



ลักษณะเด่นชนิดใหม่สำหรับการจำแนกท่าทางของตาโดยใช้สัญญาณไฟฟ้าการกลกตา

**Novel Feature for Discrimination of Eye Motions using  
Electrooculography (EOG) Signal**

ศิริวดี อึ้งสกุล

**Siriwadee Aungsakul**

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of**

**Master of Engineering in Electrical Engineering**

**Prince of Songkla University**

**2555**

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชื่อวิทยานิพนธ์      ลักษณะเด่นชนิดใหม่สำหรับการจำแนกท่าทางของตาโดยใช้สัญญาณไฟฟ้า  
 การกลอกตา  
 ผู้เขียน              นางสาวศิริวิดี อึ้งสกุล  
 สาขาวิชา            วิศวกรรมไฟฟ้า

---

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

คณะกรรมการสอบ

.....ประธานกรรมการ  
 (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พฤกษ์ภัทรานนท์) (รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

.....กรรมการ  
 (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พฤกษ์ภัทรานนท์)

.....  
 (รองศาสตราจารย์ ดร.ชูศักดิ์ ลิ้มสกุล)

.....กรรมการ  
 (รองศาสตราจารย์ ดร.ชูศักดิ์ ลิ้มสกุล)

.....กรรมการ  
 (ดร.ประกาศิต กายะสิทธิ์)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็น  
 ส่วนหนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิตสาขาวิชาวิศวกรรม  
 ไฟฟ้า

.....  
 (ศาสตราจารย์ ดร.อมรรัตน์ พงศ์ดารา)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ชื่อวิทยานิพนธ์	ลักษณะเด่นชนิดใหม่สำหรับการจำแนกท่าทางของตาโดยใช้สัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา
ผู้เขียน	นางสาวศิริวิดิ อึ้งสกุล
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
ปีการศึกษา	2554

### บทคัดย่อ

สัญญาณไฟฟ้าการกลอกตานิยมใช้กันอย่างแพร่หลายและได้รับประสบความสำเร็จที่ใช้ในการตรวจจับลักษณะกิจกรรมของดวงตา โดยมีนำการจำแนกท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตามาประยุกต์ใช้ในการควบคุมการเชื่อมต่อระหว่างคอมพิวเตอร์กับมนุษย์ นอกจากนี้มีการนำไปใช้กับโปรแกรมอื่นที่ใช้ควบคุมเมาส์เสมือนจริง ควบคุมเป็นพิมพ์ 3D รดเงินไฟฟ้า และหุ่นยนต์อำนวยความสะดวกในโรงงานอุตสาหกรรม การใช้สัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาได้มีมานานถึงสองทศวรรษที่ผ่านมา แต่ก่อนที่จะนำสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาไปใช้ประโยชน์จำเป็นต้องทำการคัดเลือกคุณลักษณะเด่นที่มีประโยชน์ก่อน ในการทำงานวิจัยนี้ได้ใช้คุณลักษณะเด่น 16 ลักษณะจาก 2 ช่องสัญญาณ คือค่าแอมพลิจูดที่มากที่สุดและน้อยที่สุด ค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุดและน้อยที่สุด ค่าพื้นที่ใต้กราฟ ค่าจำนวนครั้งที่ตัดผ่านค่าขีดแบ่ง ค่าความแปรปรวน และค่าความชัน ซึ่งจะได้มาจากสัญญาณในแนวตั้งและแนวนอน ในการทดลองกับสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาจากอาสาสมัครทั้ง 5 คนที่ทำการเคลื่อนไหวดวงตา 10 ท่าทางคือ กลอกตาขึ้นบน กลอกตาลงล่าง กลอกตาไปทางขวา กลอกตาไปทางซ้าย กลอกตาเฉียงขึ้นขวา กลอกตาเฉียงขึ้นซ้าย กลอกตาเฉียงลงขวา กลอกตาเฉียงลงซ้าย กลอกตาตามเข็มนาฬิกา และกลอกตาทวนเข็มนาฬิกา ได้แสดงด้วยค่าเฉลี่ยของคุณลักษณะเด่นและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน โดยใช้การพล็อตการกระจายตัวของคุณลักษณะเด่นเพื่อแสดงความแตกต่างกันระหว่างคุณลักษณะเด่นแต่ละลักษณะ การใช้ผลการทดลองมาวิเคราะห์พบว่า ค่าความชันเป็นคุณลักษณะเด่นที่ให้ผลดีที่สุด โดยเกิดจากการประยุกต์ใช้ค่าแอมพลิจูดที่มากที่สุดและน้อยที่สุด ค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุดและน้อยที่สุด ซึ่งการรวมกันของคุณลักษณะเด่นเหล่านี้เป็นประโยชน์สำหรับการจำแนกท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตา เมื่อนำการประยุกต์ใช้กับโครงข่ายประสาทเทียมทำให้ได้ผลการคัดแยก 100 เปอร์เซ็นต์ ดังนั้นคุณลักษณะเด่นและผลการคัดแยกเหล่านี้จะมีประโยชน์สำหรับการใช้งานเกี่ยวกับการเชื่อมต่อระหว่างคอมพิวเตอร์กับมนุษย์ ในงานวิจัยขั้นสูงในอนาคตต่อไป

คำสำคัญ      สัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา, การเคลื่อนไหวดวงตา, การเชื่อมต่อระหว่าง  
คอมพิวเตอร์กับมนุษย์, การจำแนก, คุณลักษณะเด่น

<b>Thesis Title</b>	Novel Feature for Discrimination of Eye Motions using Electrooculography (EOG) Signal
<b>Author</b>	Miss Siriwadee Aungsakul
<b>Major Program</b>	Electrical Engineering
<b>Academic Year</b>	2011

### **ABSTRACT**

Electrooculography (EOG) signal is a widely and successfully used to detect activities of human eye. Use of the EOG signals as a control signal for human-computer interface (HCI) plays a central role in the understanding, characterization and classification of eye movements which can be applied to a wide variety of applications consisting of virtual mouse and keyboard control, electric power wheelchairs and industrial assistive robots. The advantages of the EOG-based interface over other conventional interfaces have been presented in the last two decades; however, due to a lot of information in EOG signals, the extraction of useful features should be done before the classification task. In this study, sixteen useful features extracted from two directional EOG signals: vertical (V) and horizontal (H) signals have been presented and evaluated. There are the maximum peak and valley amplitude values (PAV and VAV), the maximum peak and valley position values (PAP and VAP), the area under curve value (AUC), the number of threshold crossing value (TCV), EOG variance (VAR), and Slop (M) which are derived from both V and H signals. In the experiments, EOG signals obtained from five healthy subjects with ten directional eye movements were employed: up, down, right, left, up-right, up-left, down-right down-left clockwise and counterclockwise. The mean feature values and their standard deviations have been reported. Most features show the difference between the mean feature values. Using the scatter plot, the differences in features can be clearly seen, particularly for M of V and H signal. Results show that classification accuracy approaches 100%. The combination of these features may be useful for the classification of EOG signals in both class separability and robustness point of views. These features and this result can be useful for various

advanced HCI applications in future researches, notably eye-exercise and eye-writing recognitions.

