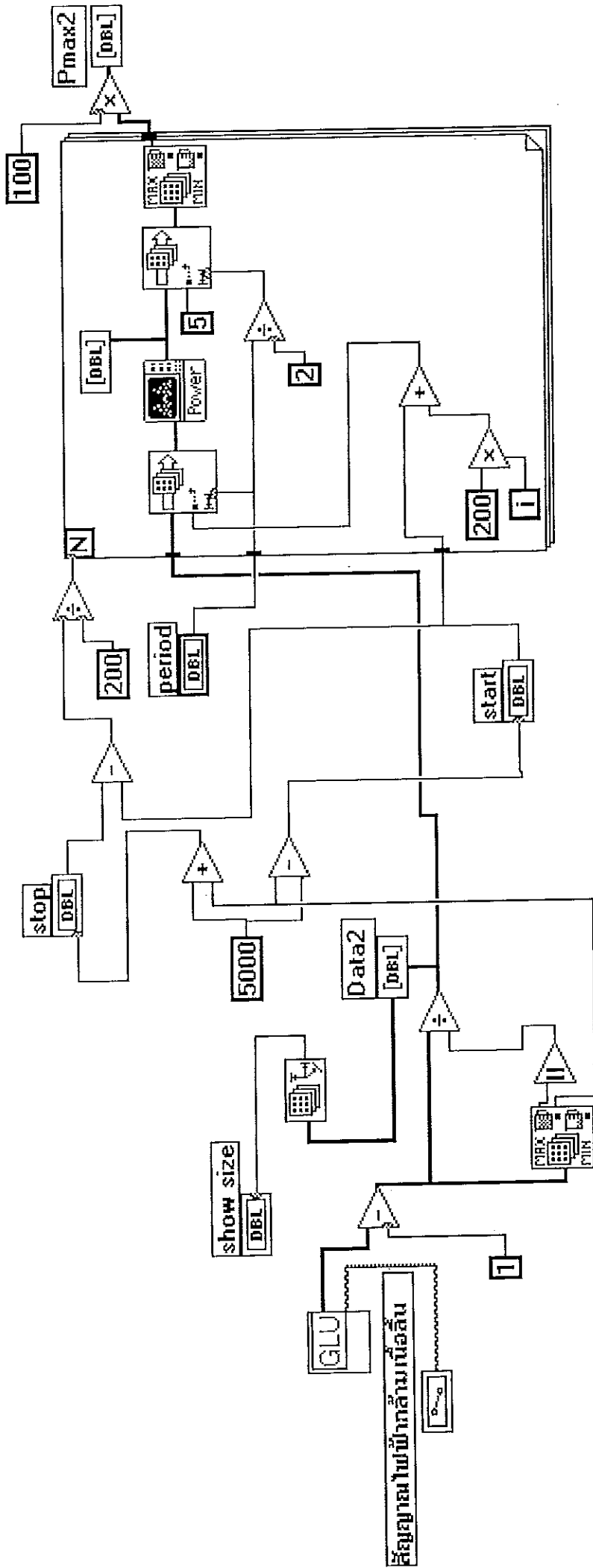
$$\text{Max } S_{xx} = S_{xx}(f) \Big|_{\text{max}} \quad (3-6)$$

กำหนดให้ $S_{xx}(f)$ คือความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม ที่ความถี่ใดๆจากหลักการข้างต้น นำมาเขียนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ด้วยโปรแกรม LabVIEW V 3.0 คำนวณหาค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม โดยมีฟังก์ชันของโปรแกรมดังแสดงในภาพประกอบ 3-8



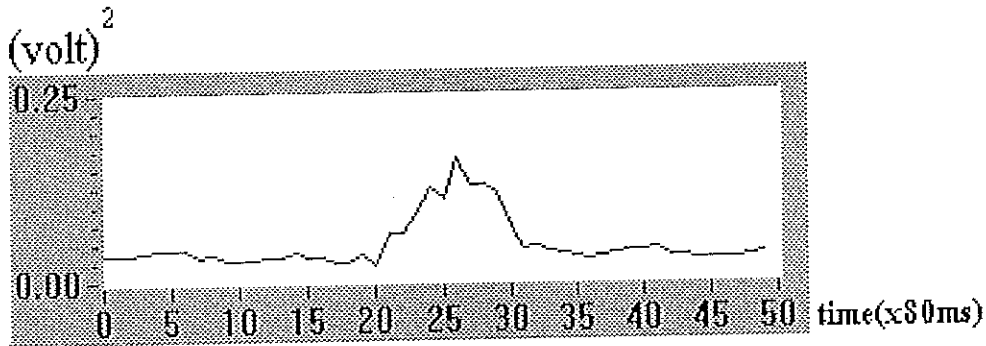
ภาพประกอบ 3-8 ผังงานการคำนวณหาสูงสุดของค่าความหนาแน่น
ของกำลังเชิงสเปกตรัม

จากภาพประกอบ 3-8 สามารถเขียนแผนภาพบล็อกของโปรแกรมได้ดังภาพประกอบ 3-9



ภาพประกอบ 3-9 แผนภาพบล็อกของโปรแกรมคำนวณค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม

จากภาพประกอบ 3-9 แผนภาพบล็อกของโปรแกรมการคำนวณการหาค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม การคำนวณจะคำนวณจากสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อ โดยเลือกข้อมูลในช่วงการกลืนมาจำนวน 10000 จุด มาแบ่งคำนวณ เป็นช่วงๆ ละ 200 จุด ดังนั้นจะ คำนวณ 50 ครั้ง ซึ่งค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม ได้จากการคำนวณนำมาพล็อตกราฟ ดังตัวอย่างภาพประกอบ 3-10



ภาพประกอบ 3-10 แสดงตัวอย่างค่าที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม

จากวิธีการทางคณิตศาสตร์ ดังกล่าวข้างต้น จะนำมาวิเคราะห์กับสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อ และ สัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอ ซึ่งผลจากการทดลองใช้วิธีการดังกล่าวจะนำเสนอในบทต่อไป

3.4 การวิเคราะห์ค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟโมเดล

โดยทั่วไปสัญญาณแรมคอมโมใดๆ สามารถถูกแทนด้วยสมการของโมเดลออโตรีเกรสซีฟได้ ซึ่งจะมีสมการพื้นฐานดังนี้

$$Z(n) = - \sum_{k=1}^p a_k Y(n-k) + e(n) \quad (3-7)$$

เมื่อ $Z(n)$ เป็นสัญญาณจำลองที่ได้จากโมเดลออโตรีเกรสซีฟ

a_k เป็นค่าสัมประสิทธิ์ออโตรีเกรสซีฟ

$e(n)$ เป็นค่าความผิดพลาด

p เป็นอันดับของโมเดลออโตรีเกรสซีฟ

$Y(n-k)$ เป็นสัญญาณจริงที่การสุ่มครั้งที่ $n-k$

ความหมายของสมการที่ 3-7 คือ สัญญาณจำลองตัวที่ n จะขึ้นกับค่าของสัญญาณจริงในอดีต ตั้งแต่ตัวที่ $n-1$ จนถึง ตัวที่ $n-p$ ซึ่งสามารถเขียนใหม่ในรูปของแมทริกซ์ได้ดังนี้

$$\begin{array}{c}
 \begin{bmatrix} Z_n \\ Z_{n-1} \\ \vdots \\ Z_{n-p} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} y_{n-1} & y_{n-2} & \dots & y_{n-p} \\ y_{n-2} & y_{n-3} & \dots & y_{n-p-1} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ y_{n-p-1} & y_{n-p-2} & \dots & y_{n-2p} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ \vdots \\ a_p \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e_n \\ e_{n-1} \\ \vdots \\ e_{n-p} \end{bmatrix} \\
 \Downarrow \qquad \qquad \qquad \Downarrow \qquad \qquad \qquad \Downarrow \qquad \qquad \Downarrow \\
 Z \qquad \qquad \qquad Y \qquad \qquad \qquad a \qquad \qquad e
 \end{array}$$

หรือ $Z + Ya = e$

(3-8)

เมื่อ Z แทน แมทริกซ์ของสัญญาณจำลอง

Y แทน แมทริกซ์ของสัญญาณจริงในอดีต

a แทน แมทริกซ์ของสัมประสิทธิ์โมเดลอโตรีเกรสซีฟ

e แทน แมทริกซ์ของค่าความผิดพลาด

ถ้า y_i เป็นสัญญาณจริงที่การสุ่มครั้งที่ i ดังนั้น

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

และจากสมการที่ 3-7 เราสามารถเขียนสมการได้ใหม่ $Q = \sum_{i=0}^{n-1} [y_i + \sum_{k=1}^p a_k y_{i-k}]^2$ (3-9)

ถ้าให้การเปลี่ยนแปลงของ Q มีค่าน้อยมากเทียบกับสัมประสิทธิ์ a_k ดังนั้น

$$\frac{\partial Q}{\partial a_1} = \frac{\partial Q}{\partial a_2} = \dots = \frac{\partial Q}{\partial a_{k-1}} = 0 \quad \text{ดังนั้น} \quad Y^T Y a = -Y^T y$$

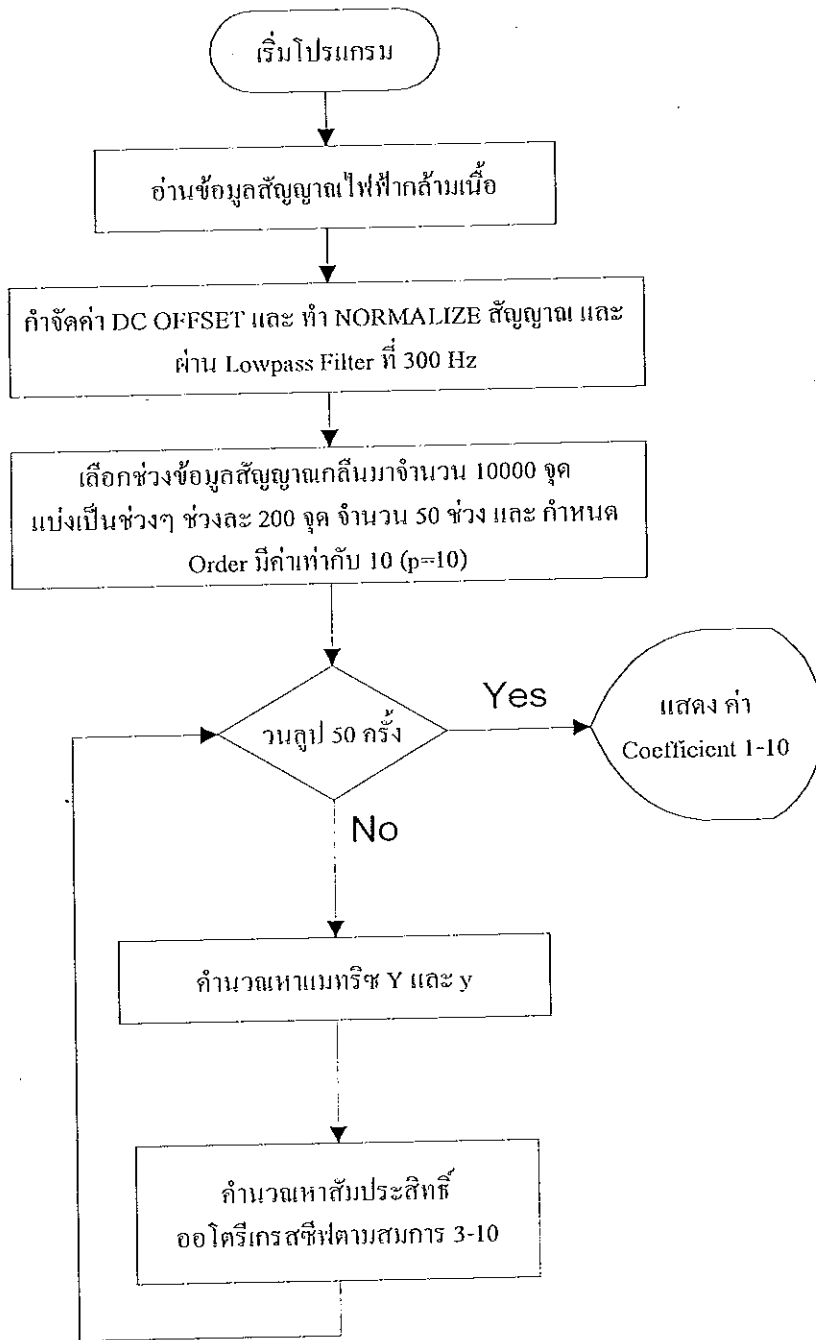
เราสามารถหาค่า สัมประสิทธิ์ ของอโตรีเกรสซีฟ ได้ดังนี้

$$a = -(Y^T Y)^{-1} Y^T y \quad (3-10)$$

เมื่อ Y^T คือ ทรานสพอสแมทริกของ Y

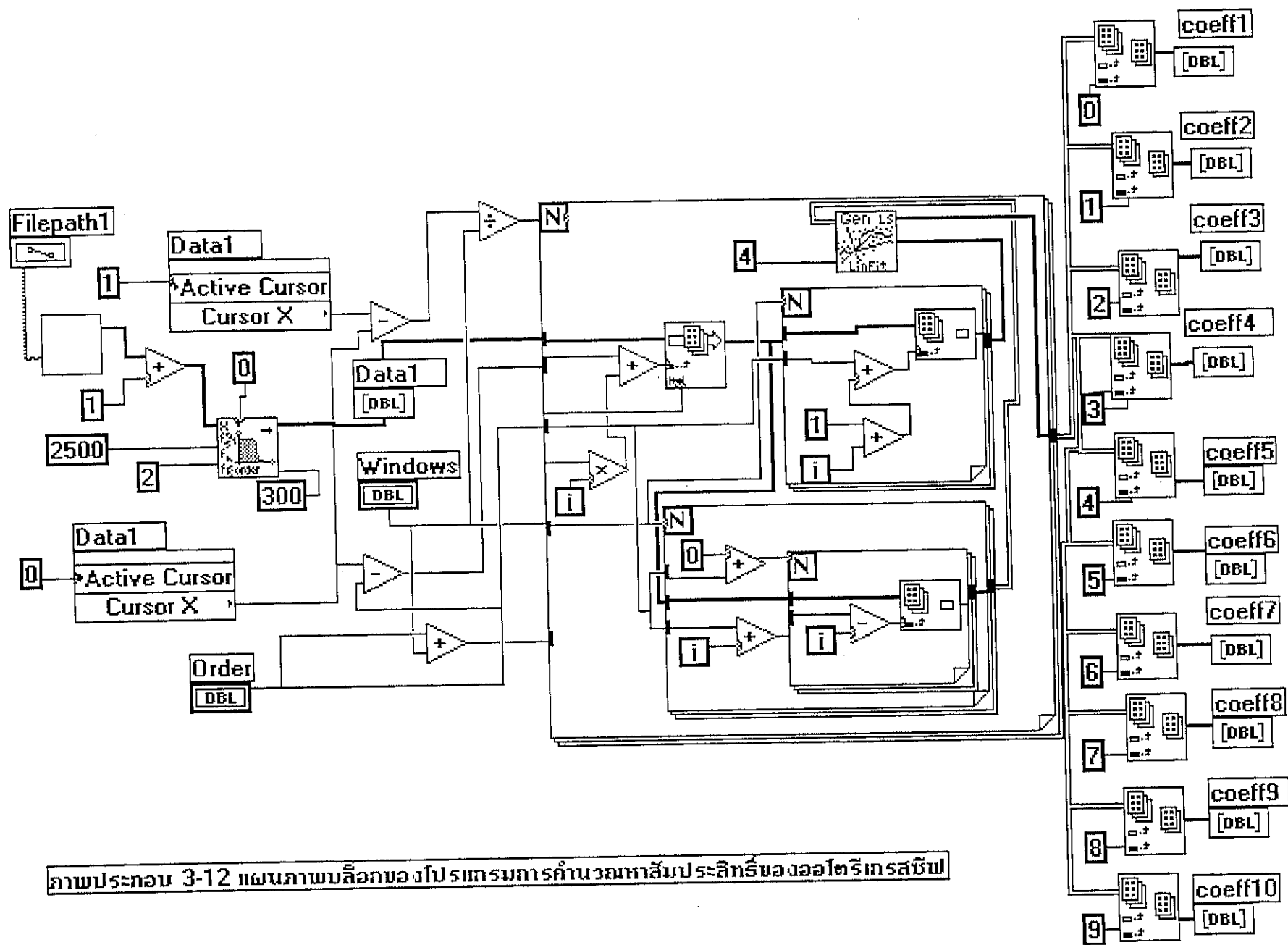
y คือ ค่าของสัญญาณจริงตัวที่ n

จากหลักการข้างต้นนำมาเขียน โปรแกรมคอมพิวเตอร์ ด้วยโปรแกรม LabVIEW V 3.0 คำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของอโตรีเกรสซีฟ ดังผังงานต่อไปนี้



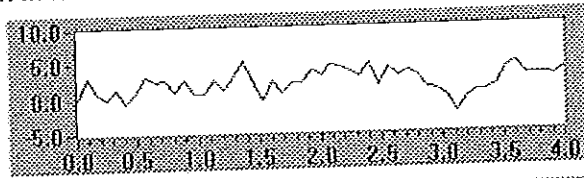
ภาพประกอบ 3-11 ฟังก์ชันการคำนวณหาสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ

จากภาพประกอบ 3-11 สามารถเขียนแผนภาพล๊อคของโปรแกรมได้ดังภาพประกอบ 3-12

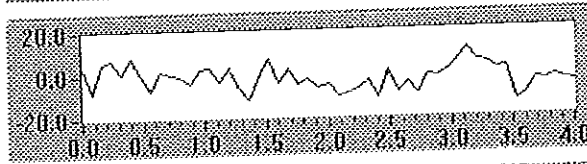


ภาพประกอบ 3-12 แผนภาพบล็อกของโปรแกรมการคำนวณหาสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ

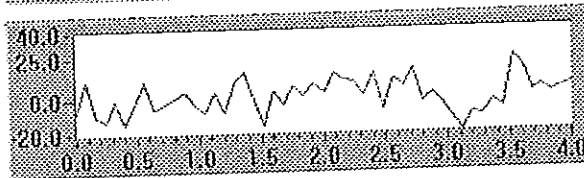
จากภาพประกอบ 3-12 แผนภาพบล็อกของโปรแกรมการคำนวณการหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟจากข้อมูลที่เลือกมาจำนวน 10000 จุด มาแบ่งคำนวณ เป็นช่วงๆ ละ 200 จุด ดังนั้นจะคำนวณ 50 ช่วง โดยจะคำนวณค่าสัมประสิทธิ์ออโตรีเกรสซีฟอันดับเท่ากับ 10 ซึ่งจะให้เกิดการคำนวณเป็นค่าสัมประสิทธิ์จำนวน 10 ค่า คำนวณตลอดทั้งสัญญาณ และนำค่าที่ได้จากการคำนวณนำมาพล็อตกราฟดังตัวอย่างภาพประกอบ 3-13



time(s) ก) ค่าสัมประสิทธิ์อันดับที่ 1



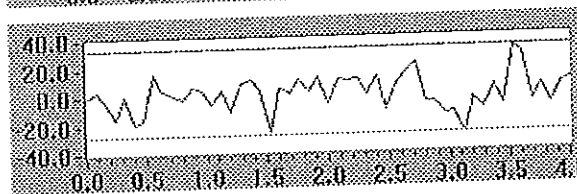
time(s) ข) ค่าสัมประสิทธิ์อันดับที่ 2



time(s) ค) ค่าสัมประสิทธิ์อันดับที่ 3



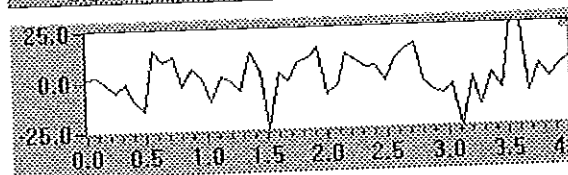
time(s) ง) ค่าสัมประสิทธิ์อันดับที่ 4



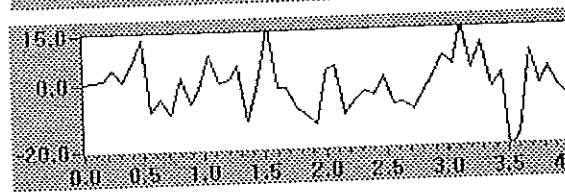
time(s) จ) ค่าสัมประสิทธิ์อันดับที่ 5



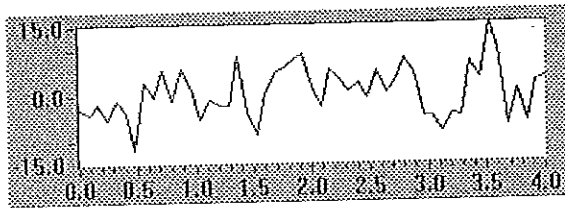
time(s) ฉ) ค่าสัมประสิทธิ์อันดับที่ 6



time(s) ช) ค่าสัมประสิทธิ์อันดับที่ 7



time(s) ซ) ค่าสัมประสิทธิ์อันดับที่ 8



time(s) ก) ค่าสัมประสิทธิ์อันดับที่ 9



time(s) ข) ค่าสัมประสิทธิ์อันดับที่ 10

ภาพประกอบ 3-13 ก-ข แสดงตัวอย่างค่าที่ได้จากการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์
ออโตรีเกรสซีฟที่ค่าลำดับที่ 1-10 ตามลำดับ

จากวิธีการทางคณิตศาสตร์ ดังกล่าวข้างต้น จะนำมาวิเคราะห์กับสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อ
เนื้อสัน และ สัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอ ซึ่งผลจากการทดลองใช้วิธีการดังกล่าวจะนำเสนอใน
บทต่อไป

3.5) การวิเคราะห์ค่ากำลังของสัญญาณในช่วงการกลืน

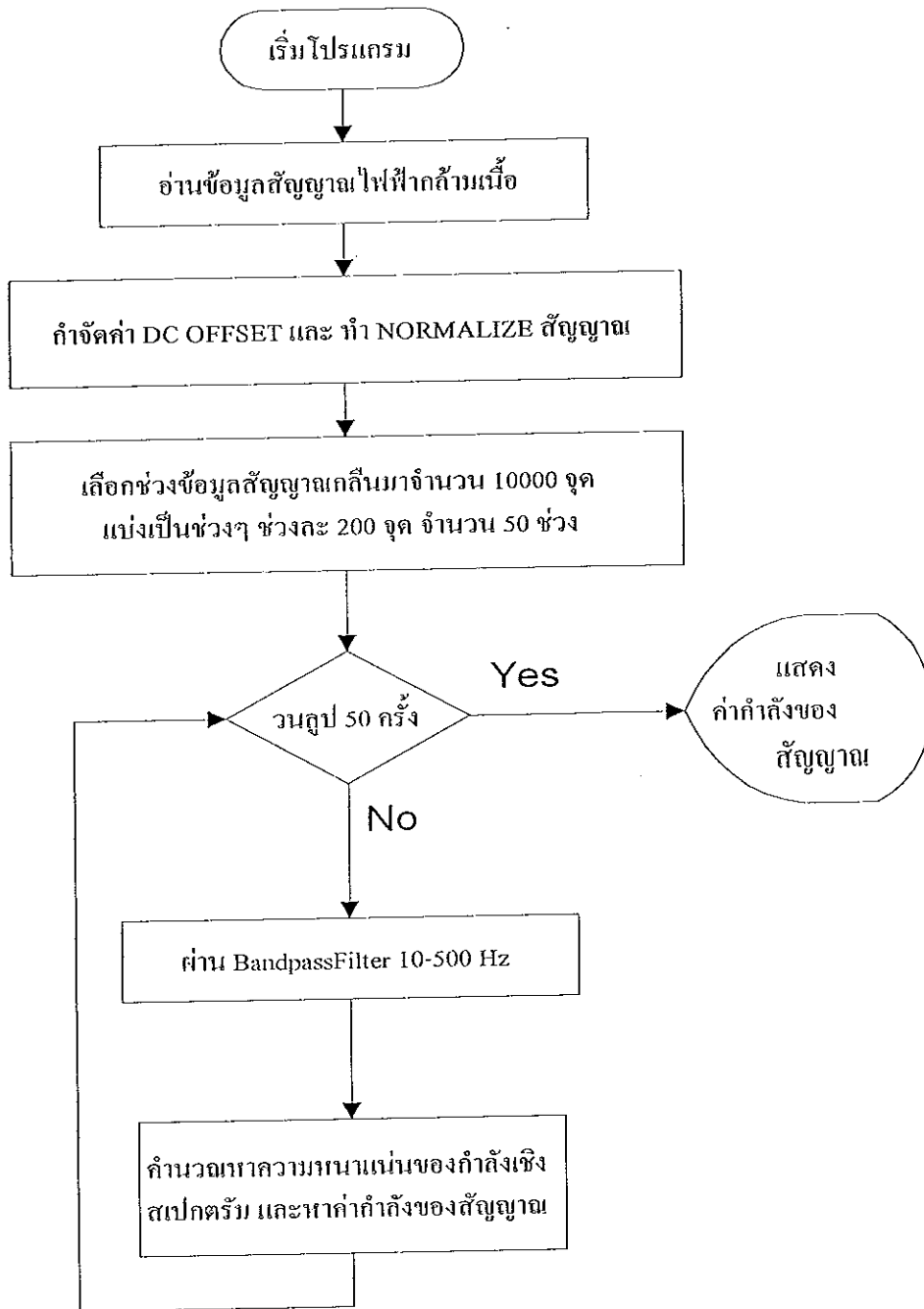
ในการจำแนกลักษณะเด่นของสัญญาณ การคำนวณจะคำนวณหาผลรวมของกำลังของ
สัญญาณ เป็นช่วงๆ ดังความสัมพันธ์ต่อไปนี้

$$\text{กำลังของสัญญาณ} = \sum_{i=2}^{n/2} S_{xx}(f) \cdot \Delta f \quad (3-11)$$

