

การคัดแยกชนิดของการหดตัวของกล้ามเนื้อโดยใช้  
การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก

MUSCULAR CONTRACTION CLASSIFIER USING PRINCIPAL  
COMPONENT ANALYSIS

ดีเรก เสือเส็นาค  
DIREK SUEASEENAK

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์และโทรคมนาคม  
บัณฑิตวิทยาลัย

มหาวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2550

KMITL-2007-EN-M-045-010

การคัดแยกชนิดของการหดตัวของกล้ามเนื้อโดยใช้  
การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก

MUSCULAR CONTRACTION CLASSIFIER USING PRINCIPAL  
COMPONENT ANALYSIS

ดิเรก เสือสีนาค

DIREK SUEASEENAK

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2550

KMITL-2007-EN-M-045-019

**MUSCULAR CONTRACTION CLASSIFIER USING PRINCIPAL  
COMPONENT ANALYSIS**

**DIREK SUEASEENAK**

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

**2007**

**KMITL-2007-EN-M-045-019**

**COPYRIGHT 2007**

**SCHOOL OF GRADUATE STUDIES**

**KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การคัดแยกชนิดของการหดตัวของกล้ามเนื้อโดยใช้การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก
นักศึกษา	นายดิเรก เสือสีนาค
รหัสนักศึกษา	48061401
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์
พ.ศ.	2550
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

### บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้เกี่ยวข้องกับการคัดแยกการหดตัวของกล้ามเนื้อโดยใช้การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก โดยใช้ระบบการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลายแบบหลายช่องสัญญาณ เพื่อบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลายแบบหลายช่องสัญญาณ ด้วยอิเล็กทรอนิกส์ติดผิวหนังแบบอาร์เรย์ 4 x 4 เทคนิคของการหาค่าระหว่างช่วงแบบสไปน์ (Spline interpolation) นำมาใช้ในการแมปปีงของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลาย และนำผลการแมปปีงของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลายนี้มาวิเคราะห์เพื่อคัดแยกรูปแบบของการหดตัวของกล้ามเนื้อ โดยใช้หลักการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal component analysis) ซึ่งผลที่ได้จากการทดลองมีความถูกต้องในการคัดแยก 81.67%

<b>Thesis Title</b>	Muscular Contraction Classifier Using Principal Component Analysis
<b>Student</b>	Mr.Direk Sueaseenak
<b>Student ID.</b>	48061401
<b>Degree</b>	Master of Engineering
<b>Program</b>	Biomedical Electronics Engineering
<b>Year</b>	2007
<b>Thesis Advisor</b>	Assoc. Prof. Dr. Chuchart Pintavirooj

### **ABSTRACT**

This thesis concerns about muscular contraction classification using principal component analysis. A multi-channel EMG acquisition is use to record multi-channel EMG signals. An array of 4 x 4 surface electrodes is used to record the EMG signal. Spline interpolation technique has been utilized to map the EMG signal on the muscle surface. The topological mapping of the EMG is then analyzed to classify the pattern of muscle contraction. The purposed system was successfully demonstrated to record EMG data and its surface mapping. The muscular contraction classification of mapping using Principal component analysis and produced correct classification rate close to 81.67%

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากท่านอาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิ  
รุจน์ ที่ให้ความช่วยเหลือ ให้คำชี้แนะช่วยแก้ปัญหาตลอดจนให้ความรู้และประสบการณ์ที่ดีแก่  
ข้าพเจ้า

ขอขอบพระคุณ รศ.ดร.มนัส สังวรศิลป์ ผู้ซึ่งให้คำปรึกษาในเรื่องของงานวิจัย และให้  
คำแนะนำต่างๆ เกี่ยวกับวิธีการนำเสนองานวิจัย สถานที่ต่างๆ

ขอขอบคุณ นายธีระศักดิ์ จันวิมลสิ่ง สำหรับความช่วยเหลือและคำแนะนำต่างๆเกี่ยวกับ  
งานวิจัย และเพื่อนๆในห้องปฏิบัติการอิเล็กทรอนิกส์คอมพิวเตอร์ที่คอยช่วยเหลือและให้คำปรึกษาตลอด  
ระยะเวลาที่รู้จักกันมา

ขอขอบพระคุณ ผศ.นพ.นิยม ละออปักยิม และ ศูนย์การแพทย์สมเด็จพระเทพฯ คณะ  
แพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ สำหรับความช่วยเหลือต่างๆ

สุดท้ายต้องขอขอบพระคุณบิดาและมารดา และครอบครัวของข้าพเจ้า ซึ่งเป็นกำลังใจ  
สนับสนุนและอยู่เคียงข้างข้าพเจ้าตลอดมา

ดิเรก เสือสีนาค

# สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	IX
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย.....	1
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 แนวคิดที่ใช้ในงานวิจัย.....	2
1.5 ขอบเขตของงานวิจัย.....	2
1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	2
บทที่ 2 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	4
2.1 บทนำ.....	4
2.2 ระบบกล้ามเนื้อ.....	4
2.3 ขั้นตอนการทำงานของกล้ามเนื้อในร่างกาย.....	5
2.4 กลไกการหดตัวของกล้ามเนื้อลาย.....	6
2.5 ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์.....	7
2.6 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	8
2.7 คลินิกสัมพันธ์.....	9
2.7.1 ความผิดปกติของ Skeletal muscle tone.....	9
2.7.2 ภาวะกล้ามเนื้อมีขนาดใหญ่ขึ้น.....	10
2.7.3 ภาวะกล้ามเนื้อมีขนาดเล็กลง.....	10
2.7.4 ผลของ Muscle denervation.....	10
2.7.5 การเกิด Macromotor unit.....	11
2.7.6 กล้ามเนื้อลายเป็นอัมพาตจากความผิดปกติ Motor end plate.....	11

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่ 3 ระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	12
3.1 บทนำ.....	12
3.2 ทฤษฎีการออกแบบและสร้างเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	12
3.2.1 ค่าพหุอิมพีแดนซ์สูง.....	12
3.2.2 ค่า CMRR สูง.....	13
3.2.3 วงจรขยายสัญญาณแบบผลต่างแบบอินสตรูเมนต์เดชั่น.....	13
3.2.4 สัญญาณแบบคอมมอน โหมด.....	14
3.2.5 การปรับปรุงประสิทธิภาพของวงจรขยายแบบผลต่าง.....	14
3.2.6 วงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์เดชั่น.....	17
3.3 ระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ใช้ในการวิจัย.....	20
3.3.1 ระบบวัดบันทึกและแสดงผลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ 1 ช่อง.....	19
3.2.2 ระบบวัดบันทึกและแสดงผลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ 16 ช่อง.....	24
บทที่ 4 การแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	26
4.1 บทนำ.....	26
4.2 การเปลี่ยนสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้อยู่ในรูปสเปคตรัม.....	26
4.2.1 การแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง.....	26
4.2.2 การแปลงฟูรีเยร์แบบรวดเร็ว.....	28
4.3 การประมาณค่าในช่วงเสมือนพหุนาม.....	33
4.3.1 การประมาณค่าในช่วงแบบ Linear spline.....	33
4.3.2 การประมาณค่าในช่วงแบบ Quadratic spline.....	33
4.3.3 การประมาณค่าในช่วงแบบ Cubic spline.....	34
บทที่ 5 ทฤษฎีการวิเคราะห์ห้อยค์ประกอบหลัก.....	37
5.1 บทนำ.....	37
5.2 หลักการพื้นฐานของการวิเคราะห์ห้อยค์ประกอบหลัก.....	37
5.3 การวิเคราะห์ห้อยค์ประกอบหลักสำหรับการคัดแยกการหดตัวของกล้ามเนื้อ.....	41
5.3.1 ขั้นตอนการเทรนข้อมูล.....	41

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
5.4.2 ขั้นตอนการจัดจำแนกเป็นหมวดหมู่.....	44
บทที่ 6 ผลการทดลอง.....	46
6.1 บทนำ .....	46
6.2 กระบวนการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ 1 ช่อง.....	47
6.2.1 การประยุกต์การทดสอบประเมินความล้าของกล้ามเนื้อ .....	49
6.3 กระบวนการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ 16 ช่อง.....	50
6.4 กระบวนการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อหารูปแบบการหดตัว.....	52
6.4.1 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วยวิธีสไปน์.....	53
6.5 กระบวนการคัดแยกด้วยหลักการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก.....	60
6.5.1 ผลการคัดแยกด้วยการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก.....	63
6.6 การทดลองโดยปรับปรุงระบบต่างๆ .....	71
บทที่ 7 สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ .....	138
เอกสารอ้างอิง .....	139
ประวัติผู้เขียน .....	140

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1	ภาพแสดงศักย์ไฟฟ้าไวงานและ Muscle twitch ของกล้ามเนื้อลาย.....7
2.2	ภาพแสดงศักย์ไฟฟ้าไวงาน.....8
2.3	ภาพแสดงส่วนประกอบของกล้ามเนื้อ.....9
3.1	วงจรขยายสัญญาณแบบคิฟเฟอร์เรนเชียล โหมด.....13
3.2	ค่าขยายแบบคอมมอน โหมด (Common Mode).....15
3.3	การปรับปรุงคุณสมบัติของคิฟแอมป์.....16
3.4	วงจรขยายสัญญาณแบบอินสทรูเมนเตชัน.....17
3.5	แสดง โครงสร้างภายในของ ไอซีเบอร์ INA 2128.....18
3.6	วงจรขยายแบบ Non-inverting.....18
3.7	แสดงบล็อกไดอะแกรมของระบบวัดสัญญาณแบบ 1 ช่อง.....19
3.8	แสดงวงจรอินสทรูเมนเตชันและวงจรอ้างอิงแบบ 1 ช่อง.....20
3.9	แสดงวงจรรองความถี่สูงผ่าน.....20
3.10	แสดงวงจรขยายสัญญาณแบบ ไม่กลับเฟส (Non inverting amplifier).....21
3.11	แสดงวงจรปรับออฟเซ็ท.....22
3.12	แสดงวงจรอ้างอิง (Reference summing).....22
3.13	(a) แสดงแผ่นวงจรที่ออกแบบด้วยAltium designer (b) แผ่นวงจรที่ลงอุปกรณ์แล้ว..... 23
3.14	แสดงบล็อกไดอะแกรมของส่วนพีโซคโมโครคอนโทรลเลอร์ (Psoc microcontroller)..... 23
3.15	แสดงบล็อกไดอะแกรมของระบบวัดสัญญาณ ไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ 16 ช่อง.....24
3.16	แสดง Raw EMG 16 ช่อง.....25
4.1	แสดงการกระจายการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 8 จุด เป็นการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 4 จุด.....30
4.2	แสดงการกระจายการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 8 จุด เป็นการแปลงฟูรีเยร์แบบ ไม่ต่อเนื่อง 4 จุด หลังจากใช้คุณสมบัติของความสมมาตร.....31
4.3	แผนภาพรวมของการคำนวณการแปลงฟูรีเยร์แบบรวดเร็ว 8 จุด.....31
5.1	การหมุนของแกนในสองมิติ.....37
5.2	แสดงเบซีส $\vec{i}$ $\vec{j}$ และ $\vec{k}$ .....38
5.3	(a) เวกเตอร์สเปซเดิม (b) เวกเตอร์สเปซใหม่.....39
5.4	แสดงรูปแบบการจัดวางข้อมูลของการกระจายความเข้ม.....41

## สารบัญญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.5 เมทริกซ์เฉพาะ.....	42
5.6 ไอเกินเมทริกซ์.....	47
5.7 เมทริกซ์ img1.....	43
6.1 ขั้นตอนของการคัดแยกการหดตัวของกล้ามเนื้อ.....	46
6.2 รูปบน Raw EMG รูปกลาง Rectifier EMG รูปล่าง Envelope of rectifier EMG.....	47
6.3 (a) แสดงสัญญาณ Raw EMG (b) แสดงสัญญาณ Rectified EMG (c) แสดงสัญญาณ Envelope of rectifier EMG (d) แสดงผลการทำ FFT .....	49
6.4 (a) แสดงการทดลองประเมินการล้าของกล้ามเนื้อ (b) ผลการทดลอง.....	50
6.5 แสดงระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ 16 ช่อง.....	50
6.6 แสดงการติดอิเล็กโทรด.....	51
6.7 แสดง Raw EMG 16 ช่อง.....	51
6.8 แสดงขั้นตอนของการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	52
6.9 (a) แสดงการติดอิเล็กโทรด (b) แสดงผลการแมปปีงเปรียบเทียบกับตำแหน่งอิเล็กโทรด.....	53
6.10 การเคลื่อนไหวแบบกำมือ (Hand close).....	54
6.11 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	54
6.12 การเคลื่อนไหวแบบงอมือ (Wrist extension).....	55
6.13 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	55
6.14 การเคลื่อนไหวแบบงอมือขึ้น (Wrist flexion).....	56
6.15 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	56
6.16 การเคลื่อนไหวแบบบิดมือ (Radial flexion).....	57
6.17 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	57
6.18 การเคลื่อนไหวแบบบิดมือ (Ulnar flexion).....	58
6.19 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	58
6.20 การเคลื่อนไหวแบบหงายมือ (Wrist supination).....	59
6.21 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	59
6.22 การเคลื่อนไหวแบบคว่ำมือ (Wrist pronation).....	60
6.23 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	60
6.24 ขั้นตอนการเรียนรู้.....	61
6.25 ขั้นตอนการสร้างข้อมูลทดสอบ.....	62

## สารบัญญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
6.26 (a) เทรนเนอร์ที่ใช้ในการคัดแยกสัญญาณ (b) ไอเซนเวคเตอร์.....	63
6.27 ผลการคัดแยกการหดตัวแบบกำมือ (Hand close).....	64
6.28 ผลการคัดแยกการหดตัวแบบบิดมือ (Radial flexion).....	65
6.29 ผลการคัดแยกการหดตัวแบบบิดมือ (Ulnar flexion).....	66
6.30 ผลการคัดแยกการหดตัวแบบงอมือลง (Wrist extension).....	66
6.31 ผลการคัดแยกการหดตัวแบบงอมือลงที่มีความผิดพลาด.....	67
6.32 ผลการคัดแยกการหดตัวแบบงอมือขึ้น (Wrist flexion).....	68
6.33 ผลการคัดแยกการหดตัวแบบคว่ำมือ (Wrist pronation).....	68
6.34 ผลการคัดแยกการหดตัวแบบคว่ำมือที่มีความผิดพลาด.....	69
6.35 ผลการคัดแยกการหดตัวแบบหงายมือ (Wrist supination).....	70
6.36 แสดงระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ 16 ช่อง.....	64
6.37 แสดงอิเล็กทรอนิกส์ที่สามารถใช้งานซ้ำได้.....	71
6.38 ผลการแมปบึงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Hand close).....	72
6.38 ผลการแมปบึงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Hand close) (ต่อ).....	73
6.38 ผลการแมปบึงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Hand close) (ต่อ).....	74
6.38 ผลการแมปบึงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Hand close) (ต่อ).....	75
6.38 ผลการแมปบึงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Hand close) (ต่อ).....	76
6.39 ผลการแมปบึงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Wrist extension).....	77
6.39 ผลการแมปบึงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Wrist extension)(ต่อ).....	78
6.39 ผลการแมปบึงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Wrist extension)(ต่อ).....	79
6.39 ผลการแมปบึงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Wrist extension)(ต่อ).....	80
6.39 ผลการแมปบึงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Wrist extension)(ต่อ).....	81
6.40 ผลการแมปบึงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Wrist flexion).....	82
6.40 ผลการแมปบึงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Wrist flexion) (ต่อ).....	83
6.40 ผลการแมปบึงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Wrist flexion)(ต่อ).....	84
6.40 ผลการแมปบึงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Wrist flexion)(ต่อ).....	85
6.40 ผลการแมปบึงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Wrist flexion)(ต่อ).....	86
6.41 ผลการแมปบึงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Radial flexion).....	87
6.41 ผลการแมปบึงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Radial flexion)(ต่อ).....	88

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
6.41 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Radial flexion)(ต่อ).....	89
6.41 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Radial flexion)(ต่อ).....	90
6.41 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Radial flexion)(ต่อ).....	91
6.42 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Ulnar flexion).....	92
6.42 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Ulnar flexion)(ต่อ).....	93
6.42 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Ulnar flexion)(ต่อ).....	94
6.42 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Ulnar flexion)(ต่อ).....	95
6.42 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Ulnar flexion)(ต่อ).....	96
6.43 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Wrist supination).....	97
6.43 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Wrist supination)(ต่อ).....	98
6.43 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Wrist supination)(ต่อ).....	99
6.43 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Wrist supination)(ต่อ).....	100
6.43 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Wrist supination)(ต่อ).....	101
6.44 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Wrist pronation).....	102
6.44 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Wrist pronation)(ต่อ).....	103
6.44 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Wrist pronation)(ต่อ).....	104
6.44 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Wrist pronation)(ต่อ).....	105
6.44 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Wrist pronation)(ต่อ).....	106
6.45 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Hand open).....	107
6.45 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Hand open)(ต่อ).....	108
6.45 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Hand open)(ต่อ).....	109
6.45 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Hand open)(ต่อ).....	110
6.45 ผลการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Hand open)(ต่อ).....	111
6.46 (a) เทรนเซอร์ที่ใช้ในการคัดแยกสัญญาณ (b) ไอเซนเวคเตอร์.....	112
6.47 ผลการคัดแยกการหดตัวแบบกำมือ (Hand close).....	113
6.47 ผลการคัดแยกการหดตัวแบบกำมือ (Hand close)(ต่อ).....	114
6.47 ผลการคัดแยกการหดตัวแบบกำมือ (Hand close)(ต่อ).....	115
6.48 ผลการคัดแยกการหดตัวแบบกำมือที่มีความผิดพลาด.....	115
6.49 ผลการคัดแยกการหดตัวแบบบิดมือ (Radial flexion).....	116

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
6.49 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบบิดมือ (Radial flexion)(ต่อ).....	117
6.49 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบบิดมือ (Radial flexion)(ต่อ).....	118
6.50 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบบิดมือที่มีความผิดปกติ.....	118
6.51 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบบิดมือ (Ulnar flexion).....	119
6.51 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบบิดมือ (Ulnar flexion)(ต่อ).....	120
6.51 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบบิดมือ (Ulnar flexion)(ต่อ).....	121
6.52 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบบิดมือที่มีความผิดปกติ.....	121
6.53 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบงอมือลง (Wrist extension).....	122
6.53 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบงอมือลง (Wrist extension)(ต่อ).....	123
6.53 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบงอมือลง (Wrist extension)(ต่อ).....	124
6.54 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบงอมือขึ้น (Wrist flexion).....	125
6.55 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบงอมือขึ้นที่มีความผิดปกติ.....	126
6.55 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบงอมือขึ้นที่มีความผิดปกติ(ต่อ).....	127
6.56 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบคว่ำมือ (Wrist pronation).....	128
6.56 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบคว่ำมือ (Wrist pronation)(ต่อ).....	129
6.57 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบคว่ำมือที่มีความผิดปกติ.....	129
6.57 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบคว่ำมือที่มีความผิดปกติ(ต่อ).....	130
6.58 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบหงายมือ (Wrist supination).....	131
6.58 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบหงายมือ (Wrist supination)(ต่อ).....	132
6.58 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบหงายมือ (Wrist supination)(ต่อ).....	133
6.59 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบหงายมือที่มีความผิดปกติ.....	133
6.60 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบแบมือ (Hand open).....	134
6.60 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบแบมือ (Hand open)(ต่อ).....	135
6.60 ผลการคัดแยกการหดตัวของแบบแบมือ (Hand open)(ต่อ).....	136

# สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
4.1 แสดงการเขียนลำดับของสัญญาณขาเข้า.....	32
6.1 แสดงเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของการคัดแยกการหัดตัวแต่ละท่าทาง.....	74
6.2 แสดงเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของการคัดแยกการหัดตัวแต่ละท่าทาง.....	137

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

โดยปกติการหดตัวของกล้ามเนื้อจะทำให้เกิดสัญญาณไฟฟ้าขึ้นมาซึ่งเรียกว่าคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อลาย (Electromyogram: EMG) โดยเป็นสัญญาณที่บันทึกได้จากการหดตัวของกล้ามเนื้อเกิดจากการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้าบริเวณเยื่อหุ้มเซลล์กล้ามเนื้อซึ่งสามารถวัดโดยเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography) โดยจะรับสัญญาณของกระแสประสาทของกล้ามเนื้อโดยใช้อิเล็กโทรดแล้วส่งไปยังแอมพลิไฟเออร์ ระดับพลังงานของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จะแปรเป็นสัดส่วนกับอัตราของเมตาบอลิซึมของกล้ามเนื้อ ซึ่งสามารถนำสัญญาณนี้มาใช้วิเคราะห์สภาวะความผิดปกติของกล้ามเนื้อต่างๆ และประสาทส่วนปลายที่ผิดปกติ การประยุกต์ใช้งานที่น่าสนใจคือการนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อใช้สำหรับงานควบคุม เช่น การควบคุมแขนกลเพื่อใช้ในงานอุตสาหกรรม การควบคุมแขนเทียม นิ้วเทียมสำหรับผู้พิการ ส่วนสำคัญสำหรับการควบคุมแขนเทียมด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อคือ ระบบการวัด ประมวลผลสัญญาณ (Measuring and signal processing system) และส่วนการคัดแยกสัญญาณ (Classifier) การออกแบบระบบการวัดสัญญาณที่ดีจะสามารถทำให้สัญญาณมีความถูกต้องและปราศจากสัญญาณรบกวน สำหรับส่วนการคัดแยกสัญญาณนั้นมียุ่หลายวิธีซึ่งจะต้องสามารถแยกแยะรูปแบบได้หลากหลายและมีความถูกต้อง

จากความต้องการในการประยุกต์ใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อใช้ในการออกแบบแขนเทียมสำหรับผู้พิการ จึงต้องทำการออกแบบระบบต่างๆ ได้แก่ระบบการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ระบบการประมวลผลสัญญาณ ระบบการคัดแยกสัญญาณ เพื่อให้ได้ข้อมูลสำหรับใช้ในการควบคุมการเคลื่อนที่ของแขนเทียมซึ่งเป็นโครงสร้างทางแมคคานิกส์ต่อไป

### 1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อเข้าใจลักษณะ คุณลักษณะของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
2. เพื่อศึกษาและนำเสนอวิธีการแมปปิงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและวิธีการคัดแยก
3. เพื่อคัดแยกการหดตัวของกล้ามเนื้อ

### 1.3 สมมติฐานในการทำวิจัย

การที่จะสามารถคัดแยกชนิดการหดตัวของกล้ามเนื้อได้นั้น จะต้องรู้ว่าเมื่อมีการหดตัวในแต่ละท่าทางของการเคลื่อนที่ของแขนจะทำให้ได้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ต่างกัน จากนั้นจะต้องทำ

การหารูปแบบของสัญญาณที่วัดได้ในขณะที่มีการหาค่าตัวต่างๆกัน และใช้รูปแบบดังกล่าวนี้เพื่อคัดแยกประเภทโดยใช้หลักการต่างๆ ดังนั้นความถูกต้องแม่นยำของการระบุชนิดจะมีมากหรือน้อยเพียงใด ส่วนหนึ่งจึงขึ้นอยู่กับหลายองค์ประกอบ ได้แก่ ความถูกต้องของสัญญาณ ไฟฟ้ากล้ำมเนื้อที่วัดได้ การหารูปแบบของการหาค่า และวิธีการที่ใช้ในการคัดแยก

#### 1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการทำวิจัย

ทฤษฎีที่ใช้ในการทำวิจัยคือ ทฤษฎีการแปลงฟูริเยร์แบบเร็ว การประมาณค่าในช่วงแบบสไปน์ (Spline interpolation) และการคัดแยกการหาค่าด้วยการวิเคราะห์องค์ประกอบหลักซึ่งจะแบ่งขั้นตอนออกเป็น การเทรนข้อมูลและการคัดแยกข้อมูล

#### 1.5 ขอบเขตของงานวิจัย

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอผลการศึกษารูปแบบระบบสำหรับการวัดสัญญาณ ไฟฟ้ากล้ำมเนื้อแบบ 1 ช่องสัญญาณ และแบบ 16 ช่องสัญญาณ โดยส่วนของระบบวัดสัญญาณแบบ 1 ช่องจะทำการวิเคราะห์ความถูกต้องของสัญญาณและนำมาทดสอบความล่าช้าของกล้ำมเนื้อ สำหรับระบบการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อแบบ 16 ช่องจะทำการเก็บข้อมูลการหาค่าของกล้ำมเนื้อในแต่ละท่าทางการเคลื่อนที่ของแขนและนำสัญญาณทั้ง 16 ช่องมาแปลงฟูริเยร์แบบเร็ว (Fast fourier transform) และหาผลรวมของพื้นที่ใต้กราฟของแต่ละช่องและนำข้อมูลนี้มาประมาณค่าในช่วงแบบสไปน์ ก็จะได้อารมณ์แบบ (Pattern) ของแต่ละท่าทางการเคลื่อนไหวของมือ และใช้การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก เพื่อทำการคัดแยกชนิดของการเคลื่อนไหวต่างๆ

#### 1.6 โครงร่างของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 7 บท โดยมีรายละเอียดดังนี้

- บทที่ 1** กล่าวถึงความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา วัดอุปประสงค์ ตลอดจนสมมติฐานที่ใช้และขอบเขตของการวิจัย
- บทที่ 2** แนะนำให้รู้จักสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ สรีรวิทยาของกล้ำมเนื้อ การเกิดสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ โรคต่างๆที่เกิดจากความผิดปกติของสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ
- บทที่ 3** การออกแบบระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อแบบ 1 ช่อง และแบบ 16 ช่อง หลักเกณฑ์และข้อกำหนดในการออกแบบ
- บทที่ 4** ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการแมปปิ้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ ได้แก่ การแปลงฟูริเยร์ชนิดต่างๆ เช่นการแปลงฟูริเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง (Discrete Fourier Transform : DFT) และการแปลงฟูริเยร์แบบเร็ว การประมาณค่าในช่วงแบบสไปน์
- บทที่ 5** ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal component analysis)

หลักการพื้นฐานของการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก การวิเคราะห์องค์ประกอบหลักสำหรับจดจำ  
รูปร่าง

บทที่ 6 การทดลองและผลการทดลอง แสดงผลลัพธ์ของการทดลอง

บทที่ 7 สรุปผลงานวิจัย และข้อเสนอแนะ

## บทที่ 2

# ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

### 2.1 บทนำ

ทางการแพทย์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีประโยชน์มากในการวินิจฉัยโรคเกี่ยวกับการทำงานของระบบประสาทและกล้ามเนื้อซึ่งมีลักษณะและรูปแบบที่แตกต่างกันไปในแต่ละบุคคล ในบทนี้จะกล่าวถึงโครงสร้างของกล้ามเนื้อ การเกิดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และการประยุกต์ใช้ในการทางการแพทย์

### 2.2 ระบบกล้ามเนื้อ (Muscular system)

กล้ามเนื้อเป็นส่วนของร่างกายซึ่งทำหน้าที่สำคัญ โดยเปลี่ยนแปลงพลังงานซึ่งเก็บอยู่ในรูปสารเคมีไปเป็นพลังงานกล ยังผลให้เซลล์กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว ทำให้อวัยวะต่าง ๆ ของร่างกายเคลื่อนไหวได้ ก่อให้เกิดงาน และทำให้ร่างกายดำรงชีพอยู่ได้ ตัวอย่างการทำงานของกล้ามเนื้อ เช่น การเคลื่อนไหวของแขน ขา ในระบบกล้ามเนื้อและกระดูก การสูบฉีดเลือดจากหัวใจไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกายในระบบไหลเวียนเลือด การกินและการย่อยอาหารในระบบทางเดินอาหาร และการขับถ่ายของเสียโดยระบบขับถ่าย เป็นต้น กล้ามเนื้อในร่างกายแบ่งเป็น 3 ชนิด คือ กล้ามเนื้อโครงร่าง (Skeletal muscle) หรือที่มักเรียกกันว่ากล้ามเนื้อลาย (Striated muscle) กล้ามเนื้อเรียบ (Smooth muscle) และกล้ามเนื้อหัวใจ (Cardiac muscle) กล้ามเนื้อเป็นส่วนของร่างกายซึ่งทำหน้าที่สำคัญ โดยเปลี่ยนแปลงพลังงานที่เก็บอยู่ในรูปสารเคมีไปเป็นพลังงานกลในร่างกายคนปกติ จะมีกล้ามเนื้อเป็นองค์ประกอบประมาณ 50 เปอร์เซ็นต์ของน้ำหนักตัวทั้งหมด โดยเป็นกล้ามเนื้อลาย 40 เปอร์เซ็นต์ อีก 10 เปอร์เซ็นต์ เป็นกล้ามเนื้อเรียบและกล้ามเนื้อหัวใจ หลักการหรือขั้นตอนการทำงานของกล้ามเนื้อทั้งสามชนิดมีส่วนคล้ายคลึงกัน สามารถใช้เป็นหลักสำหรับทำความเข้าใจได้ ดังนี้ เซลล์กล้ามเนื้อ หรือ เส้นใยกล้ามเนื้อ (Muscle cell หรือ Muscle fiber) จัดเป็นเซลล์ที่ถูกกระตุ้นได้ง่าย (Excitable cell) เช่นเดียวกับเซลล์ประสาท กล่าวคือ เซลล์กล้ามเนื้อถูกกระตุ้นได้ด้วยสารเคมี กระแสไฟฟ้าหรือด้วยตัวกระตุ้นทางกายภาพ เช่น แรงจากการเคาะ เป็นต้น โดยปกติกล้ามเนื้อในร่างกายมักถูกกระตุ้นโดยกระแสประสาทซึ่งส่วนมากจะเป็นระบบประสาทพหุในกรณีของกล้ามเนื้อลายระบบประสาทอัตโนมัติในกรณีของกล้ามเนื้อเรียบและกล้ามเนื้อหัวใจ หรือจากเซลล์ก่อกำเนิดจังหวะทางไฟฟ้า (Pacemaker) ภายในกล้ามเนื้อเอง เช่น ที่พบในกล้ามเนื้อเรียบและกล้ามเนื้อหัวใจ

## 2.3 ชนิดของกล้ามเนื้อลาย

เส้นใยกล้ามเนื้อลายในร่างกายแบ่งเป็น 2 ชนิดใหญ่ ๆ ตามลักษณะทางกายวิภาคศาสตร์ และคุณสมบัติทางสรีรวิทยา ได้แก่

### 2.3.1 เส้นใยกล้ามเนื้อชนิดนี้มีสีแดง Slow fiber หรือ Red fiber

เส้นใยกล้ามเนื้อชนิดนี้มีสีแดงเนื่องจากมีไมโอโกลบิน (Myoglobin) เอ็นไซม์ (Oxidative enzyme) และไมโทคอนเดรีย (Mitochondria) จำนวนมาก มีความสามารถในการปลดปล่อยแคลเซียม ( $Ca^{2+}$ ) จาก Sarcoplasmic reticulum ได้เร็วปานกลาง กล้ามเนื้อชนิดนี้จะหดตัวช้าระยะหดตัวยาวและมีอาการเหนื่อยช้าสามารถปรับตัวต่อการหดตัวนาน ๆ ได้ กล้ามเนื้อเหล่านี้จึงเหมาะสมสำหรับการทำงานที่เป็นแบบฟาสติก (Phasic) สามารถทำงานได้นาน ๆ ตัวอย่างเช่น กล้ามเนื้อกะบังลมที่ใช้ในการหายใจ และกล้ามเนื้อโซเลียส (Soleus) ที่ใช้ในการรักษาการทรงตัวของร่างกาย

### 2.3.2 Fast fiber หรือ white fiber

เส้นใยกล้ามเนื้อชนิดนี้มีสีไม่แดงจัดเช่นกล้ามเนื้อชนิดแรก มีจำนวนไมโอโกลบิน (Myoglobin) เอ็นไซม์และไมโทคอนเดรียค่อนข้างต่ำ แต่มีการเจริญทางระบบเอ็นไซม์ (Glycolytic enzyme) มาก สามารถให้พลังงานช่วงสั้น ๆ ได้ กล้ามเนื้อชนิดนี้มีความสามารถในการปลดปล่อยแคลเซียมจาก Sarcoplasmic reticulum ได้เร็วมากจะหดตัวเร็วและมีอาการเหนื่อยเร็ว จึงเหมาะสำหรับการหดตัวแบบฟาสติกที่ทำให้เกิดแรงมาก ๆ ในช่วงสั้น ๆ ตัวอย่างกล้ามเนื้อประเภทนี้ เช่น Gastrocnemius หรือกล้ามเนื้อที่ได้มีการพัฒนาอย่างจำเพาะเพื่อทำหน้าที่ที่ต้องการทักษะ หรือมีความละเอียดอ่อนในการทำงานอย่างมาก เช่น กล้ามเนื้อมือ และกล้ามเนื้อควบคุมการเคลื่อนไหวของลูกตา เป็นต้น

## 2.4 ขั้นตอนการทำงานของกล้ามเนื้อในร่างกายโดยสังเขป

ขั้นตอนการทำงานของกล้ามเนื้อลายในร่างกาย สรุปเป็นลำดับดังต่อไปนี้

1. กล้ามเนื้อลายถูกกระตุ้นด้วยกระแสประสาทจากเส้นประสาทยนต์
2. เกิดการแพร่กระจายของกระแสประสาทจากปลายประสาทผ่านทางจุดต่อเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ (Neuro-muscular junction) หรือ Motor end plate ไปยังเซลล์กล้ามเนื้อเหนี่ยวนำให้เกิด End plate potential
3. เกิดศักย์ไฟฟ้าไวงาน (Action potential) แพร่กระจายสู่เซลล์กล้ามเนื้อ ทำให้มีแคลเซียมหลั่งออกมาจาก Sarcoplasmic reticulum
4. เกิดการเปลี่ยนแปลงพลังงานเคมีไปเป็นพลังงานกลและพลังงานความร้อนภายใน Myofilament ซึ่งเป็นส่วนประกอบย่อยของเซลล์กล้ามเนื้อ ยังผลให้กล้ามเนื้อหดตัวในที่สุด

## 2.5 กลไกการหดตัวของกล้ามเนื้อลาย

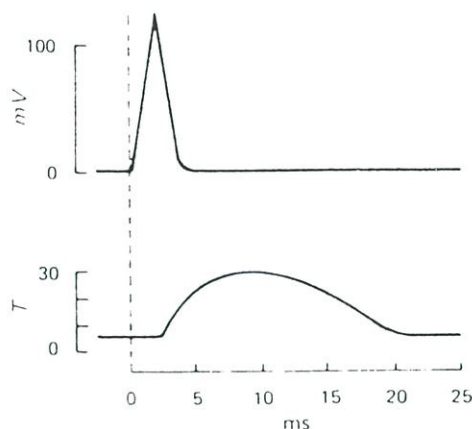
กระแสประสาทกระตุ้นกล้ามเนื้อโดยที่กระแสประสาทแพร่กระจายไปตามเส้นประสาท จนถึงบริเวณ Motor end plate และเกิด End plate potential จากนั้นจะเกิด Excitation-contraction coupling ซึ่งหมายถึงการที่ศักย์ไฟฟ้าไวงานแพร่กระจายไปตามผิวเซลล์กล้ามเนื้อลาย และเข้าไปในเซลล์โดยทาง T system ทำให้แคลเซียมหลั่งออกจาก Sarcoplasmic reticulum เกิดปฏิกิริยาของโปรตีนและเกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อ (Muscle twitch หรือ Muscle contraction) ในที่สุดในขณะที่กล้ามเนื้อเริ่มถูกกระตุ้นด้วยกระแสประสาท จะเกิดการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้า การเปลี่ยนแปลงทางเคมี และการเปลี่ยนแปลงเชิงกลภายในเส้นใยกล้ามเนื้อ การเปลี่ยนแปลงต่าง ๆ เหล่านี้มีความสัมพันธ์กันอย่างใกล้ชิด แต่โดยทั่วไป การเปลี่ยนแปลงเชิงกลจะเกิดตามหลังการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้า

### 2.5.1 End plate potential

เมื่อศักย์ไฟฟ้าไวงานเดินทางมาตามเส้นประสาทจนถึงบริเวณจุดต่อเส้นประสาทและกล้ามเนื้อจะมีสารเคมีได้แก่ Acetylcholine หลั่งออกจากปลายประสาท ทำให้ Acetylcholine-gated channel มีผิวของเซลล์กล้ามเนื้อในบริเวณนั้นๆ เปิดยังผลให้โปแตสเซียม ( $Na^+$ ) ไหลเข้าสู่เซลล์เป็นจำนวนมาก ทำให้ศักย์ไฟฟ้าที่เซลล์ มีค่าเป็นบวกมากขึ้นจากเดิมประมาณ 50 – 70 มิลลิโวลต์ และก่อให้เกิดศักย์ไฟฟ้าเฉพาะจุดหรือที่เรียกว่า End plate potential ขึ้นโดยปกติแล้วการเพิ่มขึ้นของศักย์ไฟฟ้าที่ผนังกันอย่างรวดเร็วประมาณ 20 – 30 มิลลิโวลต์ก็เพียงพอที่จะทำให้เกิดการป้อนกลับแบบบวกของการกระตุ้นและเกิดศักย์ไฟฟ้าไวงานตามมา

### 2.5.2 Muscle twitch

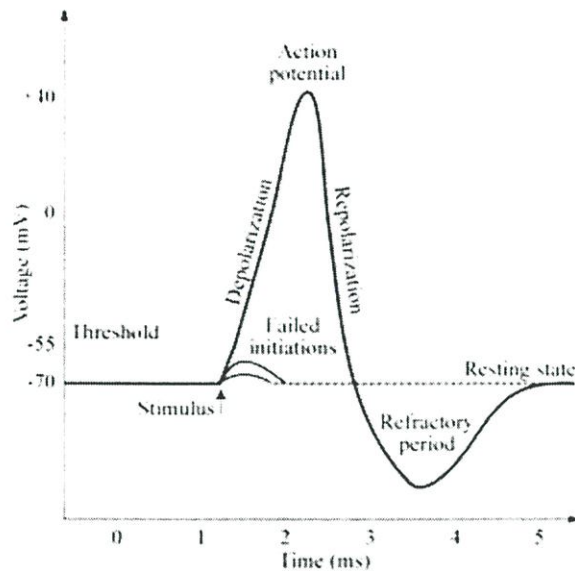
เมื่อเซลล์กล้ามเนื้อถูกกระตุ้น จะเกิดการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าขึ้นก่อนศักย์ไฟฟ้าไวงานซึ่งแพร่ไปตามผิวเซลล์และ T system ทำให้เกิด Excitation-contraction coupling ยังผลให้เกิดการหดตัวและการคลายตัวของกล้ามเนื้อในระยะเวลาต่อมาการหดตัวและคลายตัวของกล้ามเนื้อนี้เรียกว่า Muscle twitch โดยทั่วไปกล้ามเนื้อลายเริ่มหดตัวหลังจากเซลล์กล้ามเนื้อถูกดีโพลาไรซ์ (Depolarize) ไปแล้วประมาณ 2 มิลลิวินาทีและก่อนที่ดีโพลาไรซ์ (Depolarization) ของเซลล์กล้ามเนื้อจะเสร็จสิ้นลง รูปที่ 2.1 ระยะเวลาของการหดตัวของเซลล์กล้ามเนื้อลายจะมีช่วงสั้นหรือยาวนาน ขึ้นกับชนิดของกล้ามเนื้อพวกที่เป็น Fast fiber อันได้แก่กล้ามเนื้อซึ่งทำงานที่ละเอียดอ่อนต้องการความเร็วและความแม่นยำ จะมีระยะเวลาการหดตัวสั้น อาจสั้นเพียง 7.5 มิลลิวินาทีส่วน Slow fiber อันได้แก่กล้ามเนื้อซึ่งทำงานที่ไม่ต้องการความละเอียดอ่อน แต่ต้องการความแข็งแรง ความแรงและความคงทน จะมีระยะเวลาการหดตัวยาวนาน ซึ่งอาจนานถึง 100 มิลลิวินาที



รูปที่ 2.1 ภาพแสดงศักย์ไฟฟ้าไวงานและ Muscle twitch ของกล้ามเนื้อลายบนแกนเวลาเดียวกัน

## 2.6 ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์

สัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายเกิดจากปฏิกิริยาทางเคมีของแต่ละเซลล์ โดยมีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 2.1 สัญญาณไฟฟ้าเหล่านี้จะถูกส่งไปตามเซลล์ประสาท (Neuro) ในสถานะที่สมดุลจะมีการแพร่ (Diffusion) และการปั๊มของไอออนชนิดต่างๆ เช่น โปแตสเซียม โซเดียม และอื่นๆระหว่างภายนอกเซลล์และภายในเซลล์ อันเนื่องมาจากความแตกต่างของความเข้มข้นของไอออนทั้งหลายระหว่างภายในและภายนอกเซลล์ และการทำงานของกลุ่มของโปรตีนที่เรียกว่าไอออนปั๊ม (Ion Pump) ที่จุดสมดุลนี้จะเกิดความต่างศักย์ตกคร่อมผนังเซลล์ราว  $-80$  มิลลิโวลต์ เมื่อเปรียบเทียบกับนอกเซลล์ในสภาพเช่นนี้เราเรียกว่าการเกิดโพลาไรซ์ (Polarization) ขึ้นที่เซลล์ และเรียกศักย์ไฟฟ้าที่จุดสมดุลนี้ว่า ศักย์ไฟฟ้าสงบ (Resting Potential) ค่าของศักย์ไฟฟ้านี้จะขึ้นกับชนิดของเซลล์และขึ้นกับความเข้มข้นของไอออนต่างๆภายใน และภายนอกเซลล์เมื่อเซลล์ถูกกระตุ้นจากภายนอกไม่ว่าจะเป็นการกระตุ้นเชิงกล หรือการกระตุ้นด้วยสารทางชีวเคมี ผนังเซลล์จะมีการเปลี่ยนสภาพไปชั่วคราว ซึ่งทำให้เกิดการแพร่ของโซเดียมไอออนที่มีอยู่มากทางภายนอกเซลล์ แพร่เข้าไปในเซลล์อย่างรวดเร็ว โดยจะมีปริมาณของโปแตสเซียมไอออนไหลแพร่ออกมาเพียงเล็กน้อยเท่านั้น ด้วยเหตุนี้เอง จึงทำให้ภายในเซลล์มีประจุบวกมากขึ้น และมีศักย์ไฟฟ้าสูงขึ้นเมื่อเทียบกับภายนอกเซลล์ ศักย์ไฟฟ้านี้เรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าไวงาน (Action Potential) และเรียกสภาพการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้าเช่นนี้ว่า เซลล์ถูกดีโพลาไรซ์ (Depolarized) หรือเกิดการดีโพลาไรซ์ (Depolarization) ขึ้น ศักย์ไฟฟ้าไวงานนี้จะมีค่าราว  $+30$  มิลลิโวลต์ เมื่อเทียบกับภายนอกเซลล์เมื่อเวลาผ่านไปการแพร่ของโซเดียมไอออนและไอออนชนิดอื่นจะเข้าสู่ที่จุดสมดุลใหม่ หลังจากนั้นผนังเซลล์จะค่อย ๆ กลับคืนสู่สถานะเดิมในตอนแรก โดยจะมีการปั๊มโซเดียมไอออนออกไปโดยไอออนปั๊ม ลักษณะของการเปลี่ยนสถานะที่มีศักย์ไฟฟ้าไวงานเพื่อกลับไปอยู่ในสถานะเริ่มแรกนี้เรียกว่า รีโพลาไรเซชัน (Repolarization) ขนาดของศักย์ไฟฟ้าไวงานที่เกิดขึ้นจะแตกต่างกันไปตามชนิดของแต่ละเซลล์ และการกระตุ้นจะต้องมีความแรงเกินจุดจำกัดอันหนึ่งที่เรียกว่า จุดเริ่มเปลี่ยน (Threshold)



รูปที่ 2.2 ศักย์ไฟฟ้าไวงาน

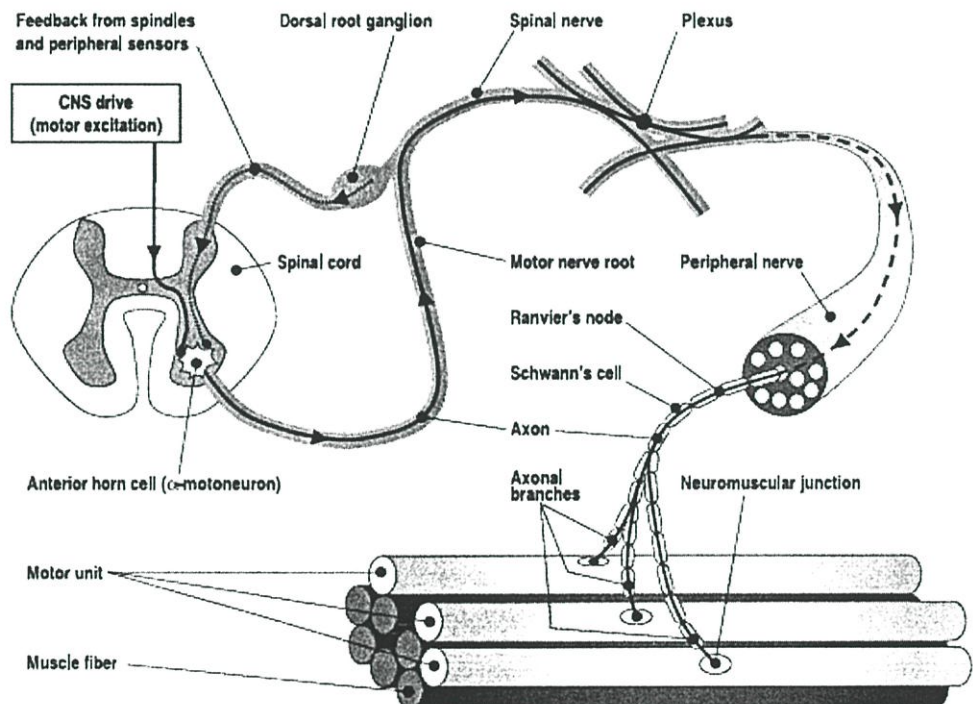
## 2.7 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyogram)

กล้ามเนื้อเป็นเซลล์ที่ถูกพัฒนาเพื่อทำหน้าที่เด่นด้านการเคลื่อนที่ โดยมีการหดตัวและคลายตัวเพื่อทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของร่างกายและอวัยวะต่างๆ กล้ามเนื้อแบ่งตามการควบคุมการทำงานได้ 2 ชนิด คือ

1. กล้ามเนื้อทำงานได้อำนาจจิตใจ (Voluntary Muscle) ซึ่งสามารถควบคุมได้โดยสมองส่วนสั่งการ (Motor Area) ส่งคำสั่งลงมาควบคุมส่วนมากเป็นการทำงานของกล้ามเนื้อลาย ตัวอย่างเช่น กล้ามเนื้อตำแหน่งไบเซ็ป (Biceps) ที่คันทัน เป็นต้น

2. กล้ามเนื้อทำงานนอกอำนาจจิตใจ (Involuntary Muscle) ซึ่งไม่สามารถควบคุมได้ได้แก่การทำงานของกล้ามเนื้อเรียบและกล้ามเนื้อหัวใจซึ่งควบคุมการทำงานโดยระบบประสาทอัตโนมัติ (Autonomic Nervous System) การทำงานของกล้ามเนื้อลายบางครั้งก็อยู่นอกอำนาจจิตใจ เช่น การตอบสนองแบบรีเฟล็กซ์ (Reflex) เส้นประสาทของกล้ามเนื้อที่ส่งสัญญาณมาควบคุมกล้ามเนื้อจัดอยู่ในระบบประสาทส่วนกลาง (Central Nervous System) ซึ่งประกอบด้วยสมอง ไขสันหลัง (Spinal Cord) และเส้นใยประสาทรอบนอก (Peripheral Nerves Fiber) โดยจะทำหน้าที่ส่งประสาทความรู้สึก (Sensory Information) ไปยังสมองหรือไขสันหลังและเส้นใยประสาทที่ส่งข้อมูลจากสมองหรือไขสันหลังไปยังกล้ามเนื้ออีกกล้ามเนื้อมัดหนึ่งประกอบด้วยมอเตอร์ยูนิต (Motor Unit) จำนวนมากโดยแต่ละมอเตอร์ยูนิต จะประกอบด้วยเส้นใยกล้ามเนื้อ (Muscle Fibers) และประสาทสั่งการ (Motor Nueron) ดังรูปที่ 2.2 เส้นประสาทสั่งการแต่ละเส้นจะต่ออยู่กับเส้นใยกล้ามเนื้อคนละชุดที่ทำงานอิสระต่อกัน และจะทำงานพร้อมกันเมื่อต้องการการหดตัวของกล้ามเนื้อสูง ในกล้ามเนื้อมัดหนึ่งๆ จะมีจำนวนประสาทสั่งการมากขึ้นอยู่กับชนิดหรือประเภทการใช้งานของกล้ามเนื้อนั้นๆเมื่อเกิดศักย์ไฟฟ้าไวงาน (Action Potential) จากประสาทสั่งการ เส้นใยกล้ามเนื้อจะ

เกิดการดีโพลาไรซ์ (Depolarized) การดีโพลาไรซ์นี้จะทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าขึ้นในเส้นใยกล้ามเนื้อ และจะเคลื่อนที่ผ่านไปตลอดเส้นใยกล้ามเนื้อ ทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว ศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นนี้ สามารถตรวจจับได้โดยใช้อิเล็กโทรดแบบผิวสัมผัส หรือโดยใช้อิเล็กโทรดแบบเข็มสอดเข้าไปในกล้ามเนื้อ สัญญาณที่วัดได้จากเส้นใยกล้ามเนื้อนี้เรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าไวงานเส้นใยกล้ามเนื้อ (Muscle Fiber Action Potential) ผลรวมของศักย์ไฟฟ้าไวงานเส้นใยกล้ามเนื้อจากเส้นใยกล้ามเนื้อทั้งหมด ในหนึ่งมอเตอร์ยูนิต เรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าไวงานมอเตอร์ยูนิต (Motor Unit Action Potential : MUAP) และผลรวมของสัญญาณไฟฟ้าที่ถูกสร้างโดยแต่ละมอเตอร์ยูนิต เรียกว่าสัญญาณกล้ามเนื้อ (EMG)



รูปที่ 2.3 ส่วนประกอบของกล้ามเนื้อ

## 2.8 สหสัมพันธ์เชิงคลินิก (Clinical correlation)

ความรู้ทางสรีรวิทยาของระบบกล้ามเนื้อหลายสามารถนำมาประยุกต์ทำให้เกิดความเข้าใจในสถานะหรืออาการบางอย่างที่พบในโรคของกล้ามเนื้อ

### 2.8.1 ความผิดปกติของ Skeletal muscle tone

กล้ามเนื้อหลายในขณะพักจะมีแรงดึงตัวที่เรียกว่า Muscle tone อยู่ตลอดเวลาโดยของกล้ามเนื้อ เกิดจากการที่เส้นประสาทไขสันหลัง (Spinal motor neuron) ส่งกระแสประสาท (Impulse) ปริมาณน้อย ๆ ด้วยอัตราความถี่ต่ำ ๆ มายังเซลล์กล้ามเนื้ออยู่ตลอดเวลาเส้นประสาทไขสันหลังดังกล่าวถูกควบคุมโดยสัญญาณจากระบบประสาทส่วนกลางส่วนหนึ่ง และอีกส่วนหนึ่งรับสัญญาณจากส่วน

หมุนของกล้ามเนื้อที่เซลล์ประสาทนั้นเลี้ยงอยู่ ถ้ามีความผิดปกติเกิดขึ้นไม่ว่าจะเป็นที่ระบบประสาทส่วนกลางหรือเส้นประสาทไขสันหลังหรือที่เซลล์กล้ามเนื้อลายนั้นเอง จะมีผลให้ muscle tone มีความผิดปกติเกิดขึ้นตัวอย่างเช่นในภาวะที่กล้ามเนื้อสมอง (Motor cortex) หรือ Corticospinal tract ถูกทำลาย จะมีผลให้กล้ามเนื้อลายเกิดอาการหดเกร็ง (Hypertonia) เนื่องจากเส้นประสาทไขสันหลังทำงานโดยขาดการควบคุมจากระบบประสาทส่วนกลางตรงกันข้ามในภาวะที่เส้นประสาทไขสันหลังนั้นถูกทำลาย จะมีผลให้กล้ามเนื้อที่เซลล์ประสาทนั้นเลี้ยงอยู่มีแรงดึงตัวน้อยกว่าปกติ (Hypotonia) หรือไม่มีแรงดึงตัวที่ควรจะมีในขณะพัก (Atonia)

### 2.8.2 ภาวะที่กล้ามเนื้อมีขนาดใหญ่ขึ้น (Muscle hypertrophy)

คือภาวะที่กล้ามเนื้อมีขนาดใหญ่ขึ้น ส่วนใหญ่เกิดจากการที่กล้ามเนื้อมีการทำงานด้วยความแรงสูงสุดหรือเกือบจะสูงสุดเป็นประจำหรือจากการฝึกฝนกล้ามเนื้อให้ทำงานหนักเป็นประจำเป็นเวลานานติดต่อกันประมาณ 6 – 10 สัปดาห์ มีผลทำให้จำนวนแอกติน (Actin) และ Myosin filament ภายในเซลล์กล้ามเนื้อลายเพิ่มขึ้น แต่จำนวนเซลล์กล้ามเนื้อลายยังเท่าเดิมอยู่ ในปัจจุบันยังไม่ทราบว่าการเพิ่มจำนวน Myofibril เกิดขึ้นได้อย่างไร อย่างไรก็ตาม เมื่อกล้ามเนื้อเกิดมีขนาดใหญ่ขึ้นปริมาณของเอ็นไซม์ (Glycolytic enzyme) ในเนื้อกล้ามเนื้อจะเพิ่มมากขึ้นด้วย ทำให้มีการสลายสารอาหารและให้พลังงานในการหดตัวได้มากขึ้นการทดลองโดยให้กล้ามเนื้อสัตว์ทดลองมีการหดตัวอย่างรุนแรง บางครั้งสามารถกระตุ้นให้เซลล์กล้ามเนื้อแบ่งตัวเพิ่มจำนวนเส้นใยกล้ามเนื้อ (Muscle fiber) ขึ้นได้เรียกว่า Hyperplasia ซึ่งพบได้ยากมาก

### 2.8.3 ภาวะที่กล้ามเนื้อมีขนาดเล็กลง (Muscle atrophy)

ถ้ากล้ามเนื้อไม่ได้ถูกใช้งานเป็นเวลานาน หรือขาดการกระตุ้นจากเส้นประสาทยนต์ (Motor neuron) กล้ามเนื้อจะมีขนาดเล็กลงหรือฝ่อลง ทั้งนี้เกิดจากการที่ Myofibril มีจำนวนน้อยลง

### 2.8.4 ผลของ Muscle denervation

กล้ามเนื้อลายของคนปกติ ไม่มีการหดตัวโดยปราศจากการกระตุ้นจากเส้นประสาทยนต์การทำลายเส้นประสาทยนต์ทำให้เกิดการฝ่อลงของกล้ามเนื้อ นอกจากนี้กล้ามเนื้อจะมีลักษณะเป็นอัมพาตอ่อนปวกเปียก (Flaccid paralysis) และเกิดการหดตัวน้อยๆที่ไม่เกิดงาน (Fibrillation) ขึ้นได้หลังจากที่กล้ามเนื้อขาดเส้นประสาทมาเลี้ยง กล้ามเนื้อจะเกิดภาวะกล้ามเนื้อมีขนาดเล็กลงขึ้นอย่างรวดเร็ว อย่างไรก็ตาม ถ้าเส้นประสาทงอกขึ้นมาเลี้ยงกล้ามเนื้อได้อีกครั้งหนึ่ง กล้ามเนื้อนั้นจะฟื้นความสามารถในการหดตัวได้ตามปกติในเวลาประมาณ 3 เดือนนับจากมีเส้นประสาทใหม่งอกเข้าไปเลี้ยงกล้ามเนื้อนั้น แต่ถ้ายังไม่มีเส้นประสาทงอกเข้าไปเลี้ยงกล้ามเนื้อนั้นจะมีโอกาสฟื้นคืนการหดตัวได้ยากขึ้น ๆ จนไม่สามารถฟื้นคืนได้อีกถ้านานเกิน 1 – 2 ปี ในระยะสุดท้ายของ

กล้ามเนื้อที่มีขนาดเล็กกลางเซลล์กล้ามเนื้อจะถูกทำลายและถูกแทนที่ด้วย Fibrous tissue และ Fatty tissue เซลล์กล้ามเนื้อที่เหลืออยู่จะไม่มีโปรตีนที่หดตัวได้ (Contractile protein) มีเพียงเยื่อผนังเซลล์และนิวเคลียสเท่านั้นที่เข้ามาแทนที่เส้นใยกล้ามเนื้อจะทำให้มัดกล้ามเนื้อสั้นลงเรื่อย ๆ ในเวลาหลายเดือนต่อมา ลักษณะที่เกิดขึ้นนี้เรียกว่าการหดตัว (Contracture) สามารถป้องกันไม่ให้เกิดหรือทำให้เกิดช้าลงได้โดยการออกกำลังกายแบบพาสซีฟ (Passive exercise) ซึ่งเป็นการเหยียดและขยับแขนขาโดยผู้ดูแลรักษาเป็นผู้กระทำเพื่อให้กล้ามเนื้อมีการยืดและหดตัวสลับกันไปมาซึ่งเป็นหลักการที่สำคัญในการทำกายภาพบำบัด (Physical therapy) การสั่นพริ้ว (Fibrillation) เกิดจากการที่เซลล์กล้ามเนื้อซึ่งไม่มีเส้นประสาทมาเลี้ยงมีความไวต่อ Acetylcholine มากเกินไปทำให้เกิดการหดตัวขนาดเล็ก ๆ ของเส้นใยกล้ามเนื้อแต่ละเส้นใยและไม่เกิดงาน ถ้าร่างกายสามารถส่งกระแสประสาทจากประสาทยนต์เดิมที่กลับฟื้นขึ้นมาหรือจากนิวรอนตัวใหม่มายังกล้ามเนื้อได้ อาการการสั่นพริ้วก็จะหายไป Fasciculation คือการหดตัวแบบกระตุกของกลุ่มเส้นใยกล้ามเนื้อเป็นกลุ่ม ๆ สามารถสังเกตได้ด้วยตาเปล่า โดยจะมีลักษณะกระตุกแบบทันทีทันใด (Jerky) และแรงกว่า Fibrillation fasciculation เกิดจากการที่มีการปล่อยกระแสประสาทที่ผิดปกติออกมาจากประสาทไขสันหลัง