**Keywords:** Electrooculography (EOG) signal, Eye movement, Human-computer interface (HCI), Classification, Feature

## สารบัญ

	หน้า
สารบัญ	(8)
รายการตาราง	(11)
รายการภาพประกอบ	(12)
<b>บทที่</b>	
1. บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของการวิจัย.....	1
1.2 การตรวจเอกสาร บทความ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	2
1.3 วัตถุประสงค์.....	4
1.4 ขอบเขตการวิจัย.....	4
1.5 ขั้นตอนและวิธีการดำเนินงานการวิจัย.....	4
2. ทฤษฎีและหลักการ.....	6
2.1 สัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา (Electrooculography, EOG).....	6
2.1.1 การกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา.....	6
2.1.2 กล้ามเนื้อรอบดวงตา.....	7
2.2 ประโยชน์ของการบริหารดวงตา.....	9
2.3 ความถี่ช่วงเอซี (AC) และช่วงดีซี (DC) ของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา.....	9
2.4 ตำแหน่งของจุดวัดสัญญาณ.....	10
2.5 ลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตา.....	13
2.6 โครงข่ายประสาท (Neural network).....	19
2.6.1 ทรานส์เฟอร์ฟังก์ชันของโครงข่าย (Transfer Function).....	19
2.6.2 โครงสร้างของโครงข่ายประสาท.....	20
3. การทดสอบและผลทดสอบเบื้องต้น.....	25
3.1 วัสดุและอุปกรณ์.....	25
3.1.1 อิเล็กโทรด (Electrode).....	25
3.1.2 เครื่องขยายสัญญาณ และแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัล.....	26
3.1.3 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดในการวัดสัญญาณ.....	28

## สารบัญ (ต่อ)

บทที่	หน้า
3.2 การศึกษาการเลือกใช้ช่วงความถี่เอชหรือช่วงความถี่ดีซีของการวัด สัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา.....	29
3.1.1 วิธีการทดลอง.....	29
3.1.2 ผลการทดลอง.....	29
3.3 การศึกษาการเลือกใช้ตัวกรองความถี่ที่ใช้ในการวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา...	31
3.2.1 วิธีการทดลอง.....	31
3.2.2 ผลการทดลอง.....	32
3.4 การศึกษาการเลือกใช้ท่าทางในการวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา.....	34
3.5 การออกแบบวิธีการทดลองในการวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา.....	43
3.5.1 ช่วงความถี่ที่เหมาะสม.....	43
3.5.2 การกำหนดตำแหน่งของจุดที่ไข่มองและตำแหน่งของการนั่งขณะทำการ วัดสัญญาณ.....	43
3.5.3 การกำหนดท่าทางที่ใช้ในการวัดสัญญาณ.....	45
3.5.4 วิธีการทดลอง.....	45
4.การจำแนกแบบระบบที่ไม่ใช่จดจำรูปแบบ (Non-pattern recognition).....	49
4.1 วิธีการหาคุณลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา.....	49
4.1.1 คุณลักษณะเด่นที่เลือกใช้.....	50
4.1.2 ผลการทดลอง.....	56
4.2 การเลือกใช้คุณลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา.....	67
5.การจำแนกแบบระบบที่จดจำรูปแบบ (Pattern recognition).....	71
5.1 การออกแบบโครงข่ายประสาท.....	71
5.2 อินพุตและเอาต์พุตของโครงข่ายประสาท.....	72
5.3 ผลการทดลองโครงข่ายประสาท.....	73
6. สรุปผลการวิจัยปัญหาและข้อเสนอแนะ.....	74



## สารบัญ (ต่อ)

บทที่	หน้า
6.1 สรุปผลการวิจัย.....	74
6.1.1 การศึกษาการเลือกช่วงความถี่ ตำแหน่งของจุดวัดสัญญาณ รวมทั้ง ลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตา.....	74
6.1.2 การวิเคราะห์หาคุณลักษณะและการจำแนกท่าทาง.....	75
6.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ.....	75
6.2.1 ปัญหา.....	75
6.2.2 ข้อเสนอแนะ.....	76
บรรณานุกรม.....	77
ภาคผนวก.....	86
ภาคผนวก ก การศึกษาการเลือกใช้ท่าทางในการวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลกตา.....	87
ภาคผนวก ข ผลการพล็อตดูการกระจายตัวของข้อมูล.....	95
ภาคผนวก ค บทความทางวิชาการ.....	110
ประวัติผู้เขียน.....	155

## รายการตาราง

ตาราง		หน้า
2-1	การแบ่งลักษณะของตำแหน่งจุดวัดสัญญาณ.....	10
2-2	การแบ่งลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตา.....	15
3-1	ความแตกต่างการเกิดรูปคลื่นของสัญญาณไฟฟ้าการก่อกตาของแต่ละท่าทาง.....	42
4-1	ค่าเฉลี่ยแรงดันไฟฟ้าสูงสุดในด้านบวกและด้านลบทั้งช่องสัญญาณในแนวตั้งและ แนวนอนของการเกิดสัญญาณของอาสาสมัครทั้ง 5 คน.....	50
4-2	ความแตกต่างของค่าความชันในแนวตั้งและแนวนอนในลักษณะท่าทางที่ต่างกัน ...	55
4-3	ค่าเฉลี่ยและค่ามาตรฐานความเบี่ยงเบนของคุณลักษณะเด่นทั้ง 8 ลักษณะของ อาสาสมัครคนที่ 1.....	57
4-4	ค่าเฉลี่ยและค่ามาตรฐานความเบี่ยงเบนของคุณลักษณะเด่นทั้ง 8 ลักษณะของ อาสาสมัครคนที่ 2.....	59
4-5	ค่าเฉลี่ยและค่ามาตรฐานความเบี่ยงเบนของคุณลักษณะเด่นทั้ง 8 ลักษณะของ อาสาสมัครคนที่ 3.....	61
4-6	ค่าเฉลี่ยและค่ามาตรฐานความเบี่ยงเบนของคุณลักษณะเด่นทั้ง 8 ลักษณะของ อาสาสมัครคนที่ 4.....	63
4-7	ค่าเฉลี่ยและค่ามาตรฐานความเบี่ยงเบนของคุณลักษณะเด่นทั้ง 8 ลักษณะของ อาสาสมัครคนที่ 5.....	65
4-8	ดัชนีชี้วัดตำแหน่งของการเกาะกลุ่มของแต่ละท่าทาง.....	70
5-1	การปรับปรุงค่าตัวเลขสำหรับสอนโครงข่ายประสาท.....	72
5-2	ข้อมูลที่ใช้สอนโครงข่ายประสาท.....	73
5-3	ค่าเปอร์เซ็นต์การจำแนกของข้อมูลเมื่อใช้ลักษณะเด่นค่าความชัน.....	73