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

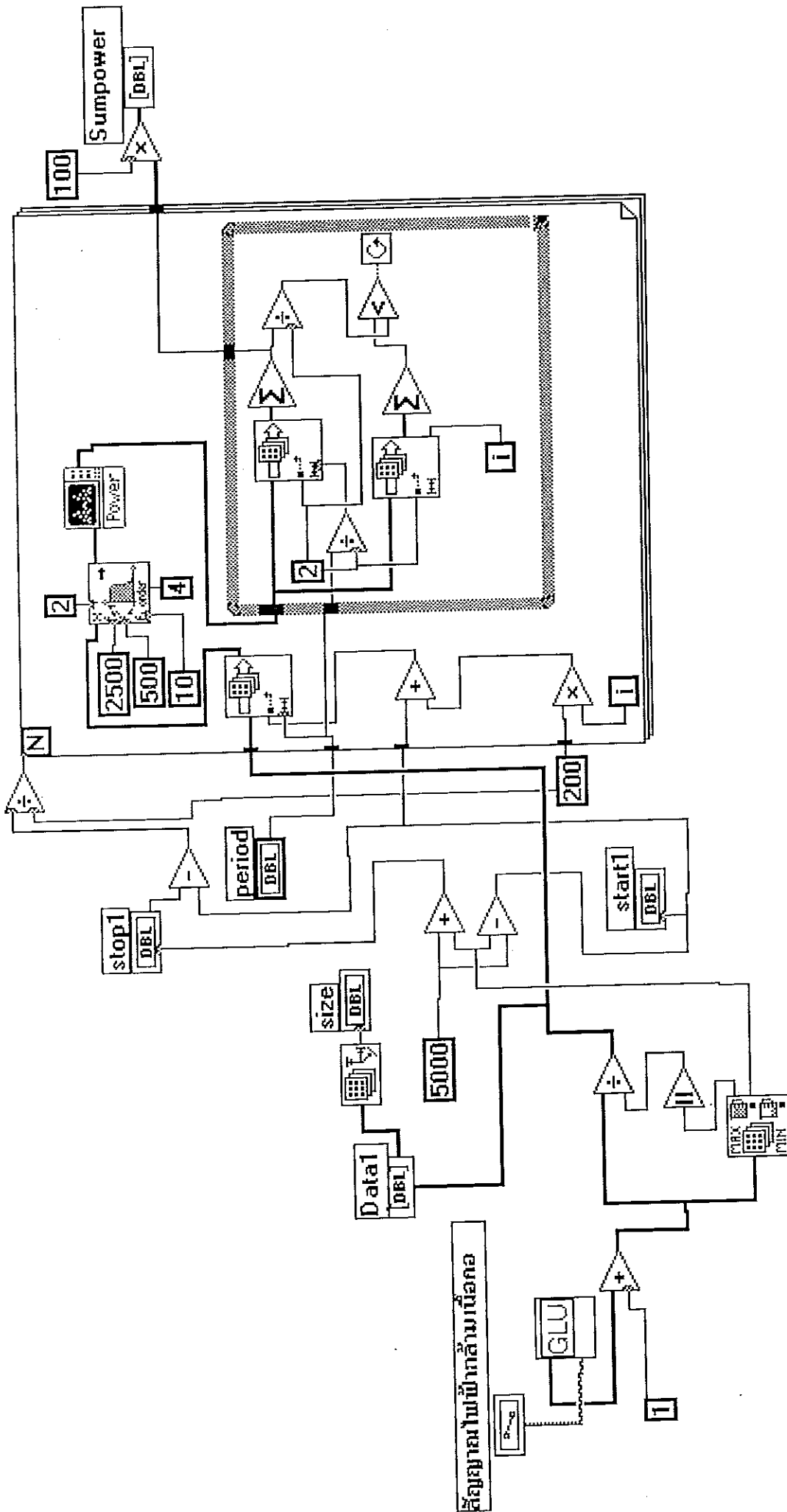
i จะเริ่มต้นที่ค่าเท่ากับ 2 เพื่อตัดค่า ดีซีและความถี่ต่ำมากๆ

จากหลักการข้างต้น นำมาเขียนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ด้วยโปรแกรม LabVIEW V3.0
คำนวณหาค่ากำลังสัญญาณไฟฟ้าช่วงการกลืนซึ่งมีวิธีการคำนวณมีรายละเอียดดังภาพผังงานดังต่อไปนี้



ภาพประกอบที่ 3-14 ผังงานการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณในช่วงการ กลืน

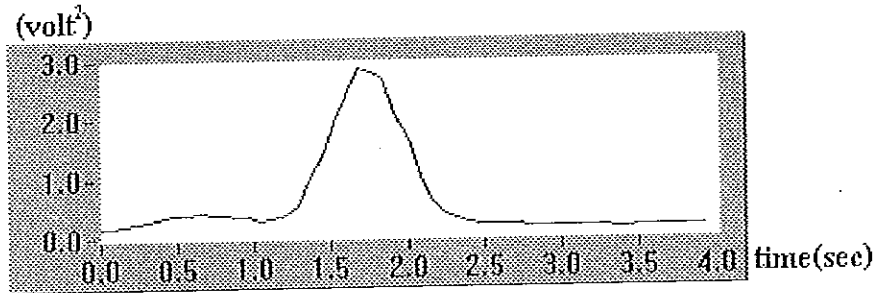
จากภาพประกอบ 3-14 สามารถเขียนแผนภาพบล็อกของโปรแกรมได้ดังภาพประกอบ 3-15



สัญญาณเข้ากลั่นเนื้อ

ภาพประกอบ 3-15 แผนภาพบล็อกของโปรแกรมคำนวณกำลังของสัญญาณไฟฟ้าในวงจรกลับ

จากภาพประกอบ 3-15 แผนภาพบล็อกของโปรแกรมการคำนวณการหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าในช่วงการกลืนจากข้อมูลที่เลือกมาจำนวน 10000 จุด มาแบ่งคำนวณเป็นช่วงๆละ 200 จุด ดังนั้นจะคำนวณ 50 ช่วง จำนวนตลอดทั้งสัญญาณในแต่ละช่วง และค่าที่ได้จากการคำนวณนำมาพล็อตกราฟ ดังตัวอย่างภาพประกอบ 3-16



ภาพประกอบ 3-16 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณในช่วงการกลืน

จากวิธีการทางคณิตศาสตร์ ดังกล่าวข้างต้น จะนำมาวิเคราะห์กับสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อเอ็นคั้น และ สัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอ ซึ่งผลจากการทดลองใช้วิธีการดังกล่าวจะนำเสนอในบทต่อไป

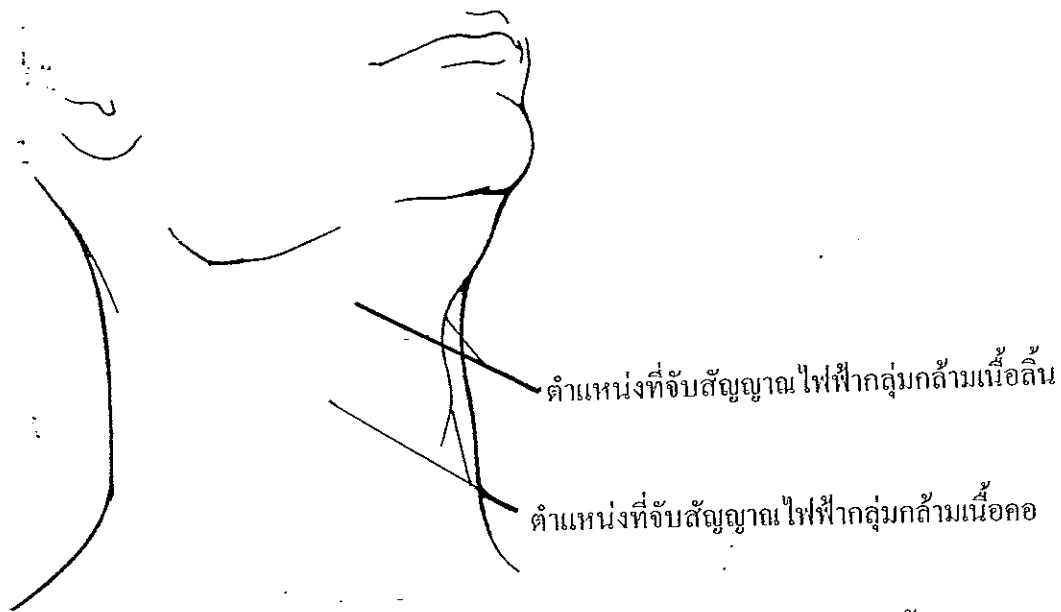
บทที่ 4

ผลทดลองการใช้วิธีการทางคณิตศาสตร์

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลของการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วยวิธีการคณิตศาสตร์ที่กล่าวมาแล้วในบทที่ 3 ในการวิเคราะห์สัญญาณของการวิจัยนี้จะนำ ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อเนื้อสัน และกล้ามเนื้อคอ ขณะทำกิจกรรมการกลืนน้ำปริมาณ 5 มิลลิลิตร จากการบันทึกข้อมูลโดย รศ.นพ. วิฑูร ลิลามานิตย์ ภาควิชา โสต นาสิกและลาริงก์โรงพยาบาลสงขลานครินทร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อ และ กลุ่มกล้ามเนื้อคอ จะถูกนำมาคำนวณทางคณิตศาสตร์ด้วยวิธีที่กล่าวมาแล้วในบทที่ 3 เพื่อให้ได้ค่า พารามิเตอร์ที่เหมาะสมหลังจากนั้นในการจำแนกจะใช้วิธีการทางโครงข่ายประสาท ซึ่งรายละเอียดของผลการวิเคราะห์มีดังต่อไปนี้

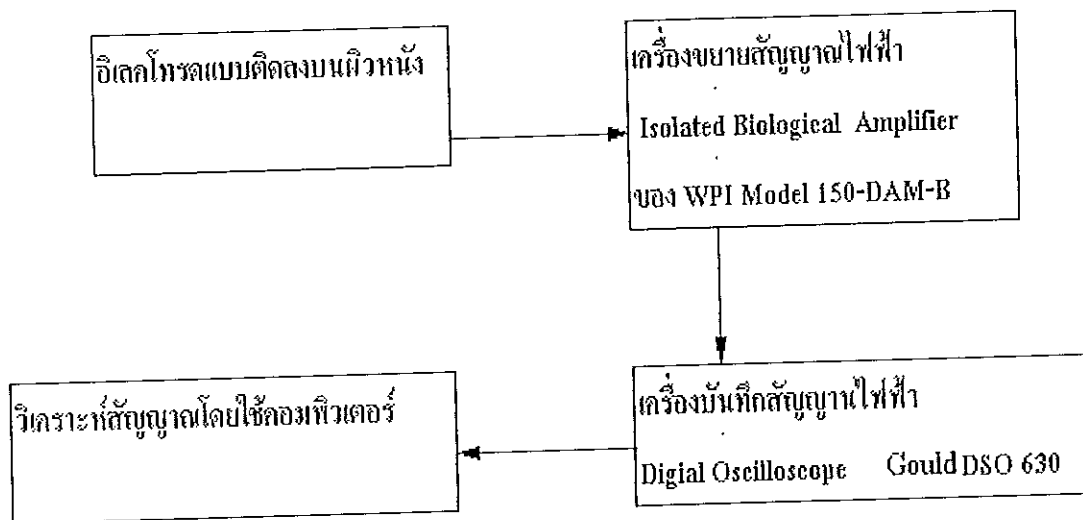
วิธีการทดลอง

การทดลองจะจับสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อสันและกล้ามเนื้อคอ โดยใช้อิเล็กโทรดเป็นตัวรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ซึ่งจะใช้อิเล็กโทรดชนิดคิดคิวหนังขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 9 มม. ติดตรงบริเวณกลุ่มกล้ามเนื้อสัน และ บริเวณกล้ามเนื้อคอ ดังภาพประกอบ 4-1 โดยใช้สาร EC2 Electrode Cream ของ GRASS INSTRUMENT ทาลงบนอิเล็กโทรดก่อนที่นำไปติดลงบนผิวหนัง เพื่อช่วยให้มีการนำไฟฟ้าได้ดีขึ้น



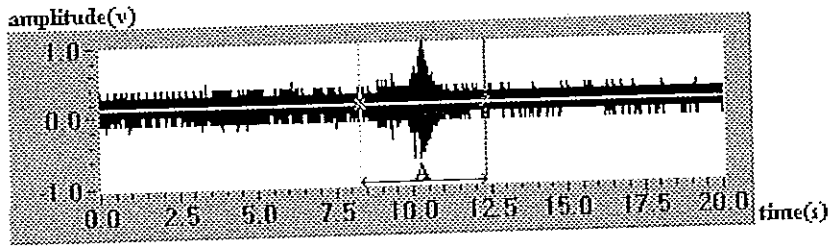
ภาพประกอบ 4-1 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดบริเวณลำคอของอาสาสมัคร

หลังจากนั้นสัญญาณไฟฟ้าจากอิเล็กโทรด ก็จะผ่านไปยังเครื่องขยายสัญญาณไฟฟ้าโดยใช้ Isolated Biological Amplifier ของ WPI รุ่น Model ISO-DAM-B ซึ่งสัญญาณไฟฟ้าจะถูกขยายด้วย อัตราการขยายสัญญาณ 100 เท่า และ กรองสัญญาณที่ความถี่ 10 Hz ถึง 3 KHz ดังภาพประกอบ 4-2 หลังจากผ่านเครื่องขยายสัญญาณแล้ว สัญญาณจะถูกบันทึกโดยเครื่อง บันทึกสัญญาณ Digital Oscilloscope ของ Gould รุ่น DSO 630 ใช้ความเร็วในการสุ่มสัญญาณ 2500 Hz และบันทึก ข้อมูลสูงสุด จำนวน 50000 จุด โดยจะจับสัญญาณจากอาสาสมัครขณะกลืนน้ำ จำนวน 3 ครั้ง จากนั้นจะทำการถ่าย ข้อมูลไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์ เพื่อนำข้อมูล ไปทำการวิเคราะห์ ในลำดับต่อไป

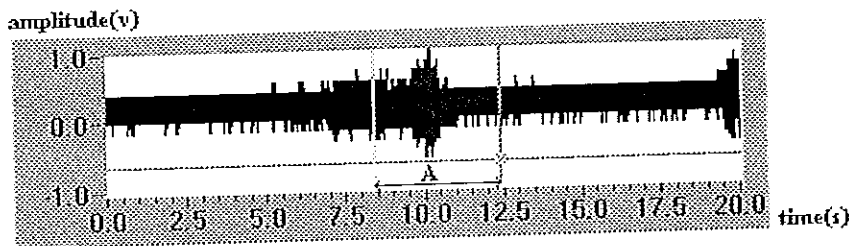


ภาพประกอบ 4-2 แสดงแผนภาพอุปกรณ์ที่ใช้ในการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าและวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้า

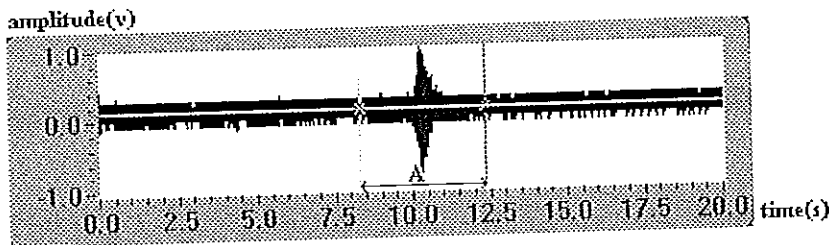
ซึ่งในเบื้องต้นจะทำการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อ และกลุ่มกล้ามเนื้อคอ จากอาสาสมัครที่มีปัญหาการกลืน และไม่มีปัญหาการกลืนจำนวน 80 คน ขณะทำกิจกรรมกลืนน้ำปริมาณ 5 มิลลิลิตรดังตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกจากกลุ่มกล้ามเนื้อของอาสาสมัครคนที่ 1) แสดงในภาพประกอบ 4-3, สัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกจากกลุ่มกล้ามเนื้อของผู้ที่มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 51) แสดงในภาพประกอบ 4-4, สัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกจากกลุ่มกล้ามเนื้อคอของอาสาสมัครคนที่ 1) แสดงในภาพประกอบ 4-5 และสัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกจากกลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้ที่มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 51) แสดงในแผนภาพประกอบ 4-6



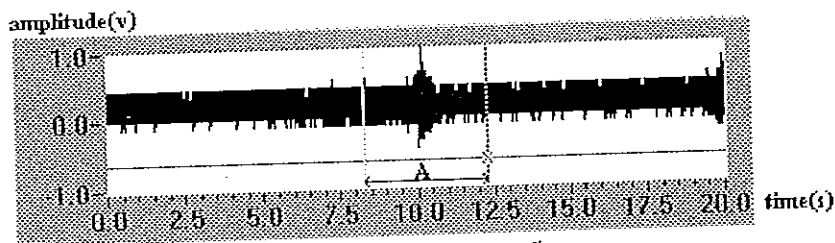
ภาพประกอบ 4-3 แสดงสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อเอ็นคิ่นของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 1) และช่วงสัญญาณไฟฟ้าที่เลือก(A) สำหรับวิธีการในบทที่ 3 หัวข้อ 3.2-3.5



ภาพประกอบ 4-4 แสดงสัญญาณไฟฟ้าของกลุ่มกล้ามเนื้อเอ็นคิ่นของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 51) และช่วงสัญญาณไฟฟ้าที่เลือก(A) สำหรับวิธีการในบทที่ 3 หัวข้อ 3.2-3.5



ภาพประกอบ 4-5 แสดงสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 1) และช่วงสัญญาณไฟฟ้าที่เลือก(A) สำหรับวิธีการในบทที่ 3 หัวข้อ 3.2-3.5

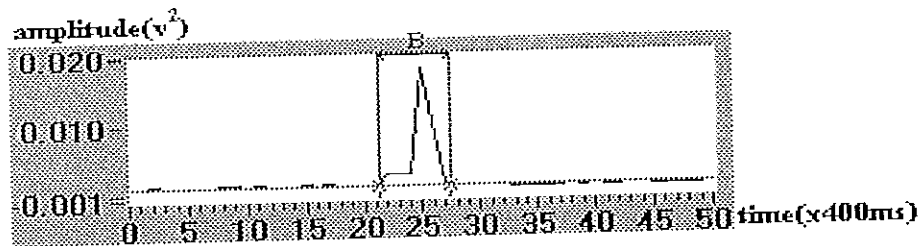


ภาพประกอบ 4-6 แสดงสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน(อาสาสมัครคนที่ 51) และช่วงสัญญาณไฟฟ้าที่เลือก(A) สำหรับวิธีการในบทที่ 3 หัวข้อ 3.2-3.5

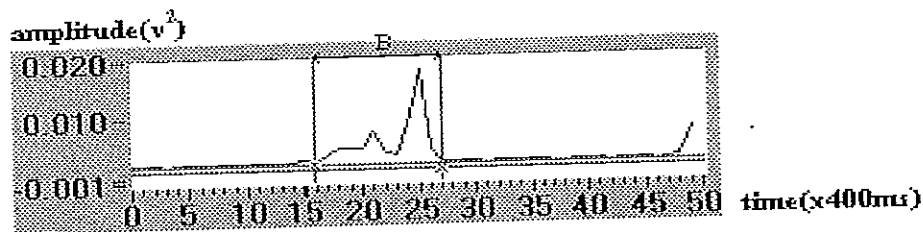
ผลการทดลองจากการใช้วิธีการทางคณิตศาสตร์ ซึ่งการวิเคราะห์สัญญาณจะใช้การเขียนโปรแกรม LabVIEW Version 3.0 มาทำการวิเคราะห์ในแกนความถี่ โดยจะทำการคำนวณตั้งวิธีที่กล่าวในบทที่ 3 ในหัวข้อที่ 3.1 ถึงหัวข้อที่ 3.5 กับสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อเนื้ออ่อน และกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ค่าต่าง ๆ ที่ได้จากการคำนวณ มีรายละเอียดดังต่อไปนี้

4.1 ผลการคำนวณการหาช่วงเวลาของการกลืน

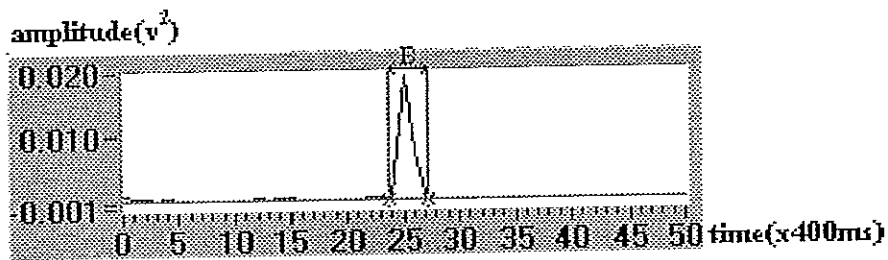
ในการทดลองนี้จะใช้ค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม ในการวิเคราะห์กำลังของสัญญาณไฟฟ้าจากสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อเนื้ออ่อน และ กลุ่มกล้ามเนื้อคอในขณะที่อาสาสมัครกลืนน้ำ 5 มิลลิลิตร โดยใช้สมการที่ 3-4 การคำนวณกำลังสัญญาณจะเลือกค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ตำแหน่งความถี่ 1-75 และมีตัวอย่างผลการคำนวณของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 1) และ ผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 51) ดังแสดงภาพประกอบ 4-7 ถึง 4-10



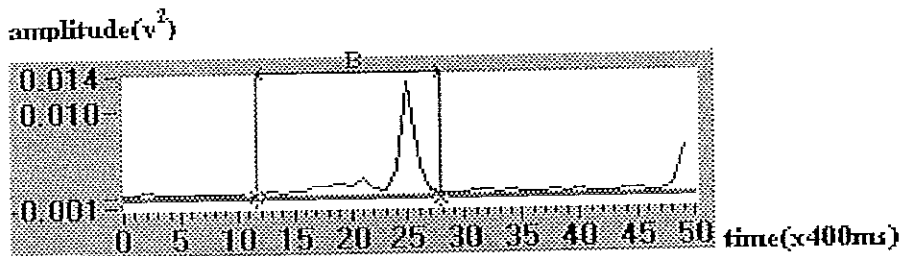
ภาพประกอบ 4-7 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหากำลังของสัญญาณในตำแหน่งความถี่ 1-75 ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อเนื้ออ่อนของคนปกติ(อาสาสมัครคนที่ 1)และช่วงเวลาการกลืน ($B = 6 \times 400 = 2.4$ วินาที)



ภาพประกอบ 4-8 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหากำลังของสัญญาณในตำแหน่งความถี่ 1-75 ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อเนื้ออ่อนของผู้มีปัญหาการกลืน(อาสาสมัครคนที่ 51) และช่วงเวลาการกลืน($B = 11 \times 400 = 4.4$ วินาที)



ภาพประกอบ 4-9 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณในตำแหน่งความถี่ 1-75 ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ(อาสาสมัคร คนที่ 1)และช่วงเวลาการกลืน (B= $3 \times 400 = 1.2$ วินาที)



ภาพประกอบ 4-10 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าในตำแหน่งความถี่ 1-75 กลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน(อาสาสมัครคนที่ 51) และช่วงเวลาการกลืน(B= $16 \times 400 = 6.4$ วินาที)

จากภาพประกอบ ที่ 4-7 และ 4-8 แสดงกำลังของสัญญาณ และ ช่วงเวลาของการกลืนของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 1) และ ผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 51) ตามลำดับ จะเห็นว่าช่วงเวลาที่ใช้ในการกลืนสำหรับอาสาสมัครคนที่ 1 เท่ากับ 2.4 วินาที ในขณะที่อาสาสมัครคนที่ 51 มีค่าเท่ากับ 4.4 วินาที

ส่วนภาพประกอบ 4-9 และ 4-10 แสดงกำลังของสัญญาณ และช่วงเวลาของการกลืนของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 1) และ ผู้มีปัญหาการกลืน(อาสาสมัครคนที่ 51) ตามลำดับ และจะเห็นว่าช่วงเวลาที่ใช้ในการกลืนสำหรับอาสาสมัครคนที่ 1 เท่ากับ 1.2 วินาที ขณะที่อาสาสมัครคนที่ 51 มีค่าเท่ากับ 6.4 วินาที