### 2.8.5 การเกิด Macromotor unit

ในผู้ป่วยโรค Poliomyelitis พบว่าประสาทไขสันหลังบางส่วนถูกทำลายไป ทำให้กล้ามเนื้อเกิดเป็นอัมพาตขึ้น ต่อมาจะมีเซลล์ประสาทที่ไม่ได้ถูกทำลายจากโรคงอกเข้าไปเลี้ยงกล้ามเนื้อที่เป็นอัมพาต ทำให้เกิดเป็น motor unit ที่มีขนาดใหญ่ขึ้น เรียกว่า Macromotor unit ซึ่งจะมีความสามารถในการควบคุมการหดตัวของกล้ามเนื้อได้ละเอียดลดลง แต่อย่างน้อยก็ทำให้กล้ามเนื้อหดตัวได้อีกครั้งหนึ่ง

### 2.8.6 กล้ามเนื้อลายเป็นอัมพาตจากความผิดปกติ Motor end plate

กล้ามเนื้อลายในร่างกายอาจเป็นอัมพาตได้จากความผิดปกติ Motor end plate เช่น การได้รับยาจำพวก Curare การได้รับสารพิษจากแบคทีเรียชนิดหนึ่งที่เรียกว่า Botulinum toxin หรือโรค Myasthenia gravis เป็นต้น Curare มีผลยับยั้งการกระตุ้นของ Acetylcholine โดยการแย่งจับตัวรับของ Acetylcholine ที่บริเวณ Motor end plate โดย Botulinum toxin มักพบในอาหารกระป๋องที่เสียแล้ว มีฤทธิ์ลดการหลั่ง Acetylcholine จากปลายประสาท เชื่อว่าโรค Myasthenia ข้างต้นมีผลให้ Local end plate potential มีขนาดเล็กและอ่อนลงมากจนไม่สามารถเหนี่ยวนำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าไวงานได้ ผู้ป่วยมักจะเสียชีวิตจากภาวะระบบหายใจล้มเหลวเนื่องจากกล้ามเนื้อที่ใช้ในการหายใจเป็นอัมพาต

## บทที่ 3

# ระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

### 3.1 บทนำ

ในการศึกษาและวิจัยเกี่ยวกับการคัดแยกการหดตัวของกล้ามเนื้อนั้นส่วนที่มีความสำคัญคือระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG acquisition system) โดยจะต้องได้สัญญาณที่มีความถูกต้องและมีสัญญาณรบกวนต่ำ เพื่อที่จะสามารถนำสัญญาณดังกล่าวไปใช้งานต่อไปได้ ในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีเกี่ยวกับหลักการออกแบบระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ใช้ในงานวิจัยโดยทำการออกแบบระบบวัดสัญญาณแบบ 1 ช่องและแบบ 16 ช่อง

### 3.2 ทฤษฎีการออกแบบและสร้างเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

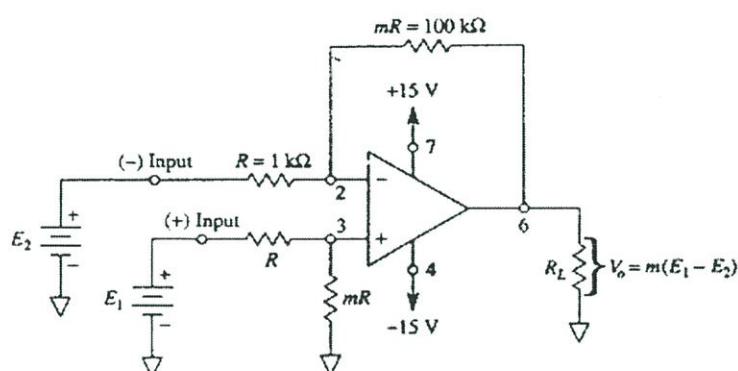
ในการออกแบบและประดิษฐ์ระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ จำเป็นที่จะต้องเข้าใจถึงหลักการและทฤษฎีพื้นฐานเกี่ยวกับสัญญาณกล้ามเนื้อ เริ่มตั้งแต่การเกิดสัญญาณไฟฟ้าของเซลล์การทำงานของกล้ามเนื้อ การเกิดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ รวมถึงลักษณะสมบัติทางไฟฟ้าของสัญญาณกล้ามเนื้อ และสิ่งสำคัญที่จะต้องรู้ในระบบวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อซึ่งสามารถวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อระหว่างจุดใดๆ บนผิวหนังได้โดยการติดอิเล็กโทรดบนผิวหนัง เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดได้ประมาณ 1 มิลลิโวลต์ ซึ่งมีขนาดต่ำมากจึงต้องทำการขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขึ้นก่อนและเนื่องจากสาเหตุของสัญญาณไฟฟ้าที่ใช้ตามบ้านความถี่ 50 เฮิรตซ์ นั้นมีโอกาสที่จะเหนี่ยวนำเข้ามาพร้อมกับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้ในการออกแบบวงจรวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่จะนำมาใช้ต้องมีคุณสมบัติพิเศษดังต่อไปนี้

#### 3.2.1 ค่าอินพุทอิมพีแดนซ์สูง

ในการวัดใช้ขั้วอิเล็กโทรดติดที่ผิวหนังจึงทำให้เกิดความต้านทานขึ้นตรงบริเวณรอยสัมผัสของขั้วไฟฟ้ากับผิวหนัง ดังนั้นวงจรขยายจึงต้องมีค่าอินพุทอิมพีแดนซ์สูง เพื่อป้องกันการเสียดูดของวงจรและการบั่นทอนสัญญาณที่เข้าสู่อินพุท การเสียดูดของวงจรจะมีผลเสียดูดวงจขยายคือสัญญาณรบกวนที่เข้ามา ในลักษณะสัญญาณคอมมอนโหมด (Common mode signal) ไม่สามารถกำจัดออกไปได้ และยังทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซต (Offset voltage) ซึ่งถูกขยายให้มีค่ามากขึ้นที่เอาต์พุต ถ้าศักดาไฟฟ้าออฟเซตมีค่ามากจะทำให้วงจรขยายอิมพัลส์ศักดาไฟฟ้าเอาต์พุตค้างอยู่ที่ค่าเกือบเท่ากับศักดาไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟฟ้านั้น (บวกหรือลบ) และวงจรไม่สามารถทำงานได้

### 3.2.2 ค่า CMRR สูง

CMRR (Common Mode Rejection Ratio) คือ อัตราส่วนระหว่างกำลังขยายของสัญญาณที่เป็น Differential Mode ต่อกำลังขยายวงจรที่เป็น Common mode โดยค่า CMRR เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรขยายความแตกต่างที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ คุณสมบัติอันนี้ คือ การมีการขยายของ สัญญาณดิฟเฟอเรนเชียลโหมด (Differential Mode Signal) สูงและมีอัตราขยายของสัญญาณคอมมอน โหมดต่ำ ทั้งนี้สัญญาณที่ต้องการขยาย (EMG) จะเข้าไปที่อินพุท ในลักษณะของสัญญาณดิฟเฟอเรนเชียลโหมด ส่วนสัญญาณรบกวนจะเข้าไปที่อินพุทในลักษณะของสัญญาณคอมมอนโหมด



รูปที่ 3.1 วงจรขยายสัญญาณแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

### 3.2.3 วงจรขยายสัญญาณแบบผลต่างแบบอินสตรูเมนเตชัน

วงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน ประกอบด้วย ออปแอมป์และความต้านทานที่มีค่าความผิดพลาดต่ำ ซึ่งจะมีผลทำให้วงจรขยายสัญญาณมีประสิทธิภาพสูง ซึ่งมีประโยชน์มากในการวัดสัญญาณที่มีขนาดเล็กๆ วงจรขยายอีกแบบ ซึ่งจะมีคุณภาพคล้ายคลึงกับวงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชันคือวงจรขยายผลต่าง (Differential amplifier) คุณสมบัติบางประการสำคัญของวงจรขยายผลต่าง คือ สามารถที่จะวัดหรือขยายสัญญาณระดับต่ำๆ ซึ่งอยู่ในสัญญาณรบกวนระดับสูงกว่ามากได้ ดังนั้นในหัวข้อนี้ เราจะพิจารณาวงจรขยายแบบผลต่างเพื่อที่จะได้วิเคราะห์ถึงคุณสมบัติเบื้องต้นก่อนเราอาจจะสร้างวงจรขยายผลต่างได้จากออปแอมป์หนึ่งตัว และความต้านทานอีก 5 ตัวได้ ดังเช่นแสดงในรูปที่ 3.1

จากรูปที่ 3.1 จะเห็นได้ว่าออปแอมป์ประกอบด้วยจุดสัญญาณเข้าสองจุดเขียนแทนด้วยสัญลักษณ์ (+) และ (-) โดยถือเอาขาสัญญาณขาเข้า (+) หรือ (-) ของออปแอมป์อันใดที่สุดเป็นหลัก ถ้าเราใส่คัตค่า  $E_1$  คัตค่า  $E_2$  จะกลายเป็นสัญญาณขาเข้าของวงจรขยายสัญญาณแบบกลับขั้ว ซึ่งจะมีค่าขยายเท่ากับ  $-m$  นั่นคือคัตค่าออกจะเท่ากับ  $-mE_2$  แต่ถ้าเราใส่คัตค่า  $E_2$  เราจะได้คัตค่าที่ขาสัญญาณเข้า (+) ของออปแอมป์เป็น  $E_1/m(m+1)$  ซึ่งจะกลายเป็นคัตค่าสัญญาณเข้าของวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับขั้วและมีค่าขยายเท่ากับ  $(m+1)$  ดังนั้น คัตค่าสัญญาณออกจะมีค่าเท่ากับ  $mE_1$

นั่นคือค่าขยายสัญญาณจะเท่ากับ  $m$  ในกรณีที่ทั้ง  $E_1$  และ  $E_2$  มีค่าไม่เท่ากับศูนย์ เราจะได้ศักดาสัญญาณออก  $V_o$  เท่ากับ

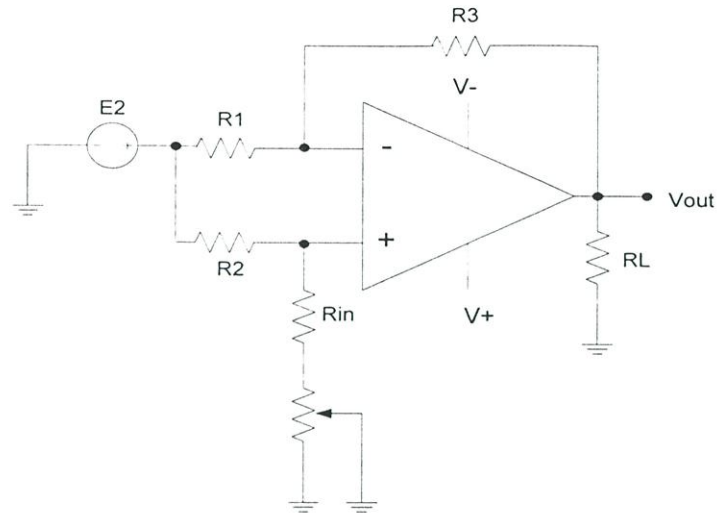
$$V_o = mE_1 - mE_2 = m(E_1 - E_2) \quad (3.1)$$

ศักดาสัญญาณออกของวงจรขยายแบบผลต่าง จะมีค่าแปรผันโดยตรงกับผลต่างของสัญญาณเข้า จึงง่ายที่จุดสัญญาณขาเข้า (+) และ (-) ตัวคูณ  $m$  จะเรียกว่าค่าขยายแบบผลต่างจะถูกกำหนดโดยอัตราส่วนของค่าความต้านทานตามสมการที่ 3.2

$$m = mR / R \quad (3.2)$$

### 3.2.4 สัญญาณแบบคอมมอนโหมด

เมื่อสัญญาณอินพุตเข้าทั้งสองมีค่าเท่ากันจะทำให้สัญญาณเอาต์พุตมีค่าเท่ากับศูนย์แสดงในรูปที่ 3.2 สัญญาณอินพุตเข้าในลักษณะเช่นนี้เราเรียกว่าเป็นสัญญาณเข้าแบบคอมมอนโหมด (Common-Mode input-voltage:  $E_{CM}$ ) ศักดาสัญญาณออกจะเท่ากับศูนย์ก็ต่อเมื่ออัตราส่วนของความต้านทานคู่บนและคู่ล่างเท่ากันพอดี ในทางปฏิบัติเราอาจจะปรับความคลาดเคลื่อนของอัตราส่วนความต้านทานของทั้งคู่ได้ โดยอาศัยความต้านทานปรับค่าได้ จนกระทั่งได้ระดับศักดาสัญญาณออกเท่ากับศูนย์ให้มากที่สุดดังนั้นค่าขยายศักดาคอมมอนโหมด ( $V_o/E_{CM}$ ) ควรจะเท่ากับศูนย์หรือมีค่าเท่าใกล้เคียงศูนย์ด้วย คุณสมบัติดังกล่าวนี้เป็นคุณสมบัติสำคัญของวงขยายแบบผลต่าง ซึ่งจะทำให้สามารถเลือกขยายสัญญาณระดับต่ำซึ่งอยู่ในสัญญาณรบกวนระดับสูงได้ถ้าสัญญาณระดับต่ำที่ปรากฏที่จุดสัญญาณเข้าทั้งสองเป็นแบบโหมดต่าง (Differential Mode) ส่วนสัญญาณระดับสูงเป็นแบบคอมมอน โหมด



รูปที่ 3.2 ค่าขยายแบบคอมมอน โหมด (Common Mode)

### 3.2.5 การปรับปรุงประสิทธิภาพของวงจรขยายแบบผลต่าง

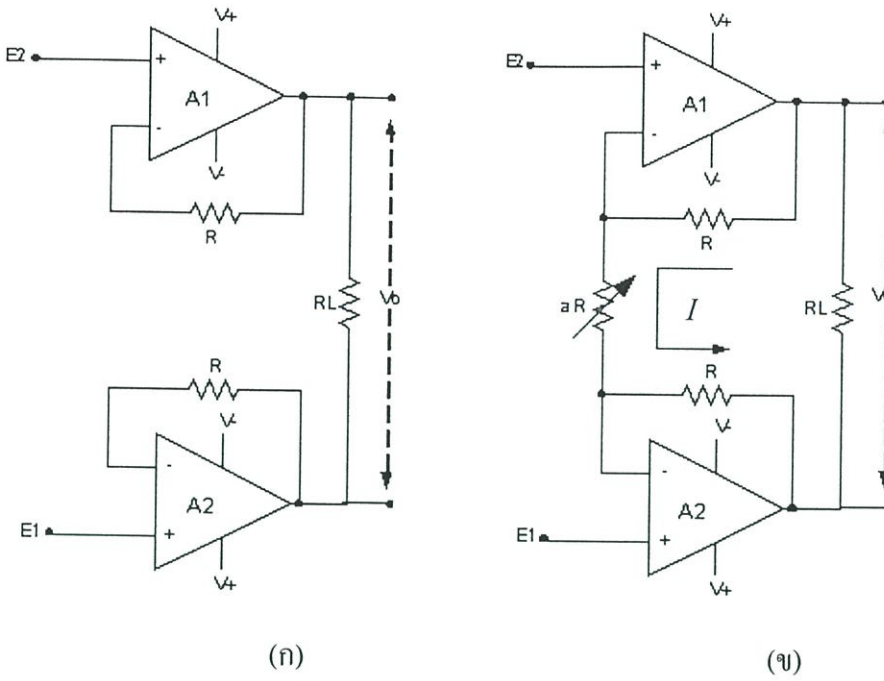
การปรับปรุงประสิทธิภาพของวงจรขยายแบบผลต่างสามารถทำได้ดังนี้

#### 3.2.5.1 การเพิ่มความต้านทานจุดสัญญาณเข้า

ข้อเสียใหญ่สองประการของวงจรขยายแบบผลต่างซึ่งเราจะได้พิจารณาไปแล้วมีดังนี้คือ ประการแรกความต้านทานจุดสัญญาณเข้ามีค่าต่ำเกินไปโดยการบัพเฟอร์จุดสัญญาณเข้าทั้งสองด้วยวงจรตามสัญญาณ โดยอาศัยออปแอมป์สองตัวดังที่แสดงในรูปที่ 3.3(ก) สักคาสัญญาณออกของออปแอมป์  $A_1$  เมื่อเทียบกับกราวด์จะเท่ากับ  $E_1$  ส่วนสักคาสัญญาณออกของออปแอมป์  $A_2$  เมื่อเทียบกับกราวด์จะเท่ากับ  $E_2$  สัญญาณออกแบบผลต่างแบบตกรวม  $R_L$  นั่นคือสักคาตกรวม  $R_L$  หรือ  $V_o$  จะเท่ากับผลต่างของ  $E_1$  และ  $E_2$  ( $V_o = E_1 - E_2$ ) ซึ่งจากรูปที่ 3.3(ก) มีลักษณะเป็นสัญญาณออกแบบผลต่าง นั่นคือขาของ  $R_L$  จะไม่ต่อกับกราวด์เลยทั้งสองขาและ  $V_o$  จะเป็นสักคาตกรวม  $R_L$  นั่นคือจะเป็นสักคาที่วัดจากขาใดขาหนึ่งของ  $R_L$  เมื่อเทียบกับสักคาที่อีกขาหนึ่งของ  $R_L$

#### 3.2.5.2 ค่าขยายปรับค่าได้

ข้อเสียประการที่สองของวงจรขยายแบบผลต่างขั้นมูลฐาน คือ การปรับค่าขยายทำได้ยาก ปัญหานี้อาจจะแก้ได้ง่าย โดยการเพิ่มความต้านทานอีก 1 ตัว กับวงจรแบบบัพเฟอร์ดังแสดงในรูปที่ 3.3(ข) ซึ่งจะได้วงจรขยายผลต่างแบบความต้านทานจุดสัญญาณเข้าสูง พร้อมกับการปรับค่าขยายจะกระทำได้ง่ายขึ้น



รูปที่ 3.3 การปรับปรุงคุณสมบัติของดิฟเฟอเรนเชียล

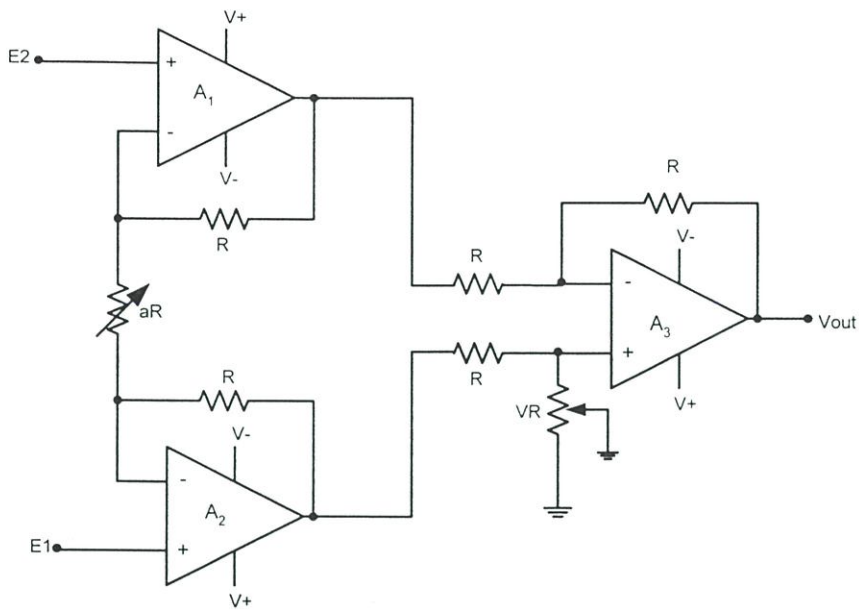
เนื่องจากสัญญาณเข้าแบบผลต่างของออปแอมป์ แต่ละตัวเท่ากับศูนย์ ดังนั้นศักดาสัญญาณที่จุด 1 และ 2 จะเท่ากับ  $E_1$  และ  $E_2$  ตามลำดับ ทำให้ศักดาตกคร่อม  $aR$  เท่ากับ  $E_1 - E_2$  ความต้านทาน  $aR$  จะเป็นความต้านทานปรับค่าได้ใช้ในการปรับค่ากระแสไหลผ่าน  $aR$  เท่ากับ

$$I = \frac{E_1 - E_2}{aR} \quad (3.3)$$

ทิศทางการไหลของกระแส  $I$  จะเป็นตามเช่นที่แสดงในสมการที่ 3.3 ระดับศักดา  $E_1$  สูงกว่าระดับศักดา  $E_2$  กระแส  $I$  ดังกล่าวนี้อจะไหลผ่านความต้านทาน  $R$  ทั้งสองตัว ศักดาซึ่งตกคร่อมความต้านทานทั้งสามตัวจะกำหนดค่าของ  $V_o$  ซึ่งอาจจะเขียนได้เป็นสมการ (3.4)

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

$$V_o = \left(1 + \frac{2}{a}\right) \times (E_1 - E_2) \quad (3.4)$$



รูปที่ 3.4 วงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชัน

### 3.2.6 วงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชัน

วงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชันเป็นวงจรขยายสัญญาณแบบผลต่างซึ่งมีประโยชน์มากมีความแน่นอนและใช้งานได้มากที่สุดแบบหนึ่งในปัจจุบัน เราอาจจะสร้างวงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชันได้จากออปแอมป์ 3 ตัว และความต้านทานอีก 7 ตัว ดังเช่นแสดงในรูปที่ 3.4 ซึ่งจะประกอบด้วยวงจรขยายบัฟเฟอร์เป็นภาคแรกตามด้วยคิฟแอมป์แบบสัญญาณออกเดี่ยวเป็นภาคที่สอง ออปแอมป์  $A_3$  และความต้านทาน  $R$  อีก 4 ตัว จะทำหน้าที่เป็นวงจรขยายแบบผลต่างมีค่าขยายสัญญาณผลต่างเท่ากับหนึ่งความต้านทาน  $VR$  เป็นแบบปรับค่าได้เพื่อที่จะได้รับค่าขยายคอมมอนโหมดให้เท่ากับศูนย์ส่วนค่าขยายจะปรับได้โดยอาศัยความต้านทานปรับค่าได้  $aR$  เป็นผลทำให้ค่าขยายศักดาสัญญาณเท่ากับ

$$\frac{V_o}{E_1 - E_2} = 1 + \frac{2}{a} \quad (3.5)$$

คุณสมบัติของวงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชันจะสรุปได้ดังนี้ คือ

1. ค่าขยายศักดาสัญญาณจากสัญญาณเข้าแบบผลต่างไปเป็นสัญญาณเดี่ยวจะถูกกำหนดโดยความต้านทานเพียงตัวเดียว
2. ค่าความต้านทานจุดสัญญาณเข้าสูงมาก และไม่เปลี่ยนไปตามค่าขยายศักดาสัญญาณ
3.  $V_o$  จะไม่ขึ้นกับสัญญาณเข้าส่วนที่เป็นสัญญาณคอมมอนโหมดของ  $E_1$  และ  $E_2$  แต่จะขึ้นกับผลต่างของ  $E_1$  และ  $E_2$  เท่านั้น

ในส่วนของออปแอมป์ IC4 ในรูปที่ 3.6 เป็นวงจรถ่ายสัญญาณแบบ Non-inverting โดยอัตราการขยายของวงจรขึ้นอยู่กับค่าความต้านทานที่ปรับค่าได้ โดยปรับค่าความต้านทานให้ได้อัตราการขยายที่สูงที่สุด เนื่องจากขนาดของสัญญาณ EMG มีขนาดเล็กมาก อัตราขยายของวงจรถ่ายแบบ Non-Inverting คือ

$$AV_2 = 1 + (R_f / R_{in}) \quad (3.7)$$

อัตราขยายของวงจรอินสตรูเมนเตชันแอมพลิฟายเออร์

$$AV = (AV_1) (AV_2) \quad (3.8)$$

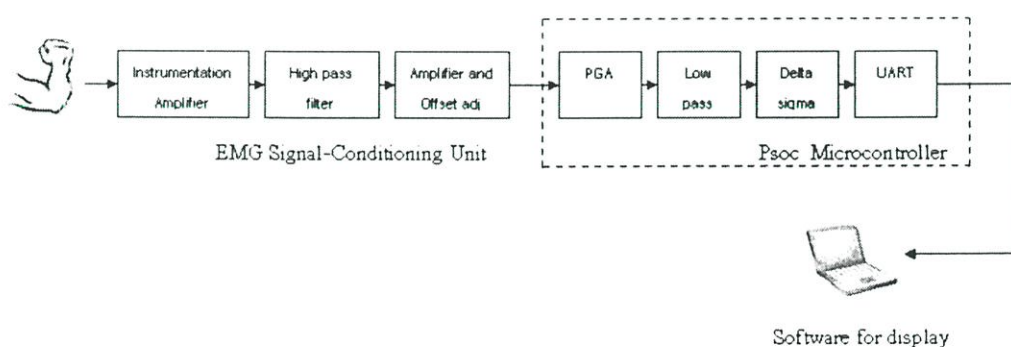
เมื่อ  $AV_1$  คือ อัตราขยายของ IC เบอร์ INA 2128

$AV_2$  คือ อัตราขยายของวงจรถ่ายไม่กลับเฟส

### 3.3 ระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ใช้ในการวิจัย

ในงานวิจัยนี้ได้ทำการออกแบบระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยแบ่งเป็น 2 ขั้นตอน ดังนี้

#### 3.3.1 ระบบวัด บันทึกและแสดงผลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ 1 ช่องสัญญาณ

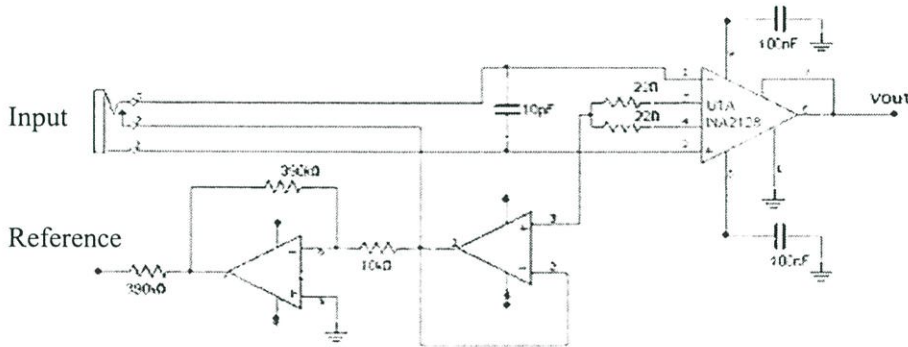


รูปที่ 3.7 แสดงบล็อกไดอะแกรมของระบบวัดสัญญาณแบบ 1 ช่อง

ระบบวัด บันทึกและแสดงผลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ 1 ช่องสัญญาณจะทำการออกแบบส่วนต่างๆ โดยแบ่งเป็น 3 ส่วนคือ 1. ส่วนวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG signal conditioning unit) 2. ส่วนประมวลผลสัญญาณด้วยพีซอกโมโครคอนโทรลเลอร์ 3. ส่วนรับข้อมูลเพื่อแสดงผลและบันทึกข้อมูล โดยแต่ละส่วนจะประกอบไปด้วยส่วนต่างๆ ดังนี้

3.3.1.1 ส่วนวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG signal conditioning unit) ทำหน้าที่ในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีขนาดต่ำๆและขยายสัญญาณให้มีระดับสัญญาณที่เหมาะสมก่อนส่งทำการประมวลผลต่อไปโดยประกอบไปด้วยส่วนย่อยๆ ดังนี้

1. วงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนต์เตชัน (Instrumentation amplifier) โดยใช้วงจรขยายสัญญาณแบบ Instrumentation amplifier โดยใช้ไอซีเบอร์ INA2128 กำหนดอัตราเกนการขยายสัญญาณอยู่ที่ประมาณ 1000 เท่า วงจรแสดงให้เห็น ดังรูปที่ 3.8

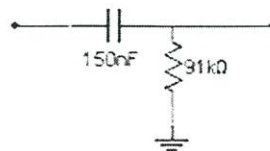


รูปที่ 3.8 แสดงวงจรอินสตรูเมนต์เตชันและวงจรอ้างอิงแบบ 1 ช่อง

จากวงจรอัตราขยายของวงจรหาได้จากสมการ

$$G = 1 + 50 \text{ k}/R_G \quad \text{เมื่อ } R_G = 44 \text{ โอห์ม}$$

2. วงจรกำจัดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนที่ของกล้ามเนื้อ (Motion artifact rejection) จะทำหน้าที่กรองสัญญาณความถี่สูงผ่าน โดยมีความถี่คัทออฟอยู่ที่ช่วง 10-20 เฮิร์ตซ์ ซึ่งจะสามารถจัดการรบกวนจากการเคลื่อนที่ของกล้ามเนื้อที่มีความถี่ต่ำๆ ได้ วงจรแสดงให้เก็นดังรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 แสดงวงจรกรองความถี่สูงผ่าน

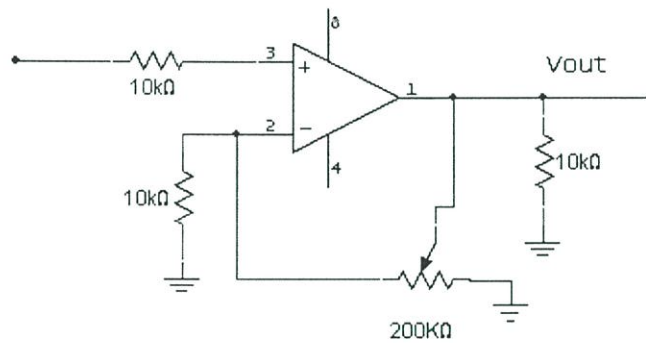
ความถี่คัทออฟ (Cutoff frequency) สามารถหาได้ ดังนี้

$$f_c = \left( \frac{1}{2\pi \times 91k \times 150nF} \right)$$

$$= 12 \text{ เฮิรตซ์}$$

### 3. วงจรปรับออฟเซตและปรับเกนการขยาย (Offset adjustment and amplifier)

จะทำหน้าที่รักษาระดับของสัญญาณให้อยู่ในระดับที่เหมาะสมและปรับเกนการขยายแรงดันของสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อให้เหมาะสมสำหรับเข้าสู่พีโซค ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Psoc microcontroller) ต่อไป



รูปที่ 3.10 แสดงวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non inverting amplifier)

อัตราขยายสัญญาณของวงจรสามารถหาได้ ดังนี้

เมื่อ  $V_R = 0$  โอห์ม

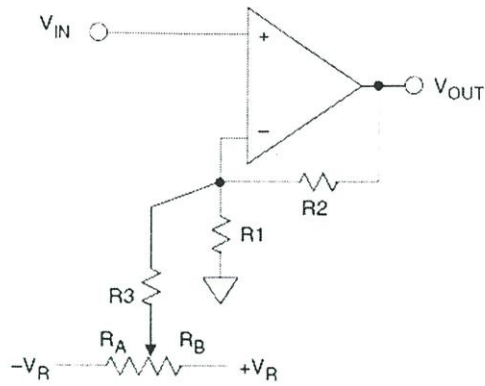
$$\text{อัตราขยาย} = (1 + 0/10k)$$

$$= 1 \text{ เท่า}$$

เมื่อ  $V_R = 200$  กิโลโอห์ม

$$\text{อัตราขยาย} = (1 + 200k/10k)$$

$$= 21 \text{ เท่า}$$

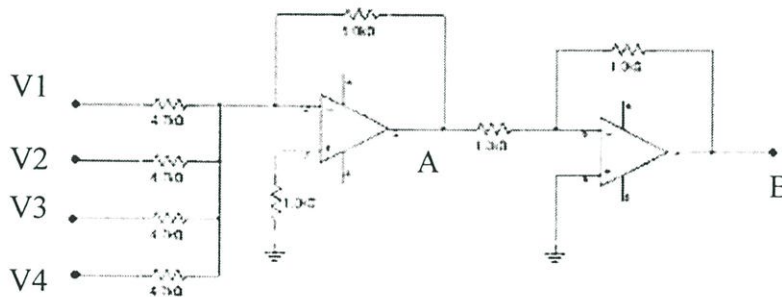


รูปที่ 3.11 แสดงวงจรปรับออฟเซ็ท

วงจรปรับออฟเซ็ทสามารถคำนวณ  $V_{out}$  ได้ดังนี้

$$V_{out} = \left[ 1 + \frac{R_2}{R_1} \right] V_{IN} \pm \frac{R_2}{R_3} V_R$$

โดยที่  $R_3 > R_1$



รูปที่ 3.12 แสดงวงจรอ้างอิง (Reference summing)

วงจรอ้างอิงสามารถคำนวณค่าต่างๆ ได้ดังนี้

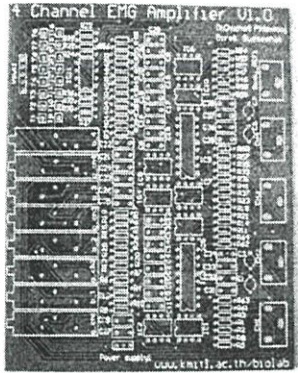
$$V_{outA} = -\frac{1k}{4.7k} (V_1 + V_2 + V_3 + V_4)$$

$$V_{outB} = -\frac{1k}{1k} (V_{outA})$$

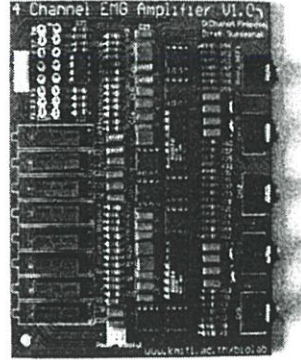
$$= -\frac{1k}{4.7k} \left( -\frac{1k}{4.7k} \right) (V_1 + V_2 + V_3 + V_4)$$

$$= \frac{1}{4} (V_1 + V_2 + V_3 + V_4)$$

ในส่วนระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG signal conditioning unit) จะถูกออกแบบแผงวงจรบนแผ่นวงจรพิมพ์ (PCB) โดยเป็นแบบ 2 หน้าและมีระบบกราวด์เฟลนที่ดีทั้งนี้เพื่อผลของการลดสัญญาณรบกวนให้มีน้อยที่สุด แสดงให้เห็น ดังนี้



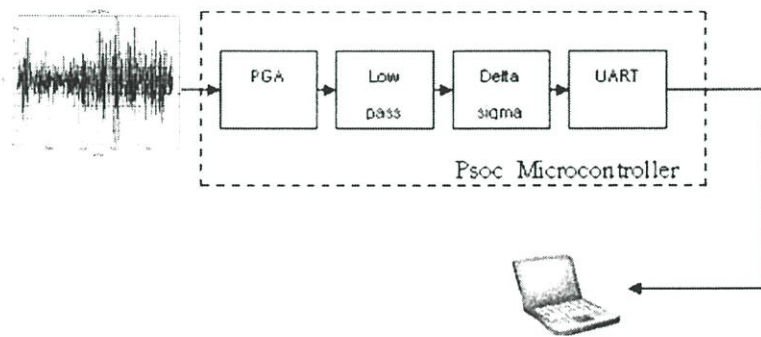
(a)



(b)

รูปที่ 3.13 (a) แสดงแผ่นวงจรที่ออกแบบด้วยAltium designer (b) แผ่นวงจรที่ลงอุปกรณ์แล้ว

3.3.1.2 ส่วนการประมวลผลสัญญาณด้วยพีซอกไมโครคอนโทรลเลอร์จะประกอบไปด้วย 4 ส่วน โดยมีบล็อกไดอะแกรมและรายละเอียด ดังนี้



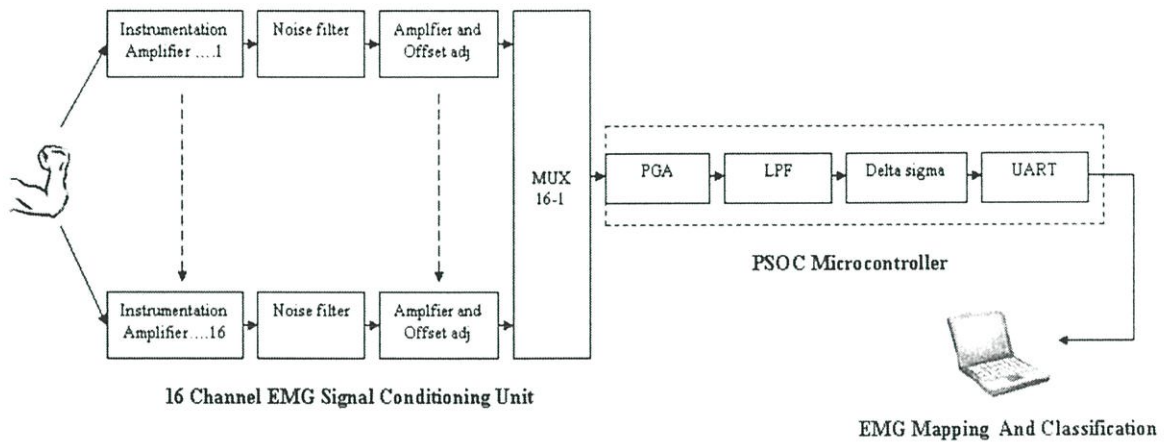
รูปที่ 3.14 แสดงบล็อกไดอะแกรมของส่วนพีซอกไมโครคอนโทรลเลอร์

1. ส่วนวงจรขยายสัญญาณ (PGA : Programmable gain amplification) ถูกกำหนดเกณฑ์การขยายเท่ากับ 1 ซึ่งทำหน้าที่เป็นบัฟเฟอร์ระหว่างส่วนวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG signal conditioning unit) และส่วนพีซอกไมโครคอนโทรลเลอร์

2. ส่วนวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low pass filter) จะทำหน้าที่กรองสัญญาณความถี่ต่ำ โดยมีความถี่คัทออฟอยู่ที่ 500 เฮิรตซ์ ซึ่งจะสามารถจัดการรบกวนจากความถี่สูงๆและความถี่ที่ไม่ต้องการได้

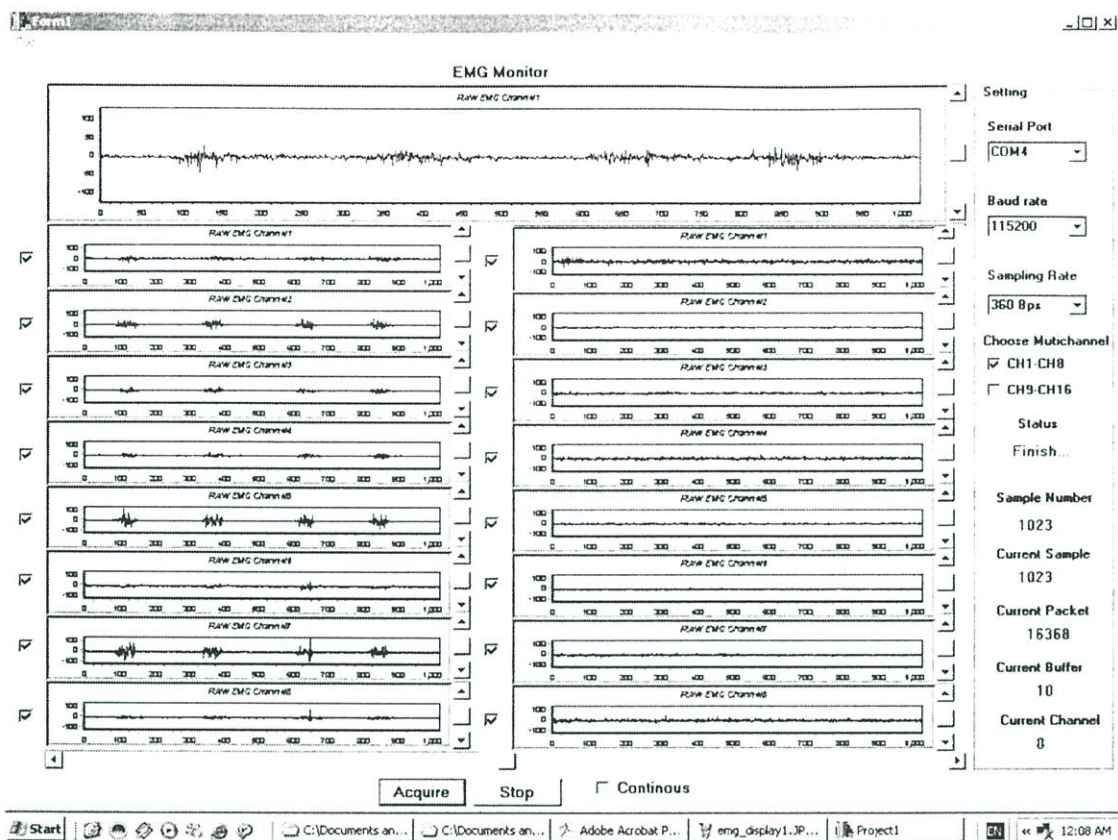
3. ส่วนแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัลแบบเดลต้า-ซิกมา (Delta-Sigma) จะทำหน้าที่เป็นตัวแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัลแบบ 8 บิต
4. ส่วนสื่อสารข้อมูลกับคอมพิวเตอร์ (UART) จะทำหน้าที่เป็นตัวติดต่อสื่อสารสัญญาณกับคอมพิวเตอร์โดยผ่านทางพอร์ทอนุกรม (RS-232)

### 3.3.2 การออกแบบระบบวัด บันทึกและแสดงผลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ 16 ช่องสัญญาณ



รูปที่ 3.15 แสดงบล็อกไดอะแกรมของระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ 16 ช่อง

ทำการปรับปรุงส่วนระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG signal conditioning unit) จากเดิมที่สามารถวัดสัญญาณได้ 1 ช่อง ปรับปรุงให้สามารถวัดสัญญาณได้พร้อมกัน 16 ช่อง และนำสัญญาณนี้ผ่านเข้าสู่ส่วนพีซีคอนโทรลเลอร์โดยผ่านอนาล็อกมัลติเพล็กซ์แบบอินพุต 16 ช่อง เอาท์พุท 1 ช่อง และในส่วนการแสดงผลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะแสดงผลสัญญาณ Raw EMG พร้อมกัน 16 ช่องแสดงดังรูปที่ 3.16



รูปที่ 3.16 แสดง Raw EMG 16 ช่อง

## บทที่ 4

# การแมปिंगสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG Topological Mapping)

### 4.1 บทนำ

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ 16 ช่องจะถูกนำมาทำการแมปिंगสัญญาณเพื่อหารูปแบบของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในแต่ละท่าทางของการหดตัวโดยใช้การแปลงฟูรีเยร์และการประมาณค่าในช่วงในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีต่างๆที่เกี่ยวข้อง

### 4.2 การแปลงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ให้อยู่ในรูปแบบสเปกตรัม

การวิจัยด้านการประมวลผลสัญญาณจะใช้หลักการของฟูรีเยร์ในการแก้ไข เพราะฟูรีเยร์จะช่วยในการสร้างรูปแบบสำหรับสัญญาณของระบบเชิงเส้นที่เป็นคาบเวลา หรือการสุมของสัญญาณที่แปรตามเวลา โดยทั่วไปสเปกตรัม (Spectrum) ของสัญญาณที่ออกมาจะอยู่ในรูปของผลตอบสนองทางด้านความถี่ ดังนั้นจึงสามารถคาดเดาได้ว่า สเปกตรัมของเอาต์พุตจะสะท้อนให้เห็นถึงคุณสมบัติจากองค์ประกอบด้านความถี่ของสัญญาณ การแปลงฟูรีเยร์อย่างรวดเร็วหรือ Fast Fourier Transform (FFT) จึงถูกเลือกใช้ในงานวิจัยในครั้งนี้ เนื่องจากช่วยลดการคำนวณลงจากการคำนวณแบบ Discrete Fourier Transform (DFT) ถึง  $N/\log_2 N$  เท่า (DFT ต้องคำนวณเลขเชิงซ้อน  $N*N$  ครั้ง ส่วน FFT ใช้การคูณเชิงซ้อนเพียง  $N \log_2 N$  ครั้ง)

#### 4.2.1 การแปลงฟูรีเยร์แบบเต็มหน่วย (Discrete Fourier Transform : DFT)

การแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง เป็นการแปลงสัญญาณจากสัญญาณในเชิงเวลาไปเป็นสัญญาณในเชิงความถี่ หรือทำการแปลงย้อนกลับจากสัญญาณในเชิงความถี่ไปเป็นสัญญาณในเชิงเวลา ดังนั้นการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง จะมีทั้งสัญญาณในเชิงเวลา และในเชิงความถี่ เป็นแบบไม่ต่อเนื่อง ซึ่งจุดนี้เป็นจุดที่สำคัญมาก เพราะเป็นจุดที่บ่งบอกว่า สามารถที่จะทำการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่องได้โดยใช้การคำนวณ (การคูณ และการบวก) ทางดิจิทัลได้ ซึ่งสามารถนำมาประยุกต์ใช้งานได้อย่างสะดวกในคอมพิวเตอร์ หรือในฮาร์ดแวร์โดยตรงการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง มีความหมายเหมือนกับ อนุกรมฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง (Discrete Fourier Series : DFS) มาก ทั้งการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง และอนุกรมฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่องจะมีสมการที่ใช้งานเหมือนกัน จุดที่ต่างกันก็คือ ที่มาและความหมายของทั้งสอง อนุกรมฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่องคือ การใช้งานในกรณีที่สัญญาณในเชิงเวลาเป็นแบบไม่ต่อเนื่อง และเป็นคาบ ซึ่งก็จะได้สัญญาณในเชิงความถี่เป็นแบบไม่ต่อเนื่อง และเป็นคาบเช่นเดียวกัน ส่วนการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่องนั้น

เป็นการเอาความจริงที่เกิดขึ้นจากอนุกรมฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง มาใช้ คือสัญญาณที่ได้จากการแปลงทั้งสัญญาณในเชิงเวลา และสัญญาณในเชิงความถี่เป็นจะแบบไม่ต่อเนื่อง รวมทั้งสัญญาณที่ได้จะเป็นรายคาบทั้งในเชิงเวลา และในเชิงความถี่ ดังนั้นการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง ก็คืออนุกรมฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่องเพียงคาบเดียวเท่านั้น ซึ่งสัญญาณในเชิงเวลาเป็นสัญญาณไม่ต่อเนื่อง มีความยาวจำกัดเท่ากับ  $N$  และเป็นสัญญาณที่มีรูปร่างใด ๆ ก็ตาม เมื่อทำการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่องแล้ว จะได้สัญญาณในเชิงความถี่เป็นสัญญาณไม่ต่อเนื่อง และมีความยาวจำกัดเท่ากับ  $N$  เท่ากัน สมมติให้  $x(n)$  เป็นสัญญาณในเชิงเวลา และ  $X(k)$  เป็นสัญญาณในเชิงความถี่ที่เกิดจากการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง โดย  $k$  แทนตัวชี้ลำดับของสัญญาณทางด้านความถี่ ทั้งสองสัญญาณมีความยาวเท่ากันคือ  $N$  ทำให้เขียนสัญลักษณ์ได้ว่า

$$\begin{aligned} & DFT; N \\ x(n) & \longleftrightarrow X(k) \end{aligned}$$

ซึ่งจะได้ความสัมพันธ์กันของ  $x(n)$  และ  $X(k)$  ดังนี้

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi kn/N} \quad (4.1)$$

เพื่อจัดรูปสมการให้ง่ายขึ้นจึงนิยามให้  $W_N = e^{-j2\pi/N}$  เป็นค่าที่ขึ้นกับ  $N$  เท่านั้น สำหรับในการแปลงครั้งหนึ่ง ๆ  $N$  จะมีค่าคงที่ ดังนั้น  $W_N$  จึงเสมือนเป็นค่าคงที่ สามารถเขียนการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง ได้เป็น

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) W_N^{kn} \quad \text{โดยที่ } W_N = e^{-j2\pi/N} \quad k = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (4.2)$$

หรือเขียนในรูปของเมตริกซ์ได้เป็น

$$\begin{bmatrix} X(0) \\ X(1) \\ \vdots \\ \vdots \\ X(N-1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} W_N^0 & W_N^0 & W_N^0 & \dots & W_N^0 \\ W_N^0 & W_N^{1 \times 1} & W_N^{1 \times 2} & \dots & W_N^{1 \times (N-1)} \\ W_N^0 & W_N^{2 \times 1} & W_N^{2 \times 2} & \dots & W_N^{2 \times (N-1)} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ W_N^0 & W_N^{(N-1) \times 1} & W_N^{(N-1) \times 2} & \dots & W_N^{(N-1) \times (N-1)} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x(0) \\ x(1) \\ \vdots \\ \vdots \\ x(N-1) \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

#### 4.2.2 การแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว (Fast Fourier Transform : FFT)

เนื่องจากการแปลงฟูรีเยร์แบบเต็มหน่วย มีประโยชน์ในการใช้งานเป็นอย่างมาก จึงได้ มีความพยายามคิดค้นหาวิธีที่จะคำนวณการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่องให้เร็วขึ้น และมีประสิทธิภาพมากขึ้น ดังนั้นการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว ก็คือชื่อที่ใช้เรียก วิธีการคำนวณการแปลงฟูรีเยร์แบบเต็มหน่วยอย่างรวดเร็วกว่าการคิดปกตินั่นเอง เพราะฉะนั้นเมื่อก้าวถึงการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว โดยหลักการแล้วก็คือ การแปลงฟูรีเยร์แบบเต็มหน่วยนั่นเอง และการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็วก็ไม่ใช้การแปลงชนิดใหม่แต่อย่างใด ปัจจุบันมีการคิดค้นวิธีการคำนวณ การแปลงฟูรีเยร์แบบเต็มหน่วยอย่างรวดเร็วได้หลายวิธี ดังนั้นคำว่า การแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว จึงเป็นชื่อกลาง ๆ ไม่ได้บ่งบอกว่าเป็นวิธีไหน แต่ในวิทยานิพนธ์เล่มนี้เลือกใช้ การแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว วิธีระบบฐาน 2 (Radix-2) แบบแตกเป็นส่วนย่อยทางฝั่งเวลา (Decimation In Time : DIT) มาเป็นพื้นฐานในการออกแบบ ซึ่งวิธีระบบฐาน 2 แบบแตกเป็นส่วนย่อยทางฝั่งเวลานี้ ได้มีการนำไปใช้งานกันอย่างหลากหลาย เช่น การนำไปประยุกต์ใช้ในเครื่องมือวัดแบบ Real-Time Spectrum Analysis เป็นการออกแบบมาเพื่อรองรับการคำนวณข้อมูลจำนวน 256 จุดแบบจำนวนเชิงซ้อน และสามารถคำนวณข้อมูลทั้งหมดให้เสร็จได้ภายในเวลา 102.4 ไมโครวินาที (ไม่คิดเวลาช่วงที่มีการรับ และส่งข้อมูลจากภายนอก) โดยสามารถทำงานที่ความถี่นาฬิกาสูงสุดเท่ากับ 40 เมกะเฮิร์ตซ์ เนื่องจากโครงสร้างการคำนวณทางคณิตศาสตร์ของการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว วิธีระบบฐาน 2 แบบแตกเป็นส่วนย่อยทางฝั่งเวลา มีความซับซ้อนไม่มากนัก รวมทั้งตัวแปรต่าง ๆ มีจำนวนน้อย ทำให้ง่ายต่อการนำมาออกแบบ เมื่อเทียบกับการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ววิธีอื่น ๆ ด้วยเหตุนี้จึงสามารถออกแบบให้มีโครงสร้างการทำงานที่มีขนาดเล็ก และใช้พลังงานต่ำได้สามารถอธิบายการคำนวณของการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว วิธีระบบฐาน 2 แบบแตกเป็นส่วนย่อยทางฝั่งเวลา ได้ดังนี้

จากการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง ในสมการที่ 4.2

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)W_N^{kn} \quad \text{โดยที่} \quad W_N = e^{-j2\pi/N} \quad k = 0,1,2,\dots,N-1$$

ถ้าให้  $N$  เป็นเลขคู่ ทำให้สามารถกระจาย  $X(k)$  ให้อยู่ในรูปของผลบวกของเทอมที่  $n$  เป็นคู่ และเทอมที่  $n$  เป็นคี่ได้

$$X(k) = \underbrace{\sum_{n=0}^{N/2-1} x(2n)W_N^{2kn}}_{\text{เทอมคู่}} + \underbrace{\sum_{n=0}^{N/2-1} x(2n+1)W_N^{(2k+1)k}}_{\text{เทอมคี่}} \quad (4.4)$$

$$X(k) = \sum_{n=0}^{\frac{N}{2}-1} x(2n)W_N^{2kn} + \sum_{n=0}^{\frac{N}{2}-1} x(2n)W_N^{2kn}W_N^k \quad (4.5)$$

พิจารณาเทอม  $W_N^{ab}$  ที่มี  $a$  และ  $b$  เป็นจำนวนใด ๆ ที่ไม่เท่ากับ 0 จะพบว่า สามารถย้ายด้วยกำลังของ  $W$  ไปเป็นตัวหารของ  $N$  ได้ดังนี้

$$W_N^{ab} = e^{-j2\pi x} ab = e^{-j2\pi x} a = W_{N/b}^a \quad (4.6)$$

จึงใช้ความจริงข้อนี้ แทนค่าเทอม  $W_N^{2nk}$  ด้วย  $W_{N/2}^{nk}$  ในสมการที่ 4.5 จะได้

$$X(k) = \sum_{n=0}^{\frac{N}{2}-1} x(2n)W_{N/2}^{kn} + \sum_{n=0}^{\frac{N}{2}-1} x(2n+1)W_{N/2}^{nk}xW_N^k \quad (4.7)$$

จะเห็นได้ว่า  $X(k)$  ได้กลายเป็นผลบวกของสองเทอม แต่ละเทอมเป็นรูปแบบของการคำนวณการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง  $N/2$  จุด โดยเทอมแรกกระทำกับสัญญาณ  $x(0), x(2), \dots, x(N-2)$  และเทอมที่สองกระทำกับสัญญาณ  $x(1), x(3), \dots, x(N-1)$  โดยที่ค่า  $W_N^k$  จะเป็นค่าสัมประสิทธิ์ที่ใช้สำหรับคูณเทอมที่ ซึ่งถ้าทำการแตกเทอมของการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง  $N/2$  จุดที่อยู่ในสมการที่ 4.7 ต่อไป แต่ละเทอมก็จะสามารถกระจายให้กลายเป็นผลบวกของการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง  $N/4$  จุดสองเทอม และสามารถกระจายเช่นนี้ต่อไปเรื่อย ๆ จนกระทั่งทุกตัวอยู่ในรูปของการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 2 จุด ซึ่งการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 2 จุดสามารถคำนวณได้ดังนี้

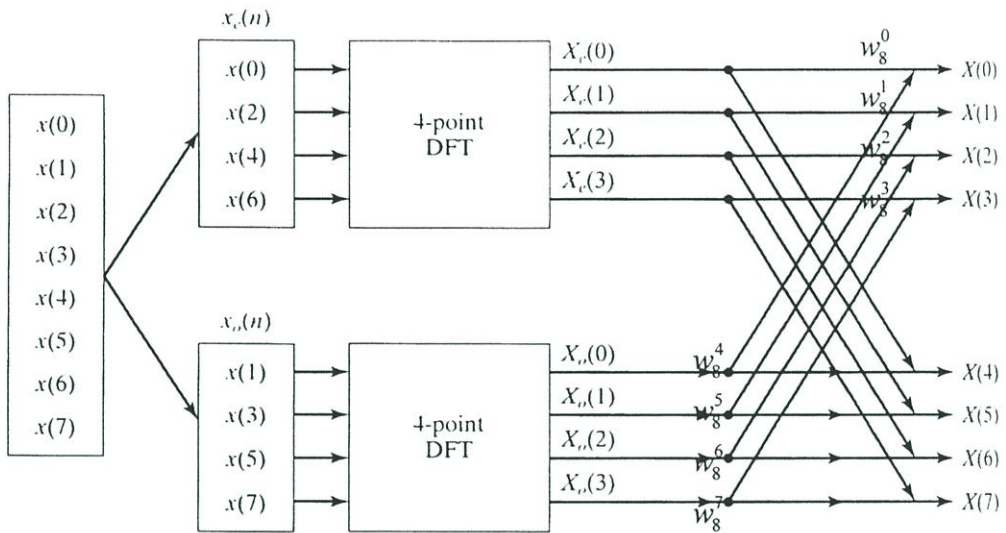
สมมติให้  $x(n)$  ยาว 2 จุด จะได้

$$X(k) = \sum_{n=0}^1 x(n)W_2^{nk} \quad (4.8)$$

อาศัยความจริงที่ว่า  $W_2^0 = 1$  และ  $W_2^1 = e^{-j\pi} = -1$  จะได้ว่า

$$\begin{aligned} X(0) &= x(0) + x(1) \\ X(1) &= x(0) - x(1) \end{aligned} \quad (4.9)$$

ขั้นตอนที่อธิบายทั้งหมดนี้รวมเรียกว่า การแปลงฟูริเยร์แบบเร็ว โดยทั่วไปนิยมเขียนการคำนวณการแปลงฟูริเยร์แบบเร็ว โดยใช้แผนภาพที่เรียกว่า แผนภาพผีเสื้อ (butterfly diagram) แสดงขั้นตอนการคิดแผนภาพผีเสื้อสำหรับการแปลงฟูริเยร์แบบเร็ว เมื่อ  $N = 8$  เริ่มจากการกระจายการแปลงฟูริเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 8 จุด ให้อยู่ในรูปของการแปลงฟูริเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 4 จุด สองเทอมบวกกัน สามารถเขียนเป็นแผนภาพแสดงในรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 แสดงการกระจายการแปลงฟูริเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 8 จุด เป็นการแปลงฟูริเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 4 จุด