## รายการภาพประกอบ

ภาพประกอบ	หน้า
2-1 ลักษณะทางกายวิภาคของดวงตา.....	7
2-2 การเกิดประจุของขั้วไฟฟ้าเมื่อกลอกดวงตา .....	7
2-3 กล้ามเนื้อบริเวณรอบดวงตา.....	8
2-4 จำนวนของการเลือกใช้ตำแหน่งจุดวัดสัญญาณ.....	13
2-5 จำนวนของการเลือกใช้ลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตา.....	18
2-6 โครงสร้างของโครงข่ายเปอร์เซปตรอน.....	21
2-7 โครงสร้างของโครงข่ายเฮิบเบียน.....	22
2-8 โครงสร้างของโครงข่ายอดาไลน์.....	23
2-9 โครงสร้างแบบย่อ 3 ชั้นของโครงข่ายแพร์กัลบ.....	24
3-1 อิเล็กโทรด.....	26
3-2 เครื่องขยายสัญญาณ รุ่น Mobi6-6b.....	27
3-3 การวางตำแหน่งอิเล็กโทรด.....	29
3-4 ลักษณะรูปแบบของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าการกลกตาในช่วงความถี่ดีซีและช่วงความถี่เอซี ในมาตราส่วนแกน X และ แกน Y ที่เท่ากัน.....	30
3-5 ลักษณะรูปแบบของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าการกลกตาในช่วงความถี่ดีซีและช่วงความถี่เอซี ในมาตราส่วนแกน Y ที่ต่างกัน.....	30
3-6 ลักษณะรูปแบบของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าการกลกตาในช่วงความถี่ทั้ง 5 แบบในมาตราส่วนแกน Y ที่ต่างกัน.....	33
3-7 ลักษณะสัญญาณของท่าทางการกลกตาทั้งสองข้างมองแก้มด้านขวา.....	35
3-8 ลักษณะสัญญาณของท่าทางการกลกตาทั้งสองข้างมองแก้มด้านซ้าย.....	36
3-9 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกลกตาทั้งสองข้างมองขึ้นไปปลายคิ้วขวา.....	36
3-10 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกลกตาทั้งสองข้างมองขึ้นไปปลายคิ้วซ้าย.....	37
3-11 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกลกตาทั้งสองข้างมองไปที่ไหล่ขวา.....	37
3-12 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกลกตาทั้งสองข้างมองไปที่ไหล่ซ้าย.....	38
3-13 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกลกตาทั้งสองข้างมองไปทางขวา.....	38

## รายการภาพประกอบ (ต่อ)

	ภาพประกอบ	หน้า
3-14	ลักษณะสัญญาณของท่าทางกลอกลูกตาทั้งสองข้างมองไปทางซ้าย.....	39
3-15	ลักษณะสัญญาณของท่าทางกลอกลูกตาทั้งสองข้างมองขึ้น.....	39
3-16	ลักษณะสัญญาณของท่าทางกลอกลูกตาทั้งสองข้างมองลงล่าง.....	40
3-17	ลักษณะสัญญาณของท่าทางกลอกตาทั้งสองข้างมองเป็นวงกลมวนทางขวา.....	40
3-18	ลักษณะสัญญาณของท่าทางกลอกตาทั้งสองข้างมองเป็นวงกลมวนทางซ้าย.....	41
3-19	การวางตำแหน่งของจุดที่ใช้มองขณะทำการวัดสัญญาณ.....	44
3-20	ตำแหน่งของการนั่งขณะทำการวัดสัญญาณ.....	44
3-21	ท่าทางการกลอกตาลงล่าง.....	45
3-22	ท่าทางการกลอกตาขึ้นบน.....	46
3-23	ท่าทางการกลอกตาไปทางซ้าย.....	46
3-24	ท่าทางการกลอกตาไปทางขวา.....	46
3-25	ท่าทางการกลอกตาเฉียงลงซ้าย.....	47
3-26	ท่าทางการกลอกตาเฉียงลงขวา.....	47
3-27	ท่าทางการกลอกตาเฉียงขึ้นซ้าย.....	47
3-28	ท่าทางการกลอกตาเฉียงขึ้นขวา.....	48
3-29	ท่าทางการกลอกตาเป็นวงกลมวนตามเข็มนาฬิกา.....	48
3-30	ท่าทางการกลอกตาเป็นวงกลมวนทวนเข็มนาฬิกา.....	48
4-1	ค่าแอมพลิจูดที่มากที่สุดใ้ในแนวตั้งและแนวนอน.....	50
4-2	ค่าแอมพลิจูดที่น้อยที่สุดในแนวตั้งและแนวนอน.....	51
4-3	ค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุดใ้ในแนวตั้งและแนวนอน.....	51
4-4	ตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่าน้อยที่สุดในแนวตั้งและแนวนอน.....	52
4-5	ค่าพื้นที่ใต้กราฟใ้ในแนวตั้งและแนวนอน.....	53
4-6	ค่าจำนวนครั้งที่ตัดผ่านค่าขีดแบ่งใ้ในแนวตั้งและแนวนอน.....	53
4-7	ค่าความชันใ้ในแนวตั้งและแนวนอน.....	55

## รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
4-8 การกระจายตัวของคุณลักษณะเด่นค่าความชันในแนวตั้งและแนวนอนจาก อาสาสมัครทั้ง 5 คน.....	68
4-9 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุดใแนวตั้งและแนวนอนจาก อาสาสมัครทั้ง 5 คน.....	68
4-10 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่าน้อยที่สุดในแนวตั้งและแนวนอน จากอาสาสมัครทั้ง 5 คน.....	69
5-1 การออกแบบระบบการจำแนก.....	72
ก1-1 ลักษณะสัญญาณของท่าทางหลับตาทั้งสองข้าง.....	88
ก1-2 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกระพริบตาทั้งสองข้างจำนวนหนึ่งครั้ง.....	88
ก1-3 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกระพริบตาทั้งสองข้างจำนวนสองครั้ง.....	89
ก1-4 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกระพริบตาทั้งสองข้างจำนวนสามครั้ง.....	89
ก1-5 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกระพริบตาข้างขวาข้างเดียวจำนวนหนึ่งครั้ง.....	90
ก1-6 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกระพริบตาข้างซ้ายข้างเดียวจำนวนหนึ่งครั้ง.....	90
ก1-7 ลักษณะสัญญาณของท่าทางปิดตาสบายๆ ทั้งสองข้าง.....	91
ก2-1 ลักษณะสัญญาณของท่าทางเบิ่งตาทั้งสองข้าง.....	91
ก2-2 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกลอกตาทั้งสองข้างมองที่ปลายจมูก.....	92
ก2-3 ลักษณะสัญญาณของท่าทางการยื่นแขนขวาไปข้างหน้าในระดับเดียวกับไหล่ซ้ายๆ ระหว่างยื่น ให้ตาทั้งสองข้างมองที่ปลายนิ้วตามไปด้วย.....	92
ก2-4 ลักษณะสัญญาณของท่าทางการยื่นแขนซ้ายไปข้างหน้าในระดับเดียวกับไหล่ซ้ายๆ ระหว่างยื่น ให้ตาทั้งสองข้างมองที่ปลายนิ้วตามไปด้วย.....	93
ก2-5 ลักษณะสัญญาณของท่าทางใช้ปากกา 2 แห่ง แห่งหนึ่งถือไว้ตรงหน้า ส่วนอีกแห่ง ยื่นไปสุดปลายแขน กลอกตาทั้งสองข้างจ้องมองปากกาแห่งแรก แล้วเปลี่ยน ไปจ้อง แห่งที่สอง.....	93
ก2-6 ลักษณะสัญญาณของท่าทางเพ่งมองจุดหรือสัญลักษณ์ที่กำแพงระดับเดียวกับลูกตา..	94

## รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
ก2-7 ลักษณะสัญญาณของท่าทางปิดตาสบายๆ จากนั้นใช้ปลายนิ้ว 3 นิ้ววัดตาเบาๆ เป็นวงกลม.....	94
ข1-1 การกระจายตัวของคุณลักษณะเด่นค่าความชันในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 1.....	96
ข1-2 การกระจายตัวของคุณลักษณะเด่นค่าความชันในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 2.....	97
ข1-3 การกระจายตัวของคุณลักษณะเด่นค่าความชันในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 3.....	97
ข1-4 การกระจายตัวของคุณลักษณะเด่นค่าความชันในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 4.....	98
ข1-5 การกระจายตัวของคุณลักษณะเด่นค่าความชันในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 5.....	98
ข2-1 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 1.....	99
ข2-2 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 2.....	100
ข2-3 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 3.....	100
ข2-4 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 4.....	101
ข2-5 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 5.....	101
ข3-1 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 1.....	102

## รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
ข3-2 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด ในแนวตั้งและแนวนอนของ อาสาสมัครคนที่ 2.....	103
ข3-3 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด ในแนวตั้งและแนวนอนของ อาสาสมัครคนที่ 3.....	103
ข3-4 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด ในแนวตั้งและแนวนอนของ อาสาสมัครคนที่ 4.....	104
ข3-5 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด ในแนวตั้งและแนวนอนของ อาสาสมัครคนที่ 5.....	104
ข4 ค่าแอมพลิจูดที่มากที่สุดในแนวตั้งและในแนวนอนของอาสาสมัครทั้ง 5 คน.....	105
ข5 ค่าแอมพลิจูดที่น้อยที่สุดในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครทั้ง 5 คน.....	106
ข6 ค่าพื้นที่ใต้กราฟในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครทั้ง 5 คน.....	107
ข7 ค่าจำนวนครั้งที่ตัดผ่านค่าขีดแบ่งในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครทั้ง 5 คน...	108
ข8 ค่าความแปรปรวนในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครทั้ง 5 คน.....	109

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความสำคัญและที่มาของการวิจัย

ดวงตาเป็นอวัยวะหนึ่งในประสาทสัมผัสทั้งห้า ซึ่งมีความจำเป็นต่อการดำรงชีวิตของมนุษย์ ใช้ในการทำหน้าที่มองเห็นสิ่งต่างๆ ที่อยู่รอบตัว ดังนั้นทุกคนจึงต้องการให้ดวงตาของเราสามารถใช้การได้ดีไปได้ยาวนานที่สุด การถนอมดวงตาจึงเป็นสิ่งสำคัญมากที่ไม่อาจมองข้ามและละเลยไปได้ การบริหารดวงตาหรือกล้ามเนื้อตา จึงควรปฏิบัติอยู่เป็นประจำอย่างสม่ำเสมอเพื่อสุขภาพที่ดีเช่นเดียวกับกล้ามเนื้ออื่นๆ ในร่างกาย จุดมุ่งหมายของการบริหารดวงตา ก็เพื่อเสริมสร้างกล้ามเนื้อตา และปรับปรุงการมองเห็น ปัจจุบันการส่งเสริมให้มีการบริหารดวงตาในชีวิตประจำวันของมนุษย์มีมากขึ้น โดยจากการค้นหาคำว่า “Eye exercise” จะพบว่าจะมีบทความจำนวนมากที่กล่าวถึงความสำคัญในการบริหารดวงตา รวมถึงท่าทางในการบริหารดวงตาต่างๆ นอกจากนี้สำหรับผู้พิการที่มีความพิการไม่สามารถใช้งานแขนได้อย่างปกติ หรือไม่มีแขนให้ใช้งาน แต่ยังคงมีความสามารถในการเคลื่อนไหวดวงตาได้ จะสามารถใช้ประโยชน์จากการเคลื่อนไหวดวงตาเพื่อนำไปใช้ในการควบคุมอุปกรณ์อำนวยความสะดวกต่างๆ สำหรับผู้พิการเองได้

ในปัจจุบัน การนำประโยชน์จากการเคลื่อนไหวดวงตาไปใช้ประโยชน์มีมากขึ้น โดยเมื่อเรามีการเคลื่อนไหวดวงตา ก็จะพบว่าจะมีสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อที่เกิดขึ้นจากการเคลื่อนไหวของดวงตา โดยเราเรียกสัญญาณไฟฟ้าที่ได้ว่าเป็น สัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา (Electrooculography signal; EOG signal) ซึ่งการนำสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาไปใช้ประโยชน์ในการจำแนกท่าทางต่างๆ ถูกนำไปประยุกต์ใช้อย่างแพร่หลาย เช่น การจำแนกท่าทางการกลอกตา ในทิศทางต่างๆ (Eye direction movements) ส่วนใหญ่จะมีแบบ 4 และ 8 ทิศทาง นั่นคือ เคลื่อนขึ้นบน เคลื่อนลงล่าง เคลื่อนซ้าย เคลื่อนขวา [1] รวมถึง เคลื่อนไปในทิศทางเฉียง 45 องศา ทางด้านบนขวา บนซ้าย ล่างขวา และล่างซ้าย [2] ซึ่งนำไปใช้ประโยชน์ในการควบคุมอุปกรณ์ภายนอกสำหรับผู้พิการ เช่น ควบคุมตัวชี้ตำแหน่งเมาส์ เพื่อใช้งานคอมพิวเตอร์ เป็นต้น หรือการจำแนกท่าทางการกลอกตาในทิศทางต่างๆ เพื่อนำไปใช้ในการควบคุมรถเข็นไฟฟ้า [3] เป็นต้น นอกจากนี้การจำแนกท่าทางการกลอกตา ยังสามารถนำมาใช้ในการจดจำการเคลื่อนไหวในกิจกรรมต่างๆ ในชีวิตประจำวัน (Activity recognition) เช่น การอ่านและพิมพ์ในคอมพิวเตอร์ การท่องเว็บหรือการดู



หน้า [4] ซึ่งเซนเซอร์ชนิดอื่นไม่สามารถทำได้ หรือการนำมาใช้ในการจดจำการเคลื่อนไหวดวงตา ในการเขียนตัวเลขหรืออักษร (Eye writing) เพื่อใช้เป็นส่วนต่อประสาน (Interface) ในการป้อนข้อมูลในอนาคตได้ [5]

