

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การกำหนดวินโดว์ฟังก์ชันที่เหมาะสมเพื่อหาความถี่มัธยฐานของสัญญาณไฟฟ้า
กล้ามเนื้อต้นแขนแบบผิวสัมผัสขณะเคลื่อนไหวต่อเนื่อง

PROPER WINDOW FUNCTION FOR MEDIAN-FREQUENCY DETERMINATION
OF SURFACE ELECTROMYOGRAPHY IN THE UPPER ARM DURING CYCLIC
CONTRACTION



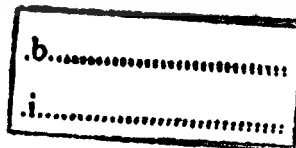
T139868

วชิรา วัชรวิเศษกุล
WACHIRA WATCHARAWISETKUL

ฉพ.
จ 163 ก
2604

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน 139868
วันเดือนปี 19 พ.ย. 2558

บ.1292550X



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ.2558

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับ KMITL-2015-EN-M-040-048 อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PROPER WINDOW FUNCTION FOR MEDIAN-FREQUENCY
DETERMINATION OF SURFACE ELECTROMYOGRAPHY IN THE UPPER
ARM DURING CYCLIC CONTRACTION



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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
2015
KMITL-2015-EN-M-040-048
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2015

FACULTY OF ENGINEERING

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การกำหนดวินโดว์ฟังก์ชันที่เหมาะสมเพื่อหาความถี่มาตรฐานของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อต้นแขนแบบผิวสัมผัสขณะเคลื่อนไหวต่อเนื่อง
นักศึกษา	นายวชิรา วัชรวิเศษกุล
รหัสประจำตัว	53610806
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
พ.ศ.	2558
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณะ

บทคัดย่อ

ความถี่มาตรฐานเป็นพารามิเตอร์ในโดเมนความถี่ที่สำคัญสำหรับการวิเคราะห์ความเมื่อยล้าจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบผิวสัมผัส โดยเฉพาะการหาค่าของกล้ามเนื้อในลักษณะคงที่ แต่สำหรับการวิเคราะห์ความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อขณะเคลื่อนไหวต่อเนื่องนั้น ลักษณะของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา ขึ้นอยู่กับลักษณะเฉพาะเจาะจงด้านสรีระและเทคนิคการวัด ความถี่มาตรฐานจึงมีการกระจายตัวจากผลกระทบข้างต้นอย่างมาก บทความนี้นำเสนอการทดลองเพื่อหาวินโดว์ฟังก์ชันที่เหมาะสมสำหรับการวิเคราะห์ความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อขณะเคลื่อนไหวโดยใช้ค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจแสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของค่าความถี่มาตรฐาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Proper Window Function for Median-Frequency determination of Surface Electromyography in the Upper arm during Cyclic Contraction

Student Mr.Wachira Watcharawisetkul

Student ID. 53610806

Degree Master of Engineering

Program Electronics Engineering

Year 2015

Thesis Advisor Dr. Suradej Tretriluxana

ABSTRACT

Median frequency of surface electromyography (EMGs) plays important roles in analyzing of fatigue. That often works for static contraction but for dynamic contraction. EMGs characteristics and measuring techniques of each individual provoke fluctuations in characterizing of power spectrum of the EMG signals. That is the reason to make Median frequency also fluctuate. We present experiments to find proper window function for estimating muscle fatigues by coefficient of determination.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้รับคำความสนับสนุน คำแนะนำ และคำปรึกษาจาก อาจารย์ที่ปรึกษา วิทยานิพนธ์ ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณ์ และ ผศ.ดร. กิติพล ชิตสกุล กระผมรู้สึกซาบซึ้งในความอนุเคราะห์จากอาจารย์และขอแสดงความขอบคุณอย่างสูงมา ณ โอกาสนี้

ขอขอบคุณห้องปฏิบัติการวัดและประมวลผลทางชีวการแพทย์ (Biomedical Measurement and Computing Laboratory: BMCL) คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่สนับสนุนสถานที่และอุปกรณ์สำหรับการทดลองต่างๆ รวมถึงสมาชิกทุกคนในห้องที่คอยให้คำปรึกษา กำลังใจ และความช่วยเหลือต่างๆ เสมอมา

ขอขอบคุณเพื่อนๆ พี่ๆ น้องๆ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังสำหรับการสนับสนุนต่างๆ โดยเฉพาะการอาสาเป็นกลุ่มตัวอย่างในการทดลอง

สุดท้ายนี้ขอขอบคุณ บิดา มารดาของกระผม ที่คอยเป็นกำลังใจ และให้การสนับสนุนต่างๆ ในทุกๆ เรื่องตลอดมา ทำให้กระผมสามารถเขียนวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จนสำเร็จ

วชิรา วัชรวิเศษกุล

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	i
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ii
กิตติกรรมประกาศ	iii
สารบัญ	iv
สารบัญตาราง	viii
สารบัญรูป	ix
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของการวิจัย	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย	1
1.3 สมมติฐานในการวิจัย	1
1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการทำวิจัย	2
1.5 ขอบเขตของงานวิจัย	2
1.6 โครงร่างของวิทยานิพนธ์	2
บทที่ 2 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับกล้ามเนื้อและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	3
2.1 บทนำ	3
2.2 ระบบกล้ามเนื้อ (Muscular System)	3
2.2.1. กล้ามเนื้อโครงร่าง (Skeletal Muscle)	3
2.2.2. กล้ามเนื้อเรียบ (Smooth Muscle)	3
2.2.3. กล้ามเนื้อหัวใจ (Cardiac Muscle)	3
2.3 กายวิภาคและสรีระวิทยาของกล้ามเนื้อโครงร่าง	4
2.4 ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์กล้ามเนื้อ	7
2.5 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography)	8
2.5.1. กล้ามเนื้อทำงานได้อำนาจจิตใจ (Voluntary Muscle)	8
2.5.2. กล้ามเนื้อทำงานนอกอำนาจจิตใจ (Involuntary Muscle)	8
2.6 ความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อ (Muscle fatigues)	8
2.7 การวิเคราะห์ความเมื่อยล้าด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	9
2.7.1 กระบวนการในโดเมนเวลา (Time domain methods)	9
2.7.1.1 การวิเคราะห์ขนาดของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	9
2.7.1.2 Zero-crossing rate	10
2.7.1.3 Spike analysis	10
2.7.2 กระบวนการในโดเมนความถี่ (Frequency domain methods)	10
2.7.3 การวิเคราะห์ร่วมกันของโดเมนเวลาและโดเมนความถี่	10
2.7.4 กระบวนการแปลงเวลา-ความถี่	11
2.7.5 ตัวบ่งชี้รูปร่างสเปกตรัม	11

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ไม่สามารถนำออกเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตจากเจ้าของลิขสิทธิ์

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.7.6 กระบวนการทางคณิตศาสตร์อื่นๆ	11
2.8 อิเล็กโทรด (Electrode)	11
2.8.1 อิเล็กโทรดชนิดวัดภายใต้ผิวหนัง	11
2.8.2 อิเล็กโทรดชนิดวัดภายนอกผิวหนัง	12
บทที่ 3 การวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ	13
3.1 บทนำ	13
3.2 การประมวลผลสัญญาณดิจิทัล	13
3.3 การรั่วไหลของสเปกตรัม (spectral Leakage)	14
3.4 วินโดว์ฟังก์ชัน (Window functions)	17
3.4.1 การวิเคราะห์คุณสมบัติของวินโดว์ฟังก์ชัน	17
3.4.1.1 อัตราขยายของกระบวนการ	17
3.4.1.2 ความกว้างของส่วนโค้งหลัก	18
3.4.1.3 ขนาดของส่วนโค้งหลัก	18
3.4.1.4 ความชันจุดสูงสุดของส่วนโค้ง	18
3.4.2 รูปแบบของวินโดว์ฟังก์ชัน	19
3.4.2.1 Modified Bartlett-Hann window	19
3.4.2.2 Bartlett window	20
3.4.2.3 Blackman window	20
3.4.2.4 Minimum 4-term Blackman-Harris window	21
3.4.2.5 Bohman window	22
3.4.2.6 Chebyshev window	22
3.4.2.7 Flat Top weighted window	23
3.4.2.8 Gaussian window	23
3.4.2.9 Hamming window	24
3.4.2.10 Hann (Hanning) window	24
3.4.2.11 Kaiser window	25
3.4.2.12 Nuttall-defined minimum 4-term Blackman-Harris window	25
3.4.2.13 Parzen (de la Valle-Poussin) window	26
3.4.2.14 Rectangular window	27
3.4.2.15 Taylor window	27
3.4.2.16 Triangular window	28
3.4.2.17 Tukey (tapered cosine) window	29
3.5 การแปลงฟูรีเยร์ (Fourier Transform)	29
3.6 การวิเคราะห์ความถี่มัธยฐาน (Median Frequency: MDF)	29

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ไม่สามารถนำเนื้อหาไปใช้โดยไม่ได้รับอนุญาตจากมหาวิทยาลัยได้

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

3.7 การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ	30
3.7.1 สมการการถดถอย (Regression equation)	30
3.7.1.1 การถดถอยเชิงเส้นเชิงเดียว	30
3.7.1.2 การถดถอยเชิงเส้นพหุคูณ	31
3.3.2 สัมประสิทธิ์การตัดสินใจ	31
บทที่ 4 การออกแบบการทดลองและวิธีการวิเคราะห์ผลการทดลอง	32
4.1 บทนำ	32
4.2 ขั้นตอนของงานวิจัย	32
4.3 การทดลองและบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	32
4.3.1 เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าชีวภาพ BIOPAC Student Lab MP36	32
4.3.2 การติดอิเล็กโทรด	33
4.3.3 การบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	34
4.3.4 กลุ่มตัวอย่าง	34
4.3.5 ลำดับขั้นตอนและวิธีการทดลอง	34
4.4 การประมวลผลสัญญาณและคำนวณค่าความถี่มัลติฮาร์โมนิก	35
4.4.1 แบ่งสัญญาณออกเป็นรอบการหดตัวแบบวงซ้ำ	35
4.4.2 วินโดว์ฟังก์ชัน	36
4.4.3 การแปลงฟูริเยร์แบบเร็ว	38
4.4.4 ความถี่มัลติฮาร์โมนิก	39
4.5 การวิเคราะห์การกระจายตัวและความแปรปรวนด้วยหลักการทางสถิติ	40
4.5.1 สมการการถดถอย	41
4.5.2 สัมประสิทธิ์การตัดสินใจ	42
บทที่ 5 ผลการทดลอง	43
5.1 บทนำ	43
5.2 การวิเคราะห์ความถี่มัลติฮาร์โมนิกโดยใช้วินโดว์ฟังก์ชันแตกต่างกันจาก 1 สัญญาณ	43
5.3 การวิเคราะห์ความถี่มัลติฮาร์โมนิกโดยใช้วินโดว์ฟังก์ชันแตกต่างกันของสัญญาณทั้งหมด	48
5.4 การปรับปรุง Kaiser window ให้เหมาะสมกับการวิเคราะห์ความถี่มัลติฮาร์โมนิก	55
5.5 การวิเคราะห์ความถี่มัลติฮาร์โมนิกด้วย Kaiser window สำหรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบหดตัวคงที่.....	57
บทที่ 6 สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ	60
6.1 สรุปผลการทดลอง	60
6.2 ข้อเสนอแนะ	61

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้เฉพาะในห้องเรียนเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ทำซ้ำหรือเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
เอกสารอ้างอิง	62
ภาคผนวก	64
ประวัติผู้เขียน	73



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 ตารางแสดงพารามิเตอร์ที่สำคัญของแต่ละวินโดว์ฟังก์ชัน	19
4.1 วินโดว์ฟังก์ชันที่ใช้ในการทดลอง	38
5.1 เปรียบเทียบสัมประสิทธิ์การตัดสินใจและความชันของสมการการถดถอยจากรูปที่ 5.2 ถึง 5.18.....	48
5.2 สัมประสิทธิ์การตัดสินใจของความถี่มาตรฐานจากสัญญาณทั้งหมด 180 สัญญาณ	49



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 กล้ามเนื้อลายและกล้ามเนื้อเรียบ	4
2.2 ส่วนประกอบของกล้ามเนื้อโครงร่าง	5
2.3 ส่วนประกอบภายในเซลล์กล้ามเนื้อโครงร่าง	5
2.4 ปฏิกริยาภายในเซลล์กล้ามเนื้อลายขณะหดตัว	6
2.5 การกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อจากระบบประสาทด้วยสารเคมี	7
2.6 อิเล็กโทรดชนิดวัดภายนอกผิวหนัง	12
3.1 ตัวอย่างการแปลงฟูรีเยอร์อย่างรวดเร็วของสัญญาณไซน์ความถี่ 10 เฮิรต	14
3.2 เปรียบเทียบการแปลงฟูรีเยอร์อย่างรวดเร็วของสัญญาณไซน์ ด้วยวินโดว์สี่เหลี่ยม และ Hanning Window	14
3.3 ผลของการแปลงฟูรีเยอร์อย่างรวดเร็วของสัญญาณรูปไซน์ 2 สัญญาณที่มีความถี่และขนาดแตกต่างกัน	15
3.4 ผลของการแปลงฟูรีเยอร์อย่างรวดเร็วของสัญญาณที่ประกอบด้วยสัญญาณไซน์ 2 สัญญาณ ในรูปที่ 3.3	15
3.5 ผลของการแปลงฟูรีเยอร์อย่างรวดเร็วของสัญญาณเดียวกับสัญญาณในรูปที่ 3.4 ด้วย Hanning window	16
3.6 เปรียบเทียบผลของการแปลงฟูรีเยอร์อย่างรวดเร็วขณะกำหนดใช้วินโดว์สี่เหลี่ยม และ Hanning window	16
3.7 ตำแหน่งของคุณสมบัติต่างๆ ของวินโดว์ฟังก์ชันสี่เหลี่ยม	18
3.8 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Modified Bartlett-Hann window	20
3.9 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Bartlett window	20
3.10 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Blackman window	21
3.11 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Minimum 4-term Blackman-Harris window	21
3.12 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Bohman window	22
3.13 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Chebyshev window	22
3.14 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Flat Top weighted window	23
3.15 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Gaussian window	24
3.16 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Hamming window	24
3.17 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Hann (Hanning) window	25
3.18 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Kaiser window	25
3.19 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Nuttall-defined minimum 4-term Blackman-Harris window	26
3.20 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Parzen (de la Valle-Poussin) window	26
3.21 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Rectangular window	27
3.22 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Taylor window	28
3.23 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Triangular window	28
3.24 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Tukey (tapered cosine) window	29

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.1 รูปแบบและขั้นตอนของงานวิจัย	32
4.2 เครื่องมือวัดสัญญาณไฟฟ้าชีวภาพ BIOPAC Student Lab MP36	33
4.3 หน้าจอการทำงานหลักโปรแกรม BSL PRO 3.7.3	33
4.4 ตัวอย่างการติดอิเล็กโทรดแบบสามขั้ว	34
4.5 การเลือกวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในโปรแกรม BSL PRO 3.7.3	34
4.6 ลำดับขั้นตอนของการทดลอง	35
4.7 ตัวอย่างแบ่งสัญญาณออกเป็นรอบการหดตัว	36
4.8 การใช้วินโดว์ฟังก์ชันกับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	37
4.9 การแปลงฟูริเยร์แบบเร็วของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	39
4.10 แผนภาพการคำนวณค่าความถี่มาตรฐาน	39
4.11 ค่าความถี่มาตรฐานของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในโดเมนความถี่	40
4.12 ความถี่มาตรฐานของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยใช้ Hamming Window	40
4.13 ความถี่มาตรฐานของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยใช้ Kaiser Window	41
4.14 สมการการถดถอยของความถี่มาตรฐานโดยใช้ Hamming Window	41
4.15 สมการการถดถอยของความถี่มาตรฐานโดยใช้ Kaiser Window	42
5.1 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากแขนซ้ายของตัวอย่างที่ 1 รอบที่ 1	43
5.2 ความถี่มาตรฐานและสมการถดถอยจาก Bartlett-Hann window	43
5.3 ความถี่มาตรฐานและสมการถดถอยจาก Bartlett window	44
5.4 ความถี่มาตรฐานและสมการถดถอยจาก Blackman window	44
5.5 ความถี่มาตรฐานและสมการถดถอยจาก Blackman-Harris window	44
5.6 ความถี่มาตรฐานและสมการถดถอยจาก Bohman window	44
5.7 ความถี่มาตรฐานและสมการถดถอยจาก Chebyshev window	45
5.8 ความถี่มาตรฐานและสมการถดถอยจาก Flat Top weighted window	45
5.9 ความถี่มาตรฐานและสมการถดถอยจาก Gaussian window	45
5.10 ความถี่มาตรฐานและสมการถดถอยจาก Hamming window	45
5.11 ความถี่มาตรฐานและสมการถดถอยจาก Hann (Hanning) window	46
5.12 ความถี่มาตรฐานและสมการถดถอยจาก Kaiser window	46
5.13 ความถี่มาตรฐานและสมการถดถอยจาก Nuttall-defined minimum 4-term Blackman-Harris window	46
5.14 ความถี่มาตรฐานและสมการถดถอยจาก Parzen (de la Valle-Poussin) window	46
5.15 ความถี่มาตรฐานและสมการถดถอยจาก Rectangular window	47
5.16 ความถี่มาตรฐานและสมการถดถอยจาก Taylor window	47
5.17 ความถี่มาตรฐานและสมการถดถอยจาก Triangular window	47
5.18 ความถี่มาตรฐานและสมการถดถอยจาก Tukey (tapered cosine) window	47
5.19 จำนวนสัญญาณที่มีสัมประสิทธิ์การตัดสินใจสูงสุด	53
5.20 จำนวนสัญญาณที่มีสัมประสิทธิ์การตัดสินใจต่ำสุด	54

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.21 ค่าเฉลี่ยของสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ	54
5.22 ความสัมพันธ์ระหว่างสัมประสิทธิ์การตัดสินใจกับค่าเบต้าของสัญญาณกลุ่มวินโดว์สี่เหลี่ยม	55
5.23 ความสัมพันธ์ระหว่างสัมประสิทธิ์การตัดสินใจกับค่าเบต้าของสัญญาณกลุ่ม Flat Top Weighted window	56
5.24 Kaiser window เมื่อกำหนดเบต้าเท่ากับ 0 และ 1	56
5.25 Kaiser window เมื่อกำหนดเบต้าเท่ากับ 10 และ 20	57
5.26 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยสัมประสิทธิ์การตัดสินใจกับค่าเบต้าของ Kaiser window	57
5.27 การวัดสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อแบบหัตถ์ดวงที่	58
5.28 ความถี่มาตรฐานสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อแบบหัตถ์ดวงที่ของผู้ทดลองที่ 1	58
5.29 ความถี่มาตรฐานสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อแบบหัตถ์ดวงที่ของผู้ทดลองที่ 2	58
5.30 ความถี่มาตรฐานสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อแบบหัตถ์ดวงที่ของผู้ทดลองที่ 3	59
6.1 Kaiser window ที่กำหนดค่าเบต้าเท่ากับ 1.5	60



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของการวิจัย

ปัจจุบันมีความพยายามที่จะนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดภายนอกผิวหนังมาวิเคราะห์รูปแบบและพฤติกรรมของกล้ามเนื้อในอริยบทต่างๆขณะกล้ามเนื้อแสดงอาการเมื่อยล้า (Muscle Fatigue) หลายๆ งานวิจัยได้นำเสนอกระบวนการทางการประมวลผลสัญญาณดิจิทัลและพารามิเตอร์ต่างๆสำหรับประเมินความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อทั้งขณะกล้ามเนื้อหดตัวคงที่ และกล้ามเนื้อเคลื่อนไหวหดตัวเป็นวงรอบซ้ำๆ โดยพารามิเตอร์ที่ได้รับความนิยมนำมาใช้วิเคราะห์มากที่สุด ได้แก่ ความถี่มัธยฐาน (Median Frequency) ซึ่งเป็นพารามิเตอร์ที่คำนวณจากสัญญาณที่อยู่ในโดเมนความถี่ จึงจำเป็นต้องแปลงสัญญาณดิจิทัลในโดเมนเวลาโดยวิธีการแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็ว (Fast Fourier Transform) ดังนั้นรูปแบบวินโดว์ฟังก์ชันจึงมีผลต่อการแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็ว วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ นำเสนอการทดลองเพื่อกำหนดรูปแบบวินโดว์ฟังก์ชันที่ทำให้การกระจายตัวของข้อมูลจากการวิเคราะห์ค่าความถี่มัธยฐานของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อภายนอกผิวหนังบริเวณต้นแขนขณะหดตัวเป็นวงรอบมีค่าต่ำสุด โดยคาดหวังว่าจะสามารถปรับปรุงการประเมินความเมื่อยล้าด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วยความถี่มัธยฐานให้มีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. ศึกษาลักษณะ คุณลักษณะของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะเมื่อยล้า
2. ศึกษาวิธีการและออกแบบการทดลองเพื่อบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะเมื่อยล้า
3. ประเมินความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อด้วยการวิเคราะห์ความถี่มัธยฐาน
4. เปรียบเทียบการกระจายตัวของข้อมูลขณะกำหนดรูปแบบวินโดว์ฟังก์ชันต่างๆ เพื่อหา รูปแบบวินโดว์ฟังก์ชันที่ทำให้ข้อมูลค่าความถี่มัธยฐานมีสัมประสิทธิ์การตัดสินใจสูงที่สุด

1.3 สมมติฐานในการวิจัย

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อภายนอกผิวหนังขณะกล้ามเนื้อหดตัวเป็นวงรอบที่วัดได้ จะประกอบไปด้วย สัญญาณรบกวนต่างๆ รวมไปถึงการแปรปรวนที่เกิดจากรูปแบบการหดตัวของกล้ามเนื้อในแต่ละวงรอบนั่นเอง ส่งผลให้การวิเคราะห์ความถี่มัธยฐานเพื่อประเมินความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อมีความแปรปรวนและการกระจายตัวของข้อมูลมากตามไปด้วย โดยที่การวิเคราะห์ความถี่มัธยฐานนั้น จำเป็นต้องทำการแปลงสัญญาณดิจิทัลเชิงเวลาไปเป็นสัญญาณดิจิทัลในเชิงความถี่ด้วยการแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็ว หนึ่งในสาเหตุของการแปรปรวนที่กล่าวถึงข้างต้น คือ ความผิดเพี้ยนที่เกิดจากผลกระทบของการตอบสนองความถี่ของรูปแบบวินโดว์ฟังก์ชันที่เลือกใช้ ดังนั้นการเลือกรูปแบบฟังก์ชันที่เหมาะสมกับคุณลักษณะของสัญญาณและพารามิเตอร์ที่ต้องการศึกษาจึงเป็นปัจจัยหนึ่งที่จะช่วยลด

เอกลีขันธ์ฉบับนี้จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในงานวิจัยเท่านั้น ไม่สามารถนำออกจำหน่ายหรือทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความผิดพลาดที่เกิดขึ้นขณะดึงสัญญาณแต่ละช่วงมาวิเคราะห์ ส่งผลให้การวิเคราะห์ความถี่มีสัญญาณมีการกระจายตัวของข้อมูลลดลงและมีความแม่นยำมากยิ่งขึ้นตามไปด้วย

1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการทำวิจัย

งานวิจัยนี้สามารถแบ่งได้เป็น 2 ส่วน คือ ส่วนของการวัดและวิเคราะห์ความถี่มีสัญญาณของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อสำหรับประเมินความเมื่อยล้าด้วยวินโดว์ฟังก์ชันรูปแบบต่างๆ ซึ่งทฤษฎีที่ใช้ได้แก่ ลักษณะและคุณลักษณะของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ อุปกรณ์สำหรับวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ วิธีการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อภายนอกผิวหนัง การวิเคราะห์ความถี่มีสัญญาณและรูปแบบวินโดว์ฟังก์ชันต่างๆ อีกส่วนหนึ่ง คือ การนำความรู้ทางหลักสถิติมาวิเคราะห์และตีความผลการทดลองที่ได้จากส่วนแรก เพื่อสรุปผลการทดลอง

1.5 ขอบเขตของงานวิจัย

การทดลองกำหนดให้บันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อต้นแขนด้านหน้า (Bicep) แบบ 3 ขั้ว อิเล็กโทรด ด้วยเครื่องมือวัด BIOPAC ของห้องปฏิบัติการวัดและประมวลผลทางชีวภาพ นำสัญญาณที่ได้มาวิเคราะห์และประมวลผล กำหนดอัตราการสุ่ม (Sampling rate) 500 รอบต่อวินาที ขณะที่กลุ่มตัวอย่างยกลูกน้ำหนัก 2 กิโลกรัม ขึ้น-ลงเป็นเวลา 3 นาที ด้วยความเร็ว 45 รอบต่อนาที ทั้งสิ้นจำนวน 3 รอบ ทั้งข้างซ้ายและขวา นำสัญญาณที่ได้จากการวัดทั้งหมดมาวิเคราะห์ความถี่มีสัญญาณด้วยรูปแบบวินโดว์ฟังก์ชันต่างๆ ทั้งสิ้น 17 รูปแบบ หลังจากนั้นนำข้อมูลทั้งหมดมาวิเคราะห์ค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ (Coefficient of determination) เป็นตัวแทนค่าการกระจายตัวของข้อมูล

1.6 โครงร่างของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 6 บท โดยมีรายละเอียดดังนี้

บทที่ 1 บทนำ กล่าวถึงความเป็นมา ความสำคัญของเนื้อหา วัตถุประสงค์ สมมติฐานที่ใช้ และขอบเขตของงานวิจัย

บทที่ 2 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับกล้ามเนื้อและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ กล่าวถึง ทฤษฎีเกี่ยวกับกล้ามเนื้อ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และเทคนิคการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

บทที่ 3 การวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ กล่าวถึง การประมวลผลสัญญาณดิจิทัล เช่น วินโดว์ฟังก์ชัน การแปลงฟูริเยร์ การวิเคราะห์ความถี่มีสัญญาณ รวมไปถึง การวิเคราะห์ทางสถิติ เช่น สมการการถดถอย และสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ

บทที่ 4 การออกแบบทดลองและและวิธีการวิเคราะห์ผลการทดลอง กล่าวถึง ขั้นตอนของงานวิจัย เครื่องมือวัดที่ใช้ในการทดลอง วิธีการทดลอง การวัดและวิเคราะห์ผลการทดลอง

บทที่ 5 ผลการทดลอง กล่าวถึง ผลการทดลอง และการวิเคราะห์ทางสถิติ

บทที่ 6 สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ กล่าวถึง ผลสรุปของการทดลอง และข้อเสนอแนะและปัญหาต่างๆ ที่เกิดขึ้นระหว่างการทดลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับกล้ามเนื้อและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

2.1 บทนำ

พฤติกรรมต่างๆของกล้ามเนื้อนั้น เกิดจากการมีสัญญาณประสาทมากระตุ้นให้เกิดปฏิกิริยาเคมีภายในกล้ามเนื้อ กล้ามเนื้อจึงมีระดับแรงดันไฟฟ้าเกิดขึ้น ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวเชิงกลตามมา ดังนั้นการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อควรจะทำให้ความเข้าใจทฤษฎีเกี่ยวกับกล้ามเนื้อ เพื่อศึกษาที่มาของสัญญาณที่ต้องการวัด ในบทนี้จะกล่าวถึงกายวิภาคของกล้ามเนื้อ, สรีรวิทยาของกล้ามเนื้อ, ระบบประสาท, การเกิดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ, เทคนิคการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และเครื่องมือวัดที่ใช้ในการทดลอง

2.2 ระบบกล้ามเนื้อ (Muscular System)

กล้ามเนื้อ (Muscle) มีรากศัพท์มาจากภาษาลาติน “musculus” แปลว่าหนูตัวเล็ก เป็นเนื้อเยื่อที่เปลี่ยนแปลงพลังงานซึ่งเก็บอยู่ในรูปสารเคมีให้เป็นพลังงานกล ยังผลให้เซลล์กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว ทำให้อวัยวะต่างๆของร่างกายเคลื่อนไหวได้ นอกจากนี้กล้ามเนื้อยังทำหน้าที่ควบคุมการคงท่าทางของร่างกาย, การทรงตัว และควบคุมอุณหภูมิของร่างกาย จากที่กล่าวมาข้างต้นกล้ามเนื้อจึงมีบทบาทสำคัญต่อการประกอบกิจวัตรประจำวัน กล้ามเนื้อสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 ชนิด ได้แก่ กล้ามเนื้อโครงร่าง, กล้ามเนื้อเรียบ และกล้ามเนื้อหัวใจ

2.2.1. กล้ามเนื้อโครงร่าง (Skeletal Muscle) หรือกล้ามเนื้อลาย (Striated Muscle) เป็นกล้ามเนื้อที่ทำงานภายใต้อำนาจจิตใจ (Voluntary) ยึดติดกับกระดูก (Bone) ด้วยเอ็นกล้ามเนื้อ (Tendon) ทำหน้าที่เคลื่อนไหวโครงกระดูกเพื่อการเคลื่อนที่ของร่างกาย กล้ามเนื้อชนิดนี้ยังสามารถทำงานนอกเหนืออำนาจจิตใจ (Involuntary) เรียกว่าการรีเฟล็กซ์ (Reflex) ใช้ในการควบคุมการคงท่าทางของร่างกาย (Posture) สาเหตุที่เรียกกล้ามเนื้อชนิดนี้ว่ากล้ามเนื้อลายนั้น เนื่องจากเมื่อขยายเนื้อเยื่อจะพบว่ามีลักษณะลาย จากการเรียงตัวของโปรตีนต่างชนิดกัน โดยปกติจะพบกล้ามเนื้อโครงร่าง 40-50 เปอร์เซ็นต์ของน้ำหนักตัวในร่างกายผู้ชายและ 30-40 เปอร์เซ็นต์ของน้ำหนักตัวในร่างกายผู้หญิง

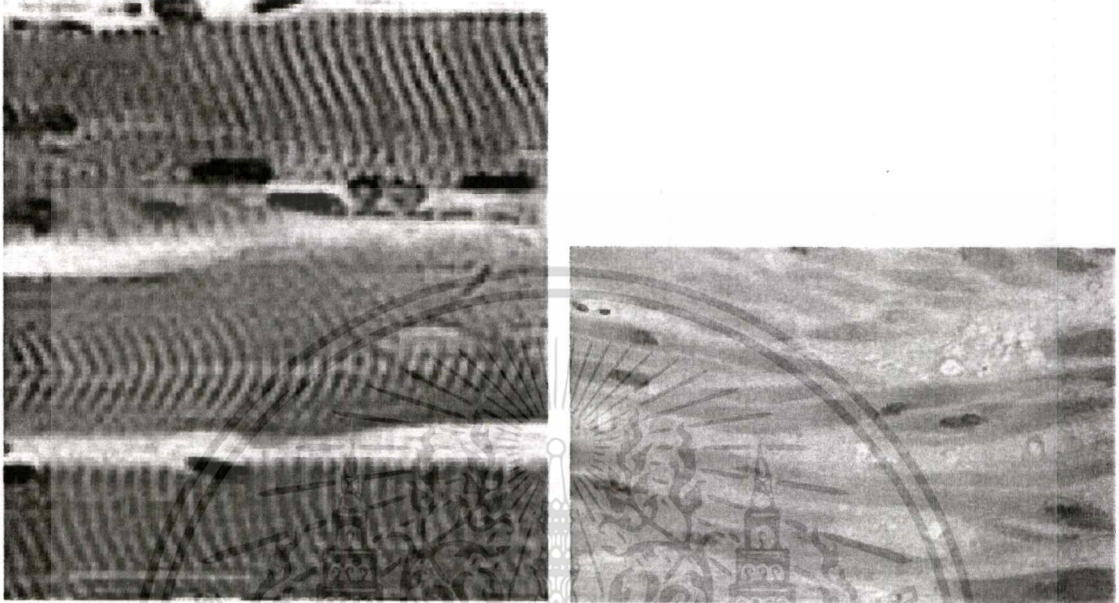
2.2.2. กล้ามเนื้อเรียบ (Smooth Muscle) เป็นกล้ามเนื้อที่ทำงานนอกเหนืออำนาจจิตใจ พบได้ที่ผนังของอวัยวะภายใน (Viseral Organ) เช่น หลอดอาหาร, กระเพาะอาหาร, ลำไส้, หลอดลม, มดลูก, ท่อปัสสาวะ, กระเพาะปัสสาวะ และหลอดเลือด

2.2.3. กล้ามเนื้อหัวใจ (Cardiac Muscle) เป็นกล้ามเนื้อชนิดพิเศษที่พบได้เฉพาะหัวใจมีลักษณะเป็นลาย เช่นเดียวกับกล้ามเนื้อโครงร่าง แต่ทำงานนอกเหนืออำนาจจิตใจ เช่นเดียวกับกล้ามเนื้อเรียบ ทำหน้าที่บีบตัวให้หัวใจเต้น เพื่อสูบฉีดเลือดไปเลี้ยงร่างกาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการเรียนเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กล้ามเนื้อโครงร่างและกล้ามเนื้อหัวใจ จัดเป็นกล้ามเนื้อลายเช่นเดียวกัน เพราะมีซาร์โคเมอร์ (Sarcomere) เรียงตัวอยู่ในมัดกล้ามเนื้อ ต่างกันตรงที่ ในกล้ามเนื้อโครงร่าง เส้นใยกล้ามเนื้อจะเรียงตัวขนานกันอย่างเป็นระเบียบ แต่กล้ามเนื้อหัวใจ เส้นใยกล้ามเนื้อจะแตกสาขาในมุมที่แตกต่างกัน



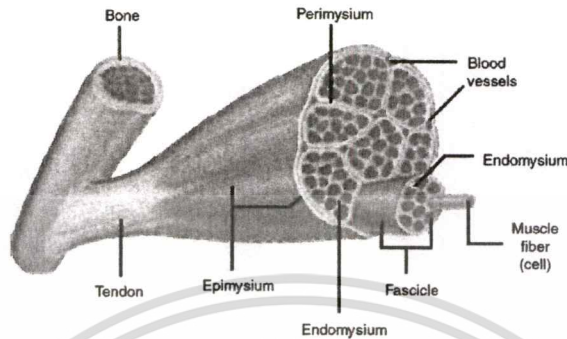
รูปที่ 2.1 กล้ามเนื้อลายและกล้ามเนื้อเรียบ [1]

เซลล์กล้ามเนื้อ (Muscle Cell) หรือเส้นใยกล้ามเนื้อ (Muscle Fiber) เป็นเซลล์ที่ถูกกระตุ้นได้ง่าย (Excitable Cell) สามารถกระตุ้นได้โดย สารเคมี, กระแสไฟฟ้า หรือตัวกระตุ้นทางกายภาพ เช่น แรงจากการเคาะ เป็นต้น โดยปกติกล้ามเนื้อมักถูกกระตุ้นโดยกระแสประสาท กล้ามเนื้อโครงร่าง กระตุ้นโดยกระแสประสาทจากระบบประสาทส่วนกลาง (Central Nervous System) ส่วนกล้ามเนื้อเรียบและกล้ามเนื้อหัวใจจะถูกกระตุ้นโดยกระแสประสาทจากระบบประสาทอัตโนมัติ (Autonomic Nervous System) หรือจากเซลล์ก่อกำเนิดจังหวะทางไฟฟ้า (Pacemaker) ภายในกล้ามเนื้อเอง

2.3 กายวิภาคและสรีระวิทยาของกล้ามเนื้อโครงร่าง

กล้ามเนื้อโครงร่างทำหน้าที่เกี่ยวกับการเคลื่อนที่ การหายใจ การทรงตัว และการรักษาอุณหภูมิของร่างกาย โดยกล้ามเนื้อโครงร่างจะประกอบด้วยเซลล์กล้ามเนื้อลาย (Skeletal Myocyte) ในแต่ละเซลล์มีนิวเคลียสจำนวนมาก ลักษณะเป็นแท่งทรงกระบอกยาว (Cylinder) จึงนิยมเรียกว่า เส้นใยกล้ามเนื้อ (Muscle Fiber) มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10-120 ไมโครเมตร นิวเคลียสมีลักษณะยาวรูปไข่ อยู่ชิดติดผนังเซลล์ (Sarcolemma) ภายในเซลล์จะพบไมโอไฟบริล (Myofibrils) หรือ ไมโอฟิลาเมนต์ (Myofilaments) จำนวนมาก เรียงตัวเป็นระเบียบ แต่ละเส้นมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 1-2 ไมโครเมตร เส้นใยกล้ามเนื้อจะติดกันอย่างแน่นด้วยเยื่อหุ้มใยกล้ามเนื้อ (Endomysium) ล้อมรอบด้วยเพอริเมเซียม (Perimysium) เรียกรวมกันว่า ฟาสซิเคิล (Fascicles) ฟาสซิเคิลจำนวนมากจะรวมตัวกัน กลายเป็นมัดกล้ามเนื้อซึ่งจะมีเยื่อหุ้มมัดกล้ามเนื้อ (Epimysium) ห่อหุ้มอยู่ภายนอก ภายในเยื่อหุ้มมัดกล้ามเนื้อจะประกอบด้วย เส้นเลือดและเส้นประสาทมาเลี้ยงจำนวนมาก จากการศึกษาพบว่าเส้นใยไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กล้ามเนื้อจะไม่มี的增加หรือลดจำนวน แต่จะมีการเปลี่ยนแปลงขนาดได้ เช่น เมื่อใช้งานกล้ามเนื้อมาก กล้ามเนื้อจะมีขนาดใหญ่ขึ้น (Hypertrophy) แต่หากไม่มีการใช้งาน เส้นใยกล้ามเนื้อจะลดขนาดลง (Hypotrophy)



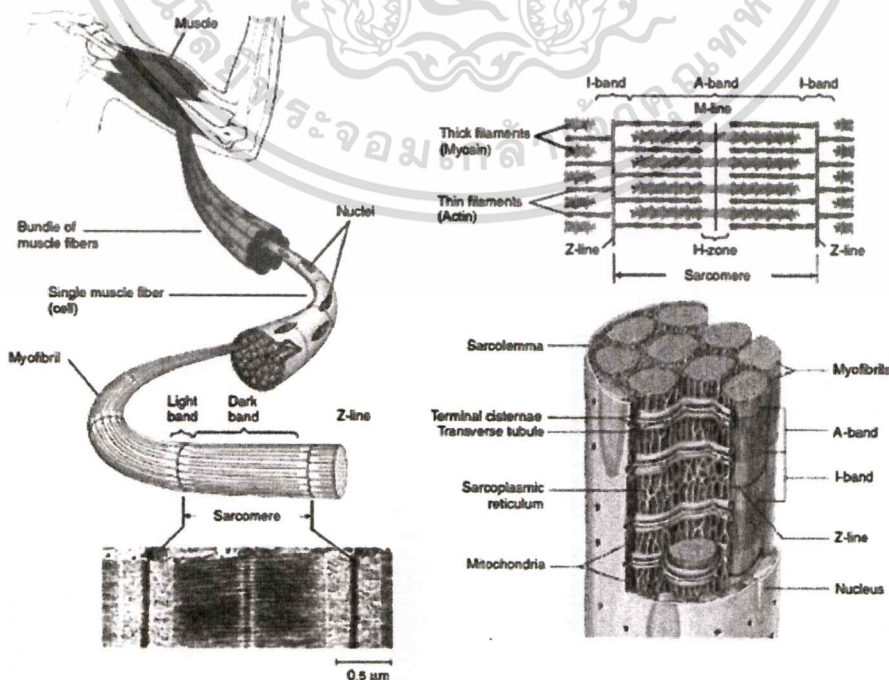
รูปที่ 2.2 ส่วนประกอบของกล้ามเนื้อโครงร่าง [1]

แถบลายตามขวางเข้มสลับจางของเซลล์ในกล้ามเนื้อนั้น เกิดจากการเรียงตัวของไมโอไฟบริล 2 ชนิด

2.3.1. แอกติน (Actin) เป็นไมโอไฟลาเมนต์แบบบาง (Thin Myofilament) มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 ไมโครเมตร มีสีจาง เรียกว่า I-band (Isotropic)

2.3.2. ไมโอซิน (Myosin) เป็นไมโอไฟลาเมนต์แบบหนา (Thick Myofilament) มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 ไมโครเมตร มีสีเข้ม เรียกว่า A-band (Anisotropic)

ระหว่างตรงกลางของ I-band จะมีเส้นบางๆ สีเข้ม เรียกว่า Z-line ไมโอไฟบริลที่อยู่ระหว่าง Z-line 2 เส้น เรียกว่า ซาร์โคเมียร์ (Sarcomere) ซึ่งถือว่าเป็นหน่วยที่เล็กที่สุดของการหดตัวของกล้ามเนื้อ