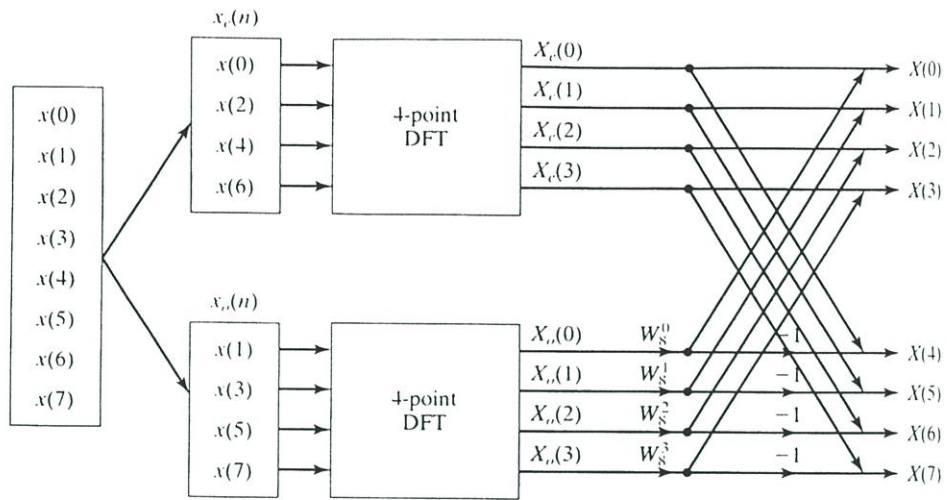
จากรูปที่ 4.1 สามารถหาค่าสัมประสิทธิ์ที่คูณอยู่ในแผนภาพให้ง่ายลงได้ โดยใช้คุณสมบัติความสัมพันธ์ของ  $W_N$  ดังนี้

$$W_N^{k+N/2} = W_N^k W_N^{N/2} = W_N^k (-1) = -W_N^k \quad (4.10)$$

ใช้คุณสมบัติตามสมการที่ 4.10 จะได้ว่า

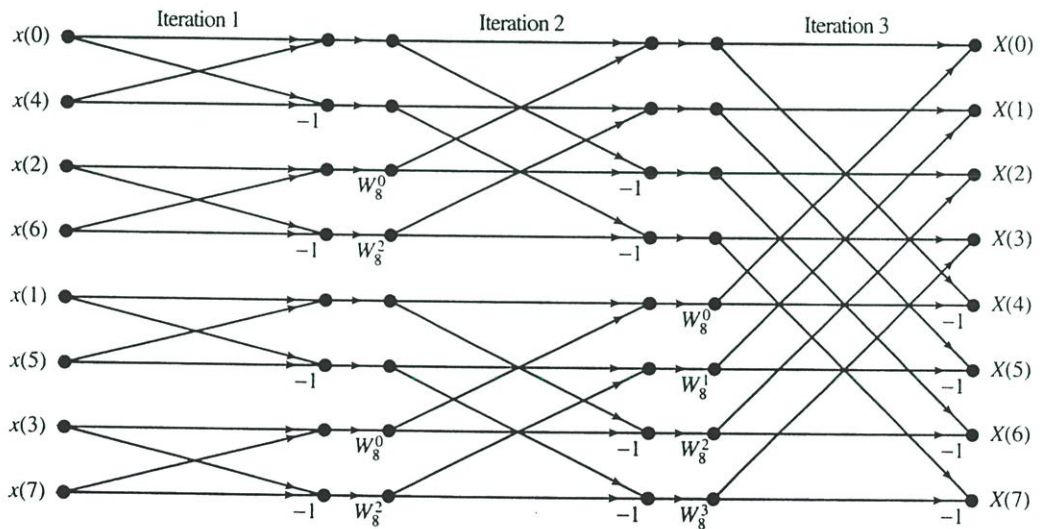
$$W_8^4 = W_8^0, W_8^5 = W_8^1, W_8^6 = -W_8^2 \text{ และ } W_8^7 = -W_8^3 \quad (4.11)$$

แทนค่าทั้งหมดลงในแผนภาพรูปที่ 4.1 จะได้แผนภาพ แสดงในรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.2 แสดงการกระจายการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 8 จุด เป็นการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 4 จุด หลังจากใช้คุณสมบัติของความสมมาตร

เมื่อรวมผลลัพธ์ของแต่ละส่วนเข้าเป็นแผนภาพเดียวกัน แสดงในรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.3 แผนภาพรวมของการคำนวณการแปลงฟูรีเยร์แบบรวดเร็ว 8 จุด

จากรูปที่ 4.3 สามารถนำแผนภาพของการคำนวณการแปลงฟูรีเยร์แบบรวดเร็ว 8 จุดไปใช้เป็นแนวทางในการเขียนแผนภาพสำหรับการแปลงฟูรีเยร์แบบรวดเร็ว N จุดใด ๆ ได้ รวมทั้งใช้เป็นแนวทางในการเขียนโปรแกรมเพื่อคำนวณการแปลงฟูรีเยร์แบบรวดเร็ว N จุดใด ๆ ได้ด้วยเช่นกัน ข้อสังเกตจากแผนภาพมีสี่ของการคำนวณการแปลงฟูรีเยร์แบบรวดเร็ว มีดังนี้คือ

1. ถ้าต้องการได้ผลลัพธ์ในเชิงความถี่เรียงตามลำดับจาก  $X(0), X(1), \dots, X(7)$  ต้องทำการเรียงลำดับสัญญาณขาเข้าใหม่เป็น  $x(0), x(4), x(2), x(6), x(1), x(5), x(3)$  และ  $x(7)$  แสดงการเขียน

ของลำดับเหล่านี้ในเลขฐานสอง แสดงในตารางที่ 4.1 จะเห็นได้ว่าลำดับของสัญญาณใหม่เกิดจากการเรียงลำดับบิตจากหลังไปหน้าของลำดับสัญญาณปกติ (bit reversed order) ซึ่งพบว่าเป็นจริงสำหรับการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็วที่จำนวน  $N$  จุดใด ๆ ด้วย

ตารางที่ 4.1 แสดงการเขียนลำดับของสัญญาณขาเข้า

ลำดับใหม่ฐานสิบ	ลำดับใหม่ฐานสอง	ลำดับปกติฐานสิบ	ลำดับปกติฐานสอง
0	000	0	000
4	100	1	001
2	010	2	010
6	110	3	011
1	001	4	100
5	101	5	101
3	011	6	110
7	111	7	111

2. ค่าสัมประสิทธิ์  $W$  ซึ่งเป็นค่าคงที่ที่ใช้คูณกับเทอมที่ สามารถเปลี่ยนให้อยู่ในรูปของ  $W_8^k$  ที่ค่า  $k$  ต่าง ๆ ได้ โดยการคูณตัวห้อย และตัวยกกำลังด้วยค่าเดียวกัน ดังนี้

$$W_4^0 \rightarrow W_8^0 \quad \text{และ} \quad W_4^1 \rightarrow W_8^2 \quad (4.12)$$

ทำให้สามารถใช้  $W_8^k$  แทนค่าได้ทั้งหมด ซึ่งสามารถคำนวณค่า  $W_8^k$  ที่ค่า  $k$  ต่าง ๆ นี้ไว้ล่วงหน้าได้ และใช้เสมือนเป็นค่าคงที่สำหรับการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว 8 จุด ซึ่งก็เป็นจริงเช่นกันสำหรับการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็วที่จำนวน  $N$  จุดใด ๆ

3. วิธีระบบฐาน 2 นี้จะใช้ได้ก็ต่อเมื่อค่า  $N$  เท่ากับ  $2^b$  โดย  $b$  เป็นจำนวนเต็มบวกใด ๆ ซึ่งข้อนี้ไม่เป็นปัญหา เนื่องจากถ้าไม่สามารถแบ่งสัญญาณให้มีความยาวเท่ากับ  $2^b$  ได้ ก็ใช้วิธีเติมศูนย์เพิ่ม (zero padding) เข้าไปในสัญญาณให้ได้ความยาวตามที่ต้องการ

### 4.3 การประมาณค่าในช่วง (Spline Interpolation)

หลังจากที่ได้ข้อมูลผลรวมของการทำฟูรีเยร์ของแต่ละช่อง ซึ่งจะได้ข้อมูลที่อยู่ในรูปเมตริกซ์  $4 \times 4$  จะใช้วิธีการประมาณค่าในช่วงแบบสไปน์ ซึ่งเป็นวิธีซึ่งใช้พหุนามดีกรีต่ำประมาณค่าฟังก์ชันในแต่ละช่วงข้อมูล และเรียกพหุนามเหล่านั้นว่าฟังก์ชันเส้นโค้ง (Spline function) มี 3 รูปแบบด้วยกัน คือ การประมาณค่าโดยใช้เส้นตรง (Linear Spline) การประมาณค่าโดยใช้เส้นโค้งกำลังสอง (Quadratic Spline) และ การประมาณค่าโดยใช้เส้นโค้งกำลังสาม (Cubic Spline)

#### 4.3.1 การประมาณค่าโดยใช้เส้นตรง (Linear Spline)

เป็นฟังก์ชันเชิงเส้นที่เชื่อมจุด 2 จุดที่อยู่ติดกัน

$$\text{สำหรับช่วงที่ 1 : } f(x) = f(x_0) + m_0(x - x_0), x \in [x_0, x_1]$$

$$\text{สำหรับช่วงที่ 2 : } f(x) = f(x_1) + m_1(x - x_1), x \in [x_1, x_2]$$

$$\text{สำหรับช่วงที่ } n : f(x) = f(x_{n-1}) + m_{n-1}(x - x_{n-1}), x \in [x_{n-1}, x_n]$$

$$\text{เมื่อ } m_i = \frac{f(x_{i+1}) - f(x_i)}{x_{i+1} - x_i} \quad \text{สำหรับ } i = 0, 1, 2, \dots, n \quad (4.13)$$

#### 4.3.2 การประมาณค่าโดยใช้เส้นโค้งกำลังสอง (Quadratic Spline)

เพื่อให้เส้นโค้งเรียบขึ้น พหุนามดีกรี  $n$  จะต้องมีอนุพันธ์อันดับที่  $n - 1$  ต่อเนื่องที่จุดเชื่อม (knot หรือ interior point) ระหว่างช่วง 2 ช่วงใด ๆ เช่น Quadratic Spline หรือพหุนามดีกรีสอง จะต้องมีความต่อเนื่องที่จุดเชื่อม ระหว่างสองช่วงใด ๆ พหุนามดีกรีสองที่ใช้ประมาณค่าในแต่ละช่วงข้อมูลมีรูปแบบดังนี้  $f(x) = ax^2 + bx + c$  นั่นคือฟังก์ชันกำลังสองที่ประมาณค่าฟังก์ชันของ  $x \in [x_{i-1}, x_i]$  สำหรับช่วงที่  $i$  ใด ๆ อยู่ในรูป

$$f(x) = a_i x^2 + b_i x + c_i \quad \text{เมื่อ } i = 1, 2, \dots, n \quad (4.14)$$

จากรูปแบบทั่วไปนี้จะมีตัวแปรที่ไม่ทราบค่าสามตัวด้วยกันคือ  $a_i$ ,  $b_i$  และ  $c_i$  สำหรับในแต่ละช่วง จากข้อมูล  $n + 1$  จุด มีทั้งหมด  $n$  ช่วง ดังนั้นเรามีตัวไม่ทราบค่าทั้งหมด  $3n$  ตัว หมายความว่าเราต้องการ  $3n$  สมการ เพื่อตัวแปรแก้สมการหาค่าทั้ง  $3n$  ตัว ดังนั้นเงื่อนไขที่เราสร้างขึ้นมาเพื่อให้ได้จำนวนสมการตามที่ต้องการคือ

### 1. สองฟังก์ชันที่อยู่ติดกันมีค่าเท่ากันที่จุดเชื่อมภายใน (Interior Points)

จุดเชื่อมภายในมีทั้งหมด  $n - 1$  จุด  $(x_1, x_2, \dots, x_{n-1})$  จะได้ว่าสำหรับ  $i = 2, 3, \dots, n$

$$a_{i-1}x_{i-1}^2 + b_{i-1}x_{i-1} + c_{i-1} = f(x_{i-1})$$

$$a_i x_{i-1}^2 + b_i x_{i-1} + c_i = f(x_{i-1})$$

จากเงื่อนไขนี้เราจะได้ทั้งหมด  $2(n-1) = 2n-2$  สมการด้วยกันเช่น ที่  $i = 2$  หรือที่  $x_1$  ซึ่งเป็นจุดเชื่อมระหว่างช่วงที่หนึ่ง  $[x_0, x_1]$  และช่วงที่สอง  $[x_1, x_2]$

$$\text{ช่วงที่ 1} \quad \text{จะได้สมการ } f(x_1) = a_1 x_1^2 + b_1 x_1 + c_1$$

$$\text{ช่วงที่ 2} \quad \text{จะได้สมการ } f(x_1) = a_2 x_1^2 + b_2 x_1 + c_2$$

### 2. ฟังก์ชันที่หนึ่งผ่านจุด $(x_0, f(x_0))$ และฟังก์ชันที่ $n$ ผ่านจุด $(x_n, f(x_n))$ เราจะได้ 2 สมการด้วยกัน

$$f(x_0) = a_1 x_0^2 + b_1 x_0 + c_1$$

$$f(x_n) = a_n x_n^2 + b_n x_n + c_n$$

### 3. อนุพันธ์อันดับหนึ่งของฟังก์ชันที่อยู่ติดกันมีค่าเท่ากันที่จุดเชื่อม เราจะได้ $n-1$ สมการด้วยกัน

จากฟังก์ชันกำลังสอง  $f(x) = ax^2 + bx + c$  จะมีอนุพันธ์อันดับหนึ่งอยู่ในรูป  $f'(x) = 2ax + b$

จุดเชื่อมภายในมีทั้งหมด  $n-1$  จุด  $(x_1, x_2, \dots, x_{n-1})$  จะได้ว่า สำหรับ  $i = 2, 3, \dots, n$

$$2a_{i-1}x_{i-1} + b_{i-1} = 2a_i x_{i-1} + b_i$$

### 4. อนุพันธ์อันดับสองของฟังก์ชันแรกเท่ากับศูนย์ (Natural Quadratic Spline) จะได้ $a_i = 0$

$$f''(x) = 2a_i = 0$$

หลังจากที่ได้  $3n$  สมการ สำหรับ  $3n$  ตัวแปรแล้วนำไปแก้ระบบสมการโดยใช้เมตริกซ์

#### 4.3.3 การประมาณค่าโดยใช้เส้นโค้งกำลังสาม (Cubic Spline)

การนำพหุนามดีกรีสามมาประมาณค่าในแต่ละช่วงระหว่างข้อมูล  $n + 1$  จุด เพื่อเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพในการประมาณค่าในช่วงให้ดียิ่งขึ้น โดยมีรูปแบบ ดังนี้

$$f_i(x) = a_i x^3 + b_i x^2 + c_i x + d_i \quad \text{เมื่อ } i = 1, 2, 3, \dots, n \quad (4.15)$$

ซึ่งในแต่ละฟังก์ชันจะมีตัวแปรไม่ทราบค่าทั้งหมด 4 ตัว ดังนั้นเมื่อเรามีทั้งหมด  $n$  ช่วง จึงมีตัวแปรไม่ทราบค่ารวมทั้งหมด  $4n$  ตัวแปรทำให้ต้องการ  $4n$  สมการด้วยกัน เงื่อนไขที่ให้ไว้ได้  $4n$  สมการมีดังนี้

1. สองฟังก์ชันที่อยู่ติดกันมีค่าเท่ากันที่จุดเชื่อมภายใน (Interior points)

จุดเชื่อมภายในมีทั้งหมด  $n - 1$  จุด  $(x_1, x_2, \dots, x_{n-1})$  จะได้ว่า สำหรับ  $i = 2, 3, \dots, n$

$$a_{i-1}x_{i-1}^3 + b_{i-1}x_{i-1}^2 + c_{i-1}x_{i-1} + d_{i-1} = f(x_{i-1})$$

$$a_i x_{i-1}^3 + b_i x_{i-1}^2 + c_i x_{i-1} + d_i = f(x_{i-1})$$

จากเงื่อนไขนี้เราจะได้ทั้งหมด  $2(n-1) = 2n-2$  สมการด้วยกันเช่น ที่  $i = 2$  หรือที่  $x_1$  ซึ่งเป็นจุดเชื่อมระหว่างช่วงที่หนึ่ง  $[x_0, x_1]$  และช่วงที่สอง  $[x_1, x_2]$  ช่วงที่ 1 จะได้สมการ  $f(x_1) = a_1 x_1^3 + b_1 x_1^2 + c_1 x_1 + d_1$  ช่วงที่ 2 จะได้สมการ  $f(x_1) = a_2 x_1^3 + b_2 x_1^2 + c_2 x_1 + d_2$

2. ฟังก์ชันที่หนึ่งผ่านจุด  $(x_0, f(x_0))$  และฟังก์ชันที่  $n$  ผ่านจุด  $(x_n, f(x_n))$  เราจะได้ 2 สมการด้วยกัน

$$f(x_0) = a_1 x_0^3 + b_1 x_0^2 + c_1 x_0 + d_1$$

$$f(x_n) = a_n x_n^3 + b_n x_n^2 + c_n x_n + d_n$$

3. อนุพันธ์อันดับหนึ่งของฟังก์ชันที่อยู่ติดกันมีค่าเท่ากันที่จุดเชื่อม จะได้  $n - 1$  สมการด้วยกันจากอนุพันธ์อันดับสอง  $f(x) = ax^3 + bx^2 + cx + d$  จะมีอนุพันธ์อันดับหนึ่งอยู่ในรูป  $f'(x) = 3ax^2 + 2bx + c$  จุดเชื่อมภายในมีทั้งหมด  $n - 1$  จุด  $(x_1, x_2, \dots, x_{n-1})$  จะได้ว่าสำหรับ  $i = 2, 3, \dots, n$

$$3a_{i-1}x_{i-1}^2 + 2b_{i-1}x_{i-1} + c_{i-1} = 3a_i x_{i-1}^2 + 2b_i x_{i-1} + c_i$$

4. อนุพันธ์อันดับสองของฟังก์ชันที่อยู่ติดกันมีค่าเท่ากันที่จุดเชื่อมภายใน จะได้  $n - 1$  สมการด้วยกันจากอนุพันธ์อันดับสอง  $f''(x) = 6ax + 2b$  สำหรับ  $i = 2, 3, \dots, n$

$$6a_{i-1}x_{i-1} + 2b_{i-1} = 6a_i x_{i-1} + 2b_i$$

5. อนุพันธ์อันดับสองของฟังก์ชันแรกและสุดท้ายเท่ากับศูนย์ (Natural Quadratic Spline) จะได้

$$f''(x_0) = 6a_1 x_0 + 2b_1 = 0 \quad \text{และ} \quad f''(x_n) = 6a_n x_n + 2b_n = 0$$

จากเงื่อนไขข้างต้น เราต้องแก้ระบบสมการ  $4n$  สมการเพื่อ  $4n$  ตัวแปร  $(a_i, b_i, c_i, d_i)$  เมื่อ  $i = 1, 2, \dots, n$  หากเราแก้ระบบสมการโดยใช้เมตริกซ์จะทำให้ได้เมตริกซ์ที่มีขนาดใหญ่ทำให้ไม่สะดวกในการแก้ระบบสมการ ต่อไปจะนำเสนออีกวิธีหนึ่งในการหา  $a_i, b_i, c_i, d_i$  โดยใช้ความสัมพันธ์ของอนุพันธ์อันดับสองของฟังก์ชันบนช่วง  $[x_{i-1}, x_i]$  ซึ่งมีรูปแบบเป็นเชิงเส้น ดังนั้นเราสามารถเขียนสมการโดยใช้การประมาณค่าในช่วงเชิงพหุนามแบบลากรองจ์ ได้ดังนี้

$$f_i''(x) = \frac{x - x_i}{x_{i-1} - x_i} f''(x_{i-1}) + \frac{x - x_{i-1}}{x_i - x_{i-1}} f''(x_i) \quad \text{เมื่อ } i = 1, 2, \dots, n$$

ทำการอินทิเกรตสองครั้ง จะได้  $f(x_i)$  แต่มีค่าคงตัวจากการอินทิเกรตเกิดขึ้นสองค่าด้วยกัน และฟังก์ชันที่  $i$  มีค่าเท่ากับ  $f_i(x) = f(x_i)$  ที่จุด  $x = x_i$

จะได้

$$f_i(x) = \frac{f''(x_{i-1})}{6(x_i - x_{i-1})}(x_i - x)^3 + \frac{f''(x_i)}{6(x_i - x_{i-1})}(x - x_{i-1})^3$$

$$+ \left[ \frac{f(x_{i-1})}{x_i - x_{i-1}} - \frac{f''(x_{i-1})(x_i - x_{i-1})}{6} \right] (x_i - x)$$

$$+ \left[ \frac{f(x_i)}{x_i - x_{i-1}} - \frac{f''(x_i)(x_i - x_{i-1})}{6} \right] (x - x_{i-1})$$
(4.16)

หมายเหตุ เราต้องการหา  $f''(x_{i-1})$  และ  $f''(x_i)$  จากเงื่อนไข อนุพันธ์อันดับหนึ่ง ของฟังก์ชันที่อยู่ติดกันมีค่าเท่ากันที่จุดเชื่อม

$$f'(x_i) = f'_{i-1}(x_i) \quad \text{เมื่อ} \quad i = 1, 2, \dots, n-1$$
(4.17)

ทำการหาอนุพันธ์สมการ (4.16) และใช้ความสัมพันธ์ในสมการ (4.17) จะได้

$$(x_i - x_{i-1})f''(x_{i-1}) = 2(x_{i+1} - x_{i-1})f''(x_i) + (x_{i+1} - x_i)f''(x_{i+1})$$

$$= \frac{6}{x_{i+1} - x_i} [f(x_{i+1}) - f(x_i)] + \frac{6}{x_i - x_{i-1}} [f(x_{i-1}) - f(x_i)]$$
(4.18)

## บทที่ 5

# ทฤษฎีการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก

## (Principal Component Analysis)

### 5.1 บทนำ

การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (PCA) เป็นวิธีทางสถิติเป็นวิธีที่ได้รับความนิยมทั่วไปสำหรับการค้นหารูปแบบในข้อมูลที่มีมิติสูง ในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีที่เกี่ยวข้องที่ใช้สำหรับการคัดแยกข้อมูลการแปรปรองของการหดตัวของกล้ามเนื้อในแต่ละท่าทางการเคลื่อนไหวต่างๆ

### 5.2 หลักการพื้นฐานของการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก

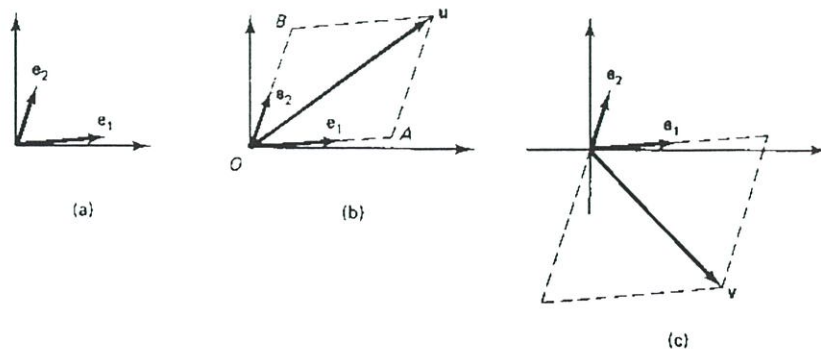
จากทฤษฎีพื้นฐานของเวกเตอร์เราทราบว่าเวกเตอร์ใดในเวกเตอร์สเปซ  $\mathcal{R}^k$  สามารถเขียนอยู่ในรูปผลรวมเชิงเส้นถ่วงน้ำหนักของเวกเตอร์พื้นฐานที่เรียกว่าเบซิส (Basis) ดังสมการ

$$\vec{u} = \alpha_1 \vec{e}_1 + \alpha_2 \vec{e}_2 + \dots + \alpha_k \vec{e}_k \quad (5.1)$$

โดยที่สัมประสิทธิ์  $\alpha_k$  สามารถหาได้จาก

$$\alpha_1 = \frac{\vec{u} \cdot \vec{e}_1}{\vec{e}_1 \cdot \vec{e}_1}, \alpha_2 = \frac{\vec{u} \cdot \vec{e}_2}{\vec{e}_2 \cdot \vec{e}_2}, \dots, \alpha_k = \frac{\vec{u} \cdot \vec{e}_k}{\vec{e}_k \cdot \vec{e}_k} \quad (5.2)$$

สมการที่ 5.2 อาจมองว่าสัมประสิทธิ์  $\alpha_k$  ได้จากการโปรเจกชันเวกเตอร์  $\vec{u}$  ลงบนเบซิส  $\vec{e}_k$  นอร์มอลไลซ์ด้วยขนาดของเบซิส  $\vec{e}_k$  รูป 5.1 (a) แสดง 2 เบซิสใน  $\mathcal{R}^2$  รูป 5.1 (b) แสดงให้เห็นว่าเวกเตอร์  $\vec{u} = 1.6\vec{e}_1 + 2\vec{e}_2$  และรูป 5.1 (c) แสดงให้เห็นว่าเวกเตอร์  $\vec{v} = 2\vec{e}_1 + 2.5\vec{e}_2$



รูป 5.1 เบซิสใน  $\mathcal{R}^k$

กรณีที่เป็นเบซิส  $\{\vec{e}_1, \vec{e}_2, \dots, \vec{e}_k\}$  ที่มีคุณสมบัติออร์โธโกนอลกล่าวคือ

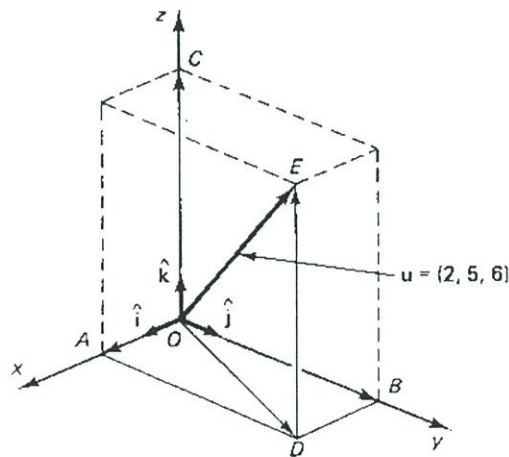
$$\vec{e}_i \cdot \vec{e}_j = 0 \quad \text{สำหรับ } i \neq j \quad (5.3)$$

และถ้าขนาดของเบซิสเท่ากับ 1 ด้วยนั่นคือ

$$\|\vec{e}_i \cdot \vec{e}_i\| = 1 \quad (5.4)$$

เรากล่าวว่าเบซิสที่มีคุณสมบัติออร์โธมอล

ตัวอย่างของเบซิสที่รู้จักดีที่มีคุณสมบัติออร์โธมอลคือ  $\vec{i}$ ,  $\vec{j}$  และ  $\vec{k}$  ในเวกเตอร์สเปซ  $\mathbb{R}^3$



รูปที่ 5.2 แสดงเบซิส  $\vec{i}$ ,  $\vec{j}$  และ  $\vec{k}$

รูปที่ 5.2 แสดงเบซิส  $\vec{i}$ ,  $\vec{j}$  และ  $\vec{k}$  เราเห็นว่าเวกเตอร์  $\vec{u} = (2, 5, 6)$  สามารถเขียนในรูปเวกเตอร์

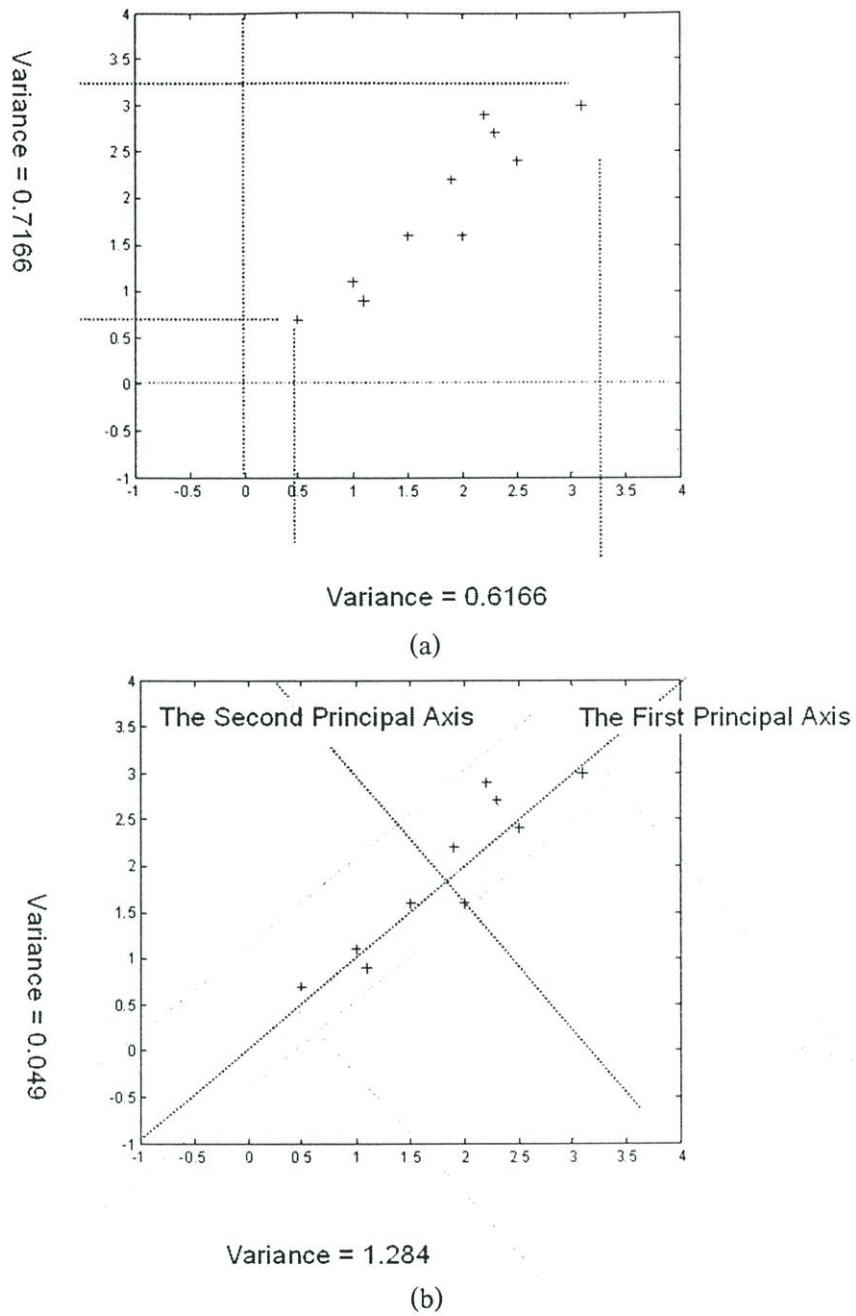
$$\vec{u} = 2\vec{i} + 5\vec{j} + 6\vec{k}$$

หาสัมประสิทธิ์จาก

$$\alpha_1 = \vec{u} \cdot \vec{i} = \langle 2, 5, 6 \rangle \cdot \langle 1, 0, 0 \rangle = 2$$

$$\alpha_2 = \vec{u} \cdot \vec{j} = \langle 2, 5, 6 \rangle \cdot \langle 0, 1, 0 \rangle = 5$$

$$\alpha_3 = \vec{u} \cdot \vec{k} = \langle 2, 5, 6 \rangle \cdot \langle 0, 0, 1 \rangle = 6$$



รูป 5.3 (a) เวกเตอร์สเปซเดิม (b) เวกเตอร์สเปซใหม่

พิจารณาชี้แคว้นของเวกเตอร์ในเวกเตอร์สเปซ  $\mathcal{R}^2$  ดังแสดงในรูปที่ 5.3 (a) สัมประสิทธิ์  $\alpha_1$  และ  $\alpha_2$  มีค่าวาเรียนซ์เท่ากับ 0.6166 และ 0.7166 ตามลำดับ หลักการของ PCA ก็คือเราสามารถเขียนแทนเวกเตอร์ในเวกเตอร์สเปซ  $\mathcal{R}^2$  ที่มีเบซิส  $i$  และ  $j$  ด้วยเวกเตอร์สเปซ  $\mathcal{R}^2$  ใหม่ ที่มีเบซิสเป็น  $\vec{e}_1$  และ  $\vec{e}_2$  โดยที่เวกเตอร์สเปซใหม่นี้จะมีจุดกำเนิดอยู่จุดศูนย์กลางของเวกเตอร์และทิศทางของ  $\vec{e}_1$  ชี้ไปในทิศที่ทำให้ค่าวาเรียนซ์ของสัมประสิทธิ์  $\alpha_1$  ของเซตของเวกเตอร์มีค่าวาเรียนซ์สูงสุด และ  $\vec{e}_1$ ,  $\vec{e}_2$  มีคุณสมบัติออร์ทogonal และเราเรียก  $\vec{e}_1$  ว่าเป็นแกนหลักที่ 1 (First

Principal Axis) และ  $\vec{e}_2$  ว่าเป็นแกนหลักที่ 2 (Second Principal Axis) รูป 5.3 (b) แสดงเวกเตอร์สเปซใหม่ สัมประสิทธิ์  $\alpha_1$  และ  $\alpha_2$  ในเวกเตอร์สเปซใหม่ มีค่าความเรียงเท่ากับ 1.284 และ 0.049 ตามลำดับ

ในทางปฏิบัติเบซิสใหม่  $\vec{e}_1$  และ  $\vec{e}_2$  สามารถหาได้จากการคำนวณไอแกนเวกเตอร์ (Eigan Vector) และไอแกนแวลู (Eigan Value) ของโควาเรียนซ์เมทริกซ์ C โดยที่โควาเรียนซ์เมทริกซ์ C ถูกนิยามดังนี้

$$C = \begin{bmatrix} \text{cov}(X, X) & \text{cov}(Y, X) \\ \text{cov}(X, Y) & \text{cov}(Y, Y) \end{bmatrix} \quad (5.5)$$

โดยที่

$$\begin{aligned} X &= [x_1, x_2, \dots, x_k]^T \\ Y &= [y_1, y_2, \dots, y_k]^T \\ \text{cov}(X, Y) &= \sum_{i=1}^k (x_i - \mu_x)(y_i - \mu_y) \end{aligned} \quad (5.6)$$

และโดยที่

$$\mu_x = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^k x_i; \mu_y = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^k y_i \quad (5.7)$$

บันทึกไว้ว่า

$$\begin{aligned} \text{variance}(X) &= \sum_{i=1}^k (x_i - \mu_x)(x_i - \mu_x) \\ \text{cov}(X, X) &= \sum_{i=1}^k (x_i - \mu_x)(x_i - \mu_x) = \text{variance}(X) \end{aligned}$$

ไอแกนเวกเตอร์ที่สอดคล้องกับไอแกนแวลูที่มีค่ามากที่สุดคือ  $\vec{e}_1$  หรือแกนหลักที่ 1 (First Principal Axis) และไอแกนเวกเตอร์ที่สอดคล้องกับไอแกนแวลูที่มีค่าน้อยลงมากคือ  $\vec{e}_2$  หรือแกนหลักที่ 2 (Second Principal Axis)

### 5.3 การวิเคราะห์องค์ประกอบหลักสำหรับการคัดแยกการหดตัวของกล้ามเนื้อ

การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก เป็นวิธีการระบุรูปแบบและแสดงข้อมูลในวิธีการที่จะเน้นให้เห็นถึงความเหมือนหรือความแตกต่างของข้อมูลนั้นๆ โดยได้ถูกนำไปประยุกต์ใช้งานในด้านการจดจำรูปร่าง เช่น การจดจำใบหน้าคนที่เรารู้จักกันในชื่อ ไอเกนเฟส (Eigen face) สำหรับการประยุกต์ใช้กับการคัดแยกชนิดการหดตัวนั้นถูกแบ่งออกเป็นสองขั้นตอนคือ ขั้นตอนการเรียนรู้ข้อมูลและขั้นตอนการจัดจำแนกเป็นหมวดหมู่

#### 5.3.1 ขั้นตอนการสร้างฐานข้อมูลการเรียนรู้ ของข้อมูลแมปปิงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG Mapping Data Training)

1. นำข้อมูลการแมปปิงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมาจัดเรียงเป็นเวกเตอร์ให้อยู่ในรูปเวกเตอร์ตามรูปที่ 5.4 ซึ่งสามารถเขียนเป็นสมการได้ตามสมการที่ 5.8 จะเห็นว่าได้ข้อมูลที่อยู่ในรูปของเวกเตอร์เรียงจากซ้ายไปขวาจากบนลงล่างของข้อมูล

$$\begin{bmatrix} f_i(1,1) & f_i(1,2) & f_i(1,3) \\ f_i(2,1) & f_i(2,2) & f_i(2,3) \\ f_i(3,1) & f_i(3,2) & f_i(3,3) \end{bmatrix}$$



$$t_i = [f_i(1,1) \quad f_i(1,2) \quad f_i(1,3) \quad f_i(2,1) \quad f_i(2,2) \quad f_i(2,3) \quad f_i(3,1) \quad f_i(3,2) \quad f_i(3,3)]$$

รูปที่ 5.4 แสดงรูปแบบการจัดวางข้อมูลของการกระจายความเข้ม

$$A = \begin{bmatrix} t_{11} & t_{12} & \cdots & t_{1j} & t_{1M} \\ t_{21} & t_{22} & \cdots & t_{2j} & t_{2M} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ t_{i1} & t_{i2} & \cdots & t_{ij} & t_{iM} \\ t_{N1} & t_{N2} & \cdots & t_{Nj} & t_{NM} \end{bmatrix}_{N \times M} \quad (5.8)$$

2. หากค่า  $\psi$  ในแต่ละหลักของเมตริกซ์  $A$  ตามสมการ 5.9 จะได้เมตริกซ์  $A$  ซึ่งมีขนาดเท่ากับ  $1 \times M$  เมื่อ  $\psi$  คือค่าเฉลี่ยของข้อมูลในแต่ละหลักของเมตริกซ์  $A$

$$\psi = \frac{1}{N} \sum_{l=1}^N t_l \quad (5.9)$$

3. หาค่า  $\phi_{ij}$  จากสมการที่ 5.10 จะได้เมตริกซ์  $\phi$  ซึ่งมีขนาดเท่ากับเมตริกซ์  $A$  เมื่อ  $i=1$  ถึง  $N$  และ  $j=1$  ถึง  $M$  เมื่อ  $\phi_{ij}$  คือค่าผลต่างระหว่างข้อมูลกับค่าเฉลี่ยข้อมูลในแต่ละหลัก

$$\phi_{ij} = t_{ij} - \psi_j \quad (5.10)$$

4. สร้างโควาเรียนเมตริกซ์ (Covariant Matrix, C) เพื่อใช้ในการคำนวณไอเก้นเมตริกซ์ตามสมการที่ 5.11

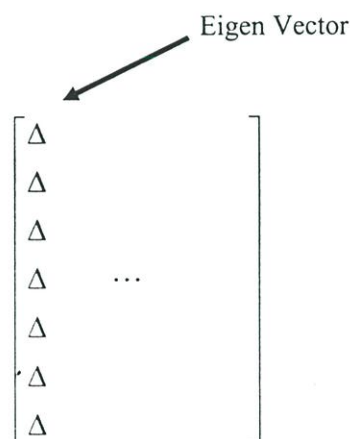
$$C = \phi \cdot \phi^T \quad (5.11)$$

5. คำนวณหาไอเก้นจากสมการที่ 5.12 จะได้ค่าไอเก้นแวลู (Eigen Value) และไอเก้นเวกเตอร์ (Eigen Vector) ของโควาเรียนเมตริกซ์ (Covariant Matrix) C

$$C \cdot v_i = \lambda_i \cdot v_i \quad (5.12)$$

6. ไอเก้นเวกเตอร์ (Eigen Vector) ที่มีค่าไอเก้นแวลู (Eigen Value) ที่มีค่าสูงที่สุดนั้นคือส่วนประกอบหลักของชุดข้อมูล สร้างเมตริกซ์เฉพาะ (Feature Matrix) โดยจัดรูปแบบของไอเก้นเวกเตอร์ (Eigen Vector) ใหม่โดยเรียงลำดับจากเวกเตอร์ที่มีค่าไอเก้นสูงสุดไปถึงเวกเตอร์ไอเก้นที่มีค่าต่ำสุด โดยสามารถตัดเวกเตอร์ที่มีค่าไอเก้นน้อยๆมากออกไปได้ ดังรูปที่ 5.5

Eigen Vector



$$\begin{bmatrix} \Delta \\ \Delta \\ \Delta \\ \Delta \quad \dots \\ \Delta \\ \Delta \\ \Delta \end{bmatrix}$$

Matrix ที่เรียง Eigen Vector จาก Vector ที่มีค่า Eigen Value มากที่สุดไปหาน้อยที่สุด Matrix นี้มีขนาด  $N \times N$

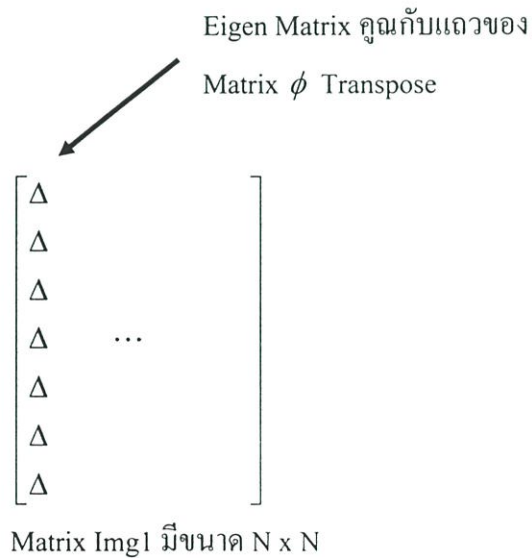
รูปที่ 5.5 เมตริกซ์เฉพาะ (Feature Matrix)

7. สร้างไอเก้นเมทริกซ์ (Eigen Matrix) E ใหม่จากรูปที่ 5.6



รูปที่ 5.6 ไอเก้นเมทริกซ์ (Eigen Matrix) E

8. สร้างเมทริกซ์  $\text{Img1}$  ตามรูปที่ 5.7



รูปที่ 5.7 เมทริกซ์  $\text{Img1}$

9. สร้างเมทริกซ์ของข้อมูลองค์ประกอบหลัก  $img2$  เพื่อใช้เป็นข้อมูลเก็บไว้เพื่อนำมาใช้ในการระบุชนิดในกระบวนการระบุชนิดตามสมการที่ 5.13

$$IMG2 = \frac{img1_{ij}}{norm} \quad (5.13)$$

เมื่อ

$img1_{ij}$  คือ สมาชิกของเมทริกซ์  $IMG1$  เมื่อ  $i=1$  ถึง  $N$  และ  $j=1$  ถึง  $M$

$$norm = \sqrt{\sum_i^N (img_{ij})^2}$$

### 5.3.2 ขั้นตอนการจัดจำแนกเป็นหมวดหมู่ (EMG Mapping Data Testing)

การระบุชนิดของข้อมูลทดสอบมีวิธีการดังต่อไปนี้คือ

1. นำข้อมูลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อทดสอบมาจัดเรียงเป็นเวกเตอร์ให้อยู่ในรูปเวกเตอร์ ตามสมการที่ 5.14 เป็นเมทริกซ์  $B$  ซึ่งมีขนาด  $1 \times M$

$$B = [t_1 \quad t_j \quad \cdots \quad t_M] \quad \text{เมื่อ } j=1 \text{ ถึง } M \quad (5.14)$$

2. หาค่าเมทริกซ์  $D$  จากสมการที่ 5.15 เมื่อ  $D$  คือผลต่างระหว่างข้อมูลกับค่าเฉลี่ยข้อมูล  $\psi$

$$D = B - \psi \quad (5.15)$$

โดยที่

$\psi$  ค่าเฉลี่ยที่นำมาจากกระบวนการวิเคราะห์องค์ประกอบข้อมูล

3. สร้างเมทริกซ์  $IMG1$  ขึ้นใหม่จากสมการที่ 5.16

$$IMG1 = E \times D^T \quad (5.16)$$

โดยที่

$\psi$  ค่าเฉลี่ยที่นำมาจากกระบวนการวิเคราะห์องค์ประกอบข้อมูล

4. สร้างเมทริกซ์  $IMG3$  จากสมการที่ 5.17 โดยที่  $img1_{ij}$  เป็นสมาชิกของ  $IMG1$  ที่สร้างขึ้นมาใหม่

$$IMG3 = \frac{img1_{ij}}{norm} \quad (5.17)$$

เมื่อ

$img1_{ij}$  คือสมาชิกของเมทริกซ์  $IMG1$  เมื่อ  $i=1$  ถึง  $N$  และ  $j=1$  ถึง  $M$

$$norm = \sqrt{\sum_i^N (img_{ij})^2}$$

5. การระบุชนิดของข้อมูลเป็นการหาค่าผลต่างจากสมการที่ 5.18 โดยเมทริกซ์ผลลัพธ์จะมีขนาดเท่ากับ  $1 \times N$  ซึ่งตำแหน่งที่มีค่าค่าน้อยที่สุดในเมทริกซ์ผลลัพธ์นั้นเป็นตัวระบุชนิด

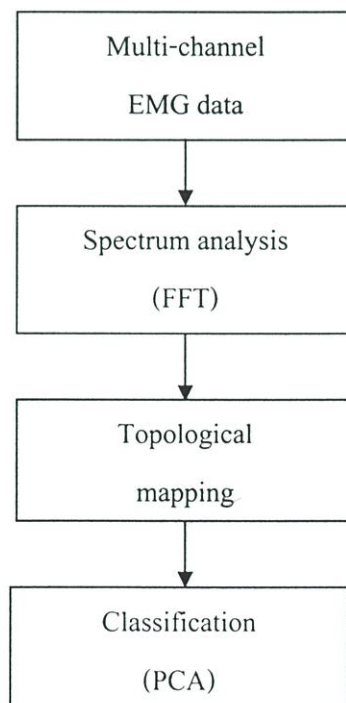
$$result^2 = \|IMG3 - IMG2\|^2 \quad (5.18)$$

## บทที่ 6

### การทดลองและผลการทดลอง

#### 6.1 บทนำ

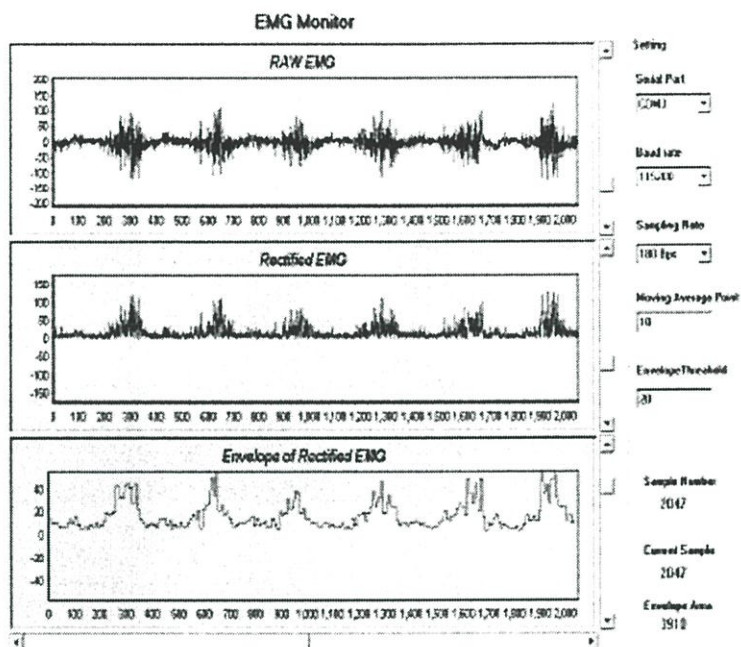
ในงานวิจัยนี้จะทำการแบ่งกระบวนการต่างๆได้เป็น 3 ช่วง ได้แก่ กระบวนการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะทำการออกแบบระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ 16 ช่องโดยใช้พีซี ซอกโมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อทำการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดขึ้นของแต่ละท่าทางการเคลื่อนไหวของมือ สำหรับกระบวนการแมปปี้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อหารูปแบบการหดตัวและกระบวนการคัดแยกรูปแบบการหดตัวได้ทำการพัฒนาโปรแกรมคอมพิวเตอร์โดยใช้เทคนิคและอัลกอริทึมต่างๆดังที่ได้อธิบายในบทที่ 4 ถึงบทที่ 5 พัฒนาด้วยโปรแกรม MATLAB Version 6.1 บนระบบปฏิบัติการ Microsoft Windows xp เครื่องคอมพิวเตอร์ที่ใช้พัฒนาและทดสอบโปรแกรมเป็นเครื่อง Notebook ที่มีระบบประมวลผลแบบ Pentium M มีหน่วยความจำหลัก 1 GB สำหรับรายละเอียดของกระบวนการคัดแยกการหดตัวของกล้ามเนื้อแสดงได้ดังรูปที่ 6.1



รูปที่ 6.1 ขั้นตอนของการคัดแยกการหดตัวของกล้ามเนื้อ

## 6.2 กระบวนการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ 1 ช่อง

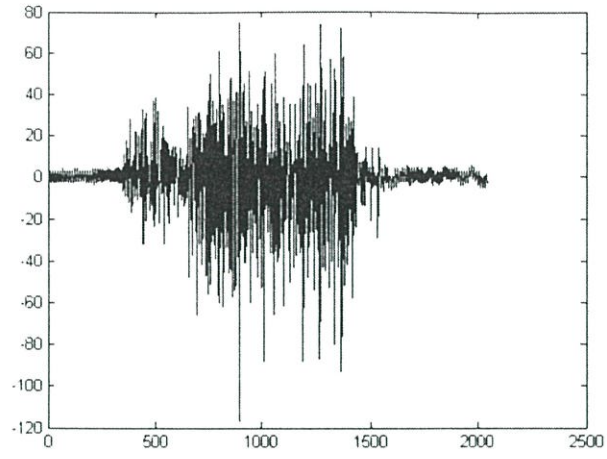
กระบวนการนี้จะทำการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยใช้ระบบวัดสัญญาณที่ออกแบบและสร้างขึ้นมาซึ่งในการเก็บผลนี้จะทำการทดลองวัดสัญญาณแบบ 1 ช่องเพื่อนำผลที่ได้ไปทดสอบความถูกต้องของสัญญาณและนำไปประยุกต์ใช้งานทางด้านการประเมินความล้าของกล้ามเนื้อ



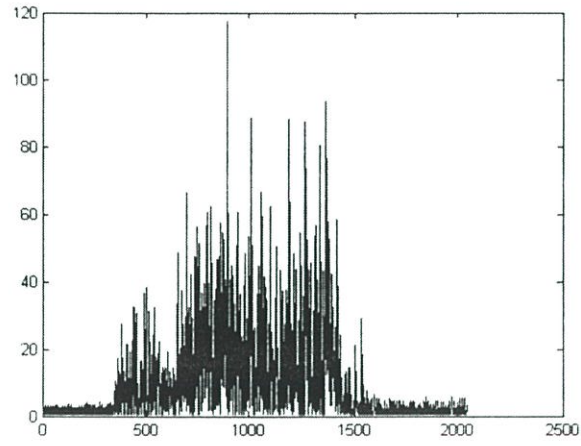
รูปที่ 6.2 รูปบน Raw EMG รูปกลาง Rectifier EMG รูปล่าง Envelope of rectifier EMG

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์ การแสดงผลของข้อมูลต่างๆ จะประกอบไปด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Raw EMG) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผ่านกรองเฉพาะซีกบวก (Rectified EMG) และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีเฉพาะขอบของสัญญาณ (Envelope of rectified EMG) โดยที่มีการคำนวณพื้นที่ใต้กราฟของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีเฉพาะขอบของสัญญาณด้วยซึ่งถือว่าเป็นดัชนีที่สำคัญที่สัมพันธ์กับสภาวะของกล้ามเนื้อ ขอบของสัญญาณได้มาจากการนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีเฉพาะขอบของสัญญาณผ่านการกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low pass filter) การหาพื้นที่ทำโดยการหาพื้นที่ใต้กราฟ แสดงดังรูป 6.2

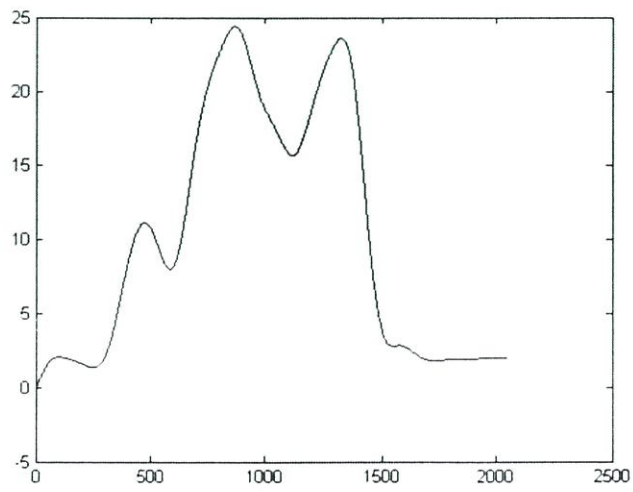
ทดสอบนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผ่านการแสดงผลที่คอมพิวเตอร์มาประมวลผลเบื้องต้นโดยใช้โปรแกรม Matlab คือ การหาสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผ่านกรองเฉพาะซีกบวก สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีเฉพาะขอบของสัญญาณและหาสเปกตรัมของสัญญาณจะพบว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีความถี่อยู่ในช่วงไม่เกิน 500 เฮิรตซ์ แสดงให้เห็นดังรูปที่ 6.3



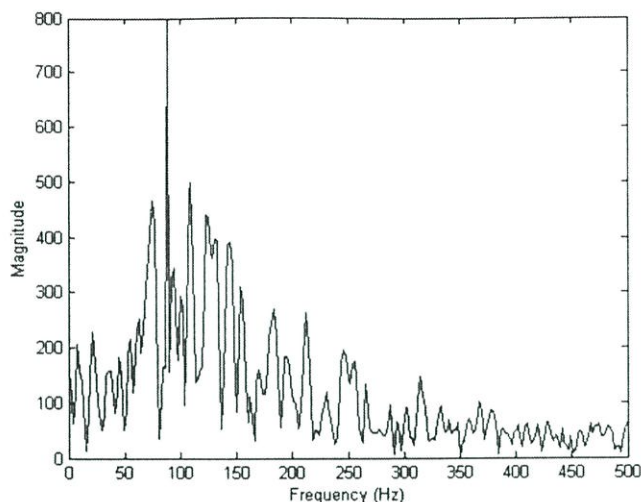
(a)



(b)



(c)



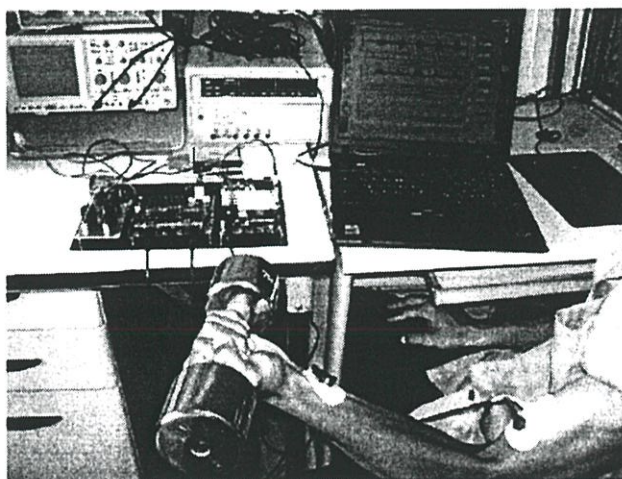
(d)

รูปที่ 6.3 (a) แสดงสัญญาณ Raw EMG (b) แสดงสัญญาณ Rectified EMG

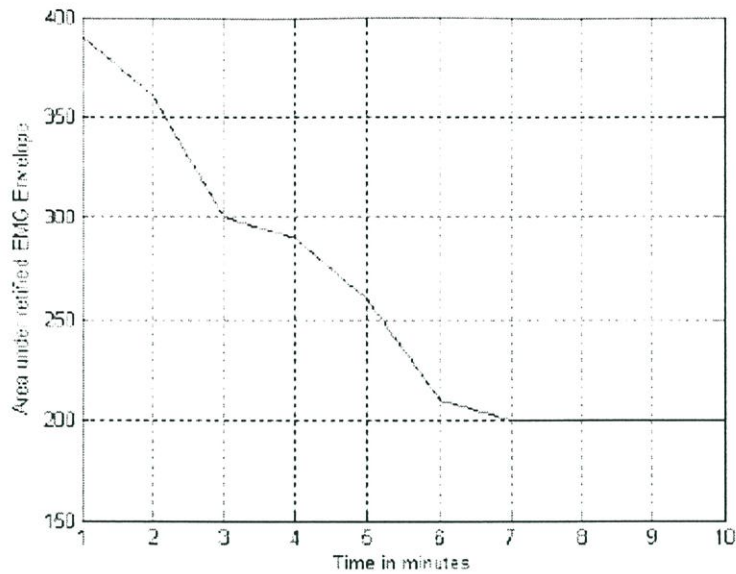
(c) แสดงสัญญาณ Envelope of rectifier EMG (d) แสดงผลการทำ FFT

### 6.2.1 การประยุกต์การทดสอบประเมินความล้าของกล้ามเนื้อ

ในการประยุกต์การใช้งานของระบบวัด บันทึกและแสดงผลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ ออกแบบขึ้นมานั้น จะทำการทดสอบประเมินสถานะของกล้ามเนื้อ โดยทำการหาพื้นที่ใต้กราฟ ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีเฉพาะขอบของสัญญาณ (Envelope of rectified EMG) ในขณะที่มี การออกกำลังกายโดยการยกน้ำหนักทุกๆ 1 นาที โดยวัดบริเวณกล้ามเนื้อไบเซป (Biceps) แสดงดัง ในรูปที่ 6.4 (a) สำหรับรูปที่ 6.4 (b) แสดงกราฟที่พล็อตได้โดยเป็นการเปรียบเทียบพื้นที่ของ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีเฉพาะขอบของสัญญาณ (Envelope of rectified EMG) เปรียบเทียบกับ เวลา และแสดงให้เห็นว่าเมื่อทำการออกกำลังกายไปเรื่อยๆ กล้ามเนื้อจะมีการล้าเกิดขึ้น



(a)

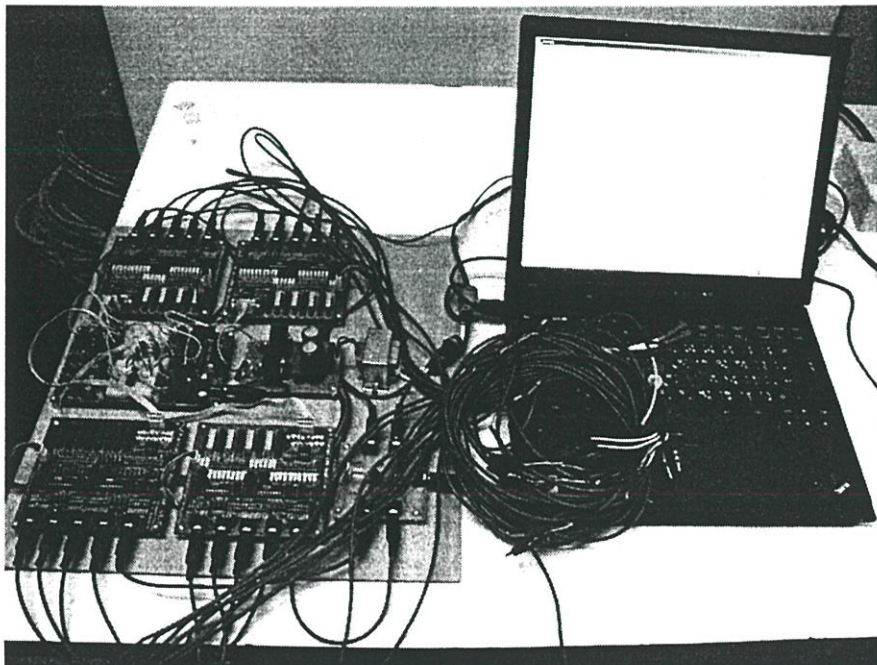


(b)