ในการทดลองจะใช้อาสาสมัครจำนวน 80 คน มาทำการบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอ และ กลุ่มกล้ามเนื้อคอ แต่ละคนจะบันทึกสัญญาณจำนวน 3 ครั้งจากนั้นนำช่วงสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอ จากการบันทึกแต่ละครั้งมาทำการคำนวณหาค่าความหนาแน่นกำลังเชิงสเปกตรัมและกำลังของสัญญาณแล้วทำการหาช่วงเวลาของการกลืนโดยผลที่ได้จากการคำนวณหาช่วงเวลาของอาสาสมัครคนเดียวกันทั้ง 3 ครั้ง จะนำมาหาค่าเฉลี่ย ดังตาราง 4-1 ,4-2 ตามลำดับ

ตาราง 4-1 แสดงช่วงเวลาการกลืนที่ได้จากสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อ

อาสาสมัครลำดับที่	ช่วงเวลา กลืน (วินาที)	สถานะ การกลืน	อาสาสมัครลำดับที่	ช่วงเวลา กลืน (วินาที)	สถานะ การกลืน	อาสาสมัครลำดับที่	ช่วงเวลา กลืน (วินาที)	สถานะ การกลืน
1	2.2656	ปกติ	28	1.5812	ปกติ	55	5.2376	ผิดปกติ
2	2.64	ปกติ	29	1.5472	ปกติ	56	5.8068	ผิดปกติ
3	2.3888	ปกติ	30	1.736	ปกติ	57	7.2176	ผิดปกติ
4	1.8912	ปกติ	31	1.61	ปกติ	58	3.096	ผิดปกติ
5	1.644	ปกติ	32	2.2728	ปกติ	59	4.0716	ผิดปกติ
6	1.3008	ปกติ	33	1.924	ปกติ	60	4.012	ผิดปกติ
7	1.89	ปกติ	34	1.8588	ปกติ	61	6.0384	ผิดปกติ
8	2.328	ปกติ	35	1.5776	ปกติ	62	3.6528	ผิดปกติ
9	1.4564	ปกติ	36	2.3232	ปกติ	63	5.1532	ผิดปกติ
10	2.2936	ปกติ	37	1.8644	ปกติ	64	9.7844	ผิดปกติ
11	1.8016	ปกติ	38	1.768	ปกติ	65	4.4768	ผิดปกติ
12	1.3572	ปกติ	39	1.7368	ปกติ	66	2.94	ผิดปกติ
13	1.916	ปกติ	40	2.1132	ปกติ	67	4.2708	ผิดปกติ
14	1.9884	ปกติ	41	1.704	ปกติ	68	4.1148	ผิดปกติ
15	2.016	ปกติ	42	1.892	ปกติ	69	5.8924	ผิดปกติ
16	1.5512	ปกติ	43	0.5704	ปกติ	70	4.2024	ผิดปกติ
17	1.3652	ปกติ	44	1.4864	ปกติ	71	4.5824	ผิดปกติ
18	1.956	ปกติ	45	1.3624	ปกติ	72	8.1388	ผิดปกติ
19	2.3044	ปกติ	46	2.4392	ปกติ	73	3.7512	ผิดปกติ
20	2.4544	ปกติ	47	1.302	ปกติ	74	3.7184	ผิดปกติ
21	1.6484	ปกติ	48	1.8068	ปกติ	75	5.8524	ผิดปกติ
22	1.328	ปกติ	49	1.4912	ปกติ	76	4.1624	ผิดปกติ
23	2.2652	ปกติ	50	2.2008	ปกติ	77	4.9824	ผิดปกติ
24	1.928	ปกติ	51	4.4716	ผิดปกติ	78	7.7388	ผิดปกติ
25	1.3332	ปกติ	52	4.012	ผิดปกติ	79	2.548	ผิดปกติ
26	1.7272	ปกติ	53	5.2384	ผิดปกติ	80	3.7184	ผิดปกติ
27	1.4536	ปกติ	54	3.6528	ผิดปกติ			

ตาราง 4-2 แสดงช่วงเวลาการเคลื่อนที่ได้สัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอ

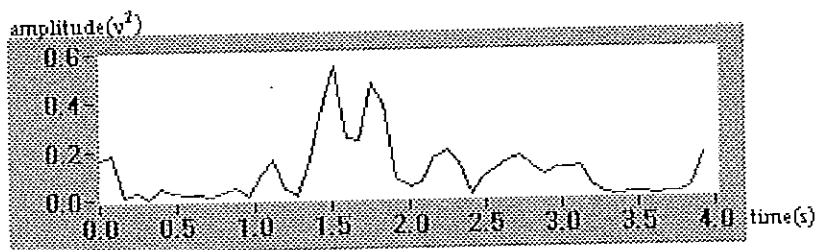
อาสาสมัครลำดับที่	ช่วงเวลาคลื่น (วินาที)	สถานะการคลื่น	อาสาสมัครลำดับที่	ช่วงเวลาคลื่น (วินาที)	สถานะการคลื่น	อาสาสมัครลำดับที่	ช่วงเวลาคลื่น (วินาที)	สถานะการคลื่น
1	1.236	ปกติ	28	1.5812	ปกติ	55	3.306	ผิดปกติ
2	1.5808	ปกติ	29	1.5164	ปกติ	56	2.3512	ผิดปกติ
3	1.5176	ปกติ	30	1.6404	ปกติ	57	2.0424	ผิดปกติ
4	1.4268	ปกติ	31	1.5784	ปกติ	58	4.7448	ผิดปกติ
5	1.6416	ปกติ	32	1.6712	ปกติ	59	3.4244	ผิดปกติ
6	1.4576	ปกติ	33	1.4256	ปกติ	60	3.9388	ผิดปกติ
7	1.5512	ปกติ	34	1.2992	ปกติ	61	8.2632	ผิดปกติ
8	1.5164	ปกติ	35	1.4552	ปกติ	62	3.4516	ผิดปกติ
9	1.7656	ปกติ	36	1.3668	ปกติ	63	3.1024	ผิดปกติ
10	1.534	ปกติ	37	1.5216	ปกติ	64	3.376	ผิดปกติ
11	1.8288	ปกติ	38	1.7052	ปกติ	65	2.3924	ผิดปกติ
12	1.886	ปกติ	39	1.5532	ปกติ	66	2.5612	ผิดปกติ
13	2.0752	ปกติ	40	1.3952	ปกติ	67	2.3588	ผิดปกติ
14	1.5496	ปกติ	41	1.4576	ปกติ	68	3.1968	ผิดปกติ
15	1.4564	ปกติ	42	1.426	ปกติ	69	4.1944	ผิดปกติ
16	1.5508	ปกติ	43	1.2404	ปกติ	70	2.8984	ผิดปกติ
17	1.3304	ปกติ	44	1.0804	ปกติ	71	3.4568	ผิดปกติ
18	1.6104	ปกติ	45	1.4584	ปกติ	72	4.88	ผิดปกติ
19	1.7988	ปกติ	46	1.3676	ปกติ	73	4.7164	ผิดปกติ
20	1.4868	ปกติ	47	1.3036	ปกติ	74	3.4108	ผิดปกติ
21	1.2108	ปกติ	48	1.7344	ปกติ	75	4.2344	ผิดปกติ
22	1.1136	ปกติ	49	1.4888	ปกติ	76	3.4184	ผิดปกติ
23	1.6748	ปกติ	50	1.3004	ปกติ	77	3.3768	ผิดปกติ
24	1.7668	ปกติ	51	6.6248	ผิดปกติ	78	4.48	ผิดปกติ
25	1.4848	ปกติ	52	3.4244	ผิดปกติ	79	4.3164	ผิดปกติ
26	1.1156	ปกติ	53	3.9388	ผิดปกติ	80	3.8108	ผิดปกติ
27	1.7048	ปกติ	54	1.8632	ผิดปกติ			

จากตาราง 4-1 ซึ่งแสดงช่วงการกลืนที่หาได้จากสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อ จะเห็นว่าในอาสาสมัครที่ไม่มีปัญหาการกลืนจะมีช่วงเวลากการกลืนสั้นกว่าอาสาสมัครที่มีปัญหาการกลืน โดยมีค่าเฉลี่ยของช่วงเวลากการกลืนเท่ากับ 1.813 และ 4.884 สำหรับอาสาสมัครปกติและอาสาสมัครผิดปกติตามลำดับ อย่างไรก็ตามอาสาสมัครคนที่ 79 ซึ่งผิดปกติแต่กลับมีช่วงเวลากการกลืนสั้นเท่ากับอาสาสมัครปกติ

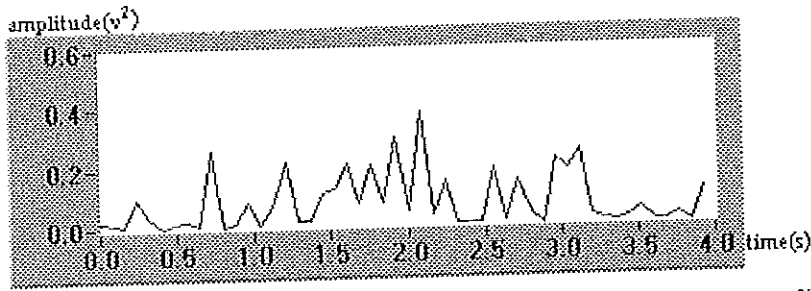
จากตาราง 4-2 ซึ่งแสดงช่วงเวลากการกลืนที่หาได้จากสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ก็จะมีลักษณะเช่นเดียวกับผลที่ได้ในตาราง 4-1 กล่าวคือ ช่วงเวลากการกลืน ในอาสาสมัครปกติจะสั้นกว่าในอาสาสมัครผิดปกติ โดยค่าเฉลี่ยของช่วงเวลากการกลืนเท่ากับ 1.508 และ 3.71 สำหรับอาสาสมัครปกติ และอาสาสมัครผิดปกติตามลำดับ อย่างไรก็ตามก็จะมีอาสาสมัครคนที่ 54 ซึ่งมีการผิดปกติ แต่มีช่วงเวลากการกลืนสั้นเท่ากับคนปกติ ค่าช่วงเวลากการกลืนที่หาได้ในตาราง 4-1 และ 4-2 จะถูกนำไปใช้ในการจำแนกคนปกติและคนผิดปกติด้วยโครงข่ายประสาทซึ่งจะกล่าวในบทที่ 5 ต่อไป

4.2 ผลการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดีย

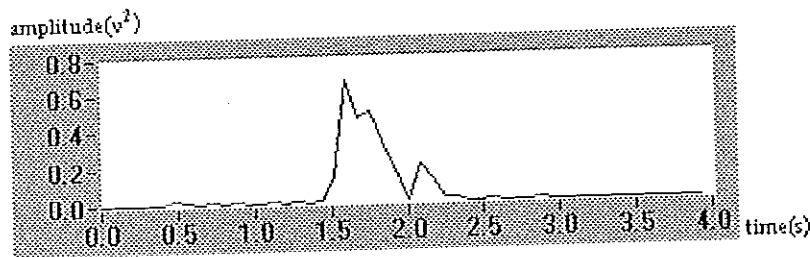
ในการทดลองนี้จะคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดีย ตามหัวข้อ 3.2 โดยทำการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อ และ กลุ่มกล้ามเนื้อคอ ในขณะที่อาสาสมัครทำการกลืนน้ำ 5 มิลลิลิตร โดยเลือกช่วงสัญญาณมาคำนวณจำนวน 10000 จุด และ กรองความถี่ด้วยตัวกรองแถบผ่านที่มีช่วงความถี่ 10-500 Hz การคำนวณจะแบ่งช่วงการคำนวณช่วงละ 200 จุด จำนวน 50 ช่วง และมีตัวอย่างผลการคำนวณของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 1) และ ผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 51) ดังแสดงภาพประกอบ 4-11 ถึง 4-14



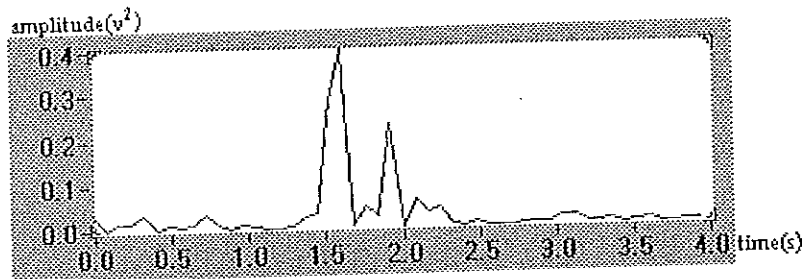
ภาพประกอบ 4-11 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อของคนที่ปกติ(อาสาสมัครคนที่ 1)



ภาพประกอบ 4-12 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม ที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณ ไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อเอ็นคั้นของผู้มีปัญหการกลืน(อาสาสมัครคนที่ 51)



ภาพประกอบ 4-13 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม ที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณ ไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ(อาสาสมัครคนที่ 1)



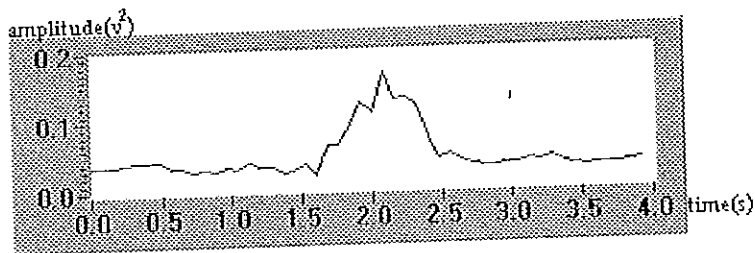
ภาพประกอบ 4-14 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม ที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณ ไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหการกลืน(อาสาสมัครคนที่ 51)

จากภาพประกอบ 4-11 และ 4-12 แสดงค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม ที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณ ไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อเอ็นคั้นของคนปกติ(อาสาสมัครคนที่ 1) และผู้มีปัญหการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 51) ส่วนภาพประกอบ 4-13 และ 4-14 แสดงค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณ ไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ(อาสาสมัครคนที่ 1) และผู้มีปัญหการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 51)ตามลำดับ

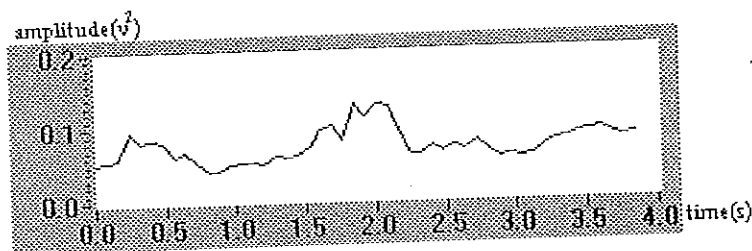
ในการทดลองจะใช้อาสาสมัครจำนวน 80 คน มาทำการบันทึกสัญญาณไฟฟ้า กลุ่มกล้ามเนื้อ และ กลุ่มกล้ามเนื้อคอ จากนั้นนำช่วงสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อ และคอ มาทำการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนแล้วนำเอาค่าที่ได้มาใช้เป็น พารามิเตอร์ ในการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนด้วย วิธีโครงข่ายประสาทซึ่งผลจากการ จำแนกจะกล่าวในบทต่อไป

4.3 ผลการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม

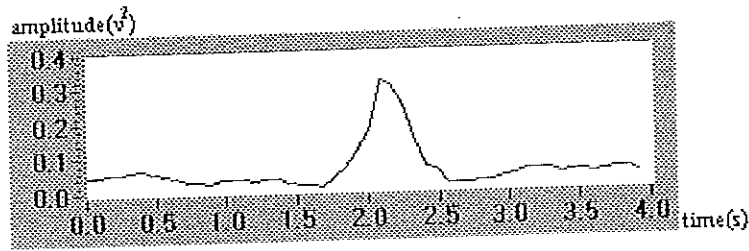
ในการทดลองนี้จะคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมจาก สัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อ และกลุ่มกล้ามเนื้อคอในขณะที่อาสาสมัครทำการกลืนน้ำ 5 มิลลิ ลิตร โดยเลือกช่วงสัญญาณมาจำนวน 10000 จุดการคำนวณจะแบ่งช่วงการคำนวณช่วงละ 200 จุด จำนวน 50 ช่วง และมีตัวอย่างผลการคำนวณของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 1) และ ผู้มีปัญหาการ กลืน(อาสาสมัครคนที่ 51) ดังแสดงภาพประกอบ 4-15 ถึง 4-18



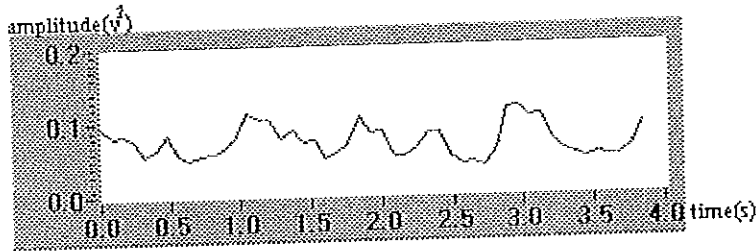
ภาพประกอบ 4-15 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อของคนปกติ(อาสาสมัคร คนที่ 1)



ภาพประกอบ 4-16 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อของผู้มีปัญหาการกลืน(อาสาสมัคร คนที่ 51)



ภาพประกอบ 4-17 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณ ไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ(อาสาสมัครคนที่ 1)



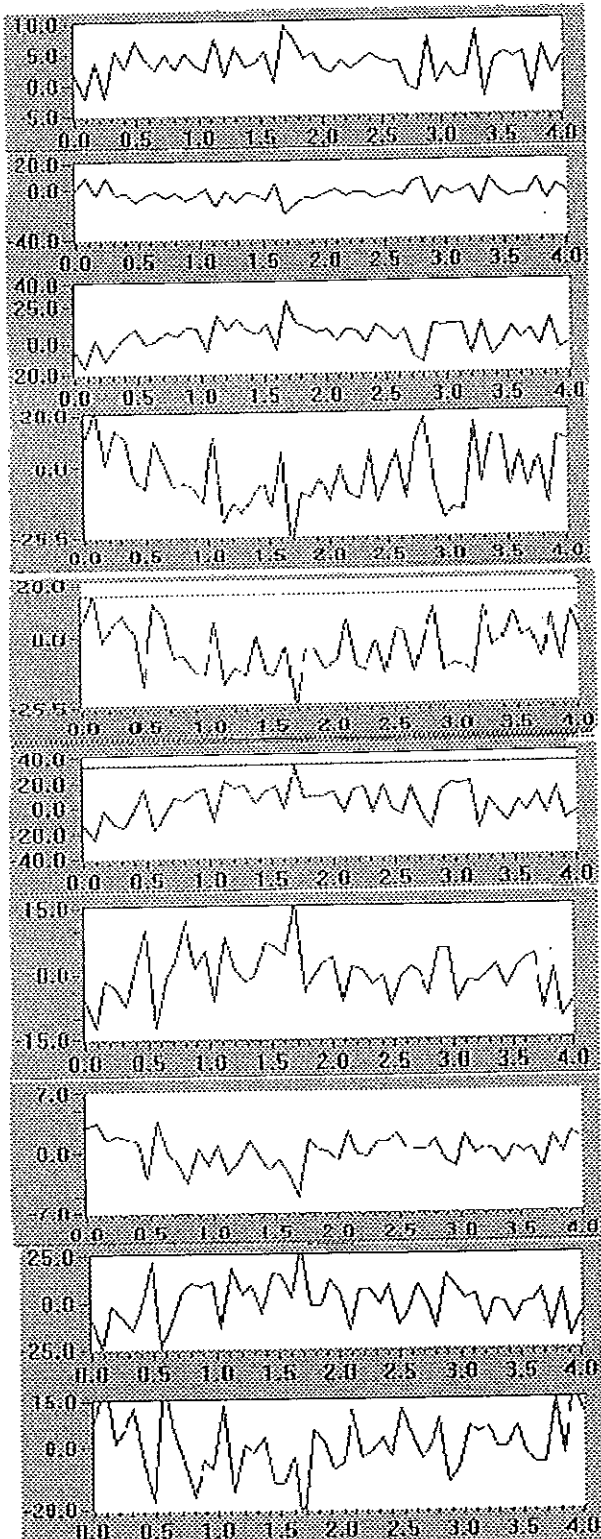
ภาพประกอบ 4-18 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณ ไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน(อาสาสมัคร คนที่ 51)

จากภาพประกอบ 4-15 และ 4-16 แสดงผลของการหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณ ไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้ออื่นของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 1) และ ผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 51) ส่วนภาพประกอบ 4-17 และ 4-18 แสดงผลของการหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 1) และ ผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 51) ตามลำดับ

ในการทดลองจะใช้อาสาสมัครจำนวน 80 คน มาทำการบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้ออื่นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอจากนั้น นำช่วงสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้ออื่นและ คอ มาทำการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมแล้วนำเอาผลที่ได้มาใช้เป็นพารามิเตอร์ ในการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนด้วยวิธีโครงข่ายประสาทซึ่งผลจากการจำแนก จะกล่าวในบทต่อไป

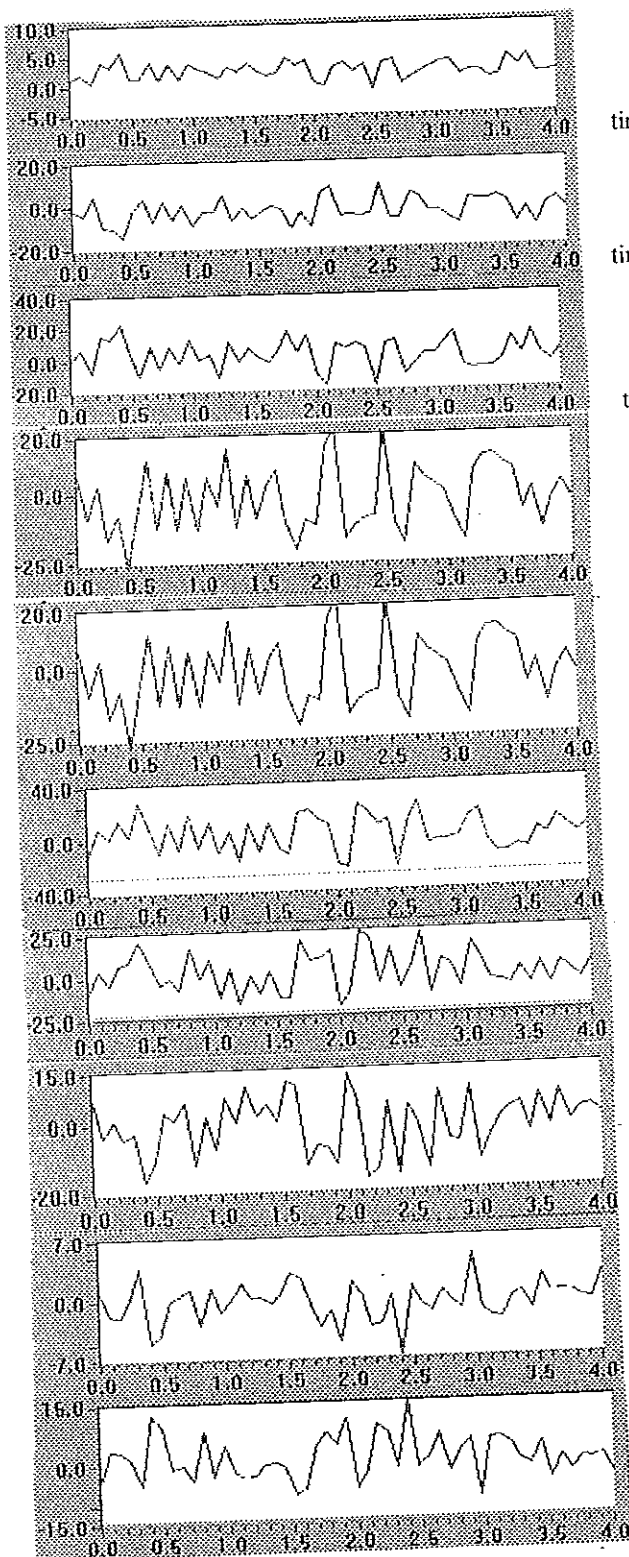
4.4 คำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟโมเดล

ในการวิเคราะห์ สัญญาณไฟฟ้าจากสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้ออื่น และ กลุ่มกล้ามเนื้อคอ ในขณะที่อาสาสมัครทำการกลืนน้ำ 5 มิลลิลิตร โดยเลือกสัญญาณมาคำนวณ 10000 จุดและกรองความถี่ด้วยตัวกรองความถี่ต่ำที่ความถี่ 300Hz การคำนวณจะแบ่งช่วงการคำนวณ ช่วงละ 200 จุด จำนวน 50 ช่วง และมีตัวอย่างผลการคำนวณของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 1) และผู้ปัญหาการกลืน(อาสาสมัครคนที่ 51) ดังแสดงภาพประกอบ 4-19 ถึง 4-22



- a) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 1
time(s)
- b) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 2
time(s)
- c) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 3
time(s)
- d) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 4
time(s)
- e) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 5
time(s)
- f) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 6
time(s)
- g) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 7
time(s)
- h) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 8
time(s)
- i) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 9
time(s)
- j) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 10
time(s)