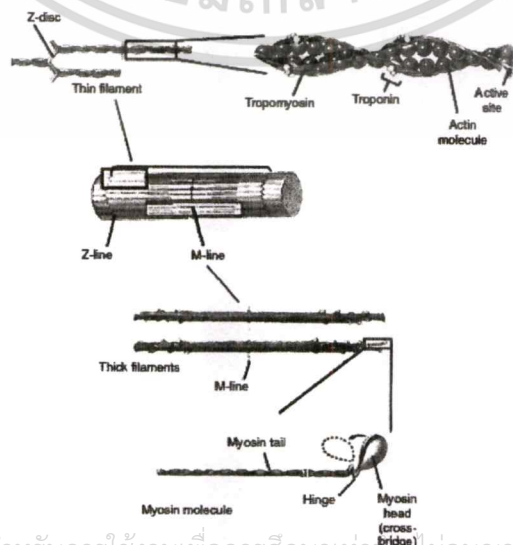


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ในการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่ควรนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 2.3 ส่วนประกอบภายในเซลล์กล้ามเนื้อโครงร่าง [1]
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภายในเยื่อหุ้มกล้ามเนื้อยังประกอบด้วย Transverse tubes หรือ T-tubes มีลักษณะเป็นท่อกลวงพันอยู่รอบๆรอยต่อระหว่าง A-band กับ I-band (A-I Junction) เชื่อมกันกับไมโอไฟบริลหลายๆเส้นที่ขนานตรงบริเวณระหว่าง T-tubes รอบๆไมโอไฟบริลจะมี Sarcoplasmic Reticulum ทำหน้าที่เก็บไอออนของแคลเซียม (Ca^{2+}) ซึ่งเป็นสารเคมีที่สำคัญที่ทำให้เกิดการยึดหดตัวของกล้ามเนื้อ

ปฏิกิริยาเคมีที่ทำให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อจะเกิดขึ้นที่รอยต่อระหว่างไมโอไฟลาเมนต์แบบบาง (แอกติน) และไมโอไฟลาเมนต์แบบหนา (ไมโอซิน) ในการหดตัวของกล้ามเนื้อจะต้องใช้พลังงานจำนวนมาก เซลล์กล้ามเนื้อทุกเซลล์ผลิตโมเลกุลของอะดีโนซีนไตรฟอสเฟต (Adenosine TriPhosphate: ATP) ใช้เป็นพลังงานในการเคลื่อนที่ของส่วนหัวของไมโอซิน ATP จะสะสมในรูปของครีเอตินฟอสเฟต (Creatine Phosphate) เมื่อกล้ามเนื้อต้องการพลังงาน ครีเอตินฟอสเฟตจะเปลี่ยนเป็น ATP ได้อย่างรวดเร็ว นอกจากนี้กล้ามเนื้อยังสามารถสลายสารอาหารโมเลกุลใหญ่ (Macronutrients) เช่น กลูโคส ไขมัน โปรตีน โดยสารอาหารโมเลกุลใหญ่จะให้ ATP จำนวนมาก แต่ต้องผ่านปฏิกิริยาเคมีที่ซับซ้อนมากเช่นกัน เช่น กลูโคส (Glucose) เก็บสะสมอยู่ในรูปของไกลโคเจน (Glycogen) เมื่อผ่านกระบวนการไกลโคไลซิส (Glycolysis) จะได้ ATP จำนวน 2 โมเลกุล และกรดแลคติก 2 โมเลกุล ในไมโอไฟลาเมนต์แบบหนา มีส่วนประกอบที่สำคัญคือ หัวของไมโอซิน ทำหน้าที่เชื่อมต่อกับโปรตีนของไมโอไฟลาเมนต์แบบบาง ระหว่างจุดรอยต่อมีโมเลกุลของ ATP และไมโอไฟลาเมนต์แบบบางประกอบด้วยโมเลกุลของแอกตินมีลักษณะเป็นโซ่ยาว มี Tropomyosin เป็นเส้นยาวๆ 1 เส้นพันรอบๆ ส่วนปลายมีโมเลกุลของ Troponin

ขั้นตอนในการหดตัวของกล้ามเนื้อเริ่มจากมีสัญญาณประสาทมากระตุ้นผ่านสารสื่อประสาท (Neurotransmitter) เช่น อะเซทิลโคลีน (Acetylcholine) สัญญาณประสาทจะผ่านเยื่อหุ้มเซลล์ลงมายัง Sarcoplasmic reticulum ทำให้ประตูไอออนิกเปิดและแคลเซียมไอออนจะแพร่เข้าไปในไมโอไฟบริล ทำให้โมเลกุลของ Troponin เปลี่ยนรูปและดึง Tropomyosin ให้ม้วนเข้ามา ส่งผลให้หัวของไมโอซินถูกดึงเข้ามาในแอกตินด้วย เมื่อ แอกติน ไมโอซิน และ ATP ทำปฏิกิริยากัน ได้ผลิตภัณฑ์เป็น Adenosine DiPhosphate (ADP) ฟอสเฟต (P) และพลังงาน ADP และ P จะถูกใช้ป็นสารตั้งต้นในปฏิกิริยาสังเคราะห์ ATP ต่อไป ส่วนพลังงานจะทำให้หัวของไมโอซินหมุนและดึงเอาโซ่ของโมเลกุลแอกตินเข้ามารวมกัน ทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว

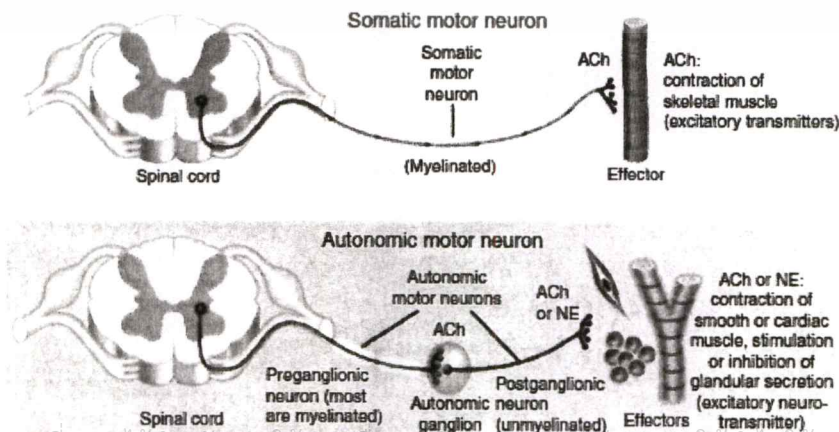


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 2.4 ปฏิกิริยาภายในเซลล์กล้ามเนื้อลายขณะหดตัว [1]
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อสัญญาณประสาทหยุด ประตูลิออนิกจะปิด แคลเซียมไอออนจะถูกเคลื่อนย้ายด้วยกระบวนการ Active Transport กลับมายัง Sarcoplasmic reticulum โมเลกุลของ Troponin จะคืนรูปร่างเดิม Tropomyosin จะคายตัวทำให้หัวของไมโอซินกลับมาอยู่ที่เดิม เรียกสถานะดังกล่าวว่าสถานะผ่อนคลาย (Relaxed State)

2.4 ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์กล้ามเนื้อ

สัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายเกิดจากปฏิกิริยาเคมีของแต่ละเซลล์ โดยสัญญาณเหล่านี้จะถูกส่งมาจากเซลล์ประสาท (Neuro) ในสภาวะสมดุลจะมีการแพร่ (Diffusion) และการปั๊มของไอออนชนิดต่างๆ เช่น โพแทสเซียม โซเดียม และอื่นๆ ทั้งภายนอกเซลล์และภายในเซลล์ อันเนื่องมาจากความแตกต่างของความเข้มข้นของไอออนทั้งหมดระหว่างภายนอกและภายในเซลล์ การทำงานของกลุ่มโปรตีนที่เรียกว่าไอออนปั๊ม (Ion Pump) ที่จุดสมดุลนี้จะเกิดความต่างศักย์ตกคร่อมผนังเซลล์ราว -80 มิลลิโวลต์ เมื่อเปรียบเทียบกับนอกเซลล์ในสภาพเช่นนี้เรียกว่าการเกิดโพลาไรซ์ (Polarization) ขึ้นที่เซลล์ และเรียกศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นนี้ว่า ศักย์ไฟฟ้าสงบ (Resting Potential) ค่าของศักย์ไฟฟ้านี้จะขึ้นกับชนิดของเซลล์และขึ้นอยู่กับความเข้มข้นของไอออนต่างๆภายในและภายนอกเซลล์ เมื่อเซลล์ถูกกระตุ้นจากภายนอกไม่ว่าจะเป็นกระตุ้นเชิงกลหรือการกระตุ้นด้วยสารทางชีวเคมี ผนังเซลล์จะมีการเปลี่ยนแปลงไปชั่วคราว ซึ่งทำให้เกิดการแพร่ของโซเดียมไอออนที่มีอยู่มากภายนอกเซลล์ แพร่เข้าไปภายในเซลล์อย่างรวดเร็ว โดยจะมีปริมาณโพแทสเซียมไอออนแพร่ออกมาภายนอกเพียงเล็กน้อยเท่านั้น ทำให้ภายในเซลล์มีประจุบวกมากขึ้น และมีศักย์ไฟฟ้าสูงขึ้นเมื่อเทียบกับภายนอกเซลล์ ศักย์ไฟฟ้างานนี้เรียกว่าศักย์ไฟฟ้าไวงาน (Action Potential) และเรียกการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าดังกล่าวว่า เซลล์ถูกดีโพลาไรซ์ (Depolarized) หรือเกิดการดีโพลาไรซ์ (Depolarization) ขึ้น ศักย์ไฟฟ้าไวงานนี้จะมีค่าราว +30 มิลลิโวลต์เมื่อเทียบกับภายนอกเซลล์ เมื่อเวลาผ่านไป ปริมาณของโซเดียมไอออนและสารอื่นๆ จะเข้าสู่จุดสมดุลใหม่ หลังจากนั้นผนังเซลล์จะค่อยๆกลับสู่สภาพเดิมในตอนแรก โดยจะมีการปั๊มโซเดียมไอออนออกไปด้วยกระบวนการไอออนปั๊ม ลักษณะการเปลี่ยนแปลงสภาพของศักย์ไฟฟ้าไวงานเพื่อกลับมาอยู่ในสภาวะเดิมในสภาวะเริ่มแรกเรียกว่า รีโพลาไรเซชัน (Repolarization) ขนาดของศักย์ไฟฟ้าไวงานที่เกิดขึ้นจะแตกต่างกันไปตามชนิดของแต่ละเซลล์ และการกระตุ้นจะต้องมีความแรงเกินจุดจำกัดอันหนึ่งซึ่งเรียกว่า จุดเริ่มเปลี่ยน (Threshold) [2]



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นองฤาตให้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 2.5 การกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อจากระบบประสาทด้วยสารเคมี [1]
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography)

กล้ามเนื้อเป็นเนื้อเยื่อที่ถูกพัฒนาเพื่อทำหน้าที่หลักเกี่ยวกับการเคลื่อนที่ของร่างกายโดยการหดตัวและคลายตัวของกล้ามเนื้อ เพื่อทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของอวัยวะต่างๆทั้งภายในและภายนอกกล้ามเนื้อแบ่งตามการควบคุมการทำงานได้ 2 ชนิด คือ

2.5.1. กล้ามเนื้อทำงานได้อำนาจจิตใจ (Voluntary Muscle) ซึ่งสามารถควบคุมได้โดยสมองส่วนสั่งการ (Motor Area) ส่งคำสั่งลงมาควบคุม ส่วนมากเป็นการทำงานของกล้ามเนื้อลายตัวอย่างเช่น กล้ามเนื้อตำแหน่งไบเซป (Biceps) ที่ต้นแขน เป็นต้น

2.5.2. กล้ามเนื้อทำงานนอกอำนาจจิตใจ (Involuntary Muscle) ซึ่งไม่สามารถควบคุมได้ ได้แก่ การทำงานของกล้ามเนื้อเรียบและกล้ามเนื้อหัวใจ ซึ่งควบคุมการทำงานโดยระบบประสาทอัตโนมัติ (Autonomic Nervous System) การทำงานของกล้ามเนื้อลายบางครั้งก็อยู่นอกอำนาจจิตใจ เช่น การตอบสนองแบบรีเฟล็กซ์

เส้นประสาทของกล้ามเนื้อที่ส่งสัญญาณทางควบคุมกล้ามเนื้อจัดอยู่ในระบบประสาทส่วนกลาง (Central Nervous System) ซึ่งประกอบด้วยสมอง ไขสันหลัง (Spinal cord) และเส้นใยประสาทรอบนอก (Peripheral Nerves Fiber) โดยจะทำหน้าที่ส่งประสาทความรู้สึก (Sensory Information) ไปยังสมองหรือไขสันหลังและเส้นใยประสาทที่ส่งข้อมูลจากสมองหรือไขสันหลังไปกล้ามเนื้อมัดหนึ่งประกอบด้วยมอเตอร์ยูนิต (Motor Unit) จำนวนมาก โดยแต่ละมอเตอร์ยูนิตจะประกอบด้วย เส้นใยกล้ามเนื้อ และประสาทสั่งการ (Motor Nueron) เส้นประสาทสั่งการแต่ละเส้นจะต่อกับเส้นใยกล้ามเนื้อแต่ละชุดที่ทำงานอิสระต่อกัน และจะทำงานพร้อมกันเมื่อต้องการการหดตัวของกล้ามเนื้อสูง ในกล้ามเนื้อมัดหนึ่งๆ จะมีจำนวนประสาทสั่งการมากขึ้นอยู่กับชนิดและประเภทของการใช้งานของกล้ามเนื้อนั้นๆ เมื่อเกิดศักย์ไฟฟ้าไวงานจากประสาทสั่งการ เส้นใยกล้ามเนื้อจะเกิดการดีโพลาไรซ์ จะทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าขึ้นในเส้นใยกล้ามเนื้อและจะเคลื่อนที่ผ่านไปตลอดเส้นใยกล้ามเนื้อ ทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว ศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นนี้สามารถตรวจจับได้โดยใช้อิเล็กโทรดแบบผิวสัมผัส หรือโดยใช้เข็มสอดเข้าไปในกล้ามเนื้อ สัญญาณไฟฟ้าที่วัดได้จากเส้นใยกล้ามเนื้อนี้เรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าไวงานเส้นใยกล้ามเนื้อ (Muscle Fiber Action Potential) ผลรวมของศักย์ไฟฟ้าไวงานเส้นใยกล้ามเนื้อจากเส้นใยกล้ามเนื้อในหนึ่งมอเตอร์ยูนิตเรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าไวงานมอเตอร์ยูนิต (Motor Unit Action Potential: MUAP) และผลรวมของสัญญาณไฟฟ้าที่ถูกสร้างโดยแต่ละมอเตอร์ยูนิต เรียกว่า สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG) ซึ่งสัญญาณจะมีช่วงพลังงานหลักอยู่ในขนาดระหว่าง 0.1 ถึง 5 มิลลิโวลต์ และความถี่ระหว่าง 50 ถึง 150 เฮิร์ต และโดยจะกำหนดวงจรรองแถบความถี่ 5 ถึง 500 เฮิร์ต [3] เพื่อครอบคลุมช่วงความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อทั้งหมด

2.6 ความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อ (Muscle fatigues)

ความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อคือ สภาวะหนึ่งของกล้ามเนื้อ ขณะที่ความสามารถในการเคลื่อนไหว หรือหดตัวลดลงเมื่อกำลังกล้ามเนื้อมีการออกแรงหดตัวเป็นเวลานานๆ เมื่อกำลังกล้ามเนื้อเกิดการเมื่อยล้าจะทำให้รู้สึกเจ็บปวด อุณหภูมิของกล้ามเนื้อสูงขึ้น และไม่สามารถออกแรงได้เท่าเดิม สามารถแบ่งลักษณะของความเมื่อยล้าได้ 2 รูปแบบ คือ ความเมื่อยล้าจากส่วนกลาง (Central fatigue) เกิดขึ้น

จากความผิดปกติจากระบบสั่งการจากสมองและระบบประสาท และความเมื่อยล้าที่กล้ามเนื้อ (Peripheral fatigue) เกิดขึ้นจากความผิดปกติของกล้ามเนื้อเอง โดยที่ความเมื่อยล้าที่กล้ามเนื้อสามารถเกิดได้จาก 2 สาเหตุ ได้แก่ เกิดจากการขาดสารเคมีบางประเภทที่จำเป็นสำหรับการหดตัวของกล้ามเนื้อได้แก่ ATP, Creatine, phosphate และ Glycogen ทำให้กล้ามเนื้อทำงานต่อไม่ได้ อีกสาเหตุหนึ่งเกิดสารเคมีผลิตภัณฑ์ของการหดตัวของกล้ามเนื้อ ได้แก่ ไฮโดรเจนไอออน, กรดแลคติก (Lactic acid) และแอมโมเนีย โดยเฉพาะกรดแลคติกจะทำให้ค่าความเป็นกรด(pH) ภายในเซลล์กล้ามเนื้อมีลดลง ส่งผลให้ความเร็วของสารสื่อประสาทผ่านในเซลล์กล้ามเนื้อช้าลง ซึ่งไปลดทอนความสามารถของการส่งสัญญาณประสาทของกล้ามเนื้อ ระบบประสาทส่วนกลางจะทำการส่งสัญญาณประสาทมายังกล้ามเนื้อมากขึ้น ด้วยเหตุผลดังกล่าวนี้ทำให้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะเกิดอาการเมื่อยล้ามีขนาดเพิ่มขึ้นและองค์ประกอบทางความถี่จะเลื่อนไปทางความถี่ต่ำ [4]

ความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อสามารถวัดได้อย่างแม่นยำด้วยการวัดปริมาณของกรดแลคติกในเลือด แต่วิธีการนี้ไม่สามารถวัดความเมื่อยล้า ณ ขณะที่กล้ามเนื้อกำลังเคลื่อนไหวในอริยบทที่สนใจได้ หรืออาจจะกล่าวได้ว่าไม่สามารถเป็นไปได้เลยกับการประยุกต์ใช้ที่ต้องการประเมินความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อในช่วงเวลาจริง (Real time) [5] จึงมีบทความมากมายได้นำเสนอการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อประเมินความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อ

2.7 การวิเคราะห์ความเมื่อยล้าด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

งานวิจัยเกี่ยวกับการนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมาวิเคราะห์ประมวลผลเพื่อประเมินความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อนั้นเริ่มต้นในปี ค.ศ.1950 [4] โดยสามารถแบ่งรูปแบบการหดตัวของกล้ามเนื้อที่ศึกษาได้เป็น 2 ลักษณะ ได้แก่ ความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อขณะหดตัวคงที่ (Isometric contraction) และความเมื่อยล้าขณะกล้ามเนื้อเคลื่อนไหวต่อเนื่อง (Isotonic contraction) [6]

ในช่วงแรกๆนั้นงานวิจัยส่วนมากจะศึกษาความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อขณะหดตัวคงที่ (Isometric contraction) เช่น ค่าเฉลี่ยกำลังสอง (Root mean square: RMS) [7], ค่าผ่านศูนย์ (Zero-crossing) [8] รวมไปถึง ค่าความถี่เฉลี่ย (Mean power frequency) [6],[7] และค่าความถี่มัธยฐาน (Median frequency) [8],[9] ต่อมาในปี ค.ศ. 1996 ก็เริ่มมีบทความทางวิชาการนำเสนอการวิเคราะห์ประมวลผลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อประเมินความเมื่อยล้าขณะกล้ามเนื้อเคลื่อนไหวต่อเนื่อง มีการประยุกต์ใช้กระบวนการการแปลงเวลา-ความถี่ (Time-frequency signal processing methods) [10] เช่นการกระจายตัวของ Choi-Williams (Choi-Williams distribution) [11] และการแปลงเวฟเล็ต (Wavelets transform) เป็นต้น

2.7.1 กระบวนการในโดเมนเวลา (Time domain methods) เป็นกระบวนการวิเคราะห์สัญญาณเบื้องต้น คือ วิเคราะห์คุณลักษณะที่เปลี่ยนแปลงของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

2.7.1.1 การวิเคราะห์ขนาดของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (sEMG amplitude)

จากที่ได้กล่าวมาในหัวข้อก่อนหน้านี้ ขนาดของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะเกิดความเมื่อยล้าจะมีแนวโน้มสูงขึ้น [12] โดยพารามิเตอร์ที่นิยมนำมาวิเคราะห์ได้แก่ ค่าเฉลี่ย (Mean absolute value: MAV) ตามสมการ 2.1 และค่าเฉลี่ยกำลังสอง (Loot mean square: RMS) ตามสมการ 2.2 ค่าทั้งสอง

จะสูงขึ้นเมื่อกกล้ามเนื้อเกิดการเมื่อยล้ามากขึ้น โดยทั่วไป ไม่นิยมวิเคราะห์ความเมื่อยล้าด้วยขนาดของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบเดี่ยวๆ แต่มักจะนำไปวิเคราะห์ร่วมกับพารามิเตอร์อื่นๆ ด้วย

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (2.1)$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (2.2)$$

2.7.1.2 Zero-crossing rate: ZCR คือจำนวนที่สัญญาณเปลี่ยนแปลงจากฝั่งบวกเป็นฝั่งลบ หรือจะกล่าวได้ว่า จำนวนครั้งที่สัญญาณเปลี่ยนแปลงผ่านค่าศูนย์ ตามสมการ 2.3 ถูกนำเสนอในปี ค.ศ.1986 [13] โดยจำนวนที่ได้จะแสดงถึงความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ดังนั้นจะมีแนวโน้มของการเปลี่ยนแปลงเช่นเดียวกับ ค่าความถี่เฉลี่ย และความถี่มัธยฐาน แต่อัตราส่วนของสัญญาณที่ต้องการกับสัญญาณรบกวนของค่าจุดผ่านศูนย์จะมีค่าต่ำ จึงไม่เป็นที่นิยมในเวลาต่อมา

$$ZCR = 2 \left[\frac{\int_0^{fs/2} f^2 S(f) df}{\int_0^{fs/2} S(f) df} \right] \quad (2.3)$$

2.7.1.3 Spike analysis คือค่าที่แสดงจำนวนของสัญญาณ ณ จุดที่เปลี่ยนแปลงจากเพิ่มขึ้นเป็นลดลง หรือจะกล่าวได้ว่า เป็นจำนวนของจุดสูงสุดของสัญญาณแต่ละการขึ้นและลง (Single Peak) ซึ่งแสดงคุณลักษณะในเชิงความถี่เช่นเดียวกับ Zero-crossing rate ถูกนำเสนอในปี ค.ศ.1977 [4] แต่ไม่ได้รับความนิยมนำมาประยุกต์ใช้งาน เนื่องจากความถูกต้องแม่นยำต่ำ

2.7.2 กระบวนการในโดเมนความถี่ (Frequency domain methods) สำหรับลักษณะทางความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะเมื่อยล้า จะเกิดการเลื่อนองค์ประกอบทางความถี่ไปทางความถี่ต่ำ โดยการกระบวนการในโดเมนความถี่จะวิเคราะห์ความหนาแน่นของกำลังงานของสเปกตรัมเป็นวิธีการที่ถูกนำไปประยุกต์ใช้เพื่อศึกษาการเคลื่อนไหวของร่างกาย เช่น ในปี ค.ศ.1990 มีการนำกระบวนการวิเคราะห์ในโดเมนความถี่มาแยกแยะอาการเจ็บปวดของกล้ามเนื้อหลังได้ [4]

2.7.3 การวิเคราะห์ร่วมกันของโดเมนเวลาและโดเมนความถี่ (Joint analysis of EMG spectrum and amplitude: JASA) ขนาดของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในโดเมนเวลาและการเลื่อนขององค์ประกอบทางความถี่ในโดเมนความถี่นั้น แสดงถึง แรงของการหดตัวและความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อ ในการศึกษากล้ามเนื้อขณะเกิดการเมื่อยล้าและในขณะฟื้นตัวจากความเมื่อยล้าจึงสามารถวิเคราะห์ได้จากการวิเคราะห์ร่วมกันของทั้งขนาดในโดเมนเวลาและการเลื่อนในโดเมนความถี่ โดยแบ่งรูปแบบของพฤติกรรมของกล้ามเนื้อได้เป็น 4 รูปแบบ คือ 1) ขนาดในโดเมนเวลาสูงขึ้นและความถี่เลื่อนไปทางความถี่สูง หมายความว่า กล้ามเนื้อกำลังออกแรงเพิ่มขึ้น 2) ขนาดในโดเมนเวลาลดลงและความถี่เลื่อนไปทางความถี่ต่ำ หมายความว่า กล้ามเนื้อกำลังออกแรงลดลง 3) ขนาดในโดเมนเวลามีขนาดสูงขึ้นและความถี่เลื่อนไปทางความถี่ต่ำ หมายความว่า กล้ามเนื้อเกิดการเมื่อยล้า และ 4) ขนาดในโดเมนเวลามีขนาดลดลงและความถี่เลื่อนไปทางความถี่สูง หมายความว่า กล้ามเนื้อกำลังฟื้นตัวจากอาการเมื่อยล้า [4] ไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7.4 กระบวนการการแปลงเวลา-ความถี่ (Time-frequency methods) สำหรับการวิเคราะห์สเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบหัตถ์คงที่ การใช้วินโดว์ฟังก์ชันตั้งสัญญาณในช่วงเวลาสั้นๆ ประมาณ 0.5-2 วินาที เพื่อมาแปลงฟูรีเยร์สามารถใช้งานได้เป็นอย่างดี แต่สำหรับสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อขณะเคลื่อนไหวต่อเนื่องนั้น การวิเคราะห์ด้วยการแปลงฟูรีเยร์ข้างต้น ไม่สามารถเห็นความต่อเนื่องของการเคลื่อนไหวในช่วงเวลาสั้นๆได้ จึงมีการเสนอวิธีการวิเคราะห์ความถี่ของกล้ามเนื้อขณะเคลื่อนไหวต่อเนื่องด้วยกระบวนการแปลงเวลา-ความถี่ต่างๆ เช่น General time-frequency representations (Cohen class), Short-time Fourier transform and spectrogram (STFT), Wigner distribution (WD), Time-varying autoregressive approach (TVAR), Choi-Williams distribution (exponential distribution) และ Wavelets [4]

2.7.5 ตัวบ่งชี้รูปร่างสเปกตรัม (Spectral shape indicators) กระบวนการนี้เป็นกระบวนการวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อประเมินความเมื่อยล้าที่ได้รับความนิยมและนำไปประยุกต์ใช้งานอย่างกว้างขวาง เพราะเป็นกระบวนการพื้นฐานที่สามารถแสดงถึงการเลื่อนทางความถี่ของสเปกตรัม โดยมีพารามิเตอร์ที่สำคัญ 2 พารามิเตอร์ ได้แก่ ความถี่เฉลี่ย (Mean power frequency: MPF) คำนวณได้จากสมการ 2.4 และความถี่มัธยฐาน (Median frequency: MDF) คำนวณได้จากสมการ 2.5 [4]

$$MNF = \frac{\int_0^{\infty} \omega P(t, \omega) d\omega}{\int_0^{\infty} P(t, \omega) d\omega} \quad (2.4)$$

$$\int_0^{MDF(t)} P(t, \omega) d\omega = \int_{MDF(t)}^{\infty} P(t, \omega) d\omega \quad (2.5)$$

2.7.6 กระบวนการทางคณิตศาสตร์อื่นๆ (Other mathematical methods) นอกจากกระบวนการต่างๆตามที่กล่าวมาแล้วในหัวข้อก่อนหน้านี้ ยังมีกระบวนการอื่นๆที่ถูกนำมาประยุกต์ใช้เพื่อประเมินความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เช่น กระบวนการแถบความถี่ (Frequency-band method) คือ อัตราส่วนระหว่างแถบความถี่ต่ำกับแถบความถี่สูง, Logarithmic power-frequency representation, Fractal analysis, Recurrence quantification analysis (RQA) และ Hilbert-Huang transform เป็นต้น

2.8 อิเล็กโทรด (Electrode)

อิเล็กโทรดในระบบการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ คือ ขั้วไฟฟ้าที่ใช้เป็นจุดเชื่อมต่อระหว่างวงจรขยายสัญญาณกับมัลติกล้ามเนื้อที่ต้องการวัด สามารถแบ่งตามลักษณะการใช้งานได้ 2 ชนิด ได้แก่

2.8.1 อิเล็กโทรดชนิดวัดภายใต้ผิวหนัง (Needle Electrodes or Intramuscular Wire Electrodes) ผลิตจาก โลหะสแตนเลส (Stainless Steel) มีลักษณะเป็นเข็ม ใช้สอดเข้าไปใต้ชั้นผิวหนังเพื่อวัดกล้ามเนื้อโดยตรง เหมาะสำหรับการวัดเพื่อศึกษากล้ามเนื้อในขณะหยุดนิ่ง (kinesiology

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

studies) นิยมวัดแบบ 1 อิเล็กโทรด สัญญาณไฟฟ้าที่วัดได้จากอิเล็กโทรดชนิดนี้เรียกว่า Single Fiber EMG (sFEMG) ปัจจุบันนอกจากโลหะสแตนเลสแล้วยังมี เงิน นิกเกิล แพลทินัม และโครเมียม อีกด้วย

2.8.2 อิเล็กโทรดชนิดวัดภายนอกผิวหนัง (Surface Electrodes) ผลิตจาก ซิลเวอร์/ซิลเวอร์คลอไรด์ (Ag/AgCl) มีทั้งแบบวงกลมและแบบสี่เหลี่ยม ใช้ติดที่ผิวหนังบริเวณใกล้เคียงกับกล้ามเนื้อที่ต้องการจะวัด ขณะวัดต้องทำความสะอาดผิวหนังด้วยแอลกอฮอล์ หรือ medical napkins ก่อนแล้วจึงใช้อิเล็กโทรดเจล (Electrode gel) เป็นตัวเชื่อมระหว่างขั้วอิเล็กโทรดกับผิวหนัง นิยมใช้วัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะเคลื่อนไหว เพราะสะดวก ปลอดภัย แต่สัญญาณที่ได้จะมีสัญญาณรบกวนจากกล้ามเนื้อใกล้เคียงที่ติดอิเล็กโทรด สัญญาณรบกวนจากสิ่งแวดล้อมอื่น เพราะสัญญาณกล้ามเนื้อที่วัดได้มีขนาดเล็กมาก และจะมีแรงดันออฟเซตซึ่งเกิดจากความสะอาดของผิวสัมผัส ความหนาของผิวหนัง จึงมีความจำเป็นต้องออกแบบวงจรขยายให้มีค่าอัตราการลดสัญญาณชนิดคอมมอนโหมด (Common Mode Rejection Ratio: CMRR) สูงเพื่อลดสัญญาณรบกวนและแรงดันออฟเซต สัญญาณไฟฟ้าที่วัดได้นี้เรียกว่า Surface Electromyography (sEMG)



รูปที่ 2.6 อิเล็กโทรดชนิดวัดภายนอกผิวหนัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ

3.1 บทนำ

ความถี่มีพื้นฐานของสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อขณะกล้ำมเนื้อเกิดอาการเมื่อล้าจะมีความสัมพันธ์กัน แต่เนื่องจากผลจากความไม่เท่ากันของแต่ละรอบของการเคลื่อนไหว รวมทั้งสัญญาณรบกวนต่างๆ ทำให้ผลของการวิเคราะห์ค่าความถี่มีพื้นฐานขณะกล้ำมเนื้อขณะเคลื่อนไหวเป็นวงรอบมีความแปรปรวนอย่างมาก วิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงมีสมมติฐานว่า รูปแบบวินโดว์ฟังก์ชันมีผลต่อการแปรปรวนของการวิเคราะห์ความถี่มีพื้นฐานอย่างไร และรูปแบบใดช่วยปรับปรุงให้ความแปรปรวนมีค่าลดลงได้ บทนี้จะกล่าวถึง การวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณดิจิทัล เช่น วินโดว์ฟังก์ชัน, การแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็ว และการวิเคราะห์ความถี่มีพื้นฐานของสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ รวมไปถึงการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ ได้แก่ สมการการถดถอย, สัมประสิทธิ์การตัดสินใจ และการวิเคราะห์ความแปรปรวน

3.2 การประมวลผลสัญญาณดิจิทัล

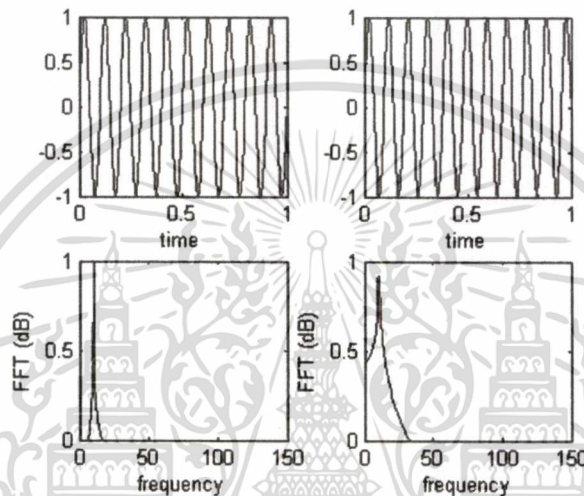
การประมวลผลสัญญาณ (Signal Processing) เป็นขั้นตอนหลังจากการวัดและปรับปรุงสัญญาณ ซึ่งสัญญาณที่มาถึงขั้นตอนนี้จะเป็นสัญญาณที่ได้รับการปรับปรุงจนพร้อมที่จะนำไปประมวลผลได้ทันที โดยการประมวลผลสัญญาณสามารถแบ่งตามโดเมนที่ใช้วิเคราะห์ได้เป็น 2 รูปแบบหลักๆ คือการประมวลผลสัญญาณในโดเมนเวลา อาทิเช่น ค่าเฉลี่ย (Average Value), ค่าเฉลี่ยกำลังสอง (Root Mean Square), ค่าผ่านศูนย์ (Zero Crossings) และค่าเปลี่ยนแปลงเข้าสู่ความชัน (Slope Sign Change) เป็นต้น และการประมวลผลสัญญาณในโดเมนความถี่ ซึ่งงานวิจัยฉบับนี้เจาะจงใช้การวิเคราะห์ค่าความถี่มีพื้นฐาน ซึ่งเป็นพารามิเตอร์ที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนความถี่

การประมวลผลสัญญาณในโดเมนความถี่ คือการใช้ทฤษฎีทางคณิตศาสตร์มาประยุกต์ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณที่มีแกนนอนเป็นความถี่ และแกนตั้งเป็นขนาดในเชิงความถี่ของสัญญาณในช่วงความถี่ใดๆ การศึกษาคุณสมบัติของสัญญาณในโดเมนความถี่จะทำให้สามารถเข้าใจสัญญาณที่ทำการวิเคราะห์เพิ่มมากขึ้น เพราะง่ายต่อการศึกษาพารามิเตอร์เกี่ยวกับความถี่ของสัญญาณ แต่การจะวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณในเชิงความถี่ได้นั้น จำเป็นอย่างยิ่งต้องทำการแปลงสัญญาณที่อยู่ในโดเมนเวลาให้เป็นสัญญาณในโดเมนความถี่ก่อน โดยจำเป็นต้องใช้วินโดว์ฟังก์ชันเพื่อแบ่งช่วงเวลาของสัญญาณมาทำการแปลง โดยการแปลงสัญญาณในโดเมนเวลาเป็นสัญญาณในโดเมนความถี่ที่เป็นพื้นฐานและได้รับความนิยมอย่างมาก ได้แก่ การแปลงฟูริเยร์แบบเร็ว (Fast Fourier Transform: FFT) แต่วิธีการนี้ รูปแบบวินโดว์ฟังก์ชันที่เลือกใช้จะมีผลทำให้เกิดการรั่วไหลของสเปกตรัม (Spectral Leakage) [14]

3.3 การรั่วไหลของสเปกตรัม (spectral Leakage)

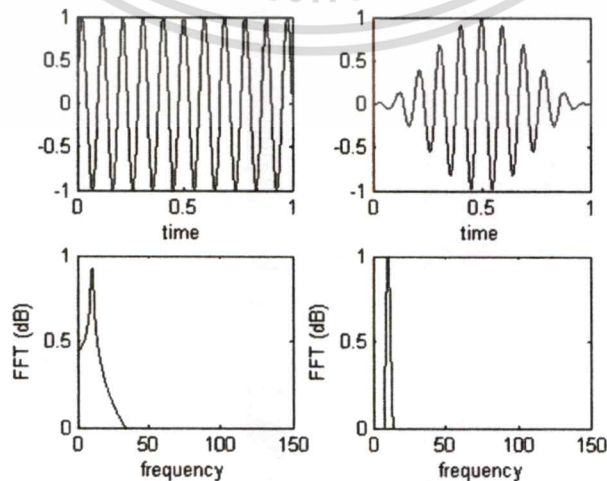
การสูญเสียสเปกตรัมบางส่วน และความผิดเพี้ยนในโดเมนความถี่ ที่เกิดจากการเฟสของสัญญาณในแต่ละวินโดว์ฟังก์ชันไม่เหมาะสม หรือสัญญาณที่มีความแตกต่างขององค์ประกอบทางความถี่กับขนาดจำนวนมาก สามารถอธิบายให้เข้าใจมากขึ้นได้ดังตัวอย่างต่อไปนี้

เมื่อต้องการแปลงฟูรีเยร์สัญญาณไซน์ความถี่ 10 เฮิร์ต ที่จุดเริ่มต้นของสัญญาณ ณ ขอบของวินโดว์ฟังก์ชันเท่ากับศูนย์และสัญญาณแต่ละคาบเวลาครบรอบพอดี ดังรูปที่ 3.1 (ซ้ายบน) จะได้ผลลัพธ์การแปลงฟูรีเยร์อย่างรวดเร็ว ดังรูป 3.1 (ซ้ายล่าง)



รูปที่ 3.1 ตัวอย่างการแปลงฟูรีเยร์อย่างรวดเร็วของสัญญาณไซน์ความถี่ 10 เฮิร์ต [15]

จะเห็นว่าผลลัพธ์การแปลงฟูรีเยร์จะแสดงองค์ประกอบทางความถี่ถูกต้อง ชัดเจน คือ มีเฉพาะสเปกตรัมของความถี่ 10 เฮิร์ต แต่เมื่อทำการแปลงฟูรีเยร์ของสัญญาณไซน์ความถี่เดียวกันที่มีเฟสของสัญญาณแตกต่างกัน คือ จุดเริ่มต้นของสัญญาณ ณ ขอบของวินโดว์มีค่าไม่เท่ากับศูนย์ ดังรูปที่ 3.1 (ขวาบน) ผลลัพธ์ของการแปลงฟูรีเยร์จะเกิดความผิดเพี้ยนขึ้น แสดงดังรูปที่ 3.1 (ขวาล่าง) ความผิดเพี้ยนเช่นนี้สามารถปรับปรุงได้โดยนำวินโดว์ฟังก์ชันรูปแบบที่เหมาะสมมาประยุกต์ใช้

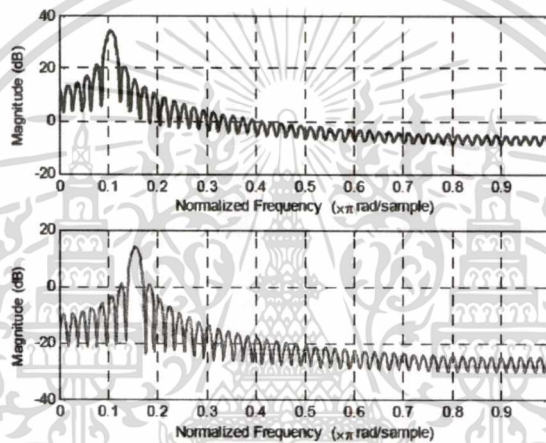


รูปที่ 3.2 เปรียบเทียบการแปลงฟูรีเยร์อย่างรวดเร็วของสัญญาณไซน์ ด้วยวินโดว์สี่เหลี่ยม และเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาดูเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า Hanning Window [15]

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

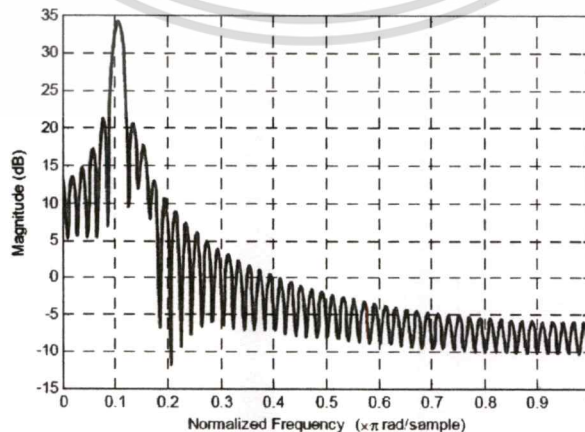
จากรูปที่ 3.2 สังเกตได้ว่า เมื่อนำ Hanning Window มาประยุกต์ใช้กับสัญญาณไซน์ความถี่ 10 เฮิร์ต ผลลัพธ์ของการแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็วจะมีความผิดเพี้ยนลดลง สามารถระบุองค์ประกอบทางความถี่ของสัญญาณได้ชัดเจนมากยิ่งขึ้น ดังรูปที่ 3.2 (ขวาล่าง) เมื่อเทียบกับวินโดวส์เหลี่ยมทั่วไป ดังรูปที่ 3.2 (ซ้ายล่าง)

เมื่อสัญญาณที่นำมาวิเคราะห์มีหลายองค์ประกอบที่มีความถี่และขนาดแตกต่างกัน วินโดวส์ฟังก์ชันที่ไม่เหมาะสมจะทำให้การวิเคราะห์เชิงความถี่ด้วยการแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็วไม่สามารถแสดงองค์ประกอบความถี่ได้ครบถ้วน เนื่องจากองค์ประกอบของความถี่ที่มีขนาดใหญ่กว่าจะบดบังองค์ประกอบของความถี่ที่มีขนาดเล็กกว่า เช่น สัญญาณที่ประกอบด้วยองค์ประกอบด้วยสัญญาณรูปไซน์ 2 สัญญาณที่มีความถี่และขนาดแตกต่างกัน เมื่อทำการแยกการแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็วที่ละองค์ประกอบจะแสดงผลดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 ผลของการแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็วของสัญญาณรูปไซน์ 2 สัญญาณที่มีความถี่และขนาดแตกต่างกัน [16]