รูปที่ 6.4 (a) แสดงการทดลองประเมินการล้าของกล้ามเนื้อ (b) ผลการทดลอง

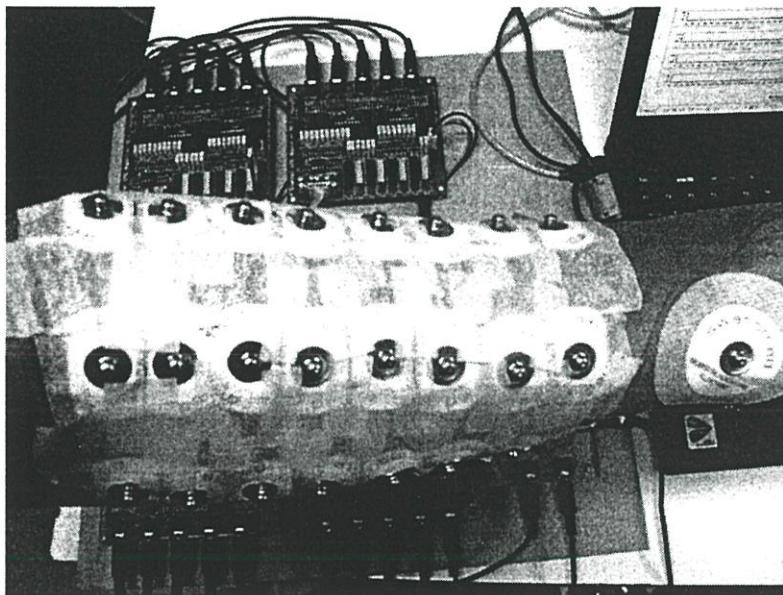
### 6.3 กระบวนการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ 16 ช่อง

กระบวนการนี้จะทำการบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อพร้อมกัน 16 ช่องสัญญาณโดยบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของแต่ละท่าทางของการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อส่วนแขน โดยเก็บข้อมูลทั้งหมด 7 ท่าทาง ท่าทางละ 10 ครั้ง สำหรับระบบที่ใช้ในการทดลองแสดงให้เห็นดังรูปที่ 6.5

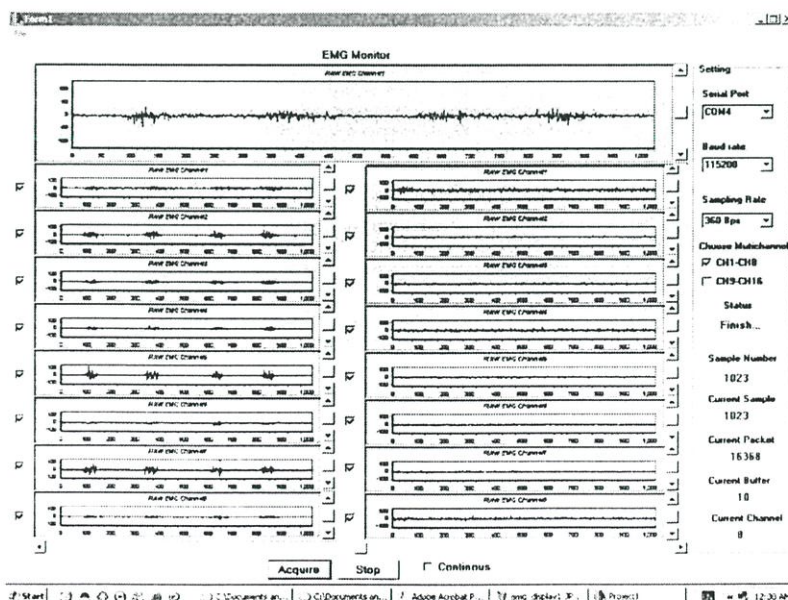


รูปที่ 6.5 แสดงระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ 16 ช่อง

สำหรับอิเล็กโทรดที่ใช้ในการวัดสัญญาณจะใช้ชนิดเดียวกับที่ใช้วัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเป็นอิเล็กโทรดชนิดติดผิวหนัง (Surface electrode) ที่ทำมาจากซิลเวอร์/ซิลเวอร์คลอไรด์ (Ag/AgCl) โดยติดรอบแขนมีระยะห่างของอิเล็กโทรดที่เท่ากันซึ่งถูกวางเป็นเมตริกซ์ขนาด 4 x 4 โดยแสดงให้เห็น ดังรูปที่ 6.6 สำหรับโปรแกรมที่ใช้ในการแสดงผลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดได้ทั้ง 16 ช่องแสดงดังรูปที่ 6.7



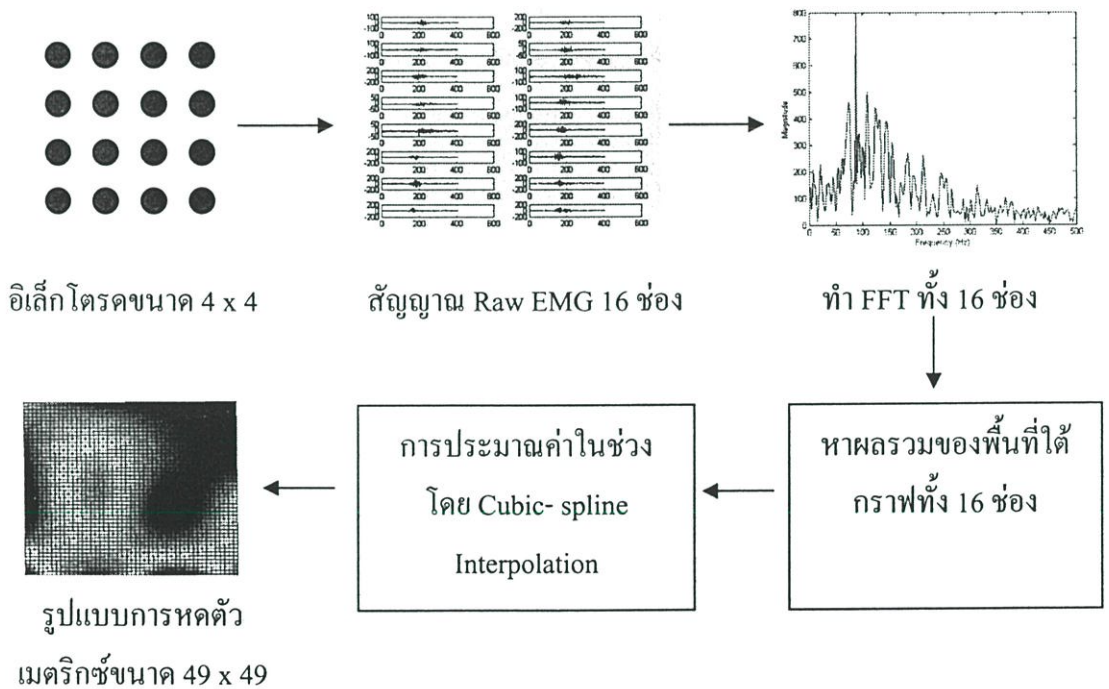
รูปที่ 6.6 แสดงการติดอิเล็กโทรด



รูปที่ 6.7 แสดง Raw EMG 16 ช่อง

## 6.4 กระบวนการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อหารูปแบบของการหดตัว

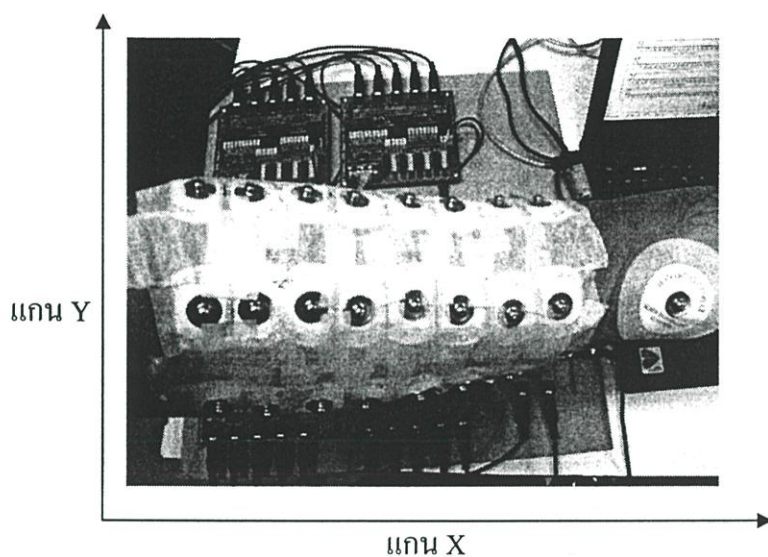
กระบวนการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อหารูปแบบของการหดตัวแสดงดังรูปที่ 6.8 โดยสามารถอธิบายได้ดังนี้ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดได้จากการติดอิเล็กโทรดแบบติดผิวหนังแบบ 16 ช่องโดยจัดเรียงให้เป็นเมทริกซ์ขนาด  $4 \times 4$  ติครอบกล้ามเนื้อบริเวณส่วนแขน สัญญาณทั้ง 16 ช่องจะถูกหาค่าผลตอบสนองความถี่โดยใช้การแปลงฟูริเยร์จากนั้นหาผลรวมของพื้นที่ใต้กราฟของความถี่ในแต่ละช่องทั้ง 16 ช่อง ก็จะเสมือนว่าได้ข้อมูลของผลรวมของความถี่ในแต่ละจุดที่ติดอยู่บนแขนซึ่งเป็นเมทริกซ์ที่มีขนาด  $4 \times 4$  กลุ่มข้อมูลที่ได้นี้ยังไม่สามารถที่จะแสดงผลให้เห็นรูปแบบของการเคลื่อนไหวของมือได้เนื่องจากความละเอียดของข้อมูลยังน้อย จึงได้ใช้วิธีการประมาณค่าระหว่างช่วงแบบ Cubic-spline โดยทดลองการประมาณค่าและดูผลของการแมปปีงในแต่ละครั้ง จะทำให้ทราบว่า การประมาณค่าให้มีจำนวนข้อมูลที่เป็นเมทริกซ์ขนาด  $49 \times 49$  จะทำให้เห็นรูปแบบของการเคลื่อนไหวของมือในแต่ละท่าทางอย่างชัดเจน



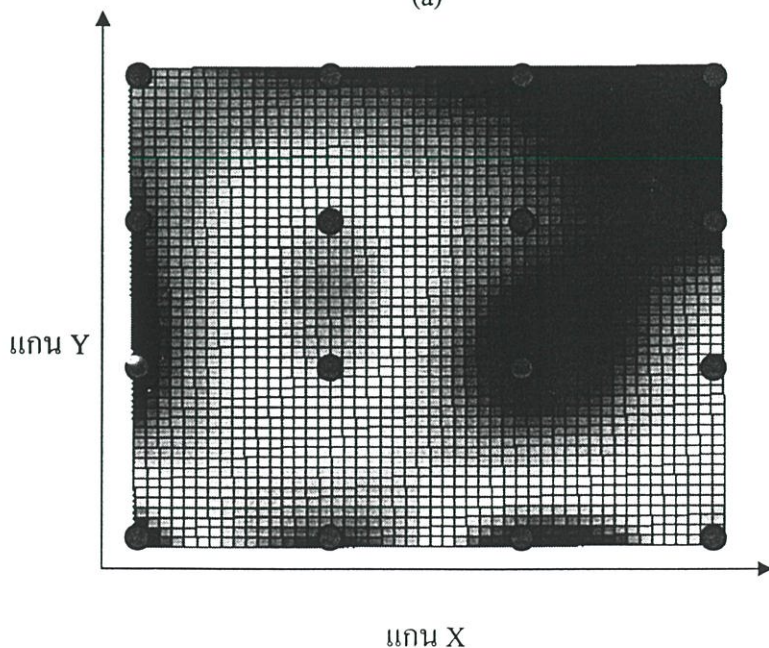
รูปที่ 6.8 แสดงขั้นตอนของการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

#### 6.4.1 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อด้วยวิธีสไปน์ (Spline interpolation)

สำหรับผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อนั้นจะแสดงในรูปแบบของการพล็อตพื้นผิวแบบ 2 มิติ ซึ่งสามารถอธิบายให้เห็นถึงความสัมพันธ์ระหว่างการจัดเรียงอิเล็กโทรดที่ติดอยู่บนแบนด์รูปที่ 6.9 (a) ซึ่งถูกจัดเรียงในรูปแบบเมทริกซ์ขนาด  $4 \times 4$  และผลการแมปปีงซึ่งเป็นรูปแบบของการหาคำคูณรูปที่ 6.9 (b) ซึ่งจะเป็นผลรวมของการแปลงฟูริเยร์ของแต่ละช่อง ทั้งหมด 16 ช่อง และผ่านการประมาณค่า จะทำให้ได้รูปแบบต่างๆ ดังนั้นในแต่ละท่าทางการเคลื่อนไหวของมือจะเห็นความแตกต่าง ซึ่งสามารถแสดงความสัมพันธ์ระหว่างจุดที่วางอิเล็กโทรดและความเข้มบนการพล็อตแบบพื้นผิวนี้ได้



(a)

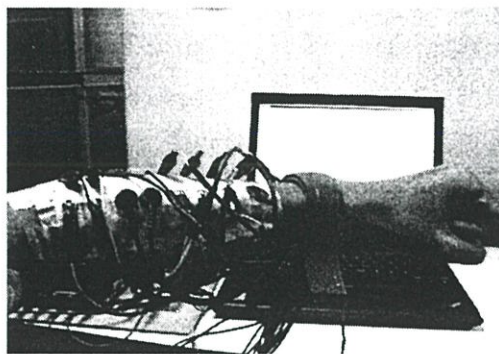


(b)

รูปที่ 6.9 (a) การติดอิเล็กโทรดบนแบน (b) ผลการแมปปีงเทียบกับตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด

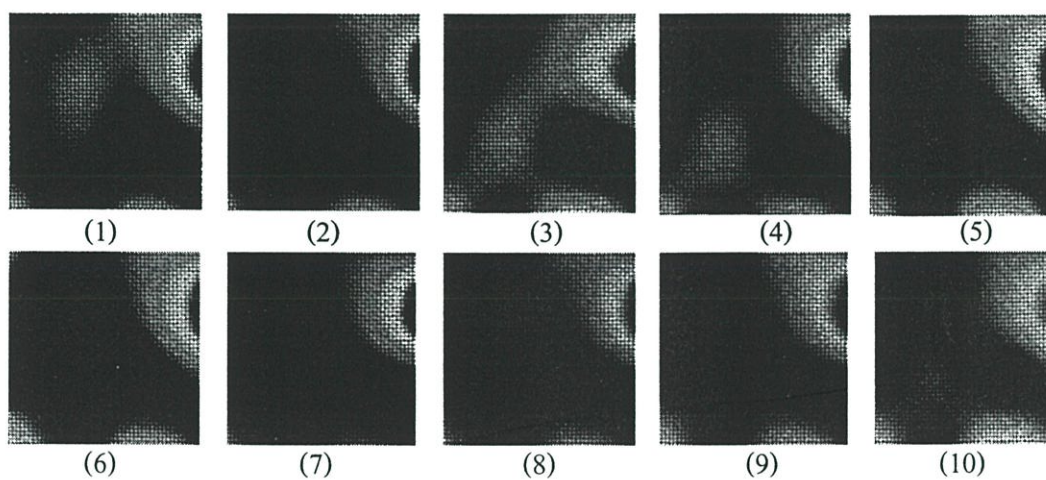
ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของการเคลื่อนไหวแบบต่างๆ

1. การเคลื่อนไหวแบบกำมือ (Hand close)



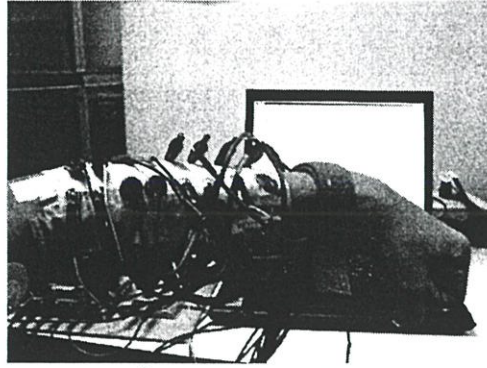
รูปที่ 6.10 การเคลื่อนไหวแบบกำมือ (Hand close)

1.1 ผลการแมปปีงสัญญาณ



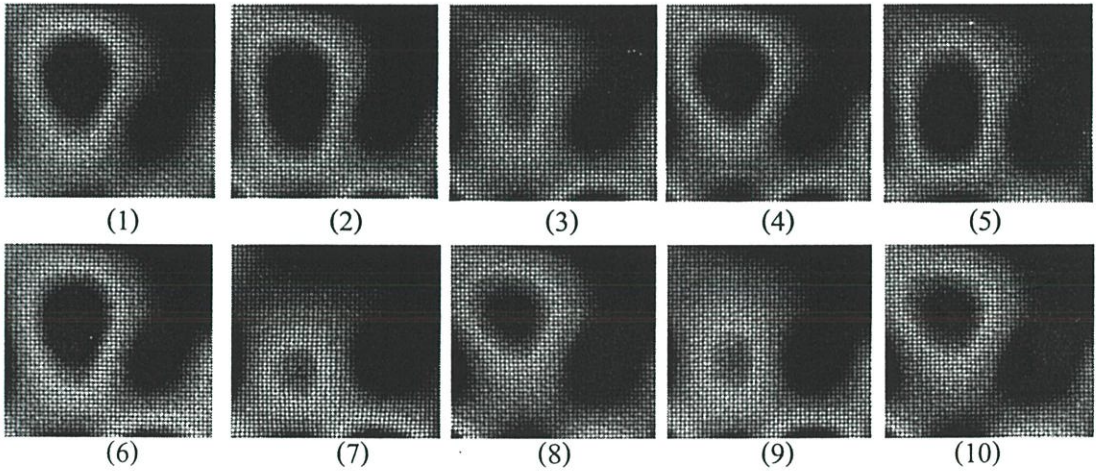
รูปที่ 6.11 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

## 2. การเคลื่อนไหวแบบงอมือลง (Wrist extension)



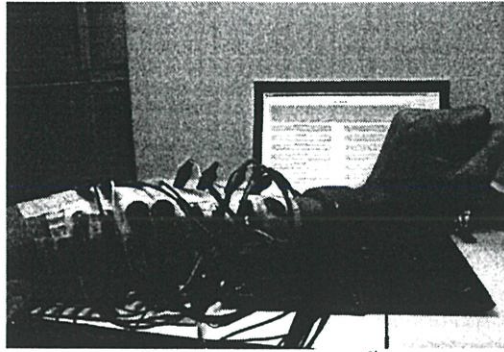
รูปที่ 6.12 การเคลื่อนไหวแบบงอมือ (Wrist extension)

### 2.1 ผลการแมปปีงสัญญาณ



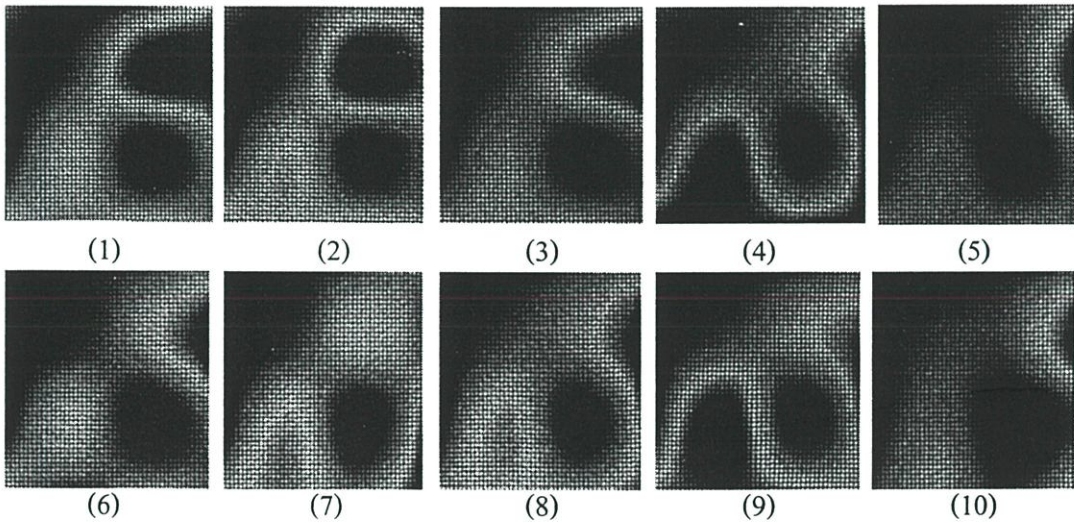
รูปที่ 6.13 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

### 3. การเคลื่อนไหวแบบงอมือขึ้น (Wrist flexion)



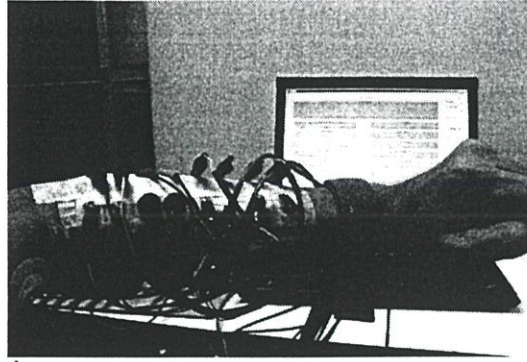
รูปที่ 6.14 การเคลื่อนไหวแบบงอมือขึ้น (Wrist flexion)

#### 3.1 ผลการแมปปีงสัญญาณ



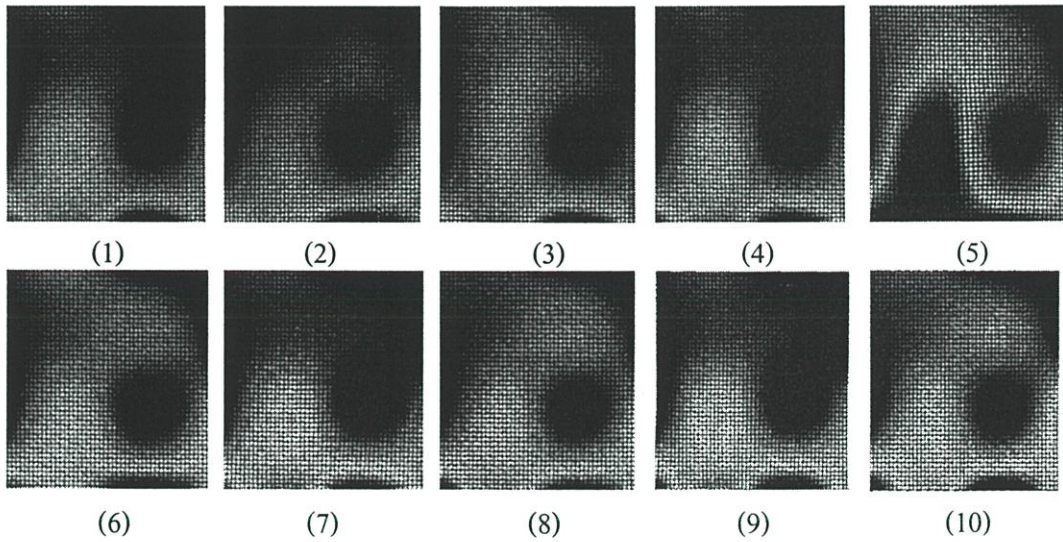
รูปที่ 6.15 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

#### 4. การเคลื่อนไหวแบบบิดมือ (Radial flexion)



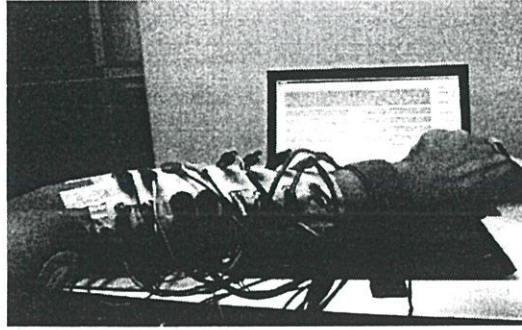
รูปที่ 6.16 การเคลื่อนไหวแบบบิดมือ (Radial flexion)

##### 4.1 ผลการแมปปีงสัญญาณ



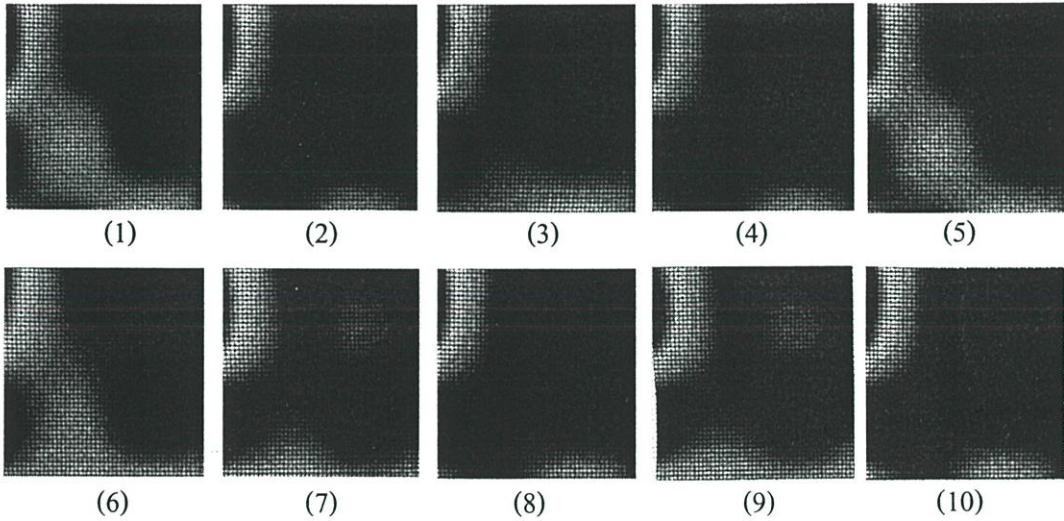
รูปที่ 6.17 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

## 5. การเคลื่อนไหวแบบบิดมือ (Ulnar flexion)



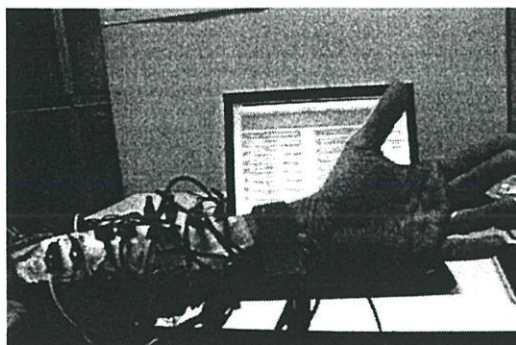
รูปที่ 6.18 การเคลื่อนไหวแบบบิดมือ (Ulnar flexion)

### 5.1 ผลการแมปปีงสัญญาณ



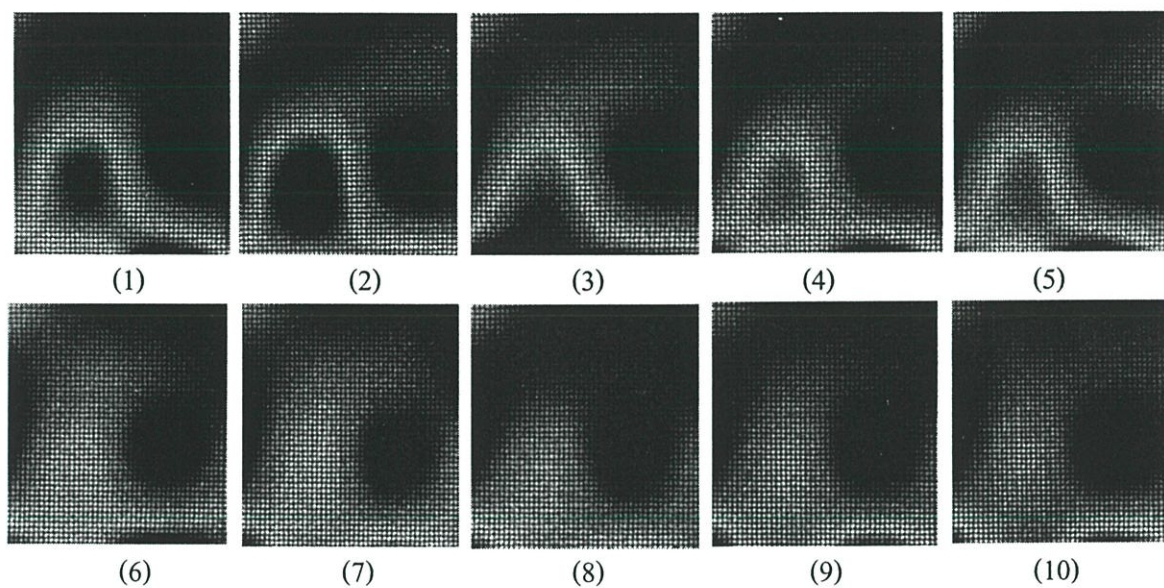
รูปที่ 6.19 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

## 6. การเคลื่อนไหวแบบหงายมือ (Wrist supination)



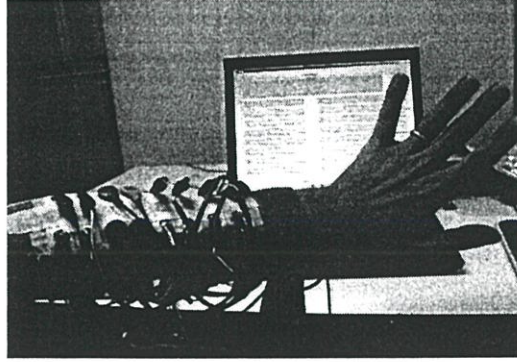
รูปที่ 6.20 การเคลื่อนไหวแบบหงายมือ (Wrist supination)

### 6.1 ผลการแมปปีงสัญญาณ



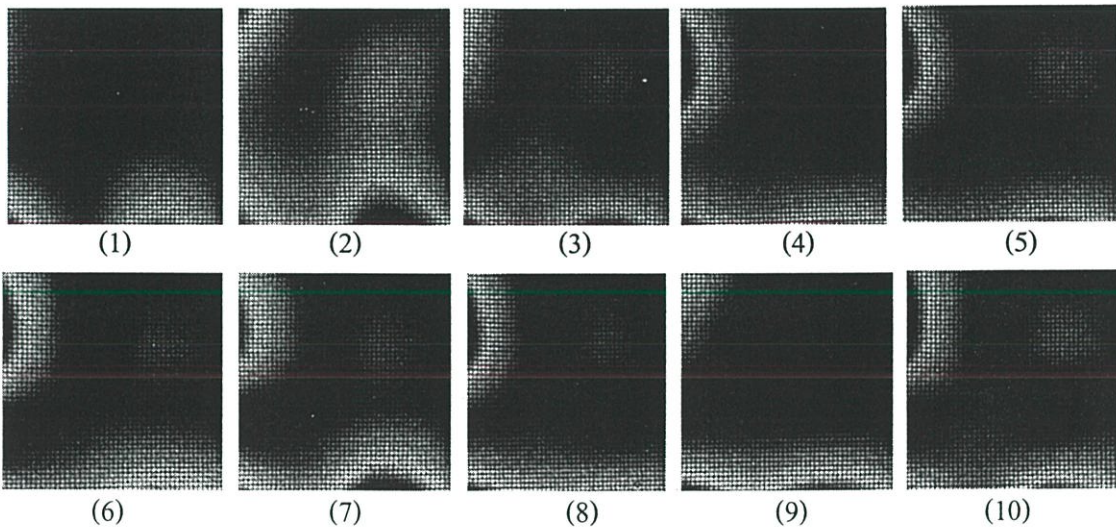
รูปที่ 6.21 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

## 7. การเคลื่อนไหวแบบคว่ำมือ (Wrist pronation)



รูปที่ 6.22 การเคลื่อนไหวแบบคว่ำมือ (Wrist pronation)

### 7.1 ผลการแมปปีงสัญญาณ

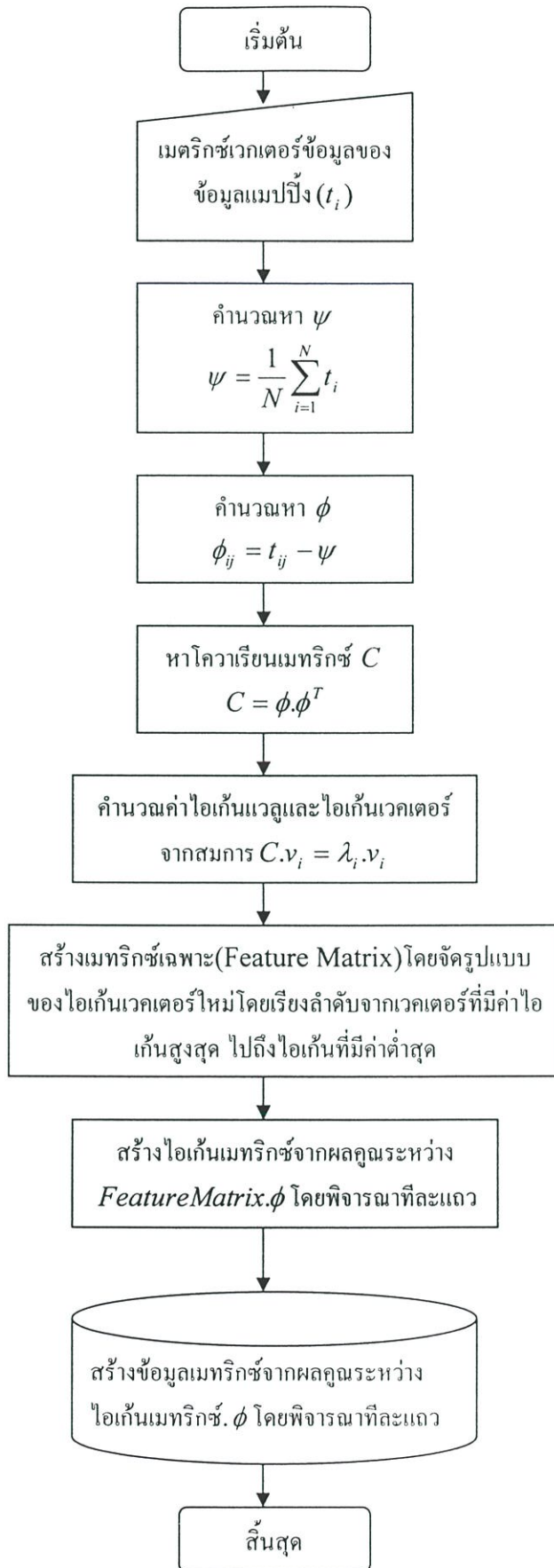


รูปที่ 6.23 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

## 6.5 การคัดแยกด้วยหลักการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (PCA)

ในการทดลองจะทำการเคลื่อนไหวทั้งหมด 7 ท่าทาง เก็บผลการเคลื่อนไหวท่าทางละ 10 ครั้ง จะทำให้ได้รูปแบบการหดตัวของกล้ามเนื้อทั้งหมดจำนวน 70 รูปแบบ โดยในการวิจัยนี้จะทำการแบ่งสำหรับกระบวนการสร้างข้อมูลการเรียนรู้ 35 รูปแบบ สำหรับกระบวนการสร้างข้อมูลทดสอบ 35 รูปแบบ ขั้นตอนการคัดแยกการหดตัวของกล้ามเนื้อแบ่งออกเป็น 3 ขั้นตอนคือ กระบวนการสร้างข้อมูลการเรียนรู้ (Training Process) กระบวนการสร้างข้อมูลทดสอบ (Testing process) และ ขั้นตอนการคัดแยกโดยการหาผลต่างของข้อมูล

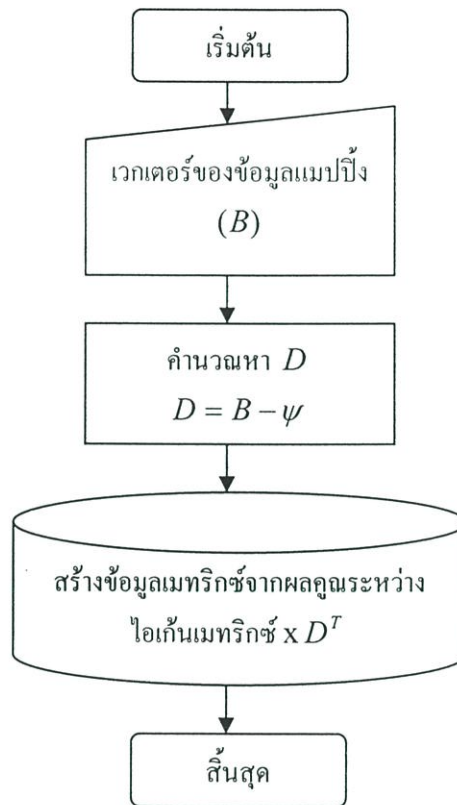
6.5.1 กระบวนการเรียนรู้ เป็นส่วนของการจัดเตรียมข้อมูลการแมปปีงที่ได้มาเข้ากระบวนการสร้างฐานข้อมูลโดยใช้การวิเคราะห์องค์ประกอบหลักซึ่งมีกระบวนการดังรูปที่ 6.24



รูปที่ 6.24 ขั้นตอนการเรียนรู้

เมตริกซ์ของข้อมูลองค์ประกอบหลักที่ได้จากกระบวนการเรียนรู้นี้ เก็บไว้เป็นข้อมูลเพื่อจะนำมาใช้ในการระบุชนิดในกระบวนการระบุชนิด

6.5.2 กระบวนการสร้างข้อมูลทดสอบ(Testing process) เป็นการจัดเตรียมข้อมูลที่ใช้ทดสอบการระบุชนิด โดยการนำข้อมูลมาจัดเรียงเป็นเวกเตอร์ มาเข้ากระบวนการสร้างฐานข้อมูลโดยใช้การวิเคราะห์องค์ประกอบข้อมูล ซึ่งมีกระบวนการ ดังนี้



รูปที่ 6.25 ขั้นตอนการสร้างข้อมูลทดสอบ(Testing process)

ในส่วนกระบวนการสร้างข้อมูลทดสอบ จากข้อมูลแมปปีงที่ต้องการระบุชนิดซึ่งแสดงดังรูปที่ 6.25 เห็นว่าการคำนวณส่วนของข้อมูลการทดสอบจะใช้ข้อมูลที่ได้จากขั้นตอนการเรียนรู้ได้แก่  $\psi$  และ  $E$  นั้นมาใช้ในการสร้างข้อมูลทดสอบ

โดยที่

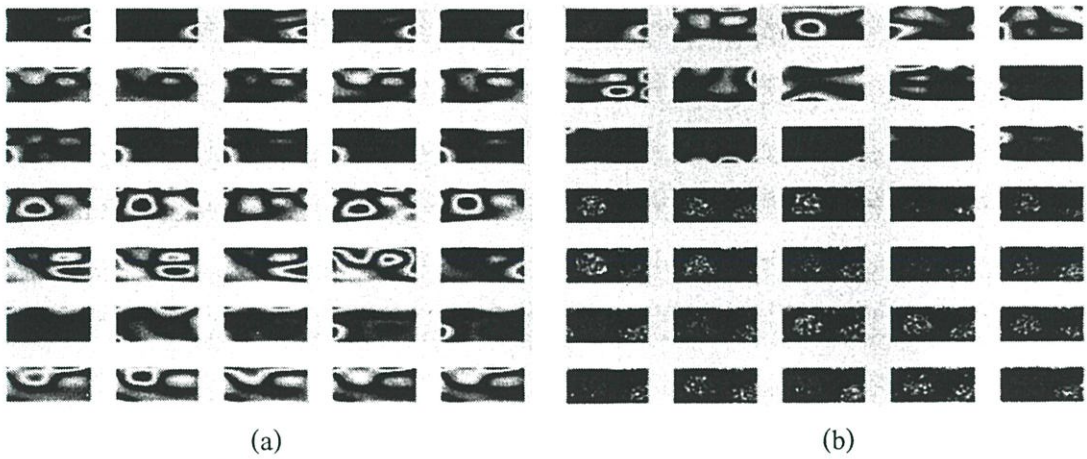
$\psi$  คือ ค่าเฉลี่ยเมตริกซ์ที่ได้จากกระบวนการเรียนรู้

$E$  คือ ค่าไอเก้นเมตริกซ์ที่ได้จากกระบวนการเรียนรู้

6.5.3 กระบวนการระบุชนิดด้วยการหาผลต่างข้อมูล โดยการอาศัยการคำนวณหาค่าผลต่างที่น้อยที่สุดของข้อมูลเรียนรู้กับเมตริกซ์ทดสอบ

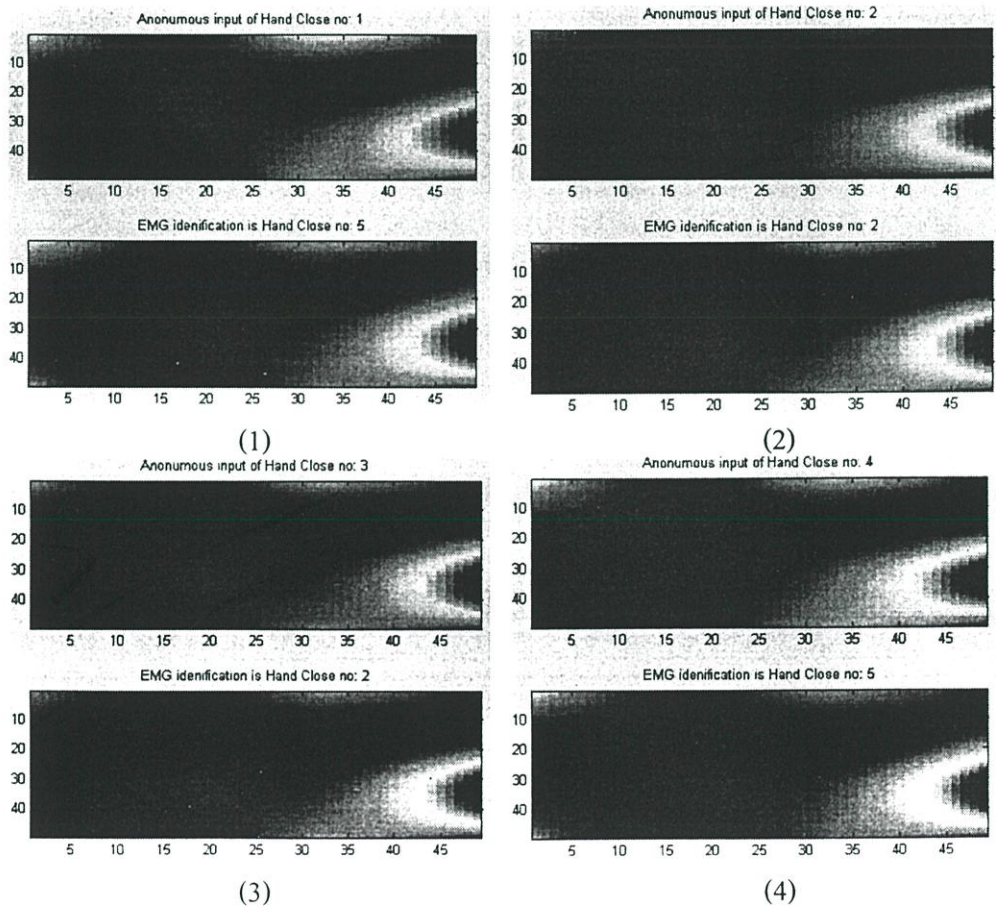
$$result^2 = \|test\_data - training\_data\|^2$$

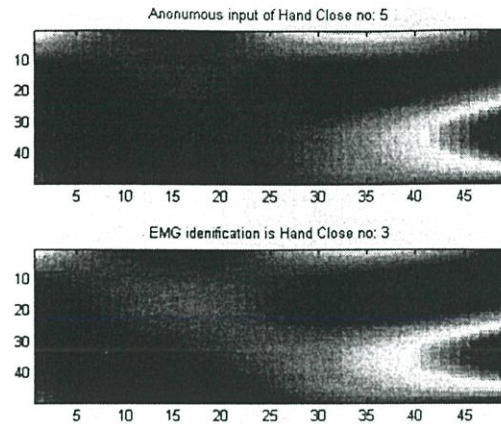
### 6.5.1 ผลการคัดแยกการหดตัวของกล้ามเนื้อด้วยการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก



รูปที่ 6.26 (a) เทรนเซตที่ใช้ในการคัดแยกสัญญาณ (b) ไอเกนเวกเตอร์

#### 1. ผลการคัดแยกการเคลื่อนไหวแบบกำมือ (Hand close)

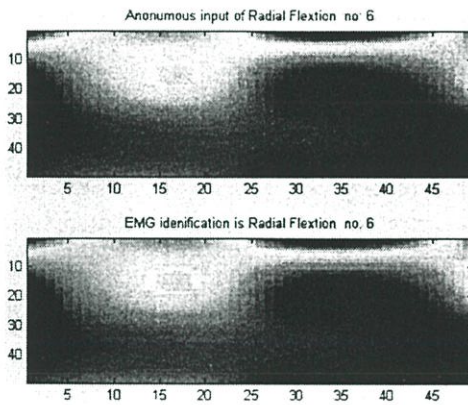




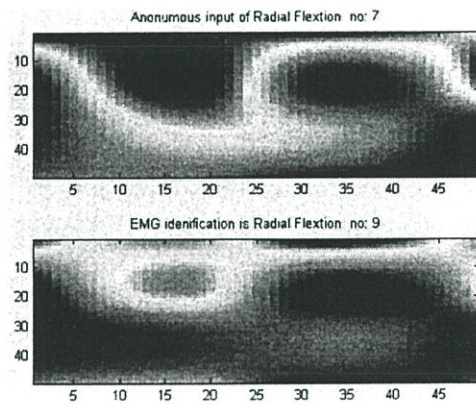
(5)

รูปที่ 6.27 ผลการคัดแยกการหดตัว

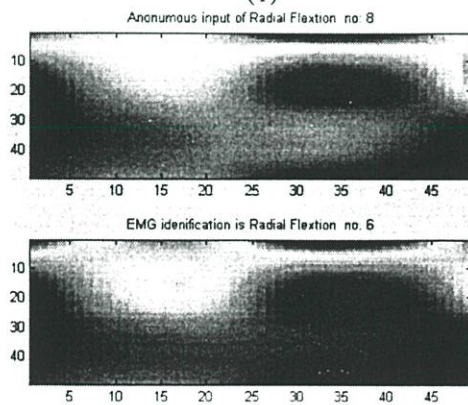
## 2. ผลการคัดแยกการเคลื่อนไหวแบบบิดมือ (Radial flexion)



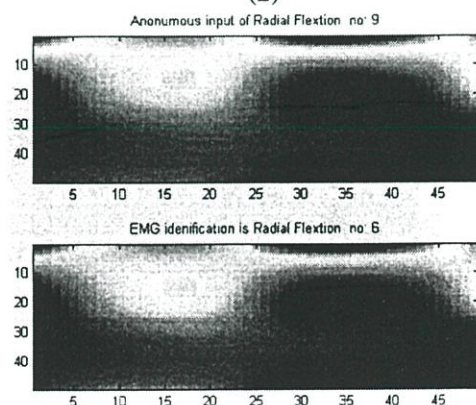
(1)



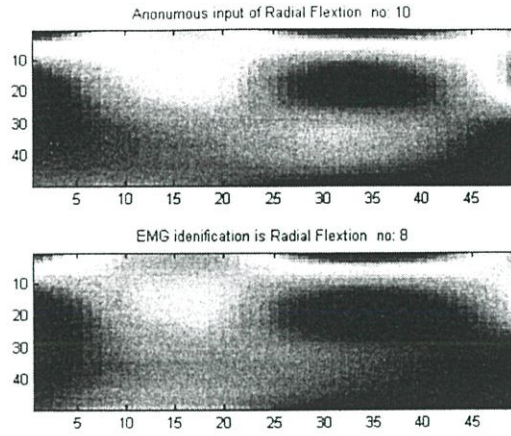
(2)



(3)



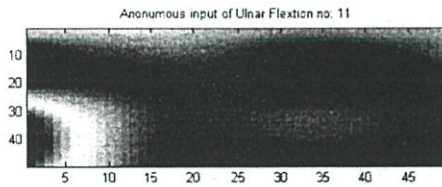
(4)



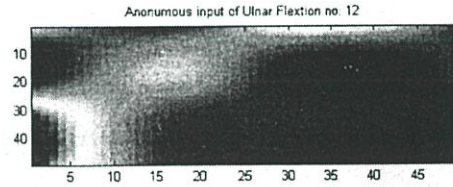
(5)

รูปที่ 6.28 ผลการคัดแยกการหดตัว

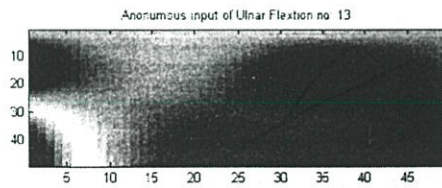
### 3. ผลการคัดแยกการเคลื่อนไหวแบบบิดมือ (Ulnar flexion)



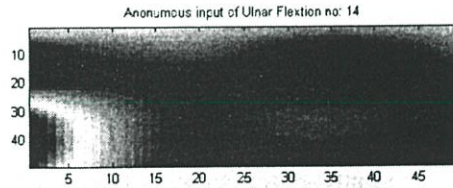
(1)



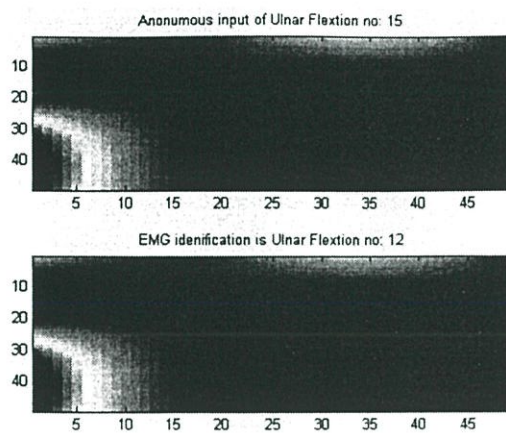
(2)



(3)



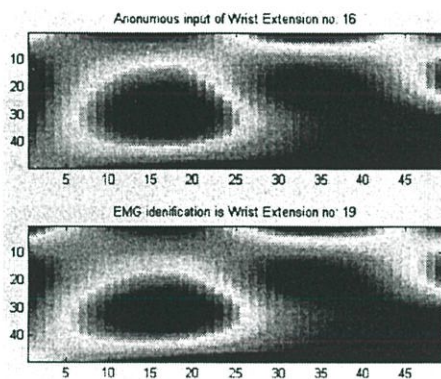
(4)



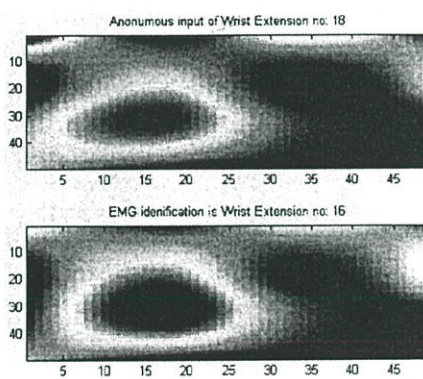
(5)

รูปที่ 6.29 ผลการคัดแยกการหดตัว

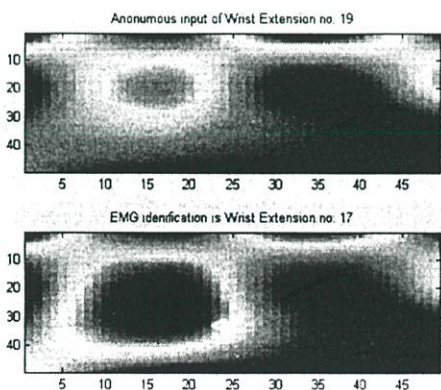
## 4. ผลการคัดแยกการเคลื่อนไหวแบบงอมือลง (Wrist extension)



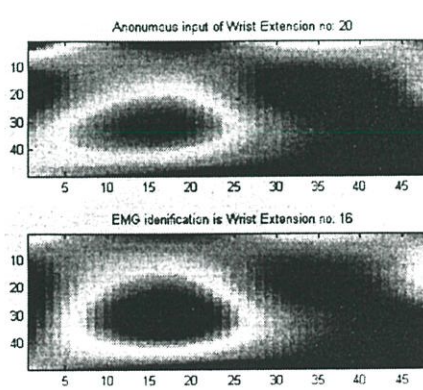
(1)



(2)



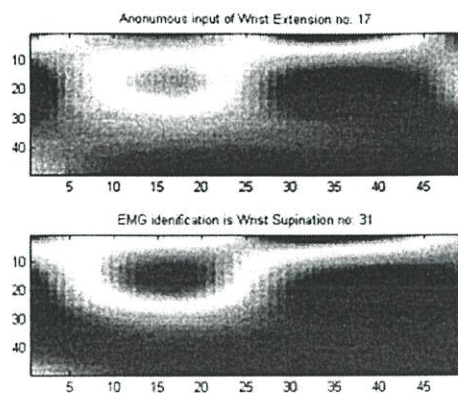
(3)



(4)

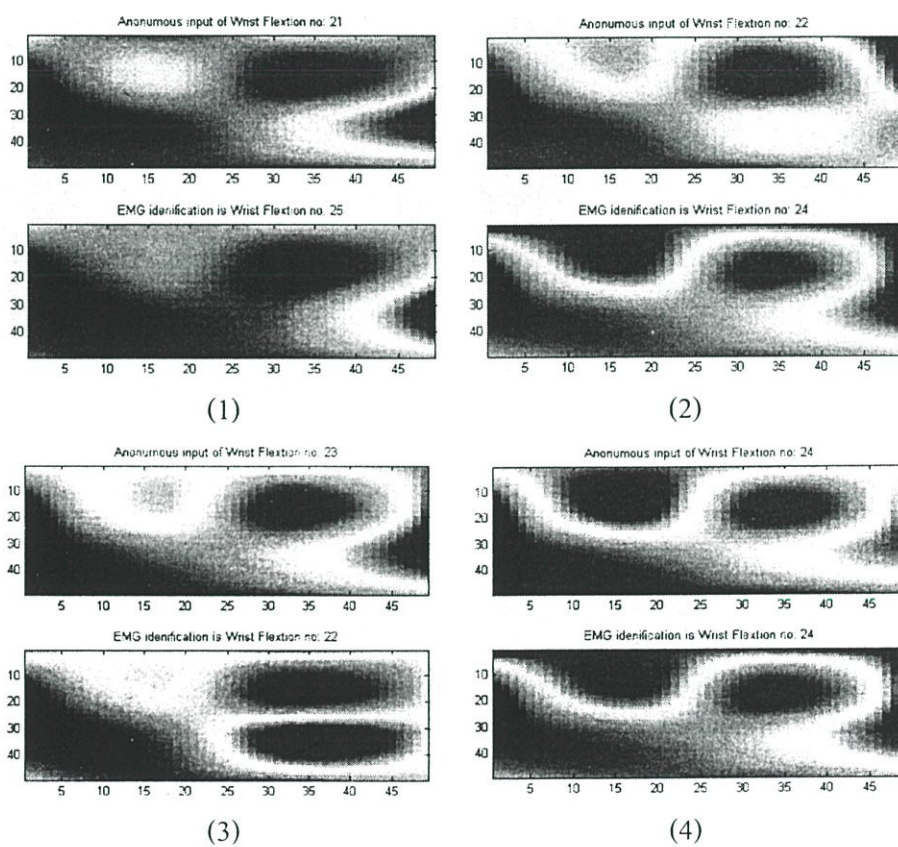
รูปที่ 6.30 ผลการคัดแยกการหดตัว

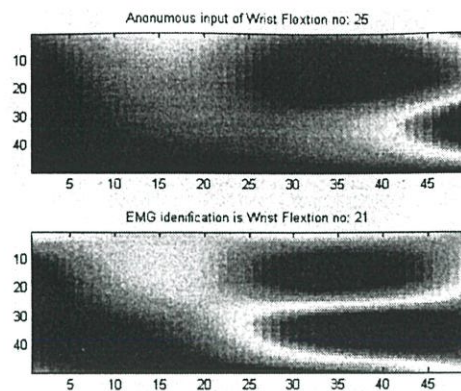
ผลการคัดแยกที่มีความผิดพลาด 1 ครั้ง



รูปที่ 6.31 ผลการคัดแยกการหดตัว

5. ผลการคัดแยกการเคลื่อนไหวแบบงอมือขึ้น (Wrist flexion)

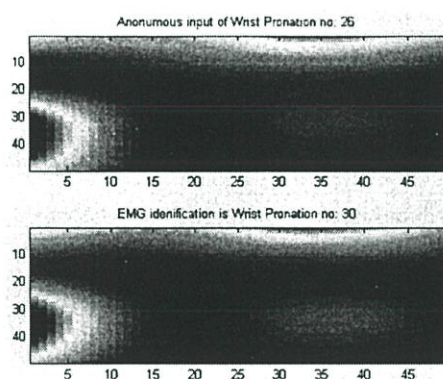




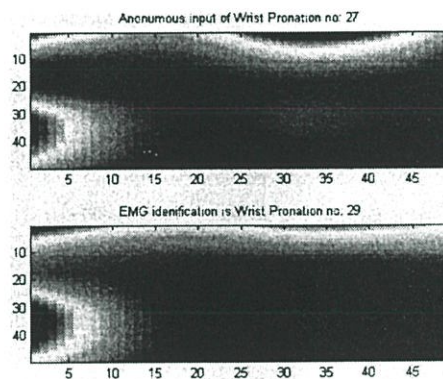
(5)

รูปที่ 6.32 ผลการคัดแยกการหดตัว

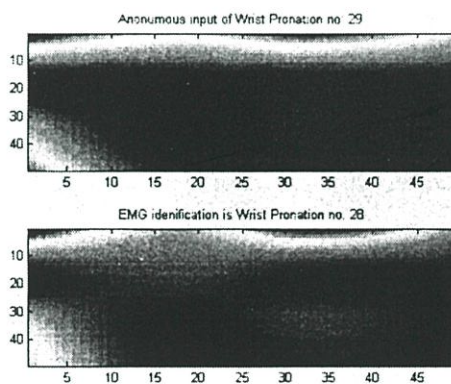
## 6. ผลการคัดแยกการเคลื่อนไหวแบบคว่ำมือ (Wrist pronation)



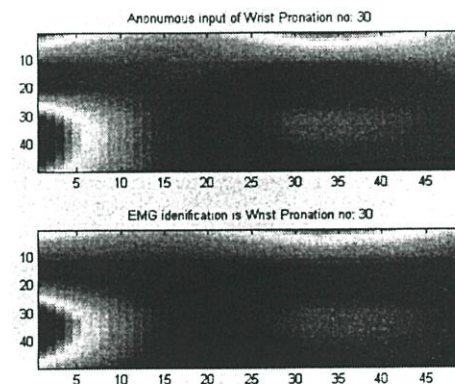
(1)



(2)



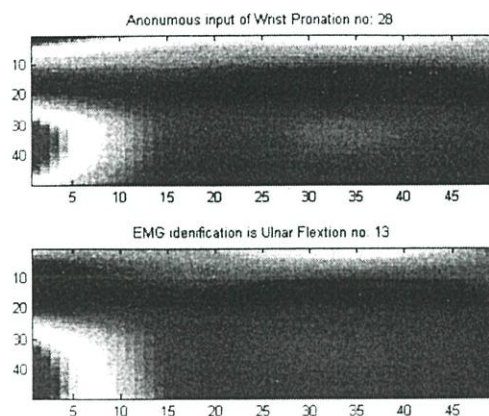
(3)