ภาพประกอบ 4-19 (a-j) แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของ
ออโตรีเกรสซีฟโมเดล ลำดับที่ 10 ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อเอ็นกิ้นของคนปกติ
(อาสาสมัคร คนที่ 1)



time(s) : a) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 1

time(s) b) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 2

time(s) c) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 3

time(s) d) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 4

time(s) e) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 5

time(s) f) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 6

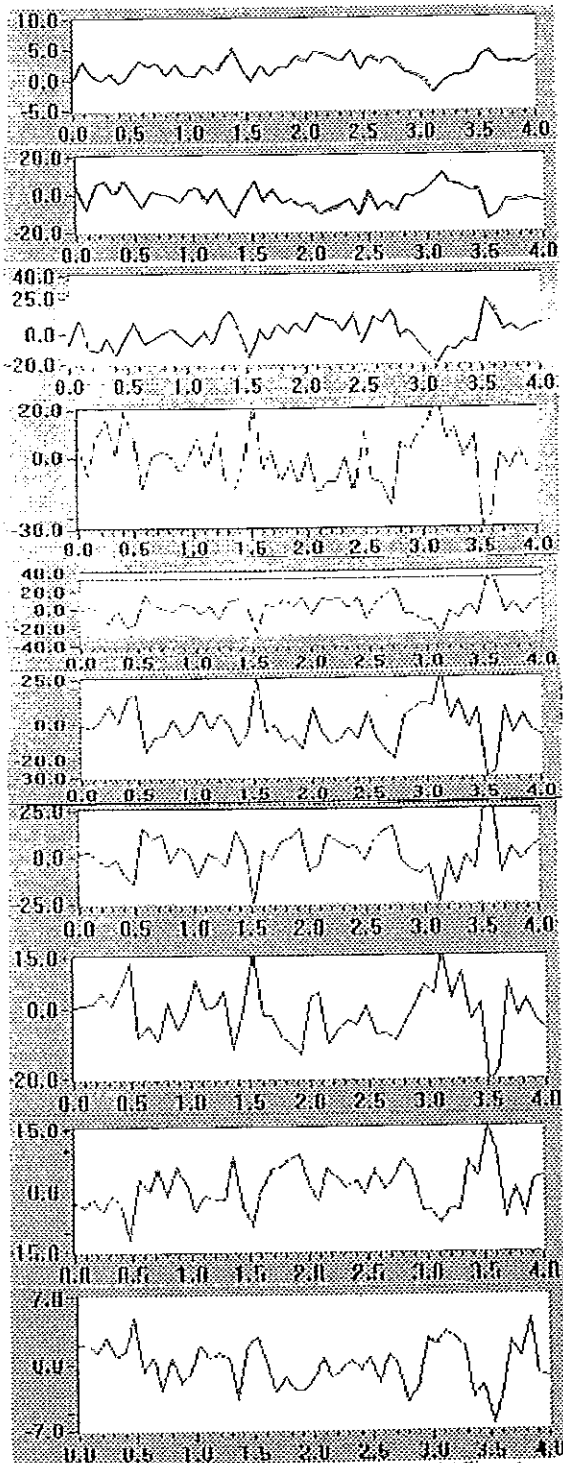
time(s) g) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 7

time(s) h) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 8

time(s) i) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 9

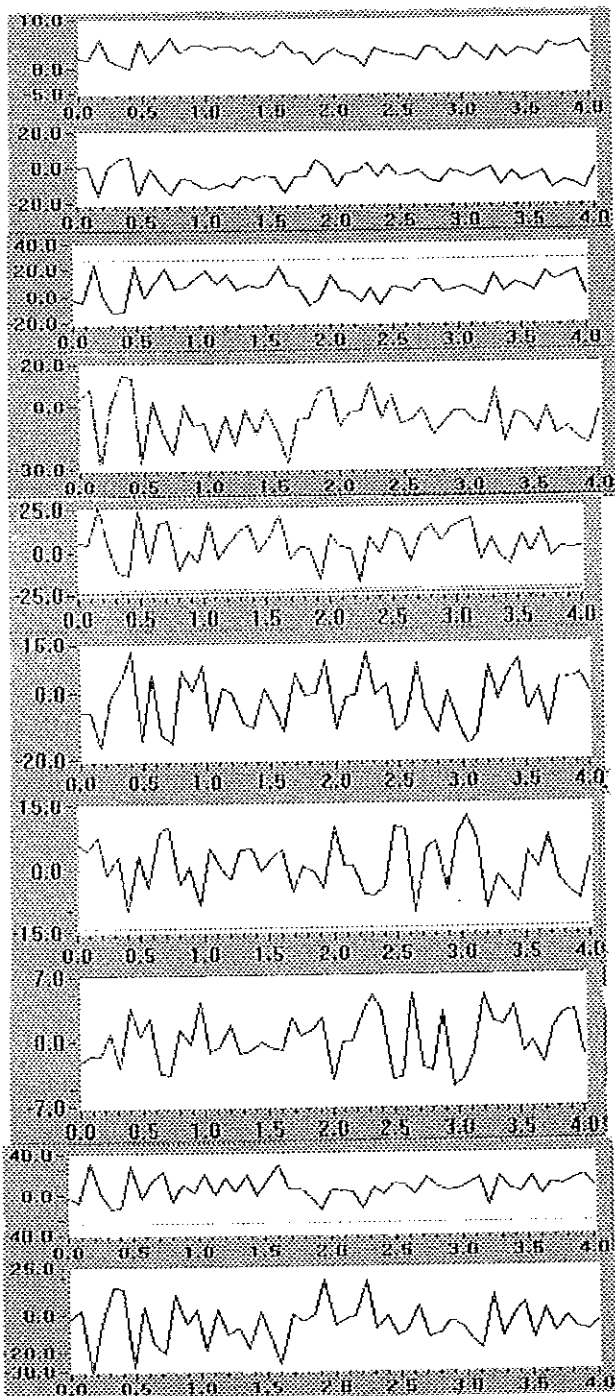
time(s) j) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 10

ภาพประกอบ 4-20 (a-j) แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของ
 ออโตรีเกรสซีฟโมเดล ลำดับที่ 10 ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อของผู้มีปัญหารากก้น
 (อาสาสมัครคนที่ 51)



- a) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 1
- b) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 2
- c) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 3
- d) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 4
- e) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 5
- f) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 6
- g) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 7
- h) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 8
- i) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 9
- j) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 10

ภาพประกอบ 4-21 (a-j) แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ ของออโตรีเกรสซีฟโมเดล ลำดับที่ 10 ของสัญญาณ ไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ(อาสาสมัคร คนที่ 1)



a) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 1

b) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 2

c) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 3

d) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 4

e) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 5

f) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 6

g) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 7

h) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 8

i) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 9

j) สัมประสิทธิ์อันดับที่ 10

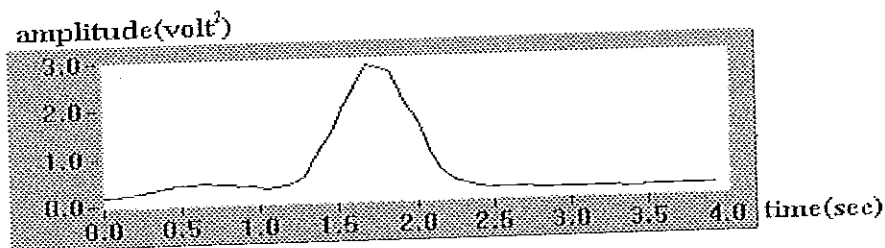
ภาพประกอบ 4-22 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟโมเดลลำดับที่ 10 ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนที่ปัญหาการกรน (อาสาสมัครคนที่ 51)

จากภาพประกอบ 4-19 และ 4-20 แสดงผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออสซิลโลสโคปโวลต์โวลต์ ลำดับที่ 10 ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 1) และผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 51) ส่วนภาพประกอบ 4-21 และ 4-22 แสดงผลที่ได้จากการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออสซิลโลสโคปโวลต์โวลต์ลำดับที่ 10 ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อของคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 1) และผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 51) ตามลำดับ

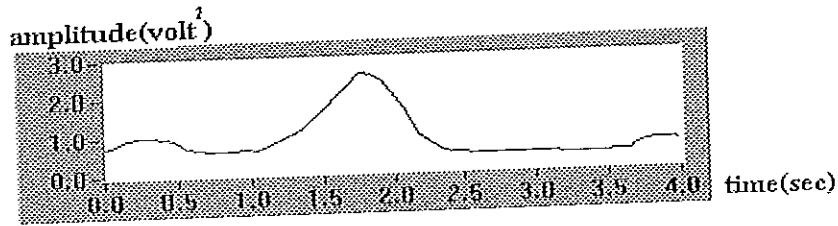
ในการทดลองจะใช้อาสาสมัครจำนวน 80 คน มาทำการบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อเนื้อ และ กลุ่มกล้ามเนื้อคอ จากนั้นนำช่วงสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อเนื้อ และ คอ มาทำการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของออสซิลโลสโคปโวลต์โวลต์ ลำดับที่ 10 แล้วนำค่าสัมประสิทธิ์ที่ 1, 3, 5 มาใช้เป็น พารามิเตอร์ ในการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืน ทั้งนี้เพราะเมื่อได้พิจารณาด้วยสายตาจากข้อมูลอาสาสมัครหลายคนพบว่า ค่าสัมประสิทธิ์ของออสซิลโลสโคปโวลต์โวลต์ที่ 1, 3 และ 5 น่าจะนำมาใช้ในการจำแนกได้

4.5 ผลการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าช่วงการกลืน

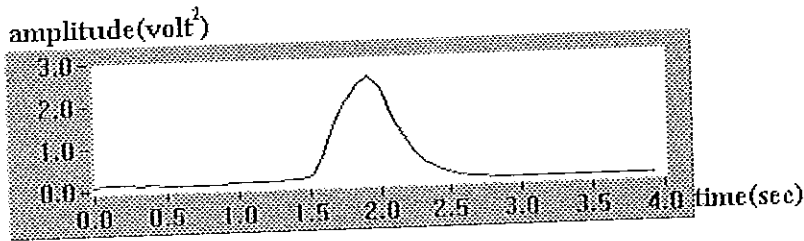
ในการทดลองนี้จะคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าช่วงการกลืนโดยใช้สมการที่ 3-11 ทำการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อเนื้อ และ กลุ่มกล้ามเนื้อคอ ในขณะที่อาสาสมัครทำการกลืนน้ำ 5 มิลลิลิตร โดยใช้จุดในการคำนวณ 10000 จุด และ กรองความถี่ด้วยตัวกรองความถี่ต่ำ ที่ช่วงความถี่ 10-500 Hz การคำนวณจะแบ่งช่วงการคำนวณช่วงละ 200 จุด จำนวน 50 ช่วง และมีตัวอย่างผลการคำนวณของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 1) และ ผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 51) ดังแสดงภาพประกอบ 4-23 ถึง 4-26



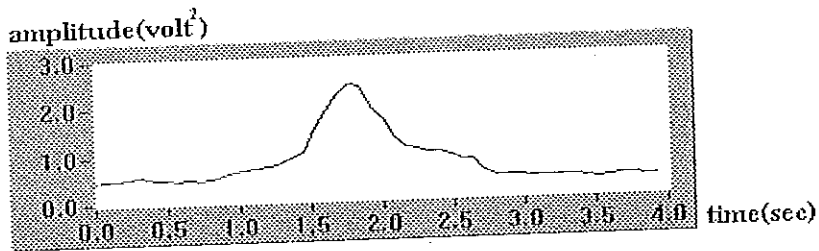
ภาพประกอบ 4-23 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าช่วงการกลืนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อเนื้อของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 1)



ภาพประกอบ 4-24 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าช่วงการกลืนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อเอ็นดลินของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัคร คนที่ 51)



ภาพประกอบ 4-25 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าช่วงการกลืนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 1)



ภาพประกอบ 4-26 แสดงตัวอย่างผลที่ได้จากการคำนวณหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าช่วงการกลืนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอของผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัคร คนที่ 51)

จากภาพประกอบ 4-23 และ 4-24 แสดงผลของการหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าช่วงการกลืนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อเอ็นดลินของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 1) และ ผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 51) ส่วนภาพประกอบ 4-25 และ 4-26 แสดงผลของการหาค่ากำลังของสัญญาณไฟฟ้าช่วงการกลืนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอของคนปกติ (อาสาสมัครคนที่ 1) และ ผู้มีปัญหาการกลืน (อาสาสมัครคนที่ 51) ตามลำดับ

ในการทดลองจะใช้อาสาสมัครจำนวน 80 คน มาทำการบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อเอ็นดลิน และ กลุ่มกล้ามเนื้อคอ จากนั้นนำช่วงสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อเอ็นดลิน และ คอ มาทำการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมแล้วนำเอาค่าของกำลังมาใช้เป็น พารามิเตอร์ ในการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืน ซึ่งจะกล่าวในบทต่อไป

บทที่ 5

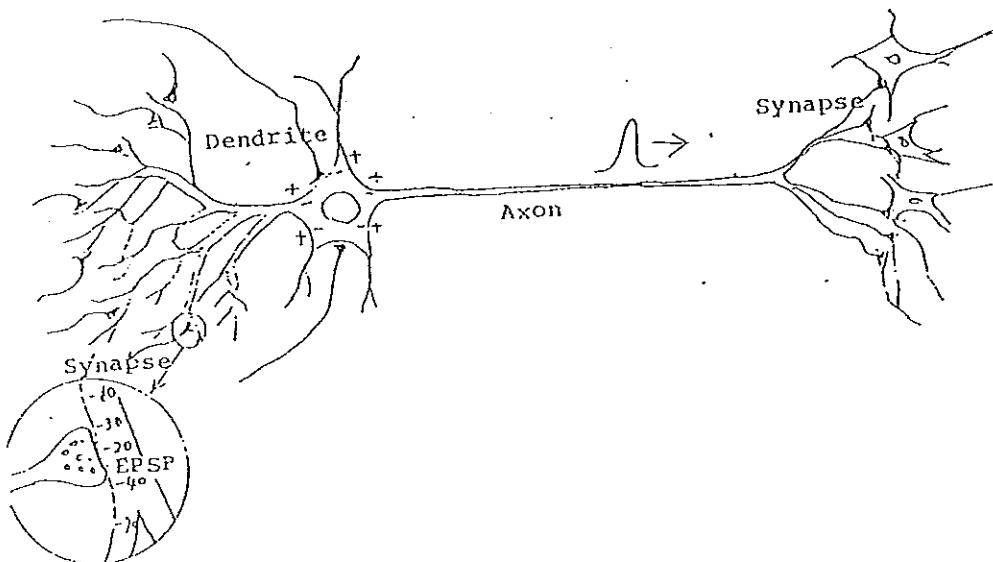
การจำแนกผู้ที่มีปัญหาการกลืนโดยวิธีโครงข่ายประสาท

ในบทนี้จะกล่าวถึงการนำพารามิเตอร์ที่คำนวณได้ในบทที่ 4 มาใช้ในการจำแนกผู้ที่มีปัญหาการกลืนด้วยวิธีโครงข่ายประสาท โดยในเบื้องต้นจะกล่าวถึงทฤษฎีและหลักการของโครงข่ายประสาท หลังจากนั้นจะกล่าวถึงผลที่ได้จากการจำแนกด้วยพารามิเตอร์แต่ละค่า และสุดท้ายจะสรุปพารามิเตอร์ที่ให้ผลการจำแนกที่ดีที่สุด

การจำแนกด้วยโครงข่ายประสาท

ประโยชน์ของโครงข่ายประสาทที่นิยมใช้กันมากคือ การจำแนก (classification) หลักการพื้นฐานของโครงข่ายประสาทเกิดจากการจำลองของระบบประสาท ซึ่งมีส่วนประกอบที่สำคัญ 4 ส่วน ดังต่อไปนี้ (ดูภาพประกอบ 5-1)

- 1) ตัวเซลล์ ที่มีนิวเคลียสอยู่ตรงกลาง
- 2) เซลล์ประสาทที่ยื่นออกไปรับหรือส่งสัญญาณจากเซลล์ประสาทเรียกว่า Axon
- 3) ส่วนที่ปลายกิ่งที่แตกออกเป็น ก้านย่อยๆ เรียกว่า Dendrite
- 4) ส่วนรอยต่อระหว่างก้านเซลล์ประสาทที่ต่างกันเรียกว่า Synapse



ภาพประกอบ 5-1 โครงสร้างและส่วนประกอบของเซลล์ประสาท
(ที่มา Yukio Kosugi, 1997)

จากภาพประกอบ 5-1 เราสามารถจำลองการทำงานของเซลล์ประสาทด้วย ฟังก์ชันพื้นฐานทางคณิตศาสตร์ ดังต่อไปนี้

$$Y = f(\sum w_i x_i - \theta) \tag{5-1}$$

เมื่อ

Y = ค่าของโครงข่ายประสาท

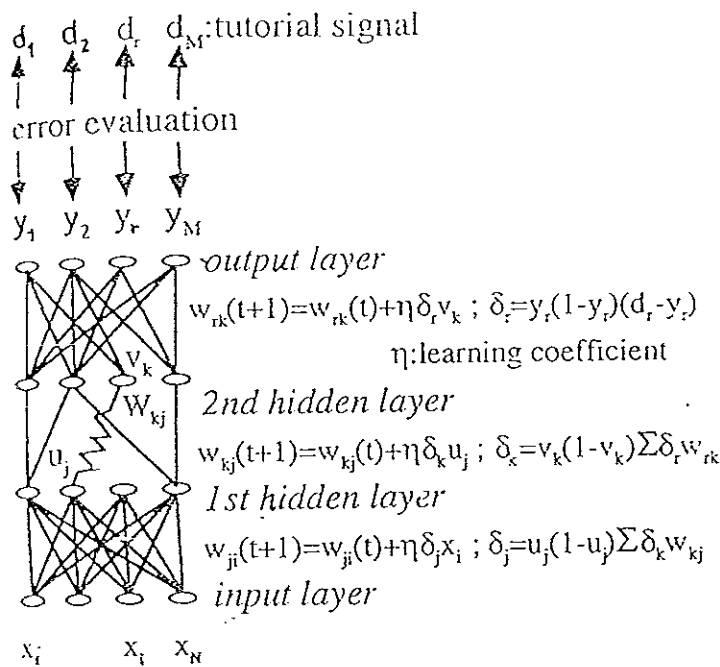
X_i = ข้อมูลอินพุตตำแหน่งที่ i

w_i = น้ำหนักของข้อมูลที่ i

θ = ค่าอ้างอิง

โดยที่ $f(X) = 1/(1+\exp(-X))$

จากสมการ 5-1 เป็นสมการพื้นฐานจำลองการทำงานของโครงข่ายระบบเซลล์ประสาท ค่าของโครงข่ายประสาทได้จากการหา ฟังก์ชันของข้อมูลอินพุตคูณด้วยน้ำหนักของข้อมูล ซึ่งสมการพื้นฐานนี้ได้มีการพัฒนาในลำดับต่อมา ทำให้เกิดแบบจำลอง ของการเรียนรู้ของโครงข่ายประสาทหลายแบบด้วยกัน แต่แบบที่นิยมนำไปใช้ในการจำแนกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้อคือ แบบจำลองการแพร่กลับ (Back Propagation) ซึ่งเราจะนำมาใช้โดยมีโครงสร้าง ดังภาพประกอบ 5-2



ภาพประกอบ 5-2 แสดงโครงสร้างของ แบบจำลองการแพร่กลับ(Back Propagation)

(ที่มา Yukio Kosugi,1997)

จากภาพประกอบ 5-2 โครงร่างแบบจำลองการแพร่กลับ 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_{jk} = ค่าน้ำหนักของเซลล์ประสาทลำดับที่ k กับ j ในชั้นซ่อนที่ 1 กับชั้นซ่อนที่ 2

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

แบบจำลองแบบแพร่กลับ (Back Propagation) จะทำงานโดยใช้เทคนิคการปรับค่าน้ำหนักของเซลล์ในแต่ละชั้น เพื่อให้เอาต์พุตที่ได้ มีค่าความผิดพลาดในระดับหนึ่งที่สามารถยอมรับได้ การวิเคราะห์ด้วยโครงข่ายประสาทจำเป็นต้องฝึกฝน(Train)โครงข่ายก่อนโดยการป้อนข้อมูลคู่อินพุต-เอาต์พุต เพื่อให้ โครงข่ายประสาททราบว่าถ้าอินพุตแบบนี้ เอาต์พุตต้องเป็นแบบนี้ ข้อมูลอินพุตที่ป้อนเข้าสู่โครงข่ายประสาทจะถูกประมวลผล และส่งผลลัพธ์ไปประมวลผลต่อในแต่ละชั้น จนให้ เอาต์พุตออกมา ค่าของ เอาต์พุตที่ได้จะถูกนำไปเปรียบเทียบกับเอาต์พุตจริง ซึ่งค่า ความผิดพลาดระหว่างเอาต์พุตทั้งสองนี้จะถูกนำกลับไปใช้ในการปรับค่า น้ำหนักแล้วคำนวณตามขั้นตอนต่อไป การคำนวณ น้ำหนักในแต่ละชั้นสามารถคำนวณได้ดังนี้

การคำนวณหาน้ำหนักในแต่ละชั้น

จากภาพประกอบ 5-2 แสดงโครงร่าง แบบจำลองการแพร่กลับ ที่มีชั้นซ่อน 2 ชั้น การคำนวณเริ่มจากชั้นเอาต์พุต \Rightarrow ชั้นซ่อนที่ 2 \Rightarrow ชั้นซ่อนที่ 1 \Rightarrow ชั้นอินพุต ตามลำดับ ดังนั้นค่าน้ำหนักในแต่ละชั้นจะคำนวณได้ดังนี้

ชั้นเอาต์พุต : ค่าน้ำหนักที่ชั้นนี้จะคำนวณได้จากสมการต่อไปนี้

$$W_{rk}(t+1) = W_{rk}(t) + \eta \delta_r v_k \quad (5-2)$$

กำหนดให้ v_k เป็นเอาต์พุตลำดับที่ k ในชั้นซ่อนที่ 2

η เป็น ค่าสัมประสิทธิ์ของการเรียนรู้ (Learning Coefficient)

δ_r เป็นฟังก์ชันความผิดพลาด (Error Function) ลำดับที่ r

W_{rk} เป็น น้ำหนักระหว่างชั้นเอาต์พุตกับชั้นซ่อนที่ 2

จากสมการ 5-2 สามารถคำนวณน้ำหนัก W_{rk} ตัวใหม่ได้จาก W_{rk} ตัวเดิม รวมกับ ผลคูณของค่าสัมประสิทธิ์ของการเรียนรู้ (η) , ฟังก์ชันความผิดพลาดที่ r (δ_r) และ เอาต์พุตลำดับที่ k ของชั้นชอนที่ 2 ซึ่งค่าของ δ_r หาได้จากนำค่าเอาต์พุตลำดับที่ r ของชั้นเอาต์พุต กับ เอาต์พุตในการเรียนรู้ มาหาความล้มพั้งค์ดังนี้

$$\delta_r = y_r(1-y_r)(d_r-y_r) \quad (5-3)$$

กำหนดให้ y_r เป็นเอาต์พุตลำดับที่ r ในชั้นเอาต์พุต

d_r เป็นค่าเอาต์พุตในการเรียนรู้ ที่นำมาใช้ในการเรียนรู้ ลำดับที่ r

ชั้นชอนที่ 2 : ค่าน้ำหนักในชั้นนี้จะคำนวณได้จากสมการต่อไปนี้

$$W_{kj}(t+1) = W_{kj}(t) + \eta \delta_k \mu_j \quad (5-4)$$

กำหนดให้ μ_j เป็นเอาต์พุตลำดับที่ j ของชั้นชอนที่ 1

δ_k เป็น ฟังก์ชันความผิดพลาดลำดับที่ k

W_{kj} เป็นน้ำหนักระหว่าง เซลล์ประสาทลำดับที่ k กับ j ในชั้นชอนที่ 1 กับชั้นชอนที่ 2

การคำนวณจะแทนที่น้ำหนักของ W_{kj} ด้วย W_{kj} ตัวเดิม กับ ผลคูณของค่าสัมประสิทธิ์ในการเรียนรู้ (η) , ฟังก์ชันความผิดพลาดที่ k (δ_k) และ เอาต์พุตลำดับที่ k ของชั้นชอนที่ 1 ซึ่งค่าของ δ_k ได้จากนำค่าเอาต์พุตลำดับที่ k ของชั้นเอาต์พุต กับน้ำหนัก W_{rk} มาหาความล้มพั้งค์ดังนี้สมการดังต่อไปนี้

$$\delta_k = v_k(1-v_k) \sum \delta_r W_{rk} \quad (5-5)$$

ชั้นชอนที่ 1 : ค่าน้ำหนักในชั้นนี้จะคำนวณได้จากสมการดังต่อไปนี้

$$W_{ji}(t+1) = W_{ji}(t) + \eta \delta_j X_i \quad (5-6)$$

กำหนดให้ X_i เป็นอินพุตลำดับที่ i ของชั้นอินพุต

δ_j เป็นฟังก์ชันความผิดพลาดลำดับที่ j

W_{ji} เป็นน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นชอนที่ 1

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

$$\delta_j = \mu_j (1 - \mu_j) \sum \delta_k w_{kj} \quad (5-7)$$

การคำนวณในแต่ละชั้นค่าความผิดพลาดจะถูกส่งจากชั้นเอาต์พุต \Rightarrow ชั้นซ่อนที่ 2 \Rightarrow ชั้นซ่อนที่ 1 \Rightarrow ชั้นอินพุต ตามลำดับ น้ำหนักที่เชื่อมต่อของแต่ละเซลล์จะถูกปรับค่าไปตามความมากน้อยของสัญญาณค่าความผิดพลาดที่ได้รับขบวนการส่งค่าความผิดพลาดจะทำซ้ำๆ เพื่อให้เน็ตเวิร์กปรับค่าต่างๆที่จะทำให้ค่าของความผิดพลาดที่ต่ำกว่าค่าที่กำหนดได้แล้วจึงหยุดการคำนวณ หลังจากผ่านขบวนการเรียนรู้ เพื่อให้เซลล์แต่ละชั้นทำการปรับค่าน้ำหนักของเซลล์ ในแต่ละชั้นจนได้ค่าที่เหมาะสม ในการเรียนรู้และจดจำลักษณะที่แตกต่างของสัญญาณอินพุตแล้ว จึงนำผลของการเรียนรู้ไปใช้การทดสอบข้อมูล(Data Test) เพื่อจำแนกข้อมูลสัญญาณอินพุตอื่นๆ ตามความต้องการ