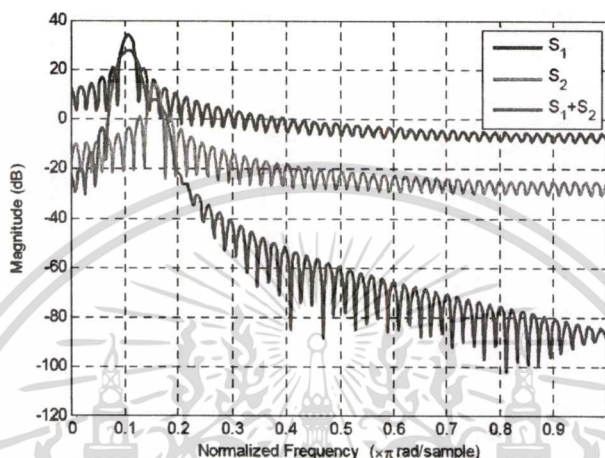
จากรูปที่ 3.3 สัญญาณรูปบนจะมีความถี่ต่ำกว่าและขนาดสูงกว่าสัญญาณรูปล่าง ผลของการแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็วของสัญญาณที่มีองค์ประกอบของสัญญาณทั้งสองแสดงดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 ผลของการแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็วของสัญญาณที่ประกอบด้วยสัญญาณไซน์ 2 สัญญาณ

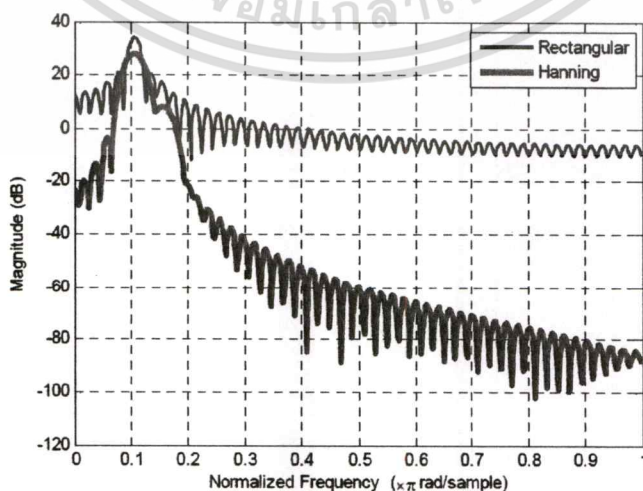
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานในรูปที่ 3.3 [16] นั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 3.4 จะเห็นได้ว่าผลของการแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็วของสัญญาณที่ประกอบด้วย 2 องค์ประกอบ ในรูปที่ 3.3 ไม่สามารถแสดงองค์ประกอบที่มีขนาดเล็กกว่าได้ เนื่องจากถ้าองค์ประกอบมีความถี่ใกล้เคียงกันแต่มีขนาดแตกต่างกันมาก สัญญาณที่มีขนาดใหญ่กว่าจะบดบังสัญญาณที่มีขนาดเล็กกว่าได้ เรียกสเปกตรัมขององค์ประกอบความถี่ที่ไม่สามารถตรวจพบได้ว่า การรั่วไหลของสเปกตรัม ซึ่งสามารถปรับปรุงได้ด้วยการเลือกวินโดว์ฟังก์ชันที่เหมาะสม เช่น ตัวอย่างตามรูปที่ 3.3 และ 3.4 นั้น เมื่อกำหนดวินโดว์ฟังก์ชันเป็น Hanning window ผลของการแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็วแสดงดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 ผลของการแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็วของสัญญาณเดียวกับสัญญาณในรูปที่ 3.4 ด้วย Hanning window [16]

จากรูปที่ 3.5 พบว่าเมื่อเปลี่ยนมากำหนดวินโดว์ฟังก์ชันเป็น Hanning window แล้วนั้น ผลของการแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็วของสัญญาณที่ประกอบด้วย 2 องค์ประกอบในรูปที่ 3.3 ที่ไม่สามารถตรวจพบสัญญาณที่มีขนาดเล็กกว่าเมื่อกำหนดวินโดว์ฟังก์ชันเป็นวินโดว์สี่เหลี่ยมในรูปที่ 3.4 ได้ สามารถแสดงสเปกตรัมของสัญญาณที่มีขนาดเล็กกว่าได้ ทำให้การวิเคราะห์สเปกตรัมมีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น สามารถเปรียบเทียบผลการแปลงฟูริเยร์เมื่อกำหนดวินโดว์ฟังก์ชันเป็นวินโดว์สี่เหลี่ยมและ Hanning window ได้ในรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 เปรียบเทียบผลของการแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็วขณะกำหนดใช้วินโดว์สี่เหลี่ยม และ Hanning window [16]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

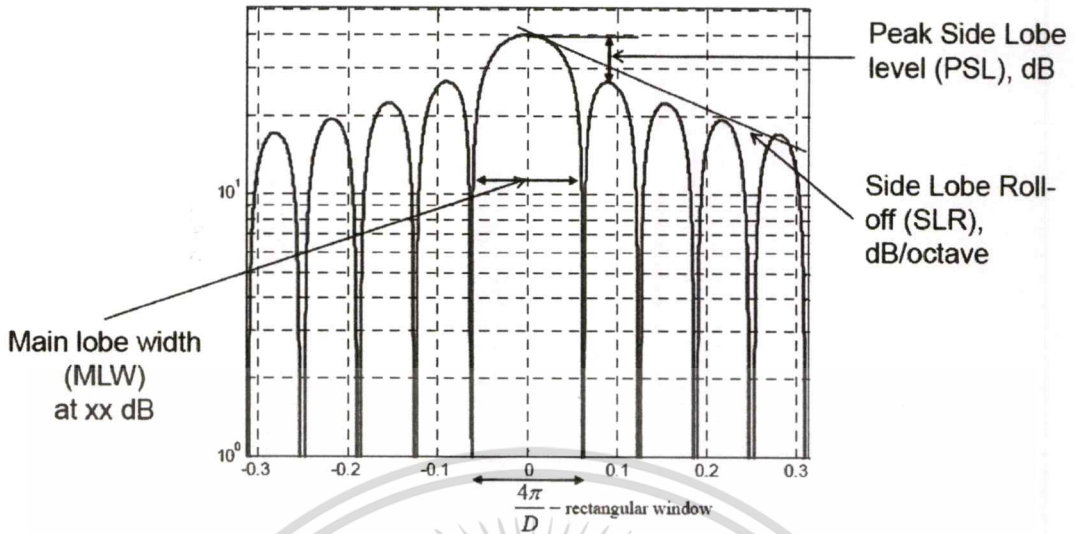
3.4 วินโดว์ฟังก์ชัน (Window functions)

วินโดว์ฟังก์ชันเป็นเครื่องมือทางคณิตศาสตร์ที่ถูกนำมาใช้กับการประมวลผลสัญญาณทางดิจิตอลสำหรับเลือกช่วงสัญญาณมาดำเนินการ โดยช่วงสัญญาณที่อยู่นอกวินโดว์จะถูกทำให้เป็นศูนย์ ซึ่งวินโดว์ฟังก์ชันพื้นฐานได้แก่ วินโดว์สี่เหลี่ยม (Rectangular Window) อย่างไรก็ตาม การวิเคราะห์คุณสมบัติทางความถี่ของสัญญาณดิจิตอลโดยใช้การแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็ว (Fast Fourier Transform) นั้นจะเกิดความผิดพลาดซึ่งเกิดจาก ขอบของวินโดว์ฟังก์ชันกับเฟสของสัญญาณต้องการวิเคราะห์ที่ไม่พอดีกัน, สัญญาณที่ทำการวิเคราะห์ที่มีส่วนประกอบทางความถี่และขนาดที่แตกต่างกันมาก (Dynamic range) ทำให้ไม่สามารถมองเห็นองค์ประกอบทางความถี่ที่มีขนาดเล็กได้ เรียกผลจากการผิดพลาดดังกล่าวว่า การรั่วไหลของสเปกตรัม (Spectral Leakage) การเลือกรูปแบบวินโดว์ฟังก์ชันที่เหมาะสมจะสามารถลดความผิดพลาดได้ ซึ่งตรงกันข้ามกัน ถ้าเลือกรูปแบบวินโดว์ฟังก์ชันไม่เหมาะสมกับสัญญาณที่ต้องการวิเคราะห์ ก็จะทำให้เกิดการผิดพลาดสูงเช่นกัน [14]

3.4.1 การวิเคราะห์คุณสมบัติของวินโดว์ฟังก์ชัน สำหรับการเลือกใช้วินโดว์ฟังก์ชันนั้น จะทำการวิเคราะห์ฮาร์โมนิกซ์ (Harmonic analysis) ซึ่งบอกคุณสมบัติต่างๆ ของวินโดว์ฟังก์ชันเพื่อลดผลกระทบจากการรั่วไหลของสเปกตรัม เช่น ความสามารถในการตรวจจับ (Detect ability), ความละเอียด (Resolution), ช่วงของไดนามิกซ์ (Dynamic range), ความน่าเชื่อถือ (Confidence) และอื่นๆ

3.4.1.1 อัตราขยายของกระบวนการ (Processing Gain: PG หรือ Coherent Gain) มีความเกี่ยวข้องกับช่วงความถี่สมมูลของสัญญาณรบกวน วินโดว์ฟังก์ชันสามารถถูกมองเป็นวงจรกรองความถี่รูปแบบหนึ่งได้ เมื่อสัญญาณที่ต้องการแปลงฟูริเยร์มีองค์ประกอบความถี่หลายองค์ประกอบ เมื่อกำหนดใช้วินโดว์ฟังก์ชันใดใดแล้วนั้น จะพบว่าขนาดของสัญญาณในเชิงเวลาบางส่วนจะลดลงจากความโค้งของวินโดว์ฟังก์ชันทั้งสองข้าง ทำให้ผลรวมของขนาดของสัญญาณมีอัตราขยายของกระบวนการที่ลดลง ตัวอย่างเช่น วินโดว์ฟังก์ชันแบบสี่เหลี่ยม (Rectangle window) จะมีอัตราขยายของกระบวนการเท่ากับหนึ่ง เนื่องจากวินโดว์ฟังก์ชันแบบสี่เหลี่ยมไม่มีส่วนโค้งเอียงทั้งสองข้างของวินโดว์นั่นเอง โดยอัตราขยายของกระบวนการจะแสดงถึง ผลรวมของความหนาแน่นกำลังงานสเปกตรัมในโดเมนความถี่ [17]

เมื่อนำวินโดว์ฟังก์ชันมาแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็วและปรับแกนของขนาดหรือแกนตั้งให้อยู่ในสเกลของลอคกาลิทึม จะทำให้สามารถวิเคราะห์คุณสมบัติของวินโดว์ฟังก์ชันด้วย 3 พารามิเตอร์ ที่ช่วยอำนวยความสะดวกในตัดสินใจเลือกใช้วินโดว์ฟังก์ชันให้เหมาะสมกับการประยุกต์ใช้งานมากยิ่งขึ้น ได้แก่ ความกว้างของส่วนโค้งหลัก (Main Lobe Width), ขนาดของส่วนโค้งหลัก (Peak Side Lobe Level: PSL) และความชันของจุดสูงสุดส่วนโค้ง (Side Lobe Roll-off: SLR) [16] แสดงในรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 ตำแหน่งของคุณสมบัติต่างๆ ของวินโดว์ฟังก์ชันสี่เหลี่ยม [16]

3.4.1.2 ความกว้างของส่วนโค้งหลัก (Main Lobe Width: MLW) คือค่าความกว้างของส่วนโค้งที่มีขนาดสูงที่สุด โดยทั่วไปส่วนโค้งที่มีขนาดสูงที่สุดจะอยู่ที่ตำแหน่งความถี่เท่ากับ ศูนย์เฮิร์ตซ์ดังรูปที่ 3.6 ซึ่งสามารถกำหนดความกว้างของส่วนโค้งหลักจากระยะห่างระหว่างขอบฝั่งบวกและลบ ณ จุดที่มีขนาดเท่ากับ -3dB หรือ -6dB และพารามิเตอร์นี้จะมีหน่วยวัดเป็นหน่วยของเส้นความถี่ เช่น เฮิร์ต หรือ ω เป็นต้น ค่าความกว้างของส่วนโค้งหลักจะสามารถบอกความสามารถในการแยกแยะองค์ประกอบของความถี่ที่ใกล้เคียงกัน หรือความละเอียดของสเปกตรัม (Spectral resolution) [18], [19] เมื่อค่าความกว้างของส่วนโค้งหลักมีค่ากว้างมาก ความละเอียดของสเปกตรัมจะมีค่าต่ำ ดังนั้นจึงควรเลือกวินโดว์ฟังก์ชันที่มีค่าความกว้างของส่วนโค้งหลักแคบสำหรับการประยุกต์ใช้งานที่ต้องการความละเอียดของสเปกตรัมสูงๆ

3.4.1.3 ขนาดของส่วนโค้งหลัก (Peak Side Lobe Level: PSL หรือ Highest Side Lobe Level) คือผลต่างระหว่างขนาดของส่วนโค้งหลักกับค่าสูงสุดของส่วนโค้งที่อยู่ใกล้เคียง ดังรูปที่ 3.6 หน่วยของพารามิเตอร์นี้คือ dB ซึ่งจะแสดงถึงความสามารถแสดงตัวขององค์ประกอบความถี่ที่ใกล้เคียงองค์ประกอบหลัก ถ้าค่าขนาดของส่วนโค้งหลักมีค่าสูง จะแสดงว่ามีความเป็นไปได้มากที่องค์ประกอบหลักที่มีขนาดสูงจะบดบังองค์ประกอบที่มีขนาดต่ำกว่าหรือสามารถกล่าวได้ว่าเป็นพารามิเตอร์ที่ใช้แสดงความสามารถในการต้านทานการรั่วไหลของ สเปกตรัมขององค์ประกอบที่มีขนาดเล็ก ดังนั้นเพื่อให้การประมวลผลสัญญาณสามารถตรวจพบองค์ประกอบทางความถี่ที่มีขนาดเล็กกว่าได้ จึงควรเลือกใช้วินโดว์ฟังก์ชันที่มีค่าขนาดของส่วนโค้งหลักที่มีค่าต่ำ อย่างไรก็ตามขึ้นอยู่กับความต้องการของแต่ละสัญญาณและการประยุกต์ใช้ด้วย ซึ่งความกว้างของวินโดว์ฟังก์ชันจะไม่ส่งผลถึงขนาดของส่วนโค้งหลัก [18],[19]

3.4.1.4 ความชันจุดสูงสุดของส่วนโค้ง (Side Lobe Roll-off: SLR หรือ Side Lobe Fall-off) คือความชันจากจุดสูงสุดของส่วนโค้งหลักถึงจุดสูงสุดของส่วนโค้งเฉลี่ยแสดงดังรูปที่ 3.6 มีหน่วยเป็น dB/oct ค่าความชันจุดสูงสุดของส่วนโค้งจะแสดงถึงอัตราการสลายตัวของอัตราขยาย

ในแกนความถี่โดยรวมของวินโดว์ฟังก์ชัน เนื่องจากการแปลงฟูรีเยอร์อย่างรวดเร็วไม่สามารถทำการแปลงไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในช่วง $-\infty$ ถึง ∞ ได้ การนำวินโดว์ฟังก์ชันมาประยุกต์ใช้เพื่อตั้งสัญญาณที่ต้องแปลงออกมา แต่วิธีดังกล่าวจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงระดับสัญญาณโดยฉับพลันที่ขอบของวินโดว์ เมื่อทำการแปลงฟูรีเยร์อย่างรวดเร็วจะทำให้มองเห็นการเปลี่ยนแปลงโดยฉับพลันดังกล่าวเป็นองค์ประกอบความถี่สูง ดังนั้นเพื่อป้องกันการผิดเพี้ยนนี้ จึงควรเลือกวินโดว์ฟังก์ชันที่มีค่าความชันจุดสูงสุดค่าสูงๆ เพื่อให้อัตราขยายขององค์ประกอบความถี่สูงมีค่าต่ำ แต่การทำเช่นนั้นจะทำให้สูญเสียสัญญาณที่มีองค์ประกอบความถี่สูงไปด้วย ดังนั้นการเลือกใช้วินโดว์ฟังก์ชันจึงต้องคำนึงถึงการประยุกต์ใช้งานด้วย [18],[19]

ตารางที่ 3.1 ตารางแสดงพารามิเตอร์ที่สำคัญของแต่ละวินโดว์ฟังก์ชัน

Window Function	Process gain	Leakage factor	Mainlobe width (-3dB)	Relative sidelobe attenuation
Bartlett-Hann window	0.4997	0.0300	2.7641664	-35.9000
Bartlett window	0.4997	0.2900	2.4390252	-26.5000
Blackman window	0.4198	0.0000	3.2519448	-58.1000
Blackman-Harris window	0.3588	0.0000	3.7397232	-92.0000
Bohman window	0.4051	0.0000	3.2519448	-46.0000
Chebyshev window	0.3702	0.0000	3.577086	-100.0000
Flat Top weighted window	0.2155	97.8700	7.3169424	0.0000
Gaussian window	0.4949	0.0200	2.6015292	-43.3000
Hamming window	0.5398	0.0400	2.6015292	-42.7000
Hann (Hanning) window	0.4998	0.0500	2.7641664	-31.5000
Kaiser window	0.98	8.5600	1.6259724	-13.6000
Nuttall-defined minimum 4-term Blackman-Harris window	0.3636	0.0000	3.577086	-98.2000
Parzen (de la Valle-Poussin) window	0.375	0.0000	3.577086	-53.0000
Rectangular window	1	9.3400	1.6259724	-13.3000
Taylor window	1	0.4400	2.1137508	-30.3000
Triangular window	0.5	0.2900	2.4390252	-26.5000
Tukey (tapered cosine) window	0.7496	3.6300	2.276388	-15.1000

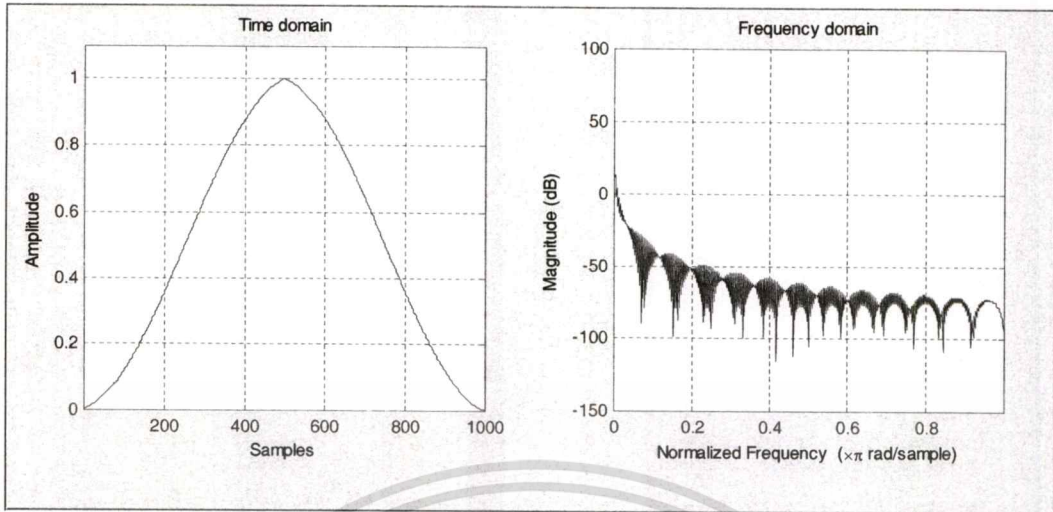
3.4.2 รูปแบบของวินโดว์ฟังก์ชัน จะแสดงรูปแบบฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์, ลักษณะของวินโดว์ฟังก์ชันทั้งในโดเมนความถี่และเวลา รวมถึงคุณสมบัติต่างๆ ของวินโดว์ฟังก์ชันที่เลือกใช้ในงานวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ดังต่อไปนี้

3.4.2.1 Modified Bartlett-Hann window มีฟังก์ชันดังสมการที่ 3.1

$$\omega(n) = 0.62 - 0.48 \left| \left(\frac{n}{N} - 0.5 \right) \right| + 0.38 \cos \left(2\pi \left(\frac{n}{N} - 0.5 \right) \right) \quad (3.1)$$

เมื่อ $0 \leq n \leq N$ และขนาดวินโดว์เท่ากับ $L = N + 1$

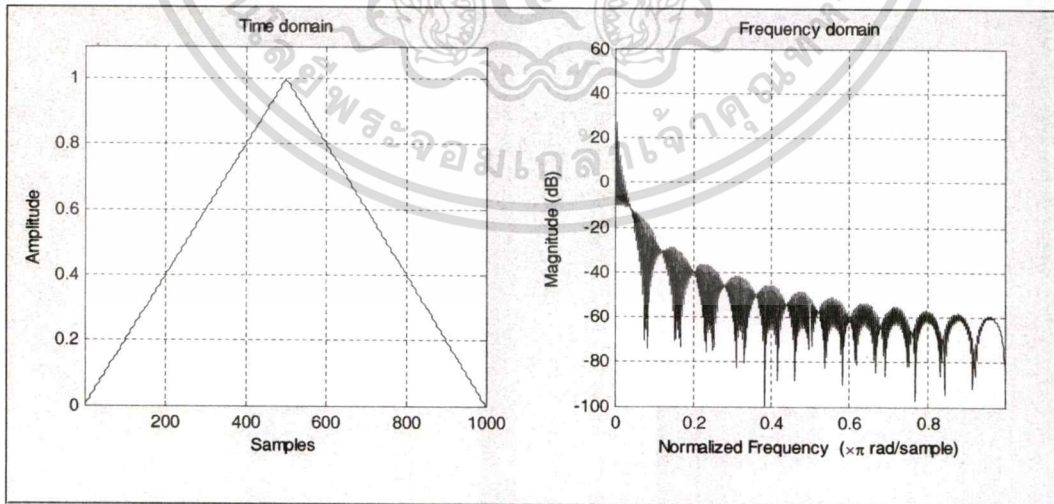
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.8 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Modified Bartlett-Hann window [20]

3.4.2.2 Bartlett window มีฟังก์ชันดังสมการที่ 3.2

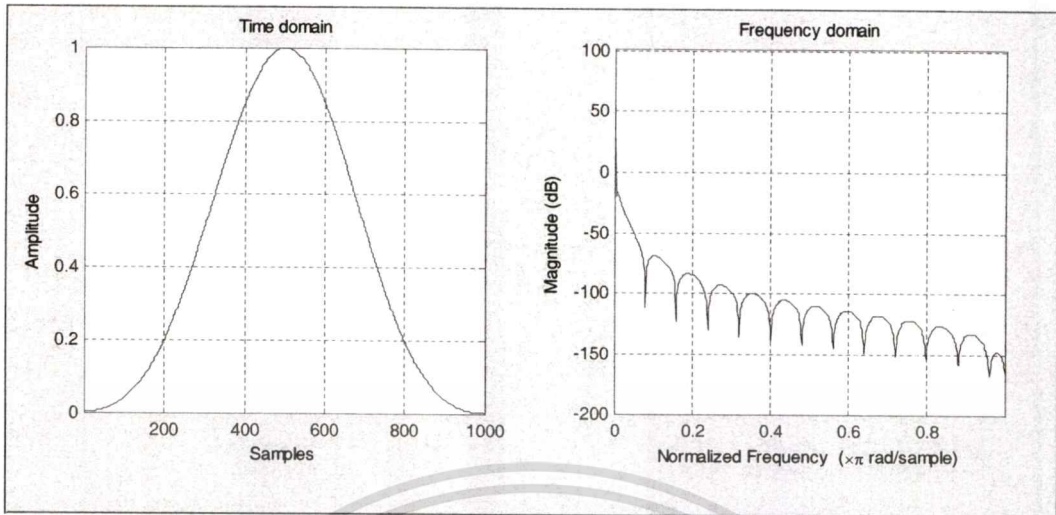
$$w(n) = \begin{cases} \frac{2n}{N}, & 0 \leq n \leq \frac{N}{2} \\ 2 - \frac{2n}{N}, & \frac{N}{2} \leq n \leq N \end{cases} \quad (3.2)$$



รูปที่ 3.9 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Bartlett window [20]

3.4.2.3 Blackman window มีฟังก์ชันดังสมการที่ 3.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้ภายในเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 $w(n) = 0.42 - 0.5 \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right) + 0.08 \cos\left(\frac{4\pi n}{N}\right), 0 \leq n \leq N \quad (3.3)$
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.10 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Blackman window [20]

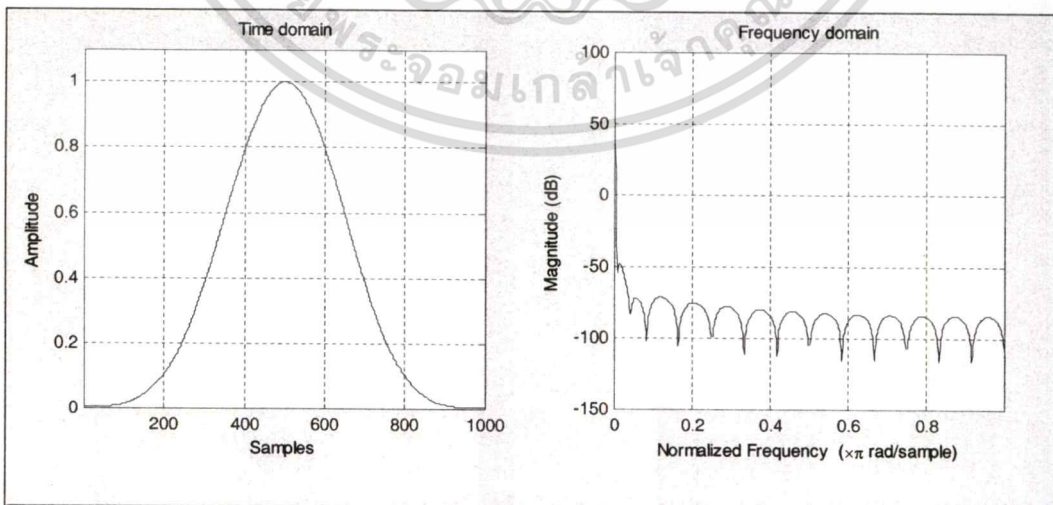
3.4.2.4 Minimum 4-term Blackman-Harris window มีฟังก์ชันดังสมการที่ 3.4

$$\omega(n) = \alpha_0 - \alpha_1 \cos\left(\frac{2\pi}{N}n\right) + \alpha_2 \cos\left(\frac{2\pi}{N}2n\right) - \alpha_3 \cos\left(\frac{2\pi}{N}3n\right) \quad (3.4)$$

เมื่อ $-\frac{N}{2} \leq n \leq \frac{N}{2}$ และขนาดวินโดว์เท่ากับ $L = N + 1$

โดยกำหนดค่าสัมประสิทธิ์ของวินโดว์ฟังก์ชันดังต่อไปนี้

- $\alpha_0 = 0.35875$
- $\alpha_1 = 0.48829$
- $\alpha_2 = 0.14128$
- $\alpha_3 = 0.01168$



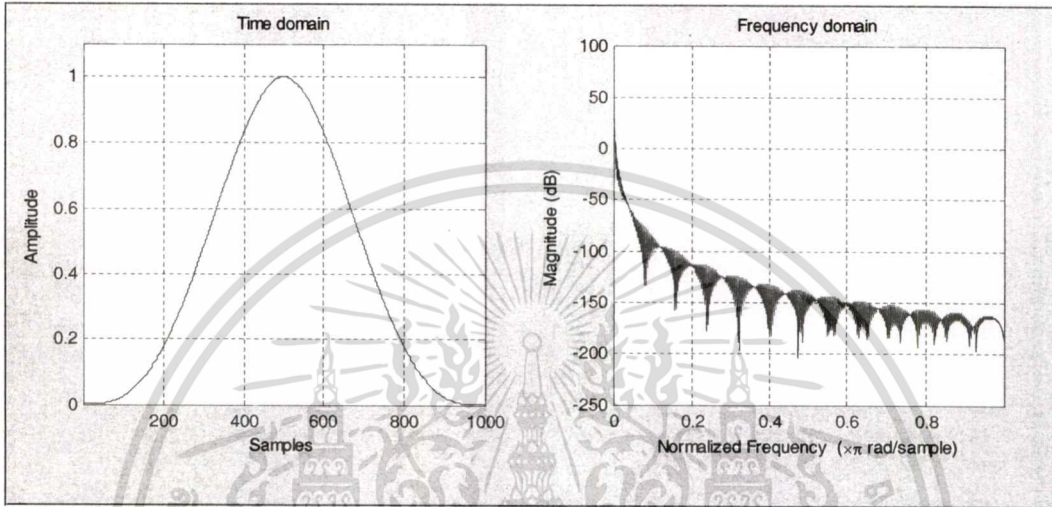
รูปที่ 3.11 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Minimum 4-term Blackman-Harris window [20]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.2.5 Bohman window มีฟังก์ชันดังสมการที่ 3.5

$$\omega(n) = \left(1.0 - \frac{|n|}{N/2}\right) \cos\left(\pi \frac{|n|}{N/2}\right) + \frac{1}{n} \sin\left(\pi \frac{|n|}{N/2}\right) \quad (3.5)$$

เมื่อ $0 \leq |n| \leq \frac{N}{2}$ และขนาดวินโดว์เท่ากับ $L = N + 1$

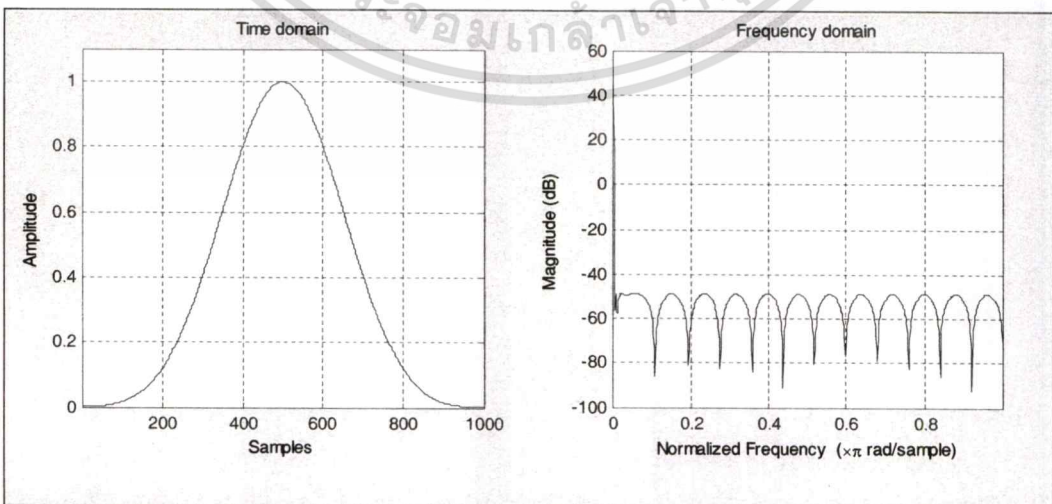


รูปที่ 3.12 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Bohman window [20]

3.4.2.6 Chebyshev window มีฟังก์ชันดังสมการที่ 3.6

$$\omega(n) = \frac{\cos\{N \cos^{-1}(\beta \cos(\frac{\pi n}{N}))\}}{\cosh(N \cosh^{-1}(\beta))} \quad (3.6)$$

เมื่อ $\beta = \cosh\left(\frac{1}{N} \cosh^{-1}(10^{\alpha/20})\right)$ การทดลองนี้กำหนด $\alpha = 100\text{dB}$



รูปที่ 3.13 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Chebyshev window [20]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.2.7 Flat Top weighted window มีฟังก์ชันดังสมการที่ 3.7

$$\omega(n) = \alpha_0 - \alpha_1 \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right) + \alpha_2 \cos\left(\frac{4\pi n}{N}\right) - \alpha_3 \cos\left(\frac{6\pi n}{N}\right) + \alpha_4 \cos\left(\frac{8\pi n}{N}\right) \quad (3.7)$$

เมื่อ $0 \leq n \leq N$ และขนาดวินโดว์เท่ากับ $L = N + 1$

โดยกำหนดค่าสัมประสิทธิ์ของวินโดว์ฟังก์ชันดังต่อไปนี้

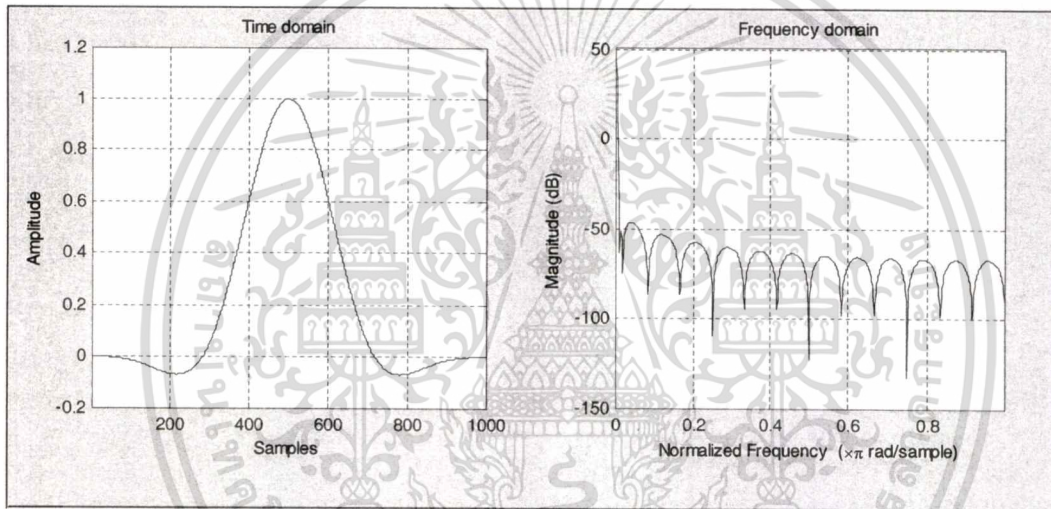
$$\alpha_0 = 0.21557895$$

$$\alpha_1 = 0.41663158$$

$$\alpha_2 = 0.277263158$$

$$\alpha_3 = 0.083578947$$

$$\alpha_4 = 0.006947368$$

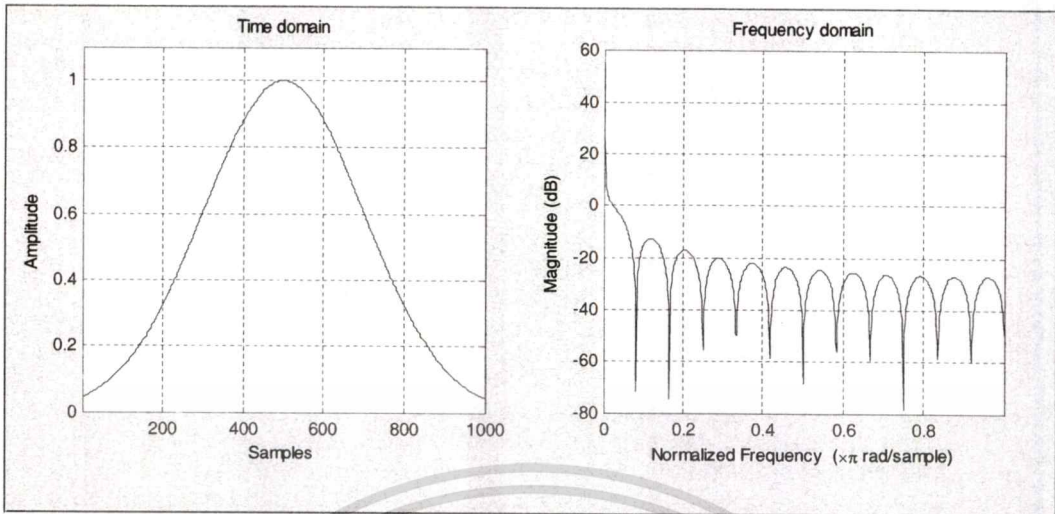


รูปที่ 3.14 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Flat Top weighted window [20]

3.4.2.8 Gaussian window มีฟังก์ชันดังสมการที่ 3.8

$$\omega(n) = e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{\alpha n}{N/2}\right)^2} \quad (3.8)$$

เมื่อ $-\frac{N}{2} \leq n \leq \frac{N}{2}$ สำหรับการทดลองนี้กำหนด $\alpha = 2.5$

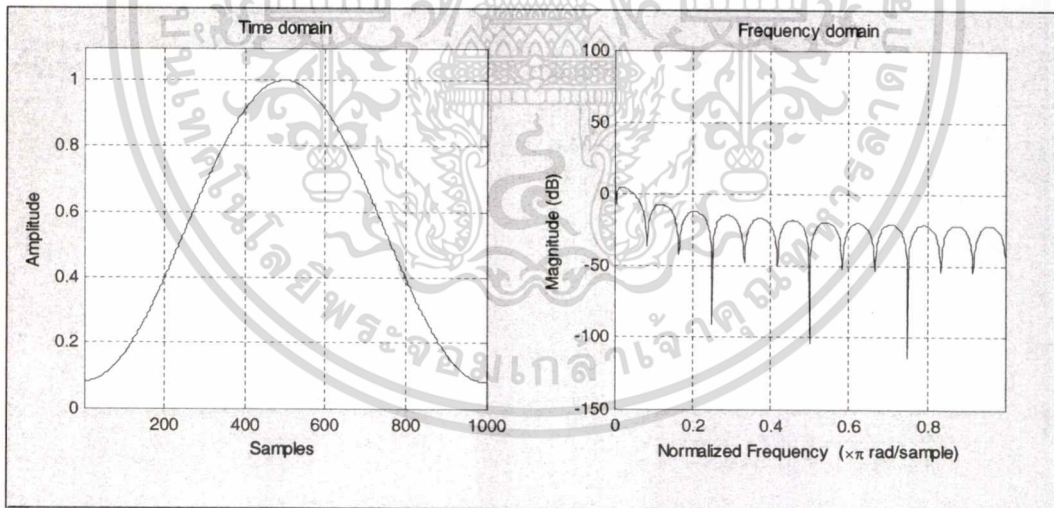


รูปที่ 3.15 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Gaussian window [20]

3.4.2.9 Hamming window มีฟังก์ชันดังสมการที่ 3.9

$$\omega(n) = 0.54 - 0.46 \cos\left(2\pi \frac{n}{N}\right) \tag{3.9}$$

เมื่อ $0 \leq n \leq N$ และขนาดวินโดว์เท่ากับ $L = N + 1$



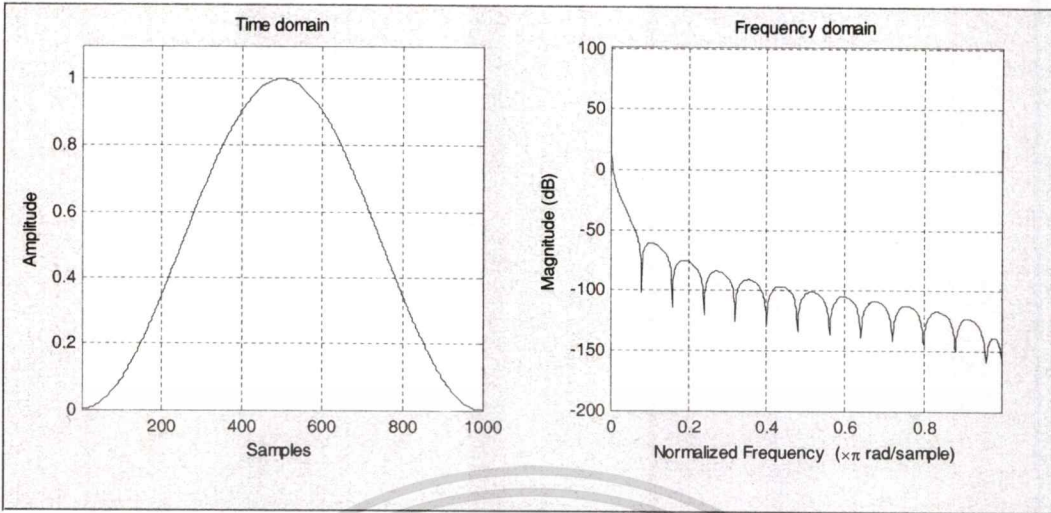
รูปที่ 3.16 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Hamming window [20]

3.4.2.10 Hann (Hanning) window มีฟังก์ชันดังสมการที่ 3.10

$$\omega(n) = 0.5 \left[1 - \cos\left(2\pi \frac{n}{N}\right)\right] \tag{3.10}$$

เมื่อ $0 \leq n \leq N$ และขนาดวินโดว์เท่ากับ $L = N + 1$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

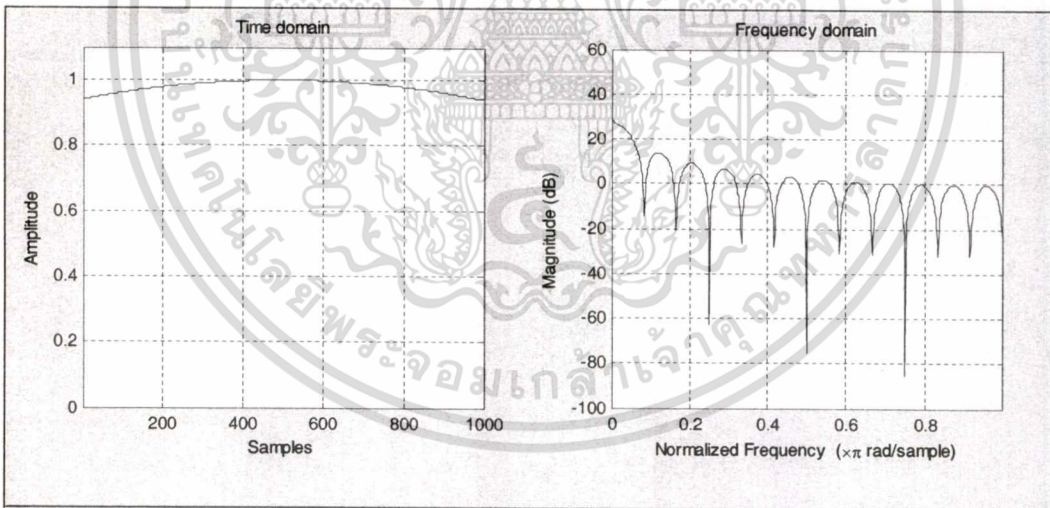


รูปที่ 3.17 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Hann (Hanning) window [20]