(4)

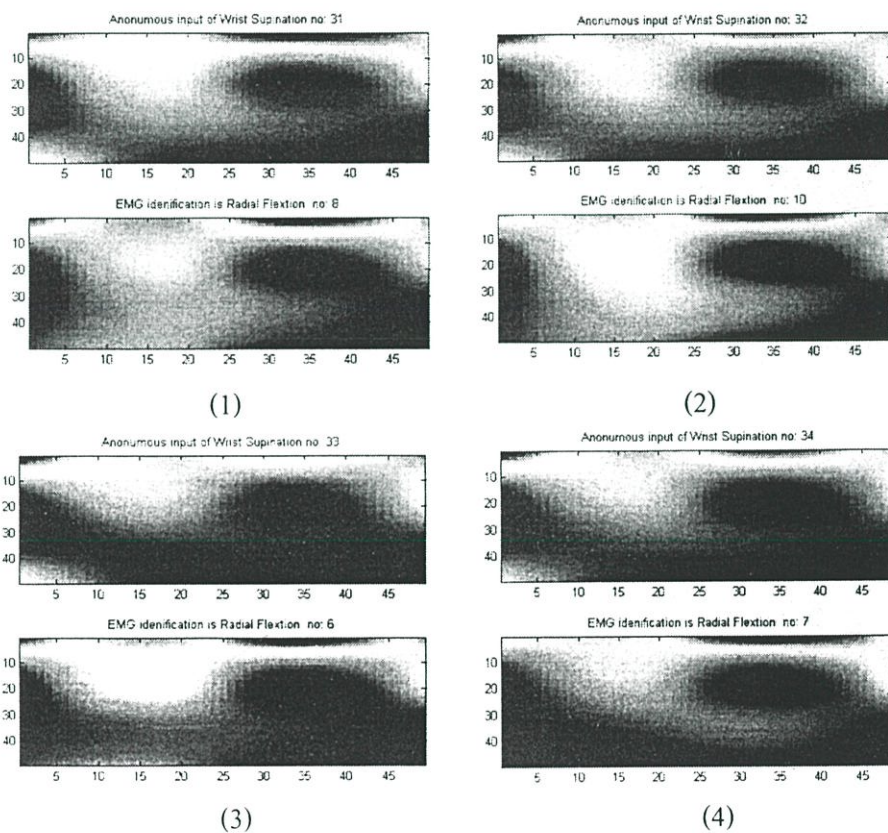
รูปที่ 6.33 ผลการคัดแยกการหดตัว

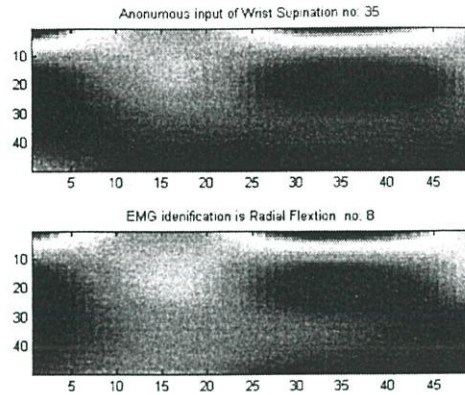
ผลการคัดแยกที่มีความผิดพลาด 1 ครั้ง



รูปที่ 6.34 ผลการคัดแยกการหดตัว

### 7. ผลการคัดแยกการเคลื่อนไหวแบบหงายมือ (Wrist supination)





(5)

รูปที่ 6.35 ผลการคัดแยกการหดตัว

จากผลการคัดแยกนำมาคำนวณหาความถูกต้องของข้อมูลที่ใช้ในการทดสอบ (Test set) ต่างๆ ได้ค่าความถูกต้องดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 ผลการคัดแยกชนิดของการหดตัวแต่ละท่าทาง

ชนิดการหดตัวของกล้ามเนื้อ	จำนวนทั้งหมด	ถูกต้อง		ไม่ถูกต้อง	
		จำนวน	ร้อยละ	จำนวน	ร้อยละ
Wrist extension	5	4	80	1	20
Wrist flexion	5	5	100	0	0
Wrist pronation	5	4	80	1	20
Hand close	5	5	100	0	0
Radial flexion	5	5	100	0	0
Ulnar flexion	5	5	100	0	0
Wrist supination	5	0	0	5	100
รวม 7 ชนิด	35	28	80	7	20

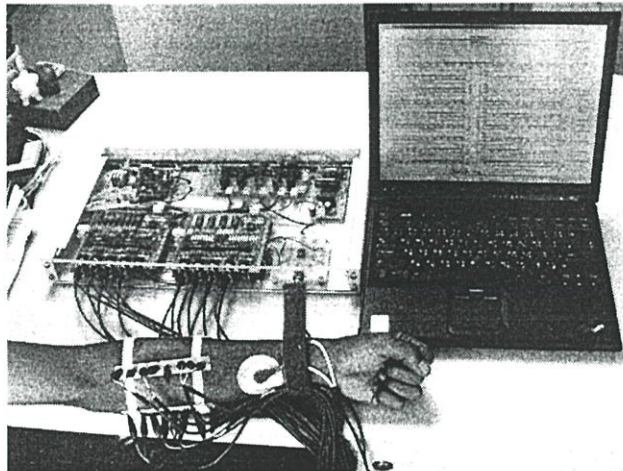
จากตารางที่ 1 ค่าความถูกต้องของการคัดแยกข้อมูลการหดตัวแต่ละชนิดมีค่าดังนี้ ท่าทางการเคลื่อนที่แบบ Wrist extension มีค่าความถูกต้องร้อยละ 80 ท่าทางการเคลื่อนที่แบบ Wrist flexion มีค่าความถูกต้องร้อยละ 100 ท่าทางการเคลื่อนที่แบบ Wrist pronation มีค่าความถูกต้องร้อยละ 80 ท่าทางการเคลื่อนที่แบบ Hand close มีค่าความถูกต้องร้อยละ 100 ท่าทางการเคลื่อนที่แบบ Radial flexion มีค่าความถูกต้องร้อยละ 100 ท่าทางการเคลื่อนที่แบบ Ulnar flexion มีค่าความถูกต้องร้อยละ 100 ท่าทางการเคลื่อนที่แบบ Wrist supination มีค่าความถูกต้องร้อยละ 0 และเมื่อนำผลการคัดแยกทั้งหมดมาคำนวณหาค่าความถูกต้องของ

ข้อมูล จะได้ค่าความถูกต้องดังนี้

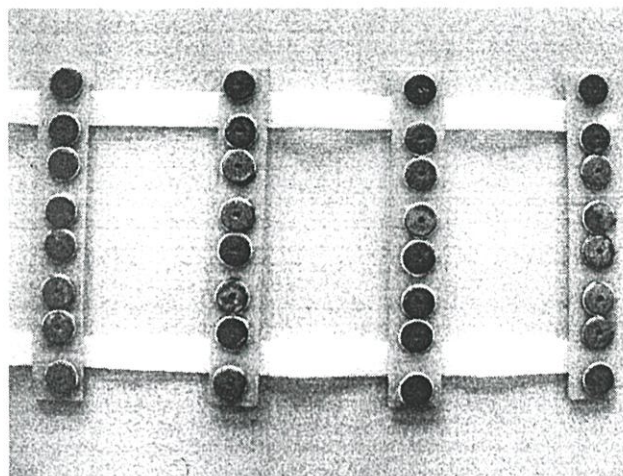
$$\begin{aligned} \text{ค่าความถูกต้อง} &= \frac{28}{35} \times 100 \\ &= 80\% \end{aligned}$$

## 6.6 การทดลองโดยการปรับปรุงระบบต่างๆ

นำระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อที่ออกแบบนำมาปรับปรุงฮาร์ดแวร์โดยปรับปรุงแหล่งจ่ายไฟฟ้าให้เป็นแบบสวิตซิ่ง(Switching power supply )และเพิ่มส่วนวงจรแยกกราวด์(Isolated power supply) ดังรูปที่ 6.36 และออกแบบอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ในการวัดสัญญาณ โดยให้สามารถวัดซ้ำๆได้ ดังรูปที่ 6.37 และทำการเก็บผลการทดลองใหม่โดยเก็บข้อมูลท่าทางการเคลื่อนที่ของมือจำนวน 8 ท่าทาง ท่าทางละ 30 ครั้ง โดยจะได้ข้อมูลทั้งหมด 240 ข้อมูล และนำมาผ่านการแมปปีง จะทำให้ได้รูปแบบของการหดตัวของกล้ามเนื้อของแต่ละท่าทางมีลักษณะต่างกัันซึ่งจะใช้สำหรับเป็นข้อมูลเพื่อใช้ในการคัดแยกด้วยหลักการวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบหลักต่อไป



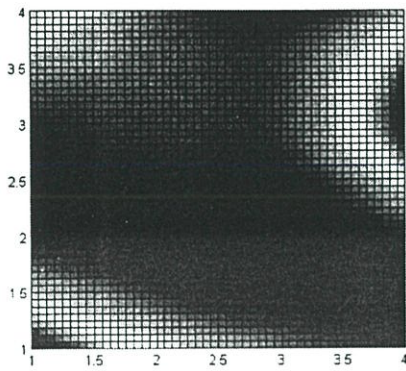
รูปที่ 6.36 แสดงระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อแบบ 16 ช่อง



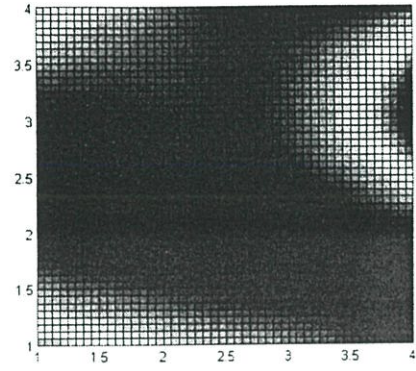
รูปที่ 6.37 แสดงอิเล็กทรอนิกส์ที่สามารถใช้งานซ้ำๆได้

## ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของการเคลื่อนไหวแบบต่างๆ

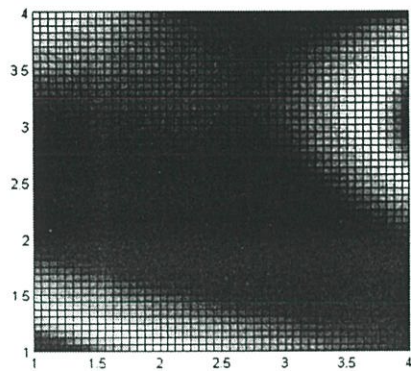
### 1. การเคลื่อนไหวแบบกำมือ (Hand close)



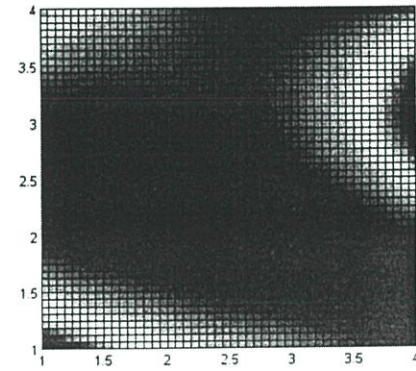
(1)



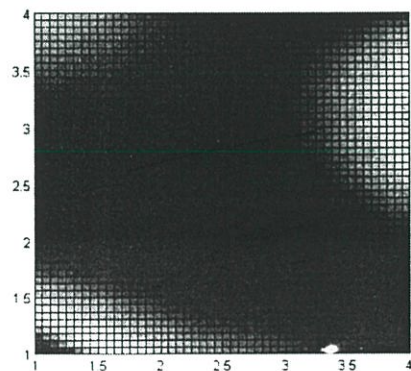
(2)



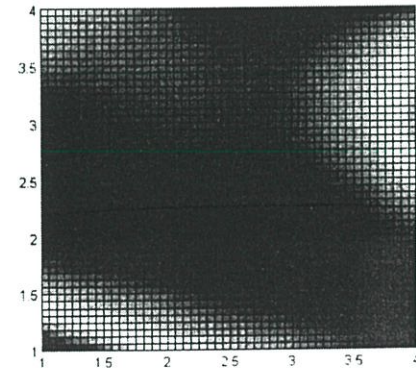
(3)



(4)

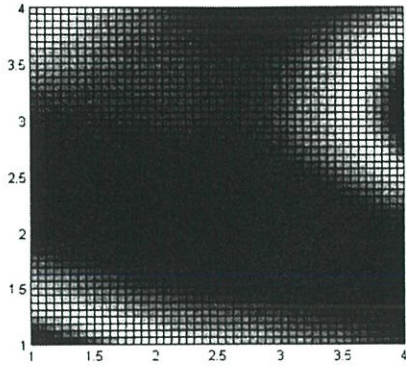


(5)

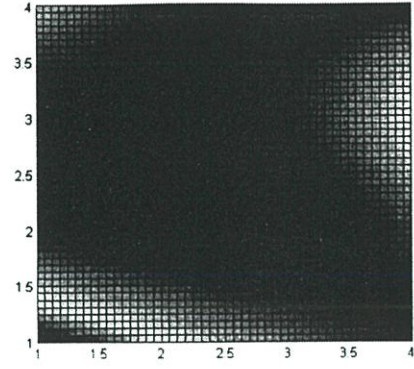


(6)

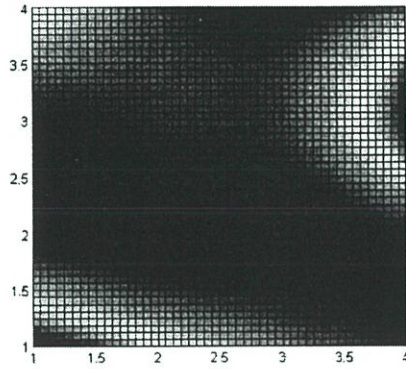
รูปที่ 6.38 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ



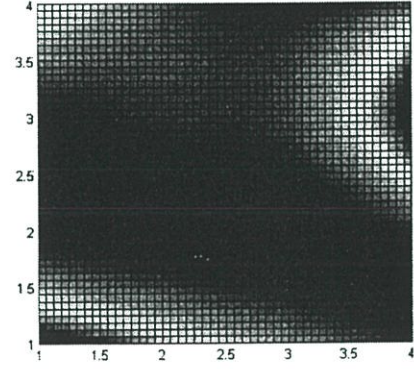
(7)



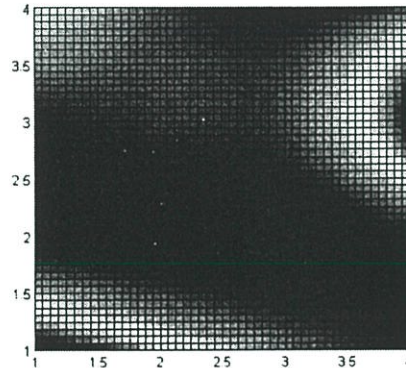
(8)



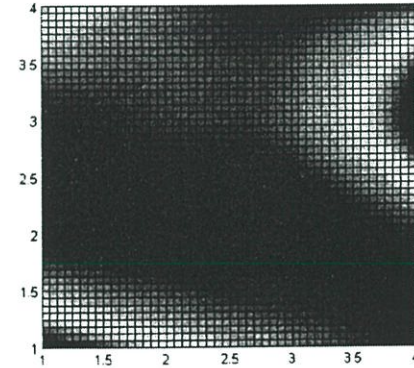
(9)



(10)

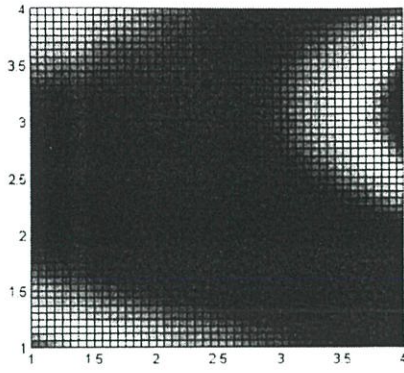


(11)

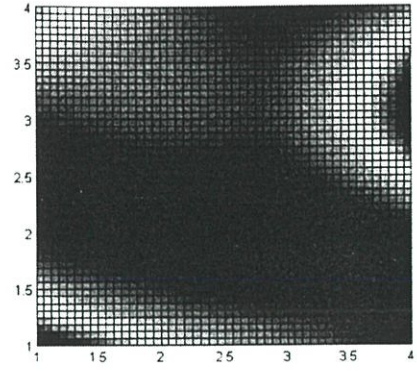


(12)

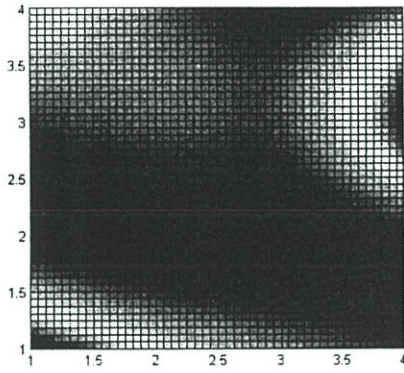
รูปที่ 6.38 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



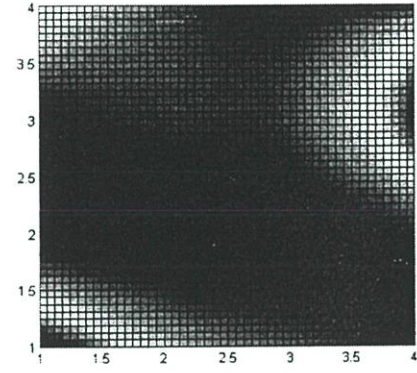
(13)



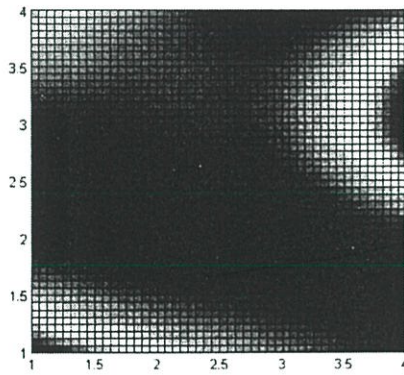
(14)



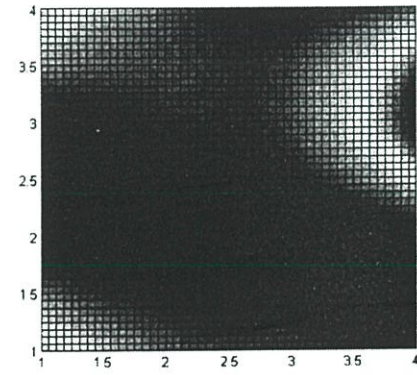
(15)



(16)

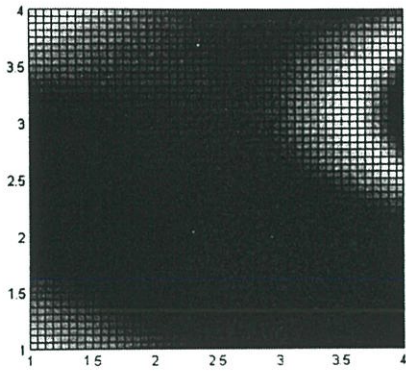


(17)

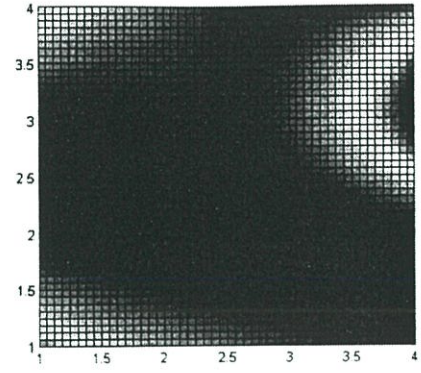


(18)

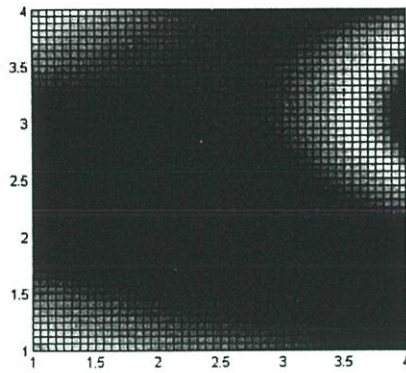
รูปที่ 6.38 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



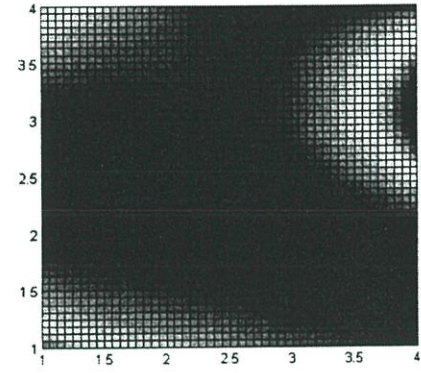
(19)



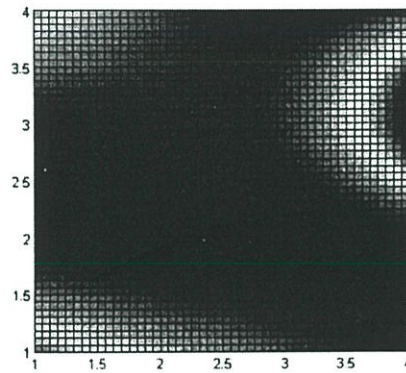
(20)



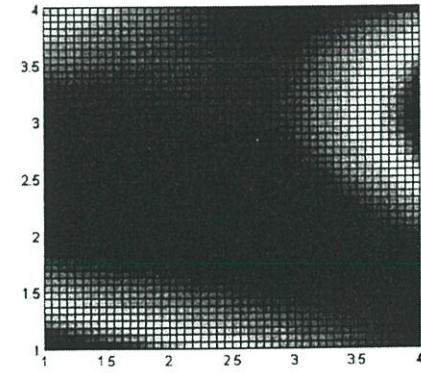
(21)



(22)

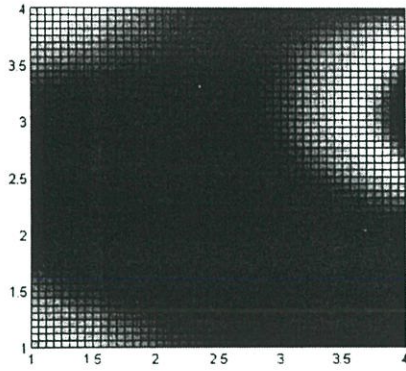


(23)

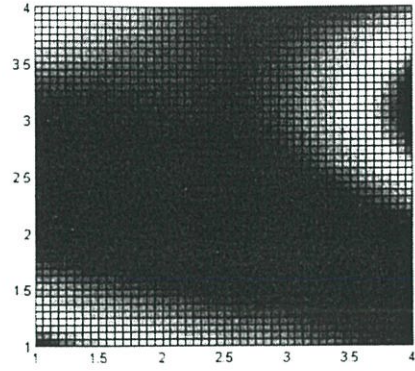


(24)

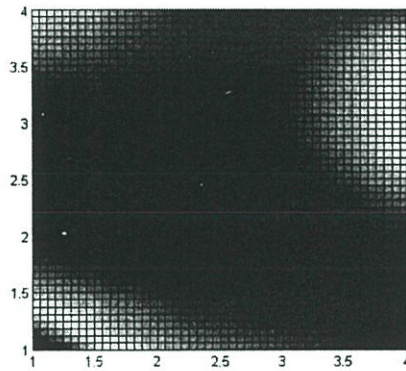
รูปที่ 6.38 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



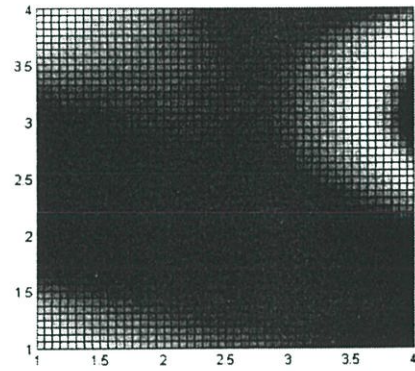
(25)



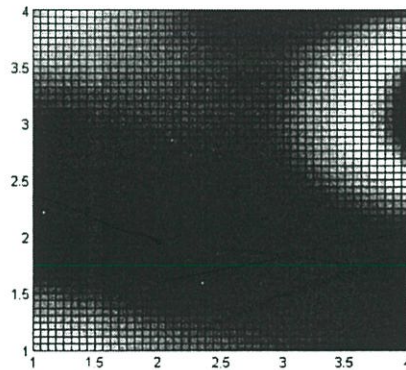
(26)



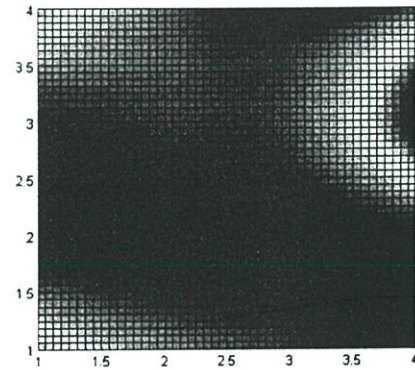
(27)



(28)



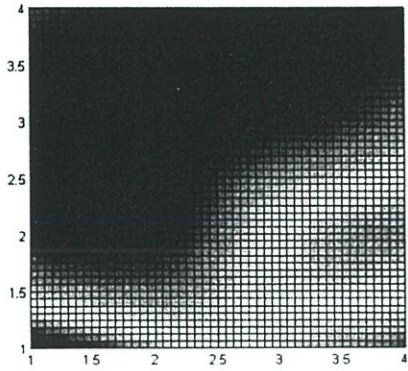
(29)



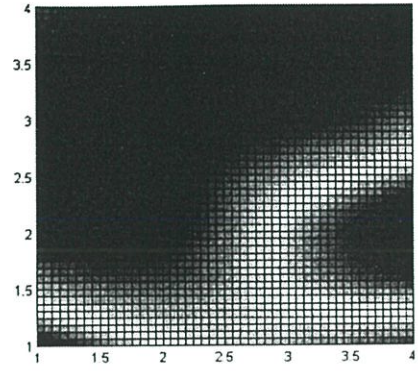
(30)

รูปที่ 6.38 ผลการแมปฟังก์ชันไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)

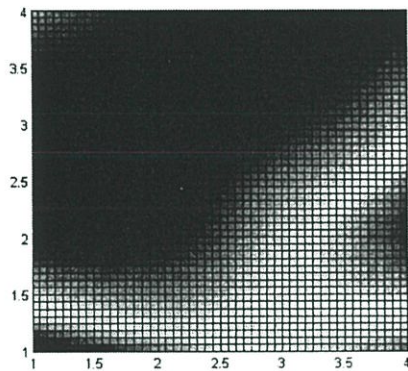
## 2. การเคลื่อนไหวแบบงอมือลง (Wrist extension)



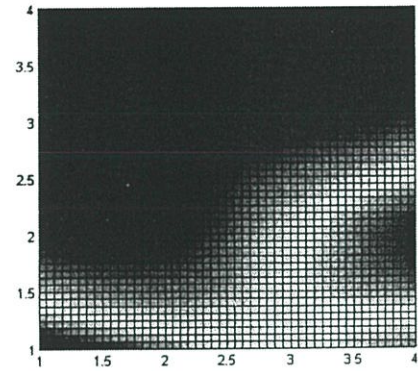
(1)



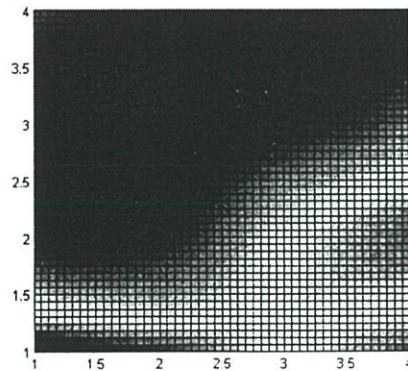
(2)



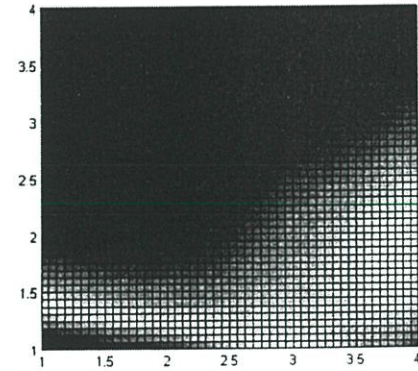
(3)



(4)

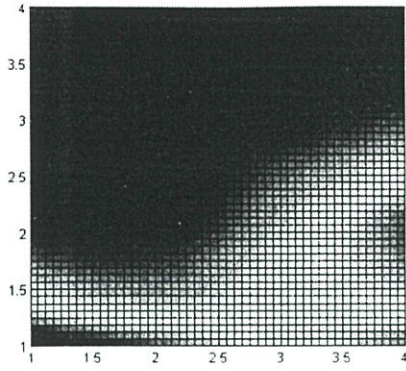


(5)

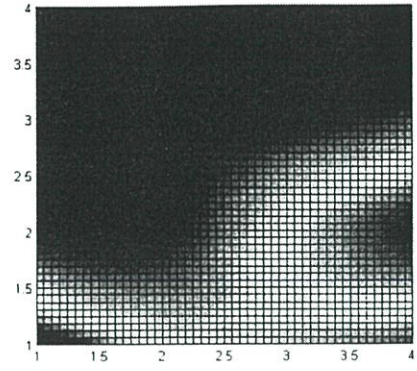


(6)

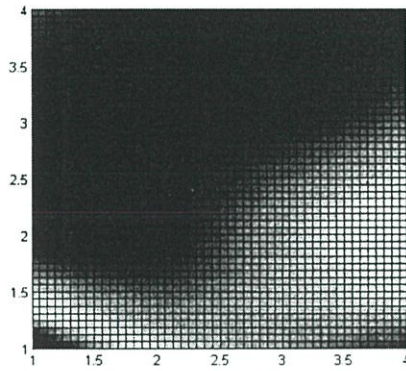
รูปที่ 6.39 ผลการแมปिंगสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ



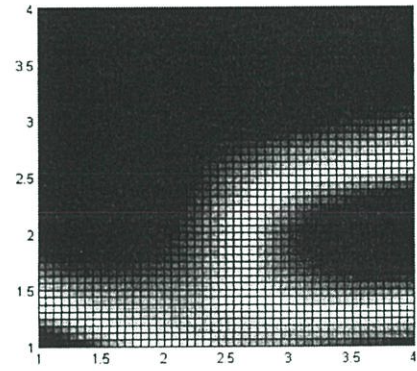
(7)



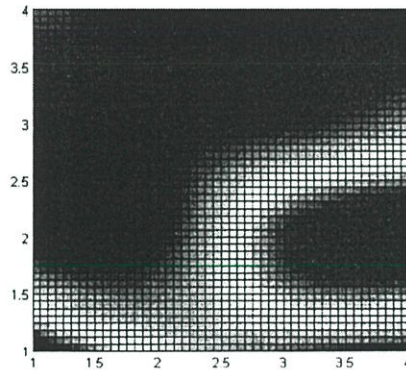
(8)



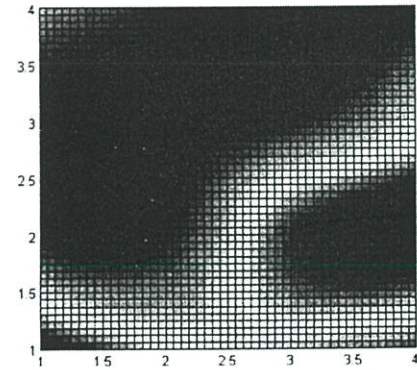
(9)



(10)

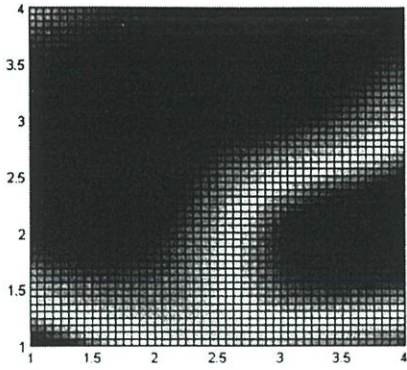


(11)

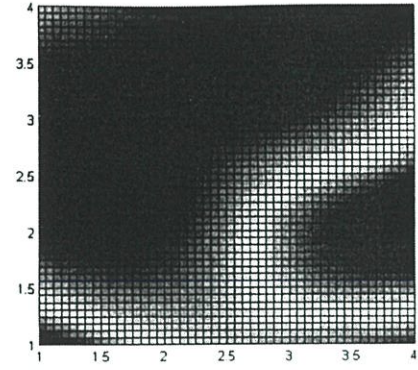


(12)

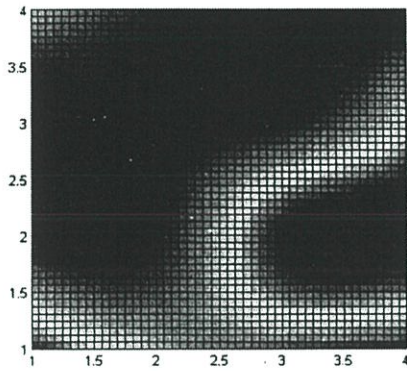
รูปที่ 6.39 ผลการแมปฟังก์ชันสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



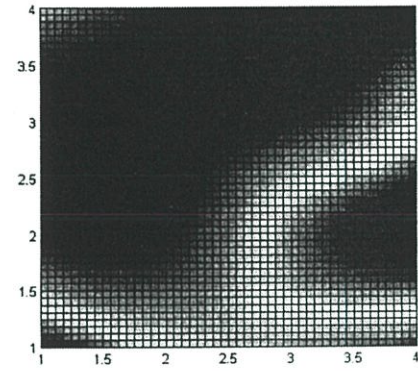
(13)



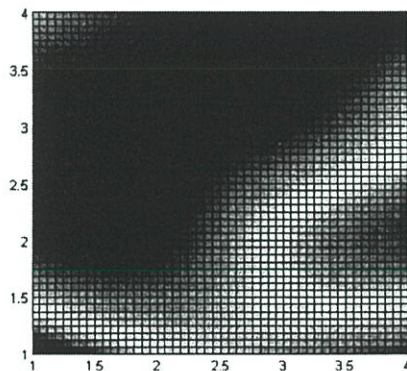
(14)



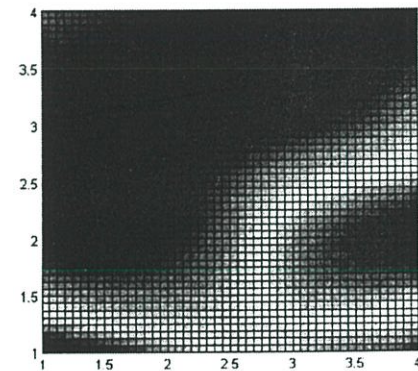
(15)



(16)

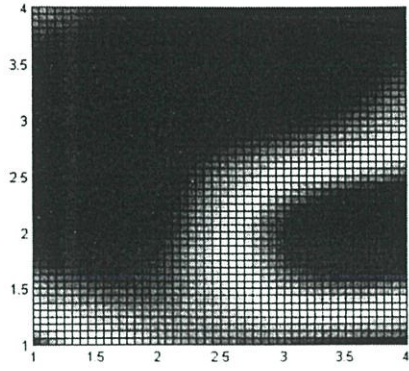


(17)

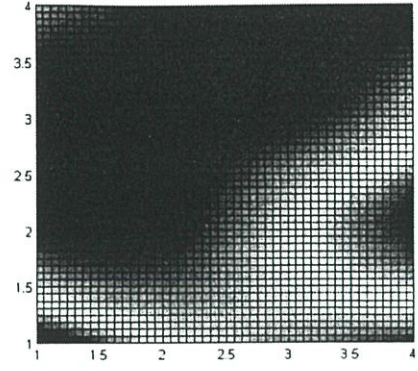


(18)

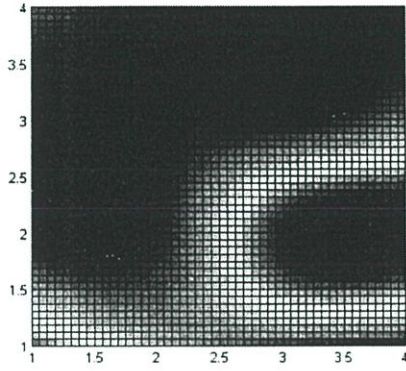
รูปที่ 6.39 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



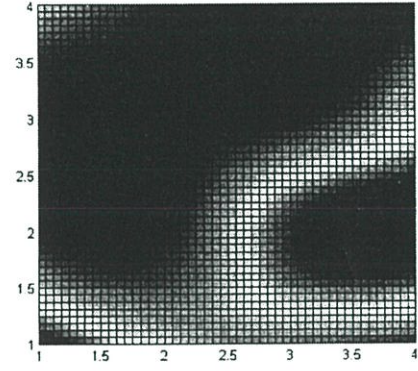
(19)



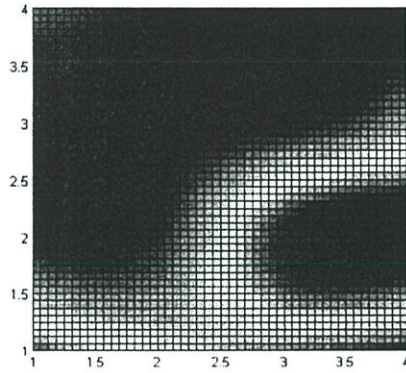
(20)



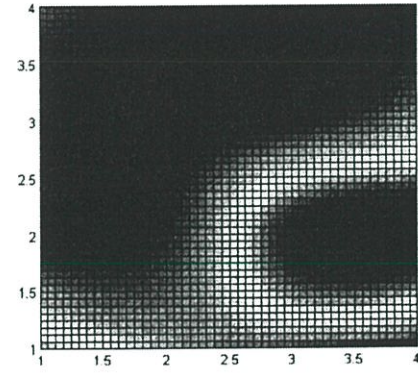
(21)



(22)

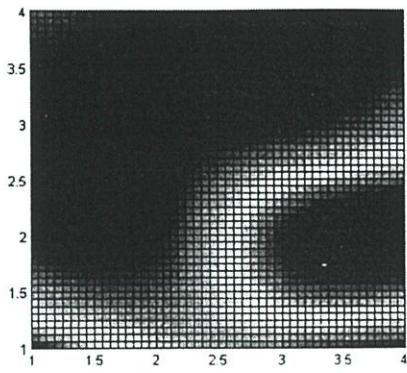


(23)

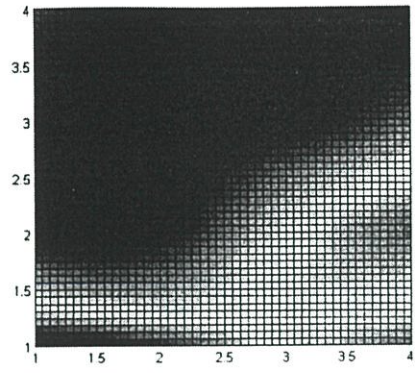


(24)

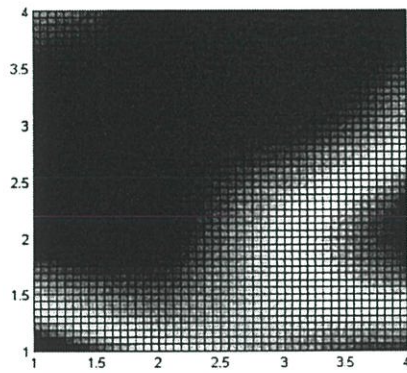
รูปที่ 6.39 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



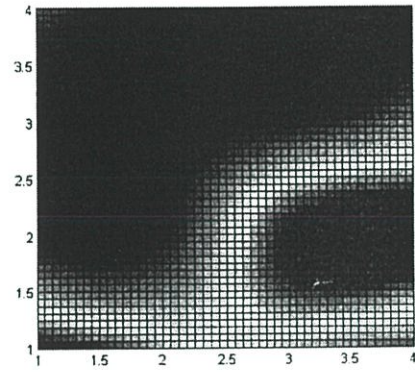
(25)



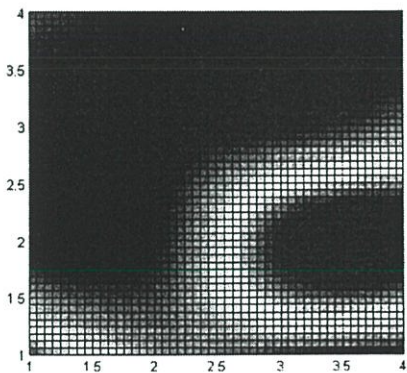
(26)



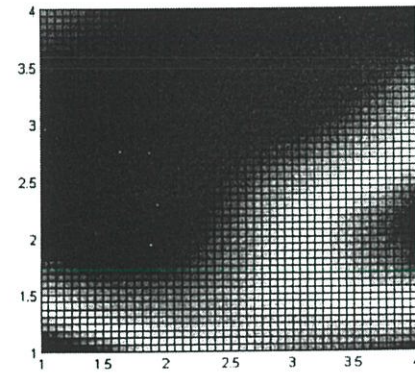
(27)



(28)



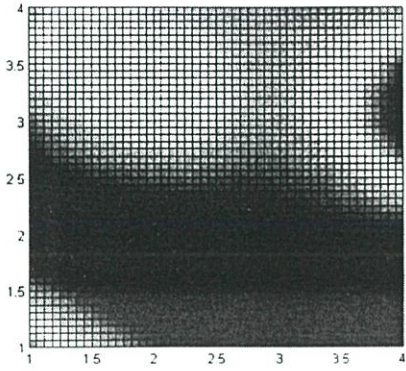
(29)



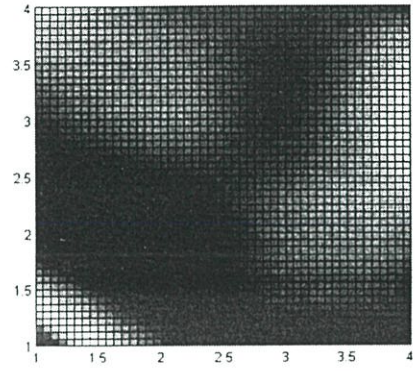
(30)

รูปที่ 6.39 ผลการแมปिंगสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)

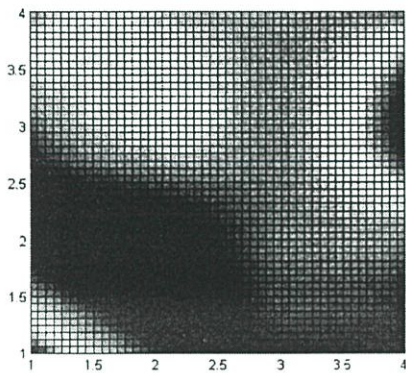
### 3. การเคลื่อนไหวแบบงอมือขึ้น (Wrist flexion)



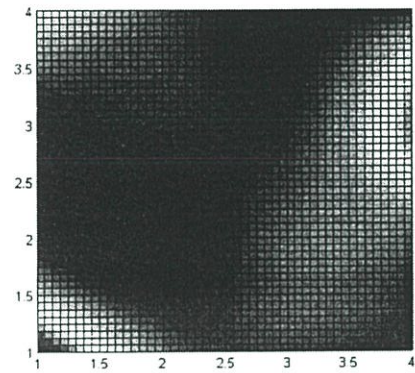
(1)



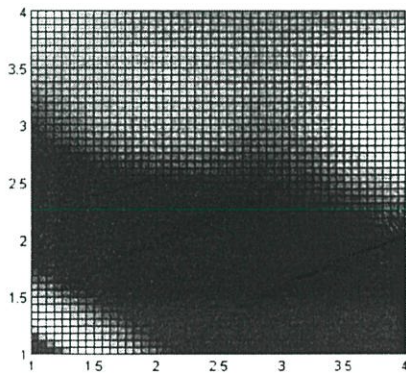
(2)



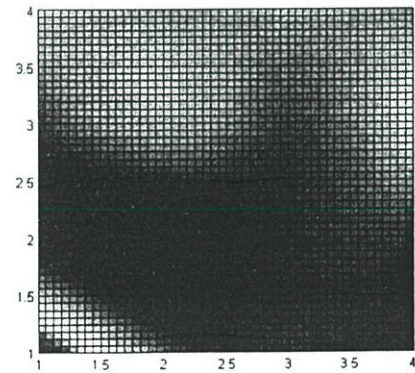
(3)



(4)

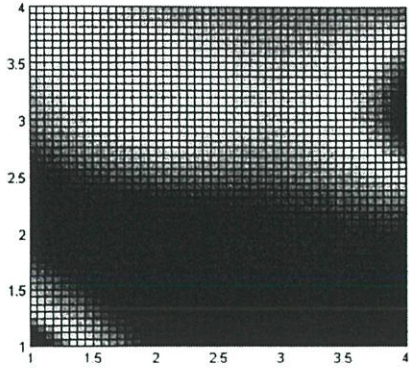


(5)

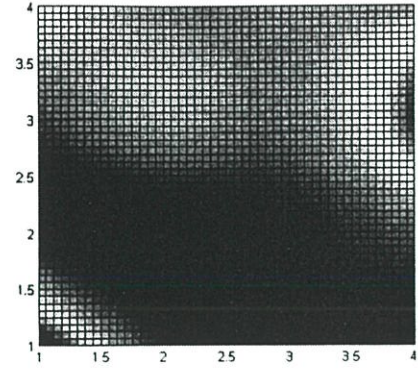


(6)

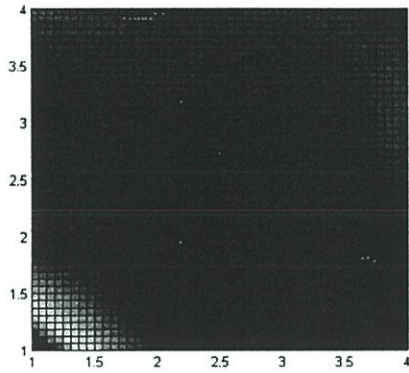
รูปที่ 6.40 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ



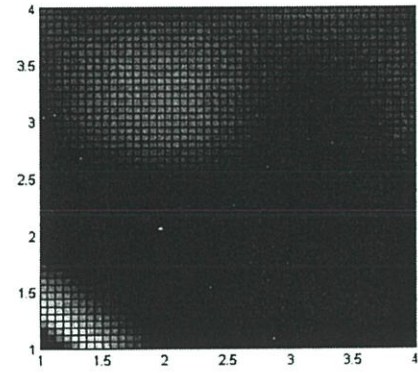
(7)



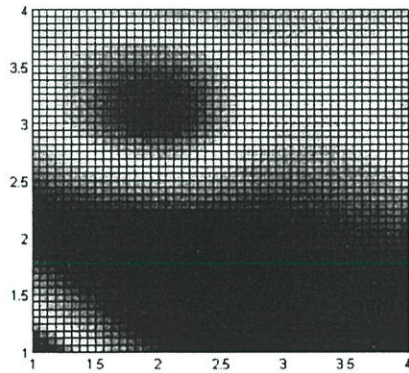
(8)



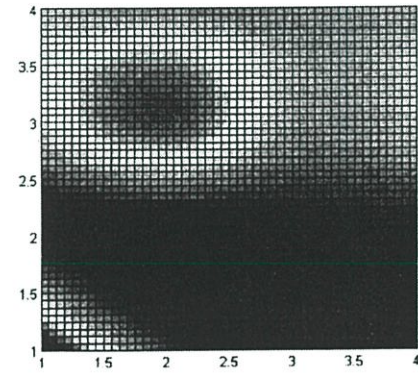
(9)



(10)

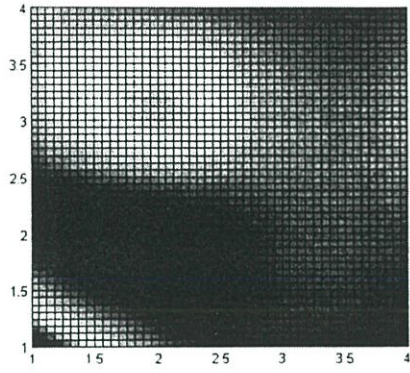


(11)

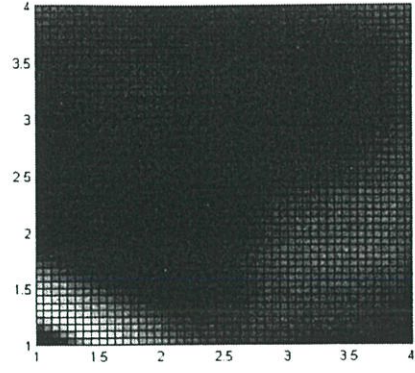


(12)

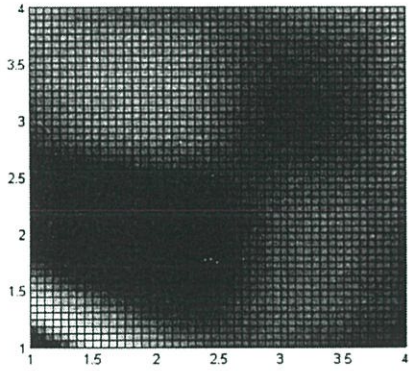
รูปที่ 6.40 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



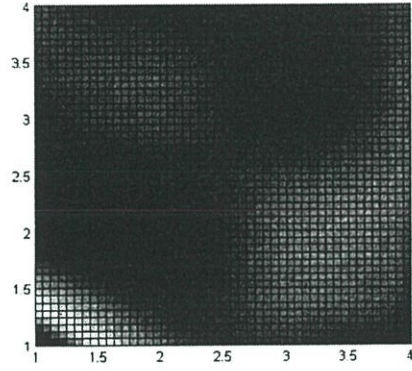
(13)



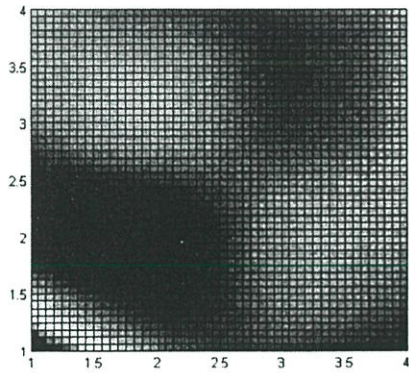
(14)



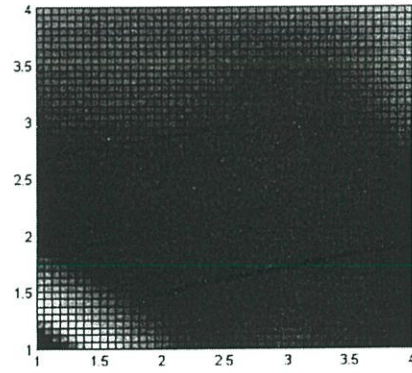
(15)



(16)

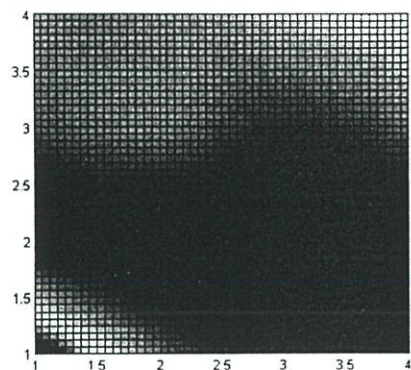


(17)

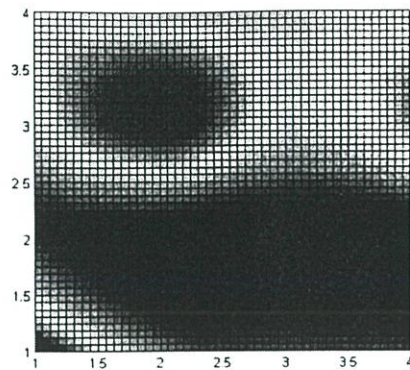


(18)

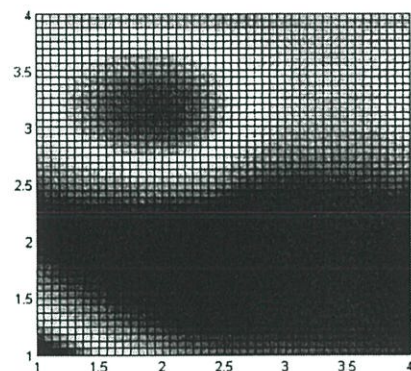
รูปที่ 6.40 ผลการแมปฟังก์ชันไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



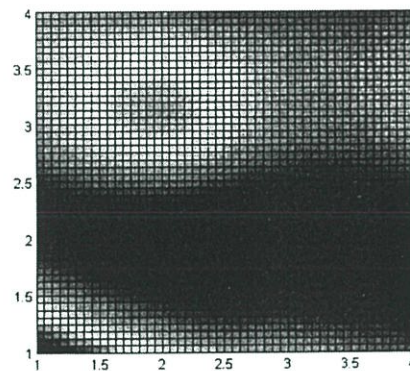
(19)



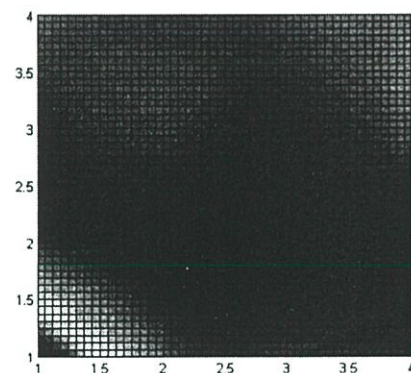
(20)



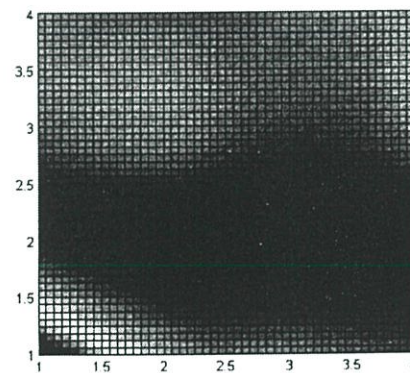
(21)



(22)

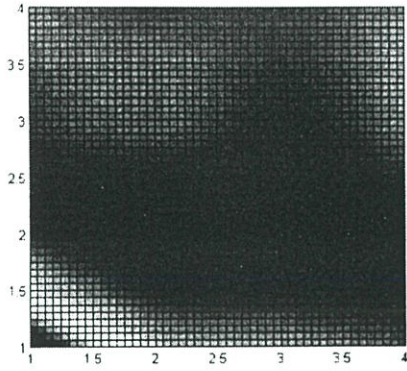


(23)

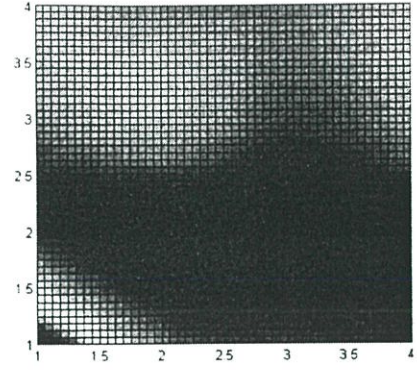


(24)

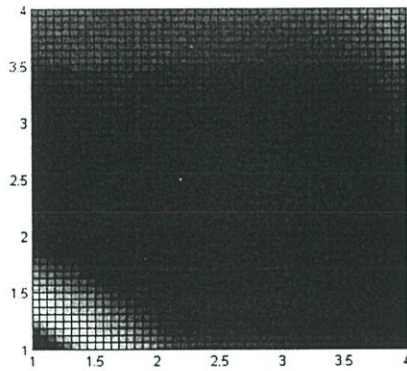
รูปที่ 6.40 ผลการแมปฟังก์ชันไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



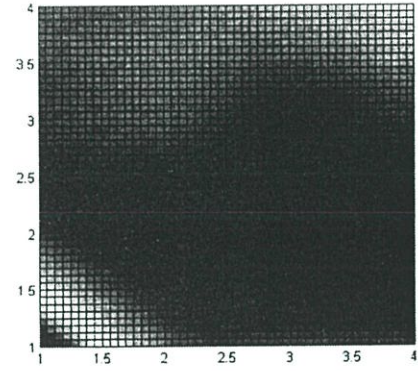
(25)



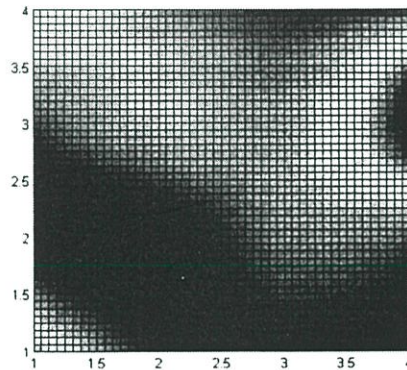
(26)



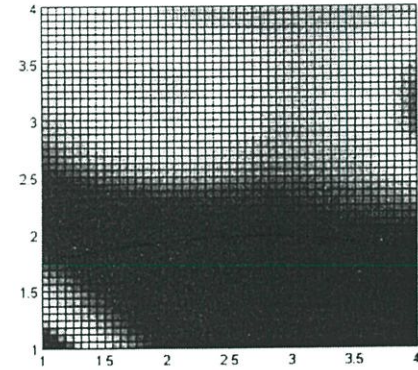
(27)



(28)



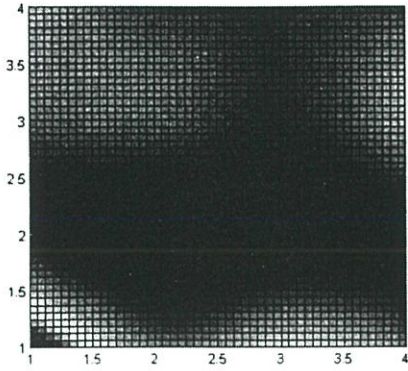
(29)



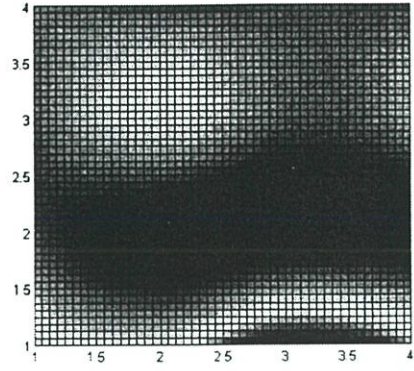
(30)

รูปที่ 6.40 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)

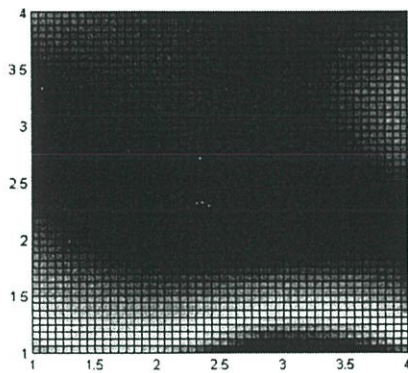
#### 4. การเคลื่อนไหวแบบบิดมือ (Radial flexion)



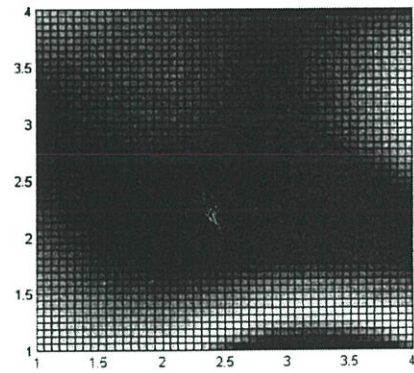
(1)