ในการวิเคราะห์สัญญาณ ไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อจำแนกหาผู้ที่มีปัญหาการกลืน จะใช้โปรแกรมโครงข่ายประสาท ของ Assoc.Prof. Yukio Kosugi เขียนด้วยภาษาซีบนระบบยูนิกซ์ มาช่วยในการวิเคราะห์จำแนกหาอาสาสมัครที่ผิดปกติ โดยนำผลการคำนวณทางคณิตศาสตร์ ในหัวข้อ 4.1 ถึง 4.5 กับสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อ และนำมาใช้เป็นข้อมูล ในการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้า จะแบ่งข้อมูลออกเป็น 2 กลุ่ม โดยกลุ่มแรกเป็นข้อมูลสำหรับการเรียนรู้(Training) และกลุ่มที่สองเป็นข้อมูลสำหรับการทดสอบ(Testing) ในการทดสอบครั้งนี้มีอาสาสมัครจำนวน 80 คน ประกอบด้วยอาสาสมัครที่ไม่มีปัญหาการกลืนจำนวน 50 คนและ ผู้มีปัญหาการกลืนจำนวน 30 คน โดยมีการจัดกลุ่มของอาสาสมัครสำหรับการเรียนรู้และทดสอบดังนี้

กลุ่มที่ 1 เป็นกลุ่มข้อมูลสำหรับการเรียนรู้ (Training) ประกอบด้วยอาสาสมัครที่ไม่มีปัญหาการกลืนจำนวน 15 คน และ อาสาสมัครที่มีปัญหาการกลืน จำนวน 15 คน
 กลุ่มที่ 2 เป็นกลุ่มข้อมูลสำหรับการทดสอบ (Testing) ประกอบด้วยอาสาสมัครที่ไม่มีปัญหาการกลืนจำนวน 35 คน และ อาสาสมัครที่มีปัญหาการกลืน จำนวน 15 คน

ในการจำแนกหาผู้ที่มีปัญหาการกลืนโดยโครงข่ายประสาทจะต้องกำหนดลักษณะข้อมูลของอินพุตและเอาต์พุตที่ต้องการ โดยในการวิเคราะห์จะนำผลการคำนวณทางคณิตศาสตร์ ในหัวข้อ 4.1 ถึง 4.5 กับสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อ และนำมาใช้เป็นข้อมูลในการเรียนรู้และ ทดสอบ ลักษณะข้อมูลอินพุตของอาสาสมัครแต่ละคน มีจำนวน 50 ข้อมูล ยกเว้นในหัวข้อ 4.1

ลักษณะข้อมูลอินพุตของอาสาสมัครแต่ละคนมีจำนวน 1 ข้อมูล และกำหนดให้เอาต์พุตมีจำนวน 2 เอาต์พุต คือ y_1 และ y_2 มีค่าเท่ากับ 0 หรือ 1 แทนผลการจำแนกดังต่อไปนี้

สำหรับ y_1	ถ้า	เอาต์พุต มีค่าเท่ากับ 1	หมายความว่า	เป็นคนปกติ
	ถ้า	เอาต์พุต มีค่าเท่ากับ 0	หมายความว่า	เป็นผู้มีปัญหาการกลืน
สำหรับ y_2	ถ้า	เอาต์พุต มีค่าเท่ากับ 1	หมายความว่า	เป็นผู้มีปัญหาการกลืน
	ถ้า	เอาต์พุต มีค่าเท่ากับ 0	หมายความว่า	เป็นคนปกติ

ดังนั้นถ้าผลการจำแนกให้อาต์พุต y_1 มีค่ามากกว่า 0.5 ให้ถือว่าเป็นผู้ไม่มีปัญหาการกลืน แต่ถ้าผลการจำแนกให้อาต์พุต y_1 มีค่าน้อยกว่า 0.5 ถือว่าเป็นผู้มีปัญหาการกลืน ซึ่งผลการจำแนกมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

5.1 ผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณ

หาช่วงเวลาของการกลืน

การคำนวณหาช่วงเวลาในการกลืนของค่ากำลังจากสัญญาณกล้ามเนื้อเนื้อลิ้นและกล้ามเนื้อคอ พบว่าช่วงเวลาในการกลืนของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้อลิ้นและกล้ามเนื้อคอมีลักษณะเด่นเหมาะสมที่จะนำมาใช้เป็นอินพุตให้กับโครงข่ายประสาทในการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืน โดยแบ่งเป็น 2 ขั้นตอน ดังต่อไปนี้

ขั้นตอนที่ 1 เป็นขั้นตอนการเรียนรู้ข้อมูล

ขั้นตอนที่ 2 เป็นขั้นตอนการทดสอบ

การเรียนรู้ข้อมูล จะนำข้อมูลที่ได้จากการคำนวณหาช่วงเวลาของการกลืนจากสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น และ กลุ่มกล้ามเนื้อคอ ของอาสาสมัครจำนวน 30 คน มาใช้ในการเรียนรู้ โดยโครงข่ายประสาทซึ่งมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้ มีอินพุต 1 ข้อมูล, เอาต์พุต 2 ข้อมูล, ชั้นซ่อนมี 1 ชั้น และ 2 โหนด, ค่าความผิดพลาดที่ต้องการเท่ากับ 0.0001, อัตราการขยายสำหรับการเรียนรู้เท่ากับ 5 และค่าอินเนอร์เซ็ปชันพารามิเตอร์เท่ากับ 0.9 ซึ่งให้ผลเป็นน้ำหนักของการเรียนรู้ มีรายละเอียดดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 5-1 ก แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการ
คำนวณหาช่วงเวลาในการกลืน ของสัญญาณกล้ามเนื้อ

Whi	Woh	
-1.29E+01	8.85E+00	1.57E+01
-2.09E+01	-8.91E+00	-1.56E+01

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

ตาราง 5-1 ข แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการ
คำนวณหาช่วงเวลาในการกลืน ของสัญญาณกล้ามเนื้อคอ

Whi		Woh	
-5.41E+00	-5.47E+00	5.20E+00	1.07E+01
-9.56E+00	-9.83E+00	-5.16E+00	-1.07E+01

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

จากตาราง 5-1 ก แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ กับ พารามิเตอร์ ที่ได้จากการคำนวณหา
ช่วงเวลาในการกลืน ของกลุ่มกล้ามเนื้อ และ ตาราง 5-1 ข แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ กับ
พารามิเตอร์ ที่ได้จากการคำนวณหาช่วงเวลา ในการกลืน ของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ผลจากการเรียนรู้
จะนำไปใช้ในการทดสอบจำแนกหาผู้ที่มีปัญหาการกลืนกับข้อมูลของพารามิเตอร์ที่ได้จากการ
คำนวณหาช่วงเวลาของอาสาสมัครจำนวน 50 คน ผลที่ได้จากการทดสอบการจำแนกด้วยโครงข่าย
ประสาทเมื่อนำไปเปรียบเทียบกับข้อมูลจริงให้ผลดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 5-2 ก แสดงผลการจำแนกหาผู้ที่มีปัญหาการกลืน ด้วยโรงข่ายประสาท โดยใช้ พารามิเตอร์ที่ได้จากการหาช่วงเวลาในการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโรงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโรงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโรงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโรงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโรงข่ายประสาท
1*	0.99997	11*	0.99989	21*	0.95751	31*	0.877709	41*	0.00022
2*	0.99999	12*	0.99998	22*	0.99961	32*	0.999996	42*	0.00065
3*	0.99903	13*	0.99997	23*	0.99985	33*	0.999783	43*	0.10938
4*	0.96462	14*	0.99997	24*	0.99988	34*	0.999986	44*	0.00089
5*	0.86124	15*	0.99988	25*	0.99500	35*	0.987568	45*	0.00119
6*	0.99994	16*	0.99996	26*	0.99991	36*	0.000656	46*	0.00026
7*	0.99999	17*	0.97413	27*	0.99949	37*	0.001487	47*	0.00100
8*	0.97603	18*	0.99930	28*	1	38*	0.000332	48*	0.00056
9*	0.99927	19*	0.99963	29*	0.99998	39*	0.00401	49*	0.00022
10*	0.99999	20*	0.99997	30*	0.99999	40*	0.000348	50	0.72281

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโรงข่ายประสาท

ตาราง 5-2 ข แสดงผลการจำแนกหาผู้ที่มีปัญหาการกลืน ด้วยโครงข่ายประสาทโดยใช้พารามิเตอร์
ที่ได้จากการหาช่วงเวลาในการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1*	0.843497	11*	0.999955	21*	0.990416	31*	0.99817	41*	0.00165
2*	0.752243	12*	0.999989	22*	0.96951	32*	0.99884	42*	0.00387
3	0.367157	13*	0.96819	23*	0.998852	33*	0.99992	43*	0.00193
4*	0.993457	14*	0.912802	24*	0.999826	34*	0.99999	44*	0.06607
5*	0.998208	15*	0.997318	25*	0.998239	35*	0.99815	45*	0.02875
6*	0.993351	16*	0.999989	26*	0.999518	36*	0.42988	46*	0.07889
7*	0.999721	17*	0.955074	27*	0.995526	37*	0.00038	47*	0.00298
8*	0.985526	18*	0.990059	28*	0.95487	38*	0.00174	48*	0.0006
9*	0.880816	19*	0.995834	29*	0.993134	39*	0.00077	49*	0.00739
10*	0.997241	20*	0.978956	30*	0.999265	40	0.79166	50*	0.00041

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

จากตาราง 5-2 ก แสดงการจำแนกหาผู้ที่มีปัญหาการกลืนด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการหาช่วงเวลาในการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อศีรษะ สามารถจำแนกได้ถูกต้อง จำนวน 49 คน และจำแนกผิดพลาด จำนวน 1 คน

ส่วนตาราง 5-2 ข แสดงการจำแนกหาผู้ที่มีปัญหาการกลืน ด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการหาช่วงเวลาในการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ สามารถจำแนกได้ถูกต้อง จำนวน 48 คน และจำแนกผิดพลาด จำนวน 2 คน

5.2 ผลการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่มีความถี่มีเดียน

จากผลการประมวลผลในบทที่ 4 หัวข้อที่ 4.2 พบว่าค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่มีความถี่มีเดียนมีความเหมาะสมในการนำมาจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทจึงนำผลที่ได้

ในหัวข้อ 4.2 แบ่งข้อมูลออกเป็น 2 ชุด สำหรับการเรียนรู้และทดสอบ การเรียนรู้จะใช้ข้อมูลที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้าในกลุ่มกล้ามเนื้อ และ กลุ่มกล้ามเนื้อคอ ของ อาสาสมัครจำนวน 30 คน โดยโครงข่ายประสาทมีคุณสมบัติดังนี้ มีอินพุต 50 ข้อมูล, เอาต์พุต 2 ข้อมูล, ชั้นซ่อนมี 1 ชั้น และ 2 โหนด, ค่าผิดพลาดที่ต้องการเท่ากับ 0.0001 , ค่าอัตราการขยายสำหรับการเรียนรู้เท่ากับ 5 และค่าอินเนอร์เซียพารามิเตอร์เท่ากับ 0.9 จะให้ผลเป็นน้ำหนักของการเรียนรู้ มีรายละเอียดดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 5-3 ก แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณกล้ามเนื้อ

Whi

3.73E+00	-1.43E-01	-8.75E-01	-5.31E+00	-1.89E+00	1.16E+00	-8.47E-01	-1.69E+00	-8.17E-01	-1.87E+00
3.17E+00	-7.54E-02	-8.31E-01	-4.64E+00	-1.64E+00	9.07E-01	-7.03E-01	-1.30E+00	-5.57E-01	-1.62E+00

-1.15E+00	-1.12E+00	-2.68E+00	9.00E-02	-3.73E+00	2.59E+00	-2.74E+00	-1.01E+00	2.19E+00	-1.30E+00
-9.68E-01	-1.00E+00	-2.38E+00	-1.64E-02	-3.21E+00	2.16E+00	-2.40E+00	-8.47E-01	1.93E+00	-1.14E+00

-5.93E-01	1.89E+00	-8.06E-02	-2.66E-01	-7.90E-01	-1.28E+00	1.36E-01	4.71E+00	1.72E+00	1.37E+00
-4.99E-01	1.58E+00	-4.74E-02	-2.90E-01	-7.06E-01	-1.11E+00	8.38E-02	4.12E+00	1.55E+00	1.09E+00

1.95E+00	1.78E+00	1.16E+00	-9.06E-01	-3.31E+00	1.00E+00	2.21E+00	2.24E+00	2.18E+00	-1.61E+00
1.70E+00	1.49E+00	1.09E+00	-7.31E-01	-2.73E+00	7.85E-01	1.99E+00	2.00E+00	1.76E+00	-1.43E+00

-1.74E+00	1.50E+00	9.53E-01	9.94E-01	1.88E+00	4.53E-01	-2.76E-01	1.88E+00	2.44E-01	-5.20E+00
-1.60E+00	1.38E+00	9.18E-01	8.41E-01	1.53E+00	3.84E-01	-3.14E-01	1.61E+00	2.44E-01	-4.46E+00

Woh

9.52E+00	7.91E+00
-9.53E+00	-7.89E+00

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

ตาราง 5-3 ข แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จาก
การคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียของ
สัญญาณกล้านเนื้อคอ

Whi

1.42E+00	2.20E+00	-4.35E+00	-9.64E-01	-3.69E+00	-2.14E+00	-1.08E+00	-3.09E+00	-2.54E+00	1.10E+00
8.77E-01	1.56E+00	-2.76E+00	-7.26E-01	-2.52E+00	-1.40E+00	-7.56E-01	-1.91E+00	-1.81E+00	8.65E-01

1.51E+00	7.74E-01	-8.00E-01	-1.92E+00	3.34E-01	-4.64E-02	6.37E-01	3.74E+00	-4.43E+00	-1.29E-01
1.05E+00	4.38E-01	-5.98E-01	-1.21E+00	2.24E-01	1.55E-02	5.22E-01	2.50E+00	-2.97E+00	-1.71E-01

1.50E-01	1.06E+00	3.02E+00	-2.95E+00	-3.95E-01	3.15E-01	2.84E+00	-2.56E+00	-1.05E+00	9.25E-01
1.62E-02	5.87E-01	2.14E+00	-2.04E+00	-3.23E-01	1.88E-01	1.70E+00	-1.73E+00	-7.00E-01	6.35E-01

-4.16E-01	-1.53E+00	1.88E+00	-3.18E+00	2.43E+00	-2.57E+00	1.78E+00	2.32E+00	-8.29E-01	3.22E+00
-2.29E-01	-1.08E+00	9.88E-01	-2.19E+00	1.49E+00	-1.65E+00	1.08E+00	1.43E+00	-5.44E-01	1.96E+00

2.10E+00	-7.47E-01	1.52E+00	-5.55E-01	3.66E+00	2.38E+00	2.54E+00	3.35E-01	-2.17E-01	2.17E+00
1.40E+00	-5.72E-01	8.40E-01	-4.17E-01	2.40E+00	1.57E+00	1.50E+00	1.28E-01	-4.74E-02	1.30E+00

Woh

1.03E+01	5.95E+00
-1.02E+01	-6.03E+00

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

จากตาราง 5-3 ก แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ กับ พารามิเตอร์ ที่ได้จากการคำนวณหา
ค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียของกลุ่มกล้านเนื้อคินและ ตาราง 5-3 ข
แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ กับ พารามิเตอร์ ที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของ
กำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียของกลุ่มกล้านเนื้อคอ ผลจากการเรียนรู้จะนำไปใช้ในการทดสอบ
กับ ข้อมูลของพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่

ความถี่มีเดียนของอาสาสมัครจำนวน 50 คน ผลที่ได้จากการทดสอบจำแนกผู้มีปัญหาการกลืน แสดงดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 5-4 ก แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียนของสัญญาณ ไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1*	0.997761	11*	0.996388	21*	0.99993	31	0.194255	41*	0.007098
2*	0.995036	12*	0.997763	22*	0.999896	32	0.405255	42*	0.005
3*	0.996738	13*	0.999947	23*	0.999937	33	0.002777	43*	0.005
4*	0.999659	14*	0.999089	24*	0.999894	34	0.371207	44*	0.066986
5*	0.999506	15*	0.999897	25	0.000562	35	0.118549	45*	0.167677
6*	0.997815	16*	0.999948	26	0.004027	36*	0.023692	46*	0.003286
7*	0.999889	17*	0.998684	27*	0.999711	37*	0.020195	47*	0.003472
8*	0.999669	18*	0.98509	28*	0.991339	38*	0.000552	48*	0.008739
9	0.001019	19*	0.98483	29*	0.997154	39*	0.009001	49	0.772592
10	0.082817	20*	0.995502	30*	0.994924	40*	0.014156	50*	0.117788

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

ตาราง 5-4 ข แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ได้จากการ
หาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดีย
ของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1*	0.999825	11*	0.999453	21	0.206347	31	0.001769	41*	0.016629
2*	0.99432	12*	0.988551	22*	0.999653	32*	0.984066	42*	0.107667
3*	0.991218	13*	0.983569	23*	0.999903	33*	0.98547	43*	0.107667
4*	0.994695	14*	0.998894	24*	0.9996	34*	0.999874	44*	0.10803
5*	0.99942	15*	0.993061	25	0.001053	35*	0.999888	45*	0.199989
6	0.126169	16*	0.995786	26	0.01534	36*	0.009301	46*	0.118001
7*	0.999894	17	0.406842	27*	0.992555	37*	0.0263	47*	0.197885
8	0.007735	18*	0.994239	28*	0.985785	38*	0.003919	48*	0.104078
9*	0.999593	19*	0.99981	29*	0.991343	39*	0.014965	49*	0.119174
10*	0.860738	20*	0.998793	30*	0.978293	40*	0.016534	50*	0.119598

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

จากตาราง 5-4 ก แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ได้จากการหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อสามารถจำแนกได้จำนวน 40 คน และผิดพลาดไปจำนวน 10 คน

ส่วนตาราง 5-4 ข แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ได้จากการหาค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อสามารถจำแนกได้จำนวน 43 คน และผิดพลาดไปจำนวน 7 คน

5.3 ผลการจำแนกด้วย โครงข่ายประสาท กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของ ความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม

จากผลการประมวลผลในบทที่ 4 หัวข้อที่ 4.3 พบว่าค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมมีความเหมาะสมในการนำมาจำแนกด้วย โครงข่ายประสาทจึงนำผลที่ได้ ในหัวข้อ 4.3 แบ่งข้อมูลออกเป็น 2 ชุด สำหรับการเรียนรู้และทดสอบ การเรียนรู้จะใช้ข้อมูลที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม ของการกลืนจากสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อ และ กลุ่มกล้ามเนื้อของอาสาสมัครจำนวน 30 คน โดยโครงข่ายประสาทมีคุณสมบัติดังนี้ มีอินพุต 50 ข้อมูล, เอาต์พุต 2 ข้อมูล, ชั้นซ่อนมี 1 ชั้น และ 2 โหนด, ค่าความผิดพลาดที่ต้องการเท่ากับ 0.0001, ค่าอัตราการขยายสำหรับการเรียนรู้เท่ากับ 5 และ ค่าอินเนอร์เซ็พพารามิเตอร์ เท่ากับ 0.9 จะให้ผลเป็นน้ำหนักของการเรียนรู้ มีรายละเอียดดัง ตารางต่อไปนี้

ตาราง 5-5 ก แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาท กับพารามิเตอร์ที่ได้ จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของ สัญญาณกล้ามเนื้อ

Whi

-4.29E+00	-1.79E+00	-3.35E+00	1.09E+00	-4.66E+00	-3.42E+00	-1.48E+00	-6.49E+00	3.46E+00	-1.38E+00
-7.85E+00	-7.00E-01	-1.95E+00	1.91E+00	-1.41E-01	5.35E-01	1.01E+00	-4.91E+00	1.35E+00	-1.91E+00
1.20E+00	3.24E+00	3.92E+00	1.99E+00	4.88E-01	1.84E+00	1.27E-01	-6.11E-01	3.91E+00	4.78E+00
-2.76E+00	-2.36E-01	9.44E-01	8.45E-01	-1.15E-01	2.54E+00	-1.22E-01	-5.19E-01	5.18E+00	6.32E+00
6.29E-01	8.26E+00	-2.48E+00	-3.06E+00	-1.51E+00	-5.36E-01	4.40E+00	-2.57E+00	4.04E+00	5.03E-01
-3.72E+00	2.24E+00	-3.03E-01	-2.82E+00	9.57E+00	4.13E+00	-9.93E-01	-4.20E+00	6.51E-01	4.37E-01
1.48E+00	-1.72E+00	1.50E+00	-7.97E-01	1.14E+00	-2.88E+00	4.50E-01	-1.78E+00	1.75E+00	2.20E+00
-4.97E+00	-4.73E+00	-9.34E-01	-2.72E-01	-9.32E-01	-2.01E+00	-1.97E+00	4.80E-01	4.39E-02	3.49E+00
2.30E+00	-1.38E-01	-1.96E+00	-2.10E+00	-2.64E+00	-2.92E+00	-6.38E-01	1.75E-01	1.27E+00	4.10E-01
2.98E+00	4.95E+00	4.48E+00	1.13E+00	1.63E+00	1.84E+00	2.48E+00	1.80E+00	3.03E+00	-1.97E+00

ตาราง 5-5 ก (ต่อ)

who

1.04E+01	1.02E+01
-1.04E+01	-1.02E+01

Whi : คำนวณน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : คำนวณน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

ตาราง 5-5 ข แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาท กับพารามิเตอร์ที่ได้
จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสปรกตัวร่วมของ
สัญญาณกล้านเนื้อคอ

Whi

2.35E+00	1.74E+00	2.87E+00	-4.30E+00	-2.56E+00	6.32E+00	5.39E+00	1.95E+00	9.06E+00	-5.43E+00
3.10E+00	3.08E+00	2.27E+00	-7.67E+00	-5.60E+00	-1.04E+00	-2.18E+00	-9.05E-02	5.29E+00	-1.05E-01

-4.54E+00	-8.48E-01	3.18E+00	-3.01E-01	5.00E+00	6.76E-01	6.19E-01	-7.09E+00	-2.00E+00	-1.30E-01
2.41E+00	4.19E+00	2.65E+00	1.18E-01	3.16E-01	-1.60E+00	1.93E+00	-3.16E+00	-3.04E+00	-1.12E-01

5.90E+00	-1.55E+00	-2.35E+00	6.17E+00	-6.67E+00	5.60E+00	2.59E+00	2.05E+00	-3.62E+00	4.06E+00
7.51E+00	-2.10E+00	-3.89E+00	4.46E+00	-2.92E+00	-6.97E-01	4.03E-01	3.12E+00	1.74E+00	4.79E+00

-6.96E+00	-2.40E+00	1.22E+00	3.45E+00	-5.07E+00	-1.93E+00	2.91E+00	-1.18E+00	1.79E+00	-6.90E+00
-4.06E+00	-2.91E+00	9.15E-01	3.99E+00	-7.31E-01	-1.40E+00	-1.32E+00	-3.31E+00	1.37E-01	-1.32E+00

3.11E+00	-1.47E+00	-2.67E+00	-7.67E-02	-4.85E-01	-4.89E+00	-2.54E+00	1.24E+00	4.46E+00	-1.92E+00
4.71E+00	3.27E+00	1.75E-01	-6.54E-01	-4.24E+00	-2.26E+00	-6.09E-02	-4.21E-01	5.80E+00	-1.40E+00

Woh

1.03E+01	9.21E+00
-1.03E+01	-9.21E+00

Whi : คำนวณน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : คำนวณน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