3.4.2.11 Kaiser window มีฟังก์ชันดังสมการที่ 3.11

$$\omega(n) = \frac{I_0\left(\pi\alpha\sqrt{1-\left(\frac{2n}{N-1}-1\right)^2}\right)}{I_0(\pi\alpha)} \tag{3.11}$$

เมื่อ $\beta = \pi\alpha$ และ I_0 คือ zero-th order Modified Bessel function of the first kind



รูปที่ 3.18 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Kaiser window [20]

3.4.2.12 Nuttall-defined minimum 4-term Blackman-Harris window มีฟังก์ชันดังสมการที่ 3.12

$$\omega(n) = \alpha_0 - \alpha_1 \cos\left(2\pi\frac{n}{N}\right) + \alpha_2 \cos\left(4\pi\frac{n}{N}\right) - \alpha_3 \cos\left(6\pi\frac{n}{N}\right) \tag{3.12}$$

เมื่อ $0 \leq n \leq N$ และขนาดวินโดว์เท่ากับ $L = N + 1$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

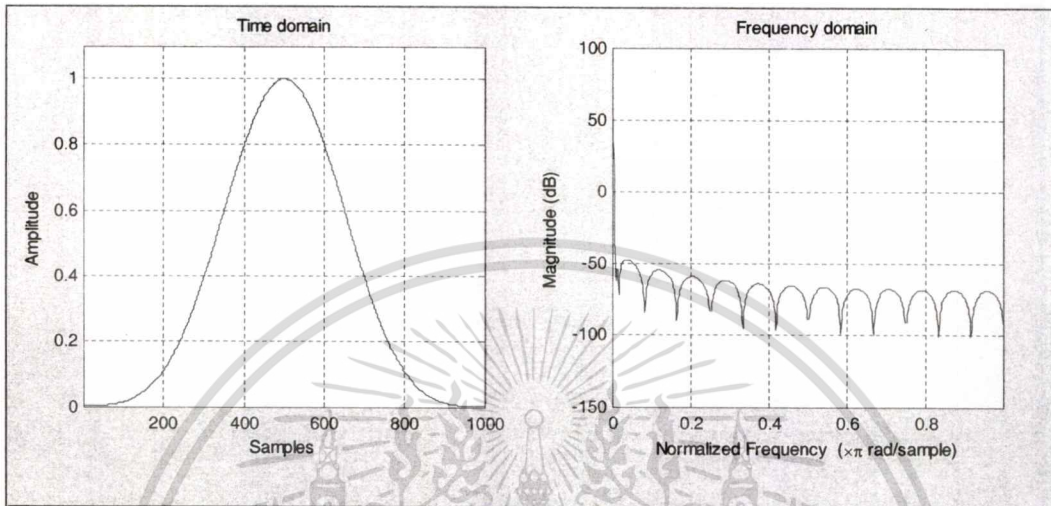
โดยกำหนดค่าสัมประสิทธิ์ของวินโดว์ฟังก์ชันดังต่อไปนี้

$$\alpha_0 = 0.3635819$$

$$\alpha_1 = 0.4891775$$

$$\alpha_2 = 0.1365995$$

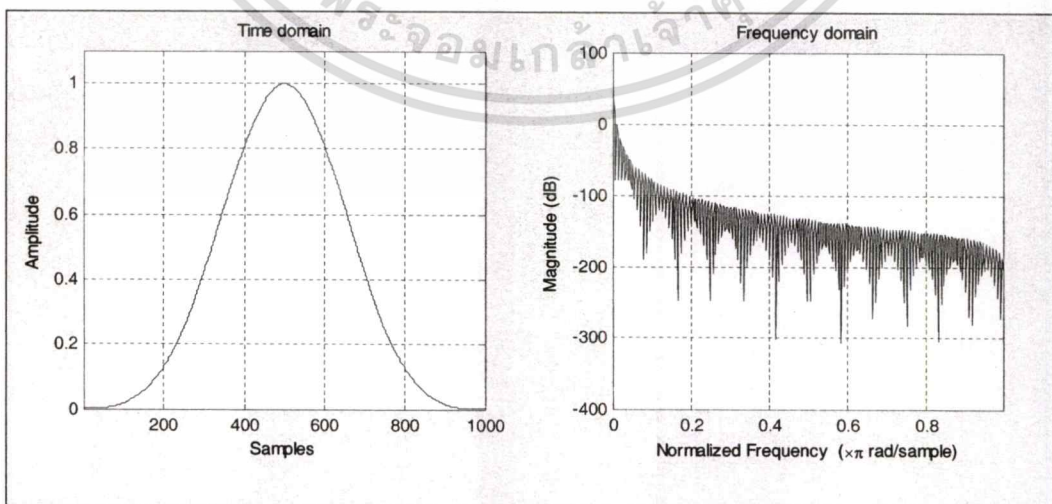
$$\alpha_3 = 0.0106411$$



รูปที่ 3.19 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Nuttall-defined minimum 4-term Blackman-Harris window [20]

3.4.2.13 Parzen (de la Valle-Poussin) window มีฟังก์ชันดังสมการที่ 3.13

$$w(n) = \begin{cases} 1.0 - 6 \left(\frac{n}{N/2} \right)^2 \left(1.0 - \frac{|n|}{N/2} \right), & 0 \leq |n| \leq \frac{N}{4} \\ 2 \left(1.0 - \frac{|n|}{N/2} \right)^3, & \frac{N}{4} \leq |n| \leq \frac{N}{2} \end{cases} \quad (3.13)$$

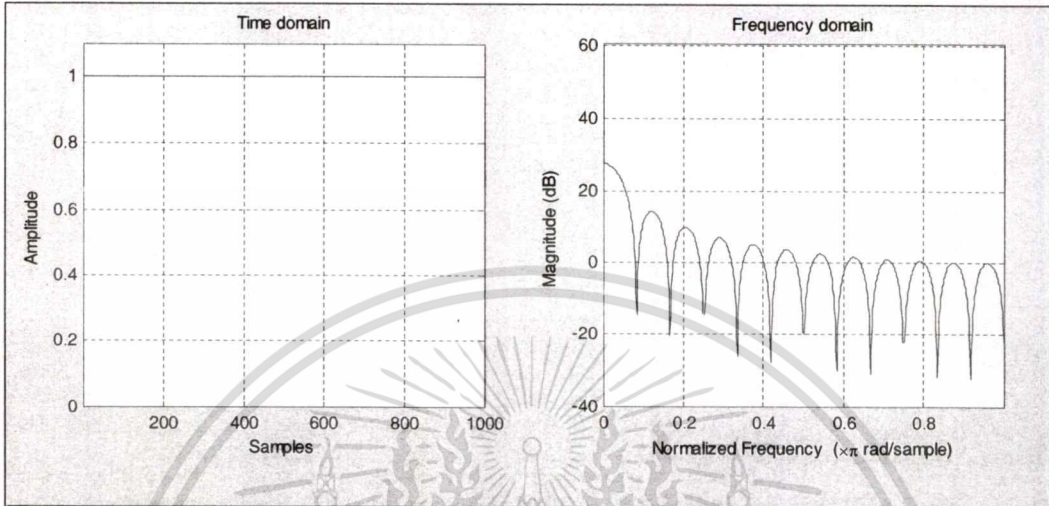


รูปที่ 3.20 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Parzen (de la Valle-Poussin) window [20]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.2.14 Rectangular window มีฟังก์ชันดังสมการที่ 3.14

$$\omega(n) = 1 \quad (3.14)$$



รูปที่ 3.21 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Rectangular window [20]

3.4.2.15 Taylor window มีฟังก์ชันดังสมการที่ 3.15

$$\omega(n) = \alpha_0 - \alpha_1 \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right) + \alpha_2 \cos\left(\frac{4\pi n}{N}\right) - \alpha_3 \cos\left(\frac{6\pi n}{N}\right) + \alpha_4 \cos\left(\frac{8\pi n}{N}\right) \quad (3.15)$$

เมื่อ $0 \leq n \leq N$ และขนาดวินโดว์เท่ากับ $L = N + 1$

โดยกำหนดค่าสัมประสิทธิ์ของวินโดว์ฟังก์ชันดังต่อไปนี้

$$\alpha_0 = 0.3650$$

$$\alpha_1 = 0.4399$$

$$\alpha_2 = 0.2770$$

$$\alpha_3 = 0.0830$$

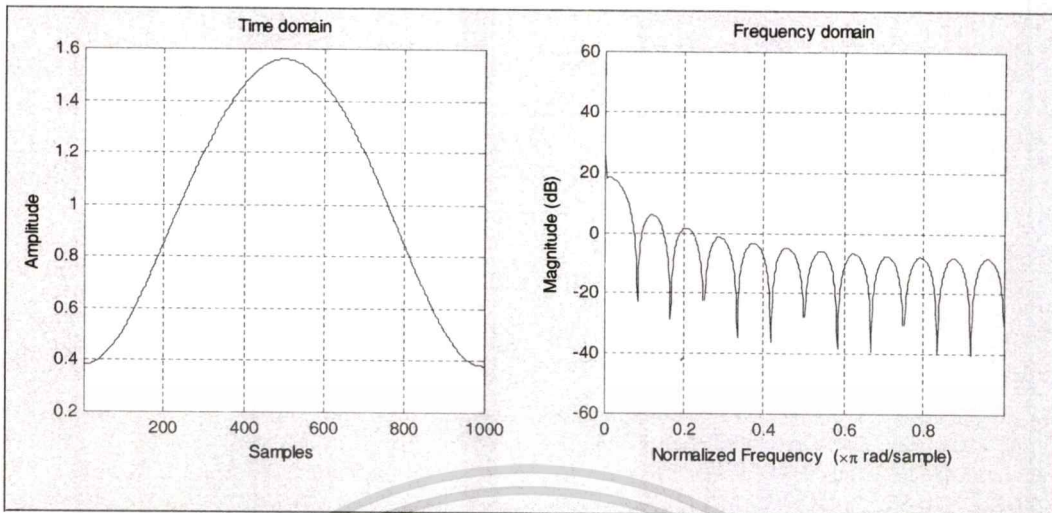
$$\alpha_4 = 0.0010$$

และ

$$x = -2.19$$

$$y = -2.00$$

$$z = -2.00$$

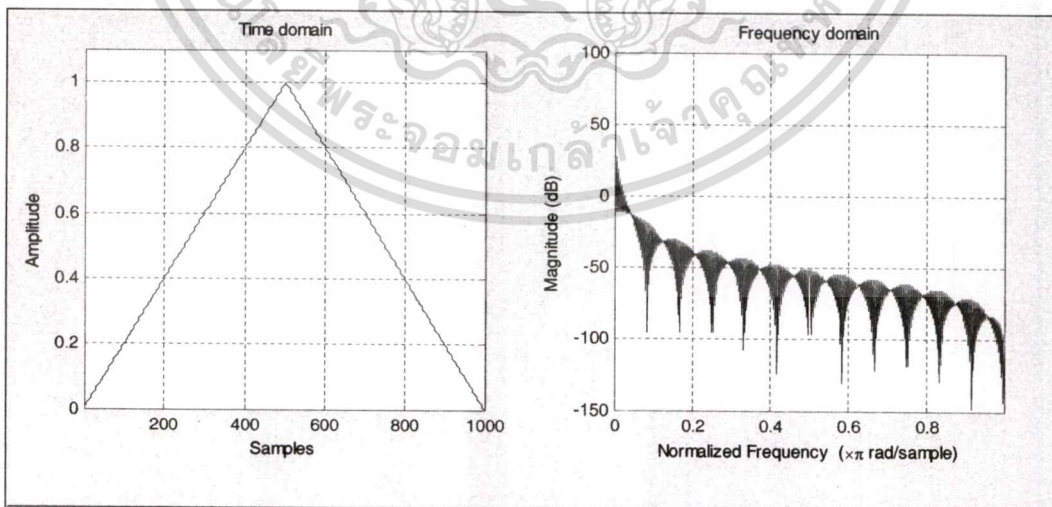


รูปที่ 3.22 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Taylor window [20]

3.4.2.16 Triangular window มีฟังก์ชันดังสมการที่ 3.16 เมื่อขนาดของวินโดว์เป็นจำนวนคี่ ส่วนเมื่อต้องการเลือกใช้ขนาดวินโดว์เป็นจำนวนคู่จะมีฟังก์ชันดังสมการที่ 3.17

$$\omega(n) = \begin{cases} \frac{2n}{L+1}, & 1 \leq n \leq \frac{L+1}{2} \\ \frac{2(L-n+1)}{L+1}, & \frac{L+1}{2} < n \leq L \end{cases} \quad (3.16)$$

$$\omega(n) = \begin{cases} \frac{2n}{L}, & 1 \leq n \leq \frac{L+1}{2} \\ \frac{2(L-n+1)}{L}, & \frac{L}{2} + 1 \leq n \leq L \end{cases} \quad (3.17)$$

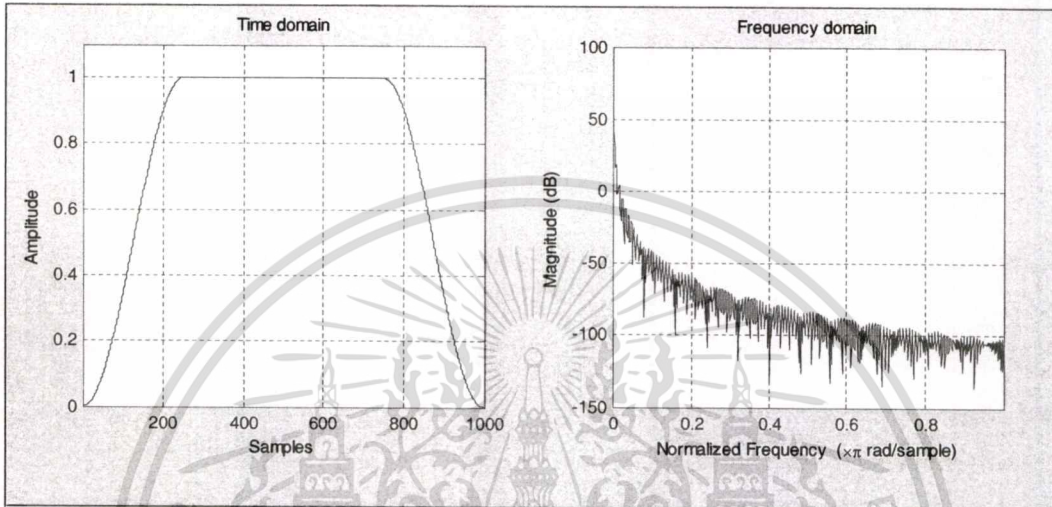


รูปที่ 3.23 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Triangular window [20]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.2.17 Tukey (tapered cosine) window มีฟังก์ชันดังสมการที่ 3.18

$$\omega(n) = \begin{cases} 1, & 0 \leq |n| \leq \alpha \frac{N}{2} \\ \frac{1}{2} \left[1 + \cos \left(\pi \frac{n - \alpha \frac{N}{2}}{2(1 - \alpha) \frac{N}{2}} \right) \right], & \alpha \frac{N}{2} \leq |n| \leq \frac{N}{2} \end{cases} \quad (3.18)$$



รูปที่ 3.24 โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของ Tukey (tapered cosine) window [20]

3.5 การแปลงฟูริเยร์ (Fourier Transform)

การแปลงฟูริเยร์ (Fourier Transform) คือเครื่องมือทางคณิตศาสตร์ที่ได้รับความนิยมนำไปประยุกต์ใช้เกี่ยวกับวงการวิทยาศาสตร์และวิศวกรรมศาสตร์อย่างมาก โดยโจเซฟ ฟูริเยร์ (Joseph Fourier) นักคณิตศาสตร์ชาวฝรั่งเศส ซึ่งริเริ่มจากการวิเคราะห์เกี่ยวกับการพาความร้อน แต่ปัจจุบันนำมาประยุกต์ใช้อย่างกว้างขวางในวงการไฟฟ้า และการวิเคราะห์สัญญาณ เนื่องจาก การแปลงฟูริเยร์ เป็นการแปลงสัญญาณที่มีขนาดและเฟสในมิติของเวลาเป็นสเปกตรัมของความถี่ ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้มักจะอยู่ในรูปขององค์ประกอบทางความถี่ ทำให้สามารถวิเคราะห์คุณสมบัติในเชิงความถี่ได้ โดยแยกเป็น 2 กรณีคือ เมื่อสัญญาณที่ทำการแปลงเป็นสัญญาณที่มีคาบเวลา จะเรียกการแปลงนี้ว่า อนุกรมฟูริเยร์ (Fourier Series) และสัญญาณที่ไม่เป็นคาบเวลา เรียกว่า การแปลงฟูริเยร์ (Fourier Transform) ซึ่งสัญญาณที่แปลงฟูริเยร์แล้วสามารถแปลงกลับมาเป็นสัญญาณเดิมได้ เรียกว่า การแปลงกลับฟูริเยร์ (Inverse Fourier Transform)

3.6 การวิเคราะห์ความถี่มัธยฐาน (Median Frequency: MDF)

ความถี่มัธยฐาน คือ ความถี่ที่เป็นตัวแทนของสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อที่ทำการวิเคราะห์ โดยใช้ค่าความถี่ตรงกลางหรือความถี่ที่มีผลรวมของกำลังสเปกตรัมทางความถี่ต่ำเท่ากับผลรวมของสเปกตรัมทางความถี่สูง เมื่อสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อที่วัดได้มีองค์ประกอบความถี่สูงมากกว่าความถี่ต่ำ ค่าความถี่มัธยฐานจะมีค่าสูงไปด้วย โดยค่านี้จะบ่งบอกลักษณะการเลื่อนทางความถี่ของสัญญาณไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(Shift) ซึ่งมีบทความมากมายนำค่าความถี่มาตรฐานนี้มาประยุกต์ใช้สำหรับการวิเคราะห์และประเมินความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อ โดยเมื่อกล้ามเนื้อมีความเมื่อยล้ามากขึ้น ค่าความถี่มาตรฐานจะมีขนาดลดลง หรือความถี่ของสัญญาณจะเลื่อนไปทางความถี่ต่ำนั่นเอง ขั้นตอนการคำนวณค่าความถี่มาตรฐานจำเป็นต้องทำการแปลงฟูรีเยร์ก่อนเช่นเดียวกับความถี่เฉลี่ย เพื่อให้ได้ค่าองค์ประกอบความถี่ต่าง ๆ มาคำนวณจากสมการ 3.33

$$\sum_{m=1}^{f_{MDF}} P_m = \sum_{m=f_{MDF}}^M P_m = \frac{1}{2} \sum_{m=1}^M P_m \quad (3.33)$$

MDF คือ ค่าความถี่มาตรฐาน

m คือ ตำแหน่งของข้อมูลในแกนนอน (ความถี่)

M คือ จำนวนของข้อมูล

P_m คือ ขนาดของสัญญาณเชิงความถี่ของข้อมูลตำแหน่งที่ m

3.7 การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

3.7.1 สมการการถดถอย (Regression equation)

การถดถอย (Regression) เป็นการศึกษาถึงความสัมพันธ์ของตัวแปรตั้งแต่ 2 ตัวขึ้นไป โดยมีวัตถุประสงค์ที่จะประมาณหรือพยากรณ์ค่าของตัวแปรตัวหนึ่ง ซึ่งเรียกว่าตัวแปรตาม (dependent variable) หรือตัวเกณฑ์ นิยมแทนตัวแปรตามด้วยสัญลักษณ์ Y จากตัวแปรอื่น ซึ่งเรียกว่าตัวแปรอิสระ (independent variable) หรือตัวพยากรณ์ หรือตัวทำนาย นิยมแทนตัวแปรอิสระด้วยสัญลักษณ์ X ที่มีความสัมพันธ์กับตัวแปรที่ต้องการพยากรณ์นั้น โดยต้องเริ่มจากการวัดค่าของตัวแปรอิสระก่อน เพื่อนำไปสร้างสมการที่แสดงความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรอิสระกับตัวแปรตาม เรียกว่า สมการการถดถอย (regression equation) [21]

3.7.1.1 การถดถอยเชิงเส้นเชิงเดียว (Simple linear regression) หมายถึง การถดถอยที่มีตัวแปรอิสระเพียง 1 ตัว โดยมีสมการการถดถอยเพื่อใช้ในการทำนายดังสมการที่ 3.34

$$\hat{Y} = bX + a \quad (3.34)$$

เมื่อ \hat{Y} คือ ตัวแปรตาม Y ที่ได้จากการทำนายขอตัวแปรอิสระ X

a คือ ค่าคงตัว (Constant) คำนวณจากสมการ 3.35

b คือ ค่าสัมประสิทธิ์การถดถอย (regression coefficient) คำนวณจากสมการ 3.36

$$a = \bar{Y} - b\bar{X} \quad (3.35)$$

$$b = \frac{N\sum XY - (\sum X)(\sum Y)}{N\sum X^2 - (\sum X)^2} \quad (3.36)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์อื่นใด
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.7.1.2 การถดถอยเชิงเส้นพหุคูณ (Multiple linear regressions) หมายถึง การถดถอยที่มีตัวแปรอิสระตั้งแต่ 2 ตัวขึ้นไป โดยมีสมการการถดถอยเพื่อใช้ในการทำนายดังสมการที่ 3.37

$$\hat{Y} = b_0 + b_1X_1 + b_2X_2 + \dots + b_kX_k \quad (3.37)$$

เมื่อ \hat{Y} คือ ตัวแปรตาม Y ที่ได้จากการทำนายขอตัวแปรอิสระ X_i โดยที่ $i = 1, \dots, k$
 b_0 คือ ค่าคงตัว (Constant)
 b_i คือ ค่าสัมประสิทธิ์การถดถอยของตัวแปรอิสระ X_i โดยที่ $i = 1, \dots, k$

3.7.2 สัมประสิทธิ์การตัดสินใจ (Coefficient of determination) การที่จะทราบว่าตัวแปรอิสระหรือตัวพยากรณ์จะพยากรณ์ตัวแปรตามหรือตัวเกณฑ์ได้ดีเพียงใดนั้นจะขึ้นอยู่กับ สหสัมพันธ์ (R) หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งว่า สหสัมพันธ์ หมายถึงสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรตาม Y กับตัวแปรอิสระ X นั้นเอง ค่าสหสัมพันธ์ R คำนวณได้จากสมการที่ 3.38, 3.39 [21]

$$R^2 = \frac{SS_{reg}}{SS_T} \quad (3.38)$$

$$R^2 = 1 - \frac{SS_{res}}{SS_T} \quad (3.39)$$

เมื่อ SS_{reg} คือ ผลบวกกำลังสองของการถดถอย คำนวณได้จากสมการที่ 3.40
 SS_{res} คือ ผลบวกกำลังสองของส่วนที่เหลือ คำนวณได้จากสมการที่ 3.41
 SS_T คือ ผลบวกกำลังสองรวมทั้งหมด คำนวณได้จากสมการที่ 3.42

$$SS_{reg} = \sum_{i=1}^N (\hat{Y}_i - \bar{Y})^2 \quad (3.40)$$

$$SS_{res} = \sum_{i=1}^N (Y_i - \hat{Y}_i)^2 \quad (3.41)$$

$$SS_T = \sum_{i=1}^N (Y_i - \bar{Y})^2 \quad (3.42)$$

เมื่อ Y_i คือ ค่าของตัวแปรตามของตัวแปรอิสระ X_i
 \bar{Y} คือ ค่าเฉลี่ยของตัวแปรตาม
 \hat{Y}_i คือ ค่าของตัวแปรตามที่ได้จากการทำนายสมการการถดถอยของตัวแปรอิสระ X_i

ค่า R^2 ที่คำนวณได้จากสมการ 3.38 และ 3.39 นั้น คือ ค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ (coefficient of determination) โดยที่ถ้า ค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจที่ค่าสูงมากเท่าใด แสดงว่าตัวแปรอิสระสามารถใช้ในการพยากรณ์ตัวแปรตามได้ใกล้เคียงมากเท่านั้น โดยจะมีค่าสูงสุดเท่ากับ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

การออกแบบการทดลองและวิธีการวิเคราะห์ผลการทดลอง

4.1 บทนำ

บทนี้กล่าวถึงลำดับขั้นตอนต่างๆในการทดลองและกระบวนการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้า กล้ามเนื้อที่ใช้ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ โดยจะรวมถึงอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับวัดและบันทึกผล การติด อิเล็กโทรด ขั้นตอนการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ การทดลอง การประมวลผลสัญญาณไฟฟ้า กล้ามเนื้อ และวิธีการทางสถิติ

4.2 ขั้นตอนของงานวิจัย



รูปที่ 4.1 รูปแบบและขั้นตอนของงานวิจัย

จากรูปที่ 4.1 เป็นการแสดงถึงรูปแบบและขั้นตอนของงานวิจัย ซึ่งสามารถแบ่งเป็นขั้นตอนหลักๆ ได้ 3 ขั้นตอน ดังนี้

- การทดลองและบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
- การประมวลผลสัญญาณและคำนวณค่าความถี่มาตรฐาน
- การวิเคราะห์การกระจายตัวและความแปรปรวนด้วยหลักการทางสถิติ

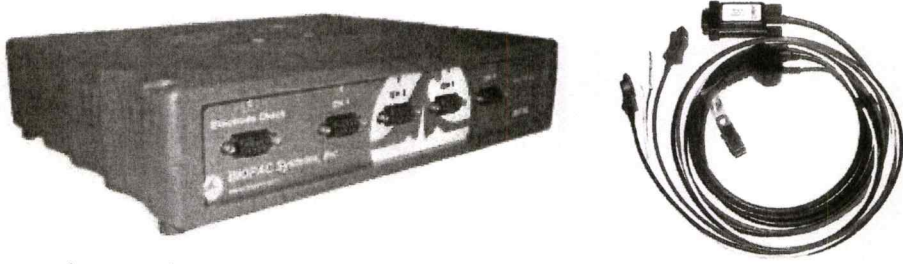
4.3 การทดลองและบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

หัวข้อนี้จะกล่าวถึง วิธีการวัดและบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ได้แก่ เครื่องมือวัดและโปรแกรมคอมพิวเตอร์สำหรับบันทึก การติดอิเล็กโทรด และการออกแบบการทดลอง ได้แก่ รูปแบบของกลุ่มตัวอย่าง ลำดับขั้นตอนของการทดลอง

4.3.1 เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าชีวภาพ BIOPAC Student Lab MP36 สัญญาณไฟฟ้า

ชีวภาพ BIOPAC Student Lab MP45 ออกแบบมาสำหรับวัดและบันทึกเพื่อศึกษาสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายเพื่องานวิจัยเกี่ยวกับวิทยาศาสตร์ชีวภาพ มีข้อได้เปรียบคือ ง่ายสำหรับการใช้งาน สามารถวัดสัญญาณทางชีวภาพได้มากมายหลายรูปแบบ เช่น สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ สัญญาณไฟฟ้าสมอง ปริมาตรปอด เป็นต้น และสัญญาณมีความถูกต้องสูง อีกทั้งยังสามารถปรับแต่งพารามิเตอร์ต่างๆที่ใช้ในการวัดสัญญาณอีกด้วย สามารถวัดสัญญาณได้ 4 ช่อง มีอุปกรณ์เสริมหลากหลายมากมาย โดยอุปกรณ์ที่ใช้ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ คือ สายวัดสัญญาณชนิด 3 ขั้วอิเล็กโทรด แสดงดังรูปที่ 4.2

แม้ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 เครื่องมือวัดสัญญาณไฟฟ้าชีวภาพ BIOPAC Student Lab MP36

สำหรับการวัดและบันทึกผลสัญญาณชีวภาพด้วยเครื่องวัดของ BIOPAC ดังกล่าวมาข้างต้น จำเป็นต้องใช้ร่วมกับโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่ได้รับการพัฒนามาโดยเฉพาะเพื่อให้สามารถใช้ติดตั้ง ปรับแต่ง และเลือกชนิดของทรานสดิวเซอร์ให้เหมาะสมกับลักษณะของสัญญาณชีวภาพที่ต้องการจะวัด โปรแกรมคอมพิวเตอร์ดังกล่าว คือ BSL PRO 3.7.3 เป็นโปรแกรมที่ใช้งานร่วมกับเครื่องมือวัดสัญญาณชีวภาพ BIOPAC สามารถเลือกวัดสัญญาณที่มีลักษณะต่างๆได้ และยังสามารถวิเคราะห์สัญญาณเบื้องต้นได้ หน้าจอหลักของโปรแกรมแสดงดังรูปที่ 4.3

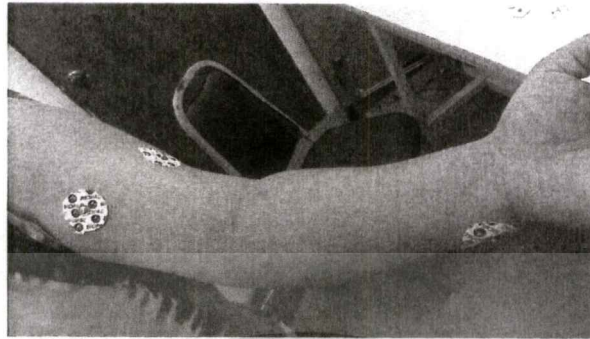


รูปที่ 4.3 หน้าจอการทำงานหลักโปรแกรม BSL PRO 3.7.3

4.3.2 การติดอิเล็กโทรด สำหรับในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ออกแบบระบบการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยใช้อิเล็กโทรดแบบสามจุด เพื่อให้ได้สัญญาณที่มีขนาดใหญ่และครอบคลุมกล้ามเนื้อที่ต้องการวัด โดยอิเล็กโทรด 3 ขั้ว ได้แก่ ขั้วบวก, ขั้วลบ และ ขั้วแรงดันอ้างอิง โดยสัญญาณที่วัดได้จะเป็นผลต่างระหว่างศักย์ไฟฟ้าของขั้วบวกเทียบกับขั้วแรงดันอ้างอิง กับ ผลต่างระหว่างศักย์ไฟฟ้าขั้วลบเทียบกับขั้วแรงดันอ้างอิง โดยขั้วแรงดันอ้างอิงนั้น ควรจะเลือกตำแหน่งจุดติดที่มีกล้ามเนื้อน้อยที่สุด

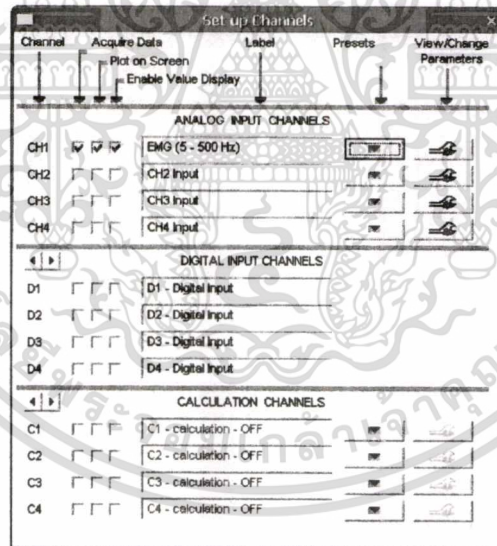
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่หรือขึ้นต้นการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เพราะ จุดดังกล่าวจะเป็นจุดที่เป็นแรงดันอ้างอิงกับขั้วอีกสองขั้ว ตัวอย่างเช่น ข้อศอก, หัวเข่า, ข้อเท้า เป็นต้น ตัวอย่างการติดอิเล็กโทรดแบบ 3 ขั้ว แสดงดังรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 ตัวอย่างการติดอิเล็กโทรดแบบสามขั้ว

4.3.3 การบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เนื่องจากเครื่องมือวัดสัญญาณชีวภาพของ BIOPAC สามารถวัดสัญญาณทางชีวภาพได้หลากหลาย และอีกทั้งมีเซนเซอร์สำหรับประยุกต์ใช้ในการทดลองต่างๆ ได้อย่างมากมาย จึงจำเป็นอย่างยิ่งที่ต้องทำการเลือกช่องสำหรับวัดและประเภทของสัญญาณชีวภาพที่ต้องการวัด โดยวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เลือกวัดสัญญาณ แบบ EMG (5-500Hz) แสดงดังรูปที่ 4.5

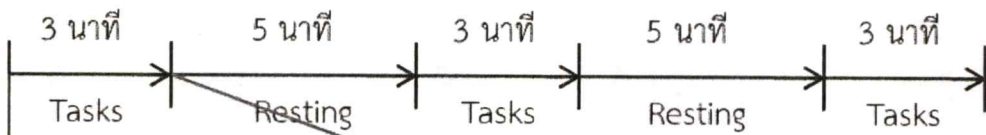


รูปที่ 4.5 การเลือกวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในโปรแกรม BSL PRO 3.7.3

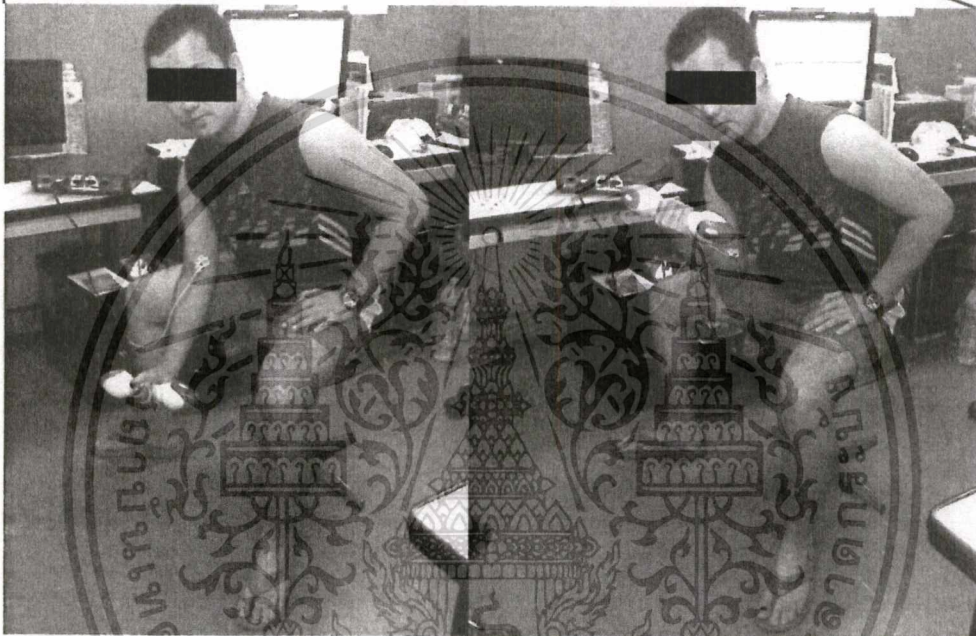
4.3.4 กลุ่มตัวอย่าง การรวบรวมข้อมูลสำหรับนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมาวิเคราะห์ได้จากกลุ่มตัวอย่างเพศชายจำนวน 30 คน อายุ ระหว่าง 25-28 ปี ส่วนสูง 160-195 เซนติเมตร น้ำหนัก 45-90 กิโลกรัม ไม่มีความผิดปกติของร่างกาย และไม่มีประวัติประสบอุบัติเหตุบริเวณแขน

4.3.5 ลำดับขั้นตอนและวิธีการทดลอง กำหนดให้กลุ่มตัวอย่างติดอิเล็กโทรดที่กล้ามเนื้อไบเซป (Bicep) นั่งบนเก้าอี้สูง 59.5 เซนติเมตร ถือลูกน้ำหนัก 2 กิโลกรัมไว้ในมือ ก้มตัวลงเพื่อวางข้อศอกไว้ข้างต้นขา ออกแรงยกลูกน้ำหนักขึ้นสุดและลงสุด ด้วยความเร็ว 45 รอบต่อนาที เป็นเวลา 3 นาที พัก 5 นาที ทำซ้ำจำนวน 3 ครั้ง ทั้งสองข้าง แสดงดังรูปที่ 4.6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ภายใต้เงื่อนไขการใช้งาน ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



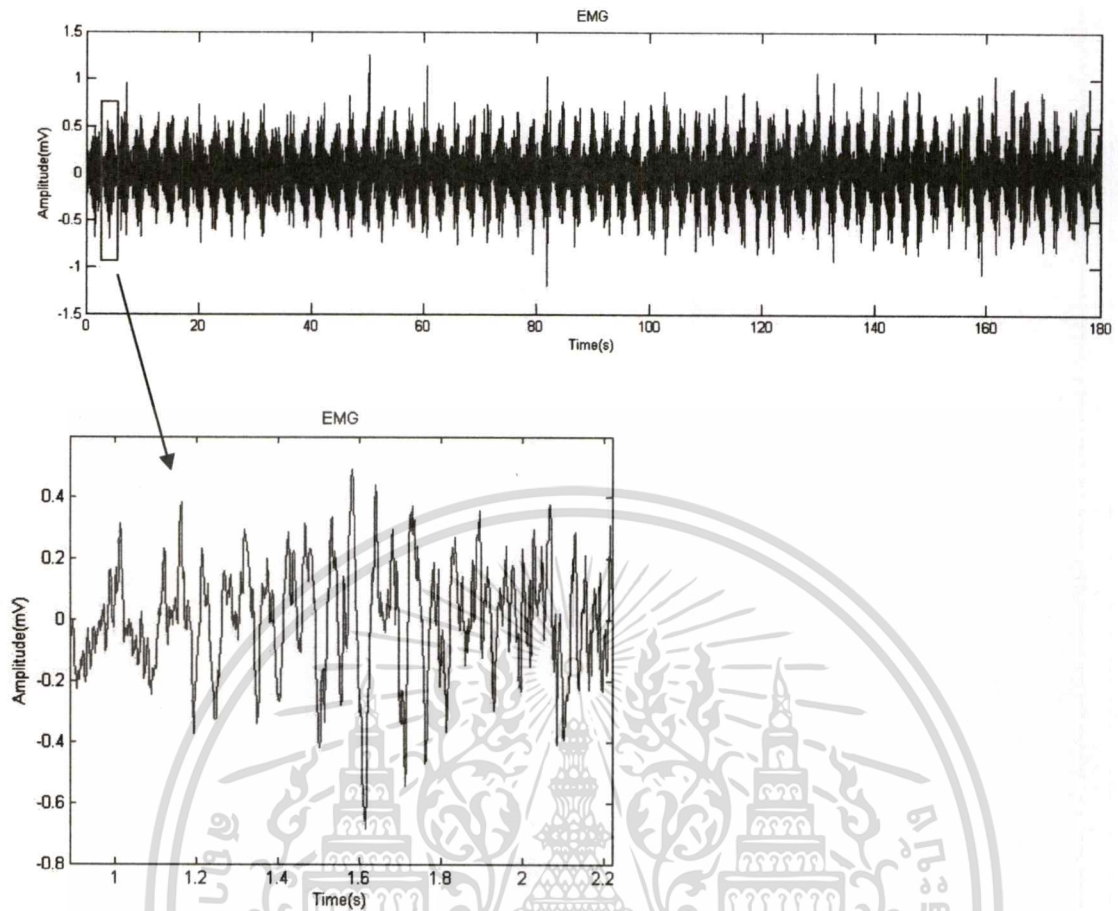
ยกลูกน้ำหนักด้วยความเร็ว 45 รอบต่อนาที เป็นเวลา 3 นาที