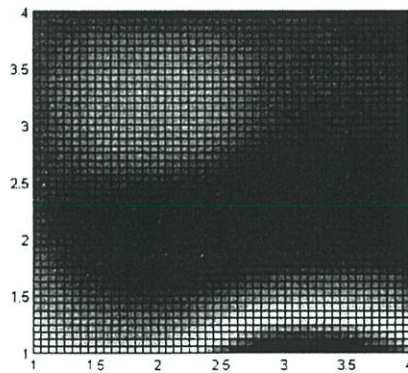
(2)



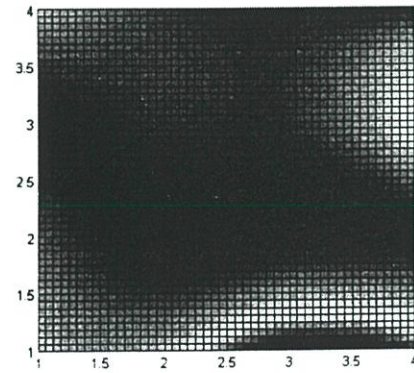
(3)



(4)

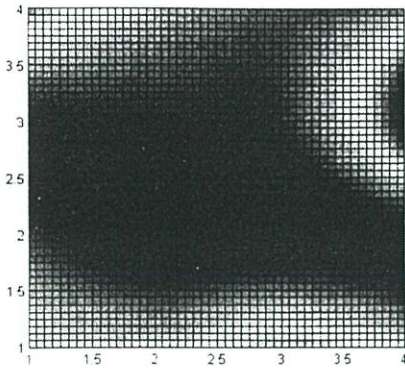


(5)

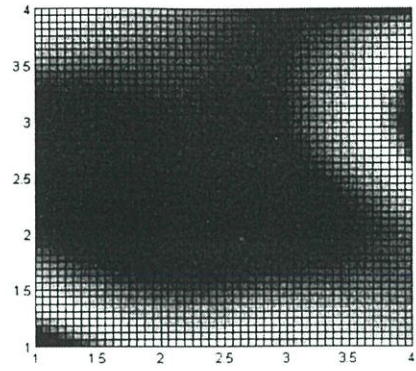


(6)

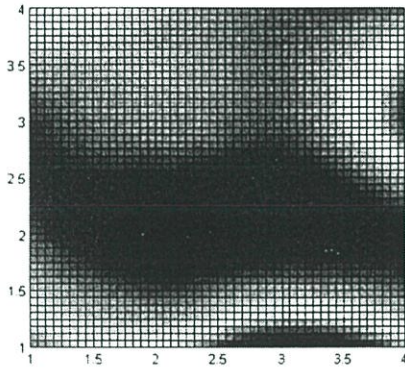
รูปที่ 6.41 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ



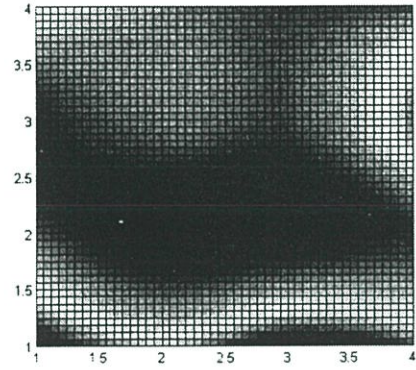
(7)



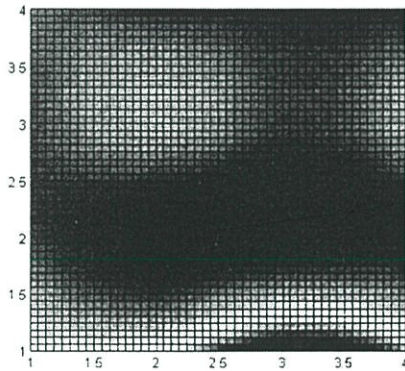
(8)



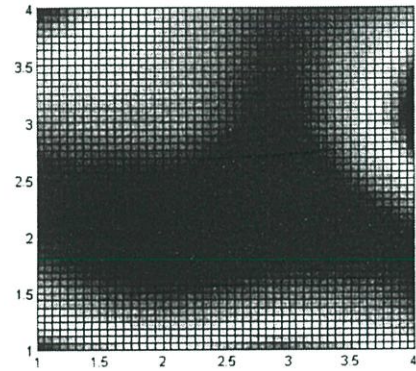
(9)



(10)

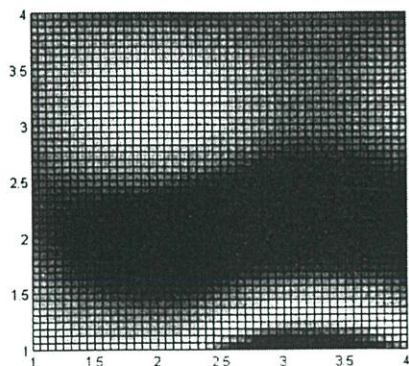


(11)

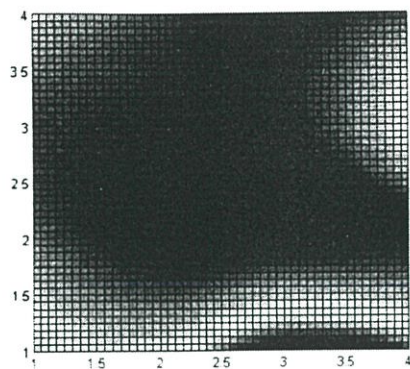


(12)

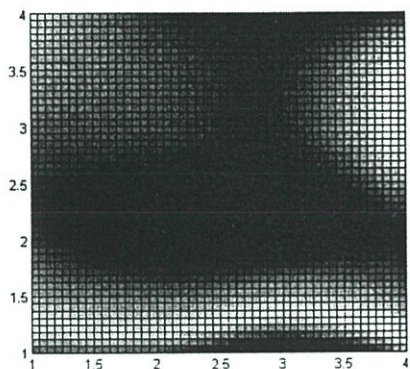
รูปที่ 6.41 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



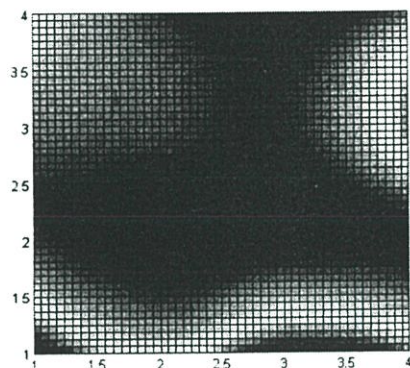
(13)



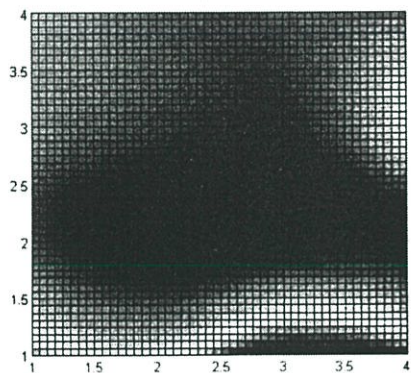
(14)



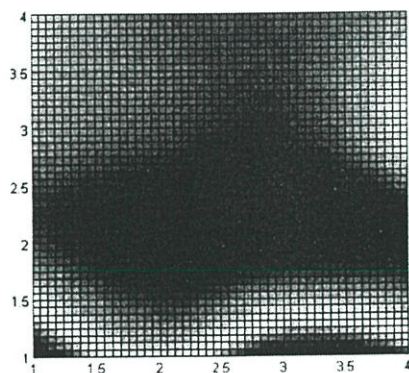
(15)



(16)

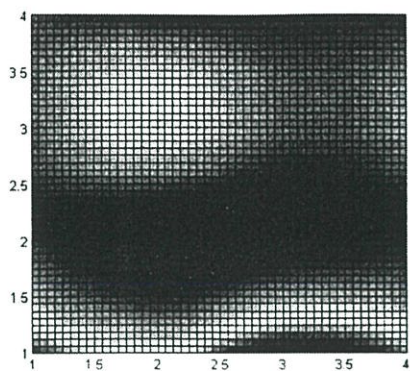


(17)

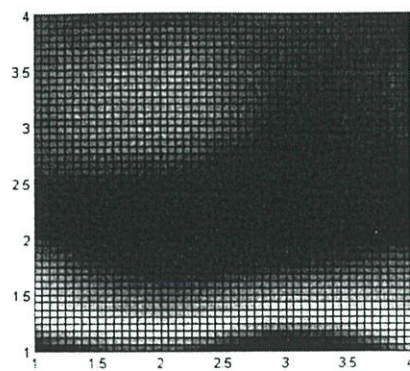


(18)

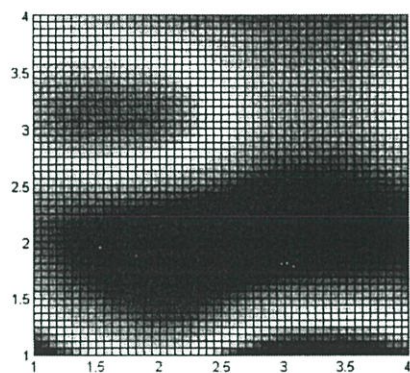
รูปที่ 6.41 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



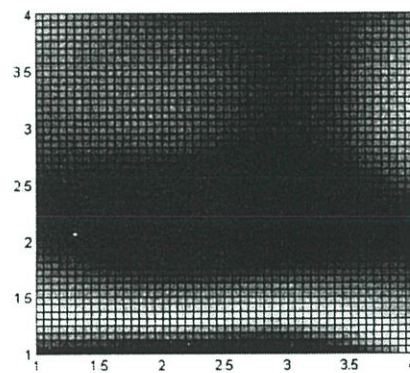
(19)



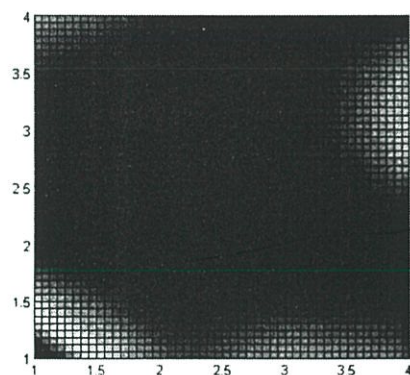
(20)



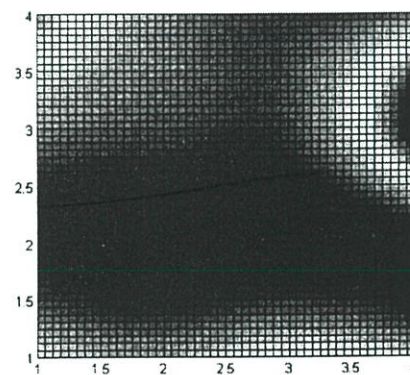
(21)



(22)

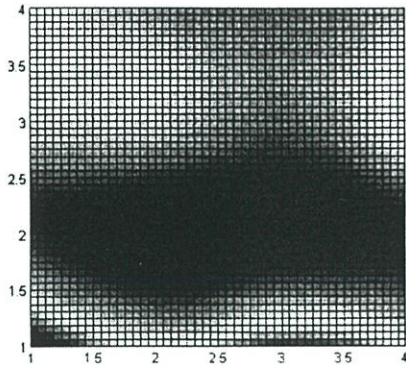


(23)

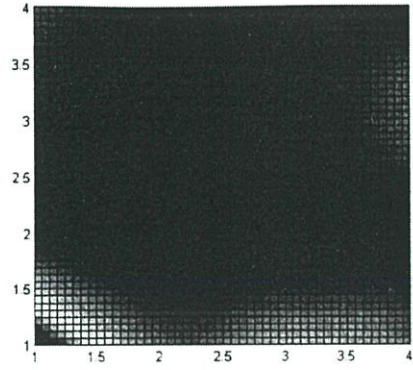


(24)

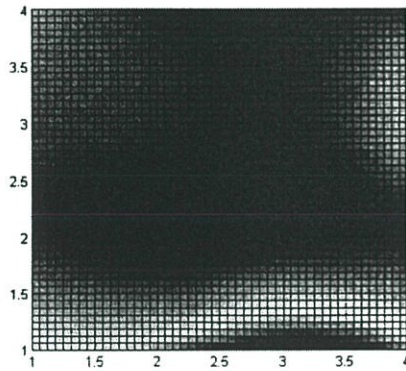
รูปที่ 6.41 ผลการแมปिंगสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



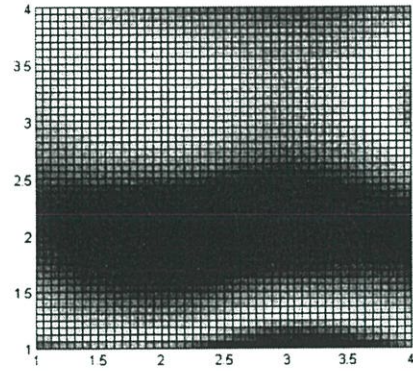
(25)



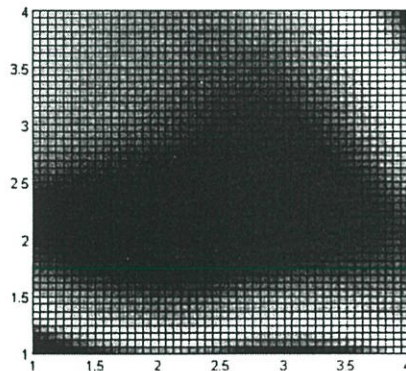
(26)



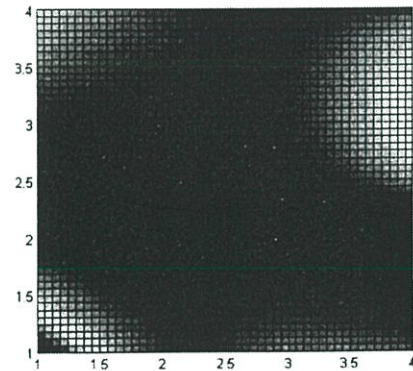
(27)



(28)



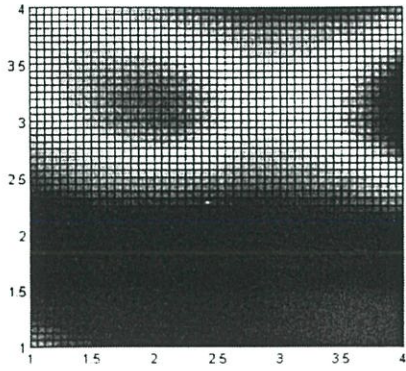
(29)



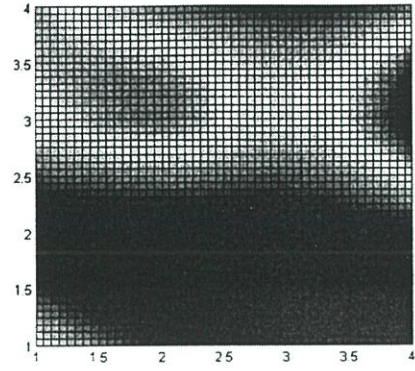
(30)

รูปที่ 6.41 ผลการแมปिंगสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)

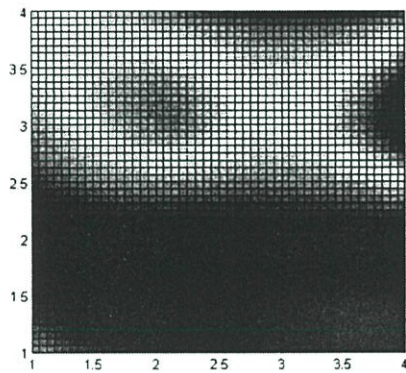
5. การเคลื่อนไหวแบบบิดมือ (Ulnar flexion)



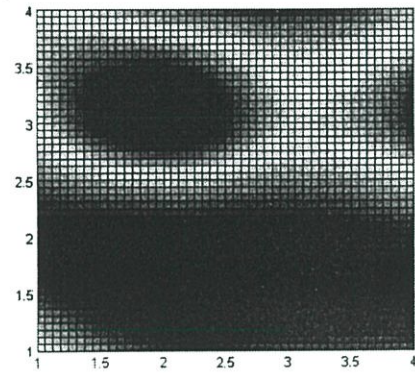
(1)



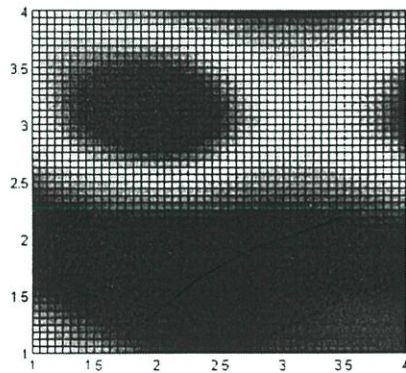
(2)



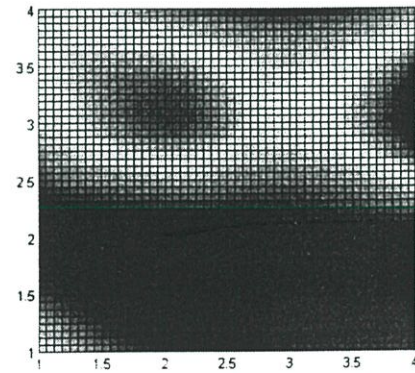
(3)



(4)

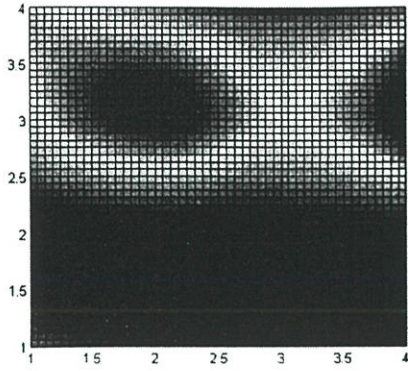


(5)

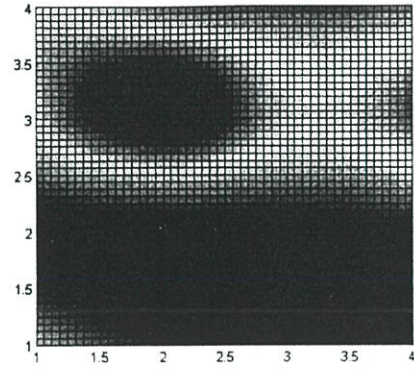


(6)

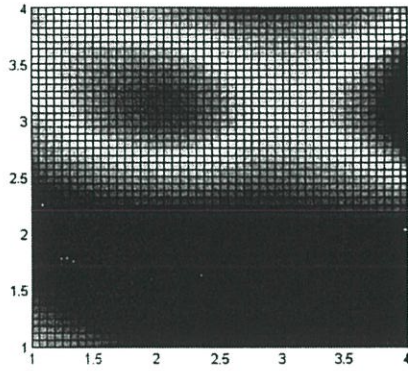
รูปที่ 6.42 ผลการแมปฟังก์ชันสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ



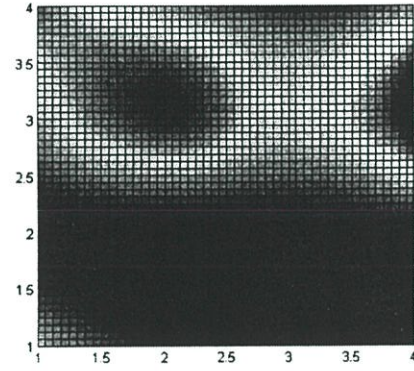
(7)



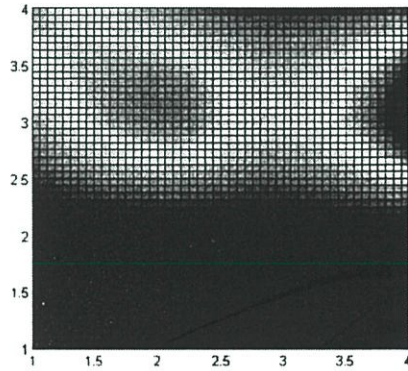
(8)



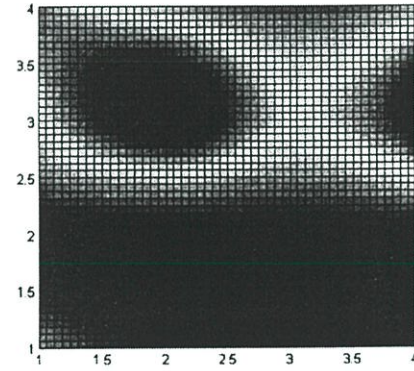
(9)



(10)

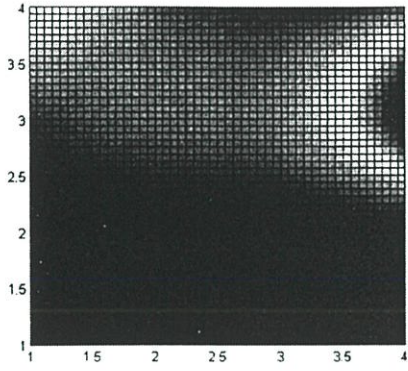


(11)

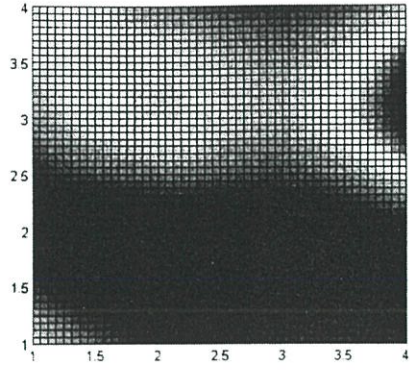


(12)

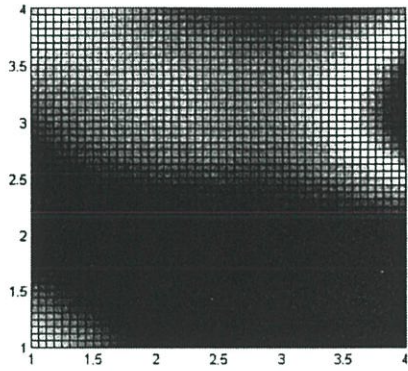
รูปที่ 6.42 ผลการแมปिंगสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



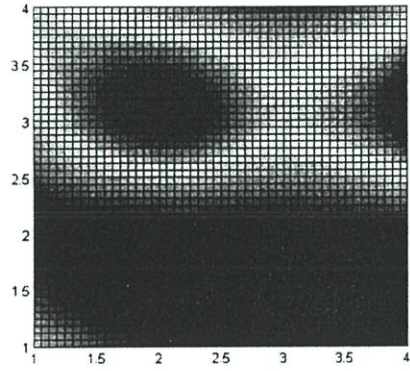
(13)



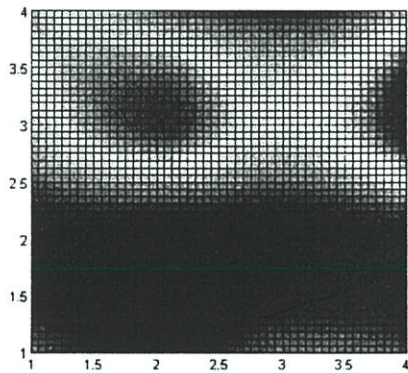
(14)



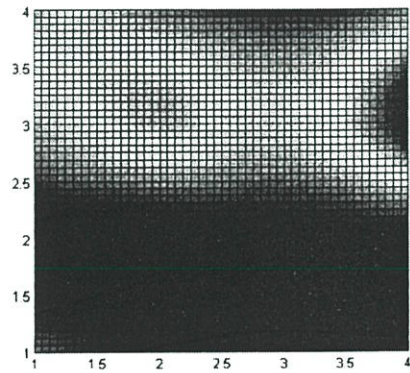
(15)



(16)

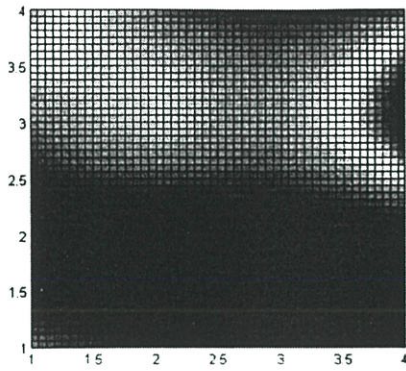


(17)

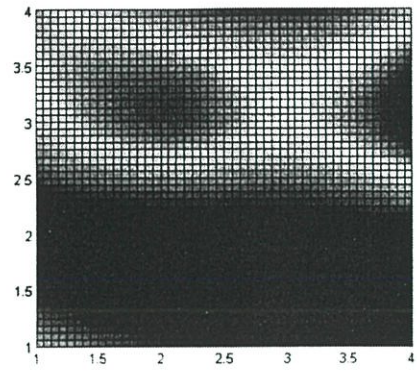


(18)

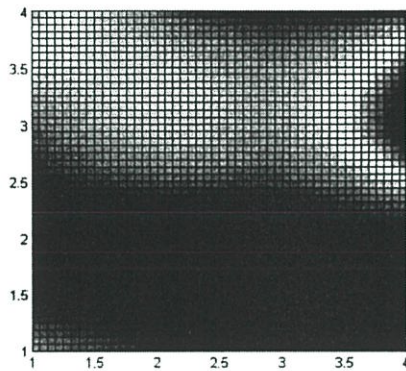
รูปที่ 6.42 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



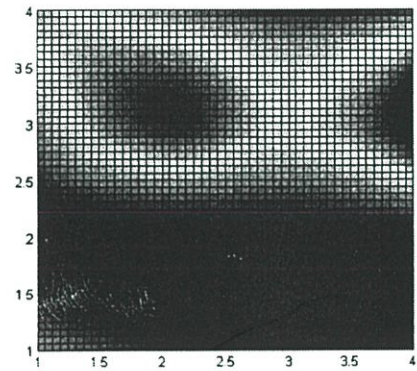
(19)



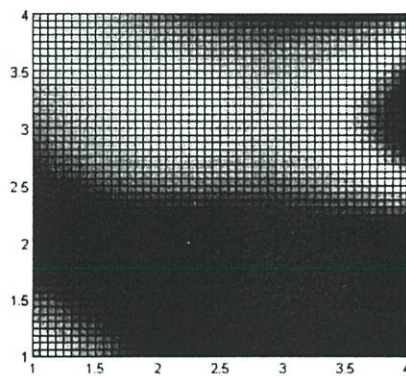
(20)



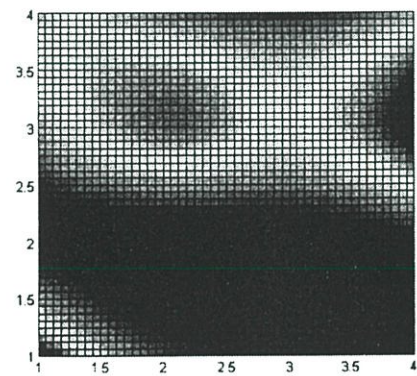
(21)



(22)

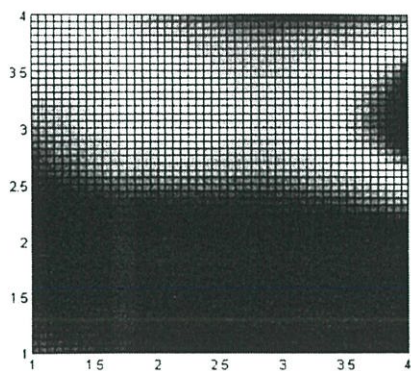


(23)

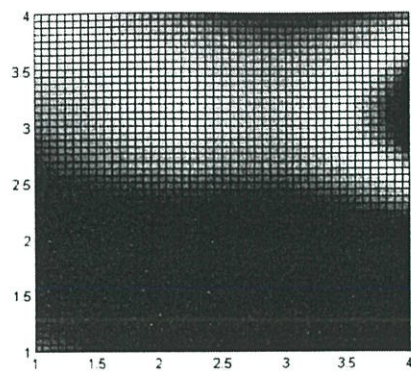


(24)

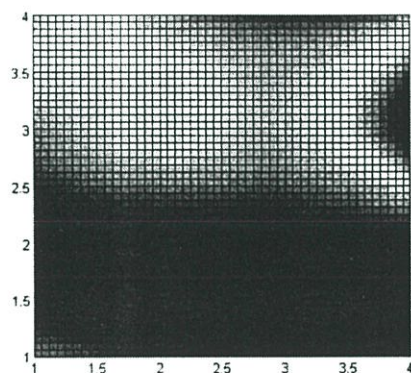
รูปที่ 6.42 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



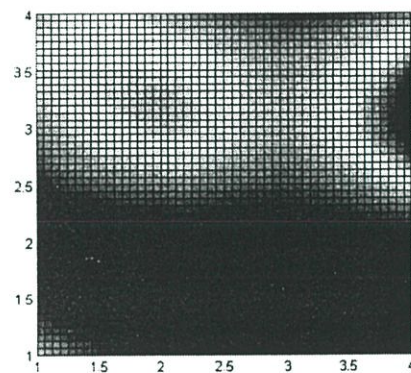
(25)



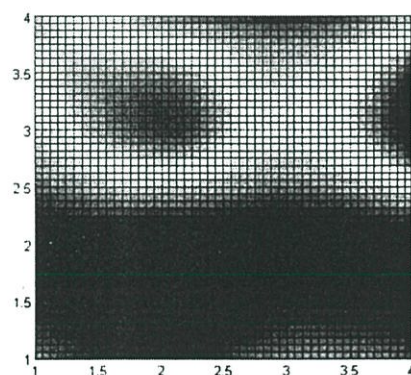
(26)



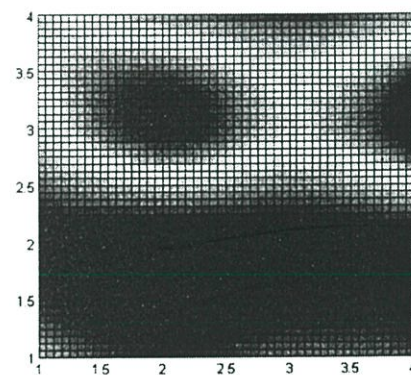
(27)



(28)



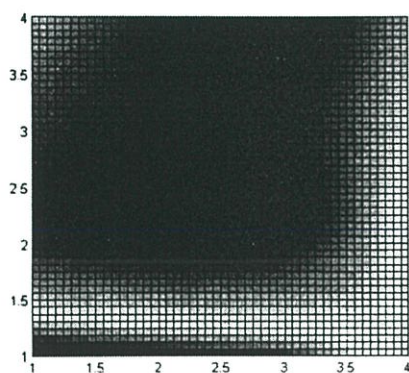
(29)



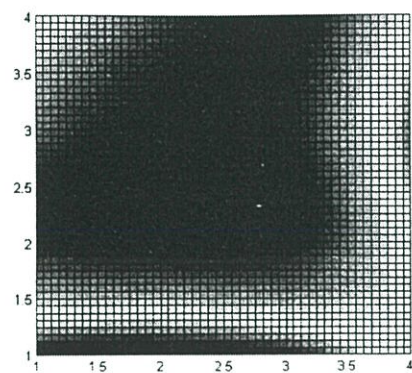
(30)

รูปที่ 6.42 ผลการแมปฟังก์ชันไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)

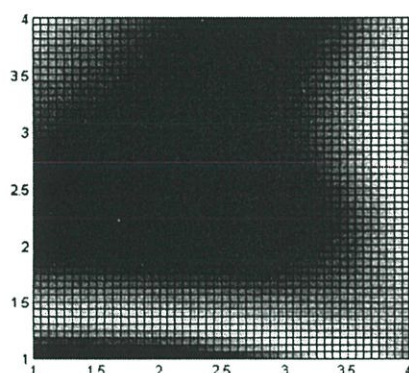
## 6. การเคลื่อนไหวแบบหงายมือ (Wrist supination)



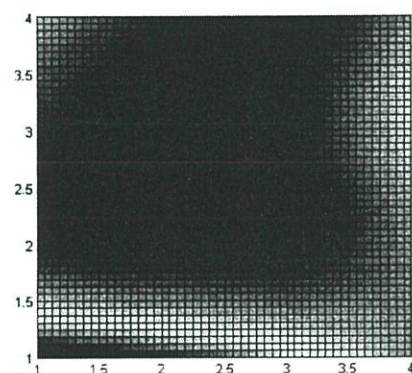
(1)



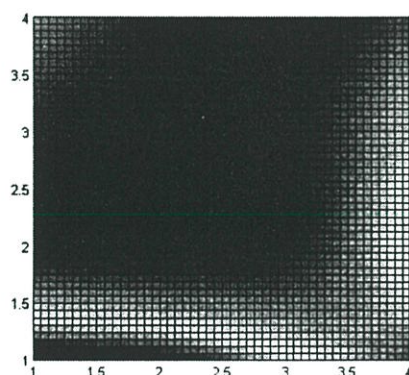
(2)



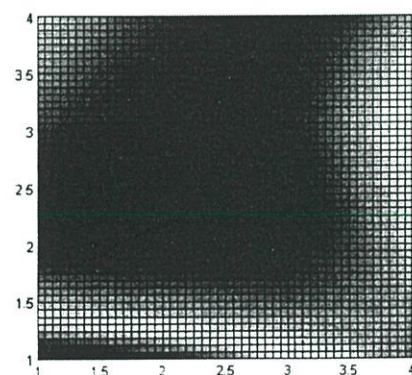
(3)



(4)

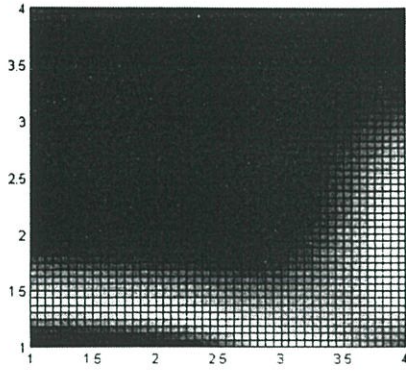


(5)

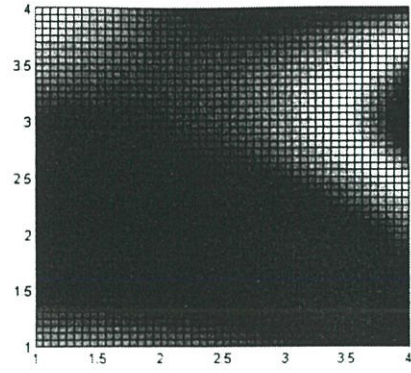


(6)

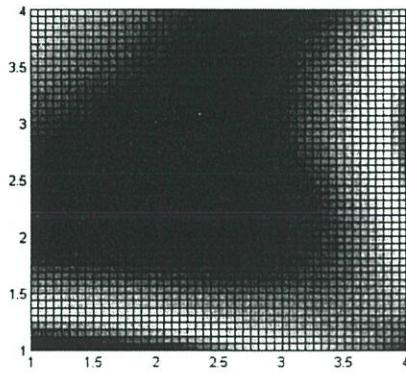
รูปที่ 6.43 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ



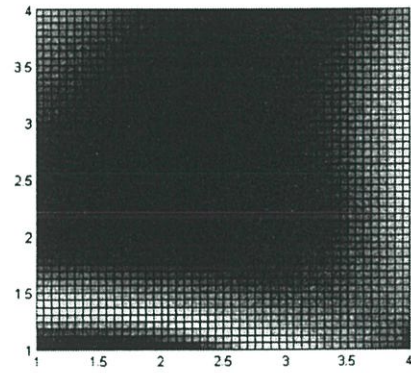
(7)



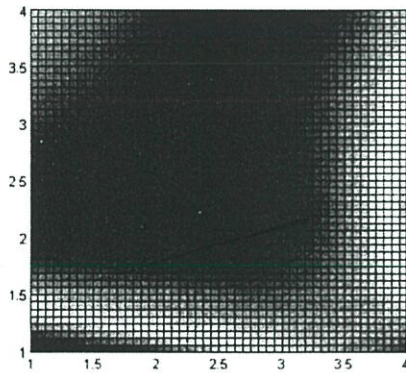
(8)



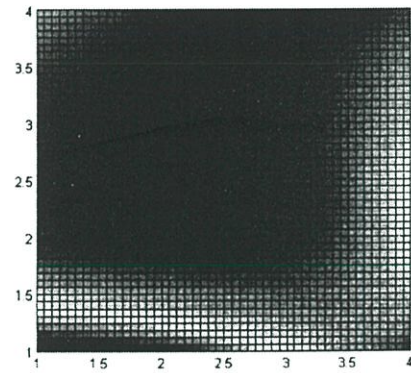
(9)



(10)

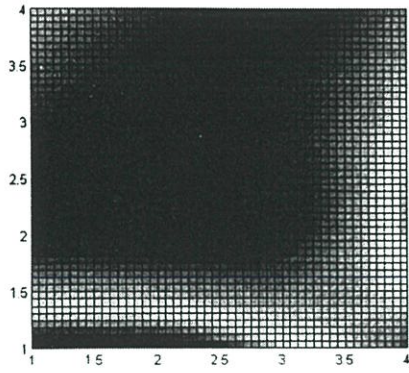


(11)

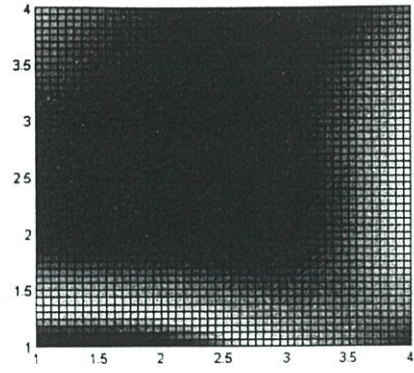


(12)

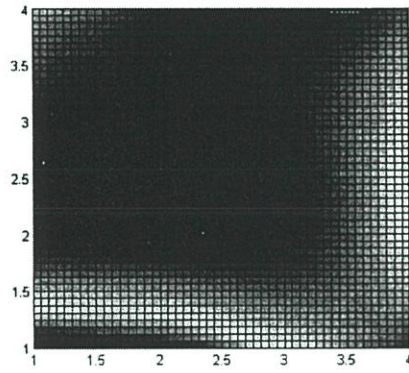
รูปที่ 6.43 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



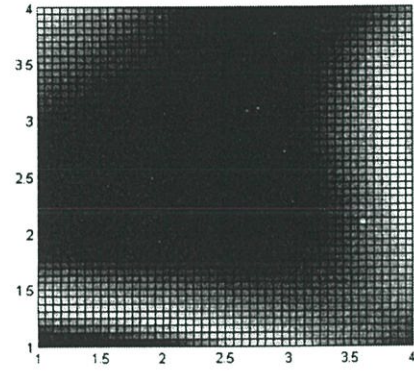
(13)



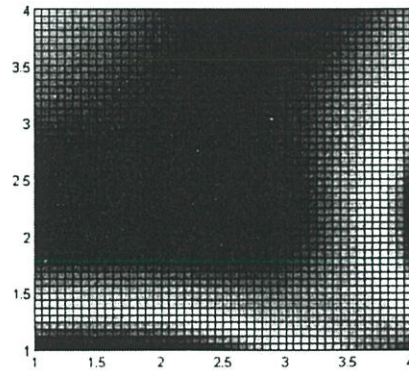
(14)



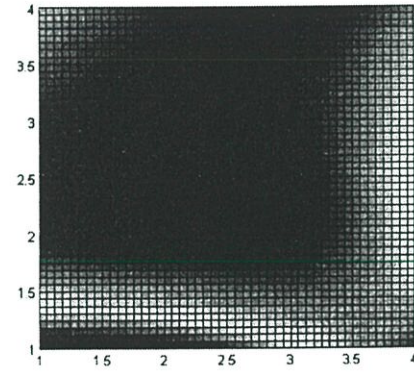
(15)



(16)

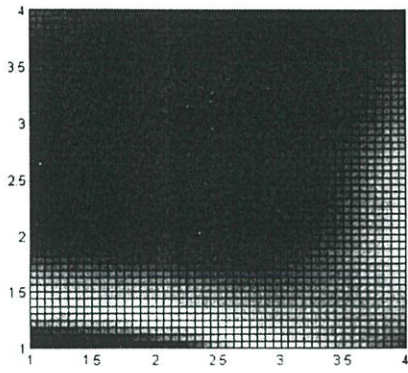


(17)

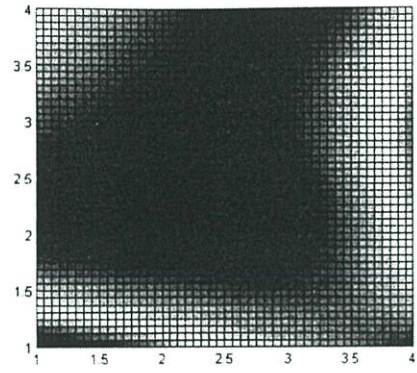


(18)

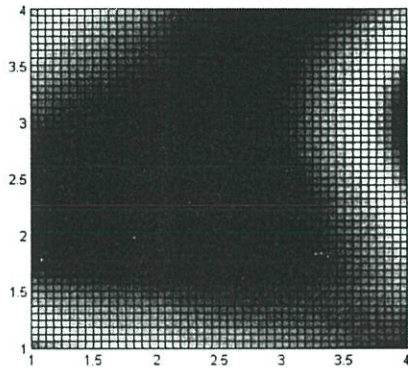
รูปที่ 6.43 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



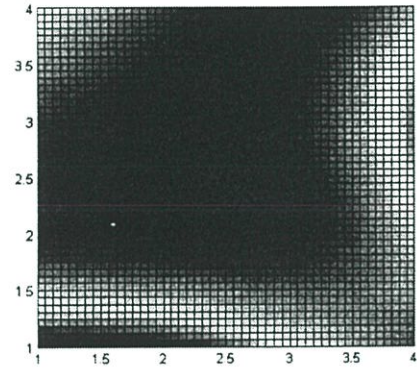
(19)



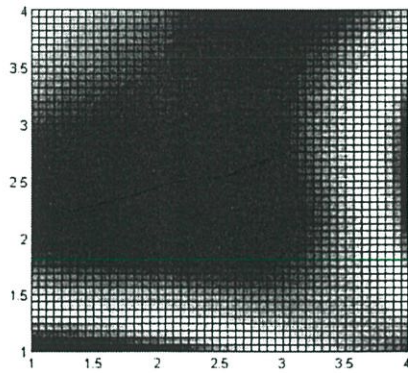
(20)



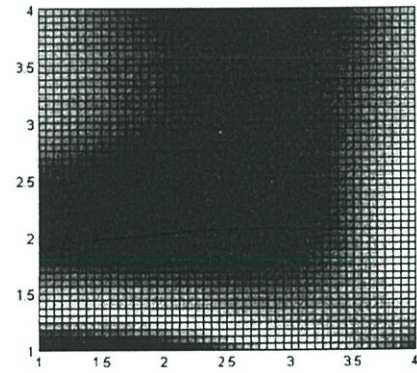
(21)



(22)

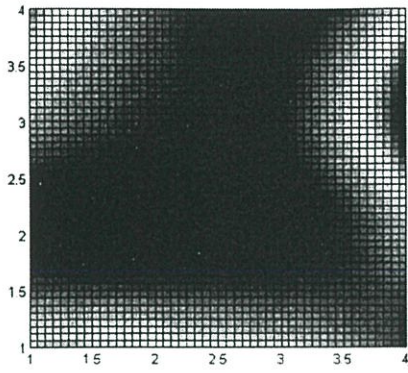


(23)

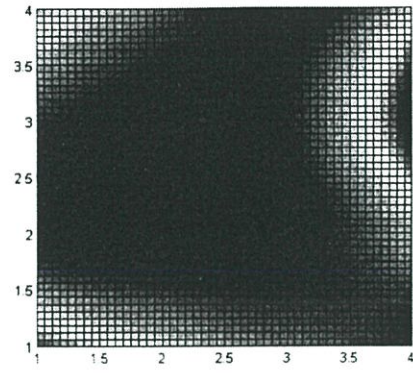


(24)

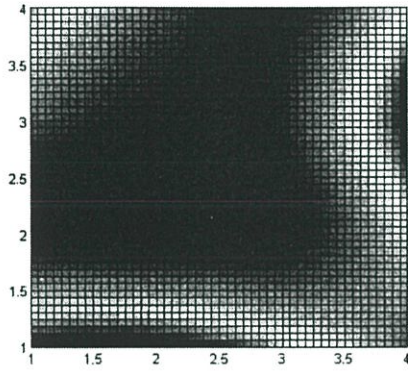
รูปที่ 6.43 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



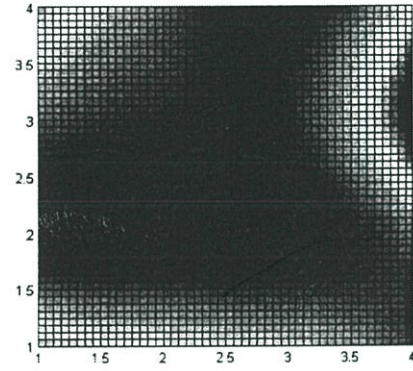
(25)



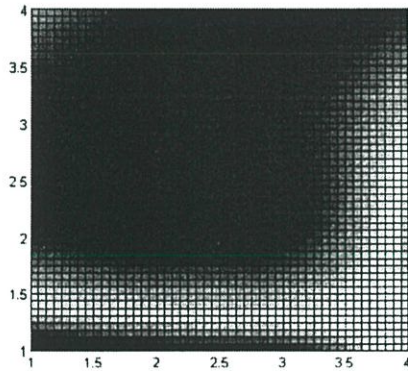
(26)



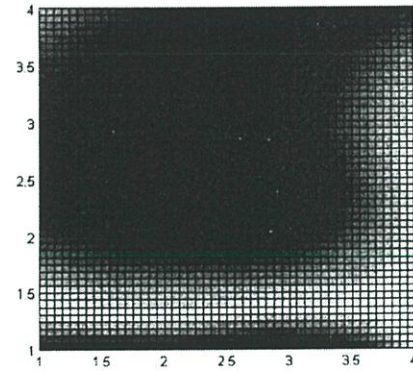
(27)



(28)



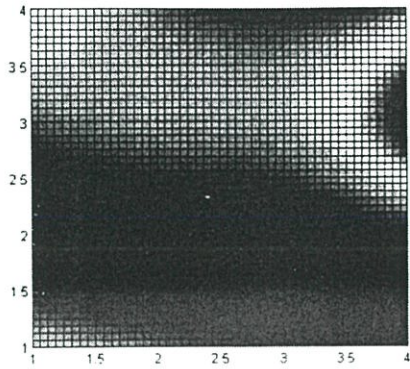
(29)



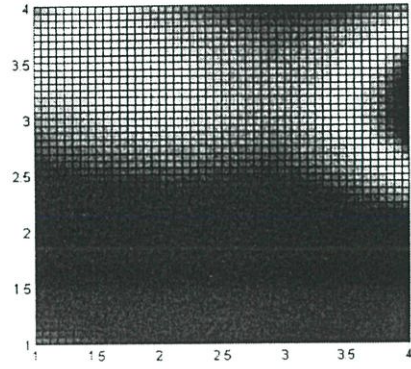
(30)

รูปที่ 6.43 ผลการแมปฟังก์ชันไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)

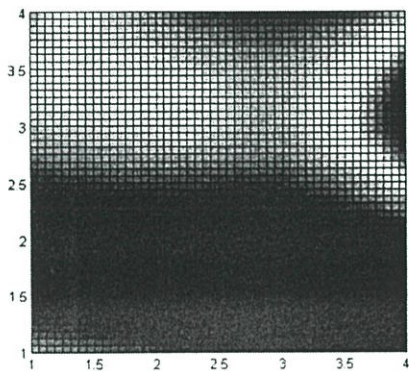
7. การเคลื่อนไหวกว้างขวางของมือ (Wrist pronation)



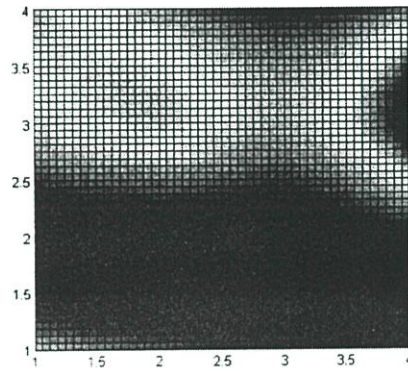
(1)



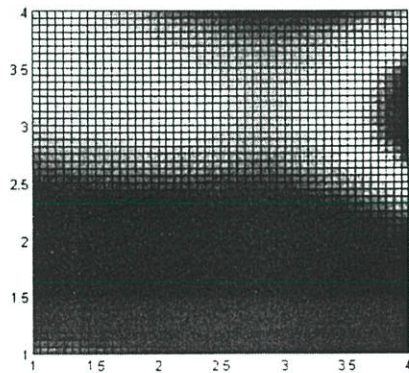
(2)



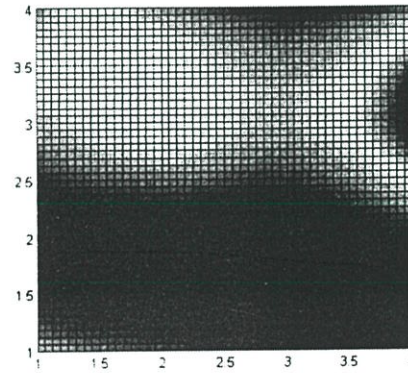
(3)



(4)

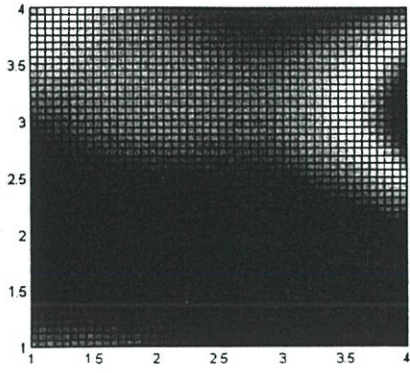


(5)

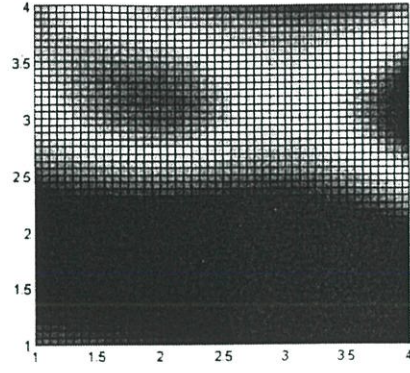


(6)

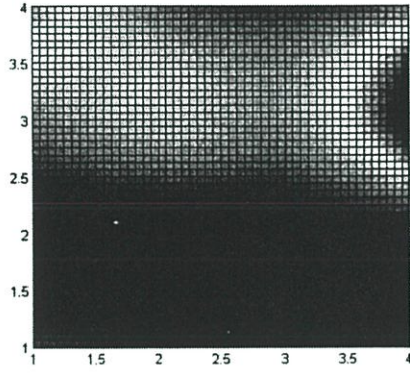
รูปที่ 6.44 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ



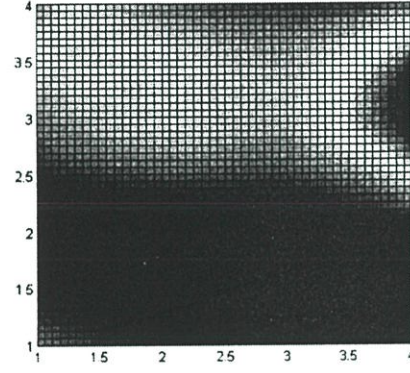
(7)



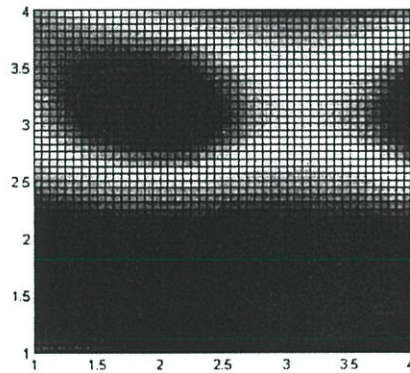
(8)



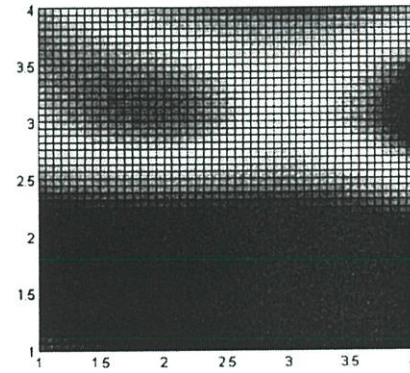
(9)



(10)

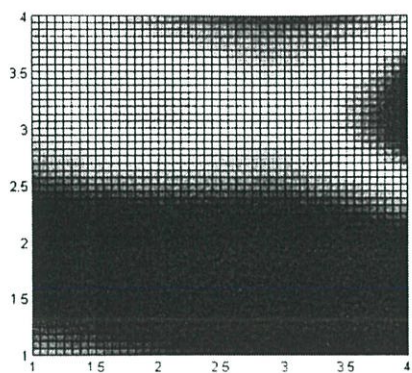


(11)

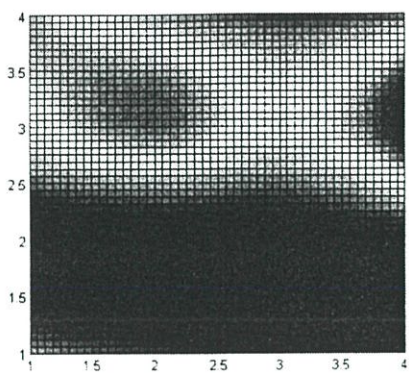


(12)

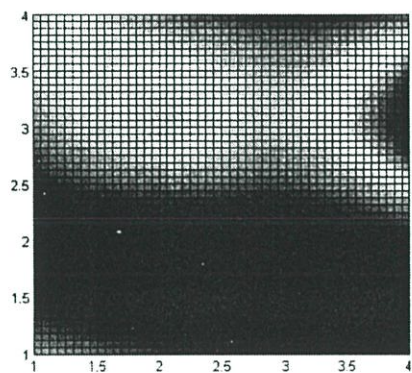
รูปที่ 6.44 ผลการแมปिंगสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



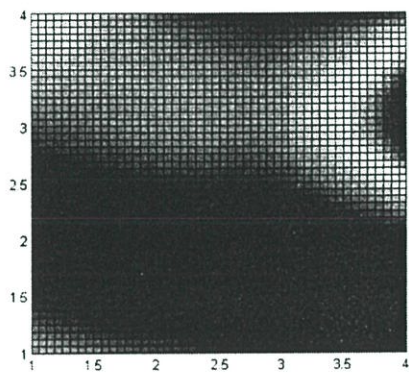
(13)



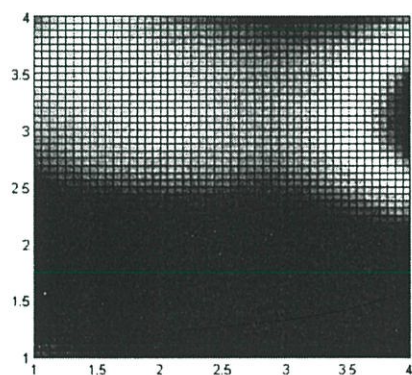
(14)



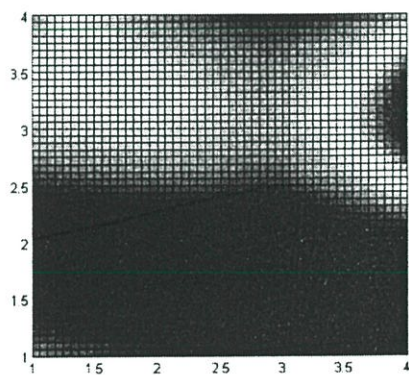
(15)



(16)

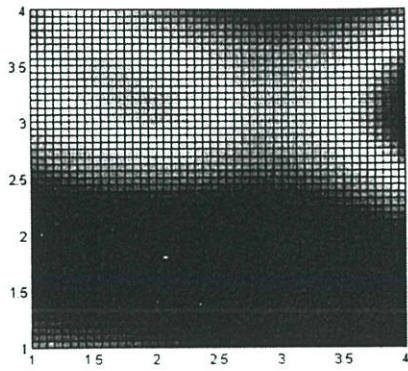


(17)

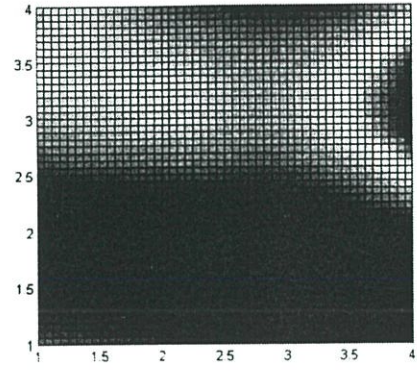


(18)

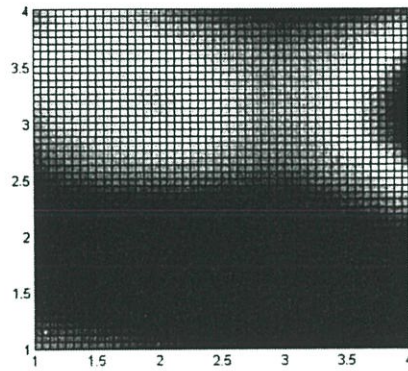
รูปที่ 6.44 ผลการแมปฟังก์ชันไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



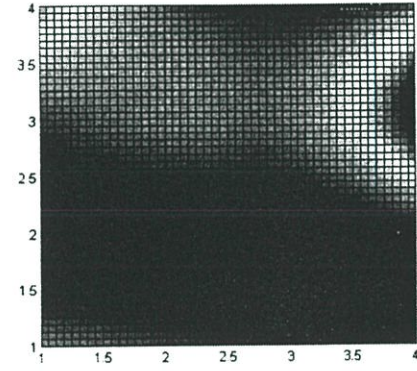
(19)



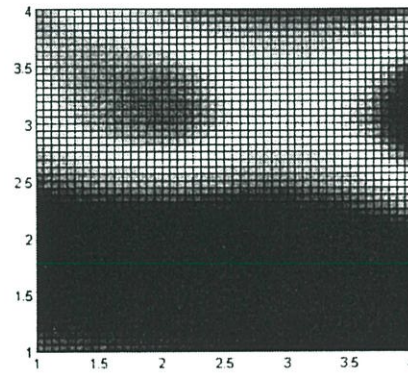
(20)



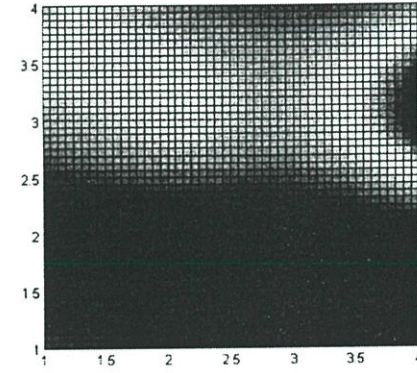
(21)



(22)

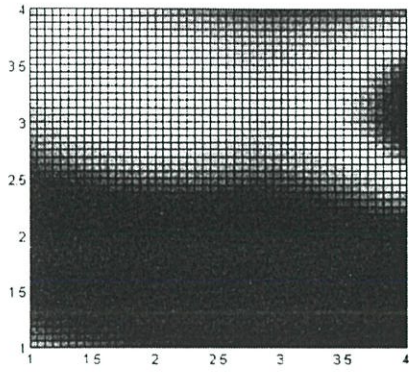


(23)