สำหรับในงานวิจัยนี้ ทางคณะผู้วิจัยได้ให้ความสำคัญกับการนำสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา ขณะเคลื่อนที่ในทิศทางต่างๆ ทั้ง 8 ทิศทาง ซึ่งสามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการควบคุมอุปกรณ์อำนวยความสะดวกสำหรับผู้พิการต่างๆ ได้ ทั้งตัวชี้ตำแหน่งเมาส์คอมพิวเตอร์ (Cursor mouse computer) เป็นคีย์บอร์ดเสมือน (Virtual keyboard) รวมถึงรถเข็นไฟฟ้า (Electric wheelchair) เป็นต้น และเพื่อเป็นการส่งเสริมให้เกิดโปรแกรมในการส่งเสริมการบริหารดวงตา จึงได้มีการศึกษาถึงความเป็นไปได้เบื้องต้นในการนำสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา มาใช้ในการจดจำการเคลื่อนไหวของดวงตาในท่าทางบริหารต่างๆ เพื่อประโยชน์ในการนำไปใช้เป็นโปรแกรมที่ช่วยจดจำ เพื่อออกแบบให้ผู้บริหารดวงตาได้ถูกต้อง ในท่าทางและจำนวนครั้งที่เหมาะสม โดยโปรแกรมต่อไปได้ ซึ่งจะพบว่าท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาในทิศทางทั้ง 8 จะเป็นพื้นฐานสำหรับการต่อยอดมาใช้ในการจำแนกท่าทางการบริหารดวงตาได้ต่อไป และนอกจากประโยชน์ในเรื่องของการบริหารดวงตาแล้ว ยังพบว่าการกลอกตาในท่าบริหารต่างๆ ยังช่วยในด้านอื่นๆ อีก เช่น ช่วยลดความเมื่อยล้า ผ่อนคลายความตึงเครียด ช่วยลดการระคายเคืองตา ช่วยลดอาการสายตาสั้นกับสายตายาว ไม่ต้องเปลี่ยนแว่นบ่อยๆ ช่วยลดและป้องกันอาการบวมพร่องที่จอร์รับภาพได้ และสำหรับคนที่สายตาปกติคืออยู่แล้ว การบริหารนี้ก็ช่วยให้กล้ามเนื้อตาแข็งแรง นัยน์ตาสดใส และมีความจำดีขึ้นถึง 10 เปอร์เซ็นต์ [6]

## 1.2 การตรวจเอกสาร บทความ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการกลอกตาหรือเคลื่อนไหวดวงตา ได้เริ่มต้นมีการประยุกต์ใช้อย่างมากในงานทางด้านจิตวิทยา ต่อมาได้มีการนำมาประยุกต์ใช้ในศาสตร์ด้านอื่นๆ เพิ่มมากขึ้น โดยเฉพาะทางด้านวิศวกรรมศาสตร์ โดยได้มีการศึกษาถึงความเป็นไปได้ในการหาความสัมพันธ์ระหว่างการกลอกตาในทิศทางต่างๆ หรือกิจกรรมต่างๆ กับลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา เพื่อนำมาใช้ในการควบคุมอุปกรณ์ภายนอกต่างๆ (Assistive devices) โดยเฉพาะจะเป็นประโยชน์อย่างมาก สำหรับผู้พิการที่ไม่สามารถใช้แขนในการควบคุมอุปกรณ์ทั่วไปอย่างคั่นบังคับ หรือเป็นสัมผัสได้ หรือเป็นระบบรู้จำ เพื่อประโยชน์ทางการบำบัด และฟื้นฟู (Rehabilitation system) ตัวอย่างของงานประยุกต์ที่มีการใช้งานสัญญาณการกลอกตาไปใช้ในการจำแนกท่าทาง ในระบบจดจำ หรือใช้ในการควบคุมอุปกรณ์ต่างๆ เช่น การควบคุมตัวชี้ตำแหน่งเมาส์คอมพิวเตอร์ [1-2, 7] การควบคุมรถเข็นไฟฟ้า [3, 8] การควบคุมหุ่นยนต์เคลื่อนที่ (Mobile robot) [9] การจดจำการเคลื่อนไหวในกิจกรรมต่างๆ ในชีวิตประจำวัน [4, 10] การจดจำการ

เคลื่อนไหวดวงตาในการเขียนตัวเลขหรืออักษร [5] เป็นต้น ซึ่งส่วนใหญ่ก็จะมาจากพื้นฐานของการคัดแยกท่าทางในทิศทางทั้ง 8 ทิศทาง และการกระพริบตา เป็นหลัก

สำหรับเทคนิคที่ใช้ในการจำแนกท่าทางการเคลื่อนไหวของดวงตาต่างๆ นั้น ก็มีด้วยกันหลายวิธี อาทิ เช่น การกำหนดปริมาณการกลอกตาอย่างรวดเร็ว (Saccadic eye-movement quantification) [8] ระบบจดจำรูปแบบ (Pattern recognition) [11] การวิเคราะห์สเปกตรัม (Spectral analysis) [12] การตรวจสอบจุดสูงสุดแบบออโตมาตาเชิงกำหนดสลับเนื่อง (Peak detection deterministic finite automata) [13] การจำแนกหลายๆลักษณะเด่น (Multiple feature classification) [14] การกรองแบบคาลแมน(The Kalman filter) [15] ระบบโครงข่ายประสาท (Neural networks) [16] ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน (The support vector machine) [17] เป็นต้น ซึ่งแต่ละงานวิจัย ก็มีการพัฒนาเทคนิคทั้งการคัดเลือกลักษณะเด่น (Feature extraction) และตัวจำแนก (Classifier) ต่างๆ โดยมีทั้งแบบที่เป็นระบบจดจำรูปแบบและระบบที่ไม่ใช่จดจำรูปแบบ แต่ใช้ค่าขีดแบ่ง (Threshold) หรือค่าอื่นๆ ในการจำแนก ซึ่งแต่ละวิธีก็จะมีข้อดีข้อเสียที่แตกต่างกันออกไป โดยส่วนใหญ่ปัญหาที่เจอในระบบการจำแนกและจดจำในปัจจุบัน คือ ระบบที่ใช้งานได้ง่าย ใช้เวลาในการคำนวณน้อย จะให้ค่าความแม่นยำที่ไม่สูงนักและมักจะต้องมีการปรับเปลี่ยนให้ขึ้นกับแต่ละบุคคล ซึ่งมักพบในระบบที่ไม่ใช่จดจำรูปแบบ ส่วนระบบที่ใช้ตัวจำแนกอย่างระบบโครงข่ายประสาทหรือซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีนหรือระบบที่ใช้การหาค่าลักษณะเด่น (Feature) แบบการวิเคราะห์สเปกตรัมจะใช้เวลาในการคำนวณที่สูง แต่จะได้ค่าความแม่นยำที่สูงตาม ดังนั้นในการเลือกใช้จะต้องเลือกใช้ให้เหมาะสมกับฮาร์ดแวร์ (Hardware) ที่มีและต้องการนำไปประยุกต์ใช้งาน ดังนั้นในงานวิจัยนี้จะมีการพัฒนาระบบการคัดแยกและจดจำในทั้ง 2 รูปแบบ คือ แบบระบบจดจำรูปแบบและแบบระบบที่ไม่ใช่จดจำรูปแบบเพื่อความเหมาะสมในการนำไปประยุกต์ใช้งานต่อไป