รูปที่ 4.6 ลำดับขั้นตอนของการทดลอง

4.4 การประมวลผลสัญญาณและคำนวณค่าความถี่มาตรฐาน

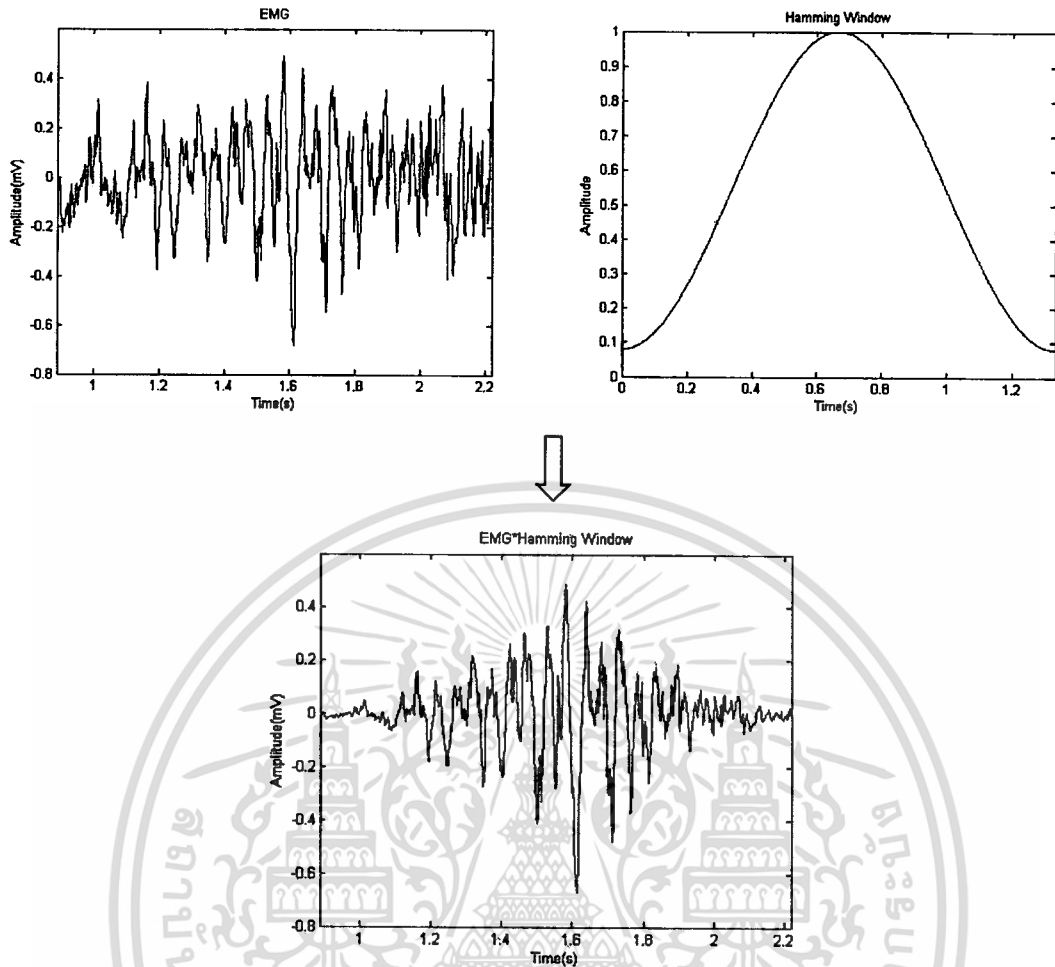
4.4.1 แบ่งสัญญาณออกเป็นรอบการหดตัวแบบวงซ้ำ เนื่องจากการวัดและบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะทำการวัดขณะกลุ่มตัวอย่างทำการยกลูกน้ำหนักเป็นวงรอบซ้ำๆ หลายๆรอบติดต่อกัน สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จึงมีช่วงเวลานานและประกอบด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากหลายๆรอบของการหดตัว อีกทั้งการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วยความถี่มาตรฐานต้องการที่จะทำการวิเคราะห์ทีละรอบของการหดตัว ดังนั้นการวิเคราะห์สัญญาณจึงจำเป็นต้องแบ่งช่วงสัญญาณออกเป็นแต่ละวงรอบของการหดตัวเป็นขั้นตอนแรก



รูปที่ 4.7 ตัวอย่างแบ่งสัญญาณออกเป็นรอบการหดตัว

จากการที่งานวิจัยนี้ได้กำหนดให้กล้ามเนื้อออกแรงยกลูกน้ำหนักแต่ละรอบการหดตัวด้วยความเร็ว 45 รอบต่อนาที และกำหนดอัตราการสุ่มสัญญาณขณะวัดสัญญาณเป็น 500 เฮิรต

4.4.2 วินโดว์ฟังก์ชัน เมื่อทำการแบ่งสัญญาณออกเป็นแต่ละวงรอบแล้วนั้น จะนำสัญญาณแต่ละวงรอบมาคูณกับวินโดว์ฟังก์ชัน (Windowing) ตามตัวอย่างดังรูปที่ 4.8



รูปที่ 4.8 การใช้วินโดว์ฟังก์ชันกับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

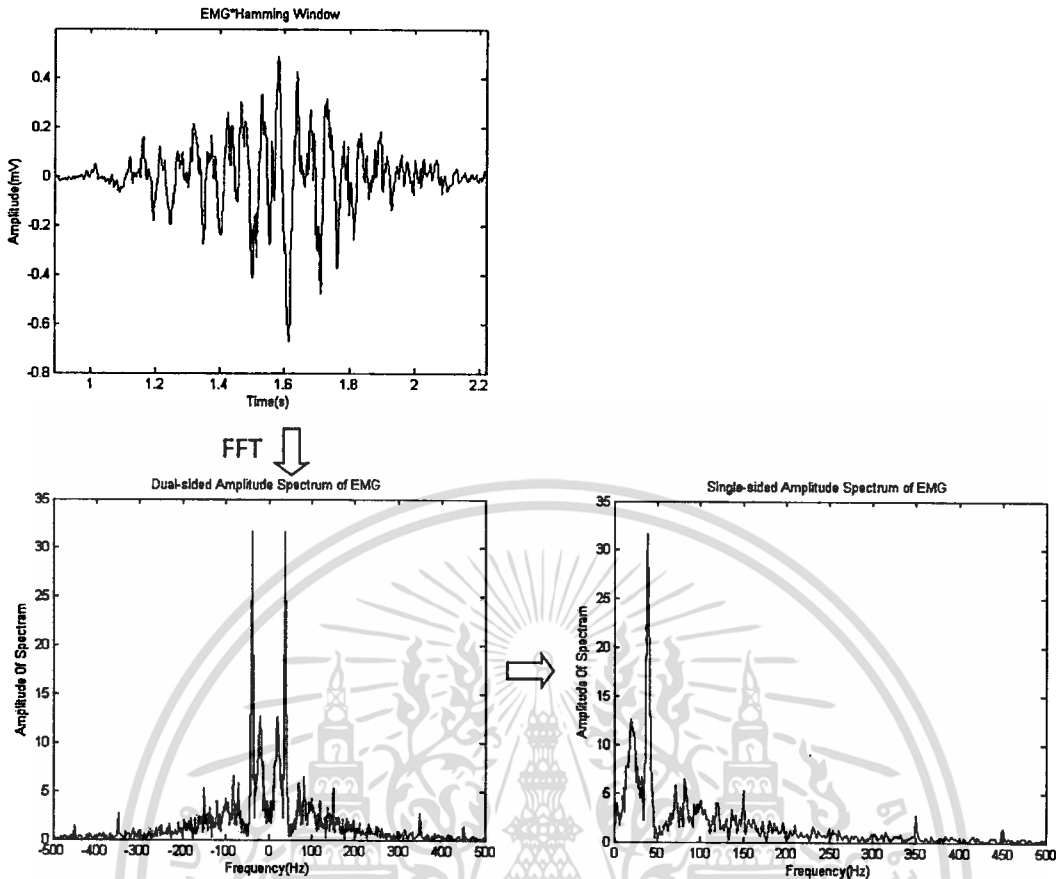
สำหรับการวิจัยในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้เลือกใช้อินเตอร์ฟังก์ชันตามตารางที่ 4.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 วินโดว์ฟังก์ชันที่ใช้ในการทดลอง

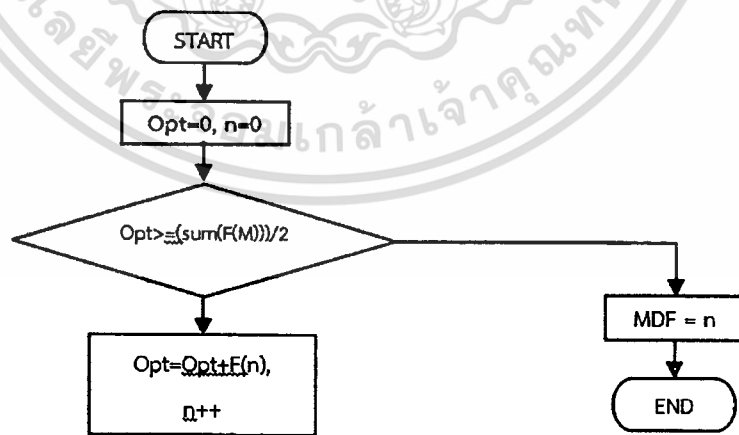
Window Function
Bartlett-Hann window
Bartlett window
Blackman window
Blackman-Harris window
Bohman window
Chebyshev window
Flat Top weighted window
Gaussian window
Hamming window
Hann (Hanning) window
Kaiser window
Nuttall-defined minimum 4-term Blackman-Harris window
Parzen (de la Valle-Poussin) window
Rectangular window
Taylor window
Triangular window
Tukey (tapered cosine) window

4.4.3 การแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว สำหรับงานวิจัยฉบับนี้ได้เลือกใช้เทคนิคการแปลงสัญญาณในโดเมนเวลาเป็นสัญญาณในโดเมนความถี่ด้วยวิธีการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว (Fast Fourier Transform: FFT) ซึ่งเป็นวิธีการที่ได้รับความนิยมนำมาประยุกต์ใช้งานอย่างแพร่หลายในปัจจุบันอยู่แล้ว ทำให้โปรแกรมคอมพิวเตอร์สำเร็จรูปสำหรับวิเคราะห์สัญญาณต่างๆไปมีคำสั่งสำเร็จรูปสำหรับการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว งานวิจัยฉบับนี้จึงเลือกใช้คำสั่งสำเร็จรูปนี้ แต่เนื่องจากผลลัพธ์ที่ได้จะเป็นจำนวนเชิงซ้อนจึงจำเป็นต้องนำไปหาค่าสัมบูรณ์ (Absolute) ก่อน จากนั้นสัญญาณที่ได้ในโดเมนความถี่จะมีลักษณะเป็นสัญญาณที่สมมูลกันแบบสองฝั่งของความถี่ เพื่อที่จะนำไปหาความถี่มีมาตรฐานต่อไป จึงจำเป็นต้องดึงสัญญาณเพียงฝั่งบวกฝั่งเดียวมาใช้ ดังรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.9 การแปลงฟูริเยร์แบบเร็วของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

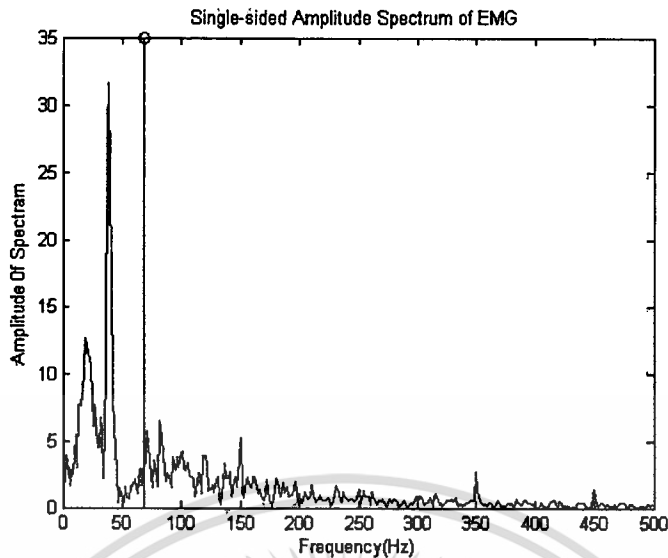
4.4.4 ความถี่มัธยฐาน คือความถี่ที่มีพื้นที่ใต้กราฟ (ผลรวมของขนาดทางความถี่) ของทั้งฝั่งความถี่ต่ำกว่าและความถี่สูงกว่าเท่ากัน สามารถคำนวณได้ดังแผนภาพในรูปที่ 4.10



รูปที่ 4.10 แผนภาพการคำนวณค่าความถี่มัธยฐาน

เมื่อนำสัญญาณที่ได้จากการแปลงฟูริเยร์ตามตัวอย่างในหัวข้อ 4.4.3 มาคำนวณหาค่าความถี่มัธยฐาน จะได้ค่าความถี่มัธยฐานเท่ากับ 69.0691Hz ดังแสดงในรูปที่ 4.11

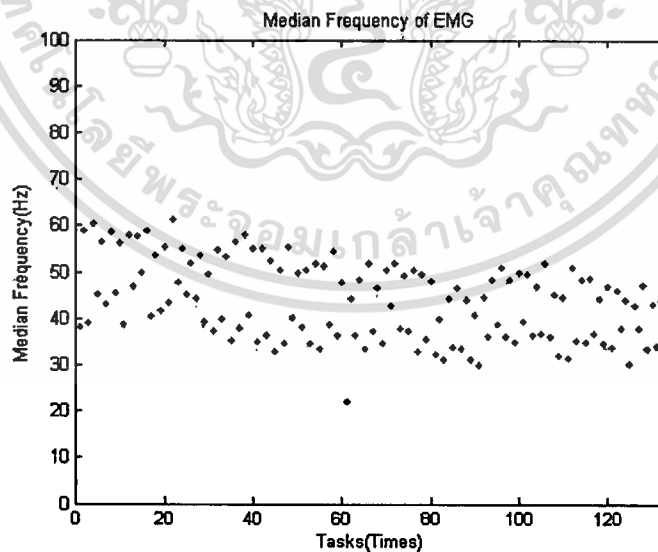
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.11 ค่าความถี่มัธยฐานของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในโดเมนความถี่

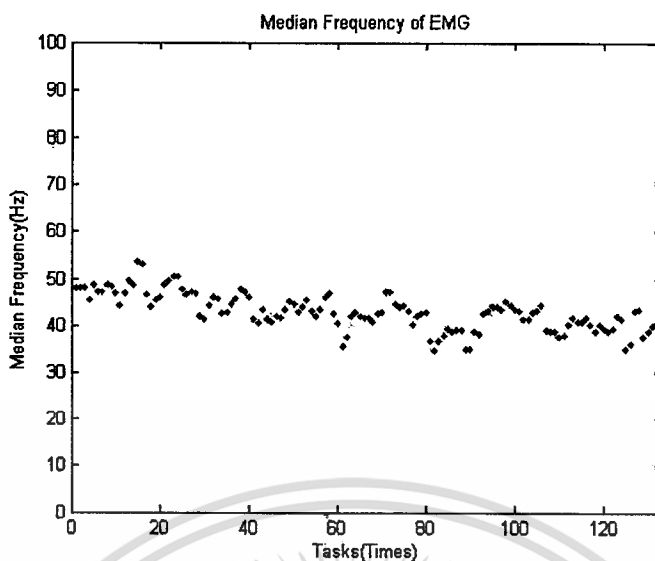
4.5 การวิเคราะห์การกระจายตัวและความแปรปรวนด้วยหลักการทางสถิติ

หลังจากคำนวณหาค่าความถี่มัธยฐานของทุกรอบของการหดตัวแล้ว นำค่าทั้งหมดแสดงดังรูปที่ 4.12 และ 4.13 โดยเปลี่ยนรูปแบบของวินโดว์ฟังก์ชันต่างๆ จำนวน 17 รูปแบบ หลังจากนั้นก็คำนวณหาสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ (r-square) ของแต่ละวินโดว์ฟังก์ชัน เพื่อเป็นตัวแทนของการกระจายตัวของความถี่มัธยฐานที่ได้ของแต่ละรูปแบบวินโดว์ฟังก์ชัน



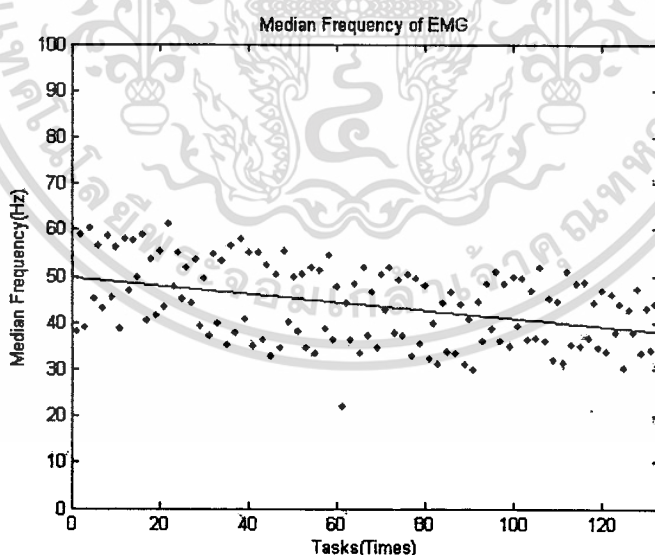
รูปที่ 4.12 ค่าความถี่มัธยฐานของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยใช้ Hamming Window

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



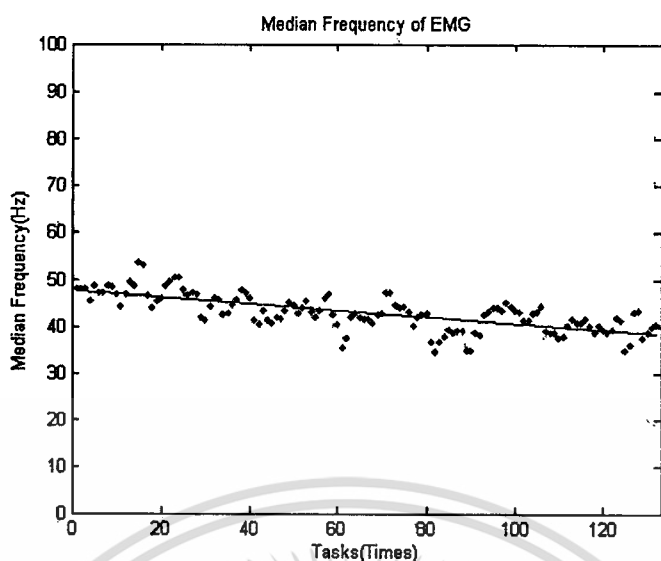
รูปที่ 4.13 ความถี่มัธยฐานของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยใช้ Kaiser Window

4.5.1 สมการการถดถอย หลังจากหาคำนวณหาความถี่มัธยฐานของแต่ละวินโดว์แล้ว จะนำผลลัพธ์ที่ได้มาคำนวณหาสมการการถดถอยเพื่อเป็นสมการตัวแทนของชุดข้อมูลความถี่มัธยฐานแต่ละรูปแบบวินโดว์ฟังก์ชันของแต่ละสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากการทดลอง โดยงานวิจัยนี้เลือกใช้สมการการถดถอยแบบเชิงเส้นเชิงเดียว (Simple linear regression) ซึ่งคำนวณได้จาก สมการที่ 3.42, 3.43 และ 3.44 ที่ได้กล่าวไว้ในบทที่ 3 สมการการถดถอยที่คำนวณได้จะแสดงดังรูปที่ 4.14 และ 4.15



รูปที่ 4.14 สมการการถดถอยของความถี่มัธยฐานโดยใช้ Hamming Window

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.15 สมการการถดถอยของความถี่พื้นฐานโดยใช้ Kaiser Window

4.5.2 สัมประสิทธิ์การตัดสลิใจ จากรูปที่ 4.14 และ 4.15 ต่างก็เป็นการวิเคราะห์ความถี่พื้นฐานของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเดียวกัน แตกต่างกันเพียงรูปแบบของวินโดว์ฟังก์ชันที่ใช้ ได้จะเห็นได้ว่าการกระจายตัวของความถี่พื้นฐานนั้นมีความแตกต่างกันอย่างเห็นได้ชัด งานวิจัยนี้ได้เลือกใช้สัมประสิทธิ์การตัดสลิใจ สำหรับบอกค่าการกระจายตัวของข้อมูล โดยเมื่อค่าสัมประสิทธิ์การตัดสลิใจมีค่ามากจะมีความหมายว่า ชุดข้อมูลมีการกระจายตัวน้อย ซึ่งสามารถคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การตัดสลิใจได้จากสมการที่ 3.47 ที่ได้กล่าวถึงในบทที่ 3 โดยจากตัวอย่างข้างต้นได้สัมประสิทธิ์การตัดสลิใจเท่ากับ 0.1612 สำหรับ Hamming Window และ 0.4903 สำหรับ Kaiser Window

บทที่ 5

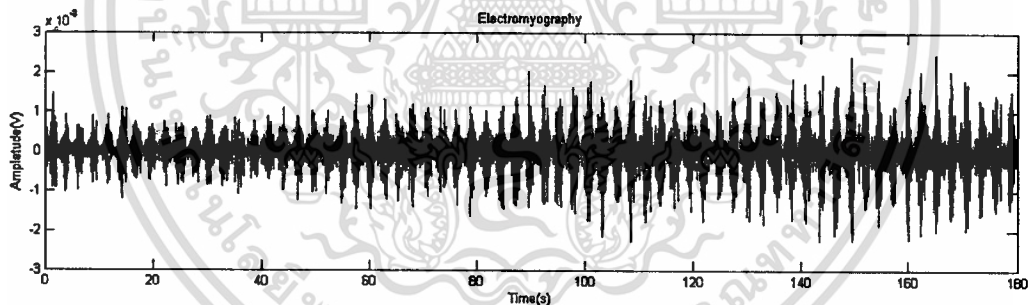
ผลการทดลอง

5.1 บทนำ

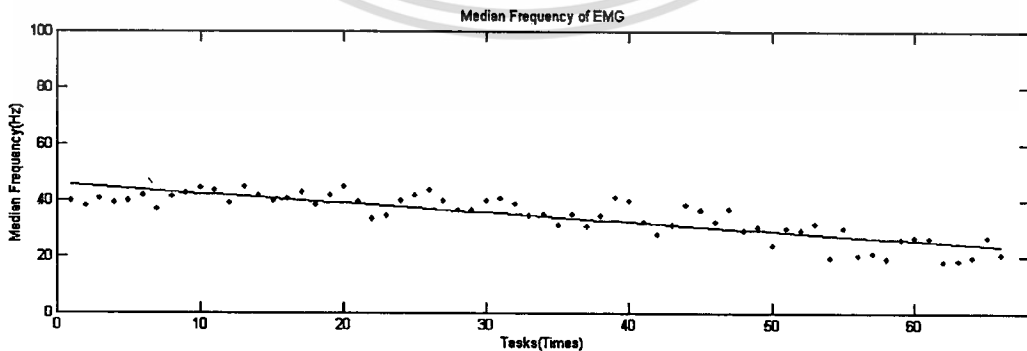
บทนี้จะกล่าวถึงผลการทดลอง การเปรียบเทียบสัมประสิทธิ์การตัดสินใจและความชันของการวิเคราะห์ความถี่พื้นฐาน โดยจะแสดงค่าความถี่พื้นฐานที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 1 สัญญาณ เพื่อแสดงถึงผลของการกำหนดวินโดว์ฟังก์ชันที่ต่างกัน และค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อทั้งหมดที่วัดและบันทึก

5.2 การวิเคราะห์ความถี่พื้นฐานโดยใช้วินโดว์ฟังก์ชันแตกต่างกันจาก 1 สัญญาณ

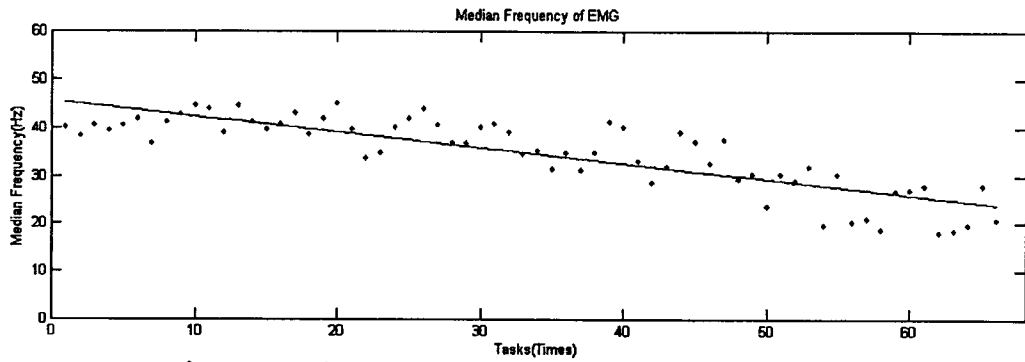
นำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากแขนซ้ายของตัวอย่างที่ 1 รอบที่ 1 แสดงดังรูปที่ 5.1 มาทำการวิเคราะห์ความถี่พื้นฐานด้วยวินโดว์ฟังก์ชันต่างๆ แสดงความถี่พื้นฐานและสมการการถดถอยแบบเชิงเส้นเชิงเดียว ดังรูปที่ 5.2 – 5.18 และ สัมประสิทธิ์การตัดสินใจและความชันของสมการการถดถอยในตารางที่ 5.1



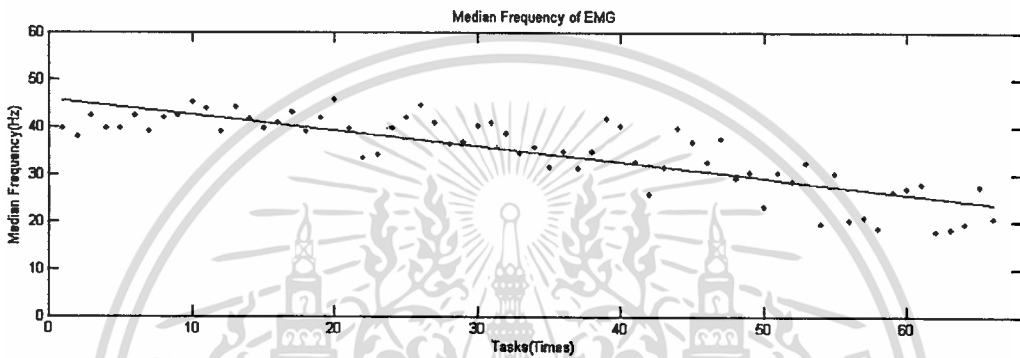
รูปที่ 5.1 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากแขนซ้ายของตัวอย่างที่ 1 รอบที่ 1



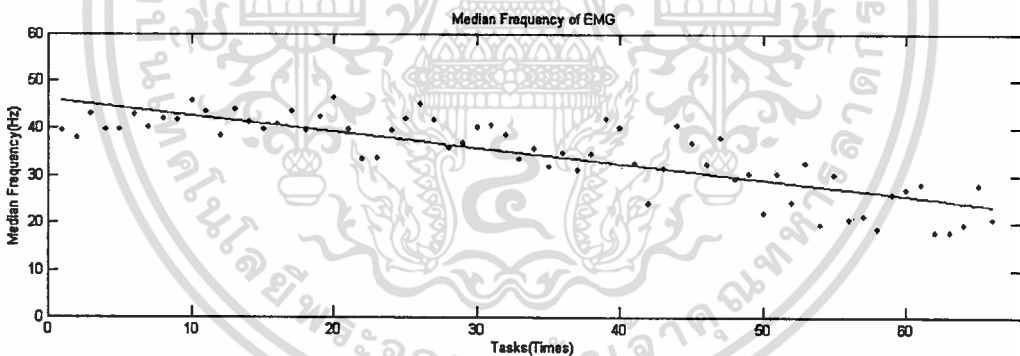
รูปที่ 5.2 ความถี่พื้นฐานและสมการถดถอยจาก Bartlett-Hann window



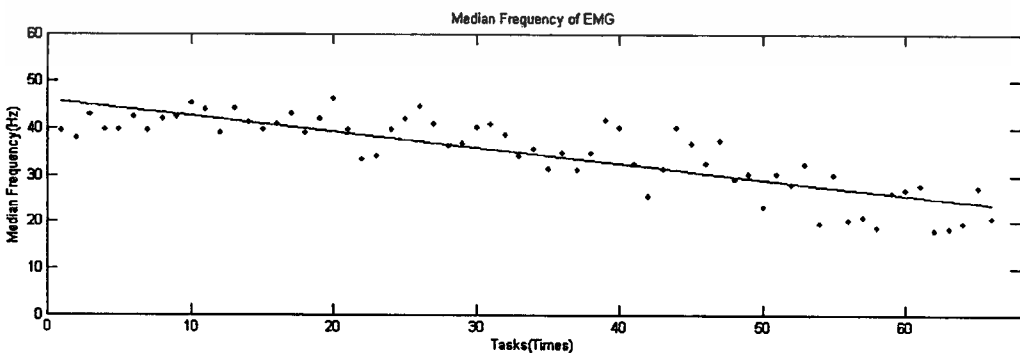
รูปที่ 5.3 ความถี่มัธยฐานและสมการถดถอยจาก Bartlett window



รูปที่ 5.4 ความถี่มัธยฐานและสมการถดถอยจาก Blackman window

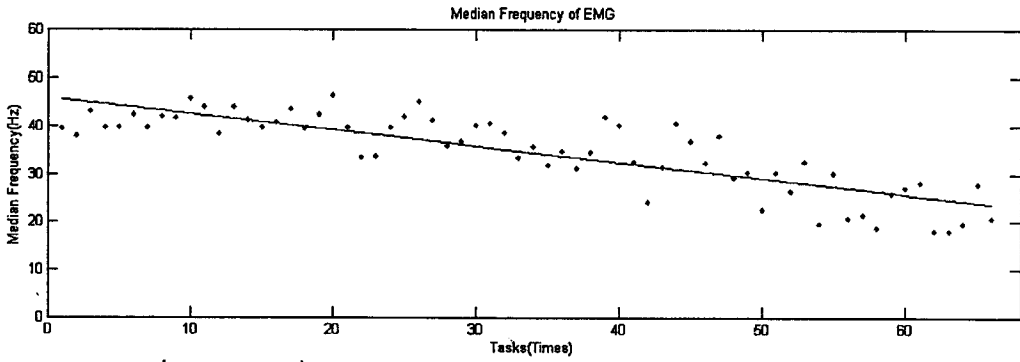


รูปที่ 5.5 ความถี่มัธยฐานและสมการถดถอยจาก Blackman-Harris window

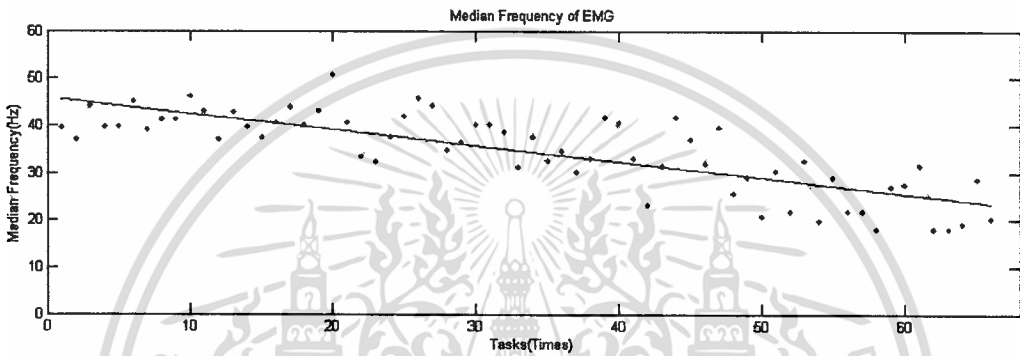


รูปที่ 5.6 ความถี่มัธยฐานและสมการถดถอยจาก Bohman window

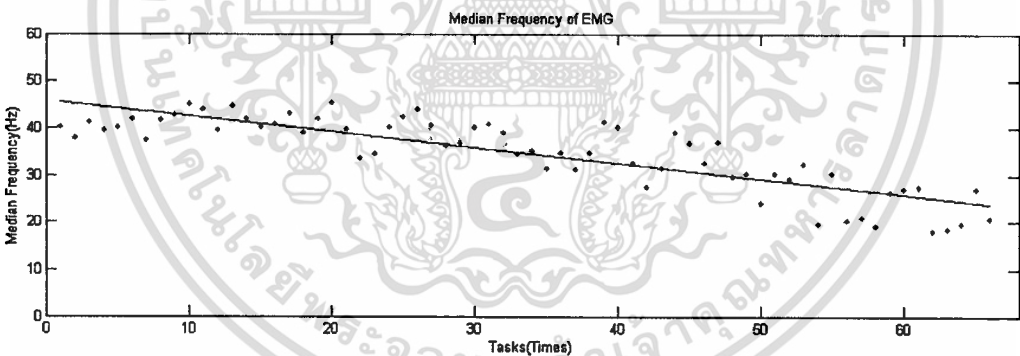
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



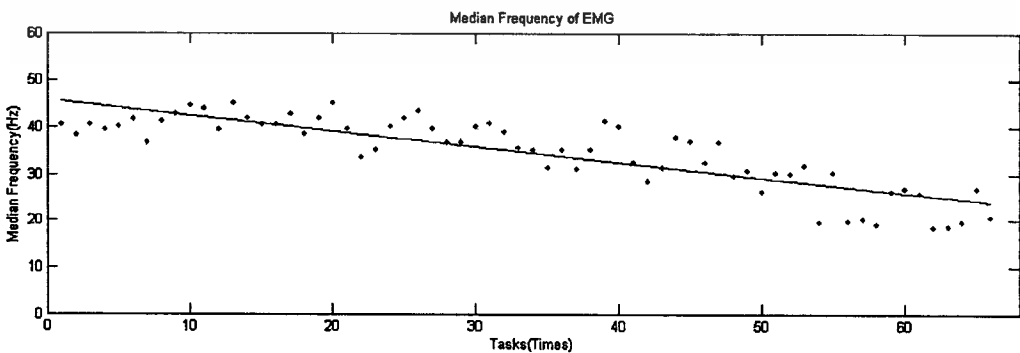
รูปที่ 5.7 ความถี่มีพื้นฐานและสมการถดถอยจาก Chebyshev window



รูปที่ 5.8 ความถี่มีพื้นฐานและสมการถดถอยจาก Flat Top weighted window

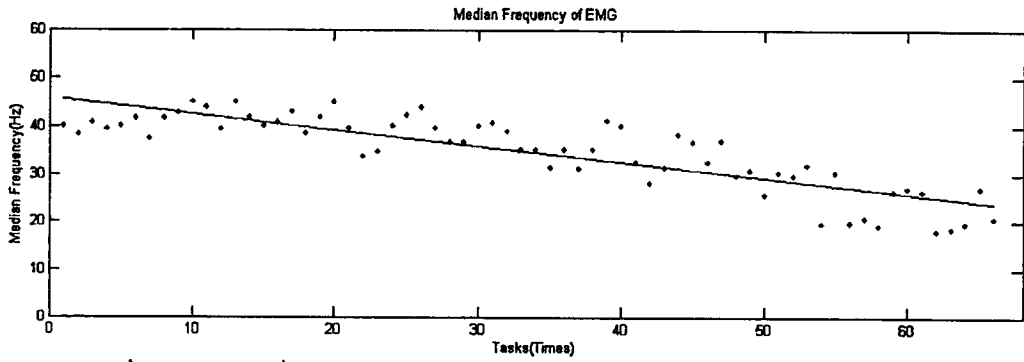


รูปที่ 5.9 ความถี่มีพื้นฐานและสมการถดถอยจาก Gaussian window

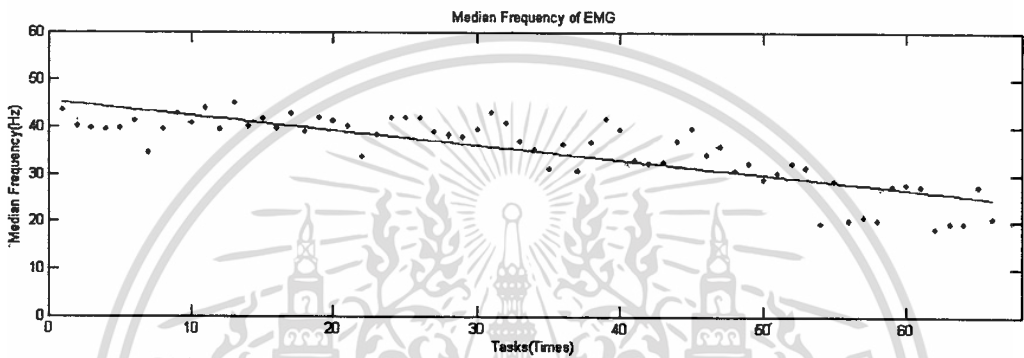


รูปที่ 5.10 ความถี่มีพื้นฐานและสมการถดถอยจาก Hamming window

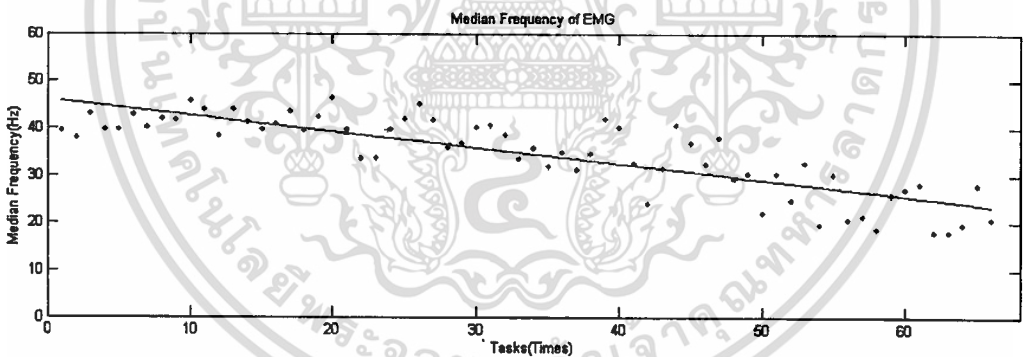
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



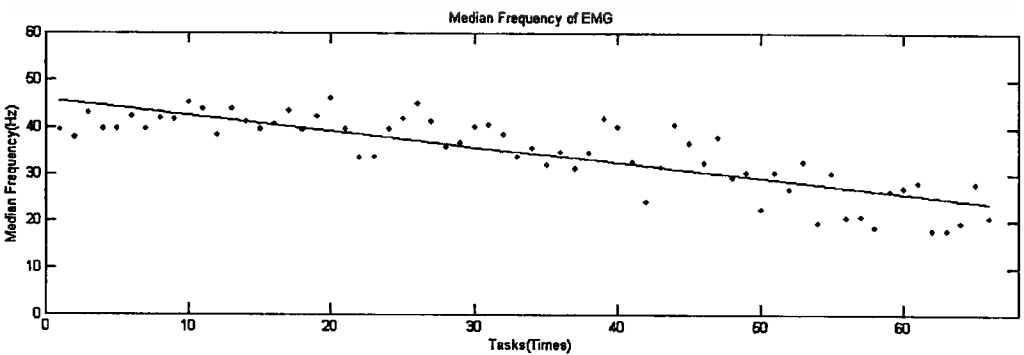
รูปที่ 5.11 ความถี่มัธยฐานและสมการถดถอยจาก Hann (Hanning) window



รูปที่ 5.12 ความถี่มัธยฐานและสมการถดถอยจาก Kaiser window

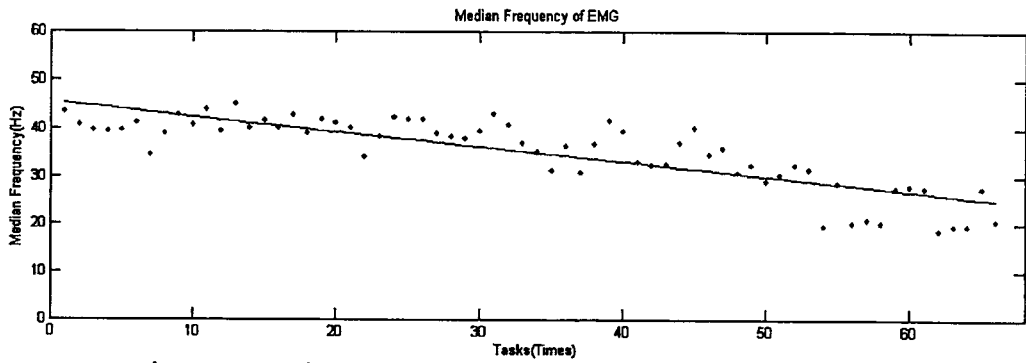


รูปที่ 5.13 ความถี่มัธยฐานและสมการถดถอยจาก Nuttall-defined minimum 4-term Blackman-Harris window

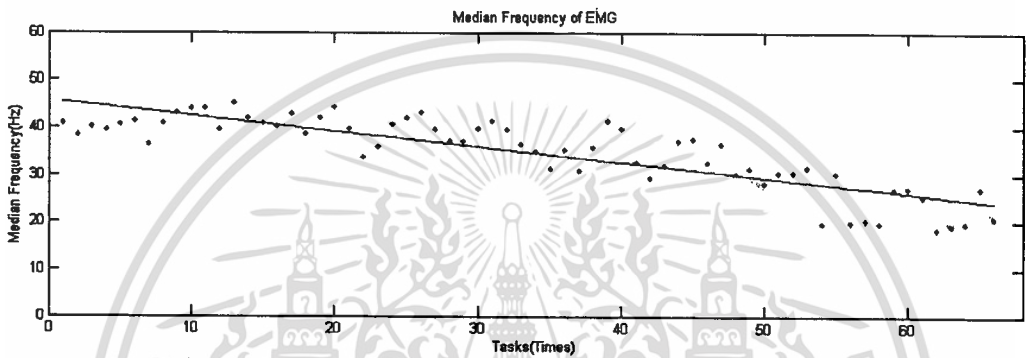


รูปที่ 5.14 ความถี่มัธยฐานและสมการถดถอยจาก Parzen (de la Valle-Poussin) window

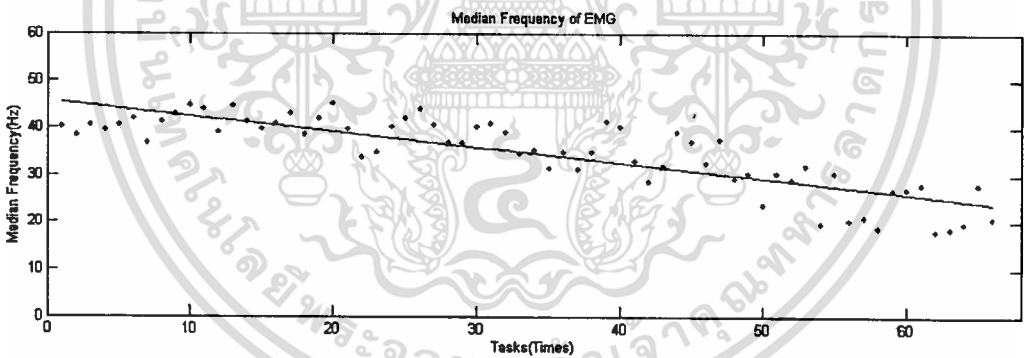
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