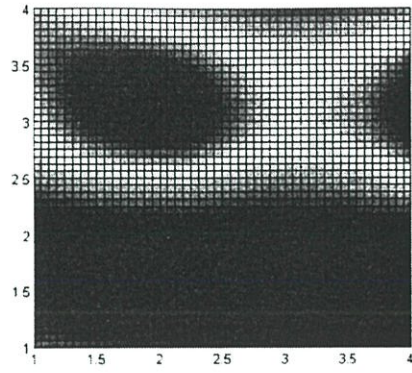


(24)

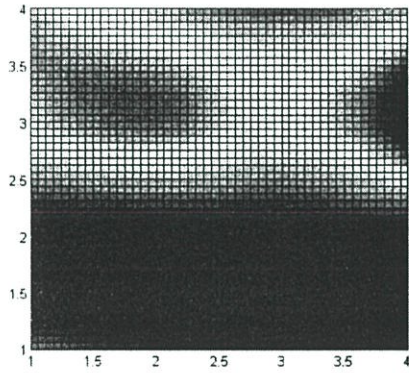
รูปที่ 6.44 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



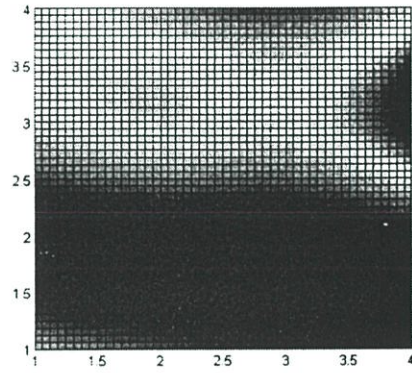
(25)



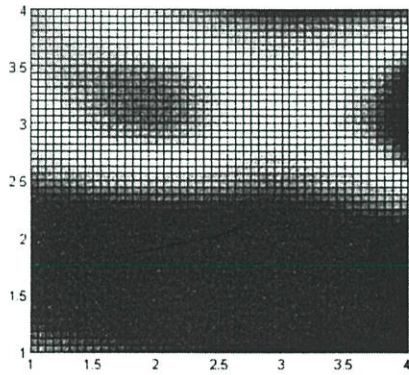
(26)



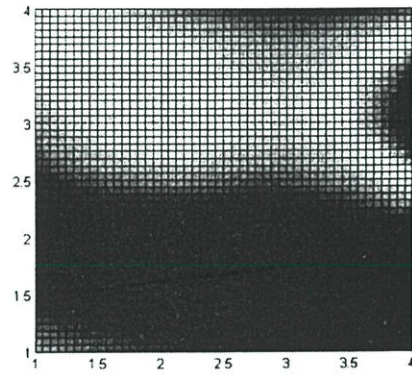
(27)



(28)



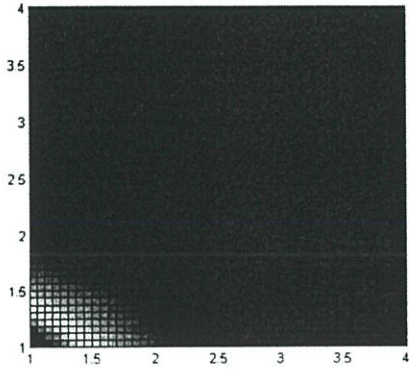
(29)



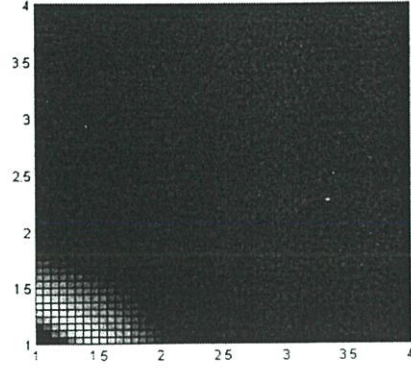
(30)

รูปที่ 6.44 ผลการแมปปีงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)

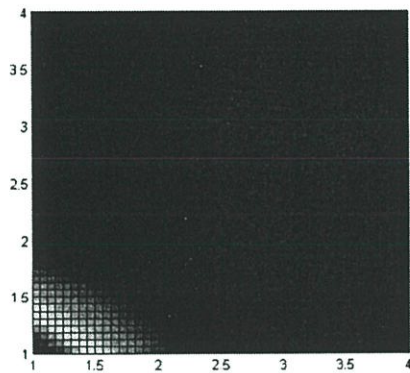
### 8. การเคลื่อนไหวกแบบแบมือ (Hand open)



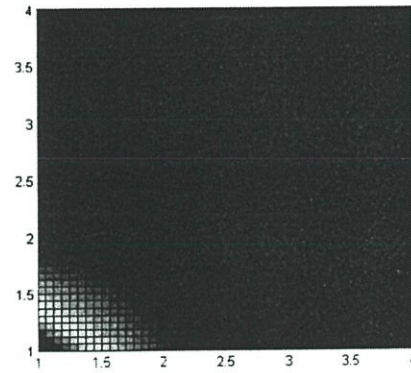
(1)



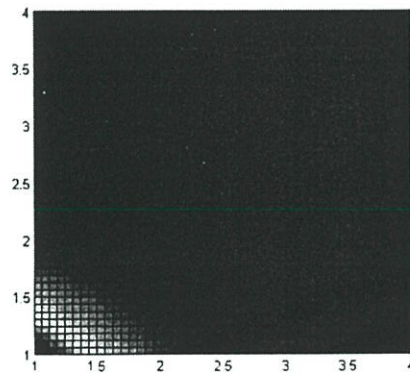
(2)



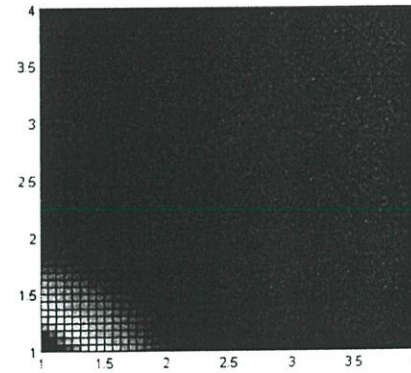
(3)



(4)

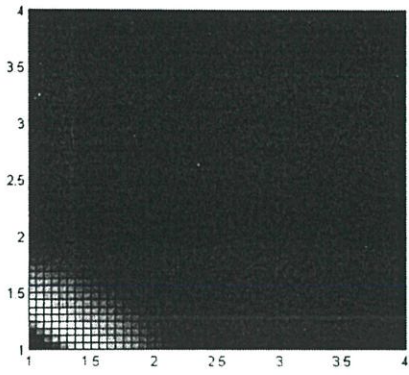


(5)

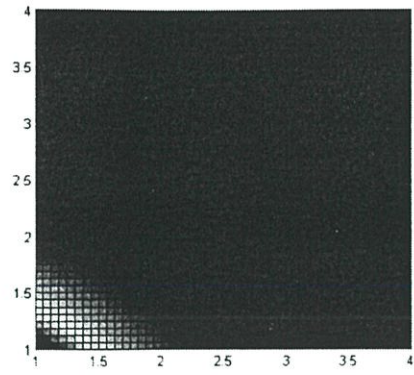


(6)

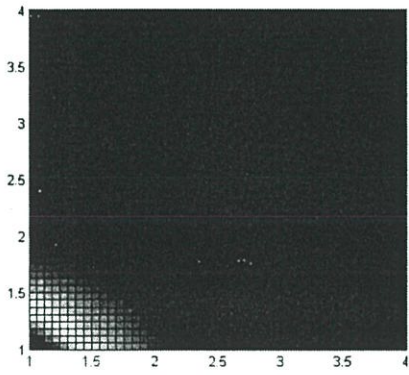
รูปที่ 6.45 ผลการแมปिंगสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ



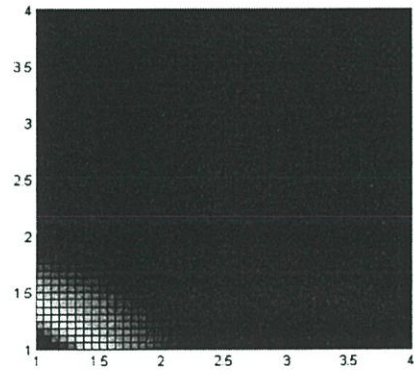
(7)



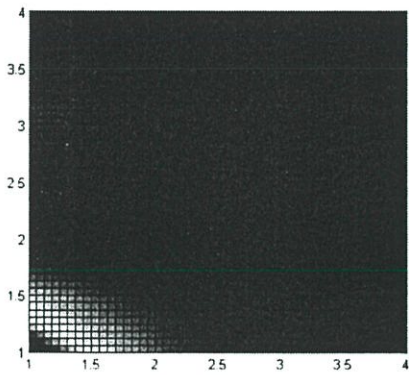
(8)



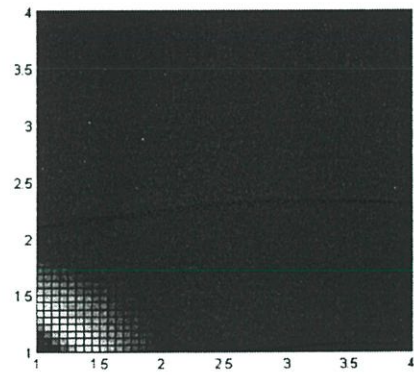
(9)



(10)

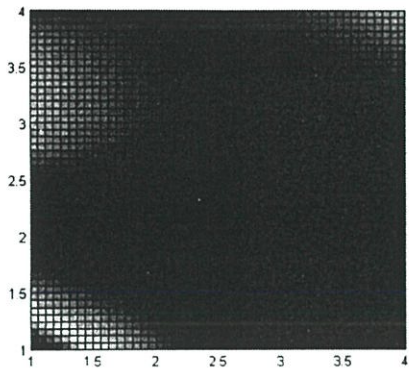


(11)

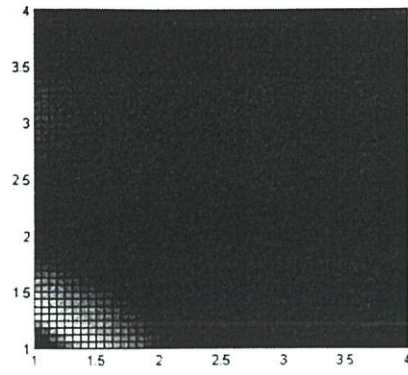


(12)

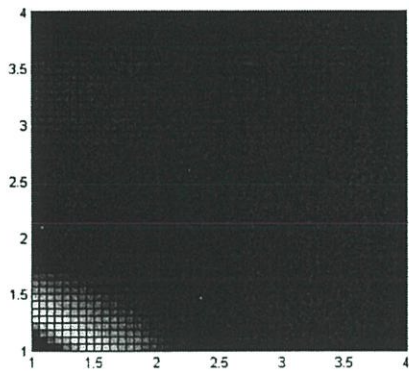
รูปที่ 6.45 ผลการแมปฟังก์ชันไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



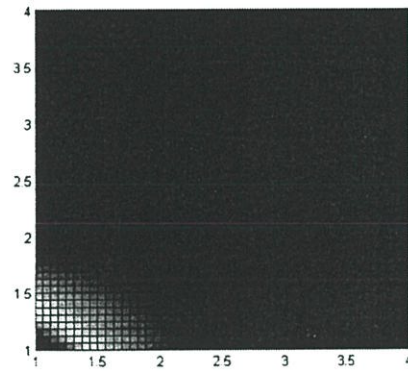
(13)



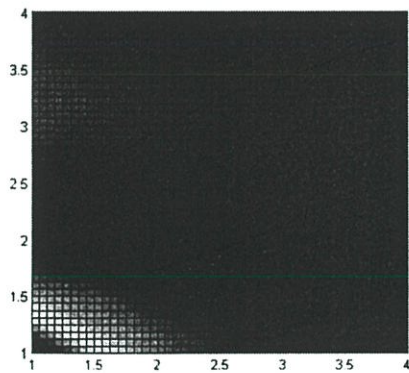
(14)



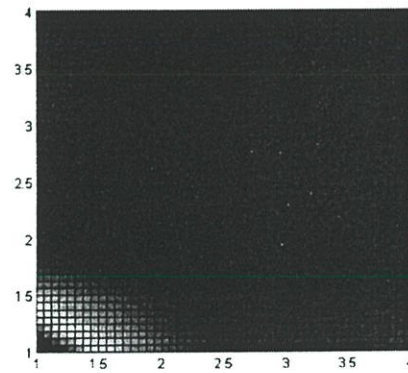
(15)



(16)

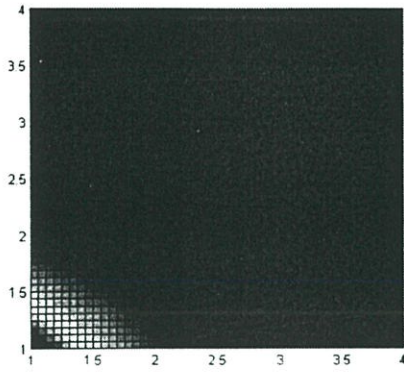


(17)

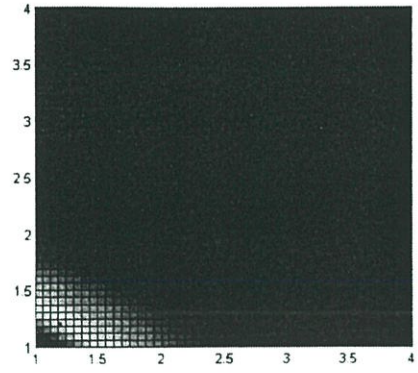


(18)

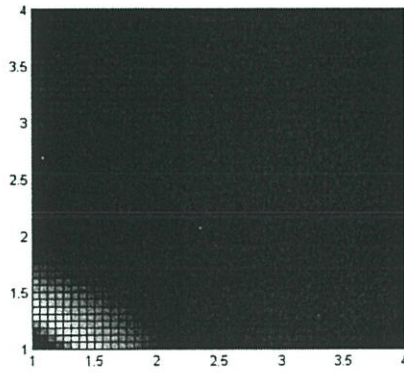
รูปที่ 6.45 ผลการแมปिंगสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



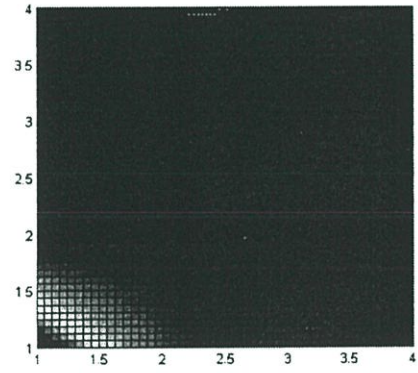
(19)



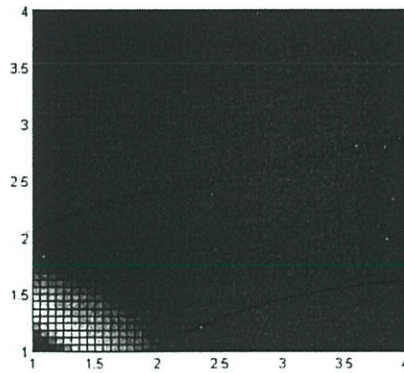
(20)



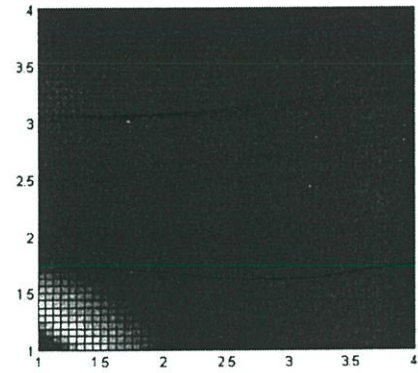
(21)



(22)

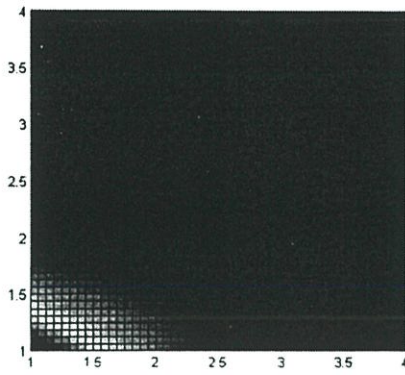


(23)

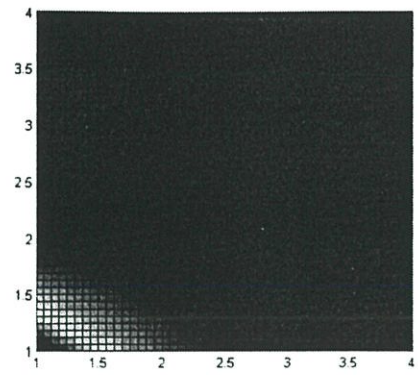


(24)

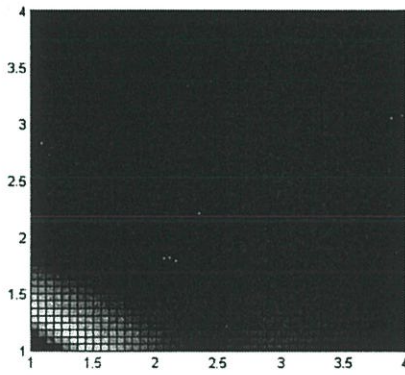
รูปที่ 6.45 ผลการแมปฟังก์ชันไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)



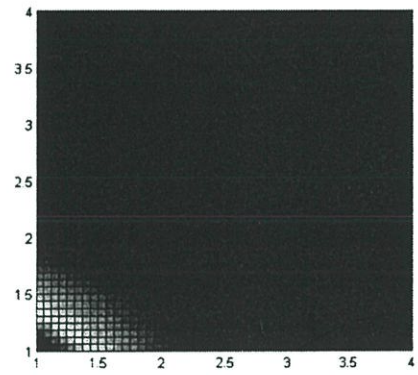
(25)



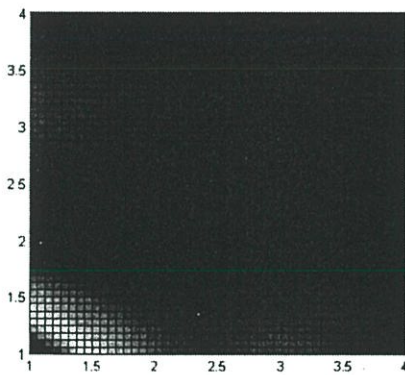
(26)



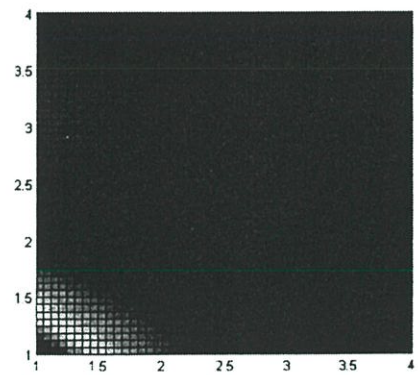
(27)



(28)



(29)



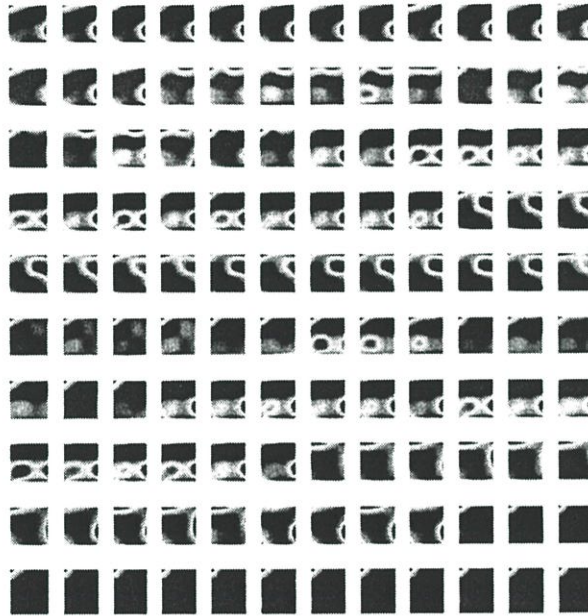
(30)

รูปที่ 6.45 ผลการแมปिंगสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (ต่อ)

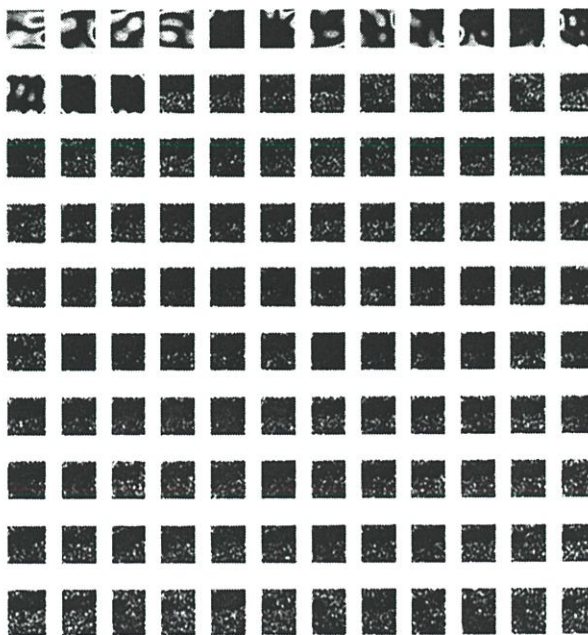
## 6.7 การคัดแยกด้วยหลักการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (PCA)

ทำการทดลองโดยเก็บผลการเคลื่อนไหวทั้งหมด 8 ท่าทาง ทำท่าทางละ 30 ครั้งจะทำให้ได้รูปแบบการหดตัวของกล้ามเนื้อทั้งหมดจำนวน 240 รูปแบบ โดยในการวิจัยนี้จะทำการแบ่งสำหรับกระบวนการสร้างข้อมูลการเรียนรู้ 120 รูปแบบ สำหรับกระบวนการสร้างข้อมูลทดสอบ 120 รูปแบบ ผลการทดลองแสดงให้เห็นดังต่อไปนี้

### 6.7.1 ผลการคัดแยกการหดตัวของกล้ามเนื้อด้วยการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก



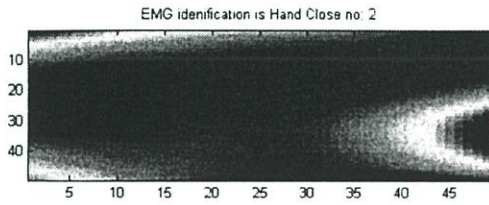
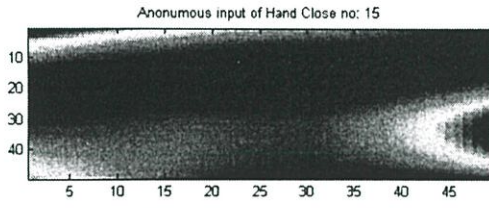
(a)



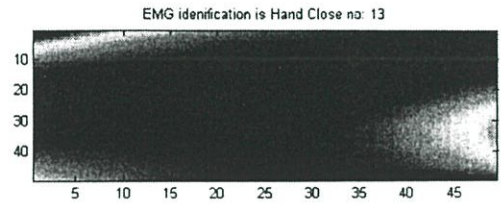
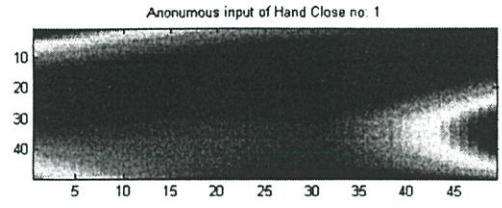
(b)

รูปที่ 6.46 (a) เทรนเซ็ทที่ใช้ในการคัดแยกสัญญาณ (b) ไอเกนเวกเตอร์

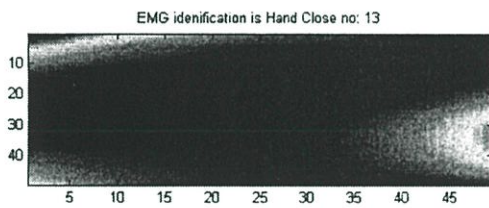
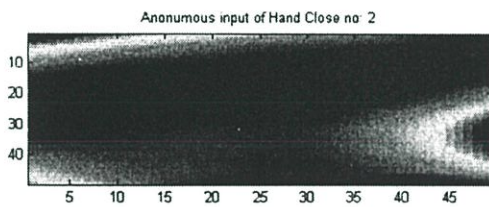
# 1. ผลการคัดแยกการเคลื่อนไหวแบบกำมือ (Hand close)



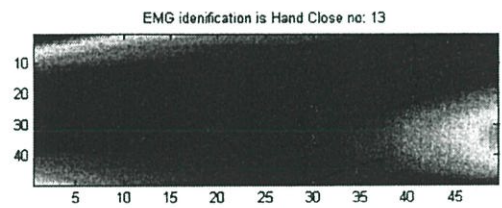
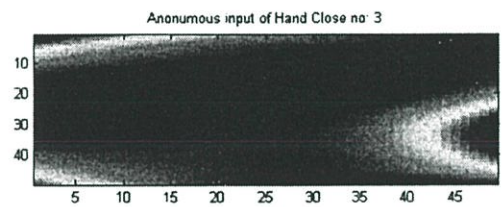
(1)



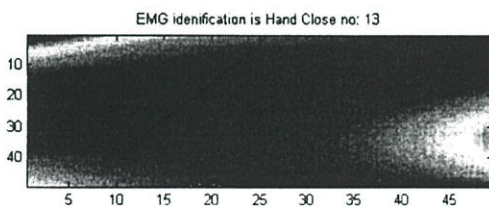
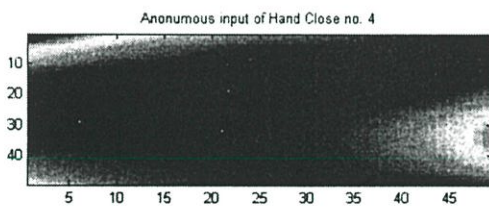
(2)



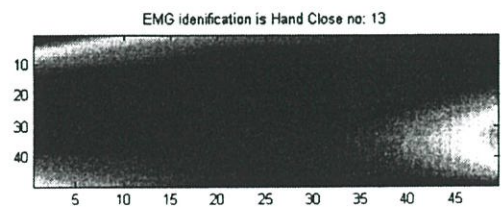
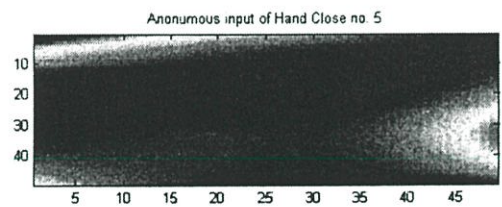
(3)



(4)

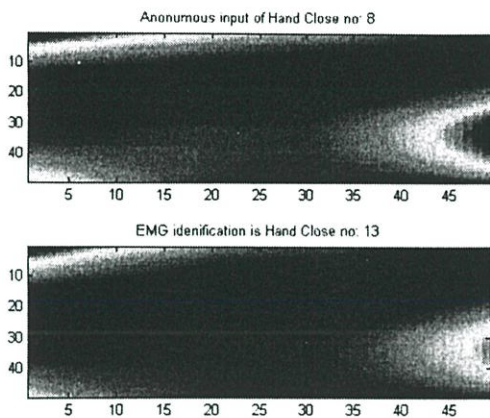


(5)

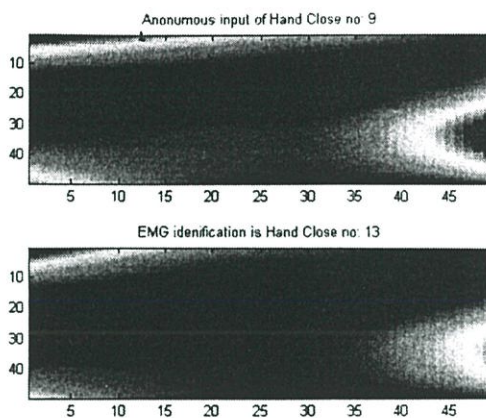


(6)

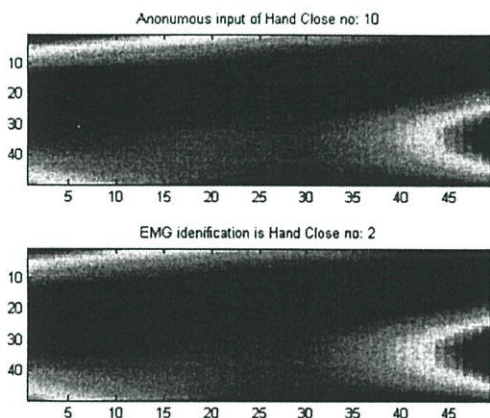
รูปที่ 6.47 ผลการคัดแยกการหดตัว



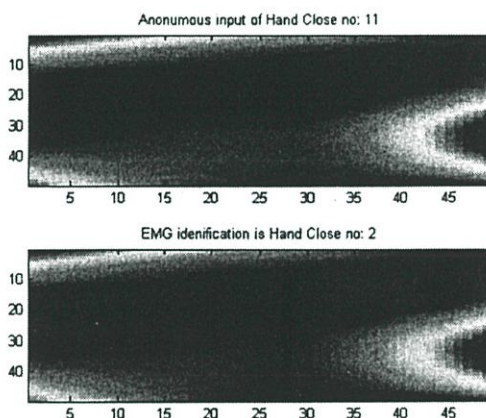
(7)



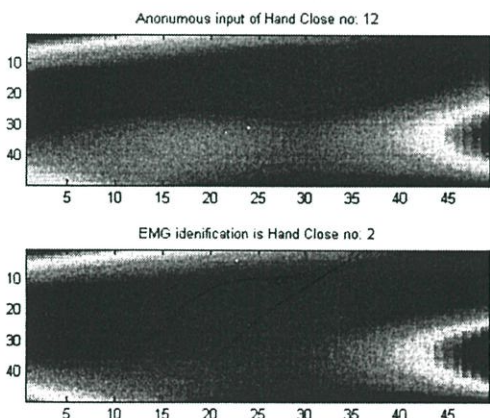
(8)



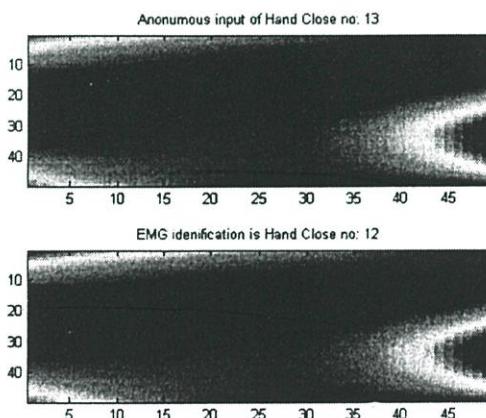
(9)



(10)

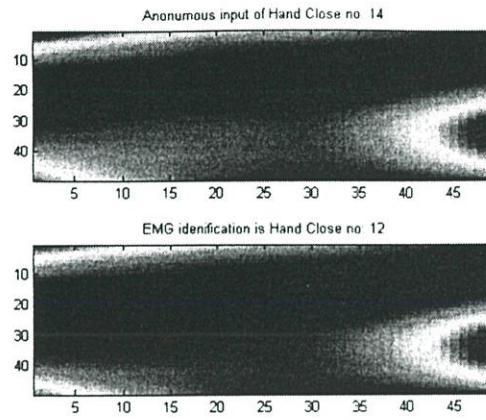


(11)



(12)

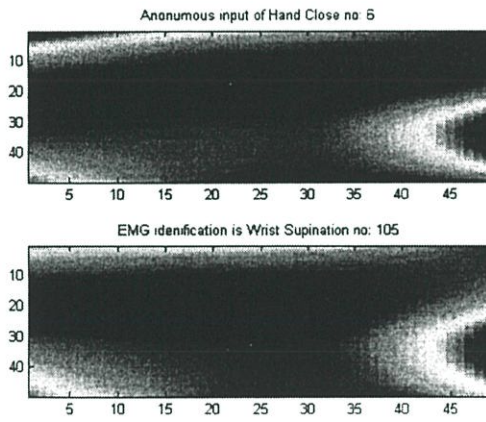
รูปที่ 6.47 ผลการคัดแยกการหดตัว (ต่อ)



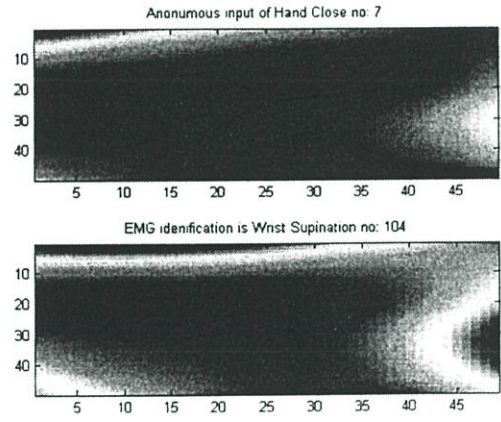
(13)

รูปที่ 6.47 ผลการคัดแยกการหดตัว (ต่อ)

ผลการคัดแยกที่มีความผิดพลาด 2 ครั้ง



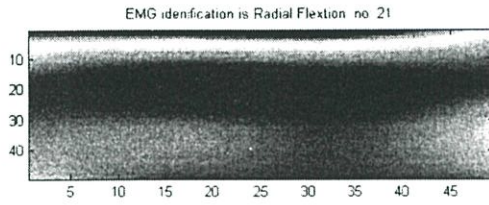
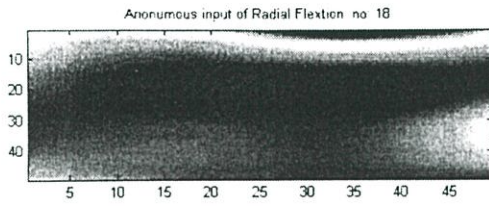
(1)



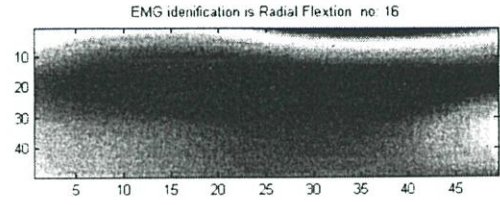
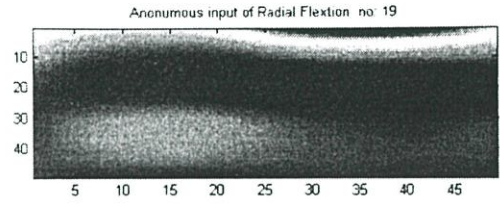
(2)

รูปที่ 6.48 ผลการคัดแยกการหดตัว

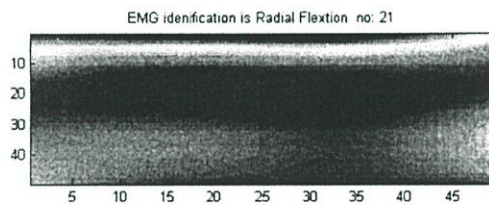
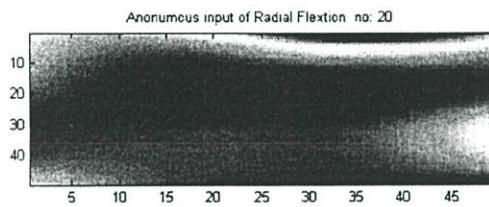
## 2. ผลการคัดแยกการเคลื่อนไหวแบบบิดมือ (Radial flexion)



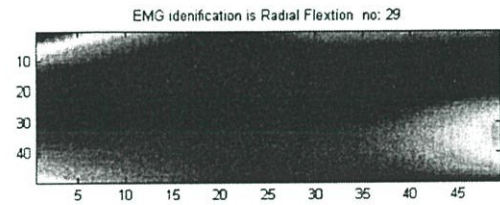
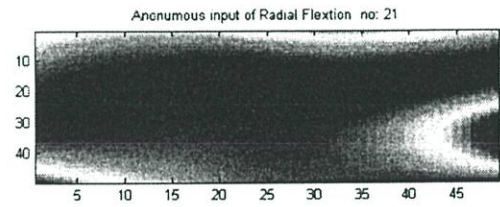
(1)



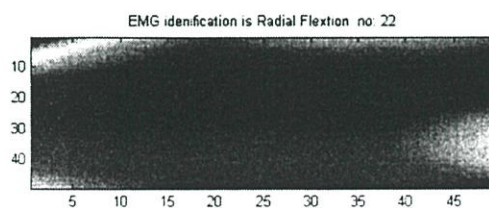
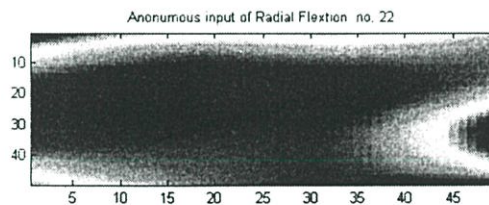
(2)



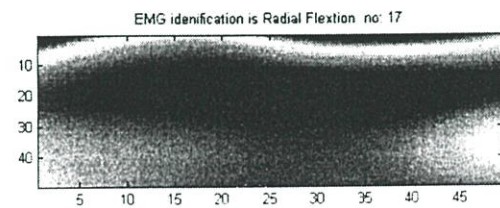
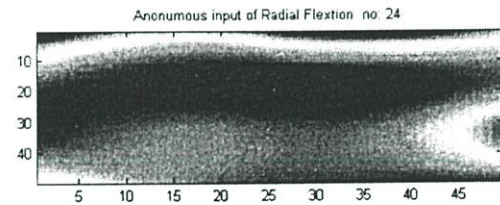
(3)



(4)

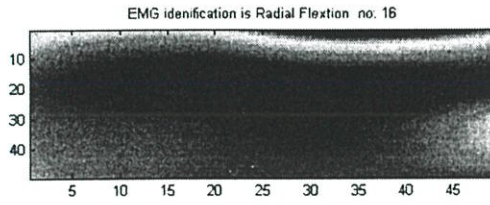
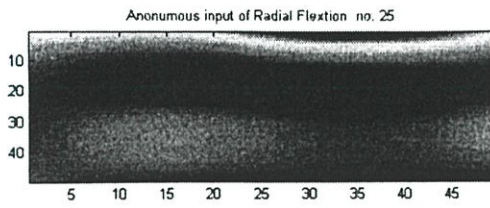


(5)

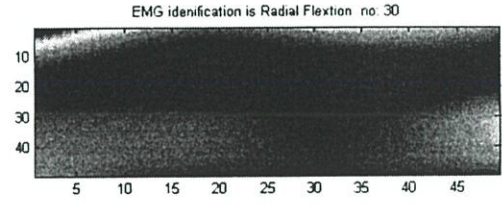
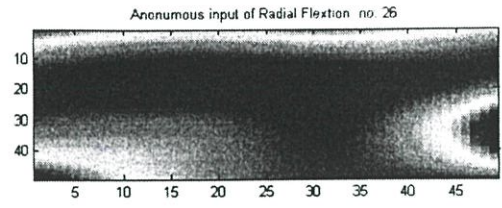


(6)

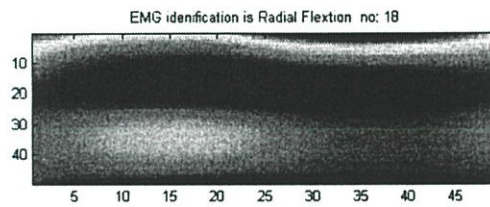
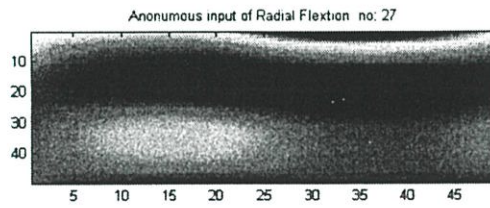
รูปที่ 6.49 ผลการคัดแยกการหดตัว



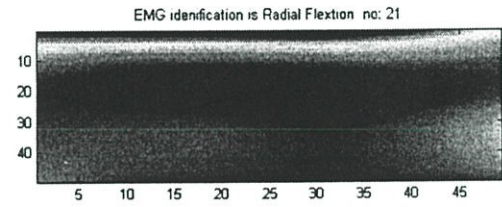
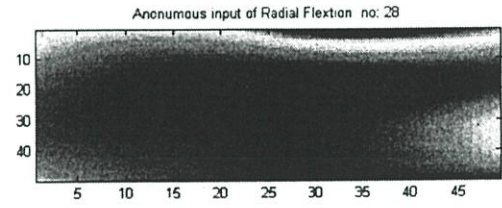
(7)



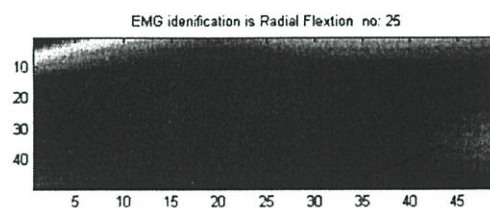
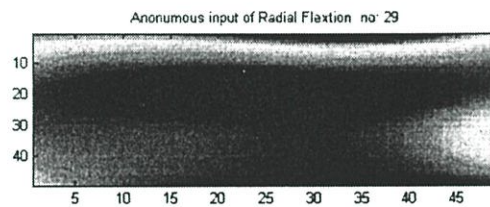
(8)



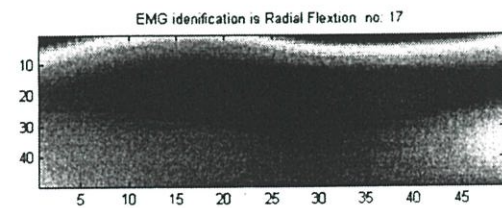
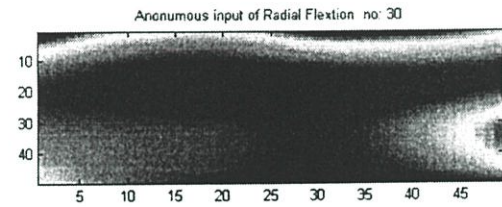
(9)



(10)

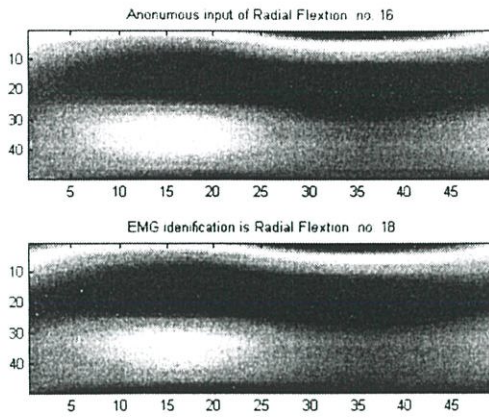


(11)

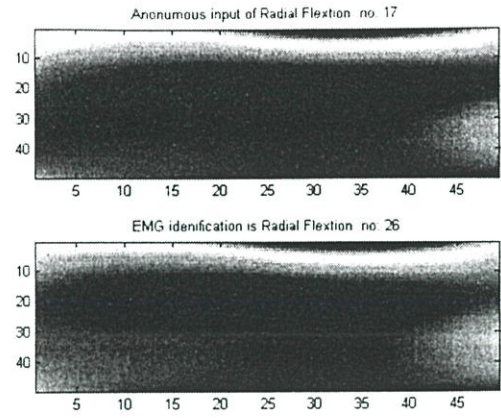


(12)

รูปที่ 6.49 ผลการตัดแยกการหดตัว (ต่อ)



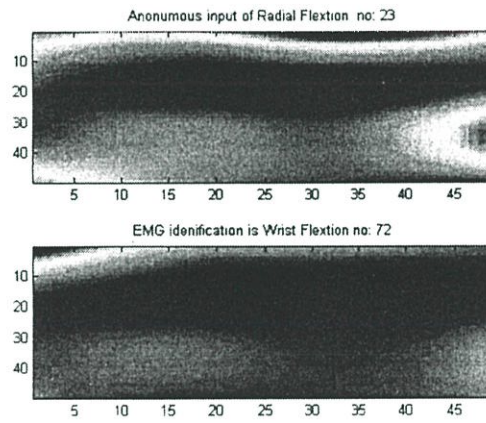
(13)



(14)

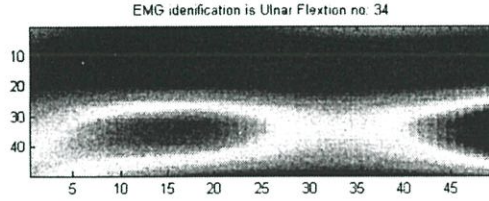
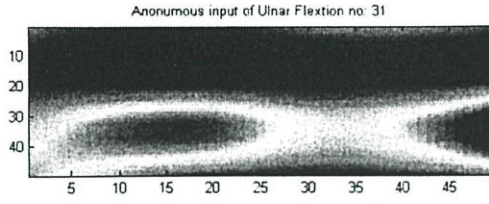
รูปที่ 6.49 ผลการคัดแยกการหดตัว (ต่อ)

ผลการคัดแยกที่มีความผิดพลาด 1 ครั้ง

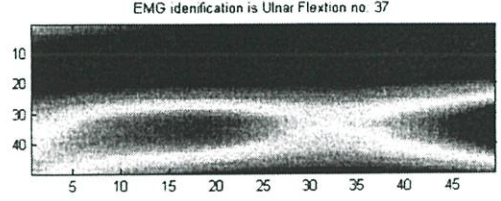
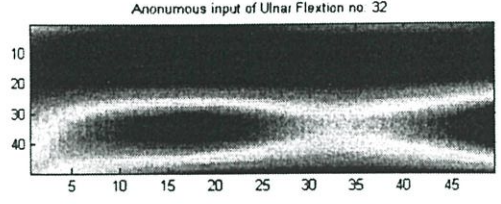


รูปที่ 6.50 ผลการคัดแยกการหดตัว

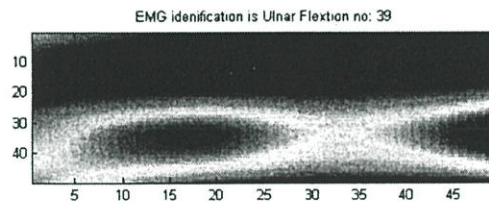
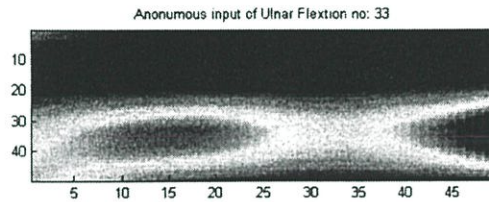
3. ผลการตัดแยกการเคลื่อนไหวแบบบิดมือ (Ulnar flexion)



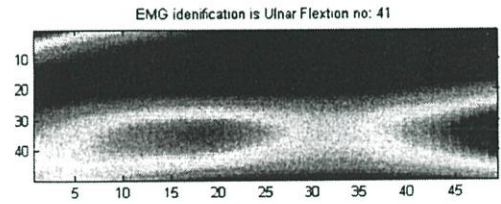
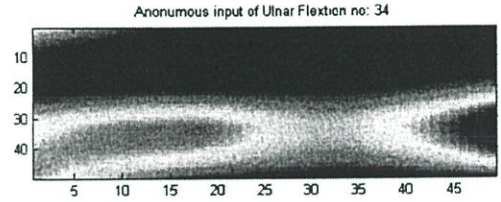
(1)



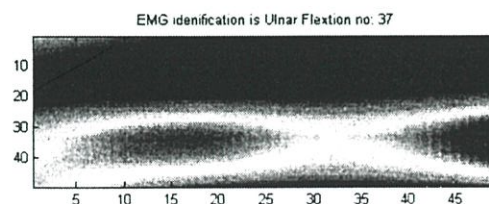
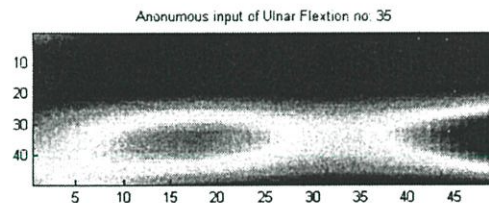
(2)



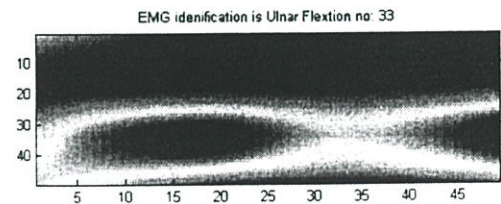
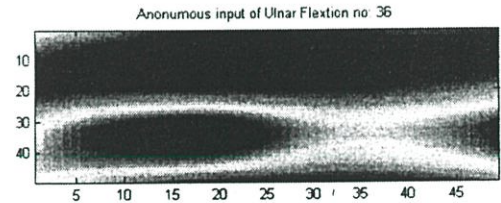
(3)



(4)

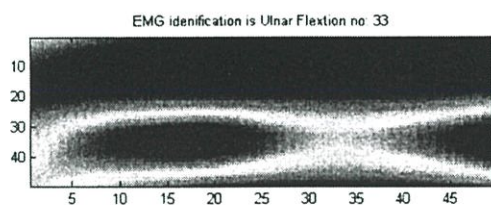
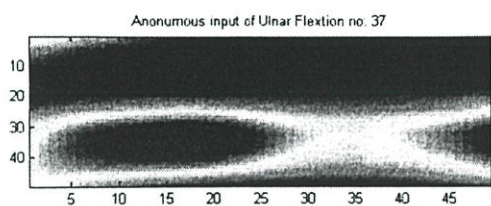


(5)

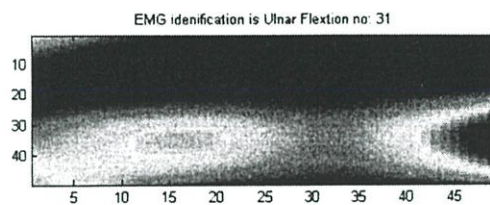
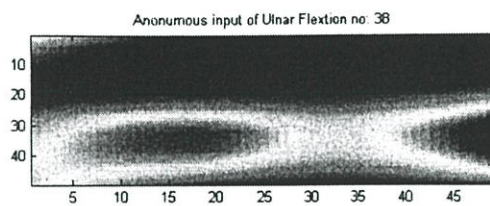


(6)

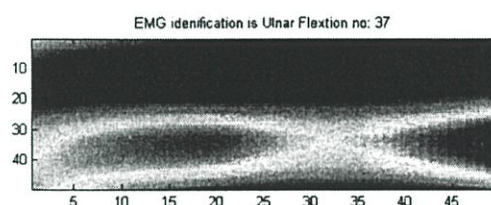
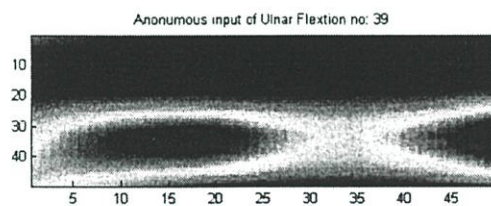
รูปที่ 6.51 ผลการตัดแยกการหดตัว



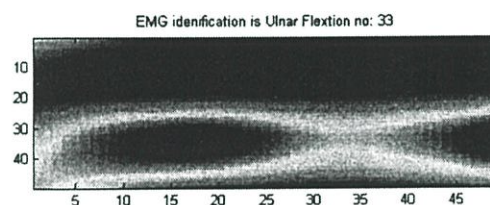
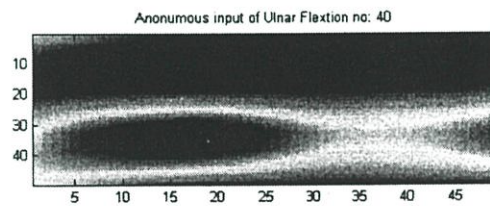
(7)



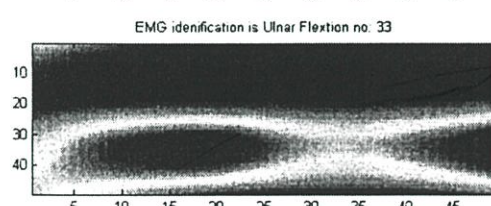
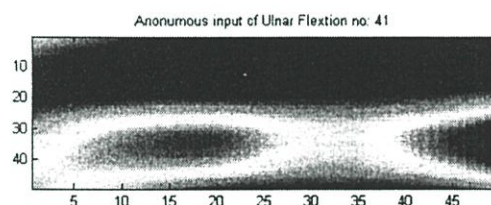
(8)



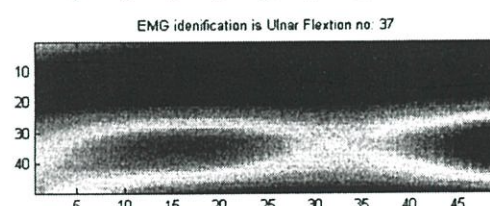
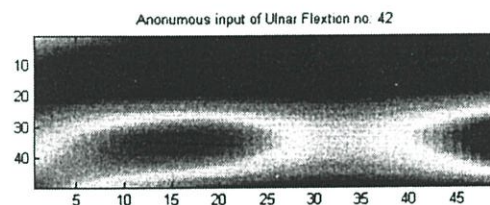
(9)



(10)

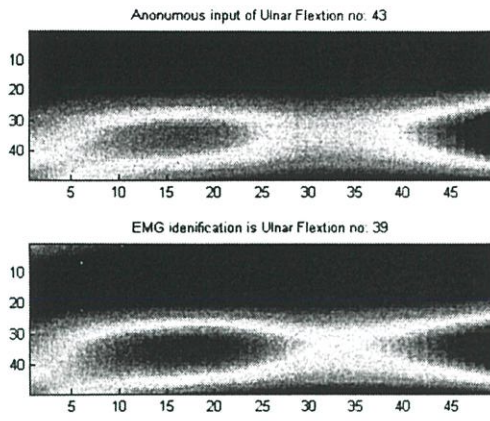


(11)

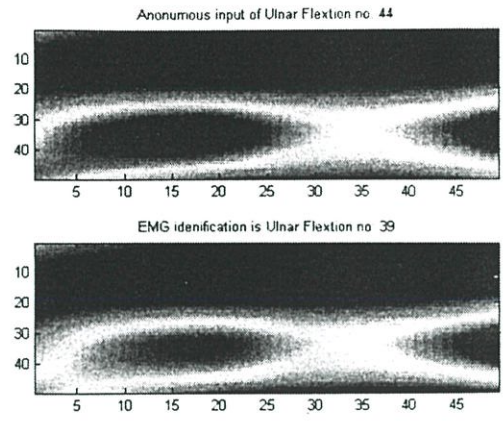


(12)

รูปที่ 6.51 ผลการคัดแยกการหดตัว (ต่อ)



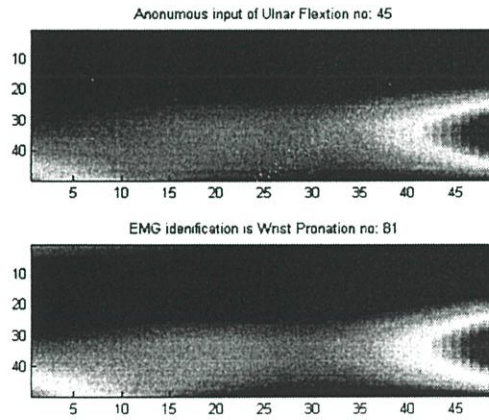
(13)



(14)

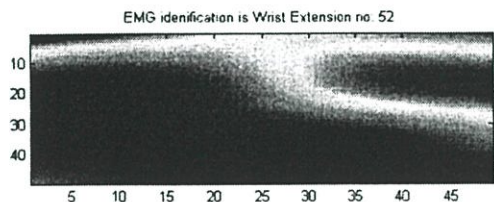
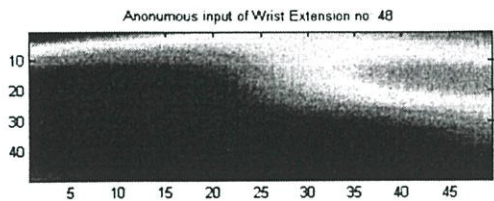
รูปที่ 6.51 ผลการคัดแยกการหดตัว (ต่อ)

ผลการคัดแยกที่มีความผิดพลาด 1 ครั้ง

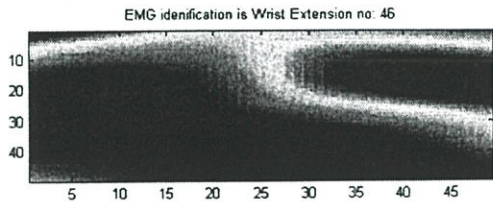
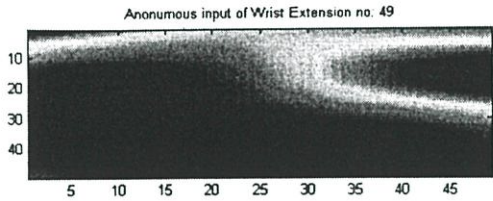


รูปที่ 6.52 ผลการคัดแยกการหดตัว

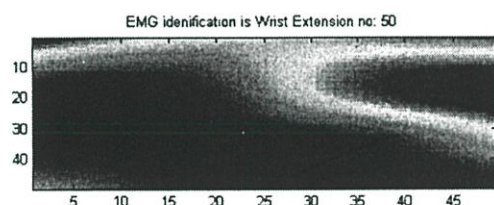
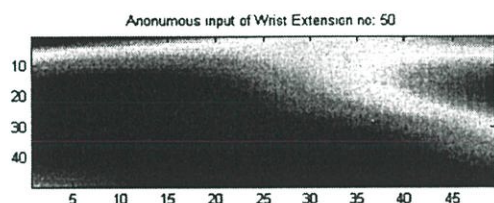
4. ผลการคัดแยกการเคลื่อนไหวแบบงอมือลง (Wrist extension)



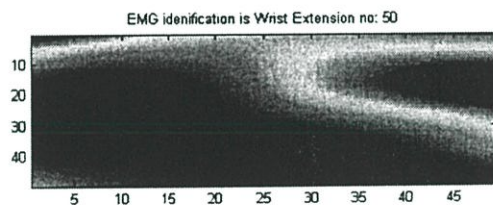
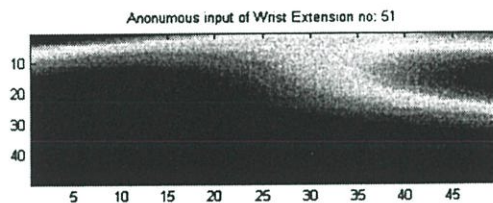
(1)



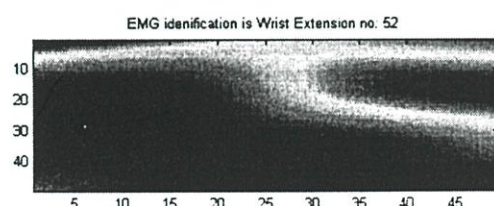
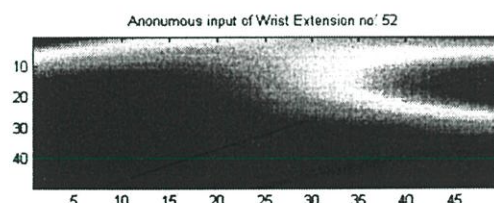
(2)