โดยเบื้องต้น ในระบบที่ไม่ใช่จดจำรูปแบบจะมีการหาค่าลักษณะเด่นที่เหมาะสมที่สามารถคำนวณและใช้งานได้ง่าย 2-3 ชนิด ซึ่งมีการปรับค่าได้ง่าย และมีความคงทนต่อความแปรปรวนของแต่ละบุคคลสูงขึ้น ซึ่งเป็นปัญหาของระบบจดจำสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาในปัจจุบัน แล้วทำการคัดแยกด้วยการวิเคราะห์ค่าขีดแบ่ง (Threshold analysis) ซึ่งมีวิธีการในการหาและกำหนดค่าของค่าขีดแบ่งที่เหมาะสมต่อไป สำหรับในระบบจดจำรูปแบบจะทำการหาค่าลักษณะเด่น เพื่อส่งไปคัดแยกด้วยระบบการจำแนกได้ต่อไป ซึ่งคาดว่าจะได้ระบบที่มีความแม่นยำในการคำนวณสูงขึ้น ในขณะที่สามารถลดความแปรปรวนระหว่างบุคคลลงได้ โดยทั้งสองระบบจะสามารถนำมาประยุกต์ใช้ได้ ทั้งในระบบการคัดแยกท่าทาง 8 ท่าทาง เพื่อใช้ในการควบคุมอุปกรณ์ภายนอก และการคัดแยกท่าทางบริหารตา เพื่อต่อยอดเป็น โปรแกรมจดจำต่อไปในอนาคต

### 1.3 วัตถุประสงค์

1.3.1 เพื่อพัฒนาการวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา ในการระบุ การเคลื่อนไหวของดวงตาในทิศทางต่างๆ

1.3.2 เพื่อศึกษาถึงความเป็นไปได้ในการจำแนกท่าทางการบริหารดวงตาใน ลักษณะต่างๆ ด้วยสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา

### 1.4 ขอบเขตการวิจัย

1.4.1 ทำการคัดแยกสัญญาณ โดยการใช้สัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาที่ได้จาก อิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว ในแบบ 2 ช่องสัญญาณ คือ แนวตั้ง และแนวนอน

1.4.2 ทำทางการเคลื่อนไหว 8 ทิศทาง ประกอบด้วย คือ การกลอกตาไปทางขวา กลอกตาไปทางซ้าย กลอกตาขึ้นบน กลอกตาลงล่าง การกลอกตาเฉียงบนขวา 45 องศา การกลอก ตาเฉียงบนซ้าย 45 องศา การกลอกตาเฉียงล่างขวา 45 องศา และการกลอกตาเฉียงล่างซ้าย 45 องศา

1.4.3 ทำทางการบริหารดวงตา จะประกอบด้วย 8 ท่าทางที่ใกล้เคียง 8 ทิศทางเดิม คือ การกลอกตาไปทางขวาสุด กลอกตาไปทางซ้ายสุด กลอกตาขึ้นบนสุด กลอกตาลงล่างสุด มอง แก้มทางขวา มองแก้มทางซ้าย มองปลายคิ้วทางขวา มองปลายคิ้วทางซ้าย และท่าทางผสมอีกอย่าง น้อย 2 ท่าทาง เช่น การมองวนทวนเข็มนาฬิกาหรือการมองวนตามเข็มนาฬิกาหรือการหลับตาแน่น หรือการกระพริบตาแบบตั้งใจ เป็นต้น

1.4.4 ทำการพัฒนาระบบ โดยใช้สัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา จากอาสาสมัคร จำนวน 5 คน ในช่วงอายุ 18-30 ปี

1.4.5 พัฒนาระบบรู้จำ ในการคัดแยกแบบออฟไลน์ (offline) โดยใช้คอมพิวเตอร์ เป็นตัวประมวลผล

### 1.5 ขั้นตอนและวิธีการดำเนินการวิจัย

1.5.1 ศึกษาบทความทางวิชาการที่เกี่ยวข้องกับการจำแนกท่าทางด้วย สัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา ศึกษาทฤษฎีของกล้ามเนื้อรอบดวงตาและสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา เพื่อเลือกช่วงความถี่ในการพิจารณาสัญญาณ รวมถึงตำแหน่งในการเลือกวัดสัญญาณที่เหมาะสม ศึกษาบทความทางวิชาการที่เกี่ยวข้องกับการบริหารดวงตา โดยระบุจากสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา เพื่อใช้ในการกำหนดท่าทางที่ใช้ในการวัดสัญญาณ ศึกษาทฤษฎีของการทำกิจกรรมของตา เพื่อการ ออกแบบ และกำหนดกิจกรรมที่สามารถระบุได้ด้วยสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา

1.5.2 ออกแบบ และสร้างชุดวัดสัญญาณไฟฟ้าการลอคตา ในการออกแบบการทดลอง เขียนโปรแกรมในการวัดสัญญาณ และวัดสัญญาณไฟฟ้าการลอคตาจริง จากอาสาสมัครจำนวน 5 คน ในท่าทางการเคลื่อนที่ของดวงตา ทั้ง 8 ทิศทาง และท่าทางการบริหารกล้ามเนื้อตาต่างๆ

1.5.3 พัฒนาวิธีการที่ใช้ในการจำแนกท่าทางการเคลื่อนไหวของดวงตา โดยพัฒนาในส่วนของการหาวิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นและวิธีการจำแนกแบบการวิเคราะห์ค่าขีดแบ่งสำหรับการจำแนกท่าทางการเคลื่อนไหวของดวงตาที่เหมาะสมไปพร้อมกัน (เป็นระบบที่ไม่ใช้จดจำรูปแบบ)

1.5.4 บรูณาการระหว่างวิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นที่ได้และวิธีการจำแนกในข้อ 1.5.3 โดยอาจมีการปรับปรุงวิธีการหาลักษณะเด่นที่เหมาะสมมากขึ้น

1.5.5 ใช้ค่าลักษณะเด่นที่ได้ในขั้นตอน 1.5.3 และ 1.5.4 เพื่อใช้เป็นอินพุตเพื่อการจำแนกกับตัวจำแนกที่เหมาะสมต่อไป (เป็นระบบจดจำรูปแบบ)

1.5.6 สรุปผล และเขียนรายงานฉบับสมบูรณ์

## บทที่ 2

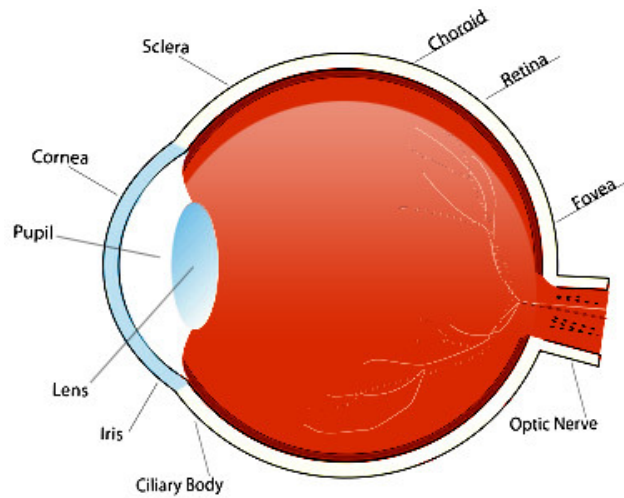
### ทฤษฎีและหลักการ

ในการพัฒนาการวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาจำเป็นที่จะต้องทำการศึกษาและทำความเข้าใจเกี่ยวกับข้อมูลพื้นฐานและกระบวนการทำงานของการเคลื่อนไหวดวงตา รวมทั้งปัจจัยที่ส่งผลให้เกิดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา ไม่ว่าจะเป็นช่วงความถี่ ตำแหน่งของจุดจับสัญญาณ และลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตา รวมไปถึงข้อมูลพื้นฐานที่ใช้จำแนกสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาที่เหมาะสม ซึ่งเป็นสิ่งสำคัญที่จะช่วยในจำแนกท่าทางการบริหารดวงตาในลักษณะต่างๆ