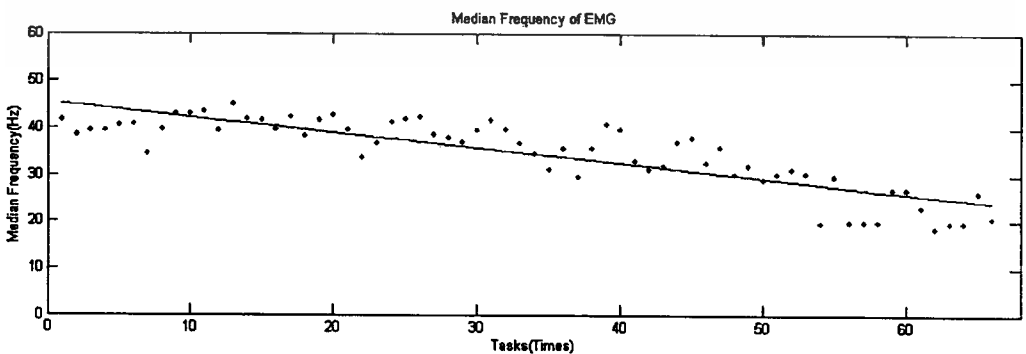
รูปที่ 5.15 ความถี่มัธยฐานและสมการถดถอยจาก Rectangular window



รูปที่ 5.16 ความถี่มัธยฐานและสมการถดถอยจาก Taylor window



รูปที่ 5.17 ความถี่มัธยฐานและสมการถดถอยจาก Triangular window



รูปที่ 5.18 ความถี่มัธยฐานและสมการถดถอยจาก Tukey (tapered cosine) window

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อดูจากรูปที่ 5.2 ถึง 5.18 จะเห็นได้ว่าการจะตัดสินใจว่าวินโดว์ฟังก์ชันรูปแบบใดมีผลให้การกระจายตัวของความถี่มีฐานมีค่าน้อยกว่ากันนั้นทำได้ยาก เนื่องจากผลของวินโดว์ฟังก์ชันมีผลเพียงเล็กน้อยและการกระจายตัวของทุกรูปแบบวินโดว์ฟังก์ชันมีค่ามาก วิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงเลือกใช้ค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจเพื่อวัดการกระจายตัวเป็นตัวเลข ทำให้ง่ายสำหรับการเปรียบเทียบมากยิ่งขึ้น อีกทั้งการทดลองนี้จะทำการเปรียบเทียบความชันของสมการการถดถอยที่คำนวณได้จากความถี่มีฐานดังกล่าว เพื่อแสดงถึงความสามารถในการกำหนดความถี่มีฐานของกล้ามเนื้อจากค่าความถี่มีฐาน โดยจากตัวอย่างตามรูปที่ 5.2 ถึง 5.18 มีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจและความชันของสมการการถดถอยแสดงดังตารางที่ 5.1

ตารางที่ 5.1 เปรียบเทียบสัมประสิทธิ์การตัดสินใจและความชันของสมการถดถอยจากรูป 5.2 ถึง 5.18

Window Function	สัมประสิทธิ์การตัดสินใจ	ความชันของสมการการถดถอย
Bartlett-Hann window	0.7006	-0.3341
Bartlett window	0.6882	-0.3298
Blackman window	0.6909	-0.3375
Blackman-Harris window	0.6786	-0.3418
Bohman window	0.6888	-0.3381
Chebyshev window	0.6781	-0.3396
Flat Top weighted window	0.6216	-0.3403
Gaussian window	0.6966	-0.3344
Hamming window	0.7036	-0.3319
Hann (Hanning) window	0.7028	-0.3347
Kaiser window	0.6781	-0.3138
Nuttall-defined minimum 4-term Blackman-Harris window	0.6790	-0.3420
Parzen (de la Valle-Poussin) window	0.6779	-0.3387
Rectangular window	0.6789	-0.3141
Taylor window	0.7078	-0.3291
Triangular window	0.6882	-0.3298
Tukey (tapered cosine) window	0.7025	-0.3261

5.3 การวิเคราะห์ความถี่มีฐานโดยใช้วินโดว์ฟังก์ชันแตกต่างกันของสัญญาณทั้งหมด

ผลการทดลองที่แสดงในหัวข้อที่ 5.2 ซึ่งเป็นการของสัญญาณเพียง 1 สัญญาณ โดยการเปรียบเทียบสัมประสิทธิ์การตัดสินใจของความถี่มีฐานที่ได้จากการทดลองทั้งสิ้น 180 สัญญาณ ดังตารางที่ 5.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.2 สัมประสิทธิ์การตัดสินใจของความถึมัยฐานจากสัญญาณทั้งหมด 180 สัญญาณ

Subject#	sides	Tasks	barthannwin	bartlett	blackman	blackmanharris	bohmanwin	chebwin	flattopwin	gausswin	hamming	hann	kaiser	nuttallwin	parzenwin	rectwin	taylorwin	triang	tukeywin
1	R	1	0.433	0.425	0.437	0.404	0.428	0.414	0.316	0.436	0.439	0.439	0.540	0.405	0.417	0.544	0.472	0.425	0.476
1	R	2	0.046	0.074	0.022	0.012	0.019	0.013	0.010	0.040	0.057	0.042	0.148	0.012	0.013	0.156	0.102	0.074	0.148
1	R	3	0.797	0.801	0.789	0.780	0.788	0.783	0.766	0.796	0.799	0.796	0.658	0.781	0.782	0.643	0.808	0.800	0.788
1	L	1	0.701	0.688	0.691	0.679	0.689	0.678	0.622	0.697	0.704	0.703	0.678	0.679	0.678	0.679	0.708	0.688	0.702
1	L	2	0.881	0.882	0.868	0.851	0.867	0.854	0.804	0.880	0.884	0.883	0.928	0.851	0.857	0.929	0.901	0.882	0.917
1	L	3	0.853	0.852	0.842	0.836	0.841	0.837	0.798	0.851	0.857	0.852	0.877	0.837	0.837	0.877	0.865	0.852	0.874
2	R	1	0.479	0.471	0.476	0.449	0.472	0.455	0.179	0.477	0.479	0.482	0.463	0.450	0.457	0.462	0.477	0.471	0.480
2	R	2	0.653	0.645	0.636	0.623	0.632	0.624	0.575	0.649	0.653	0.655	0.600	0.624	0.625	0.597	0.645	0.645	0.615
2	R	3	0.921	0.921	0.911	0.906	0.911	0.906	0.894	0.920	0.921	0.921	0.940	0.906	0.908	0.939	0.926	0.921	0.936
2	L	1	0.001	0.002	0.002	0.014	0.003	0.011	0.019	0.000	0.002	0.001	0.207	0.013	0.009	0.218	0.011	0.002	0.096
2	L	2	0.294	0.297	0.276	0.255	0.275	0.262	0.190	0.287	0.301	0.293	0.340	0.258	0.265	0.332	0.321	0.297	0.336
2	L	3	0.638	0.694	0.562	0.524	0.554	0.528	0.469	0.632	0.670	0.627	0.665	0.528	0.530	0.864	0.755	0.693	0.773
3	R	1	0.185	0.183	0.206	0.211	0.206	0.207	0.241	0.192	0.188	0.187	0.137	0.211	0.208	0.135	0.196	0.184	0.150
3	R	2	0.215	0.207	0.230	0.219	0.230	0.216	0.199	0.219	0.210	0.218	0.150	0.219	0.222	0.160	0.218	0.207	0.157
3	R	3	0.352	0.361	0.384	0.429	0.391	0.417	0.510	0.357	0.353	0.353	0.197	0.426	0.415	0.184	0.328	0.362	0.320
3	L	1	0.042	0.055	0.041	0.047	0.043	0.046	0.069	0.042	0.042	0.039	0.121	0.046	0.047	0.125	0.070	0.055	0.083
3	L	2	0.515	0.519	0.534	0.544	0.532	0.539	0.544	0.533	0.510	0.508	0.185	0.541	0.539	0.168	0.467	0.519	0.360
3	L	3	0.634	0.644	0.641	0.642	0.645	0.644	0.571	0.638	0.636	0.633	0.545	0.644	0.642	0.535	0.635	0.645	0.542
4	R	1	0.106	0.115	0.093	0.083	0.091	0.084	0.062	0.107	0.103	0.106	0.076	0.084	0.086	0.082	0.088	0.114	0.081
4	R	2	0.091	0.088	0.116	0.126	0.119	0.122	0.074	0.088	0.085	0.092	0.031	0.123	0.121	0.028	0.062	0.088	0.053
4	R	3	0.002	0.000	0.001	0.005	0.002	0.004	0.007	0.001	0.002	0.002	0.020	0.005	0.004	0.022	0.006	0.000	0.030
4	L	1	0.459	0.448	0.469	0.462	0.468	0.459	0.447	0.462	0.447	0.456	0.022	0.460	0.458	0.015	0.360	0.448	0.338
4	L	2	0.623	0.620	0.636	0.638	0.640	0.639	0.624	0.629	0.618	0.622	0.554	0.638	0.638	0.546	0.616	0.620	0.572
4	L	3	0.924	0.922	0.922	0.914	0.920	0.917	0.890	0.924	0.923	0.922	0.824	0.915	0.918	0.821	0.918	0.922	0.900
5	R	1	0.766	0.786	0.705	0.637	0.694	0.653	0.414	0.759	0.777	0.761	0.862	0.644	0.657	0.859	0.811	0.786	0.828
5	R	2	0.649	0.658	0.603	0.561	0.595	0.569	0.475	0.643	0.658	0.647	0.682	0.564	0.576	0.682	0.680	0.658	0.697
5	R	3	0.784	0.796	0.764	0.737	0.758	0.741	0.637	0.777	0.782	0.775	0.840	0.741	0.744	0.839	0.808	0.796	0.799
5	L	1	0.059	0.078	0.045	0.040	0.045	0.042	0.054	0.057	0.065	0.059	0.339	0.040	0.044	0.354	0.097	0.078	0.117
5	L	2	0.726	0.733	0.677	0.629	0.670	0.641	0.469	0.720	0.737	0.724	0.821	0.637	0.646	0.824	0.766	0.732	0.808
5	L	3	0.786	0.802	0.731	0.671	0.718	0.686	0.482	0.783	0.796	0.780	0.813	0.674	0.689	0.811	0.834	0.803	0.779
6	R	1	0.311	0.296	0.372	0.400	0.372	0.394	0.449	0.335	0.306	0.319	0.013	0.398	0.393	0.009	0.242	0.296	0.111
6	R	2	0.340	0.365	0.237	0.166	0.222	0.173	0.075	0.320	0.360	0.339	0.515	0.168	0.183	0.513	0.439	0.366	0.543
6	R	3	0.247	0.318	0.203	0.184	0.199	0.194	0.179	0.263	0.271	0.235	0.631	0.187	0.195	0.641	0.387	0.318	0.333
6	L	1	0.246	0.282	0.202	0.190	0.204	0.194	0.197	0.238	0.257	0.233	0.417	0.189	0.191	0.415	0.316	0.284	0.318
6	L	2	0.518	0.535	0.499	0.480	0.494	0.481	0.413	0.526	0.536	0.527	0.528	0.481	0.486	0.516	0.547	0.535	0.531
6	L	3	0.047	0.044	0.043	0.047	0.041	0.048	0.075	0.043	0.045	0.049	0.026	0.046	0.048	0.027	0.036	0.044	0.033
7	R	1	0.301	0.341	0.200	0.138	0.192	0.145	0.064	0.292	0.335	0.303	0.437	0.146	0.150	0.439	0.401	0.341	0.346
7	R	2	0.353	0.385	0.273	0.223	0.264	0.236	0.120	0.350	0.367	0.350	0.598	0.227	0.241	0.598	0.456	0.386	0.499
7	R	3	0.593	0.613	0.584	0.587	0.585	0.588	0.587	0.581	0.597	0.589	0.639	0.589	0.587	0.634	0.614	0.613	0.592
7	L	1	0.424	0.439	0.400	0.381	0.396	0.384	0.392	0.416	0.432	0.427	0.513	0.382	0.389	0.512	0.461	0.439	0.475
7	L	2	0.558	0.585	0.515	0.492	0.508	0.496	0.453	0.560	0.573	0.552	0.769	0.490	0.497	0.774	0.642	0.585	0.623
7	L	3	0.809	0.814	0.779	0.751	0.767	0.755	0.692	0.801	0.820	0.808	0.884	0.751	0.759	0.884	0.848	0.815	0.860

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.2 (ต่อ)

Subject#	sides	Tasks	barthannwin	bartlett	blackman	blackmanharris	bohmanwin	chebwin	flattopwin	gausswin	hamming	hann	kaiser	nuttallwin	parzenwin	rectwin	taylorwin	triang	tukeywin
8	R	1	0.011	0.017	0.005	0.004	0.005	0.002	0.022	0.009	0.013	0.009	0.091	0.004	0.003	0.093	0.024	0.017	0.048
8	R	2	0.108	0.129	0.091	0.104	0.097	0.098	0.050	0.116	0.121	0.091	0.478	0.104	0.094	0.483	0.263	0.133	0.238
8	R	3	0.134	0.194	0.076	0.057	0.069	0.054	0.036	0.123	0.159	0.120	0.605	0.055	0.053	0.615	0.258	0.193	0.325
8	L	1	0.009	0.009	0.006	0.012	0.007	0.010	0.020	0.005	0.011	0.008	0.008	0.011	0.009	0.011	0.023	0.009	0.001
8	L	2	0.277	0.358	0.201	0.139	0.186	0.153	0.057	0.273	0.319	0.260	0.611	0.145	0.160	0.633	0.454	0.360	0.469
8	L	3	0.778	0.797	0.750	0.709	0.738	0.715	0.618	0.775	0.788	0.776	0.820	0.712	0.719	0.823	0.803	0.796	0.787
9	R	1	0.341	0.334	0.340	0.318	0.332	0.323	0.261	0.328	0.341	0.336	0.295	0.319	0.319	0.297	0.340	0.334	0.328
9	R	2	0.218	0.212	0.186	0.153	0.188	0.159	0.097	0.208	0.218	0.216	0.184	0.153	0.167	0.189	0.204	0.211	0.268
9	R	3	0.250	0.234	0.202	0.166	0.201	0.176	0.073	0.247	0.252	0.254	0.248	0.165	0.182	0.242	0.268	0.233	0.264
9	L	1	0.314	0.288	0.299	0.290	0.305	0.297	0.263	0.310	0.306	0.314	0.281	0.294	0.294	0.291	0.283	0.290	0.302
9	L	2	0.261	0.254	0.171	0.131	0.164	0.140	0.078	0.235	0.281	0.260	0.467	0.136	0.145	0.461	0.333	0.254	0.491
9	L	3	0.447	0.458	0.437	0.436	0.436	0.433	0.430	0.447	0.457	0.447	0.508	0.435	0.432	0.519	0.490	0.458	0.477
10	R	1	0.106	0.103	0.120	0.137	0.118	0.131	0.134	0.112	0.101	0.108	0.015	0.134	0.130	0.012	0.071	0.103	0.065
10	R	2	0.469	0.444	0.517	0.529	0.521	0.529	0.541	0.487	0.455	0.475	0.146	0.531	0.526	0.152	0.376	0.444	0.284
10	R	3	0.187	0.171	0.223	0.233	0.226	0.232	0.212	0.193	0.186	0.191	0.036	0.233	0.233	0.039	0.152	0.171	0.094
10	L	1	0.386	0.391	0.359	0.352	0.355	0.355	0.365	0.380	0.388	0.383	0.388	0.352	0.358	0.386	0.392	0.391	0.368
10	L	2	0.069	0.056	0.076	0.073	0.076	0.072	0.055	0.071	0.066	0.071	0.139	0.073	0.073	0.156	0.043	0.056	0.012
10	L	3	0.359	0.370	0.353	0.340	0.350	0.346	0.295	0.374	0.368	0.358	0.252	0.338	0.343	0.253	0.354	0.370	0.350
11	R	1	0.289	0.305	0.268	0.260	0.270	0.260	0.262	0.290	0.306	0.282	0.287	0.259	0.258	0.282	0.329	0.305	0.348
11	R	2	0.627	0.619	0.610	0.591	0.607	0.589	0.581	0.617	0.624	0.621	0.302	0.588	0.592	0.299	0.600	0.619	0.570
11	R	3	0.520	0.518	0.482	0.467	0.485	0.468	0.437	0.497	0.509	0.520	0.268	0.471	0.473	0.264	0.496	0.518	0.528
11	L	1	0.460	0.494	0.517	0.562	0.529	0.555	0.531	0.478	0.433	0.445	0.351	0.560	0.552	0.355	0.390	0.493	0.251
11	L	2	0.465	0.478	0.435	0.410	0.430	0.413	0.422	0.456	0.463	0.462	0.574	0.410	0.416	0.579	0.497	0.478	0.514
11	L	3	0.387	0.431	0.372	0.404	0.374	0.401	0.472	0.387	0.401	0.376	0.553	0.402	0.393	0.557	0.439	0.432	0.428
12	R	1	0.205	0.191	0.238	0.262	0.236	0.257	0.285	0.216	0.200	0.208	0.143	0.259	0.255	0.138	0.184	0.189	0.137
12	R	2	0.202	0.217	0.236	0.262	0.244	0.260	0.269	0.217	0.196	0.202	0.129	0.261	0.252	0.128	0.183	0.217	0.165
12	R	3	0.001	0.002	0.007	0.021	0.008	0.014	0.044	0.001	0.001	0.001	0.088	0.019	0.016	0.086	0.006	0.002	0.017
12	L	1	0.301	0.305	0.186	0.107	0.176	0.131	0.002	0.258	0.307	0.294	0.383	0.117	0.141	0.387	0.332	0.305	0.361
12	L	2	0.226	0.260	0.193	0.193	0.192	0.194	0.236	0.227	0.247	0.219	0.133	0.196	0.194	0.123	0.248	0.260	0.277
12	L	3	0.490	0.514	0.386	0.315	0.372	0.326	0.154	0.458	0.506	0.484	0.655	0.319	0.336	0.650	0.582	0.515	0.682
13	R	1	0.217	0.231	0.213	0.212	0.214	0.213	0.196	0.216	0.228	0.212	0.421	0.215	0.214	0.424	0.270	0.231	0.269
13	R	2	0.578	0.637	0.491	0.403	0.477	0.419	0.254	0.587	0.631	0.562	0.765	0.410	0.424	0.763	0.691	0.640	0.630
13	R	3	0.750	0.771	0.693	0.650	0.688	0.653	0.572	0.739	0.772	0.739	0.842	0.655	0.668	0.847	0.828	0.771	0.795
13	L	1	0.584	0.603	0.552	0.512	0.538	0.521	0.413	0.579	0.592	0.583	0.734	0.520	0.524	0.730	0.670	0.607	0.699
13	L	2	0.609	0.652	0.518	0.431	0.500	0.445	0.202	0.596	0.647	0.600	0.749	0.435	0.453	0.745	0.734	0.653	0.724
13	L	3	0.651	0.701	0.566	0.492	0.554	0.495	0.430	0.650	0.670	0.643	0.751	0.498	0.504	0.756	0.721	0.701	0.726
14	R	1	0.249	0.227	0.271	0.277	0.275	0.279	0.230	0.247	0.240	0.253	0.060	0.276	0.275	0.057	0.189	0.227	0.183
14	R	2	0.250	0.216	0.283	0.292	0.290	0.289	0.286	0.245	0.238	0.269	0.035	0.291	0.287	0.032	0.167	0.214	0.177
14	R	3	0.384	0.371	0.374	0.369	0.368	0.365	0.310	0.381	0.389	0.389	0.305	0.366	0.364	0.303	0.372	0.371	0.355
14	L	1	0.216	0.201	0.221	0.214	0.221	0.213	0.161	0.213	0.208	0.219	0.102	0.213	0.213	0.098	0.184	0.201	0.205
14	L	2	0.262	0.282	0.255	0.250	0.257	0.250	0.245	0.261	0.276	0.264	0.148	0.251	0.251	0.152	0.276	0.282	0.363
14	L	3	0.589	0.586	0.598	0.586	0.595	0.597	0.535	0.597	0.585	0.589	0.548	0.590	0.596	0.544	0.588	0.586	0.503

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.2 (ต่อ)

Subject#	sides	Tasks	barthannwin	bartlett	blackman	blackmanharris	bohanwin	chebwin	flattopwin	gausswin	hamming	hann	kaiser	nutallwin	parzenwin	rectwin	taylorwin	triang	tukeywin
15	R	1	0.132	0.142	0.115	0.120	0.122	0.119	0.119	0.134	0.136	0.128	0.129	0.119	0.121	0.134	0.139	0.142	0.130
15	R	2	0.120	0.104	0.145	0.156	0.151	0.152	0.150	0.120	0.114	0.124	0.295	0.154	0.150	0.320	0.069	0.104	0.052
15	R	3	0.422	0.431	0.403	0.389	0.395	0.387	0.397	0.409	0.428	0.410	0.262	0.391	0.389	0.233	0.411	0.431	0.400
15	L	1	0.100	0.097	0.098	0.090	0.090	0.088	0.072	0.101	0.098	0.102	0.139	0.088	0.089	0.149	0.102	0.097	0.108
15	L	2	0.134	0.116	0.150	0.154	0.147	0.154	0.144	0.139	0.130	0.138	0.159	0.153	0.152	0.173	0.086	0.116	0.064
15	L	3	0.309	0.308	0.306	0.296	0.307	0.295	0.254	0.311	0.321	0.313	0.244	0.293	0.298	0.238	0.332	0.308	0.342
16	R	1	0.168	0.215	0.128	0.108	0.129	0.106	0.113	0.162	0.177	0.154	0.436	0.109	0.110	0.454	0.257	0.215	0.297
16	R	2	0.744	0.744	0.709	0.655	0.706	0.662	0.635	0.734	0.745	0.736	0.679	0.656	0.664	0.680	0.724	0.742	0.741
16	R	3	0.449	0.451	0.460	0.459	0.456	0.457	0.457	0.451	0.439	0.446	0.430	0.460	0.456	0.437	0.441	0.449	0.470
16	L	1	0.003	0.002	0.013	0.013	0.014	0.012	0.006	0.004	0.000	0.004	0.179	0.012	0.014	0.191	0.014	0.002	0.021
16	L	2	0.442	0.441	0.458	0.505	0.475	0.510	0.455	0.450	0.426	0.442	0.352	0.506	0.513	0.334	0.382	0.444	0.300
16	L	3	0.517	0.547	0.586	0.621	0.603	0.621	0.586	0.525	0.494	0.509	0.355	0.620	0.618	0.357	0.483	0.546	0.408
17	R	1	0.080	0.090	0.074	0.071	0.073	0.073	0.077	0.083	0.085	0.079	0.245	0.069	0.074	0.254	0.108	0.090	0.148
17	R	2	0.065	0.052	0.075	0.072	0.074	0.071	0.054	0.069	0.068	0.071	0.008	0.071	0.071	0.009	0.044	0.052	0.048
17	R	3	0.028	0.033	0.002	0.006	0.000	0.003	0.028	0.025	0.030	0.025	0.035	0.006	0.002	0.037	0.024	0.033	0.043
17	L	1	0.203	0.140	0.285	0.332	0.293	0.325	0.292	0.213	0.183	0.219	0.006	0.333	0.321	0.006	0.075	0.140	0.059
17	L	2	0.077	0.066	0.067	0.054	0.063	0.058	0.034	0.072	0.073	0.076	0.069	0.056	0.061	0.063	0.068	0.066	0.099
17	L	3	0.152	0.179	0.123	0.101	0.118	0.102	0.074	0.149	0.172	0.146	0.338	0.099	0.104	0.334	0.208	0.178	0.196
18	R	1	0.445	0.430	0.418	0.366	0.409	0.378	0.266	0.434	0.439	0.444	0.224	0.372	0.380	0.212	0.418	0.430	0.338
18	R	2	0.368	0.420	0.299	0.286	0.299	0.288	0.239	0.357	0.384	0.351	0.181	0.284	0.294	0.172	0.405	0.420	0.423
18	R	3	0.330	0.357	0.258	0.233	0.253	0.232	0.181	0.327	0.346	0.319	0.523	0.229	0.234	0.525	0.452	0.357	0.409
18	L	1	0.215	0.235	0.173	0.173	0.177	0.176	0.166	0.207	0.218	0.202	0.165	0.178	0.174	0.158	0.262	0.236	0.223
18	L	2	0.131	0.169	0.106	0.105	0.103	0.107	0.133	0.124	0.148	0.119	0.444	0.106	0.107	0.448	0.227	0.169	0.261
18	L	3	0.100	0.109	0.097	0.102	0.098	0.099	0.069	0.098	0.113	0.097	0.092	0.101	0.099	0.092	0.114	0.109	0.109
19	R	1	0.241	0.271	0.245	0.283	0.250	0.281	0.350	0.254	0.244	0.247	0.290	0.281	0.276	0.291	0.261	0.271	0.230
19	R	2	0.308	0.389	0.196	0.138	0.177	0.146	0.072	0.280	0.345	0.281	0.696	0.139	0.154	0.695	0.486	0.392	0.647
19	R	3	0.420	0.429	0.391	0.379	0.385	0.378	0.328	0.415	0.418	0.417	0.491	0.381	0.377	0.487	0.440	0.429	0.432
19	L	1	0.465	0.460	0.427	0.410	0.424	0.417	0.349	0.452	0.472	0.460	0.556	0.408	0.419	0.568	0.492	0.460	0.491
19	L	2	0.420	0.480	0.359	0.326	0.353	0.337	0.300	0.422	0.446	0.402	0.723	0.331	0.334	0.724	0.534	0.478	0.511
19	L	3	0.722	0.748	0.618	0.549	0.611	0.573	0.446	0.705	0.739	0.717	0.898	0.555	0.579	0.896	0.815	0.748	0.845
20	R	1	0.329	0.300	0.413	0.438	0.425	0.438	0.357	0.352	0.315	0.346	0.358	0.441	0.434	0.358	0.275	0.299	0.340
20	R	2	0.832	0.839	0.820	0.801	0.817	0.805	0.748	0.834	0.836	0.834	0.832	0.800	0.805	0.828	0.854	0.839	0.857
20	R	3	0.601	0.612	0.585	0.579	0.589	0.582	0.548	0.607	0.604	0.604	0.678	0.580	0.581	0.680	0.623	0.612	0.640
20	L	1	0.495	0.549	0.445	0.436	0.442	0.437	0.472	0.490	0.512	0.477	0.706	0.437	0.433	0.702	0.574	0.549	0.598
20	L	2	0.828	0.838	0.811	0.785	0.801	0.790	0.699	0.827	0.829	0.828	0.845	0.786	0.791	0.838	0.860	0.838	0.847
20	L	3	0.879	0.885	0.846	0.828	0.846	0.833	0.778	0.875	0.887	0.877	0.934	0.830	0.835	0.933	0.909	0.886	0.905
21	R	1	0.069	0.078	0.064	0.056	0.065	0.063	0.058	0.067	0.070	0.069	0.068	0.058	0.062	0.071	0.060	0.078	0.056
21	R	2	0.122	0.147	0.119	0.105	0.116	0.112	0.062	0.132	0.133	0.116	0.177	0.107	0.113	0.179	0.148	0.147	0.065
21	R	3	0.055	0.055	0.050	0.062	0.054	0.059	0.086	0.054	0.056	0.052	0.042	0.062	0.057	0.040	0.054	0.055	0.059
21	L	1	0.402	0.464	0.382	0.395	0.379	0.392	0.435	0.407	0.423	0.382	0.251	0.397	0.391	0.233	0.495	0.466	0.405
21	L	2	0.333	0.329	0.360	0.387	0.362	0.380	0.393	0.341	0.325	0.331	0.246	0.383	0.379	0.241	0.303	0.329	0.266
21	L	3	0.905	0.905	0.905	0.901	0.906	0.902	0.881	0.907	0.905	0.904	0.786	0.902	0.903	0.778	0.897	0.906	0.826

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.2 (ต่อ)

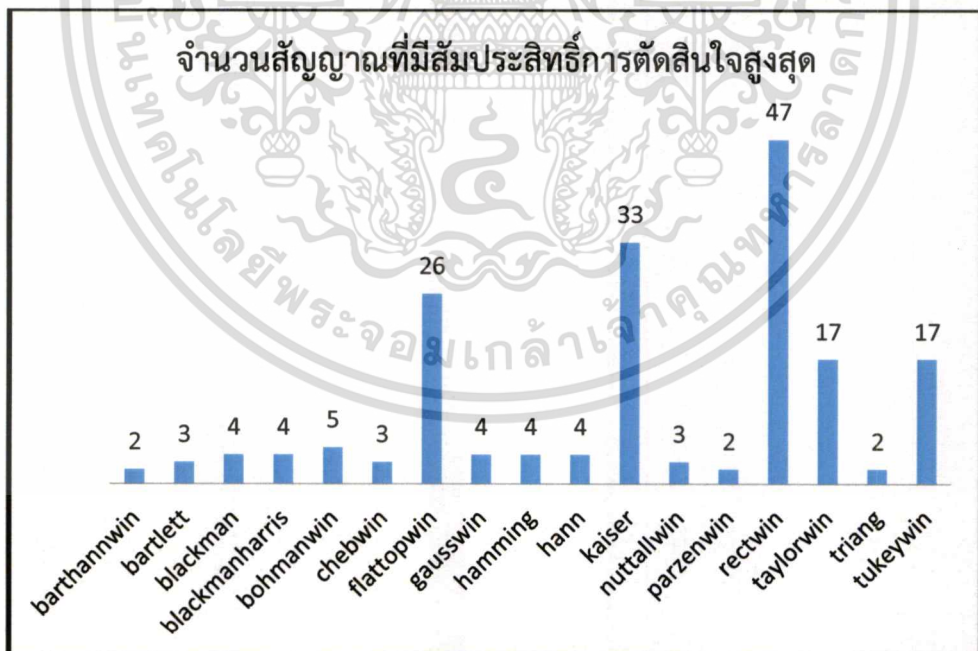
Subject#	sides	Tasks	barthannwin	bartlett	blackman	blackmanharris	bohmanwin	chebwin	flattopwin	gausswin	hamming	hann	kaiser	nuttallwin	parzenwin	rectwin	taylorwin	triang	tukeywin
22	R	1	0.064	0.049	0.053	0.042	0.050	0.043	0.028	0.063	0.070	0.065	0.014	0.043	0.046	0.011	0.057	0.049	0.031
22	R	2	0.164	0.162	0.145	0.121	0.137	0.124	0.064	0.154	0.166	0.159	0.159	0.122	0.128	0.160	0.182	0.162	0.123
22	R	3	0.183	0.205	0.218	0.231	0.217	0.231	0.250	0.204	0.188	0.183	0.300	0.234	0.230	0.307	0.214	0.205	0.142
22	L	1	0.011	0.011	0.003	0.000	0.002	0.000	0.001	0.009	0.014	0.011	0.063	0.000	0.000	0.064	0.024	0.011	0.043
22	L	2	0.308	0.295	0.366	0.405	0.370	0.396	0.444	0.329	0.294	0.309	0.056	0.402	0.392	0.063	0.243	0.295	0.116
22	L	3	0.002	0.002	0.012	0.023	0.014	0.020	0.052	0.005	0.002	0.002	0.013	0.021	0.020	0.014	0.006	0.002	0.021
23	R	1	0.299	0.274	0.316	0.302	0.314	0.305	0.239	0.305	0.288	0.305	0.207	0.304	0.309	0.217	0.245	0.274	0.231
23	R	2	0.541	0.549	0.538	0.537	0.537	0.537	0.583	0.542	0.534	0.536	0.550	0.536	0.538	0.546	0.531	0.549	0.535
23	R	3	0.826	0.821	0.829	0.825	0.828	0.829	0.833	0.825	0.825	0.826	0.668	0.826	0.829	0.659	0.793	0.821	0.749
23	L	1	0.483	0.488	0.488	0.471	0.485	0.475	0.530	0.483	0.485	0.489	0.416	0.475	0.476	0.410	0.486	0.487	0.493
23	L	2	0.508	0.525	0.477	0.444	0.467	0.450	0.401	0.502	0.519	0.506	0.580	0.445	0.456	0.590	0.550	0.525	0.578
23	L	3	0.896	0.899	0.876	0.858	0.874	0.861	0.825	0.892	0.896	0.892	0.516	0.859	0.863	0.916	0.911	0.899	0.914
24	R	1	0.637	0.657	0.575	0.544	0.570	0.549	0.446	0.623	0.648	0.623	0.731	0.546	0.553	0.751	0.684	0.657	0.705
24	R	2	0.025	0.037	0.013	0.012	0.012	0.013	0.011	0.023	0.031	0.022	0.238	0.013	0.012	0.252	0.071	0.036	0.069
24	R	3	0.761	0.761	0.745	0.734	0.744	0.735	0.688	0.756	0.759	0.760	0.675	0.737	0.738	0.658	0.762	0.761	0.755
24	L	1	0.195	0.191	0.212	0.229	0.215	0.226	0.253	0.199	0.190	0.196	0.185	0.228	0.223	0.185	0.176	0.191	0.151
24	L	2	0.883	0.888	0.872	0.859	0.870	0.863	0.823	0.883	0.887	0.884	0.909	0.861	0.865	0.909	0.890	0.888	0.888
24	L	3	0.786	0.787	0.787	0.775	0.785	0.777	0.741	0.790	0.787	0.788	0.779	0.775	0.778	0.781	0.783	0.787	0.778
25	R	1	0.333	0.32	0.366	0.346	0.348	0.349	0.257	0.346	0.318	0.34	0.464	0.348	0.351	0.452	0.276	0.32	0.179
25	R	2	0.34	0.284	0.448	0.501	0.461	0.493	0.537	0.357	0.308	0.362	0.37	0.498	0.486	0.393	0.169	0.285	0.15
25	R	3	0.306	0.283	0.339	0.35	0.341	0.348	0.375	0.327	0.294	0.31	0.138	0.35	0.346	0.135	0.227	0.283	0.131
25	L	1	0.087	0.063	0.112	0.137	0.115	0.132	0.16	0.085	0.072	0.087	0.611	0.134	0.128	0.013	0.029	0.063	0.04
25	L	2	0.379	0.309	0.471	0.523	0.481	0.515	0.537	0.399	0.34	0.395	0.272	0.517	0.512	0.295	0.218	0.308	0.144
25	L	3	0.44	0.405	0.496	0.533	0.498	0.525	0.49	0.442	0.427	0.458	0.35	0.532	0.517	0.35	0.385	0.405	0.327
26	R	1	0.777	0.78	0.753	0.733	0.752	0.738	0.663	0.773	0.784	0.776	0.823	0.734	0.742	0.82	0.793	0.78	0.798
26	R	2	0.459	0.458	0.476	0.475	0.478	0.473	0.46	0.463	0.46	0.459	0.55	0.473	0.475	0.553	0.486	0.458	0.507
26	R	3	0.884	0.886	0.866	0.847	0.862	0.852	0.773	0.879	0.886	0.883	0.869	0.847	0.851	0.863	0.893	0.886	0.87
26	L	1	0.095	0.044	0.094	0.063	0.087	0.07	0.031	0.094	0.064	0.092	0.484	0.064	0.069	0.499	0.012	0.044	0.1
26	L	2	0.603	0.629	0.523	0.467	0.505	0.474	0.394	0.588	0.614	0.593	0.813	0.47	0.48	0.808	0.7	0.629	0.769
26	L	3	0.912	0.912	0.917	0.92	0.916	0.919	0.909	0.914	0.913	0.911	0.917	0.92	0.919	0.917	0.912	0.913	0.911
27	R	1	0.388	0.385	0.397	0.372	0.394	0.381	0.317	0.399	0.391	0.385	0.454	0.374	0.383	0.45	0.4	0.384	0.362
27	R	2	0.688	0.646	0.766	0.782	0.779	0.784	0.542	0.715	0.674	0.711	0.326	0.782	0.781	0.315	0.577	0.645	0.492
27	R	3	0.755	0.786	0.722	0.702	0.719	0.711	0.647	0.747	0.764	0.743	0.836	0.704	0.713	0.834	0.825	0.786	0.812
27	L	1	0.102	0.046	0.165	0.176	0.168	0.175	0.186	0.094	0.07	0.129	0.108	0.173	0.176	0.123	0.006	0.045	0.038
27	L	2	0.41	0.443	0.345	0.32	0.339	0.324	0.262	0.397	0.421	0.395	0.682	0.317	0.323	0.69	0.528	0.44	0.596
27	L	3	0.604	0.598	0.584	0.535	0.578	0.542	0.431	0.595	0.605	0.603	0.538	0.541	0.549	0.53	0.615	0.597	0.55
28	R	1	0.646	0.647	0.646	0.659	0.648	0.658	0.692	0.641	0.644	0.641	0.719	0.66	0.657	0.718	0.659	0.647	0.681
28	R	2	0.516	0.499	0.478	0.449	0.468	0.455	0.344	0.503	0.518	0.516	0.585	0.449	0.46	0.582	0.521	0.499	0.564
28	R	3	0.881	0.883	0.855	0.814	0.851	0.828	0.708	0.874	0.88	0.878	0.932	0.821	0.833	0.93	0.9	0.883	0.892
28	L	1	0.234	0.33	0.163	0.171	0.158	0.165	0.208	0.232	0.277	0.208	0.815	0.168	0.163	0.819	0.473	0.331	0.487
28	L	2	0.868	0.874	0.873	0.869	0.871	0.869	0.843	0.869	0.873	0.866	0.855	0.869	0.871	0.855	0.879	0.874	0.864
28	L	3	0.883	0.888	0.863	0.853	0.862	0.856	0.84	0.881	0.886	0.881	0.887	0.853	0.856	0.883	0.892	0.888	0.878

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.2 (ต่อ)

Subject#	sides	Tasks	barthannwin	bartlett	blackman	blackmanharris	bohmanwin	chebwin	flattopwin	gausswin	hamming	hann	kaiser	nuttallwin	parzenwin	rectwin	taylorwin	triang	tukeywin
29	R	1	0.463	0.483	0.508	0.521	0.512	0.521	0.552	0.478	0.46	0.46	0.452	0.521	0.519	0.454	0.45	0.483	0.406
29	R	2	0.621	0.693	0.506	0.436	0.49	0.443	0.309	0.62	0.667	0.601	0.898	0.438	0.449	0.899	0.787	0.693	0.782
29	R	3	0.845	0.856	0.827	0.811	0.823	0.811	0.734	0.845	0.854	0.84	0.896	0.81	0.814	0.897	0.869	0.856	0.859
29	L	1	0.413	0.444	0.334	0.293	0.329	0.305	0.236	0.408	0.43	0.4	0.642	0.297	0.307	0.645	0.498	0.444	0.526
29	L	2	0.042	0.053	0.005	0.032	0.004	0.017	0.327	0.035	0.049	0.039	0.239	0.024	0.012	0.252	0.075	0.053	0.099
29	L	3	0.253	0.251	0.341	0.419	0.355	0.404	0.57	0.272	0.238	0.26	0.061	0.416	0.39	0.057	0.156	0.251	0.29
30	R	1	0.53	0.531	0.513	0.507	0.513	0.511	0.47	0.533	0.533	0.532	0.462	0.508	0.508	0.469	0.521	0.531	0.488
30	R	2	0.352	0.403	0.245	0.198	0.231	0.205	0.138	0.353	0.393	0.343	0.828	0.203	0.212	0.831	0.575	0.403	0.587
30	R	3	0.806	0.83	0.724	0.627	0.701	0.639	0.417	0.795	0.826	0.799	0.92	0.634	0.651	0.919	0.876	0.83	0.857
30	L	1	0.348	0.374	0.366	0.361	0.369	0.362	0.36	0.364	0.351	0.343	0.191	0.361	0.367	0.185	0.341	0.374	0.339
30	L	2	0.601	0.584	0.604	0.583	0.605	0.595	0.502	0.601	0.598	0.602	0.427	0.589	0.593	0.414	0.589	0.584	0.572
30	L	3	0.849	0.849	0.85	0.856	0.851	0.852	0.863	0.845	0.846	0.846	0.778	0.856	0.854	0.765	0.842	0.849	0.81

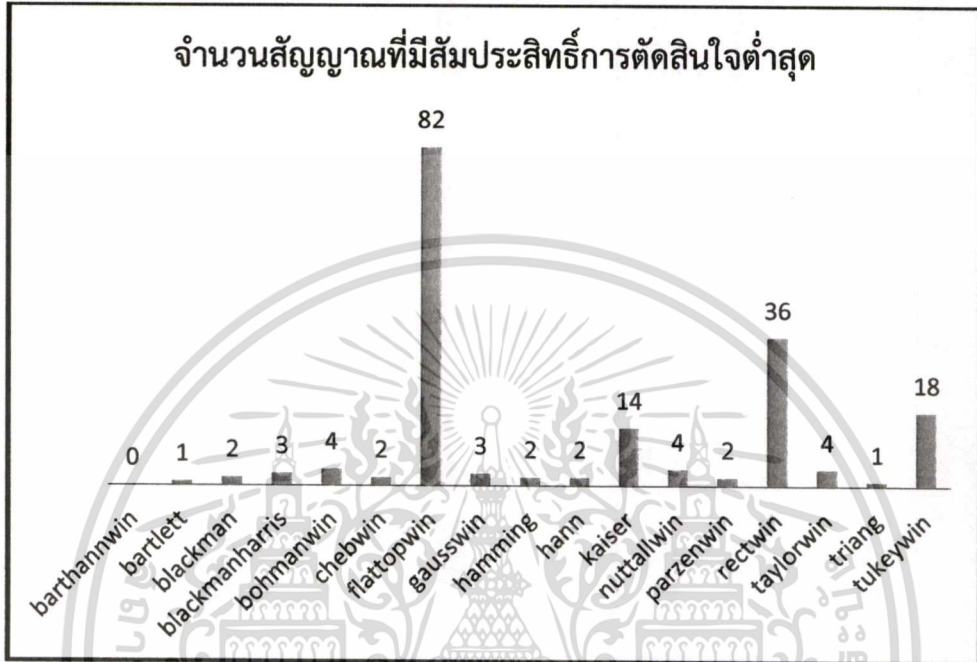
จากตารางที่ 5.2 แสดงวินโดว์ฟังก์ชันที่ให้ผลลัพธ์ของค่าสัมประสิทธิ์การตัดสใจมีค่าสูงที่สุดของแต่ละสัญญาณโดยกำหนดเป็นสีฟ้าในตารางและในทางเดียวกันได้กำหนดสีแดงในตารางสำหรับวินโดว์ฟังก์ชันที่ให้ค่าสัมประสิทธิ์การตัดสใจต่ำสุด สามารถแสดงจำนวนสัญญาณของแต่ละวินโดว์ฟังก์ชันที่ทำให้ได้สัมประสิทธิ์การตัดสใจสูงสุดได้ตามรูปที่ 5.19