จากตาราง 5-5 ก แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ กับ พารามิเตอร์ ที่ได้จากการคำนวณหา
ค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อ และ ตาราง 5-5 ข
แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนา
แน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อ ผลจากการเรียนรู้จะนำไปใช้ในการ
ทดสอบ กับ ข้อมูลของพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิง
สเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อและคอของอาสาสมัครจำนวน 50 คน ผลที่ได้จากการ
ทดสอบแสดงดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 5-6 ก แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาท กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณ
หาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกล้ามเนื้อ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1*	0.991697	11*	0.997613	21*	0.997615	31*	0.99762	41	0.991605
2*	0.993948	12*	0.997608	22*	0.997525	32*	0.028995	42*	0.153903
3*	0.995651	13*	0.996101	23	0.425969	33*	0.997109	43*	0.054578
4*	0.987381	14*	0.997629	24*	0.996202	34*	0.984457	44*	0.155423
5*	0.805947	15*	0.997615	25*	0.992151	35*	0.857729	45*	0.145342
6*	0.997582	16*	0.996996	26*	0.960878	36*	0.025534	46*	0.154325
7*	0.997237	17*	0.997591	27*	0.988826	37	0.03951	47*	0.167535
8*	0.893812	18*	0.990165	28*	0.805769	38*	0.013334	48*	0.175568
9	0.018215	19*	0.985542	29	0.11082	39*	0.00541	49*	0.186551
10*	0.997422	20*	0.997626	30*	0.995491	40*	0.015589	50*	0.134331

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

ตาราง 5-6 ข แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาท กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณ

หาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่ม
กล้ามเนื้อคอ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1*	0.996705	11*	0.996866	21	0.256954	31*	0.993505	41*	0.006075
2*	0.989734	12*	0.988215	22*	0.996345	32	0.199123	42*	0.00174
3*	0.994539	13*	0.99459	23	0.008763	33	0.010645	43*	0.004767
4*	0.994365	14*	0.987599	24*	0.996657	34*	0.99642	44*	0.002468
5*	0.989609	15	0.013728	25*	0.990167	35*	0.918553	45*	0.009285
6*	0.99681	16*	0.996839	26*	0.996646	36*	0.032797	46*	0.146599
7*	0.994486	17*	0.986785	27*	0.996918	37*	0.02091	47*	0.082738
8*	0.996902	18*	0.995863	28*	0.860021	38*	0.000073	48*	0.010848
9*	0.996927	19*	0.995069	29	0.035209	39*	0.013437	49*	0.006227
10*	0.996918	20	0.119609	30*	0.994101	40*	0.000238	50*	0.010645

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

จากตาราง 5-6 ก แสดงการทดสอบโครงข่ายประสาท กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อ และตาราง 5-6 ข แสดงการทดสอบโครงข่ายประสาท กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอสามารถแสดงการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนดังต่อไปนี้

การจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนด้วยโครงข่ายประสาท กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อ ได้ถูกต้องจำนวน 45 คน และผิดพลาดไปจำนวน 5 คน

การจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนด้วยโครงข่ายประสาท กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าสูงสุดของความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมของสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ได้ถูกต้องจำนวน 43 คน และผิดพลาดไปจำนวน 7 คน

5.4 ผลการวิเคราะห์ด้วยโครงข่ายประสาท กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณหาสัมประสิทธิ์ ออโตรีเกรสซีฟโมเดล

จากการประมวลผลสัญญาณเบื้องต้นด้วยวิธีหาสัมประสิทธิ์ออโตรีเกรสซีฟในบทที่ 4 หัวข้อที่ 4.4 พบว่า ค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 1, 3, 5 มีความเหมาะสมในการนำมาจำแนกด้วยโครงข่ายประสาท จึงนำผลที่ได้ ในหัวข้อ 4.4 มาแบ่งข้อมูลออกเป็น 2 ชุด เพื่อใช้สำหรับการเรียนรู้และทดสอบ การเรียนรู้จะใช้ข้อมูลที่ได้จากการคำนวณหาสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อเนื้อลื่นและกลุ่มกล้ามเนื้อคอ ของ อาสาสมัครจำนวน 30 คน โดยโครงข่ายประสาทมีคุณสมบัติดังนี้ มีอินพุต 50 ข้อมูล, เอาต์พุต 2 ข้อมูล, ชั้นซ่อนมี 1 ชั้น และ 2 โหนด, ค่าความผิดพลาดที่ต้องการเท่ากับ 0.0001, ค่าอัตราการขยายสำหรับการเรียนรู้เท่ากับ 5 และค่าอินเนอร์เซียพารามิเตอร์ เท่ากับ 0.9 จะให้ผลเป็นน้ำหนักของการเรียนรู้ สำหรับค่าสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟที่ลำดับต่างๆ มีรายละเอียดดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 5-7 ก1 แสดงผลการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทกับสัมประสิทธิ์ ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1 ของสัญญาณกล้ามเนื้อเนื้อลื่น

Whi

-2.86E-02	4.33E-01	-4.59E-01	6.82E-02	-2.06E-01	3.23E-01	-4.18E-02	3.12E-02	1.48E-01	-1.30E-01
-6.02E+00	1.24E+01	-3.55E+01	3.89E+00	-2.82E+01	1.14E+01	-9.01E+00	3.69E+00	5.45E+00	-3.27E+00
4.64E-01	4.12E-01	-1.60E-02	5.38E-02	3.46E-01	8.44E-02	1.70E-01	-1.53E-01	3.36E-01	3.80E-01
4.29E+01	2.73E+01	1.53E+00	-3.43E+00	2.61E+00	-2.16E+01	-1.90E+01	-4.35E+01	-1.52E+01	-2.45E+01
1.35E+00	1.36E+00	9.29E-01	1.18E+00	8.35E-01	1.20E+00	1.24E+00	7.70E-01	7.83E-01	6.35E-01
2.89E+01	3.24E+01	2.97E+00	2.16E+01	-1.19E+01	2.21E+01	2.71E+01	7.23E+00	1.65E+01	3.33E+01
5.37E-01	8.45E-02	2.22E-01	1.65E-01	8.25E-02	2.59E-01	-1.44E-01	-1.88E-01	2.50E-01	-3.32E-01
1.83E+01	-1.36E+01	-4.83E+00	1.13E+00	-8.60E+00	-1.26E+01	-2.28E+01	-2.10E+01	-2.14E+00	-4.40E+01
-6.49E-02	-1.26E-01	-1.04E-01	4.11E-01	4.53E-01	4.94E-02	2.08E-01	2.77E-01	4.41E-01	-8.85E-02
-1.59E+01	-1.00E+01	-5.68E+00	1.63E+01	2.11E+01	-5.67E+00	2.43E+00	6.69E+00	1.70E+01	-1.99E+01

ตาราง 5-7 ก1 (ต่อ)

Woh

-3.35E-01	1.18E+01
2.69E-01	-1.18E+01

Whi : คำนวณน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : คำนวณน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

ตาราง 5-7 ก2 แสดงค่าน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาท กับ
สัมประสิทธิ์ ของออสโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 3 ของสัญญาณกล้ำมเนื้อลิ้น

Whi

-1.01E+00	-8.57E-01	-4.02E-01	-1.40E+00	-1.07E+00	-7.21E-01	-2.16E-01	-1.31E+00	-6.39E-01	-4.49E-01
-1.07E+01	-7.83E+00	4.44E+00	-2.13E+01	-3.60E+00	-4.92E+00	3.75E+00	-1.63E+01	-1.13E+00	3.96E+00

4.90E-01	2.81E-01	-8.80E-01	2.12E-01	-8.82E-01	-1.03E+00	-2.51E-01	-1.45E+00	2.34E-01	-1.05E+00
2.41E+01	1.11E+01	-1.15E+00	1.75E+01	-7.52E+00	-2.33E+01	6.21E+00	-1.18E+01	1.45E+01	-1.39E+01

-6.86E-01	-7.62E-01	-1.83E-01	8.02E-01	5.92E-01	6.56E-01	5.01E-01	-1.50E-02	-3.21E-01	-1.20E-01
-2.39E+00	-1.50E+01	-3.28E-01	1.84E+01	1.09E+01	9.47E+00	1.03E+01	-1.24E+00	-2.73E+00	6.24E+00

1.62E-01	-2.21E-01	-5.22E-01	-5.61E-01	-5.05E-01	-7.89E-01	-6.66E-03	-4.98E-01	4.17E-01	-1.62E+00
1.07E+01	7.15E+00	-9.49E+00	-1.98E+00	2.83E+00	-3.89E+00	2.36E+00	-1.07E+01	9.19E+00	-3.00E+01

-7.58E-01	-3.47E-01	-1.22E+00	-1.92E-01	-3.94E-01	-6.90E-01	1.04E-01	-3.49E-02	3.13E-01	-2.02E-01
-1.01E+01	-7.97E-01	-7.84E+00	4.00E+00	-2.48E+00	-8.03E+00	9.24E+00	4.96E+00	1.13E+01	6.60E+00

Woh

1.87E+00	9.84E+00
-1.85E+00	-9.84E+00

Whi : คำนวณน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : คำนวณน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

ตาราง 5-7 ก3 แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาท กับ สัมประสิทธิ์
ของอوترิเกรสซีฟ ลำดับที่ 5 ของสัญญาณกล้ำมเนื้อลิน

Whi

-3.14E+00	-2.88E+00	4.59E-01	-7.61E+00	-1.45E+00	-5.60E-01	1.88E+00	-6.31E+00	-8.24E-02	1.49E-01
-9.41E+00	-7.34E+00	4.94E+00	-2.00E+01	-3.63E+00	-5.61E+00	3.47E+00	-1.51E+01	-9.35E-01	4.05E+00

8.05E+00	3.56E+00	-1.41E+00	5.90E+00	-3.13E+00	-7.47E+00	1.01E-01	-6.03E+00	5.60E+00	-4.50E+00
2.29E+01	1.09E+01	-1.08E+00	1.71E+01	-6.98E+00	-2.20E+01	6.03E+00	-1.05E+01	1.41E+01	-1.29E+01

-1.81E+00	-4.93E+00	6.93E-01	6.60E+00	4.28E+00	5.29E+00	5.93E+00	1.06E+00	8.69E-01	4.26E+00
-1.94E+00	-1.39E+01	-7.20E-01	1.80E+01	9.97E+00	7.97E+00	9.20E+00	-1.77E+00	-2.73E+00	4.85E+00

3.58E+00	2.01E+00	-2.48E+00	-2.45E+00	4.58E-01	-1.33E+00	1.41E+00	-3.64E+00	3.58E+00	-1.16E+01
1.01E+01	6.70E+00	-8.99E+00	-1.00E+00	2.24E+00	-3.58E+00	2.13E+00	-1.02E+01	8.52E+00	-2.84E+01

-1.16E+01	-3.30E+00	-1.44E+00	-3.65E+00	8.94E-02	-5.73E-01	-2.35E+00	2.60E+00	-5.14E-01	3.06E+00
-2.84E+01	-1.02E+01	-4.63E-01	-7.36E+00	4.47E+00	-2.66E+00	-7.80E+00	9.15E+00	5.15E+00	1.06E+01

Woh

3.40E+00	8.38E+00
-3.40E+00	-8.38E+00

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

ตาราง 5-7 ข แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วย โครงข่ายประสาทกับ สัมประสิทธิ์ ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 1 ของสัญญาณกลั่นเนื้อคอ

Whi

-6.40E+00	-2.71E+01	1.01E+01	-1.76E+01	-2.43E+01	-3.74E+01	-1.20E+01	-1.44E+01	-2.63E+00	6.26E+00
-1.12E+00	-2.38E+01	3.02E+01	-4.43E+00	-4.36E+01	-3.68E+01	-2.31E+01	-1.27E+01	-1.84E+00	1.32E+00

-3.59E+00	-6.67E+00	3.04E+00	2.36E+00	2.13E+01	-7.39E+00	-1.95E+01	-2.09E+01	-1.28E+01	-1.60E+00
-4.09E-01	1.05E+01	1.00E+01	7.14E+00	2.58E+01	-1.52E+01	-3.40E+01	-2.96E+01	-2.35E+01	1.26E-01

-1.24E+01	1.89E+01	1.48E+01	5.50E+00	2.96E+01	3.57E+01	-1.52E+00	2.54E+00	-3.34E+00	9.64E+00
-1.76E+01	3.47E+01	1.76E+01	9.83E+00	2.39E+01	4.99E+01	-4.38E+00	1.16E+01	-3.36E+00	1.86E+01

-2.05E-01	-4.51E+00	-1.57E+01	2.54E+01	-9.14E+00	2.98E+01	-3.02E+00	-3.69E+01	7.74E+00	1.31E+01
-5.53E+00	-6.15E+00	-1.83E+01	2.88E+01	-1.91E+01	3.42E+01	6.21E-01	-4.79E+01	1.51E+00	2.43E+01

3.48E-01	2.94E+01	1.77E+01	7.26E+00	-1.80E+01	1.79E+01	1.68E+01	1.85E+00	-9.06E+00	9.67E+00
-1.70E+00	2.53E+01	1.17E+01	-2.45E+00	-3.15E+01	1.80E+01	8.70E+00	4.76E+00	-1.83E+01	1.13E+01

Who

1.78E+00	6.20E+00
-1.78E+00	-6.20E+00

Whi : คำนวณน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Who : คำนวณน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

ตาราง 5-7 ข 2 แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาท กับ
สัมประสิทธิ์ ของออโตรีกรสซึ่งลำดับที่ 3 ของสัญญาณกลั่นเนื้อคอ

Whi

3.52E+00	1.08E+00	1.53E+00	-1.04E-01	-3.58E+00	-6.50E+00	-3.97E-01	-1.34E+00	-2.39E-01	-7.38E-01
3.66E+00	9.35E-01	1.59E+00	-2.00E-01	-3.97E+00	-7.61E+00	-4.56E-01	-1.55E+00	-4.00E-01	-8.94E-01

2.00E+00	-2.99E+00	1.52E+00	2.10E+00	2.91E+00	-3.63E-01	-2.70E+00	1.68E+00	1.34E+00	8.56E-02
2.14E+00	-3.34E+00	1.51E+00	2.32E+00	2.97E+00	-6.28E-01	-2.76E+00	1.67E+00	1.47E+00	1.26E-01

-6.40E-01	4.89E-01	6.57E+00	3.43E-01	2.21E+00	5.52E+00	-3.35E+00	4.85E-01	9.24E-01	4.18E-01
-7.24E-01	5.28E-01	6.88E+00	2.33E-01	2.42E+00	5.71E+00	-4.03E+00	2.83E-01	7.84E-01	3.20E-01

3.36E+00	6.31E-01	-1.70E+00	8.68E-01	1.18E+00	3.68E-01	-1.10E+00	-6.35E-01	-1.74E-02	1.20E+00
3.60E+00	7.06E-01	-2.06E+00	5.76E-01	1.12E+00	3.61E-01	-1.37E+00	-8.35E-01	-2.00E-01	1.25E+00

-1.41E+00	2.08E+00	5.54E+00	1.62E+00	1.54E+00	2.66E+00	2.27E+00	1.67E+00	3.82E-02	2.39E-01
-1.71E+00	2.17E+00	5.89E+00	1.78E+00	1.75E+00	2.71E+00	2.40E+00	1.68E+00	2.17E-01	8.66E-02

Woh

1.66E+00	2.55E+00
-1.67E+00	-2.55E+00

Whi : คำนวณน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : คำนวณน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

ตาราง 5-7 ข 3 แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วย โครงข่ายประสาทกับ
ตัวประสิทธิ์ ออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 5 ของสัญญาณกล้ำมเนื้อคอ

Whi

4.92E+00	1.51E-01	-3.26E+00	3.56E+00	-1.27E+01	-1.61E+01	-2.50E+00	2.68E+00	-3.11E+00	-1.63E+00
4.36E+00	-2.38E-01	-5.90E-01	1.22E+00	-7.67E+00	-1.12E+01	2.23E-01	6.19E-01	-2.87E-01	-4.98E-02

7.93E+00	-1.04E+01	-8.07E-01	5.03E+00	-4.32E+00	9.13E+00	-6.46E-01	1.28E+00	1.10E+01	-3.82E+00
2.59E+00	-5.09E+00	-4.37E-01	1.16E+00	-3.89E-01	4.03E+00	-5.84E-01	3.38E+00	4.03E+00	-1.23E+00

-6.58E+00	5.83E-01	1.79E+01	-1.92E+00	-2.82E-01	6.20E+00	-6.74E+00	9.70E-01	9.51E-01	-6.98E-01
-3.36E+00	6.30E-01	1.15E+01	-1.44E-01	1.59E+00	2.75E+00	-2.67E+00	1.75E+00	2.54E+00	5.14E-01

2.41E+00	-2.99E+00	-3.82E+00	6.24E+00	5.92E+00	-3.71E+00	1.55E+00	1.81E+00	-1.11E+00	7.13E-01
4.73E+00	-1.77E+00	-6.98E-02	1.04E+00	3.76E+00	-1.12E+00	3.21E-02	8.22E-01	6.07E-01	2.50E+00

-9.26E+00	-8.16E-01	7.89E-01	1.17E+00	-2.01E-02	7.68E+00	1.56E+00	-4.75E-01	-5.40E+00	9.63E+00
-5.23E+00	1.35E+00	2.79E+00	1.82E+00	1.82E+00	3.67E+00	2.86E+00	5.19E-01	-1.51E+00	5.46E+00

Woh

9.68E+00	2.71E+00
-9.68E+00	-2.71E+00

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Woh : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

ตาราง 5-7 ก1-3 แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ กับ พารามิเตอร์ ที่ได้จากการคำนวณ หา
ตัวประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 1,3 และ 5 ของกลุ่มกล้ำมเนื้อคิน และ ตาราง 5-7 ข1-3
แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ กับ พารามิเตอร์ ที่ได้จากการคำนวณหาตัวประสิทธิ์ออโตรีเกรส
ซีฟ ของกลุ่มกล้ำมเนื้อคอ ผลจากการเรียนรู้ จะนำไปใช้ในการทดสอบ กับ ข้อมูลของพารามิเตอร์
ที่ได้จากการคำนวณหาตัวประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟจำนวน 50 คน ผลที่ได้จากการทดสอบ
แสดงดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 5-8 ก 1 แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาท ด้วย สัมประสิทธิ์ของ
ออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 1 ของกลุ่มกล้ามเนื้อ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1	0.25	11	0.25	21	0.25	31	0.25	41	0.75
2	0.25	12	0.25	22	0.25	32	0.25	42	0.75
3	0.25	13*	0.75	23	0.25	33	0.25	43*	0.25
4*	0.75	14	0.25	24*	0.75	34	0.25	44	0.75
5*	0.75	15	0.25	25	0.25	35	0.25	45	0.75
6	0.25	16*	0.75	26	0.25	36	0.75	46	0.75
7	0.25	17	0.25	27	0.25	37	0.75	47	0.75
8	0.25	18*	0.75	28	0.25	38	0.75	48	0.75
9*	0.75	19	0.25	29	0.25	39	0.75	49*	0.25
10*	0.75	20	0.25	30*	0.75	40	0.75	50	0.75

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

ตาราง 5-8 ก 2 แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาท ด้วย สัมประสิทธิ์ของ
ออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 3 ของกลุ่มกล้ามเนื้อ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1	0.25	11	0.25	21	0.25	31	0.25	41	0.75
2	0.25	12	0.25	22	0.25	32	0.25	42	0.75
3	0.25	13	0.25	23	0.25	33	0.25	43*	0.25
4	0.25	14	0.25	24	0.25	34	0.25	44	0.75
5*	0.75	15	0.25	25	0.25	35	0.25	45*	0.25
6	0.25	16	0.25	26	0.25	36	0.75	46	0.75
7*	0.75	17*	0.75	27	0.25	37*	0.25	47	0.75
8	0.25	18	0.25	28	0.25	38	0.75	48	0.75
9	0.25	19	0.25	29	0.25	39	0.75	49*	0.25
10	0.25	20	0.25	30	0.25	40	0.75	50	0.75

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

ตาราง 5-8 ก 3 แสดงผลการทดสอบ โครงข่ายประสาทด้วย สัมประสิทธิ์ของ
ออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 5 ของกลุ่มกล้ามเนื้อ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1*	0.965348	11*	0.967365	21*	0.962857	31	0.000068	41*	0.000586
2	0.000007	12	0.000001	22	0.366205	32	0.004173	42*	0.000515
3*	0.966626	13*	0.881704	23*	0.955012	33	0.000475	43*	0.000001
4*	0.967364	14*	0.967054	24*	0.959173	34	0.008149	44*	0.00578
5*	0.954886	15*	0.967327	25*	0.967361	35	0.205944	45*	0.000523
6	0.020371	16*	0.943575	26	0.001809	36*	0.00568	46*	0.000012
7*	0.967363	17	0.034032	27	0.039704	37*	0.000567	47*	0.004325
8	0.401527	18	0.000001	28*	0.966395	38*	0.000006	48*	0.000535
9*	0.96607	19*	0.96736	29*	0.967286	39*	0.004872	49*	0.000568
10*	0.967183	20*	0.964706	30	0.001888	40*	0.000529	50*	0.000551

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

ตาราง 5-8 ข 1 แสดงผลการทดสอบ โครงข่ายประสาท ด้วย สัมประสิทธิ์ของ
ออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 1 ของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1	0.25	11	0.25	21	0.25	31	0.25	41	0.75
2	0.25	12	0.25	22	0.25	32	0.25	42	0.75
3	0.25	13*	0.749997	23*	0.75	33	0.25	43*	0.249997
4	0.25	14	0.25	24	0.25	34	0.25	44	0.75
5	0.25	15	0.25	25	0.25	35	0.25	45*	0.25
6	0.25	16*	0.75	26	0.25	36	0.75	46	0.75
7	0.25	17	0.25	27	0.25	37*	0.25	47	0.75
8	0.25	18	0.25	28	0.25	38	0.75	48	0.75
9	0.25	19	0.25	29	0.25	39	0.75	49*	0.25
10	0.25	20	0.25	30	0.25	40	0.75	50	0.75

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

ตาราง 5-8 ข 2 แสดงผลการทดสอบ โครงการประชาสัมพันธ์ ด้วย สัมประสิทธิ์ของ
ออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 3 ของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงการประชาสัมพันธ์	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงการประชาสัมพันธ์	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงการประชาสัมพันธ์	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงการประชาสัมพันธ์	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงการประชาสัมพันธ์
1	0.25	11	0.25	21	0.24997	31	0.24997	41	0.74997
2	0.25	12	0.24997	22	0.24997	32*	0.75	42	0.74997
3	0.25	13*	0.75	23	0.25	33	0.25	43*	0.25
4	0.25	14	0.25	24	0.25	34	0.25	44	0.75
5	0.25	15	0.25	25	0.25	35	0.25	45*	0.25
6	0.25	16	0.25	26	0.25	36	0.25	46	0.75
7*	0.75	17	0.25	27	0.25	37	0.25	47	0.75
8	0.25	18	0.25	28	0.25	38	0.25	48	0.75
9	0.25	19	0.25	29*	0.75	39	0.25	49	0.75
10	0.25	20	0.25	30	0.25	40	0.25	50	0.75

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงการประชาสัมพันธ์

ตาราง 5-8 ข 3 แสดงผลการทดสอบ โครงข่ายประสาท ด้วย สัมประสิทธิ์ของ
 ออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 5 ของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1*	0.99454	11*	0.728693	21*	0.994453	31*	0.99338	41	0.994523
2*	0.993312	12*	0.99454	22*	0.994512	32*	0.990831	42*	0.011345
3*	0.99419	13*	0.991543	23*	0.994539	33*	0.992746	43*	0.017627
4*	0.986995	14*	0.994538	24*	0.994479	34*	0.994491	44*	0.092468
5*	0.049394	15*	0.994512	25*	0.994406	35*	0.994427	45	0.995285
6*	0.994504	16*	0.994536	26	0.049394	36*	0.01971	46*	0.146599
7*	0.994505	17*	0.994335	27*	0.98662	37*	0.0113	47*	0.082738
8*	0.990639	18*	0.992668	28*	0.990643	38*	0.012691	48*	0.010848
9*	0.993856	19*	0.992871	29*	0.99453	39*	0.025133	49*	0.016227
10*	0.994358	20*	0.994539	30*	0.994453	40*	0.012849	50*	0.010645

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

จากตาราง 5-8 ก1-3 แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาท กับสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 1, 3, 5 ของกลุ่มกล้ามเนื้อต้น และตาราง 5-8 ข 1-3 แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาท กับ สัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 1, 3, 5 ของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ สามารถจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนได้ดังต่อไปนี้

การจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืน ด้วย โครงข่ายประสาท กับ สัมประสิทธิ์ของ ออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 1 ของกลุ่มกล้ามเนื้อต้น สามารถ จำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนได้จำนวน 11 คน และผิดพลาดไปจำนวน 39 คน สัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 3 ของกลุ่มกล้ามเนื้อต้น สามารถจำแนกได้ถูกต้องจำนวน 7 คน และผิดพลาดไปจำนวน 43 คน สัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟลำดับที่ 5 ของกลุ่มกล้ามเนื้อต้นสามารถ จำแนกได้ถูกต้องจำนวน 35 คน และผิดพลาดไปจำนวน 15 คน

ส่วนการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืน ด้วย โครงข่ายประสาทกับ สัมประสิทธิ์ ออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 1 ของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ สามารถจำแนกได้ถูกต้องจำนวน 7 คน และผิดพลาดไปจำนวน 43 คน สัมประสิทธิ์ ออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 3 ของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ สามารถจำแนก