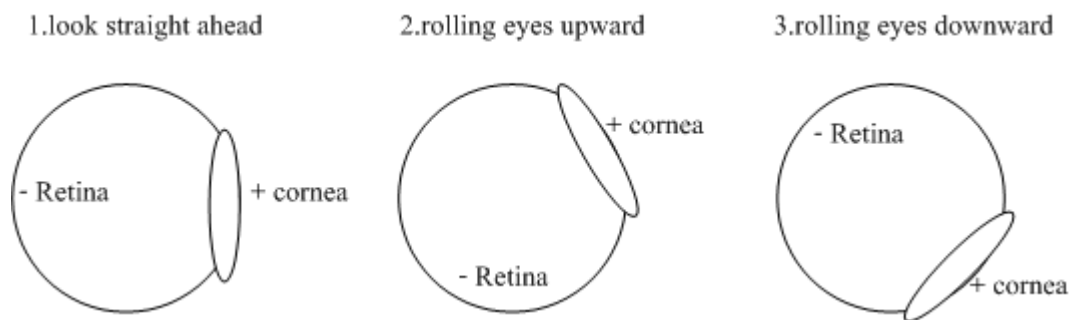
#### 2.1 สัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา

##### 2.1.1 การกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา

สัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาหรือเรียกย่อๆ ว่า อีโอจี เป็นสัญญาณไฟฟ้าทางสรีรวิทยา โดยการทำงานของจอตาชั้นนอก (Outer retina) และจอตาชั้นเยื่อบุผิวสารสี (Retinal pigment epithelium, RPE) ซึ่งเกิดจากการเปลี่ยนแปลงความต่างศักย์ไฟฟ้า ระหว่างกระจกตา (Cornea) กับจอตา (Retina) [18] ดังภาพประกอบ 2-1 โดยจะเกิดขั้วไฟฟ้าประจุบวกด้านกระจกตา และเกิดขั้วไฟฟ้าประจุลบด้านจอตา[18] ดังภาพประกอบ 2-2 ซึ่งลักษณะของสัญญาณมีค่าแอมพลิจูด (Amplitude)อยู่ระหว่าง 15-200 ไมโครโวลต์ ( $\mu\text{V}$ )[12] และช่วงความถี่ของสัญญาณระหว่าง 0.1-30 เฮิร์ตซ์ (Hz) [18] เป็นสัญญาณที่ได้จากการวัดด้วยวิธีที่เรียกว่า อิเล็กโทรออคูลോഗราฟี วิธีนี้เป็นวิธีตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าในย่านความถี่ต่ำ จากบริเวณหน้าผากหรือรอบๆ ดวงตา สัญญาณชนิดนี้ จะตอบสนองต่อการเคลื่อนไหวของดวงตาเป็นอันดับแรก โดยตัวอย่างการประยุกต์ใช้งานของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา เช่น ใช้ในการตรวจสอบการเคลื่อนไหวของตาไปในทิศทางซ้ายและขวา เพื่อใช้ในการควบคุมการเคลื่อนไหวของตัวชี้ตำแหน่งเมาส์และการเปิดปิดสวิตช์ไฟ หรือในทางการแพทย์ สามารถที่จะใช้สัญญาณชนิดนี้ในการบ่งชี้ถึงสมรรถภาพของจอตาได้ เป็นต้น



ภาพประกอบ 2-1 ลักษณะทางกายวิภาคของดวงตา [19]



ภาพประกอบ 2-2 การเกิดประจุของขั้วไฟฟ้าเมื่อกลอกดวงตา

### 2.1.2 กล้ามเนื้อรอบดวงตา

กล้ามเนื้อบริเวณรอบดวงตา ที่ทำหน้าที่เปิดหรือหุบตา เกี่ยวกับแกนแนวตั้ง และแนวนอนที่สำคัญมีอยู่ด้วยกัน 6 กล้ามเนื้อดังแสดงในภาพประกอบ 2-3 คือ

1) กล้ามเนื้อมีเดียล เรกตัส (Medial rectus muscle) มีจุดเกาะต้นที่บริเวณแอนนูลัส ออฟ ซินน์ (Annulus of Zinn) ด้านหลังของเบ้าตา และมีจุดเกาะปลายที่ด้านบนของคอร์เนียล ลิมบัส (Corneal limbus) ทำหน้าที่กลอกตาเข้าใน (Adduction) หรือกลอกตาเข้าสู่แนวกึ่งกลางเข้าทางจมูก

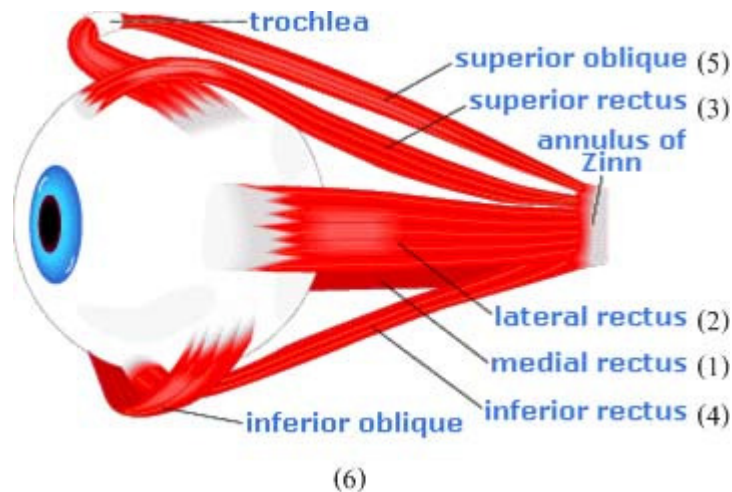
2) กล้ามเนื้อแลทเทอรัล เรกตัส (Lateral rectus muscle) มีจุดเกาะต้นที่บริเวณแอนนูลัส ออฟ ซินน์ ด้านหลังของเบ้าตา และมีจุดเกาะปลายที่ด้านบนของคอร์เนียล ลิมบัส ทำหน้าที่กลอกตาออกนอกหรือกลอกตาไปด้านข้างออกจากแนวกึ่งกลางจากจมูก