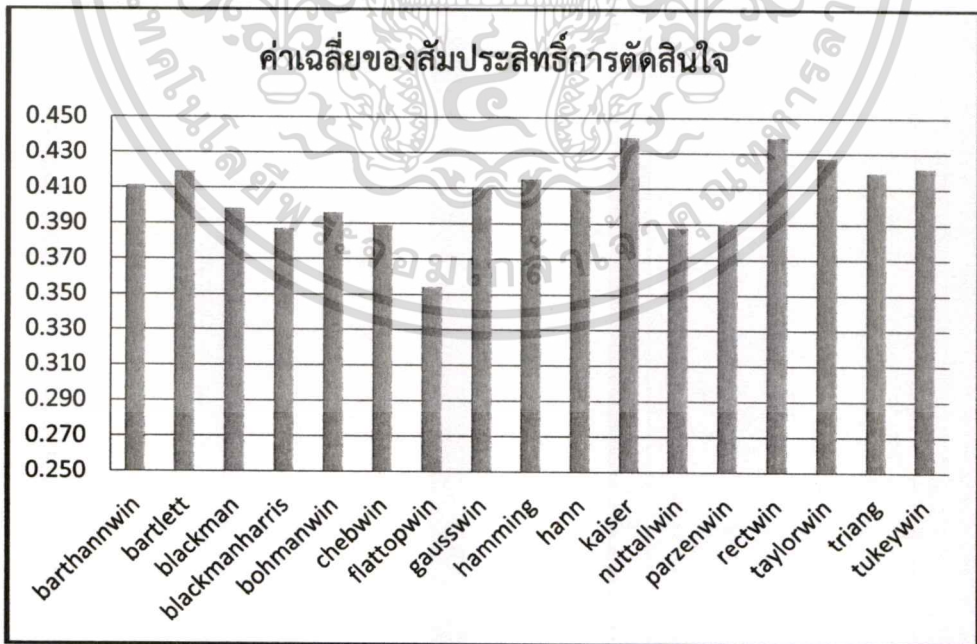
รูปที่ 5.19 จำนวนสัญญาณที่มีสัมประสิทธิ์การตัดสใจสูงสุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 5.19 พบว่า วินโดว์ฟังก์ชันชนิดสี่เหลี่ยม (Rectangular window) จะทำให้การวิเคราะห์ความถี่มีสัญญาณมีสัมประสิทธิ์การตัดสั่นใจสูงที่สุด 47 สัญญาณ แต่วินโดว์ฟังก์ชันนี้กลับทำให้สัมประสิทธิ์การตัดสั่นใจของการวิเคราะห์ความถี่มีค่าต่ำสุดถึง 36 สัญญาณ ดังแสดงในรูปที่ 5.20



รูปที่ 5.20 จำนวนสัญญาณที่มีสัมประสิทธิ์การตัดสั่นใจต่ำสุด



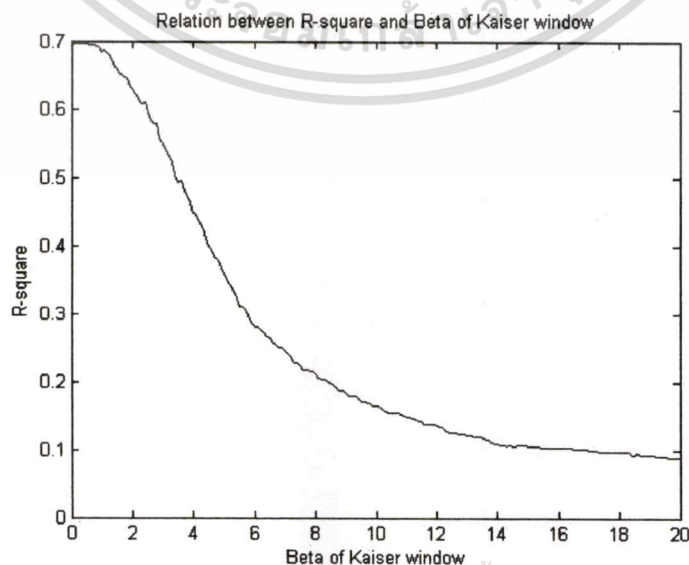
รูปที่ 5.21 ค่าเฉลี่ยของสัมประสิทธิ์การตัดสั่นใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

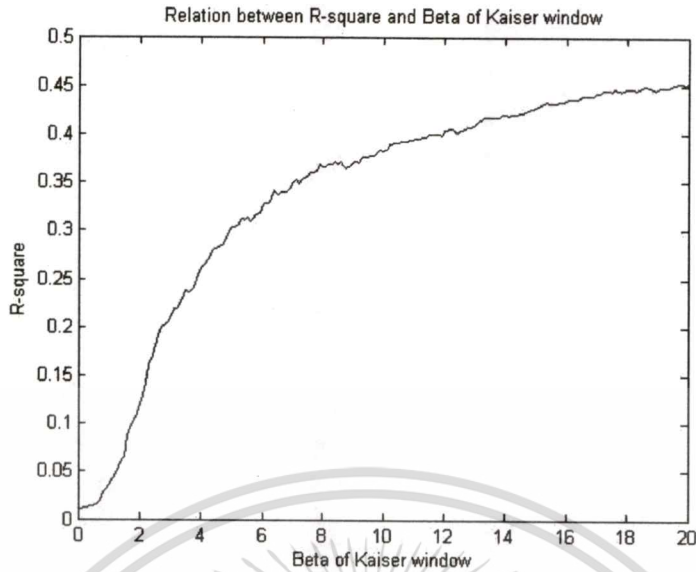
และเมื่อพิจารณาค่าเฉลี่ยของสัมประสิทธิ์การตัดสินใจจากสัญญาณทั้งหมดของแต่ละรูปแบบวินโดว์ ฟังก์ชันแสดงดังรูปที่ 5.21 พบว่า นอกจากวินโดว์ฟังก์ชันชนิดสี่เหลี่ยมจะมีค่าเฉลี่ยของสัมประสิทธิ์การตัดสินใจสูงที่สุดแล้วนั้น ยังมี Kaiser Window และ Taylor Window เป็นอันดับ 2 และ 3 ตามลำดับ

5.4 การปรับปรุง Kaiser window ให้เหมาะสมกับการวิเคราะห์ความถี่มีธฐาน

จากผลการทดลองข้างต้นสามารถสังเกตได้ว่า ความถี่มีธฐานของสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อไคมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจสูงที่สุดเมื่อกำหนดวินโดว์ฟังก์ชันเป็นวินโดว์สี่เหลี่ยมมักจะมีสัมประสิทธิ์การตัดสินใจต่ำเมื่อกำหนดวินโดว์ฟังก์ชันเป็น Flat Top weighted window ในทางเดียวกัน ความถี่มีธฐานของสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อไคมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจสูงที่สุดเมื่อกำหนดวินโดว์ฟังก์ชันเป็น Flat Top weighted window มักจะมีสัมประสิทธิ์การตัดสินใจต่ำเมื่อกำหนดวินโดว์ฟังก์ชันเป็นวินโดว์สี่เหลี่ยม ดังนั้นจึงสามารถแบ่งสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อไคทั้งหมดออกเป็น 2 กลุ่มเป็น กลุ่มสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อไคที่วินโดว์สี่เหลี่ยมทำให้สัมประสิทธิ์การตัดสินใจของการวิเคราะห์ความถี่มีธฐานมีค่าสูง ต่อไปจะเรียกว่า กลุ่มวินโดว์สี่เหลี่ยม กับกลุ่มสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อไคที่ Flat Top weighted window ทำให้สัมประสิทธิ์การตัดสินใจของการวิเคราะห์ความถี่มีธฐานมีค่าสูง ต่อไปจะเรียกว่า กลุ่ม Flat Top weighted window โดยเมื่อสังเกตจากรูปที่ 5.19, 5.20 และ 5.21 กลุ่มวินโดว์สี่เหลี่ยมจะมีจำนวนสัญญาณมากกว่า และจากตารางที่ 5.2 ยังพบอีกว่า Kaiser window เป็นวินโดว์ฟังก์ชันที่ให้ผลการทดลองที่ใกล้เคียงกับวินโดว์สี่เหลี่ยมมากที่สุด และสำหรับสัญญาณในกลุ่ม Flat Top weighted window นั้น Kaiser window สามารถในผลลัพธ์ของสัมประสิทธิ์การตัดสินใจสูงกว่าวินโดว์สี่เหลี่ยม งานวิจัยนี้จึงต้องการที่จะนำ Kaiser window มาปรับปรุงเพื่อให้เหมาะสมกับการวิเคราะห์ความถี่มีธฐานกับสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อไคทั้ง 2 กลุ่มข้างต้น โดยสามารถปรับแต่ง Kaiser window ได้จากการเปลี่ยนค่าเบต้า β ในสมการที่ 3.19 โดยตัวอย่างความสัมพันธ์ระหว่างสัมประสิทธิ์การตัดสินใจกับค่าเบต้าของสัญญาณกลุ่มวินโดว์สี่เหลี่ยมและกลุ่ม Flat Top weighted window ตามรูปที่ 5.22 และ 5.23 ตามลำดับ

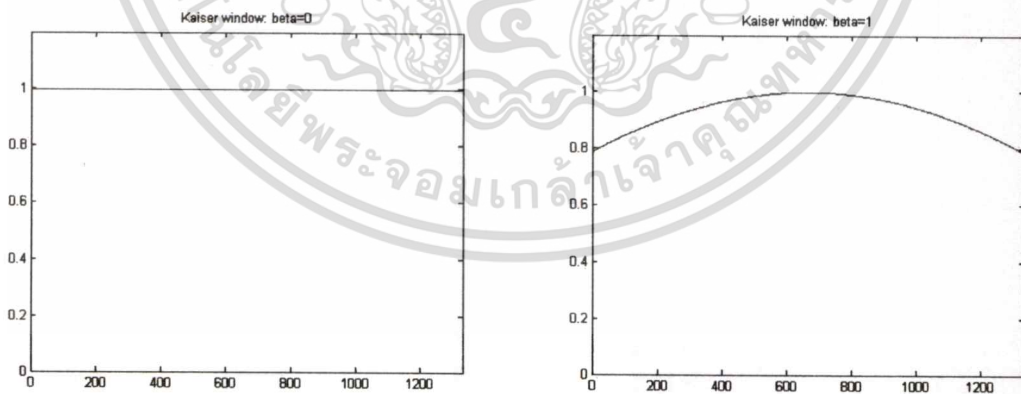


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้วยการค้า
รูปที่ 5.22 ความสัมพันธ์ระหว่างสัมประสิทธิ์การตัดสินใจกับค่าเบต้าของสัญญาณกลุ่มวินโดว์สี่เหลี่ยม
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

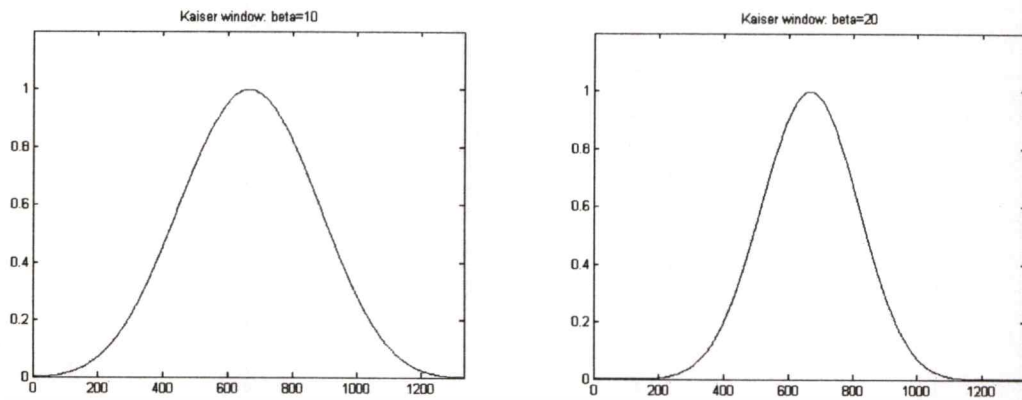


รูปที่ 5.23 ความสัมพันธ์ระหว่างสัมประสิทธิ์การตัดสินใจกับค่าเบต้าของสัญญาณกลุ่ม Flat Top weighted window

จากสมการที่ 3.19 เมื่อกำหนดค่าเบต้าของ Kaiser window เท่ากับศูนย์ จะมีลักษณะเหมือนวินโดว์ฟังก์ชันแบบสี่เหลี่ยม ดังนั้นจากรูปที่ 5.22 สัมประสิทธิ์การตัดสินใจจะมีค่าลดลงเมื่อค่าเบต้าสูงขึ้น ในทางตรงกันข้ามจากรูปที่ 5.23 สัมประสิทธิ์การตัดสินใจจะมีค่าสูงขึ้นเมื่อค่าเบต้ามีค่าสูง ซึ่งเมื่อกำหนดค่าเบต้าของ Kaiser window ให้มีค่าสูงก็จะมีลักษณะใกล้เคียงกับ Flat Top weighted window เช่นกัน สามารถเปรียบเทียบลักษณะของ Kaiser window เมื่อกำหนดค่าเบต้าเท่ากับ 0, 1, 20 ได้ดังรูปที่ 5.24 และ 5.25

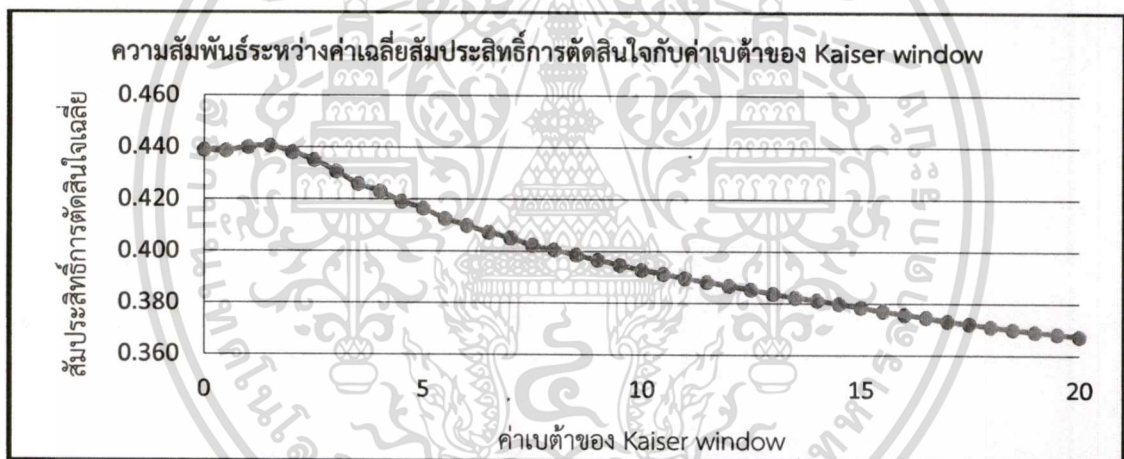


รูปที่ 5.24 Kaiser window เมื่อกำหนดเบต้าเท่ากับ 0 และ 1



รูปที่ 5.25 Kaiser window เมื่อกำหนดเบต้าเท่ากับ 10 และ 20

เมื่อคำนวณสัมประสิทธิ์การตัดสใจของสัญญาณตัวอย่างทั้งหมดที่ได้จากการทดลอง 180 สัญญาณ โดยกำหนดให้ค่าเบต้าของ Kaiser window ตั้งแต่ 0 ถึง 20 สามารถแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง ค่าเฉลี่ยสัมประสิทธิ์การตัดสใจของสัญญาณทั้งหมดกับค่าเบต้าของ Kaiser window ได้ดังรูปที่ 5.26



รูปที่ 5.26 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยสัมประสิทธิ์การตัดสใจกับค่าเบต้าของ Kaiser window

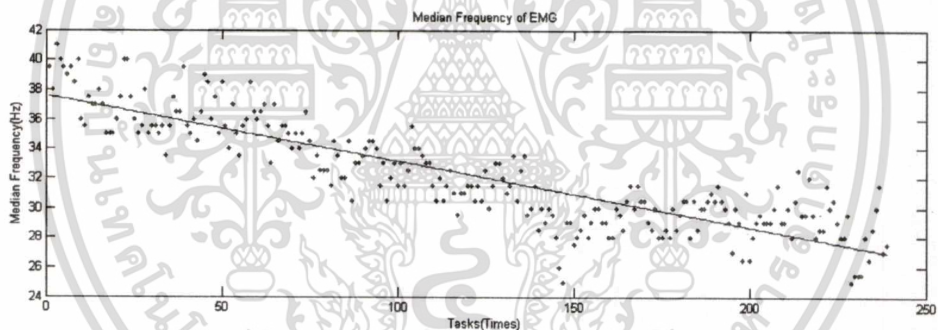
5.5 การวิเคราะห์ความถี่มีฐานด้วย Kaiser window สำหรับสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อแบบหัดตัวคงที่

ต่อมาจะเป็นการนำวินโดว์ฟังก์ชันแบบ Kaiser window ที่กำหนดค่าเบต้าเท่ากับ 1.5 มาวิเคราะห์ค่าความถี่มีฐานของสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อแบบหัดตัวคงที่ เพื่อทดสอบว่าวินโดว์ฟังก์ชันที่นำเสนอสามารถประยุกต์ใช้กับสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อในรูปแบบอื่นหรือไม่ โดยจะกำหนดให้ผู้ทดลอง 3 คนทำการนึ่งบนแก้อ้อและยกลูกน้ำหนัก 2.5 กิโลกรัม ในลักษณะให้แขนท่อนบนขนานกับลำตัวและแขนท่อนล่างตั้งฉากกับลำตัวดังรูปที่ 5.27

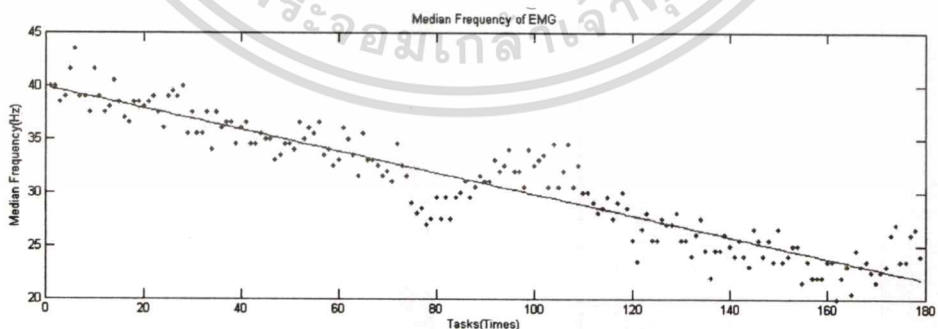


รูปที่ 5.27 การวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบหัตถ์คั่งที่

สำหรับการวิเคราะห์ค่าความถี่ฐานนั้นจะกำหนดวินโดว์ฟังก์ชันแบบ Kaiser window ค่าเบต้าเท่ากับ 1.5 การซ้อนทับ (Over lapping) 50 เปอร์เซ็นต์ ผลการวิเคราะห์ดังรูปที่ 5.28 ถึง 5.30

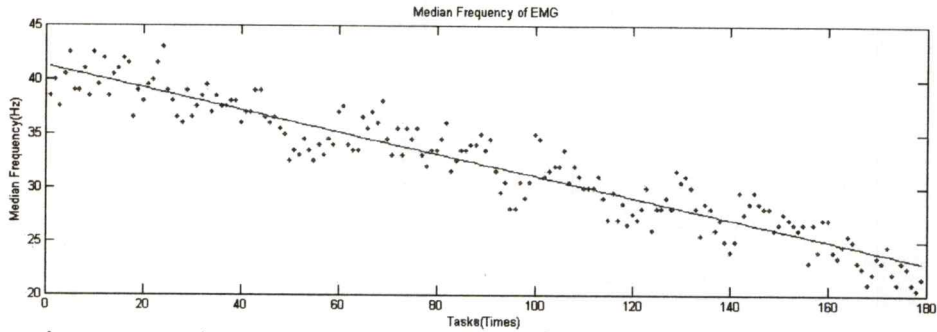


รูปที่ 5.28 ความถี่ฐานสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบหัตถ์คั่งของผู้ทดลองที่ 1



รูปที่ 5.29 ความถี่ฐานสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบหัตถ์คั่งของผู้ทดลองที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.30 ความถี่มีธฐานสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบหดตัวคงที่ของผู้ทดลองที่ 3

ผลการวิเคราะห์ความถี่มีธฐานของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบหดตัวคงที่ของผู้ทดลองทั้ง 3 คนมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจเท่ากับ 0.7639, 0.8797 และ 0.9002



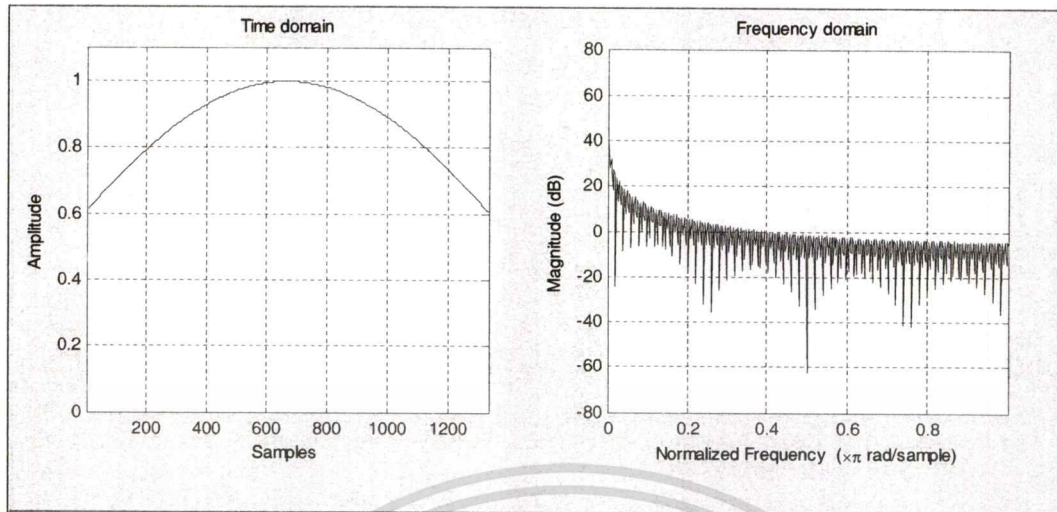
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

6.1 สรุปผลการทดลอง

จากจุดประสงค์ของงานวิจัยที่ต้องการทำการทดลองเพื่อกำหนดรูปแบบวินโดว์ฟังก์ชันที่เหมาะสมสำหรับการวิเคราะห์ค่าความถี่มีฐานเพื่อประเมินความถี่ของกล้ามเนื้อต้นแขนขณะเคลื่อนไหวที่เป็นวงรอบซ้ำๆ โดยใช้สัมประสิทธิ์การตัดสินใจซึ่งเป็นค่าที่แสดงถึงการกระจายตัวของข้อมูล ยิ่งค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจมีค่ามากเข้าใกล้ 1 แสดงว่าการกระจายตัวของข้อมูลของการวิเคราะห์ค่าความถี่มีฐานมีค่าต่ำ ทำให้การประเมินความถี่ของกล้ามเนื้อมีความน่าเชื่อถือมากยิ่งขึ้นและสามารถนำผลการประเมินที่ได้ไปทำนายความถี่ของกล้ามเนื้อได้อย่างแม่นยำ จากผลการทดลองพบว่า วินโดว์ฟังก์ชันชนิดสี่เหลี่ยมมีค่าเฉลี่ยของสัมประสิทธิ์การตัดสินใจสูงสุดเท่ากับ 0.439 และวินโดว์ฟังก์ชันชนิด Flat Top weighted มีค่าเฉลี่ยของสัมประสิทธิ์การตัดสินใจต่ำที่สุดเท่ากับ 0.354 และเมื่อพิจารณาวินโดว์ฟังก์ชันที่ทำให้ได้สัมประสิทธิ์การตัดสินใจสูงสุดและต่ำสุดของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการทดลองทั้งหมด 180 สัญญาณ พบว่า วินโดว์สี่เหลี่ยมทำให้ได้สัมประสิทธิ์การตัดสินใจสูงสุดถึง 47 สัญญาณ แต่กลับทำให้ได้ค่าต่ำที่สุดถึง 36 สัญญาณ ส่วน Flat Top weighted window เป็นวินโดว์ฟังก์ชันที่ทำให้ 82 สัญญาณ มีสัมประสิทธิ์การตัดสินใจต่ำสุด แต่กลับมีสัญญาณถึง 26 สัญญาณ มี Flat Top weighted window ทำให้ได้สัมประสิทธิ์การตัดสินใจสูงสุด และเมื่อสังเกตความแตกต่างระหว่างวินโดว์สี่เหลี่ยมกับ Flat Top weighted window จะพบว่า วินโดว์สี่เหลี่ยมจะมีค่าอัตราขยายของกระบวนการ (Process gain) สูงที่สุด และมีค่าความกว้างของส่วนโค้งหลัก (Main Lobe Width) ต่ำที่สุด ตรงกันข้ามกับ Flat Top weighted window ที่มีค่าอัตราขยายของกระบวนการต่ำที่สุด และมีค่าความกว้างของส่วนโค้งหลักสูงที่สุด ต่อมาการทดลองนี้จึงต้องการกำหนดวินโดว์ฟังก์ชันที่เหมาะสมที่สุด จึงนำ Kaiser window มาวิเคราะห์ เนื่องจากวินโดว์ฟังก์ชันนี้สามารถปรับปรุงได้ง่าย เพียงกำหนดค่าของ เบต้าในสมการ ผลปรากฏว่า วินโดว์ฟังก์ชันที่เหมาะสมที่สุดคือ Kaiser window ที่กำหนดค่าเบต้าเท่ากับ 1.5 จะทำให้ค่าเฉลี่ยของสัมประสิทธิ์การตัดสินใจมีค่าเท่ากับ 0.441 โดยวินโดว์ฟังก์ชันรูปแบบนี้มีค่าอัตราขยายกระบวนการเท่ากับ 0.8618 และค่าความกว้างของส่วนโค้งหลักเท่ากับ 1.789Hz แสดงดังรูปที่ 6.1



รูปที่ 6.1 Kaiser window ที่กำหนดค่าเบต้าเท่ากับ 1.5

เมื่อลองนำวินโดว์ฟังก์ชันแบบ Kaiser window ที่กำหนดเบต้าเท่ากับ 1.5 มาวิเคราะห์ความถี่มีมธฐานของสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อแบบหตุตัวคทงที่ ผลประกฏว่าการวิเคราะห์ได้ค่าสัมประสิทธิ์การตัดลนใจที่มีค่าสูงมาก จึงสรุปได้ว่า Kaiser window ที่นำเสนอสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการวิเคราะห์ความถี่มีมธฐานของสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อแบบคทงที่ได้ดีเช่นเดียวกัน

6.2 ข้อเสนอแนะ

- เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อที่วัดภายนอกผิวหนึ่งเป็นสัญญาณที่มีขนาดเล็กและมีความแปรปรวนอย่างมาก เพื่อให้ได้ผลการทดลองที่ถูกต้องมากที่สุด จึงต้องคำนึงถึงสัญญาณรบกวนจากสิ่งแวดล้อม ความสะอาดของผิวสัมผัส ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรด ขณะทำการทดลอง

- วิธีทดลองกำหนดให้กลุ่มตัวอย่างยกน้ำหนัก 2 กิโลกรัมเป็นเวลา 3 นาที ซึ่งสำหรับผู้ร่วมทดลองบางคนไม่สามารถควบคุมการเคลื่อนไหวให้มีความต่อเนื่องสม่ำเสมอ เนื่องจากความเร็วในการเคลื่อนไหวถูกควบคุมด้วยเสียงและความเมื่อยล้าที่เกิดขึ้นเมื่อทำการทดลองไปเป็นเวลานาน ส่งผลให้เกิดความคาดเคลื่อน เพื่อให้การทดลองมีความถูกต้องมากยิ่งขึ้นจึงเสนอให้ทำการทดลองด้วยเครื่อง Isokinetic

- ผลการทดลองของวิทยานิพนธ์นี้ได้จากการกำหนดการหตุตัวของกล่อมเนื้อแบบหตุตัวเป็นวงรอบซ้ำๆด้วยความเร็วคทงที่ การแบ่งสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อออกเป็นช่วงๆจึงมีขนาดเท่ากับและเป็นวงรอบโดยสมบูรณั ดังนั้นสำหรับการเคลื่อนไหวแบบสุ่ม (Random) จึงอาจจะได้ผลการทดลองที่แตกต่างกัน

เอกสารอ้างอิง

- [1] Rezaul Begg, Danie T. H. Lai and Marimuthu Palaniswami. 2008. **Computational Intelligence in Biomedical Engineering**. Florida: Taylor & Francis Group.
- [2] ดิเรก เสือสีนาค. “การคัดแยกชนิดการหดตัวของกล้ามเนื้อโดยใช้การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก.” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์ บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง. พ.ศ. 2550.
- [3] Zhang Xiaodong and Luan Haojie. 2007. “Study on Measurement and Processing Technology of Electromyography.” **International Conference on Electronic Measurement and Instruments**. 8(3) : 1033-1036.
- [4] Mario Cifrek, Vladimir Medved, Stanko Tonkovic and Sasa Ostojic. 2009. “Surface EMG Based Muscle Fatigue Evaluation in Biomechanics.” **Clinical Biomechanics**. 24(1) : 327-340.
- [5] Takayuki Sakurai, Masashi Toda, Shigeru Sakurazawa, Junichi Akita, Kazuaki Kondo and Yuichi Nakamura. 2010, “Detection of Muscle Fatigue by the Surface Electromyogram and its Application.” **IEEE/ACIS International Conference on Computer and Information Science**. 9(1) : 43-47.
- [6] Hisao Oka. 1996. “Estimation of Muscle Fatigue by Using EMG and Muscle Stiffness.” **International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**. 18(5) : 1449-1450.
- [7] A. Georgakis, L. K. Stergioulas and G. Giakas. 2003. “Fatigue Analysis of the Surface EMG Signal in Isometric Constant Force Contractions Using the Averaged Instantaneous Frequency.” **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. 50(2) : 262-265
- [8] Daniel R. Rogers and Dawn T. MacIsaac. 2011. “EMG-based Muscle Fatigue Assessment during Dynamic Contractions using Principal Component Analysis.” **Journal of Electromyography and Kinesiology**. 21(5) : 811-818.
- [9] D.T. MacIsaac, P.A. Parker and R.N. Scott. 2001. “Influences of Dynamic Factors on Myoelectric Parameters.” **IEEE Engineering in Medicine and Biology**. 20(6) :82-89.
- [10] Paolo Bonato, Ming-Shun S. Cheng, Jose Gonzalez-Cueto, Alberto Leardini, John O’Connor and Serge H. Roy. 2001. “EMG-Based Measures of Fatigue During a Repetitive Squat Exercise”. **IEEE Engineering in Medicine and Biology**. 5(12) : 133-143.
- [11] Marco Knaflitz and Filippo Molinari. 2003. “Assessment of Muscle Fatigue During Biking”. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**. 11(1) : 17-23.

เอกสารอ้างอิง(ต่อ)

- [12] Inman V. T., Ralston H. J., Saunder J. B., Feinstein B. and Wright Jr. E. W. 1952. "Relation of Human Electromyogram to Muscular Tension." *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiology*. 4(2) : 187-194.
- [13] Hagg G. 1981. "Electro-myographic fatigue Analysis based on The Number of Zero Crossing." *Eur. J. Physiol*. 391(1) : 78-80.
- [14] Harris F. J. 1978. "On the Use of Windows for Harmonic Analysis with the Discrete Fourier Transform." *Proceedings of the IEEE*. 66 (1) : 51-84.
- [15] LDS Dactron. "Understanding FFT Windows." [Online]. Available : <http://www.physik.uni-wuerzburg.de/~praktiku/Anleitung/Fremde/ANO14.pdf>. 2003.
- [16] Gleb V. Tcheslavski. "Lecture 6: Windowing of DFT." [Online]. Available : <http://ee.lamar.edu/gleb/dsp/Lecture%2006%20%20DFT%20windiwing.ppt>. 2008.
- [17] W.J. Riley. "Properties of FFT Windows Used in Stable32." Hamilton Technical Services. 2007.
- [18] National Instruments. "Characteristics of Different Smoothing Windows." [Online]. Available : http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/370051V-01/cvi/libref/analysisconcepts/characteristics_of_different_smoothing_windows. 2012.
- [19] Yeong Ho Ha and John a. Pearce. 1989. "A New Window and Comparison to Standard Windows." *IEEE Transactions on acoustics, Speech and Signal processing*. 37(2) : 298-301.
- [20] MathWorks. "Window function gateway." [Online]. Available : <http://www.mathworks.com/help/signal/ref/window.html?searchHighlight=window%20function>. 2015.
- [21] นพพร ณะชัยขันธุ์. 2557. สถิติเบื้องต้นสำหรับการวิจัย. กรุงเทพมหานคร : วิทย์พัฒน์.

ภาคผนวก

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

1. วชิรา วัชรวิเศษกุล, กิติพล ชิตสกุล, สุรเดช ตรีไตรลักษณะ, การกำหนดขนาดหน้าตาที่เหมาะสมเพื่อหาความถี่กลางและความถี่เฉลี่ยสำหรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อต้นแขนแบบหดตัวคงที่. การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 34 (EECON-34), 30 พฤศจิกายน – 2 ธันวาคม 2554. โรงแรมแอมบาสเดอร์ ซิตี้ จอมเทียน พัทยา จังหวัดชลบุรี
2. วชิรา วัชรวิเศษกุล, กิติพล ชิตสกุล, สุรเดช ตรีไตรลักษณะ, การกำหนดวินโดว์ฟังก์ชันที่เหมาะสมเพื่อหาความถี่กลางสำหรับการประเมินความเมื่อยล้าโดยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อต้นแขนแบบผิวสัมผัสขณะเคลื่อนไหวต่อเนื่อง. การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 37 (EECON-37), 19-21 พฤศจิกายน 2557. โรงแรมพูลแมน ขอนแก่น ราชา ออคิด จังหวัดขอนแก่น



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การกำหนดขนาดหน้าต่างที่เหมาะสมเพื่อหาความถี่กลางและความถี่เฉลี่ย สำหรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อต้นแขนแบบหดตัวคงที่

Proper Window Size Estimation to Determination Median

and Mean Frequencies for Electromyography in the Upper Arm During Isometric Contraction.