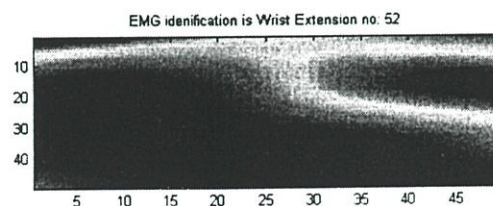
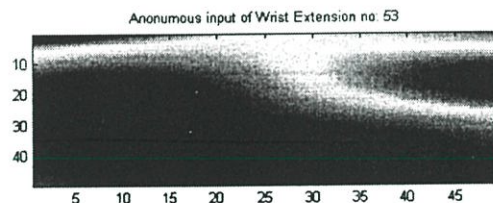
(3)



(4)

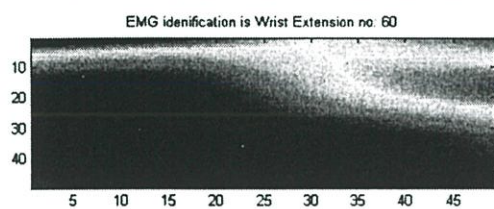
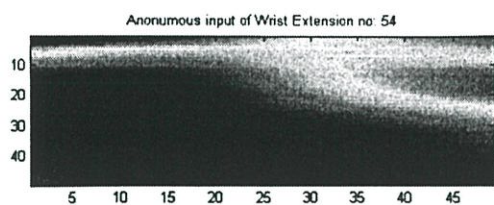


(5)

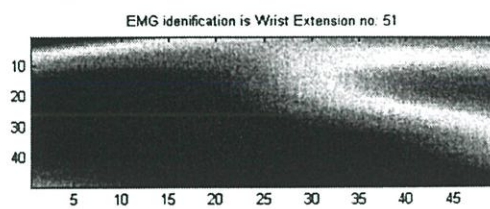
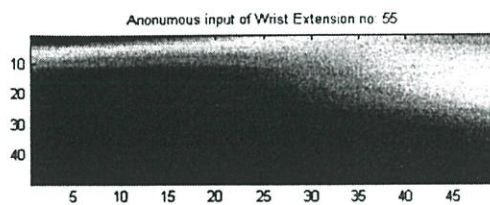


(6)

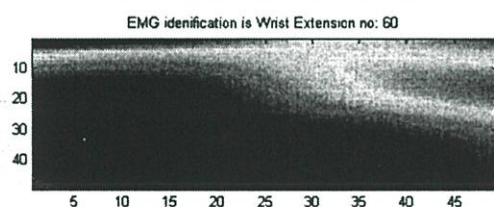
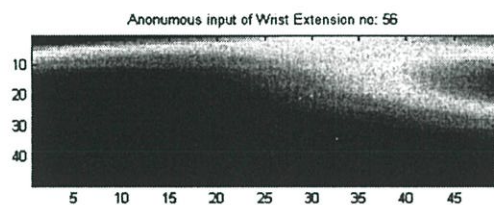
รูปที่ 6.53 ผลการคัดแยกการหดตัว



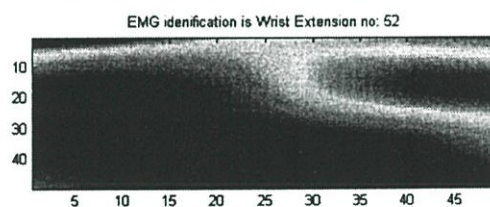
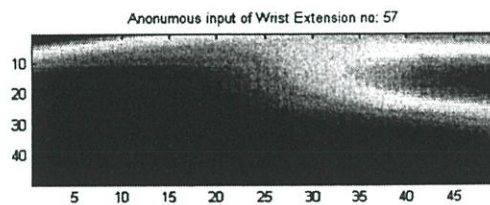
(7)



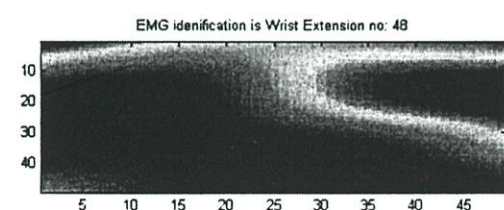
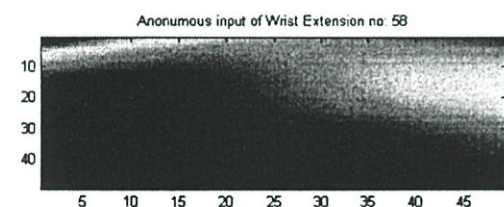
(8)



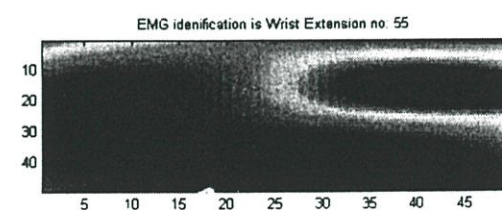
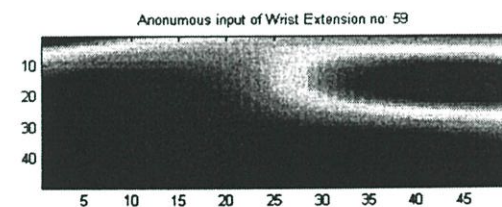
(9)



(10)

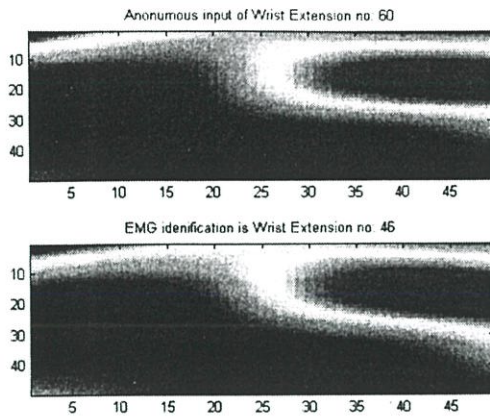


(11)

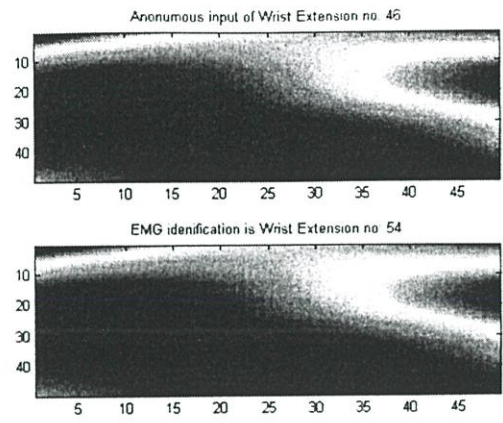


(12)

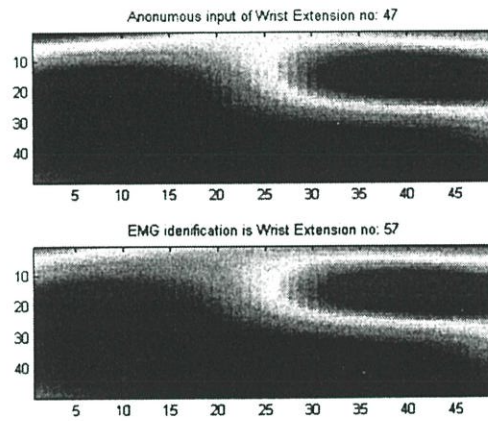
รูปที่ 6.53 ผลการคัดแยกการหดตัว (ต่อ)



(13)



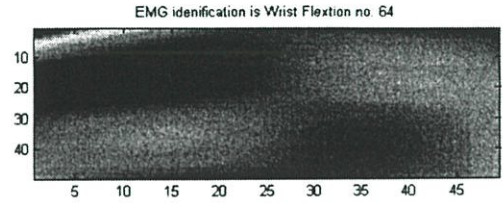
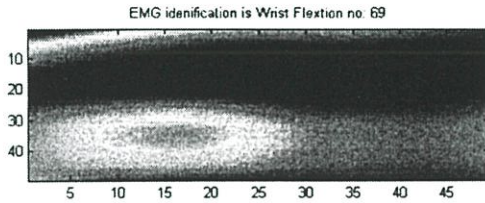
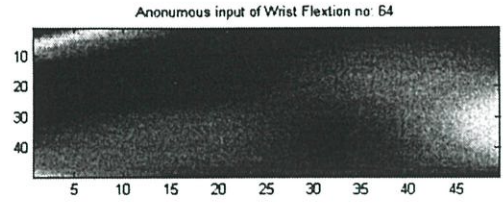
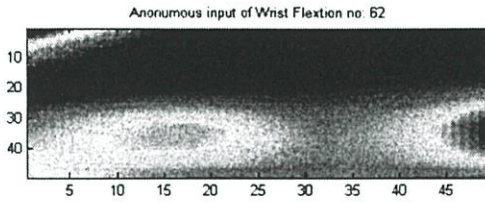
(14)



(15)

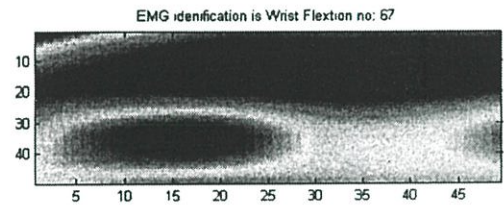
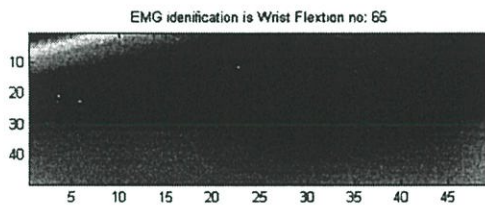
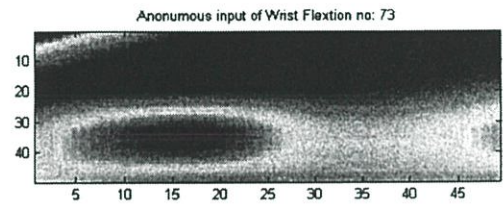
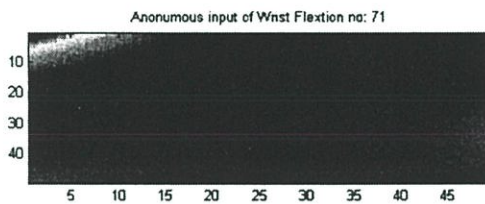
รูปที่ 6.53 ผลการตัดแยกการหดตัว (ต่อ)

## 5. ผลการคัดแยกการเคลื่อนไหวแบบงอมือขึ้น (Wrist flexion)



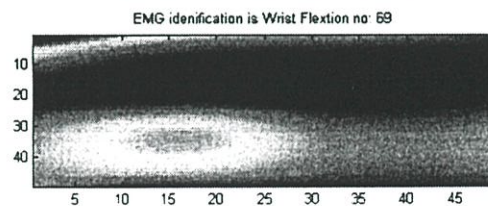
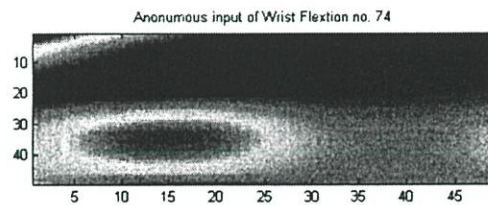
(1)

(2)



(3)

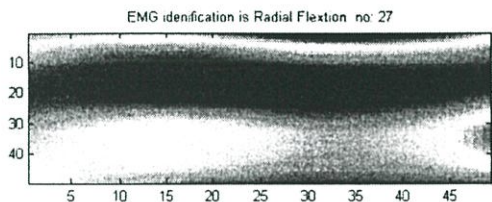
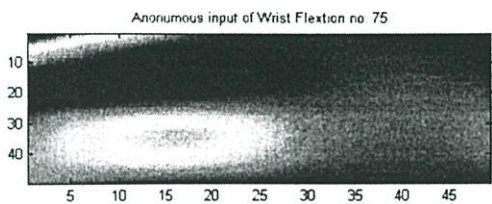
(4)



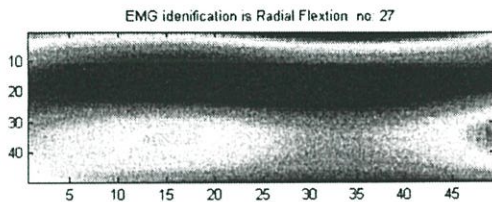
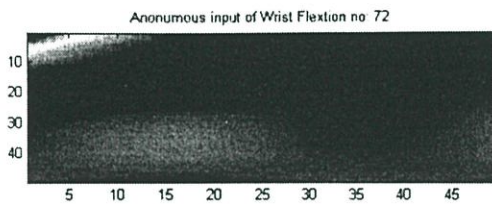
(5)

รูปที่ 6.54 ผลการคัดแยกการหดตัว

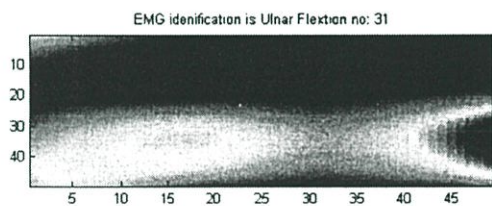
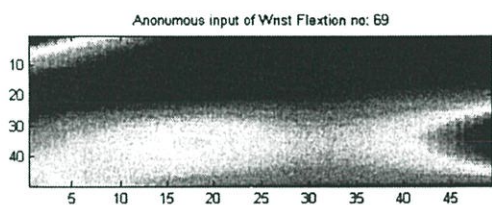
ผลการคัดแยกที่มีความผิดพลาด 10 ครั้ง



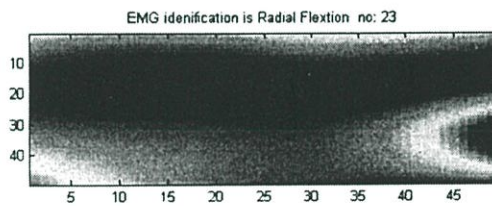
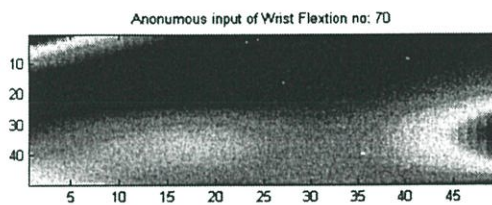
(1)



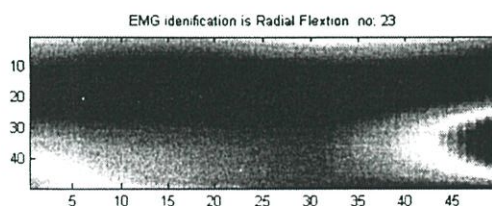
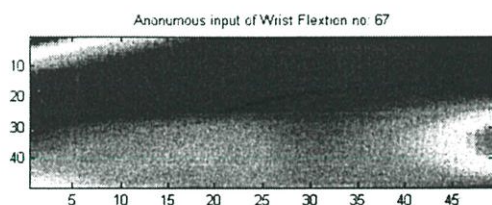
(2)



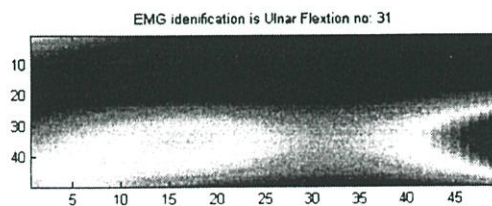
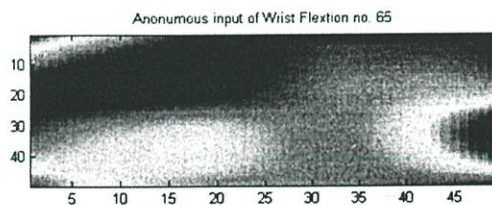
(3)



(4)

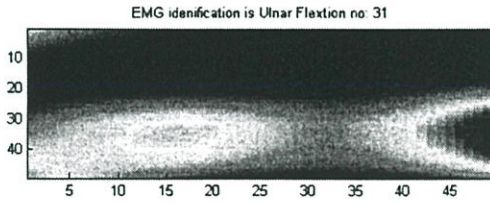
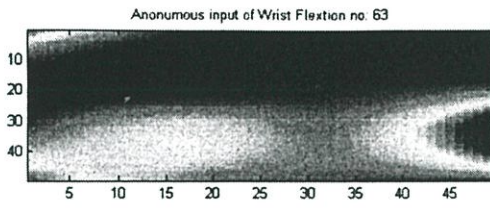


(5)

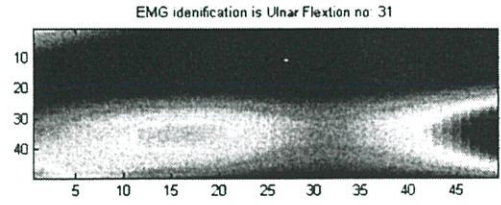
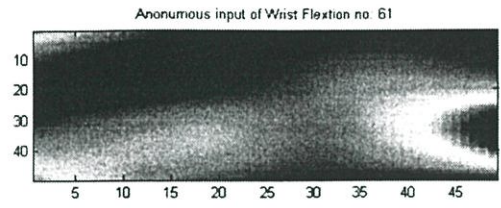


(6)

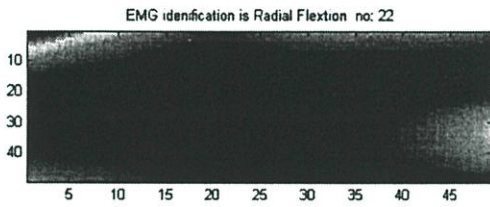
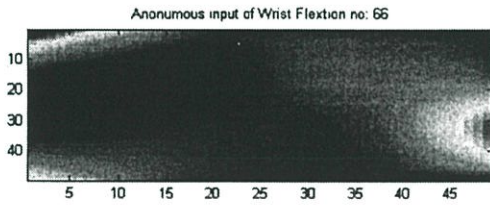
รูปที่ 6.55 ผลการคัดแยกการหดตัว



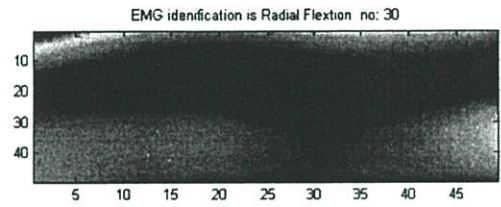
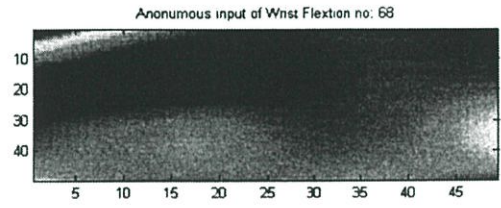
(7)



(8)



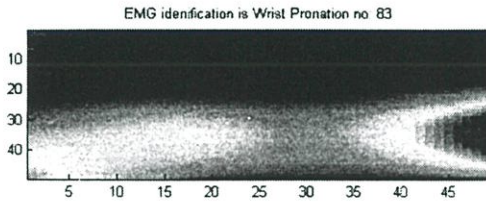
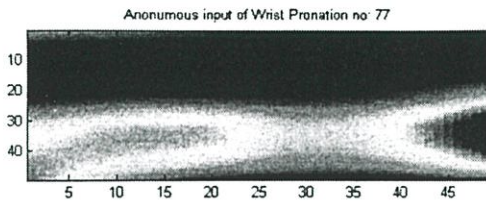
(9)



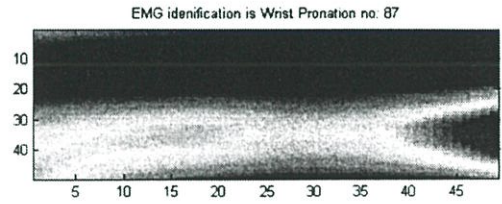
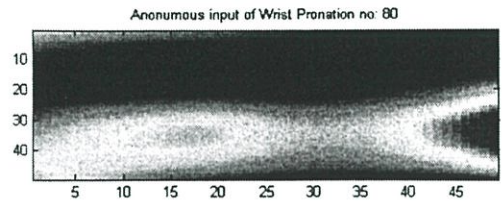
(10)

รูปที่ 6.55 ผลการคัดแยกการหดตัว (ต่อ)

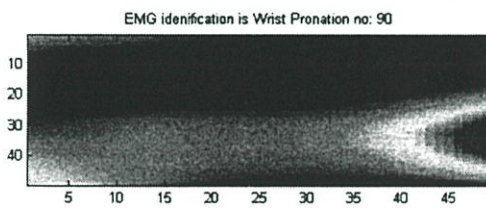
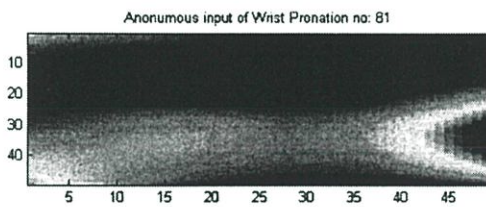
## 6. ผลการคัดแยกการเคลื่อนไหวแบบคว่ำมือ (Wrist pronation)



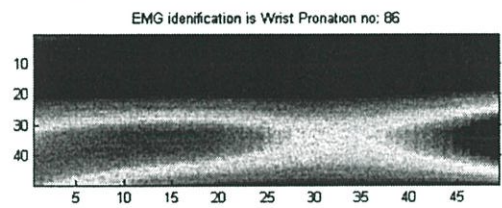
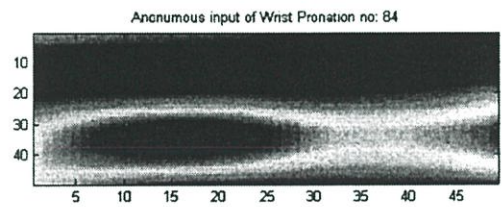
(1)



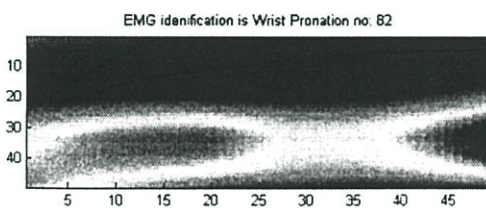
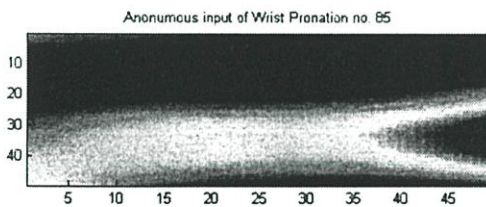
(2)



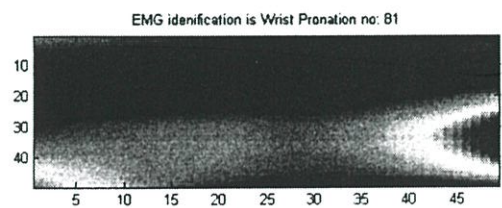
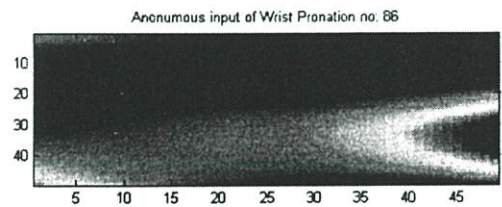
(3)



(4)

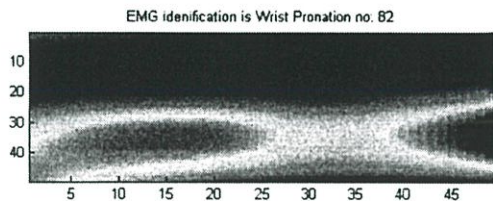
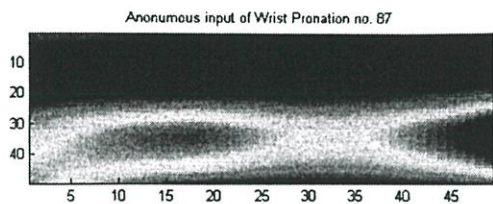


(5)

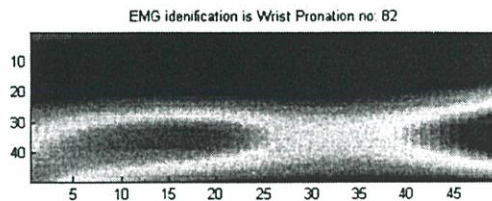
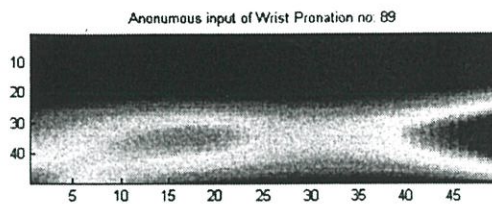


(6)

รูปที่ 6.56 ผลการคัดแยกการหดตัว



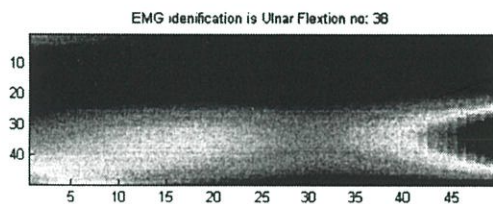
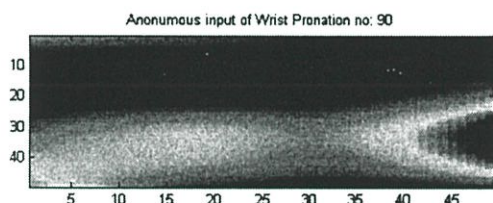
(7)



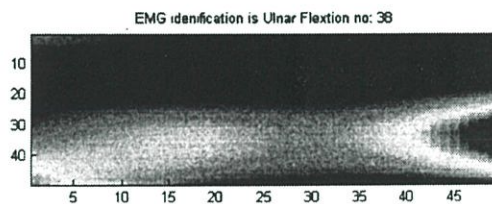
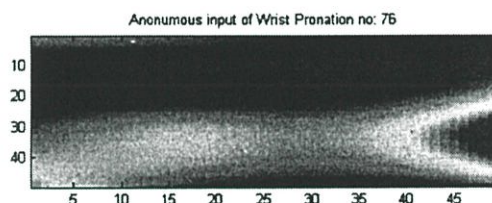
(8)

รูปที่ 6.56 ผลการคัดแยกการหดตัว (ต่อ)

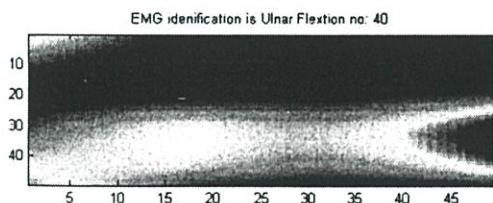
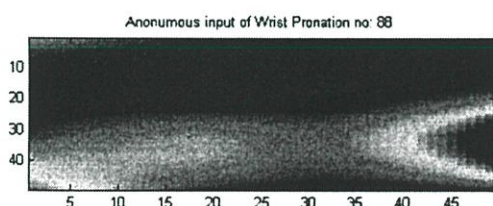
ผลการคัดแยกที่มีความผิดพลาด 7 ครั้ง



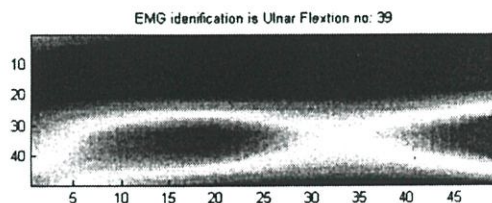
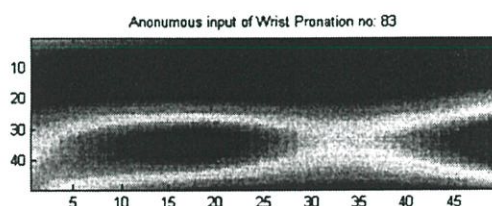
(1)



(2)

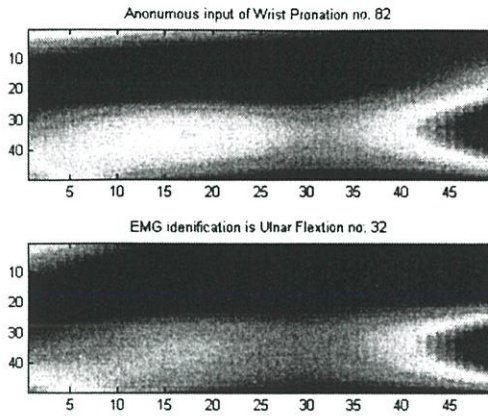


(3)

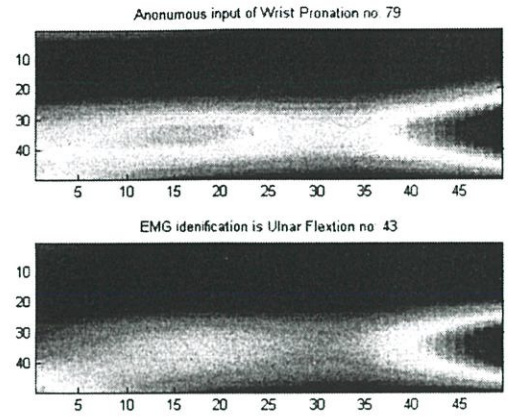


(4)

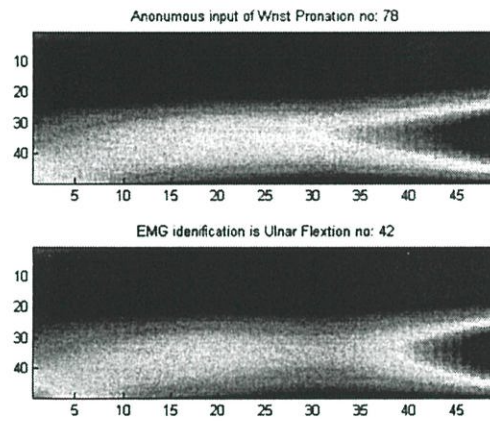
รูปที่ 6.57 ผลการคัดแยกการหดตัว



(7)



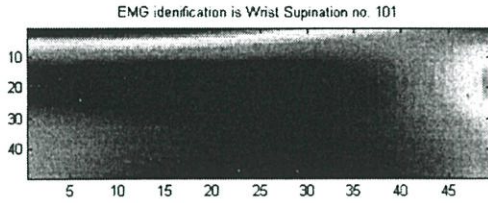
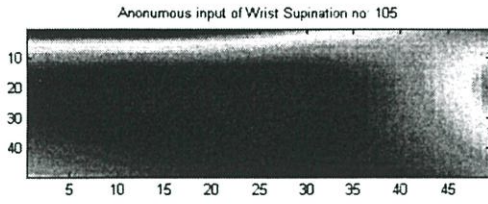
(8)



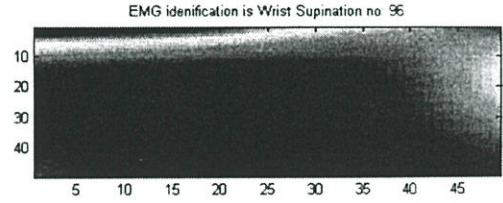
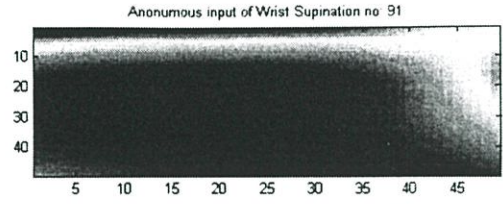
(8)

รูปที่ 6.57 ผลการคัดแยกการหดตัว (ต่อ)

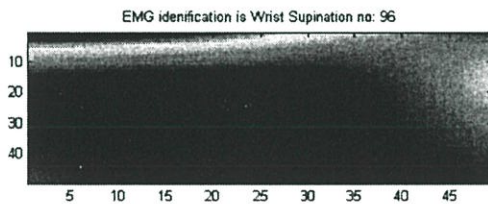
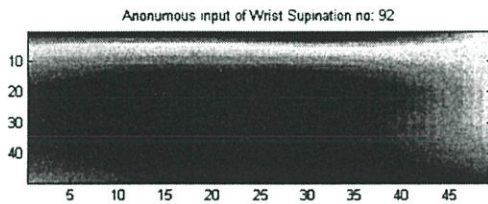
## 7. ผลการคัดแยกการเคลื่อนไหวแบบหงายมือ (Wrist supination)



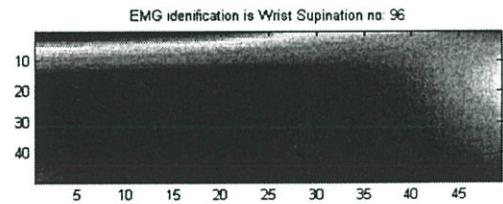
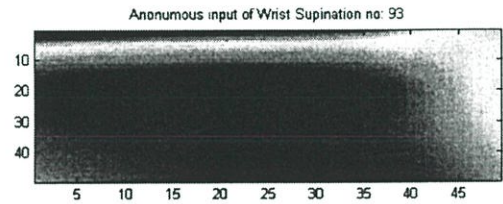
(1)



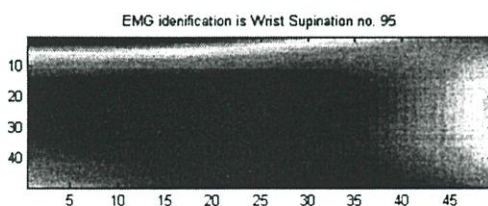
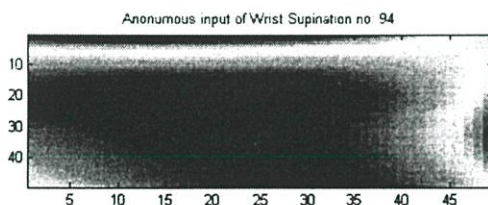
(2)



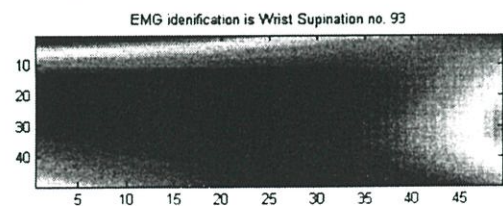
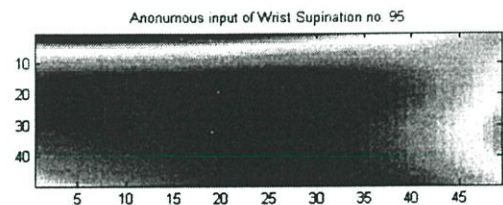
(3)



(4)

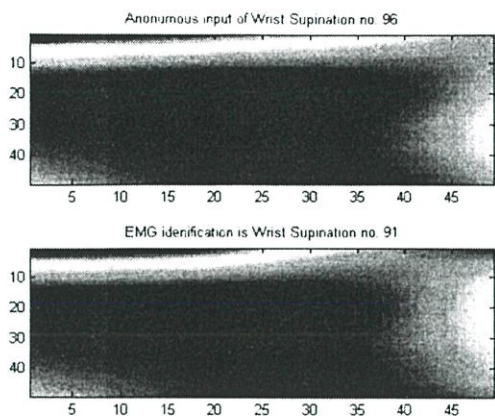


(5)

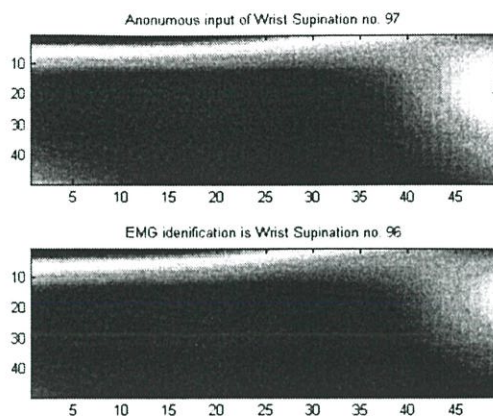


(6)

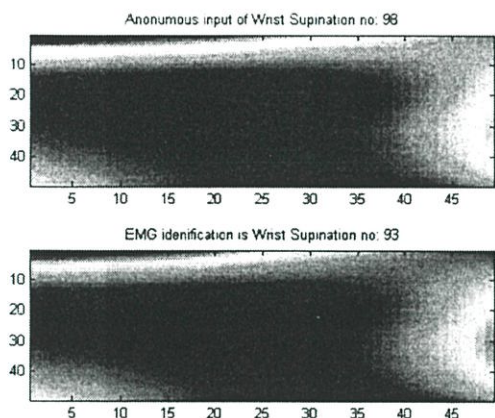
รูปที่ 6.58 ผลการคัดแยกการหดตัว



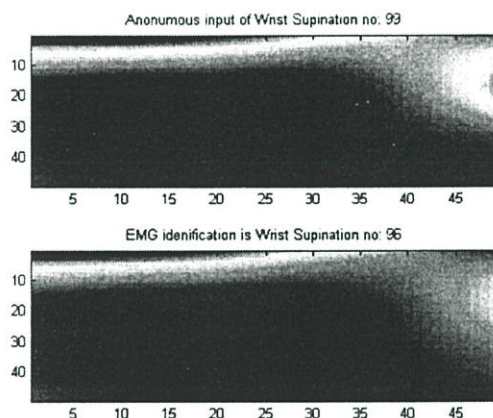
(7)



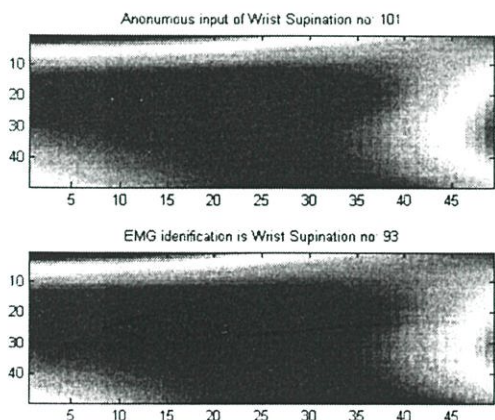
(8)



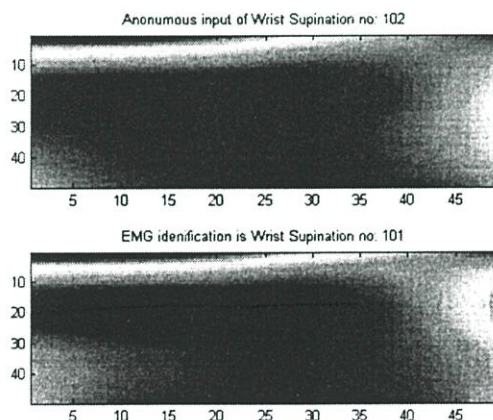
(9)



(10)

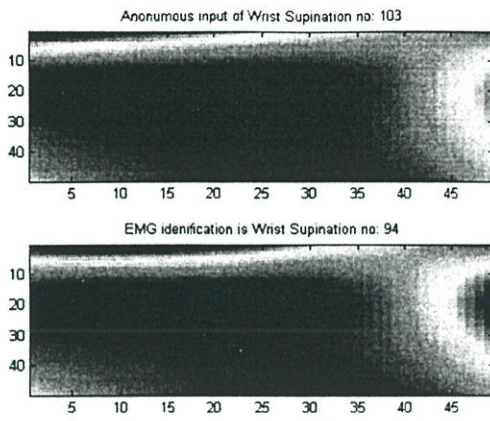


(11)

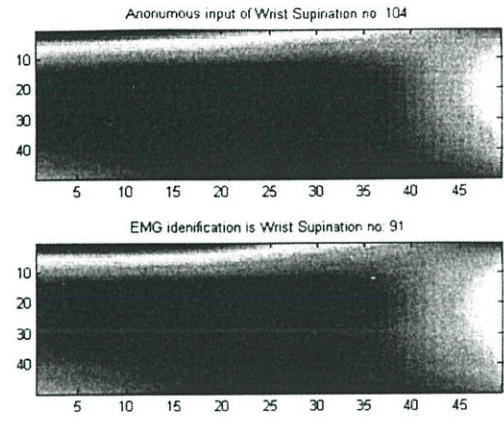


(12)

รูปที่ 6.58 ผลการคัดแยกการหดตัว (ต่อ)



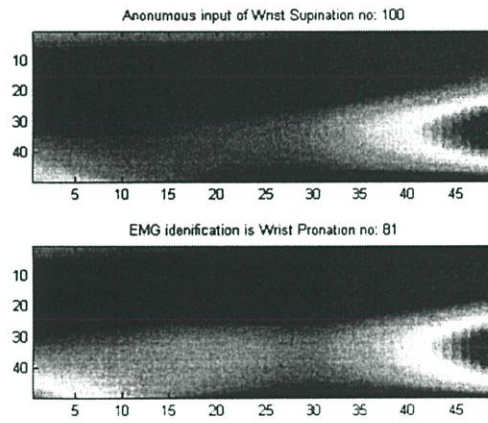
(13)



(14)

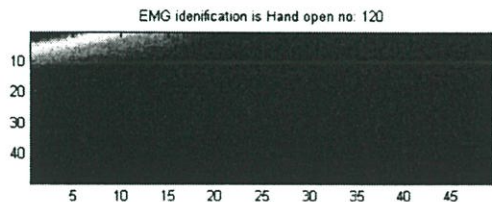
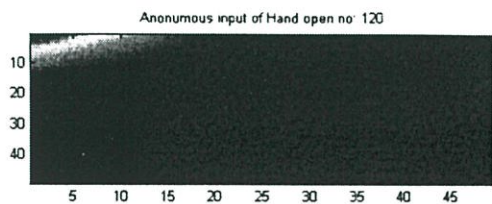
รูปที่ 6.58 ผลการตัดแยกการหดตัว (ต่อ)

ผลการตัดแยกที่มีความผิดพลาด 1 ครั้ง

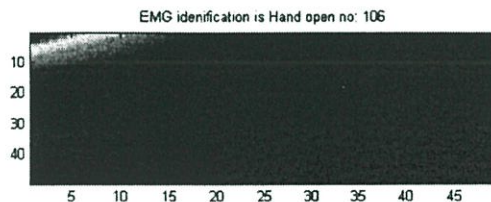
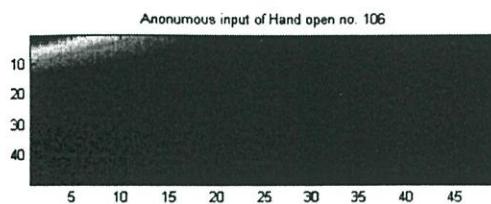


รูปที่ 6.59 ผลการตัดแยกการหดตัว

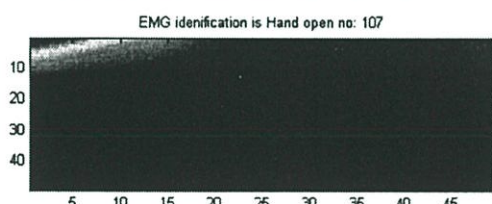
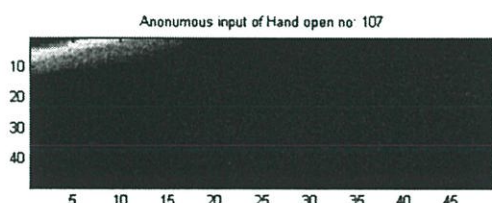
8. ผลการคัดแยกการเคลื่อนไหวแบบแบมือ (Hand open)



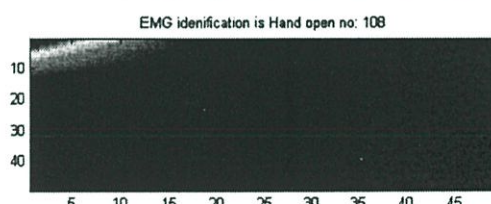
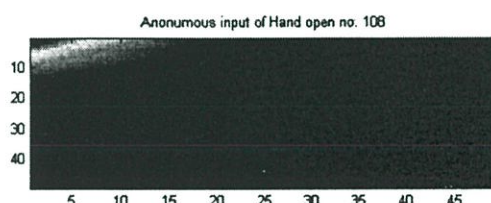
(1)



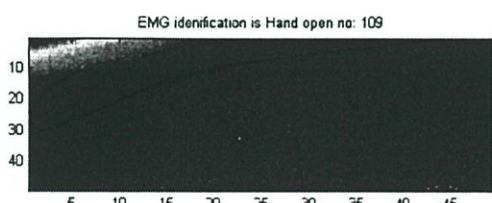
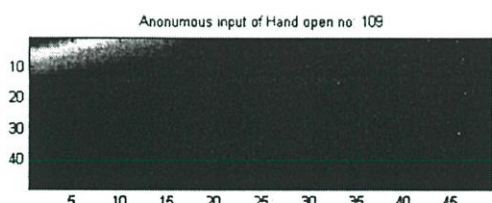
(2)



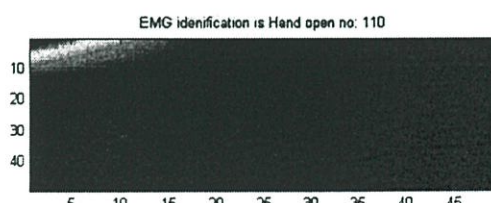
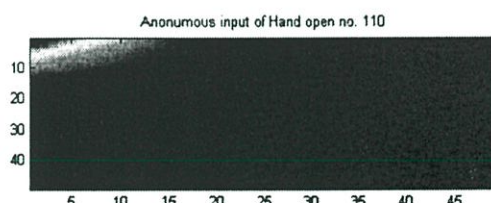
(3)



(4)

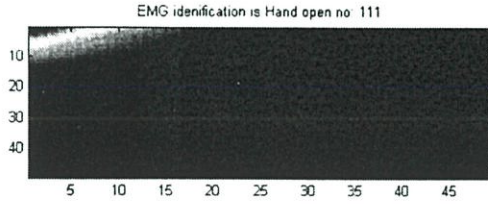
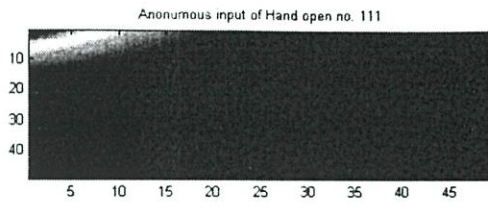


(5)

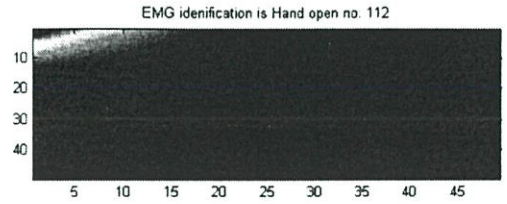
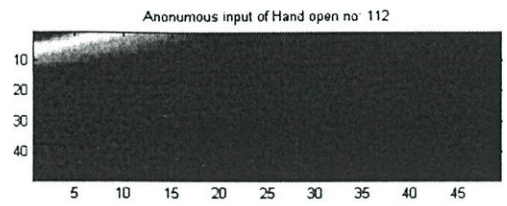


(6)

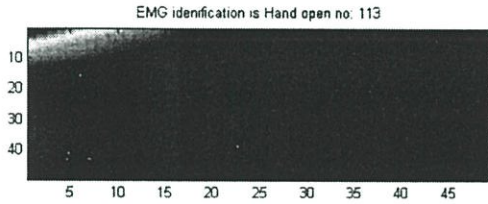
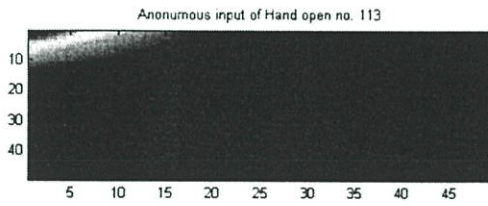
รูปที่ 6.60 ผลการคัดแยกการหดตัว



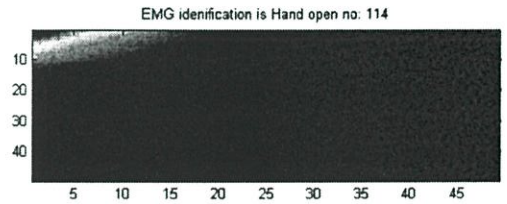
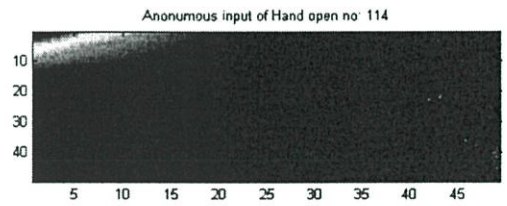
(7)



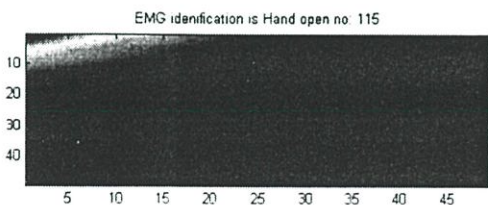
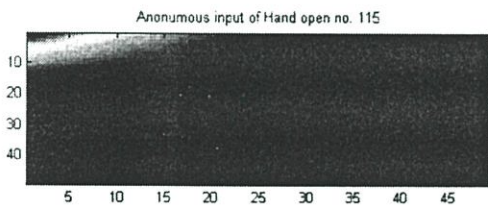
(8)



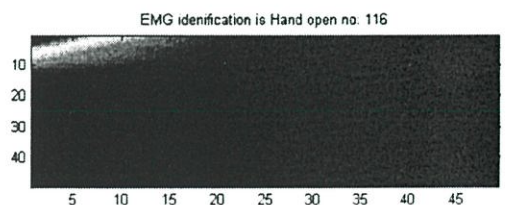
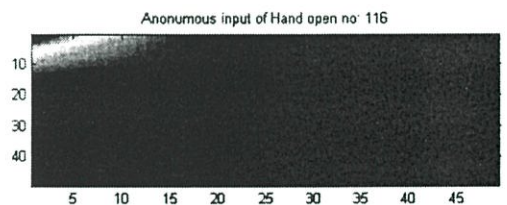
(9)



(10)

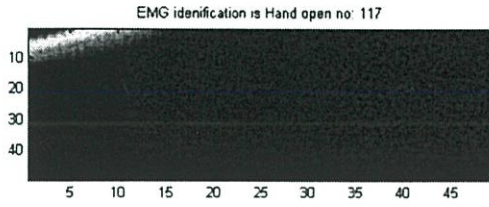
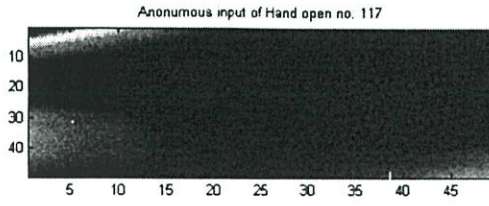


(11)

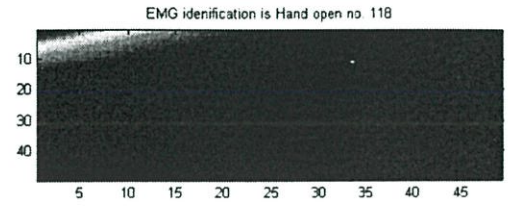
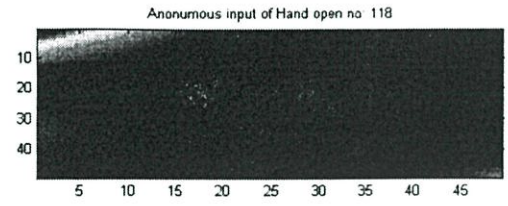


(12)

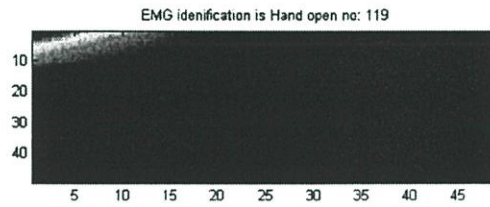
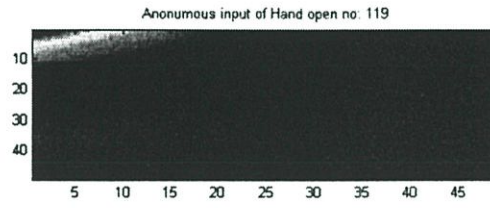
รูปที่ 6.60 ผลการคัดแยกการหดตัว (ต่อ)



(13)



(14)



(15)

รูปที่ 6.60 ผลการคัดแยกการหดตัว (ต่อ)

จากผลการคัดแยกหลังจากที่ได้มีการปรับปรุงระบบต่างๆแล้ว นำมาคำนวณหาความถูกต้องของข้อมูลที่ใช้ในการทดสอบ (Test set) ต่างๆได้ค่าความถูกต้องดังตารางที่ 2

ตารางที่ 2 ผลการคัดแยกชนิดของการหัดตัวแต่ละท่าทาง

ชนิดการหัดตัวของกล้ามเนื้อ	จำนวนทั้งหมด	ถูกต้อง		ไม่ถูกต้อง	
		จำนวน	ร้อยละ	จำนวน	ร้อยละ
Wrist extension	15	15	100	0	0.00
Wrist flexion	15	5	33.33	10	66.67
Wrist pronation	15	8	53.33	7	46.67
Hand close	15	13	86.67	2	13.33
Radial flexion	15	14	93.33	1	6.67
Ulnar flexion	15	14	93.33	1	6.67
Wrist supination	15	14	93.33	1	6.67
Hand open	15	15	100	0	0.00
รวม 8 ชนิด	120	98	81.67	22	18.33

จากตารางที่ 2 ค่าความถูกต้องของการคัดแยกข้อมูลการหัดตัวแต่ละชนิดมีค่าดังนี้ ท่าทางการเคลื่อนที่แบบ Wrist extension มีค่าความถูกต้องร้อยละ 100 ท่าทางการเคลื่อนที่แบบ Wrist flexion มีค่าความถูกต้องร้อยละ 33.33 ท่าทางการเคลื่อนที่แบบ Wrist pronation มีค่าความถูกต้องร้อยละ 53.33 ท่าทางการเคลื่อนที่แบบ Hand close มีค่าความถูกต้องร้อยละ 86.67 ท่าทางการเคลื่อนที่แบบ Radial flexion มีค่าความถูกต้องร้อยละ 93.33 ท่าทางการเคลื่อนที่แบบ Ulnar flexion มีค่าความถูกต้องร้อยละ 93.33 ท่าทางการเคลื่อนที่แบบ Wrist supination มีค่าความถูกต้องร้อยละ 93.33 ท่าทางการเคลื่อนที่แบบ Hand open มีค่าความถูกต้องร้อยละ 100 และเมื่อนำผลการคัดแยกทั้งหมดมาคำนวณหาค่าความถูกต้องของข้อมูล จะได้ค่าความถูกต้องดังนี้

$$\begin{aligned} \text{ค่าความถูกต้อง} &= \frac{98}{120} \times 100 \\ &= 81.67\% \end{aligned}$$

## บทที่ 7

### สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

จากวัตถุประสงค์ของงานวิจัย เพื่อที่ต้องการคัดแยกชนิดของการหัดตัวของกล้ามเนื้อ โดยในงานวิจัยที่ผ่านมาได้เคยมีการคัดแยกชนิดของการหัดตัวของกล้ามเนื้อมาแล้ว โดยใช้วิธีการต่างๆ เช่นวิธีโครงข่ายประสาทเทียม (Artificial neural network) ซึ่งการคัดแยกด้วยวิธีดังกล่าวมีลักษณะโครงสร้างที่ซับซ้อน ซึ่งในงานวิจัยนี้จึงได้ลดความยุ่งยากและโอกาสในการเกิดข้อผิดพลาดลง โดยทำการนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เก็บข้อมูลจากระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ 16 ช่อง และนำข้อมูลดังกล่าวมาทำการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็วและหาผลรวมของพื้นที่ใต้กราฟของทั้ง 16 ช่อง ซึ่งจะได้ผลรวมซึ่งเป็นข้อมูลที่เป็นเมตริกซ์แบบ 4x4 จากนั้นทำการประมาณค่าระหว่างช่วงของข้อมูลโดยใช้วิธีสไปนก็จะได้ข้อมูลรูปแบบการหัดตัวของกล้ามเนื้อแบบต่างๆ และนำมาทำการคัดแยกด้วยวิธีการหาองค์ประกอบหลักซึ่งผลลัพธ์ในการคัดแยกนั้นเป็นที่น่าพอใจเนื่องจากความถูกต้องในการจัดกลุ่มของข้อมูลการหัดตัวของกล้ามเนื้อต่างๆนั้นสูงถึง 81.67 เปอร์เซ็นต์

การพัฒนาต่อไปนั้นเราควรทำการทดลองเก็บผลของแต่ละท่าทางให้เพิ่มมากขึ้นเพื่อเพิ่มความถูกต้องของการคัดแยกและสามารถนำการคัดแยกการหัดตัวของกล้ามเนื้อที่ได้นำมาทดลองใช้ในการควบคุมการเคลื่อนที่ของระบบแขนกลหรือออกแบบแขนเทียมของผู้ป่วยพิการต่อไป

## เอกสารอ้างอิง

- [1] รศ.ดร.ชูชาติ ปิ่นทวิรุจน์. “เอกสารประกอบการเรียนวิชาระบบภาพทางการแพทย์.”  
ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณ  
ทหารลาดกระบัง พ.ศ. 2547.
- [2] G. A. Bekey, C Chang, J Perry, M.M. Hoffer, "Pattern recognition of multiple EMG  
signals applied to the description of human gait," Proceedings of IEEE, vol. 65, 1977.  
pp. 674-689.
- [3] S. Boissets and F Goubel. "Integrated electromyography activity and muscle work." J  
Applied Physiol, vol 35, 1972. pp. 695-702.
- [4] C.J. DeLuca. "Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back  
muscle." Muscle & Nerve, vol. 16, 1993. pp. 210-216.
- [5] R. Plonsey, "The active fiber in a volume conductor," IEEE Trans Biomed Eng, vol. 21,  
1974. pp. 371- 381.
- [6] D.A. Winter, "Pathologic gait diagnosis with computer averaged electromyographic  
profiles," Arch Phys Med Rehabil, vol. 65, pp. 393-398, 1984.
- [7] K. Lyons, J Perry, J.K. Gronley, L Bbarnes, D. Antonelli, "Timing and relative intensity  
of hip extensor and abductor muscle action during level and stair ambulation: An EMG  
study," Physical Therapy, vol. 63, pp. 1597-1605, 1983.
- [8] K.S. Turker, T.S Miles, "Cross talk from other muscles can contaminate  
electromyographic signals in reflex studies of the human leg," Neuroscience Letters, vol.  
111, pp. 164-169, 1990.
- [9] J.W. Morrenhof, H.J. Abbink, "Cross-correlation and cross talk in surface  
electromyography," Electromyography, vol. 25, pp. 73-79, 1985.

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นายดิเรก เสือสีนาค
วัน เดือน ปีเกิด	28 มีนาคม 2523
ที่อยู่	50 หมู่ 4 ต.เถินบุรี อ.เถิน จ.ลำปาง 52160 E-mail: chang_bmeswu@hotmail.com
ประวัติการศึกษา	2547 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ 2544 ประกาศนียบัตรวิชาชีพชั้นสูง สาขาอุปกรณ์ชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล

## ผลงานวิจัยที่รับการตีพิมพ์

1. D. Sueseenak, T. Chanwimalueang, W. Narkbuekaew, K. Chitsakul, and C. Pintavirooj  
“Cone-beam x-ray Tomography with Arbitrary-orientation x-ray Tube,” Proceeding of the  
2006 Industrial Electronics and Applications IEEE Conference, pp.1-4,2006
2. D. Sueeseenak, T. Chanwimalueang, K. Wong-ek, N. Laoopugsin and C. Pintavirooj  
“Classification of Muscular Contraction Using EMG Topological Mapping,” Proceeding of  
the 2007 ECTI International Conference, pp.573-576,2007