ได้ถูกต้องจำนวน 6 คน และผิดพลาดไปจำนวน 44 คน สัมประสิทธิ์อโอโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 5 ของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ สามารถจำแนกได้ถูกต้อง จำนวน 47 คน และผิดพลาดไปจำนวน 3 คน จากผลการทดลองจะเห็นว่า การจำแนกด้วย ค่าสัมประสิทธิ์ อโอโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 1,3 มีความผิดพลาดค่อนข้างสูงเมื่อเทียบกับการจำแนกด้วยอโอโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 5 ซึ่งสามารถจำแนกได้ดีกว่า

5.5 ผลการวิเคราะห์ด้วย โครงข่ายประสาท กับพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณค่ากำลังช่วงการกลืน

จากการประมวลผลในบทที่ 4 หัวข้อ 4.5 พบว่าค่าพารามิเตอร์ของค่ากำลังช่วงการกลืนมีความเหมาะสมในการนำมาจำแนกด้วยโครงข่ายประสาท โดยนำผลที่ได้แบ่งออกเป็น 2 ชุด สำหรับการเรียนรู้และทดสอบ การเรียนรู้จะใช้ข้อมูลที่ี้ได้จากการคำนวณค่ากำลังช่วงการกลืนของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้ออื่น และ กลุ่มกล้ามเนื้อคอ ของ อาสาสมัครจำนวน 30 คน โดยโครงข่ายประสาทมีคุณสมบัติดังนี้ มีอินพุต 50 ข้อมูล, เอาต์พุต 2 ข้อมูล, ชั้นซ่อนมี 1 ชั้น และ 2 โหนด, ค่าความผิดพลาดที่ต้องการเท่ากับ 0.0001, ค่าอัตราการขยายสำหรับการเรียนรู้เท่ากับ 5 และค่าอินเนอร์เซียพารามิเตอร์ เท่ากับ 0.9 จะให้ผลเป็นน้ำหนักของการเรียนรู้ มีรายละเอียดดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 5-9 ก แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วยโครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ได้จากการคำนวณค่ากำลังของสัญญาณช่วงการกลืนของกล้ามเนื้ออื่น

Whi

-2.55E+00	-3.16E+00	2.36E-01	1.58E+00	1.54E+00	-1.80E-01	1.86E+00	8.96E-01	3.44E-01	-1.15E-02
-4.89E-01	-8.45E-02	-1.05E-01	-4.11E-01	3.74E-01	-1.81E-02	-3.42E+00	-3.16E+00	-1.75E+00	-3.72E+00
7.20E-01	-5.49E-01	-1.96E+00	-3.59E+00	3.01E-01	9.00E-01	2.37E+00	1.32E+00	7.82E-01	-1.78E+00
-5.59E+00	-3.04E+00	-5.92E+00	-4.42E+00	-2.38E+00	-1.10E+00	-2.81E+00	-2.20E+00	-2.78E+00	-2.42E+00
6.52E-01	-3.58E+00	-2.61E+00	4.26E+00	2.91E+00	-1.73E+00	1.12E+00	-2.19E-02	-2.02E+00	-1.13E+00
7.40E+00	1.10E+01	5.21E+00	-2.36E+00	-3.41E+00	-3.90E+00	-8.75E+00	1.81E+00	8.17E+00	5.07E+00
2.00E+00	2.94E+00	-5.19E-01	-2.68E+00	-3.55E+00	-1.77E+00	-3.19E-01	1.09E+00	1.03E+00	1.26E+00
1.04E+00	-1.94E+00	-3.98E+00	-2.11E+00	-3.80E-02	-1.79E-01	2.90E-01	5.78E-01	1.62E+00	2.45E+00
4.85E-01	1.55E-01	-9.38E-01	-4.88E-01	-9.62E-01	-2.15E+00	-1.25E+00	-9.07E-01	3.05E-01	2.54E+00
5.05E+00	6.24E+00	5.88E+00	5.30E+00	3.04E+00	-7.39E-01	-4.81E+00	-7.39E+00	-8.93E+00	-1.94E+00

ตาราง 5-9 ก (ต่อ)

Woh

-3.26E+00	-7.10E-01
-2.97E+01	2.87E+01

ตาราง 5-9 ข แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ ด้วย โครงข่ายประสาท กับพารามิเตอร์ ได้
จากการคำนวณกำลังของสัญญาณช่วงการกลืนของสัญญาณกลั่นเนื้อคอ

whi

8.48E+00	3.00E+00	3.70E+00	-7.66E-01	-5.80E+00	-5.78E+00	-6.68E+00	-4.65E+00	-3.04E+00	-4.25E+00
-1.01E+00	-7.41E-01	9.45E-01	-1.49E+00	-2.05E+00	-1.37E+00	-4.31E+00	-6.19E+00	-5.16E+00	-6.31E+00

4.67E-01	3.77E+00	4.02E+00	7.33E+00	6.04E+00	7.19E+00	6.68E+00	2.31E-01	-1.15E+01	-2.89E+00
-6.92E+00	-9.40E+00	-6.99E+00	-3.40E+00	-5.68E+00	-6.35E+00	-2.04E+00	-1.91E+00	6.19E-01	5.82E+00

2.98E+00	-5.86E+00	2.99E+00	1.05E+01	2.45E+00	-6.99E+00	-6.72E-02	-1.89E+00	-7.63E+00	-3.40E+00
3.10E+00	-2.96E+00	1.29E+00	-6.63E+00	-6.46E+00	-2.19E+00	7.63E+00	7.42E+00	3.47E+00	4.06E+00

-5.72E+00	-5.77E+00	-5.41E+00	-7.33E-01	4.37E+00	3.74E+00	5.17E+00	4.24E+00	2.89E-01	-1.48E+00
-1.96E+00	-2.79E+00	-1.72E+00	-5.35E-01	2.39E-01	-1.36E+00	8.48E-01	2.57E+00	2.75E+00	2.15E+00

-1.31E+00	-1.72E+00	-3.72E-01	1.46E-01	1.20E+00	1.53E+00	3.02E+00	8.33E-01	1.67E+00	1.86E+00
1.17E+00	-1.28E+00	-7.76E-01	2.46E-01	1.07E+00	3.02E+00	3.89E+00	2.79E+00	2.84E+00	2.49E+00

woh

1.38E+01	1.35E+01
-1.38E+01	-1.35E+01

จากตาราง 5-9 ก แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ กับ พารามิเตอร์ ที่ได้จากการคำนวณกำลัง
ช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อ และ ตาราง 5-9 ข แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ กับ พารามิเตอร์
ที่ได้จากการคำนวณกำลังช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อ ผลจากการเรียนรู้ จะนำไปใช้ในการ
ทดสอบ กับ ข้อมูลของพารามิเตอร์ที่ได้จากการคำนวณกำลังช่วงการกลืนของอาสาสมัครในกลุ่ม
ทดสอบจำนวน 50 คน ผลที่ได้จากการทดสอบแสดงดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 5-10 ก แสดงผลการทดสอบโครงข่ายประสาท ด้วย พารามิเตอร์ที่ได้
จากการหาค่าถึงช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1	0.178655	11	0.304227	21	0.131204	31	0.266857	41	0.501784
2*	0.877367	12*	0.8775	22	0.366593	32	0.327363	42*	0.291104
3*	0.568028	13	0.280143	23	0.405404	33	0.179882	43*	0.345397
4	0.193796	14	0.143044	24*	0.801657	34	0.452084	44*	0.247307
5	0.191998	15	0.168599	25	0.353017	35	0.362248	45*	0.173633
6	0.147887	16	0.301814	26	0.128741	36	0.5241	46*	0.266431
7	0.214611	17*	0.910075	27	0.197882	37	0.501784	47*	0.159324
8	0.182027	18	0.266857	28	0.245084	38*	0.291104	48	0.562248
9	0.260378	19	0.273363	29	0.130814	39*	0.345397	49	0.635241
10	0.145405	20	0.138474	30	0.190075	40*	0.247307	50	0.501784

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

ตาราง 5-10 ข แสดงผลการทดสอบ โครงข่ายประสาท ด้วย พารามิเตอร์ที่ได้จากการหา
กำลังของสัญญาณช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท	อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	เอาต์พุต (y1) ที่ได้จากโครงข่ายประสาท
1*	0.999387	11*	0.985341	21*	0.991502	31*	0.999303	41*	0.009496
2*	0.994988	12*	0.999121	22	0.305217	32*	0.999808	42*	0.006628
3	0.002669	13	0.03423	23*	0.993939	33*	0.99901	43*	0.005561
4*	1	14*	0.971682	24	0.122341	34*	0.999168	44	0.99413
5	0.132983	15*	0.999999	25*	0.991225	35*	0.997796	45*	0.026001
6*	0.993458	16	1	26*	0.99975	36*	0.019913	46*	0.010897
7*	0.997723	17	0.3959	27*	0.975439	37*	0.019999	47*	0.007748
8*	0.999997	18*	0.999044	28*	0.996709	38*	0.016984	48*	0.002523
9*	0.99913	19	0.002856	29*	0.998432	39*	0.018641	49*	0.028126
10*	0.994021	20	0.362912	30*	0.997944	40*	0.019306	50*	0.016426

เครื่องหมาย * แสดงว่าอาสาสมัครในกลุ่มทดสอบสามารถจำแนกได้ถูกต้องด้วยโครงข่ายประสาท

จากตาราง 5-10 ก แสดงการทดสอบโครงข่ายประสาท กับ พารามิเตอร์ที่ได้จากการหา
กำลังของสัญญาณช่วงการกลืนของกลุ่มกล้ามเนื้อสามารถจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนได้
จำนวน 14 คน และผิดพลาดไป จำนวน 36 คน และตาราง 5-10 ข แสดงการทดสอบโครงข่าย
ประสาท กับ พารามิเตอร์ที่ได้จากการหากำลังของสัญญาณ ของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ สามารถจำแนก
หาผู้มีปัญหาการกลืนได้จำนวน 40 คน และผิดพลาดไปจำนวน 10 คน

บทที่ 6

การวิเคราะห์ และ สรุปผล

จากผลการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนด้วย เครื่องช่วยประสาทที่ได้กล่าวในบทที่ 5 การจำแนก ผู้มีปัญหาการกลืนโดยการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อคอและกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นโดยใช้เครื่องช่วยประสาท กับพารามิเตอร์ที่ได้จาก วิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์ต่าง ๆ ในบทที่ 3 สามารถสรุปผลการจำแนกในแต่ละวิธีได้ดังตาราง 6-1 ก-ข โดยตาราง 6-1 ก เป็นผลการจำแนกโดยใช้สัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นและตาราง 6-1 ข เป็นผลการจำแนกโดยใช้สัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

ตารางที่ 6-1 ก แสดงการเปรียบเทียบผลการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนโดยใช้เครื่องช่วยประสาท กับพารามิเตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์ต่างๆของสัญญาณไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น

อาสาสมัครในกลุ่มทดสอบลำดับที่	ผลการจำแนกผู้มีปัญหาการกลืน ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์				
	ช่วงเวลาของการกลืน	PS at MF	Max of PS	Coef 5 of AR	Sum of PS
1	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
2	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง
3	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
4	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
5	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
6	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ผิดพลาด
7	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
8	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ผิดพลาด
9	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ผิดพลาด
10	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
11	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
12	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง
13	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
14	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
15	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
16	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด

ตาราง 6-1 ก (ต่อ)

อาสาสมัครในกุ่มทดสอบลำดับที่	ผลการจำแนกผู้ที่มีปัญหาการกลืน ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์				
	ช่วงเวลาของการกลืน	PS at MF	Max of PS	Coeff 5 of AR	Sum of PS
17	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง
18	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง
19	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
20	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
21	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
22	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
23	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ผิดพลาด
24	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
25	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
26	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ผิดพลาด
27	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
28	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
29	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
30	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ผิดพลาด
31	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ผิดพลาด
32	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ผิดพลาด
33	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ผิดพลาด
34	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ผิดพลาด
35	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ผิดพลาด
36	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
37	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ผิดพลาด
38	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
39	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
40	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
41	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ผิดพลาด
42	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
43	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง

ตาราง 6-1 ก (ต่อ)

อาสา	ผลการจำแนกผู้มีปัญหาการกลืน ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์				
	ช่วงเวลาของการกลืน	PS at MF	Max of PS	Coeff 5 of AR	Sum of PS
44	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
45	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง
46	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
47	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ผิดพลาด	ถูกต้อง
48	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
49	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
50	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
รวม	49	40	45	35	14
%	98	80	90	70	28

PS at MF = ความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่มีความถี่มีเดีย

Max of PS = ค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม

Coeff 5 of AR = ค่าสัมประสิทธิ์ของโมเดลออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 5

Sum of PS = กำลังของสัญญาณในช่วงการกลืน

ตาราง 6-1 ข แสดงการเปรียบเทียบผลการจำแนกผู้มีปัญหาการกลืนโดยใช้โครงข่ายประสาท กับ พหาวามิตอร์ที่ได้จากวิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์ต่างๆ ของสัญญาณ ไฟฟ้ากลุ่มกล้ามเนื้อคอ

อาสา	ผลการจำแนกผู้มีปัญหาการกลืน ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์				
	ช่วงเวลาของการกลืน	PS at MF	Max of PS	Coeff 5 of AR	Sum of PS
1	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
2	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
3	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
4	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
5	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
6	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
7	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
8	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
9	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง

ตาราง 6-1 ข(ต่อ)

อาสา สมัครในกลุ่มทดสอบ ลำดับที่	ผลการจำแนกผู้มีปัญหาการกลืน ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์				
	ช่วงเวลาของ การกลืน	MF of PS	Max of PS	Coeff 5 of AR	Sum of PS
10	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
11	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
12	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
13	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
14	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
15	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ถูกต้อง
16	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
17	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
18	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
19	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
20	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ผิดพลาด
21	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ถูกต้อง
22	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
23	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ถูกต้อง
24	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
25	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
26	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง
27	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
28	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
29	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ถูกต้อง
30	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
31	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
32	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ถูกต้อง
33	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ถูกต้อง
34	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
35	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
36	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
37	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
38	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง

ตาราง 6-1 ข(ต่อ)

อาสา สมัครในกลุ่มทดสอบ ลำดับที่	ผลการจำแนกผู้มีปัญหาการกลืน ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์				
	ช่วงเวลาของ การกลืน	PS at MF	Max of PS	Coeff 5 of AR	Sum of PS
39	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
40	ผิดพลาด	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
41	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง
42	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
43	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
44	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด
45	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ผิดพลาด	ถูกต้อง
46	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
47	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
48	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
49	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
50	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง	ถูกต้อง
รวม	48	43	43	47	40
%	96	86	86	94	80

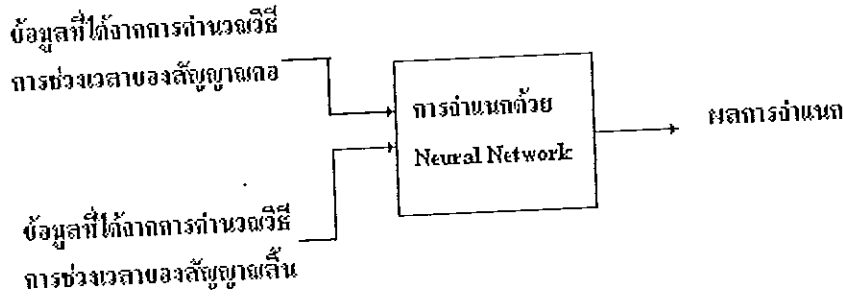
PS at MF = ความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียน

Max of PS = ค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัม

Coeff 5 of AR = ค่าสัมประสิทธิ์ของโมเดลออโตรีเกรสซีฟ ลำดับที่ 5

Sum of PS = กำลังของสัญญาณในช่วงการกลืน

จากตาราง 6-1 ก และ ตาราง 6-1 ข จะเห็นว่าวิธีการหาช่วงเวลาของการกลืนจะให้ผลดีที่สุดคือให้ความถูกต้องได้ถึง 98% สำหรับสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อ สำหรับวิธีอื่นๆ การจำแนกด้วยสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อคอจะให้ผลที่น่าพอใจมากกว่าสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อ อย่างไรก็ตามพบว่าในอาสาสมัครคนเดียวกันที่ใช้วิธีการหาช่วงเวลาของการกลืนถูกจำแนกผิดพลาดในกรณีที่ใช้สัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อแต่จะจำแนกได้ถูกต้องในกรณีที่ใช้สัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ จึงได้นำผลการวิเคราะห์ที่ได้จากวิธีการคำนวณหาช่วงเวลาของสัญญาณติดกับคอมพิวเตอร์เป็นข้อมูลร่วมกันให้โครงข่ายประสาทวิเคราะห์จำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนดังในแผนภาพที่ออกต่อไป



ภาพประกอบที่ 6-1 แสดงแผนภาพบล็อกการวิเคราะห์โครงข่ายประสาทกับพารามิเตอร์ ที่ได้จากการคำนวณช่วงเวลาของสัญญาณลิ้นและคอ

จากภาพประกอบที่ 6-1 แสดงแผนภาพบล็อก การจำแนกหาผู้ที่มีปัญหาการกลืนโดยการนำ ผลที่ได้จากการคำนวณหาช่วงเวลาการกลืนของสัญญาณลิ้น กับ คอมาเป็นข้อมูลในการคำนวณด้วย โครงข่ายประสาท

การวิเคราะห์ด้วยโครงข่ายประสาทจะกำหนด คุณสมบัติของ เอาต์พุต เหมือนใน บทที่ 5 และ กำหนดโครงข่ายประสาทดังนี้ มีข้อมูล 2 อินพุต, เอาท์พุต 2 ข้อมูล, ชั้นซ่อนมี 1 ชั้น และ 2 โหนดค่าความผิดพลาดที่ต้องการเท่ากับ 0.0001 และค่าอัตราการเรียนรู้สำหรับการเรียนรู้เท่ากับ 5 ในการจำแนกหาผู้ที่มีปัญหาการกลืนด้วยโครงข่ายประสาท ซึ่งมีกลุ่มของอาสาสมัครที่ใช้ในการเรียนรู้ เป็นกลุ่มเดียวกันที่ใช้ในบทที่ 5 ให้ผลเป็นน้ำหนักในการเรียนรู้และสามารถจำแนกผลได้ดังนี้

ตาราง 6-2 ก แสดงน้ำหนักที่ได้จากการเรียนรู้ด้วยพารามิเตอร์ของช่วงเวลาของการกลืน ของสัญญาณลิ้นกับคอ

Whi

-5.41E+00	-5.47E+00
-9.56E+00	-9.83E+00

Who

5.20E+00	1.07E+01
-5.16E+00	-1.07E+01

Whi : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นอินพุตกับชั้นซ่อน

Who : ค่าน้ำหนักระหว่างชั้นซ่อนกับชั้นเอาต์พุต

ตาราง 6-2 ข แสดงผลการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนโดยใช้พารามิเตอร์ของช่วงเวลาของการกลืน
ของสัญญาณลิ้นกับคอ

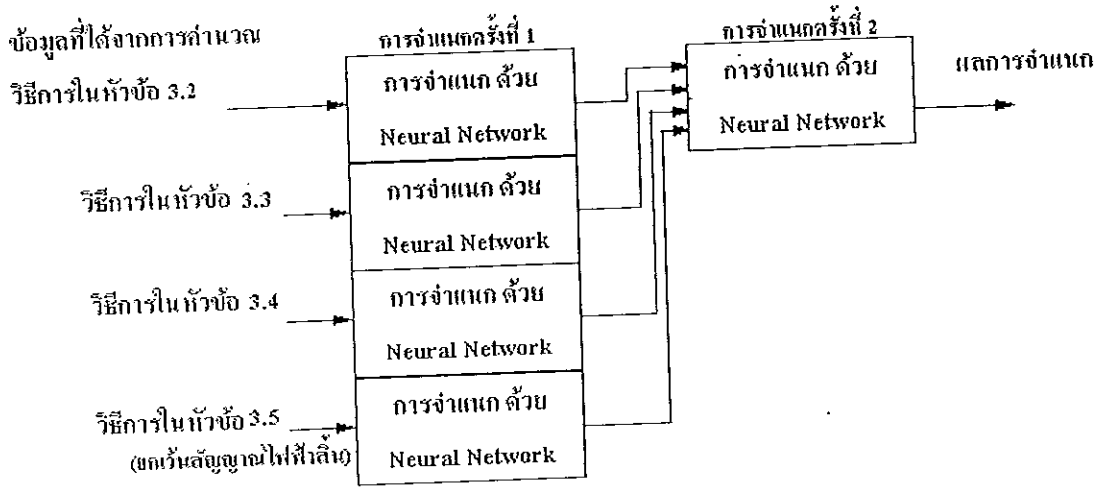
อาสาสมัครในกลุ่ม ทดสอบ ลำดับที่	ผลการจำแนก	ค่าเอาต์พุต(y1)
1	ถูกต้อง	0.998488
2	ถูกต้อง	0.999375
3	ถูกต้อง	0.995671
4	ถูกต้อง	0.973021
5	ถูกต้อง	0.991352
6	ถูกต้อง	0.999315
7	ถูกต้อง	0.999613
8	ถูกต้อง	0.987211
9	ถูกต้อง	0.991978
10	ถูกต้อง	0.999126
11	ถูกต้อง	0.999391
12	ถูกต้อง	0.997893
13	ถูกต้อง	0.998236
14	ถูกต้อง	0.998652
15	ถูกต้อง	0.997021
16	ถูกต้อง	0.998155
17	ถูกต้อง	0.987168
18	ถูกต้อง	0.997999
19	ถูกต้อง	0.998813
20	ถูกต้อง	0.99882
21	ถูกต้อง	0.99628
22	ถูกต้อง	0.997499
23	ถูกต้อง	0.995862
24	ถูกต้อง	0.997836
25	ถูกต้อง	0.997371
26	ถูกต้อง	0.998523
27	ถูกต้อง	0.998116
28	ถูกต้อง	0.999753

ตาราง 6-2 ก (ต่อ)

อาสาสมัครในกลุ่ม ทดสอบ ลำดับที่	ผลการจำแนก	ค่าเอาต์พุต(y1)
29	ถูกต้อง	0.999571
30	ถูกต้อง	0.999149
31	ถูกต้อง	0.995111
32	ถูกต้อง	0.999455
33	ถูกต้อง	0.994874
34	ถูกต้อง	0.99887
35	ถูกต้อง	0.997773
36	ถูกต้อง	0.009098
37	ถูกต้อง	0.04833
38	ถูกต้อง	0.001751
39	ถูกต้อง	0.003677
40	ถูกต้อง	0.001968
41	ถูกต้อง	0.001839
42	ถูกต้อง	0.002585
43	ถูกต้อง	0.011673
44	ถูกต้อง	0.002891
45	ถูกต้อง	0.013194
46	ถูกต้อง	0.002727
47	ถูกต้อง	0.012681
48	ถูกต้อง	0.0029
49	ถูกต้อง	0.001716
50	ถูกต้อง	0.042857
รวม	50	
%	100	

จากตาราง 6-2 การจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนโดยใช้ช่วงเวลาของการกลืนจากสัญญาณ
คลื่นกับคอร์ร่วมกันพบว่าให้ผลการจำแนกได้ถูกต้อง 100%

จากการพิจารณาผลการจำแนกในบทที่ 5 พบว่า ในขณะที่ใช้สัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อเดียวกัน อาสาสมัครที่จำแนกผิดพลาดด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์หนึ่งอาจจะจำแนกถูกด้วยวิธีการคณิตศาสตร์อื่น จึงจะนำผลที่ได้จากโครงข่ายประสาท ในบทที่ 5 หัวข้อ 5.2 , 5.3 ,5.4 และ 5.5 มาเป็นข้อมูลให้กับ โครงข่ายประสาท วิเคราะห์จำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนอีกครั้งหนึ่ง ดังแผนภาพที่แสดงต่อไปนี้



ภาพประกอบ 6-2 แสดงแผนภาพบล็อกการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทครั้งที่ 2 กับพารามิเตอร์ทางคณิตศาสตร์หลายๆวิธี

จากภาพประกอบ 6-2 แสดงแผนภาพบล็อกการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนโดยการนำผลที่ได้จากโครงข่ายประสาทในบทที่ 5 หัวข้อ 5.2 , 5.3 , 5.4 และ 5.5 มาใช้ เป็นข้อมูล 4 อินพุต สำหรับสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อคอ และนำผลที่ได้จากโครงข่ายประสาทในบทที่ 5 หัวข้อ 5.2,5.3 และ 5.4 มาใช้เป็นอินพุต 3 อินพุตสำหรับสัญญาณกลุ่มกล้ามเนื้อ เนื่องจากผลจากการจำแนกในบทที่ 5 หัวข้อ 5.5 สำหรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้ผลการจำแนกต่ำกว่า 50% ส่วนผลการจำแนกในหัวข้อ 5.5 จะใช้เฉพาะสัมประสิทธิ์ตัวที่ 5 ทั้งนี้เพราะสัมประสิทธิ์ตัวที่ 1 และ 3 ให้ผลการจำแนกผิดพลาดสูงและคุณสมบัติอื่นๆของโครงข่ายประสาทจะเหมือนในบทที่ 5 โดยจะใช้อาสาสมัครกลุ่มใหม่ สำหรับการเรียนรู้ของโครงข่ายประสาทซึ่งจะเลือกโดยการสุ่มจากอาสาสมัครคนปกติ 15 คน และจากอาสาสมัครผู้มีปัญหาการกลืนอีก 15 คน ในการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืน ด้วยโครงข่ายประสาท ให้ผลเป็นน้ำหนักในการเรียนรู้และสามารถจำแนกผลได้ดังนี้