วชิรา วัชรวิเศษกุล¹, กิตติพล ชิตสกุล¹, สุรเดช ตรีไทรลักษณ์¹

¹ห้องปฏิบัติการวัดและประมวลผลทางชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ถนนฉลองกรุง เขตลาดกระบัง กรุงเทพฯ 10520 โทรศัพท์: 0-2326-4550 E-mail: wachira.kondee@gmail.com

บทคัดย่อ

การเปลี่ยนแปลงของความถี่กลางและความถี่เฉลี่ยเป็นกระบวนการในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ สำคัญในการวิเคราะห์ความเมื่อยล้าในขณะที่มีการเกร็งนิ่ง แต่เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีลักษณะเฉพาะซึ่งแตกต่าง ของตัวบุคคลด้านสรีระ และเทคนิคการวัด ดังนั้นการเลือกใช้ขนาด ของหน้าต่างสำหรับวิเคราะห์หาความถี่กลางและความถี่เฉลี่ยจึง ควรแตกต่างกัน ในบทความนี้ได้นำเสนอเทคนิคการประเมิน เบื้องต้นเพื่อกำหนดขนาดของหน้าต่างในการวิเคราะห์ความถี่ของ คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อซึ่งมีผลต่อคุณสมบัติเชิงเส้นของการ เปลี่ยนแปลงความถี่กลางและความถี่เฉลี่ยโดยขึ้นกับข้อมูล ซึ่งวัดได้จากอาสาสมัครสุขภาพปกติจำนวน 30 ราย

คำสำคัญ: สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ, ความถี่กลาง, ความถี่เฉลี่ย, ขนาดหน้าต่าง

Abstract

Median frequency and mean frequency of surface electromyography (EMG) play important roles in analyzing of fatigue during static contractions. The differences, however, in EMGs characteristics and measuring techniques of each individual provoke fluctuations in characterizing of power spectrum of the EMG signals. We present, in this article, a method to estimate the appropriating moving window size defined for spectrum estimation of the EMG. Verification of proper window was performed in analyzing of upper arm EMGs measured in healthy participants of 30

Key words: Electromyography (EMG), Median frequency, Mean frequency, Windows size

1. บทนำ

ความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อ (muscular fatigue) เป็นอุปสรรคสำคัญในการทำงาน และต้องใช้เวลาในการเยียวยาหากปล่อยไว้จนปรากฏอาการ ความเมื่อยล้ามักเกิดจากการใช้กล้ามเนื้อมัดนั้น ๆ ในการทำงานซ้ำ ๆ เป็นเวลานาน ๆ การผ่อนคลายก่อนที่จะเกิดอาการ จะช่วยให้ไม่ต้องทำการรักษา มีความสนใจในการนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ(Electromyography) มาใช้ในการวิเคราะห์หาความเมื่อยล้า ก่อนที่จะก่ออาการ

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีความสำคัญอย่างมาก เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติต่างๆของกล้ามเนื้อส่งผลกระทบต่อสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ตัวอย่างเช่น เมื่อเกิดการเปลี่ยนแปลงของการหดตัวของกล้ามเนื้อจะส่งผลกระทบต่อขนาดของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ [1] เป็นต้น ปัจจุบันการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้รับความนิยมนำไปประยุกต์ใช้อย่างกว้างขวาง

การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อนั้นสามารถทำได้ทั้งทางโดเมนความถี่และทางโดเมนเวลา [1] จากการศึกษาพบว่าวิธีวิเคราะห์ที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ มากมาย ซึ่งแต่ละวิธีจะสามารถบอกคุณสมบัติต่างๆของกล้ามเนื้อได้ ดังนั้นในบทความนี้จึงมีความสนใจการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในทางโดเมนความถี่ซึ่งใช้วิธีการหาค่าความถี่กลางและความถี่เฉลี่ย โดยทำการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างขนาดหน้าต่างและคุณสมบัติเชิงเส้นของการวิเคราะห์ดังกล่าว เป็นที่ทราบกันดีว่า หากขนาดหน้าต่างที่มีค่ามาก ผลที่ได้ย่อมมีความถูกต้องมากเช่นกัน จึงทำให้คุณสมบัติเชิงเส้นของความถี่กลางและความถี่เฉลี่ยมีค่ามาก แต่การวิเคราะห์ที่ข้อมูลมีจำนวนจำกัด การเลือกใช้ขนาดหน้าต่างที่มีขนาดใหญ่ขึ้น ทำให้ได้จำนวนหน้าต่างน้อย จำนวนความถี่กลางและความถี่เฉลี่ยที่ประเมินความเมื่อยล้าจะน้อยตามไปด้วย และการเลือกใช้หน้าต่างขนาดเล็กจะให้ความละเอียดของความถี่ต่ำลง ดังนั้นการเลือกใช้ขนาดหน้าต่างจึงมีความสำคัญอย่างยิ่งสำหรับการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความถี่กลางและความถี่เฉลี่ยเป็นวิธีการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่สำคัญ เนื่องจากสามารถนำไปใช้ในการประเมินความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อได้ [2] โดยในขณะที่กล้ามเนื้อออกกำลัง (การหดกล้ามเนื้อ) ค้างไว้เป็นเวลานาน เมื่อทำการวิเคราะห์ในโดเมนความถี่ จะส่งผลให้ความหนาแน่นของกำลังสเปกตรัม (Power Spectrum Density) ทางความถี่ต่ำมีค่าสูงขึ้น [3-4]

2. การทดลอง

2.1 กลุ่มตัวอย่าง

การรวบรวมข้อมูลสำหรับนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมาวิเคราะห์ได้จาก กลุ่มตัวอย่างเพศชายจำนวน 30 คน อายุระหว่าง 19-24 ปี ส่วนสูง 160-195 เซนติเมตร น้ำหนัก 45-90 กิโลกรัม ไม่มีโรคประจำตัวและไม่มีความผิดปกติของร่างกาย และไม่รับประทานยาหรือเครื่องดื่มแอลกอฮอล์

2.2 เครื่องมือวัดสัญญาณ

ทำการวัดสัญญาณโดยใช้เครื่องวัด BIOPAC System, Inc (Model MP36) ณ ห้องปฏิบัติการวัดและประมวลผลทางชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง มีช่วงความถี่ 5-500 เฮิรตซ์และมีอัตราแซมปลิง (Sampling Rate) 1000 ครั้งต่อวินาที ขั้วไฟฟ้ารุ่น EL503

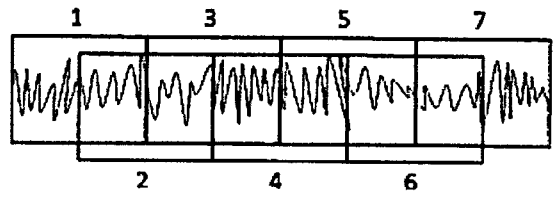
2.3 วิธีการวัดสัญญาณ

กำหนดให้กลุ่มตัวอย่างติดอิเล็กโทรดที่กล้ามเนื้อไบเซป (Bicep) นิ่งหลังตรงบนเก้าอี้สูง 59.5 เซนติเมตร ยกน้ำหนักไว้ในมือ โดยน้ำหนักที่ยกมีค่า 2.5 กิโลกรัม เกร็งให้แขนท่อนบนขนานกับลำตัว และแขนท่อนล่างขนานกับพื้น ข้อศอกทำมุม 90 องศา เป็นเวลา 3 นาที จำนวน 3 ครั้ง โดยแต่ละครั้งระยะเวลาห่างกัน 20 นาที

3 การวิเคราะห์สัญญาณ

3.1 วินโดว์ฟังก์ชัน (Window function)

เมื่อได้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการทดลองในขั้นตอนที่ 2.3 แล้ว นำสัญญาณกล้ามเนื้อเพื่อนำมาใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณโดยเลือกช่วงเวลาที่ใช้ในการวิเคราะห์ สำหรับการทดลองนี้ใช้หน้าต่างชนิดสี่เหลี่ยม ในการดึงสัญญาณมาวิเคราะห์ในการทดลองกำหนดให้การทับซ้อนของหน้าต่าง มีขนาด 50 เปอร์เซ็นต์ของหน้าต่างดังกล่าว แสดงดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 ลักษณะและการซ้อนทับของหน้าต่าง

3.2 ความถี่กลาง (MDF) และความถี่เฉลี่ย (MNF)

หลังจากที่ใช้วินโดว์ฟังก์ชันในการดึงสัญญาณมาแล้วนั้น นำสัญญาณที่ได้มาคำนวณหาค่าความถี่กลางและความถี่เฉลี่ยโดยวิธีการแปลงฟูเรียร์ (Fast Fourier Transform) ซึ่งผลที่ได้จากการคำนวณจะมีความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นของกำลังสเปกตรัม (Power Spectrum Density) และความถี่ (Frequency) สามารถคำนวณหาความถี่กลาง (MDF) ได้จากสมการที่ (1)

$$\int_0^{MDF} P(\omega) d\omega = \int_{MDF}^{\infty} P(\omega) d\omega$$

$$= \frac{1}{2} \int_0^{\infty} P(\omega) d\omega \quad (1)$$

เมื่อ $P(\omega)$ เป็น ความหนาแน่นของกำลังสเปกตรัม (PSD) จากสมการที่ (1) สามารถบ่งบอกความหมายของความถี่กลาง (MDF) ได้คือ ค่าความถี่ที่ผลรวมความหนาแน่นของกำลังสเปกตรัม (PSD) ขณะที่ความถี่ต่ำกว่าและสูงกว่ามีค่าเท่ากัน ซึ่งการคำนวณหาความถี่เฉลี่ยแสดงได้จากสมการที่ (2)

$$MNF = \frac{\int_0^{\infty} \omega P(\omega) d\omega}{\int_0^{\infty} P(\omega) d\omega} \quad (2)$$

จากสมการข้างต้น ค่าความถี่กลางและความถี่เฉลี่ยทั้งสองแสดงให้เห็นได้ว่า PSD เกิดการเลื่อน ไปทางความถี่ต่ำ

3.3 การวิเคราะห์การถดถอยอย่างง่าย (Simple regression)

เมื่อคำนวณหาค่าความถี่กลางและความถี่เฉลี่ยในหน้าต่างได้ในช่วงเวลาที่กำหนดนำมาแสดงความสัมพันธ์ที่เวลาเฉลี่ยของแต่ละหน้าต่างข้อมูลจะกระจายแต่มีแนวโน้มไปในทางเดียวกัน บทความนี้เลือกวิธีกำลังสองน้อยที่สุด (least square method) เพื่อหาฟังก์ชันที่เป็นตัวแทนของข้อมูลทั้งหมด หาได้จากสมการที่ (3)

$$f_i = a + bt_i \quad (3)$$

จากสมการที่(3) กำหนดให้ f_i คือค่าความถี่กลางหรือความถี่เฉลี่ยในฟังก์ชัน และแทน t_i คือเวลาเฉลี่ยของหน้าต่างที่ i คำนวณหา a และ b ได้จากสมการ (4), (5)

$$\sum_{i=1}^n f_i = an + b \sum_{i=1}^n t_i \quad (4)$$

$$\sum_{i=1}^n t_i f_i = a \sum_{i=1}^n t_i + b \sum_{i=1}^n t_i^2 \quad (5)$$

ค่า f_i คือความถี่กลางหรือความถี่เฉลี่ยของหน้าต่างที่ i และ n คือจำนวนหน้าต่างทั้งหมด

3.4 สัมประสิทธิ์การตัดสินใจ (Coefficient of determination)

สัมประสิทธิ์การตัดสินใจ เป็นค่าที่ใช้วัดอิทธิพลของตัวแปรตัวหนึ่งว่ามีผลต่อตัวแปรอีกตัวหนึ่งมากน้อยเพียงใด มีค่าระหว่าง 0 ถึง 1 ซึ่งเมื่อค่าเข้าใกล้ 1 หมายความว่า ความสัมพันธ์ของตัวแปรทั้งสอง มีความเป็นเชิงเส้นกันมาก ส่งผลให้ข้อมูลที่ได้ จะมีความน่าเชื่อถือมาก โดยสัมประสิทธิ์การตัดสินใจสามารถหาได้โดย

$$SS_{tot} = \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{f})^2 \quad (6)$$

$$SS_{err} = \sum_{i=1}^n (y_i - f_i)^2 \quad (7)$$

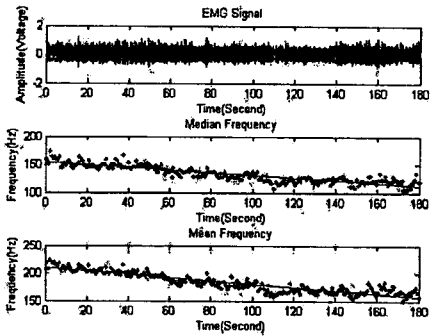
เมื่อ y_i เป็นค่าความถี่กลางหรือค่าความถี่เฉลี่ยที่วิเคราะห์ได้ ค่า \bar{f} เป็นค่าเฉลี่ยของค่าความถี่กลางหรือค่าความถี่เฉลี่ย และค่า f_i เป็นค่าที่ได้จากสมการ (3) นำค่า SS_{tot} และ SS_{err} ไปแทนในสมการ (8) จะได้ค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ

$$R^2 = 1 - \frac{SS_{err}}{SS_{tot}} \quad (8)$$

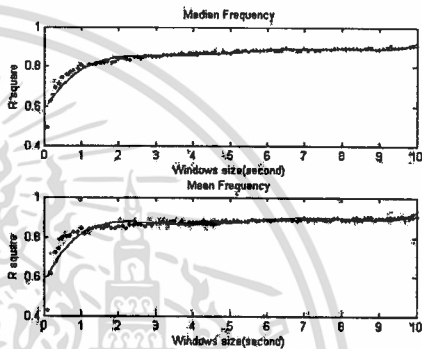
4. ผลการทดลอง

ผลการทดลองเมื่อนำสัญญาณที่วัดได้ไปวิเคราะห์โดยการแปลงฟูเรียร์เพื่อหาความถี่กลาง (MDF) และความถี่เฉลี่ย (MNF) ในเบื้องต้นกำหนดหน้าต่างมีขนาด 2.5 วินาที นำค่าความถี่กลาง (MDF) และความถี่เฉลี่ย (MNF) หาความสัมพันธ์กับเวลา ตัวอย่างดังรูปที่ 2 ในรูปที่ 2 ค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจของความถี่กลางมีค่าเท่ากับ 0.8584 และของความถี่เฉลี่ยมีค่าเท่ากับ 0.8676 หลังจากนั้นทำการเปลี่ยนขนาดหน้าต่างตั้งแต่ 0.1 - 10 วินาที โดยเปลี่ยนทีละ 0.1 วินาที นำผลที่ได้หาความสัมพันธ์ระหว่างสัมประสิทธิ์การตัดสินใจกับขนาดของหน้าต่าง ผลการทดลองมีลักษณะดังรูปที่ 3

ผลการทดลองของกลุ่มตัวอย่างมีแนวโน้มเป็นดังรูปที่ 3 นำข้อมูลทั้งหมด (90 ชุดข้อมูล) หาขนาดหน้าต่างในตำแหน่งที่กราฟมีความชัน $(\Delta R_{square} / \Delta t)$ เริ่มน้อยกว่า 0.1 แสดงค่าสูงสุด



รูปที่ 2 กราฟสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ, ความถี่กลาง, ความถี่เฉลี่ยของผู้ทดลองที่ 1 รอบที่ 1



รูปที่ 3 ความสัมพันธ์ระหว่างสัมประสิทธิ์การตัดสินใจกับขนาดหน้าต่างที่ได้จากผู้ทดลองที่ 1 รอบที่ 1

ต่ำสุด และค่าเฉลี่ยจากข้อมูลทั้งหมด ในตารางที่ 1 ตารางที่ 1 ขนาดหน้าต่างในตำแหน่งที่กราฟมีความชันเริ่มน้อยกว่า 0.1 $(\Delta R_{square} / \Delta t)$

ขนาดของหน้าต่างของการวิเคราะห์แต่ละแบบ	สูงสุด	ต่ำสุด	เฉลี่ย
วิเคราะห์แบบความถี่กลาง	4.400	1.100	2.890
วิเคราะห์แบบความถี่เฉลี่ย	4.600	1.700	2.783

นำค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจของผู้ทดลองทั้งหมด ในขณะที่ใช้ขนาดหน้าต่าง 2.5 วินาที แสดงค่าสูงสุด ต่ำสุด และค่าเฉลี่ยจากข้อมูลทั้งหมดในตารางที่ 2

ตารางที่ 2 ค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจเมื่อกำหนดให้ขนาดหน้าต่างมีค่าเท่ากับ 2.5 วินาที

ขนาดของหน้าต่างของการวิเคราะห์แต่ละแบบ	สูงสุด	ต่ำสุด	เฉลี่ย
วิเคราะห์แบบความถี่กลาง	0.960	0.295	0.691
วิเคราะห์แบบความถี่เฉลี่ย	0.967	0.335	0.721

นำค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจของผู้ทดลองทั้งหมด ในขณะที่ใช้ขนาดหน้าต่าง 3 วินาที แสดงค่าสูงสุด ค่าสุด และ ค่าเฉลี่ยจากข้อมูลทั้งหมดในตารางที่ 3

ตารางที่ 3 ค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจเมื่อกำหนดให้ขนาด หน้าต่างมีค่าเท่ากับ 3 วินาที

ขนาดของหน้าต่างของการ วิเคราะห์แต่ละแบบ	สูงสุด	ต่ำสุด	เฉลี่ย
วิเคราะห์แบบความถี่กลาง	0.987	0.387	0.713
วิเคราะห์แบบความถี่เฉลี่ย	0.996	0.424	0.736

5. สรุปผลการทดลอง

จากผลการทดลองในรูปที่ 2 สรุปได้ว่า เมื่อกำลังมือ ออกกำลังเป็นเวลานานขึ้น ค่าความถี่กลางและความถี่เฉลี่ยของ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดจะมีแนวโน้มลดลง สามารถหา สมการเส้นตรงเป็นตัวแทนของชุดข้อมูลข้างต้นได้ แต่ข้อมูลจะมีความคิดเห็นจากสมการเส้นตรงที่ได้ เมื่อทำการเปลี่ยนขนาด หน้าต่าง ปรากฏว่าถ้าขนาดหน้าต่างมีค่าน้อย ข้อมูลจะผิดเพี้ยน จากสมการเส้นตรงมาก ดูได้จากค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจมีค่าน้อย และเมื่อเพิ่มขนาดหน้าต่างมากขึ้น ค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจจะเพิ่มขึ้น การเลือกใช้ขนาดหน้าต่างควรคำนึงถึง ความละเอียดของข้อมูลที่ต้องการ ในการทดลองเลือกใช้ขนาดหน้าต่าง ที่กราฟมีความชัน ($\Delta R \text{ square} / \Delta t$) เริ่มน้อยกว่า 0.1 ค่าเฉลี่ยของ หน้าต่างมีค่าเท่ากับ 2.890 วินาทีเมื่อใช้ความถี่กลาง และ 2.783 วินาที เมื่อใช้ความถี่เฉลี่ย เมื่อทดลองใช้ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 2.5 วินาที ปรากฏว่าได้ค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจเฉลี่ยเท่ากับ 0.691014 เมื่อใช้ความถี่กลาง และ 0.720754 เมื่อใช้ความถี่เฉลี่ย และเมื่อทดลองใช้ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 3 วินาที ผลการทดลองที่ได้มีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจเฉลี่ยเท่ากับ 0.71379 เมื่อใช้ ความถี่กลาง และ 0.736319 เมื่อใช้ความถี่เฉลี่ย บทความนี้จะ แนะนำให้ใช้ขนาดหน้าต่างมากกว่า 2.5 วินาที เพื่อให้ได้ผลการ ประเมินความเมื่อยล้าที่มีความเป็นเชิงเส้นสูง

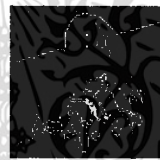
เอกสารอ้างอิง

- [1] EDWARDS, R. H., "Human muscle function and fatigue. In Human Muscle Fatigue: Physiological Mechanism,"

Pitman Medical, Ciba Foundation Symposium 82, pp. 1-18, 1981.

- [2] S. C. Gandevia, "Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue," *Physiol. Rev.*, vol. 81, no. 4, pp. 1726-1771, Oct. 2001.
- [3] M. Naeije and H. Zorn, "Relation between EMG power spectrum shifts and muscle fiber action potential conduction velocity changes during local muscular fatigue in man," *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 50, pp. 23-33, 1982.
- [4] D. MacIsaac, P. A. Parker, and K. B. Englehart, "Feasibility of conduction velocity as a fatigue index in dynamic contractions," in *Proc. X Int. Soc. Electromyography and Kinesiology Congr.*, Vienna, 2002.

ประวัติผู้เขียน



วชิรา วชิรวชิษกุล สำเร็จการศึกษาปริญญาตรี คณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขา อิเล็กทรอนิกส์ สจล. กำลังศึกษาปริญญาโท คณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ สจล.



กิติพล ชิตสกุล สำเร็จการศึกษาสาขา วิศวกรรมไฟฟ้า(วศ.บ., วศ.ม.) จากสถาบัน เทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหาร ลาดกระบัง(สจล.) และสาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ จาก Universite Paris XII ประเทศฝรั่งเศส มีงานวิจัยด้านการนำ เทคโนโลยีมาช่วยเหลือผู้พิการและเครื่องมือวัดทางการแพทย์ ปัจจุบันดำรงตำแหน่งผู้ช่วยศาสตราจารย์ประจำสาขาวิศวกรรม อิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สจล.



สุระเดช ตรีไตรถกษณะ สำเร็จการศึกษาสาขา วิศวกรรมไฟฟ้า (วศ.บ., วศ.ม.) จากสถาบัน เทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหาร ลาดกระบัง(สจล.) และสาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ (MSc, PhD.) จาก University of Southern California (USC) ประเทศ สหรัฐอเมริกา มีงานวิจัยที่สนใจด้านการศึกษาการนอนของมนุษย์ (Human Sleep Study), การวิเคราะห์และจำลองระบบทาง สรีรวิทยา (Physiological System Modeling) ปัจจุบันดำรง ตำแหน่งอาจารย์ประจำสาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะ วิศวกรรมศาสตร์ สจล.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่บนสื่อออนไลน์ การนำเอกสารนี้ไปใช้โดยไม่ได้รับอนุญาตถือว่าผิดกฎหมาย และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การกำหนดวินโดว์ฟังก์ชันที่เหมาะสมเพื่อหาความถี่กลางสำหรับการประเมินความเมื่อยล้า
โดยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อต้นแขนแบบผิวสัมผัสขณะเคลื่อนไหวต่อเนื่อง

Proper Window Function to Determination Median Frequencies for Estimation muscle
fatigue by Surface Electromyography in the Upper Arm during Cyclic Contraction

วชิรา วัชรวิเศษกุล¹, ศุภเดช ตรีไตรลักษณ์¹ และ กิตติพล จิตตกุล¹

¹ห้องปฏิบัติการวัดและประมวลผลทางชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง wachira.kondee@gmail.com

บทคัดย่อ

ความถี่กลางเป็นพารามิเตอร์ในโดเมนความถี่ที่สำคัญสำหรับการวิเคราะห์ความเมื่อยล้าจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบผิวสัมผัส โดยเฉพาะการหาค่าของกล้ามเนื้อในลักษณะคงที่ แต่สำหรับการวิเคราะห์ความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อขณะเคลื่อนไหวต่อเนื่องนั้น คุณลักษณะของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะเปลี่ยนแปลงตลอดเวลาขึ้นอยู่กับลักษณะเฉพาะเจาะจงด้านสรีระและเทคนิคการวัด ความถี่กลางจึงมีความแปรปรวนจากผลกระทบข้างต้นอย่างมาก บทความนี้นำเสนอการทดลองเพื่อหาวินโดว์ฟังก์ชันที่เหมาะสมสำหรับการวิเคราะห์ความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อขณะเคลื่อนไหวโดยใช้ค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ แสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของค่าความถี่กลาง

คำสำคัญ: สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบผิวสัมผัส, การเมื่อยล้า, ความถี่กลาง, วินโดว์ฟังก์ชัน, สัมประสิทธิ์การตัดสินใจ

Abstract

Median frequency of surface electromyography (EMGs) plays important roles in analyzing of fatigue. That often work for static contraction but for dynamic contraction, EMGs characteristics and measuring techniques of each individual provoke fluctuations in characterizing of power spectrum of the EMG signals. That is the reason to make Median frequency also fluctuates. We present experiment to find proper window function for estimation muscle fatigue by Coefficient of determination.

Keywords: Surface Electromyography, Muscle Fatigue, Median Frequency, Window function, Coefficient of determination

1. บทนำ

กล้ามเนื้อเป็นเนื้อเยื่อที่ทำหน้าที่เกี่ยวกับการเคลื่อนไหวต่างๆของร่างกาย แต่เมื่อกำลังออกแรงมาก เป็นเวลานานๆ ความสามารถในการเคลื่อนไหวจะลดลง เรียกอาการนี้ว่า ความเมื่อยล้า ปัจจุบันการศึกษามากมายนำเสนอวิธีการประเมินอาการเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อดังกล่าว อาทิ

เช่น ระดับกรดแลคติกในเลือด, ระดับออกซิเจนในเลือด, ความเป็นกรดเบสของกล้ามเนื้อ และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ [1] เป็นต้น

การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบผิวสัมผัส เป็นวิธีการที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการประเมินความเมื่อยล้าขณะออกกำลังกาย [1] เมื่อสัญญาณกล้ามเนื้อเกิดการเมื่อยล้า จะเกิดการเปลี่ยนแปลงในโดเมนความถี่ คือองค์ประกอบความถี่ต่ำจะมีค่าเพิ่มขึ้นเมื่อเทียบกับองค์ประกอบความถี่สูง โดยมีบทความทางวิชาการมากมายนำเสนอพารามิเตอร์ที่แสดงถึงการเลื่อนขององค์ประกอบทางความถี่ โดยที่ได้รับความนิยม ได้แก่ ความถี่เฉลี่ย (Mean Power Frequency) และความถี่กลาง (Median Frequency) [1-5] แต่เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ต้องการมีขนาดเล็ก, มีสัญญาณรบกวนจากผิวสัมผัสของอิเล็กโทรดกับผิวหนัง, สัญญาณรบกวนจากกล้ามเนื้อมัดใกล้เคียง เป็นต้น ทำให้การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบผิวสัมผัสมีความแปรปรวนอย่างมาก

การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะเคลื่อนไหวต่อเนื่องนั้น คุณสมบัติทางความถี่ของสัญญาณจะขึ้นอยู่กับลักษณะของการเคลื่อนที่, รูปแบบการหดตัวที่แตกต่างกันในแต่ละท่าทาง อีกด้วย เช่น การเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อต้นแขน (Bicep) ในขณะที่ยกดัมเบลล์ (Dumbbell) นั้น คุณสมบัติทางความถี่จะขึ้นอยู่กับมุมการงอข้อศอก [2] ซึ่งแตกต่างจากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะหดตัวคงที่ เพราะไม่มีการเคลื่อนที่และรูปแบบการหดตัวไม่เปลี่ยนแปลง

ความถี่กลางเป็นพารามิเตอร์สำหรับประเมินความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อโดยการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้รับความนิยมอย่างมาก โดยเฉพาะอย่างยิ่งสำหรับการวิเคราะห์ขณะกล้ามเนื้อหดตัวคงที่ แต่สำหรับการวิเคราะห์ขณะกล้ามเนื้อหดตัวแบบเคลื่อนไหวต่อเนื่องจะมีผลกระทบทางความถี่ที่เกิดจากการเคลื่อนที่และรูปแบบการหดตัวทำให้ค่าความถี่กลางมีความแปรปรวนตามไปด้วย โดยบทความฉบับนี้คาดหวังว่า การเลือกใช้รูปแบบวินโดว์ฟังก์ชันให้เหมาะสมกับคุณลักษณะของสัญญาณจะทำให้ความแปรปรวนของข้อมูลสำหรับประเมินความเมื่อยล้าลดลง โดยใช้ค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ (Coefficient of determination) แสดงลักษณะความเป็นเชิงเส้นของค่าความถี่กลาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. การทดลอง

2.1 กลุ่มตัวอย่าง

การรวบรวมข้อมูลสำหรับนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเอวมาวิเคราะห์ได้จาก กลุ่มตัวอย่างเพศชาย อายุระหว่าง 25-28 ปี ส่วนสูง 160-195 เซนติเมตร น้ำหนัก 45-90 กิโลกรัม ไม่มีความผิดปกติของร่างกาย และไม่มีประวัติประสบอุบัติเหตุบริเวณแขน จำนวน 9 คน

2.2 เครื่องมือวัดสัญญาณ

ทำการวัดสัญญาณโดยใช้เครื่องวัด BIOPAC System, Inc (Model MP36) ณ ห้องปฏิบัติการวัดและประมวลผลทางชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง มีช่วงความถี่ 5-500 เฮิร์ต [4] และมีอัตราแซมปลิง (Sampling Rate) 500 ครั้งต่อวินาที ขั้วไฟฟ้ารุ่น EL503

2.3 วิธีการวัดสัญญาณ

กำหนดให้กลุ่มตัวอย่างคิดอิเล็กโทรดที่กล้ามเนื้อไบเซป (Bicep) นิ่งหลังตรงบนเก้าอี้สูง 59.5 เซนติเมตร ถือลูกน้ำหนักไว้ในมือ โดยน้ำหนักที่ยกมีค่า 2.5 กิโลกรัม ออกแรงยกลูกน้ำหนักโดยให้แขนท่อนบนตั้งตั้งลงกับพื้นเป็นเวลา 5 นาที

3. การวิเคราะห์สัญญาณ

3.1 การแบ่งสัญญาณเป็นแต่ละวินโดว์

เนื่องจากขณะวัดและบันทึกสัญญาณระหว่างทำการทดลองนั้น ได้บันทึกแบบสัญญาณต่อเนื่อง จึงจำเป็นต้องทำการแบ่งสัญญาณออกเป็นแต่ละวินโดว์ตามรอบของการออกแรงยกลูกน้ำหนักแต่ละรอบ สามารถทำได้ 2 วิธี คือ ใช้เซนเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวแต่ละรอบรวมกับการบันทึกสัญญาณ [3] และ กำหนดจุดที่สัญญาณมีขนาดต่ำสุด (bottom value) เป็นจุดแบ่งของแต่ละวินโดว์ [1] ซึ่งเป็นวิธีที่ง่ายสำหรับการทดลอง บทความนี้จึงเลือกใช้วิธีการด้วยกล่าว

3.2 วินโดว์ฟังก์ชัน (Window Functions)

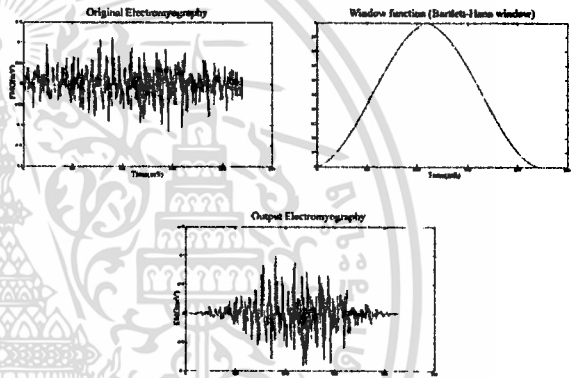
สำหรับการวิเคราะห์สัญญาณ ในโดเมนความถี่นั้น เมื่อทำการแปลงสัญญาณจากโดเมนเวลาไปเป็นโดเมนความถี่ อาจเกิดความคิดที่ขึ้นที่ เกิดจากขอบของวินโดว์ (Noise equivalent bandwidth) ส่งผลให้ เกิดสัญญาณรบกวน Noise floor วินโดว์ฟังก์ชันเป็นวิธีการหนึ่ง สำหรับปรับปรุงความคิดที่ขึ้นดังกล่าวโดยชนิดของวินโดว์ฟังก์ชันที่เหมาะสมจะขึ้นอยู่กับรูปแบบของสัญญาณ

บทความนี้มีความสนใจที่จะหาวินโดว์ฟังก์ชันที่เหมาะสมกับการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเอวขณะเมื่อยลำด้วยความถี่กลาง โดยจะทำการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวินโดว์ฟังก์ชันต่างๆ 17 รูปแบบที่โปรแกรม MATLAB เทรียนไว้ให้ ดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 วินโดว์ฟังก์ชันที่ใช้ในการทดลอง

Window Function	Matlab's command
Bartlett-Hann window	barthannwin
Bartlett window	bartlett
Blackman window	blackman
Blackman-Harris window	blackmanharris
Bohman window	bohmanwin
Chebyshev window	cbebw
Flat Top weighted window	flattopwin
Gaussian window	gausswin
Hamming window	hamming
Hann (Hanning) window	hann
Kaiser window	kaiser
Nuttall-defined minimum 4-term Blackman-Harris window	nuttallwin
Parzen (de la Valle-Poussin) window	parzenwin
Rectangular window	rectwin
Taylor window	taylorwin
Triangular window	triang
Tukey (tapered cosine) window	tukeywin

การประยุกต์ใช้วินโดว์ฟังก์ชันสำหรับการวิเคราะห์สัญญาณแสดงในรูปที่ 1



รูปที่ 1 ตัวอย่างการประยุกต์ใช้วินโดว์ฟังก์ชัน

3.3 ความถี่กลาง (Median Frequency: MDF)

หลังจากที่ใช้วินโดว์ฟังก์ชันในการดึงสัญญาณมาแล้วนั้น สามารถนำสัญญาณที่ได้มาคำนวณหาความถี่กลาง โดยวิธีการแปลงฟูเรียร์แบบเร็ว (Fast Fourier Transform: FFT) ซึ่งผลที่ได้จากการคำนวณ คือ ความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นของกำลังสเปกตรัม (Power Spectrum Density) และความถี่ (Frequency) สามารถคำนวณหาความถี่กลาง [4] ได้จากสมการที่ (1)

$$\int_0^{MDF} P(\omega) d\omega = \int_{MDF}^{\infty} P(\omega) d\omega$$

$$= \frac{1}{2} \int_0^{\infty} P(\omega) d\omega \quad (1)$$

เมื่อ $P(\omega)$ เป็น ความหนาแน่นของกำลังสเปกตรัม สามารถบอกความหมายของความถี่กลางได้คือ ค่าความถี่ที่ผลรวมความหนาแน่นของกำลังสเปกตรัมความถี่ต่ำกว่าและสูงกว่ามีค่าเท่ากัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4 การวิเคราะห์การถดถอยอย่างง่าย

การวิเคราะห์การถดถอยอย่างง่าย (Simple regression) คือวิธีการหาสมการตัวแทนสำหรับข้อมูลความถี่กลาง บทความนี้เลือกวิธีกำลังสองน้อยที่สุด (Least square method) เพื่อหาฟังก์ชันที่เป็นตัวแทนของข้อมูลทั้งหมด หาได้จากสมการที่ (2)

$$f_i = a + bt_i \quad (2)$$

กำหนดให้ f_i คือค่าความถี่กลางในฟังก์ชัน และแทน t_i คือเวลาเฉลี่ยของวินโดว์ที่ i ค้นหา a และ b ได้จากสมการ (3), (4)

$$\sum_{i=1}^n f_i = an + b \sum_{i=1}^n t_i \quad (3)$$

$$\sum_{i=1}^n t_i f_i = a \sum_{i=1}^n t_i + b \sum_{i=1}^n t_i^2 \quad (4)$$

ค่า f_i คือความถี่กลางของวินโดว์ที่ i และ n คือจำนวนวินโดว์ทั้งหมด

3.5 สัมประสิทธิ์การตัดสินใจ

สัมประสิทธิ์การตัดสินใจ (Coefficient of determination) เป็นค่าที่ใช้วัดอิทธิพลของตัวแปรหนึ่งว่ามีผลต่อตัวแปรอีกตัวแปรหนึ่งมากน้อยเพียงใด มีค่าระหว่าง 0 ถึง 1 ซึ่งเมื่อค่าเข้าใกล้ 1 หมายความว่าความสัมพันธ์ของตัวแปรทั้งสอง มีความเป็นเชิงเส้นกันมาก ส่งผลให้ข้อมูลที่ได้อาจมีความน่าเชื่อถือมาก โดยสัมประสิทธิ์การตัดสินใจสามารถหาได้โดย

$$SS_{tot} = \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{f})^2 \quad (5)$$

$$SS_{err} = \sum_{i=1}^n (y_i - f_i)^2 \quad (6)$$

เมื่อ y_i เป็นค่าความถี่กลางที่วิเคราะห์ได้ ค่า \bar{f} เป็นค่าเฉลี่ยของค่าความถี่กลาง และค่า f_i เป็นค่าที่ได้จากสมการที่ (2) นำค่า SS_{tot} และ SS_{err} จากสมการ (5),(6) ไปแทนในสมการ (7) จะได้ค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ

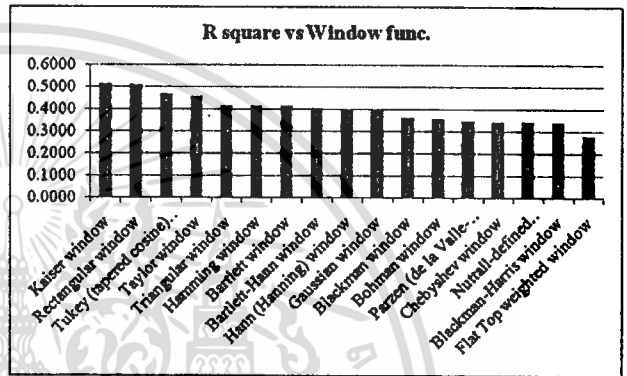
$$R^2 = 1 - \frac{SS_{err}}{SS_{tot}} \quad (7)$$

4. ผลการทดลอง

เมื่อทำการวิเคราะห์ความถี่กลางของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากการทดลองข้างต้นด้วย วินโดว์ฟังก์ชันชนิดต่างๆ นำข้อมูลความถี่กลางที่ได้มาหาสมการเส้นตรงที่เป็นตัวแทนของชุดข้อมูลแล้วนั้นจึงคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ หลังจากนั้นทำการหาค่าเฉลี่ยจากกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด แสดงดังตารางที่ 2

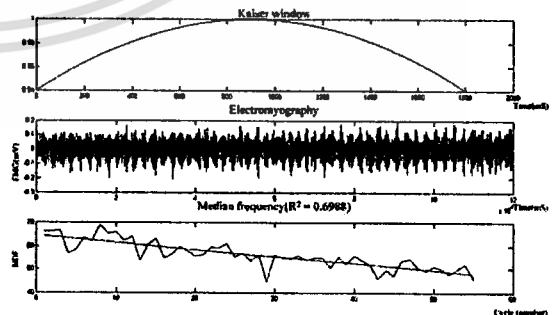
ตารางที่ 2 เปรียบเทียบสัมประสิทธิ์การตัดสินใจกับวินโดว์ฟังก์ชันชนิดต่างๆ

Window Function	R-Square (Averaged)
Bartlett-Hann window	0.4156
Bartlett window	0.4032
Blackman window	0.3592
Blackman-Harris window	0.3398
Bohman window	0.3550
Chebyshev window	0.3418
Flat Top weighted window	0.2783
Gaussian window	0.3965
Hanning window	0.4162
Hann (Hanning) window	0.3969
Kaiser window	0.5137
Nuttall-defined minimum 4-term Blackman-Harris window	0.3403
Parzen (de la Valle-Poussin) window	0.3451
Rectangular window	0.5086
Taylor window	0.4556
Triangular window	0.4172
Tukey (tapered cosine) window	0.4684

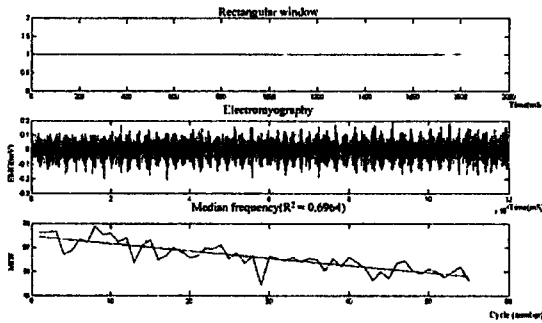


รูปที่ 2 ค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจกับวินโดว์ฟังก์ชันชนิดต่างๆ

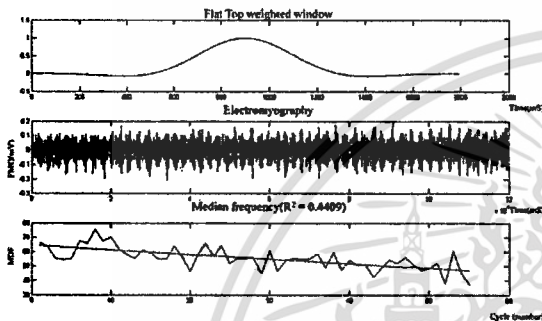
จากตารางและรูปที่ 2 ปรากฏว่า Kaiser window เป็นวินโดว์ฟังก์ชันที่ทำให้การวิเคราะห์ความถี่กลางของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อดีขึ้น มีสัมประสิทธิ์การตัดสินใจสูงที่สุดซึ่งจะมีค่าใกล้เคียงกับ Rectangular window ส่วนวินโดว์ฟังก์ชันที่มีสัมประสิทธิ์การตัดสินใจต่ำที่สุดได้แก่ Flat Top weighted window ต่อไปจะทำการเปรียบเทียบรูปแบบของ Kaiser window, Rectangular window และ Flat Top weighted window รวมถึงการวิเคราะห์ความถี่กลางของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบของผู้ทดลองที่ 1



รูปที่ 3 รูปแบบ Kaiser window และผลของการวิเคราะห์ความถี่กลาง



รูปที่ 4 รูปแบบ Rectangular window และผลของการวิเคราะห์ความถี่กลาง



รูปที่ 5 รูปแบบ Flat Top weighted window และผลของการวิเคราะห์ความถี่กลาง

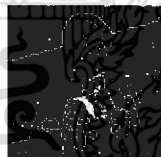
5. สรุปผลการทดลอง

ค่าความถี่กลางมีแนวโน้มลดลงเป็นเชิงเส้นเมื่อกล้ามเนื้อเนื้อออกแรงเป็นเวลานานขึ้น แต่เนื่องจากสัญญาณมีขนาดเล็ก, สัญญาณรบกวนต่างๆ และการหดตัวของกล้ามเนื้อในการทดลองเป็นแบบการเคลื่อนไหวตลอดเวลา ทำให้มีผลจากรูปแบบการหดตัวตามลักษณะการเคลื่อนไหวนั้น ทำให้การวิเคราะห์ความถี่กลางที่ได้มีความแปรปรวนสูง

การวิเคราะห์ความถี่กลางของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้อคันแขนขณะเคลื่อนไหวเป็นวงรอบซ้ำๆ ด้วยวินโดว์ฟังก์ชันรูปแบบต่างๆ นั้น ให้ผลของค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจที่ไม่เท่ากัน โดยค่าดังกล่าวสามารถบอกความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กลางกับจำนวนรอบที่กล้ามเนื้อหดตัว เมื่อค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจมีค่าสูง หมายความว่า ความถี่กลางมีความสัมพันธ์กับความเมื่อยล้ามาก สามารถคาดคะเนความเมื่อยล้าที่มีความแม่นยำมากยิ่งขึ้นตามไปด้วย โดยจากการทดลองปรากฏว่า Kaiser window และ Rectangular window เป็นวินโดว์ฟังก์ชันที่เหมาะสมสำหรับการวิเคราะห์ความถี่กลางของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้อคันแขนมากที่สุด มีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจเฉลี่ย 0.5137 และ 0.5086 ตามลำดับ ส่วนวินโดว์ฟังก์ชันที่มีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจต่ำที่สุดคือ Flat Top weighted window ซึ่งมีค่าเท่ากับ 0.2783

เอกสารอ้างอิง

- [1] Takayuki SAKURAI, Masashi TODA, Shigeru SAKURAZAWA, Junichi AKITA, Kazuaki KONDO and Yuichi NAKAMURA, "Detection of Muscle Fatigue by the Surface Electromyogram and its Application," in *9th IEEE/ACIS International Conference on Computer and Information Science*, 2010.
- [2] Philip A. Parker and Kevin Englehart, "Influence of dynamic factors on myoelectric signal estimation," in *IEEE engineering in medicine and biology*, November/December, 2001, pp. 82-89.
- [3] Paolo Bonato, Ming-Shun S. Cheng, Jose Gonzalez-Cueto, Alberto Leardini, John O'Connor and Serge H. Roy, "EMG-Based Measures of Fatigue During a Repetitive Squat Exercise," in *IEEE engineering in medicine and biology*, November/December, 2001, pp. 133-143.
- [4] A. Georgakis, L. K. Stergioulas, and G. Giakas, "Fatigue Analysis of the Surface EMG Signal in Isometric Constant Force Contractions Using the Averaged Instantaneous Frequency," in *IEEE Transactions on biomedical engineering*, Vol. 50, No. 2, February, 2003, pp. 262-265.
- [5] Daniel R. Rogers and Dawn T. MacIsaac, "EMG-based muscle fatigue assessment during dynamic contractions using principal component analysis," in *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2011.



วชิรา วัชรวิเศษกุล สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี คณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาอิเล็กทรอนิกส์ สจล. กำลังศึกษาปริญญาโท คณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ สจล.



สุรเดช ตรีไตรภพ สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาโท สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า (วศ.บ., วศ.ม.) จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง (สจล.) และสาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ (MSc, PhD.) จาก University of Southern California (USC) ประเทศสหรัฐอเมริกา ปัจจุบันดำรงตำแหน่งอาจารย์ประจำสาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สจล.



กิตติพล ชิตสกุล สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาโท สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า (วศ.บ., วศ.ม.) จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง (สจล.) และสาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ จาก Universite Paris XII ประเทศฝรั่งเศส ปัจจุบันดำรงตำแหน่งผู้ช่วยศาสตราจารย์ประจำสาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สจล.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล นายวชิรา วัชรวิเศษกุล
 วัน เดือน ปีเกิด 30 สิงหาคม 2530 ที่สงขลา
 ที่อยู่ 63 หมู่ 4 ตำบลบางสีทอง อำเภอบางกรวย จังหวัดนนทบุรี 11130
 โทร. 0-82487-2676 อีเมลล์ wachira.kondee@gmail.com
 ประวัติการศึกษา 2552 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์
 สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
 ความชำนาญเฉพาะด้าน 1.) การวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณและภาพ
 2.) เครื่องมือวัดและประมวลผลทางการแพทย์

ประสบการณ์การทำงานและผลงานวิจัย

- 2554: นำเสนอบทความ“การกำหนดขนาดหน้าต่างที่เหมาะสมเพื่อหาความถี่กลางและความถี่เฉลี่ยสำหรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อตันแขนแบบหตุตัวคงที่” ในการประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 34 (EECON-34) ที่จังหวัดชลบุรี
- 2557: นำเสนอบทความ “การกำหนดวินโดว์ฟังก์ชันที่เหมาะสมเพื่อหาความถี่กลางสำหรับการประเมินความเมื่อยล้าโดยสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อตันแขนแบบผิวสัมผัสขณะเคลื่อนไหวต่อเนื่อง” ในการประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 37 (EECON-37) ที่จังหวัดขอนแก่น
- 2554-ปัจจุบัน: ทำงานที่ บริษัทไมโครชิพ เทคโนโลยี ประเทศไทย ในตำแหน่ง Test and Product engineer

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้