ตาราง 6-3 ก แสดงน้ำหนักในการเรียนรู้ครั้งที่ 2 กับพารามิเตอร์หลายๆวิธีของกลุ่มกล้ามเนื้อ

whi

4.47E+00	2.05E+00	4.56E+00
3.72E+00	1.84E+00	3.72E+00

woh

-5.85E+00	-4.42E+00
5.85E+00	4.42E+00

ตาราง 6-3 ข แสดงน้ำหนักของการเรียนรู้ครั้งที่ 2 กับพารามิเตอร์หลายๆวิธีของกลุ่มกล้ามเนื้อคอ

whi

2.00E+00	1.74E+00	1.91E+00	2.71E+00
2.29E+00	2.01E+00	1.96E+00	2.97E+00

Who

4.36E+00	5.28E+00
-4.43E+00	-5.21E+00

ตาราง 6-4 แสดงผลการจำแนกหาผู้ที่มีปัญหาการกลืน โดยใช้ผลจากโครงข่ายประสาทในหัวข้อ 5.2,5.3,5.4 ของสัญญาณกลืน และ หัวข้อ 5.2,5.3,5.4 และ 5.5 ของสัญญาณคอ มาเป็น อินพุตในการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาท

อาสาสมัคร ในกลุ่มทดสอบ ลำดับที่	ผลการจำแนกผู้ที่มีปัญหาการกลืน		ผลการจำแนกผู้ที่มีปัญหาการกลืน	
	Many Method กับ สัญญาณกล้ามเนื้อ	ค่าเอาต์พุต(y1)	Many Method กับ สัญญาณกล้ามเนื้อคอ	ค่าเอาต์พุต(y1)
1	ถูกต้อง	0.99641	ถูกต้อง	0.993011
2	ถูกต้อง	0.996265	ถูกต้อง	0.993617
3	ถูกต้อง	0.996219	ถูกต้อง	0.98743
4	ถูกต้อง	0.995253	ถูกต้อง	0.993823
5	ถูกต้อง	0.995002	ถูกต้อง	0.994911
6	ถูกต้อง	0.996189	ถูกต้อง	0.994914
7	ถูกต้อง	0.996409	ถูกต้อง	0.991841

ตาราง 6-4 (ต่อ)

อาสาสมัคร ในกลุ่มทดสอบ ลำดับที่	ผลการจำแนกผู้มีปัญหาการกลืน		ผลการจำแนกผู้มีปัญหาการกลืน	
	Many Method กับ สัญญาณกลืนเนื้อลิ้น	ค่าเอาต์พุต(y1)	Many Method กับ สัญญาณกลืนเนื้อคอ	ค่าเอาต์พุต(y1)
8	ถูกต้อง	0.996179	ถูกต้อง	0.994854
9	ถูกต้อง	0.992921	ถูกต้อง	0.993459
10	ถูกต้อง	0.99641	ถูกต้อง	0.994348
11	ถูกต้อง	0.996407	ถูกต้อง	0.994912
12	ถูกต้อง	0.984393	ถูกต้อง	0.994022
13	ถูกต้อง	0.996153	ถูกต้อง	0.990916
14	ถูกต้อง	0.996408	ถูกต้อง	0.994917
15	ถูกต้อง	0.996391	ถูกต้อง	0.99487
16	ถูกต้อง	0.996409	ถูกต้อง	0.994872
17	ถูกต้อง	0.977039	ถูกต้อง	0.994912
18	ถูกต้อง	0.99523	ถูกต้อง	0.99466
19	ถูกต้อง	0.99641	ถูกต้อง	0.994251
20	ถูกต้อง	0.99641	ถูกต้อง	0.994916
21	ถูกต้อง	0.995059	ถูกต้อง	0.994917
22	ถูกต้อง	0.996311	ถูกต้อง	0.994008
23	ถูกต้อง	0.99641	ถูกต้อง	0.993799
24	ถูกต้อง	0.99641	ถูกต้อง	0.994918
25	ถูกต้อง	0.996409	ถูกต้อง	0.994915
26	ถูกต้อง	0.99641	ถูกต้อง	0.99491
27	ถูกต้อง	0.986254	ถูกต้อง	0.994914
28	ถูกต้อง	0.993115	ถูกต้อง	0.994426
29	ถูกต้อง	0.996405	ถูกต้อง	0.994911
30	ถูกต้อง	0.99641	ถูกต้อง	0.994912
31	ถูกต้อง	0.995076	ถูกต้อง	0.994914
32	ถูกต้อง	0.99641	ถูกต้อง	0.994914
33	ถูกต้อง	0.996407	ถูกต้อง	0.994907
34	ถูกต้อง	0.995882	ถูกต้อง	0.994914
35	ถูกต้อง	0.99641	ถูกต้อง	0.994915
36	ถูกต้อง	0.019749	ถูกต้อง	0.019721

ตาราง 6-4 (ต่อ)

อาสาสมัคร ในกลุ่มทดสอบ ลำดับที่	ผลการจำแนกผู้มีปัญหาการกลืน		ผลการจำแนกผู้มีปัญหาการกลืน	
	Many Method กับ สัญญาณกลืนเนื้ออ่อน	ค่าเอาต์พุต(y1)	Many Method กับ สัญญาณกลืนเนื้อคอ	ค่าเอาต์พุต(y1)
37	ถูกต้อง	0.020439	ถูกต้อง	0.019851
38	ถูกต้อง	0.020921	ถูกต้อง	0.019792
39	ถูกต้อง	0.021343	ถูกต้อง	0.019794
40	ถูกต้อง	0.019623	ถูกต้อง	0.019781
41	ถูกต้อง	0.019693	ถูกต้อง	0.019513
42	ถูกต้อง	0.025502	ถูกต้อง	0.019596
43	ถูกต้อง	0.02051	ถูกต้อง	0.019345
44	ถูกต้อง	0.019745	ถูกต้อง	0.019274
45	ถูกต้อง	0.023129	ถูกต้อง	0.019612
46	ถูกต้อง	0.019479	ถูกต้อง	0.019712
47	ถูกต้อง	0.020143	ถูกต้อง	0.019516
48	ถูกต้อง	0.020741	ถูกต้อง	0.019922
49	ถูกต้อง	0.021423	ถูกต้อง	0.019497
50	ถูกต้อง	0.019236	ถูกต้อง	0.019817
รวม	50		50	
%	100		100	

จากตาราง 6-4 แสดงผลการจำแนกโครงข่ายประสาทจากอาสาสมัครจำนวน 50 คน สามารถจำแนกได้ถูกต้อง 100% นอกจากนี้ ได้ทดลองเปรียบเทียบผลการจำแนกหาผู้มีปัญหาการกลืนของโครงข่ายประสาท โดยการกำหนดให้ชั้นซ่อน 1 ชั้นมีจำนวนโหนด 4, 6, 10 แล้วทดลองนำผลการเรียนรู้มาทำการทดสอบก็ให้ผลสามารถจำแนกได้ถูกต้อง 100% เช่นเดียวกัน

จากการทดลองทั้งหมดสามารถสรุปได้ดังนี้

1. การจำแนกด้วยการคำนวณช่วงเวลาของการกลืนจะให้ผลดีที่สุดไม่ว่าสัญญาณไฟฟ้าจะมาจากกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้นหรือกลุ่มกล้ามเนื้อคอ และเมื่อนำเอาช่วงเวลาการกลืนที่ได้จากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลิ้นและกล้ามเนื้อคอมาเป็นอินพุตของโครงข่ายประสาทร่วมกัน ก็จะให้ผลการจำแนกร้อยเปอร์เซ็นต์

2. อย่างไรก็ตามวิธีการคำนวณช่วงเวลาการกลืนจะมีปัญหาคือต้องใช้การพิจารณาจากคนซึ่งอาจจะทำให้การทำวินิจฉัยแบบอัตโนมัติทำได้ลำบาก

3. สำหรับวิธีอื่นๆพบว่า การวิเคราะห์จากสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อคอจะให้ผลการจำแนกดีกว่าการวิเคราะห์จากสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น

4. การจำแนกด้วยการคำนวณค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมที่ความถี่มีเดียสามารถจำแนกได้ถูกต้อง 80% สำหรับสัญญาณกล้ามเนื้อลิ้น และ 86% สำหรับสัญญาณกล้ามเนื้อคอ

5. การจำแนกด้วยการคำนวณค่าสูงสุดของค่าความหนาแน่นของกำลังเชิงสเปกตรัมสามารถจำแนกได้ถูกต้อง 90% สำหรับสัญญาณกล้ามเนื้อลิ้นและ 86% สำหรับสัญญาณกล้ามเนื้อคอ

6. การจำแนกด้วยสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรสซีฟโมเดลพบว่า ที่สัมประสิทธิ์ที่ 5 จะให้ผลการจำแนกได้ดีที่สุดสามารถจำแนกได้ถูกต้อง 70% สำหรับสัญญาณไฟฟ้าลิ้นและ 94% สำหรับสัญญาณไฟฟ้าคอ

7. การจำแนกด้วยกำลังของสัญญาณการกลืนพบว่าสามารถจำแนกถูกต้อง 80% สำหรับกลุ่มกล้ามเนื้อคอ และไม่สามารถจำแนกได้สำหรับกล้ามเนื้อลิ้นเนื่องจากผลการจำแนกต่ำกว่า 50%

8. การจำแนกด้วยการนำผลการจำแนกโดยวิธีในบทที่ 5 หัวข้อ 5.2,5.3,5.4,5.5 สำหรับกลุ่มกล้ามเนื้อคอ นำมาจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทอีกครั้งพบว่าสามารถจำแนกได้ถูกต้อง 100%

9. การจำแนกด้วยการนำผลการจำแนกโดยวิธีในบทที่ 5 หัวข้อ 5.2,5.3,5.4 สำหรับกลุ่มกล้ามเนื้อลิ้น นำมาจำแนกอีกครั้งด้วยโครงข่ายประสาทพบว่าสามารถจำแนกได้ถูกต้อง 100%

ภาคผนวก คุณลักษณะและรายละเอียดการใช้งานเบื้องต้นของซอฟต์แวร์ LabVIEW for Windows Version 3.0

ซอฟต์แวร์ LabVIEW for Windows Version 3.0 ที่ใช้พัฒนาโปรแกรมการวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์เพื่อใช้ในการงานในบทที่ 3 เป็นของบริษัท National Instruments Corporation U.S.A ใช้งานบนระบบ Windows 3.1 ขึ้นไปและต้องการเนื้อที่ในฮาร์ดดิสก์ ในการติดตั้งโปรแกรมอย่างน้อย 24 Mb

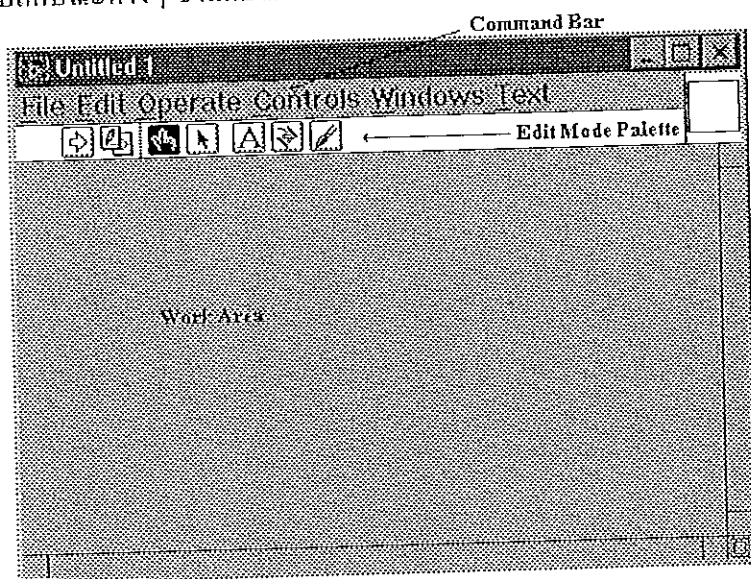
การใช้งานเบื้องต้นจะต้องมีการติดตั้งโปรแกรมลงบนฮาร์ดดิสก์ โดยนำแผ่นสำหรับติดตั้งแผ่นที่ 1 (โปรแกรมจะประกอบด้วยแผ่นดิสก์ขนาด 3.5" 1.44 Mb จำนวน 9 แผ่น) แล้วใช้คำสั่ง Run ด้วย Setup ใน Windows จากนั้นก็จะมีการติดตั้งตอบคำถามในการติดตั้งต่างๆ พร้อมทั้งนำแผ่นถัดไปใส่ลงในช่องขับแผ่นดิสก์จนหมด

1. ส่วนประกอบของ LabVIEW for Windows

โปรแกรม LabVIEW เฉพาะในส่วนที่ได้นำมาใช้ในการวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์ในบทที่ 3 โปรแกรม LabVIEW จะประกอบด้วย ส่วนของ Front Panel และ Block Diagram ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

1.1 ส่วนของ Front Panel

เป็นส่วนที่ใช้ในการกำหนดคอนโทรล(Control)เข้าหรือแสดงผลออกมาในรูปแบบลักษณะต่างๆ ซึ่งลักษณะดังแสดงในภาพประกอบ ก1



ภาพประกอบ ก1 แสดงหน้าต่างส่วน Front Panel

จากภาพประกอบ ก1 แสดงหน้าต่างส่วน Front Panel ประกอบด้วย ส่วนต่างๆดังนี้

1.1.1 แถบคำสั่ง(command bar) ประกอบด้วย

- 1) File เป็นส่วนที่จัดการเกี่ยวกับ File อื่นๆ
- 2) Edit เป็นส่วนที่ใช้ในการแก้ไขอื่นๆ
- 3) Operate เป็นส่วนที่ใช้ในการรันบล็อกโปรแกรม
- 4) Control เป็นส่วนที่ใช้ในการกำหนดคอนโทรลต่างๆ
- 5) Windows เป็นส่วนกำหนดหน้าต่าง การเปลี่ยนหน้าต่างใช้งาน
- 6) Text เป็นส่วนที่ให้กำหนดประเภทของตัวอักษร สี ขนาด

1.1.2. Edit Mode Palette ประกอบด้วย

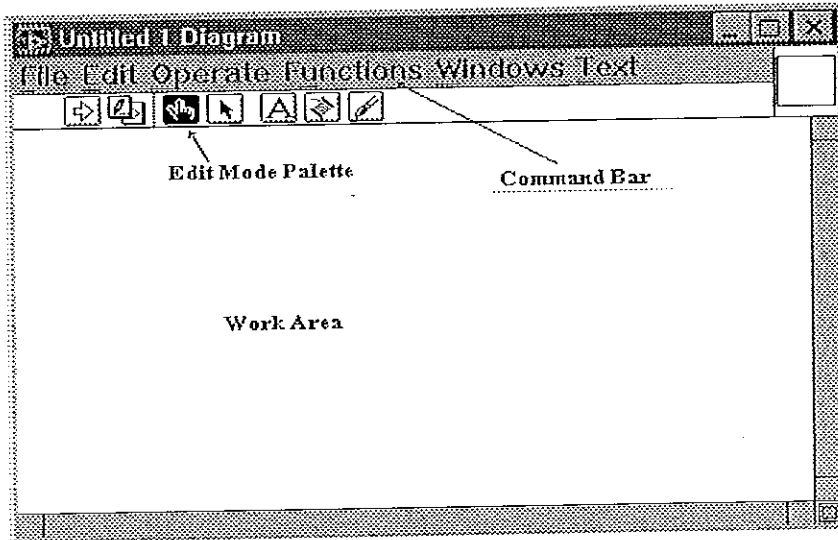
- 1) ปุ่มรัน ใช้ในการรันโปรแกรมที่เขียนในบล็อกโปรแกรม
- 2) ปุ่มสวิทช์ ใช้เปลี่ยนโหมดระหว่าง Edit Mode กับ Run Mode
- 3) ปุ่มนิ้วชี้ใช้ในการกดค่าต่าง
- 4) ปุ่มชี้ใช้เป็น Pointer
- 5) ปุ่มตัวอักษรใช้ในการเขียนข้อความ
- 6) ปุ่มเชื่อมใช้สำหรับเขียนเส้นเชื่อมโยง บล็อกโปรแกรม
- 7) ปุ่มกำหนดสีใช้ในการกำหนดสี

1.1.3. Work Area

เป็นส่วนที่ใช้เขียนส่วนควบคุมการรับข้อมูลเข้าและการแสดงผล

1.2 ส่วนบล็อกโปรแกรม (Block Diagram)

เป็นส่วนที่ใช้ในการเขียนบล็อกโปรแกรม ซึ่งมีลักษณะดังนี้



ภาพประกอบ ก2 แสดงหน้าต่างบล็อกโปรแกรม

จากภาพประกอบ ก2 แสดงหน้าต่างบล็อกโปรแกรมประกอบด้วยส่วนต่างๆ ดังต่อไปนี้

1.2.1. แถบคำสั่ง(command bar) ประกอบด้วย

- 1) File เป็นส่วนที่จัดการเกี่ยวกับ File อื่นๆ
- 2) Edit เป็นส่วนที่ใช้ในการแก้ไขอื่นๆ
- 3) Operate เป็นส่วนที่ใช้ในการรันบล็อกโปรแกรม
- 4) Function เป็นส่วนที่ใช้ในการสร้างบล็อกโปรแกรมซึ่งประกอบด้วยบล็อกโปรแกรมคำนวณต่างๆ
- 5) Windows เป็นส่วนที่กำหนดหน้าต่าง การเปลี่ยนหน้าต่างใช้งาน
- 6) Text เป็นส่วนที่ให้กำหนดประเภทของตัวอักษร สี ขนาด

1.1.2. Edit Mode Palette ประกอบด้วย

- 1) ปุ่มรัน ใช้ในการรันโปรแกรมที่เขียนในบล็อกโปรแกรม
- 2) ปุ่มสวิทช์ ใช้เปลี่ยนโหมดระหว่าง Edit Mode กับ Run Mode
- 3) ปุ่มนิ้วชี้ใช้ในการลดค่าต่าง
- 4) ปุ่มชี้ใช้เป็น Pointer
- 5) ปุ่มตัวอักษรใช้ในการเขียนข้อความ
- 6) ปุ่มเชื่อมใช้สำหรับเขียนเส้นเชื่อมโยง บล็อกโปรแกรม
- 7) ปุ่มกำหนดสีใช้ในการกำหนดสี

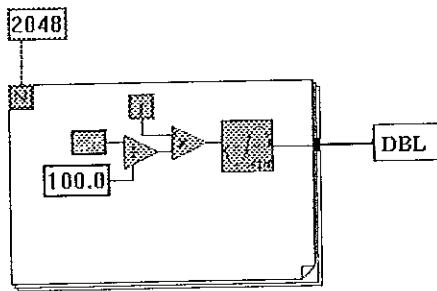
1.1.3. Work Area

เป็นส่วนที่ใช้เขียนบล็อกโปรแกรม

2. การเขียนโปรแกรม LabVIEW

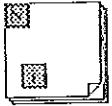
จะเริ่มจากการเขียนบล็อกโปรแกรมที่หน้าต่างบล็อกโปรแกรมก่อน โดยการสร้างขบวนการในการคำนวณทางคณิตศาสตร์ที่ต้องการ โดยการนำฟังก์ชันบล็อกต่างๆ มาต่อกันเป็นแผนภาพบล็อกการคำนวณและถ้ามีส่วนควบคุม หรือแสดงค่าก็สามารถกำหนดส่วนควบคุมหรือแสดงค่าที่หน้าต่าง Front Panel

3. ตัวอย่างการเขียนโปรแกรม การสร้างสัญญาณ Sine โดยเขียนที่ บล็อกโปรแกรมดังต่อไปนี้



ภาพประกอบ ก3 แสดงบล็อกโปรแกรมคณิตศาสตร์ Sine

จากภาพประกอบที่ ก3 การเขียนโปรแกรมเริ่มจากการเรียกฟังก์ชันในหน้าต่างบล็อกโปรแกรมมาใช้งานดังต่อไปนี้



แทน Loop โดย ที่ N แทนจำนวนรอบที่วน และ i เป็นค่าของจำนวนครั้งที่วน Loop ซึ่งส่วนที่อยู่ภายในกรอบสี่เหลี่ยมจะเป็นส่วนที่คำนวณซ้ำๆภายใน Loop



แทนฟังก์ชัน Sine

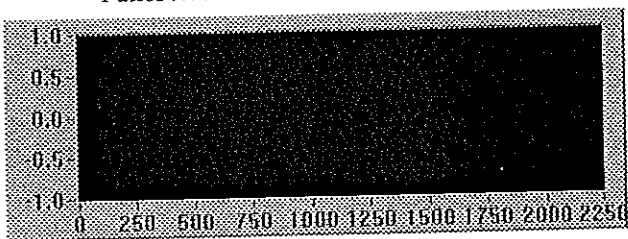


แทนการหารทางคณิตศาสตร์



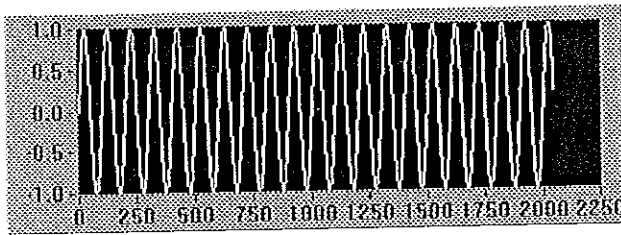
แทนการคูณทางคณิตศาสตร์

หลังจากนำบล็อกต่างๆมาวางแล้วให้ลากเส้นเพื่อเชื่อมความสัมพันธ์ตามต้องการ เมื่อสร้างบล็อกโปรแกรมเสร็จดังภาพประกอบที่ ก3 ให้เปลี่ยนหน้าต่างไปที่หน้าต่างFront Panel เพื่อสร้างส่วนคอนโทรลแสดงค่ากราฟของ Sine ดังต่อไปนี้





ภาพประกอบ ก4 แสดงส่วนแสดงกราฟคอนโทรล

เมื่อเขียนเสร็จแล้ว ลำดับต่อไปตั้งค่านวนและพล็อตค่าลงกราฟในภาพประกอบที่ ก4 โดยการคลิกที่ปุ่มรัน โปรแกรมจะทำงานและแสดงผลดังต่อไปนี้



ภาพประกอบที่ ก5 แสดงผลจากการทำงานโปรแกรม Sine

การรันโปรแกรมสามารถตรวจสอบการทำงานได้โดยกดปุ่ม  จะปรากฏเปลี่ยนเป็นปุ่มหลอดไฟสว่าง  เมื่อรันทดสอบโปรแกรมจะแสดงผลของการคำนวณในแต่ละส่วน แต่จะทำให้ใช้เวลานานการคำนวณเพิ่มขึ้น

บรรณานุกรม

- เฉลิมชัย แซ่ลิ้ม. 2539. " การคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อเพื่อตรวจจับสัญญาณที่บ่งบอกการก่อกวน" วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
- พรชัย พุกภัยภัทรานนต์. 2540. " การออกแบบและสร้างเครื่องต้นแบบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ สำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการก่อกวน" วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
- บุญเลิศ ฐู่เกียรติตระกูล. 2538. " เอกสารประกอบการบรรยาย วิชา ORAL BIOLOGY III " มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
- Ewa Zalewska et al. 1995. "Evaluation of MUAP Shape Irregularity - A New Concept of Quantification" IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 42, No 6 (Jun 1995)
- 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 " Proceedings of the Annual Conference an Engineering in Medicine and Biology , 15(1993)
- Narender P. Reddy et al. 1994. "Toward Classification of Dysphagia Patients Using Biomechanical Measurements", Department of Veterans Affairs, 31, No. 4 (Nov 1994), 335-344.

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 Transaction on Biomedical Engineering, 32, No. 1, (Jan 1985)

Srikanth Suryanarayanan et al. 1995. "A Fuzzy Logic Diagnosis System for Classification of Pharygeal Dysphagia", Bio-Medical Computing

Tohru Kiryu et al. 1994. "AR Modeling of Myoelectric Interference Signal During a Ramp Contraction" IEEE Transaction 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 "Basis of Neural Networks" Interdisciplinary Graduate School of Science and Engineering Tokyo Institute of Technology

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ นาย วรเชษฐ์ อุบลสุตรวณิช

วัน เดือน ปี เกิด 4 เมษายน 2509

วุฒิการศึกษา

วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต(ไฟฟ้า)	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2532

ตำแหน่งและสถานที่ทำงาน

วิศวกร 6 ทำหน้าที่ วิศวกรประจำสถานีโทรคมนาคมเคเบิลใต้น้ำ ชั้น 2 - สงขลา
กอง เคเบิลใต้น้ำ ฝ่ายโทรคมนาคม การสื่อสารแห่งประเทศไทย

ที่ทำงาน สถานีโทรคมนาคมเคเบิลใต้น้ำ ชั้น 2 สงขลา จ.สงขลา-นาทวี อ.เมือง
จ.สงขลา 90100