3) กล้ามเนื้อซูพีเรียร์ เรกตัส (Superior rectus muscle) หรือกล้ามเนื้อลิ้มตา มีจุดเกาะต้นที่บริเวณแอนนูลัส ออฟ ซินน์ (Annulus of Zinn) ด้านหลังของเบ้าตา และมีจุดเกาะปลายที่ด้านบนของคอร์เนียล ลิมบัส ทำหน้าที่กลอกตาขึ้น (Elevation) กลอกตาเข้าใน และกลอกตาในแนวตั้งเข้าหาจมูก (Intorsion)

4) กล้ามเนื้ออินฟีเรียร์ เรกตัส (Inferior rectus muscle) มีจุดเกาะต้นที่บริเวณแอนนูลัส ออฟ ซินน์ ด้านหลังของเบ้าตา และมีจุดเกาะปลายที่ด้านบนของคอร์เนียล ลิมบัส ทำหน้าที่กลอกตาลง (Depression) กลอกตาเข้าใน และกลอกตาในแนวตั้งออกจากจมูก (Extorsion)

5) กล้ามเนื้อซูพีเรียร์ ออบลิค (Superior oblique muscle) มีจุดเกาะต้นที่บริเวณแอนนูลัส ออฟ ซินน์ (Annulus of Zinn) ด้านหลังของเบ้าตา และมีจุดเกาะปลายที่ด้านหลังของลูกตา ทำหน้าที่หลักคือกลอกตาในแนวตั้งเข้าหาจมูก และทำหน้าที่รองคือกลอกตาออกนอก และกลอกตาลง

6) กล้ามเนื้ออินฟีเรียร์ ออบลิค (Inferior oblique muscle) มีจุดเกาะต้นบริเวณพื้นผิวที่ประกอบเป็นเบ้าตาของกระดูกขากรรไกรบน ด้านข้างต่อแอ่งถุงน้ำตา (Lacrimal groove) และมีจุดเกาะปลายบริเวณที่เป็นเอ็นกล้ามเนื้อเบนเกาะที่ลูกตาได้จุดเกาะปลายของกล้ามเนื้อแลทเทอรัล เรกตัส ทำหน้าที่กลอกตาในแนวตั้งออกจากจมูก กลอกตาขึ้น และกลอกตาออกนอก



ภาพประกอบ 2-3 กล้ามเนื้อบริเวณรอบดวงตา [20]

## 2.2 ประโยชน์ของการบริหารดวงตา

การกลอกตาเพื่อการบริหารกล้ามเนื้อ ช่วยลดความเมื่อยล้าและผ่อนคลายความตึงเครียดได้ การบริหารตาเพียงตั้งศีรษะตรงโดยไม่ต้องหันตามทิศทางที่ลูกตากลอกมองไป จากนั้นให้กลอกลูกตาไปทางซ้ายให้มากที่สุดสลับกับการกลอกลูกตาไปทางขวาให้มากที่สุด ต่อไปให้เหลือบลูกตามองขึ้น ไปบนเพดานสลับกับเหลือบมองพื้นให้มากที่สุด แล้วจึงเหลือบตามองที่ตำแหน่งปลายคิ้วด้านซ้ายก่อนลากสายตาให้เหลือบมองแก้มด้านขวาแล้วเปลี่ยนไปเหลือบมองที่ตำแหน่งปลายคิ้วขวา แล้วเหลือบมองแก้มด้านซ้าย ถัดมาให้หมุนลูกตาในลักษณะเป็นวงกลมวนทั้งทางขวาและซ้าย ส่วนการผ่อนคลายกล้ามเนื้อรอบดวงตาทำได้ง่ายๆ ด้วยการหลับตา [21] นอกจากนี้ นายแพทย์วิลเลียม โสราทิโอ เบทส์ได้ทำการวิเคราะห์เด็กนักเรียน 20,000 คน พบว่า ความผิดปกติของสายตา เช่น สายตาสั้น ยาว หรือเอียง มีสาเหตุมาจากการใช้สายตาอย่างผิด ๆ หรือเกิดจากความอ่อนแอของกล้ามเนื้อตา ทำให้ไม่สามารถปรับเลนส์ตาได้ถูกต้อง วิธีการแก้ไขปัญหาสายตาสามารถทำได้ง่ายอย่างไม่น่าเชื่อ โดยไม่จำเป็นต้องพึ่งแว่นอีกต่อไป อย่างเช่นการกระพริบตาบ่อยๆ หนึ่งหรือสองครั้งเพื่อการหล่อลื่นดวงตา ช่วยลดการระคายเคืองตาได้ [6] ซึ่งเป็นวิธีการง่าย ๆ แบบนี้ได้เคยถูกนำไปใช้ในกองทัพบก เรือ และอากาศของประเทศเยอรมันอีกด้วย [22]

นอกจากนี้การบริหารตายังช่วยลดสายตาสั้นกันสายตายาว ไม่ต้องเปลี่ยนแว่นบ่อยๆแล้ว ช่วยลดและป้องกันอาการบวมพร่งที่จอร์รับภาพได้อีกด้วย หากทำสม่ำเสมอทุกๆ วันช่วยให้เลือดมาเลี้ยงจอร์รับภาพมากขึ้น อาการบวมพร่งจะน้อยลงหรืออาจหายไปได้ ส่วนคนที่สายตาผิดปกติอยู่แล้วการบริหารนี้ก็ช่วยให้กล้ามเนื้อตาแข็งแรง นัยน์ตาสดใส [23] และมีท่าทางการบริหารตาเพิ่มเติมด้วยการเหลือบมองไปที่ไหล่ขวาโดยไม่ขยับศีรษะตาม จากนั้นปิดตาเพื่อผ่อนคลายทำข้างซ้ายเหมือนข้างขวา [24]

## 2.3 ความถี่ช่วงเอซีและช่วงดีซีของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา

จากหัวข้อ 2.1.1 ที่ได้กล่าวถึงช่วงความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา ตามมาตรฐานคลินิกสำหรับสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา [18] ได้กล่าวไว้ว่า ช่วงความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา 0.1-30 เฮิรตซ์ มีความกว้างของช่วงความถี่มากเกินไป ทำให้เกิดการแทรกซ้อนของสัญญาณรบกวน (Noise) จึงทำการบันทึกสัญญาณที่แยกด้วยระบบไฟฟ้า (electrically isolated) เมื่อทำการค้นหาต่อมาทำให้พบว่า ช่วงความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาแบ่งออกเป็น 2 ช่วง ดังนี้

- 1).สัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาในช่วงความถี่ตั้งแต่ 0 – 1 เฮิรตซ์ เรียกว่า ความถี่ช่วงดีซีของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา



2). สัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาในช่วงความถี่ตั้งแต่ 1 – 30 เฮิร์ตซ์ เรียกว่า ความถี่ช่วงเอซีของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา

ซึ่งข้อมูลดังกล่าวจะเป็นปัจจัยที่ใช้ในการเลือกใช้ช่วงความถี่เอซีหรือดีซีของการวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาในบทที่ 3 ต่อไป

## 2.4 ตำแหน่งของจุดวัดสัญญาณ

จากการศึกษาตำแหน่งของจุดวัดสัญญาณที่ได้จากบทความทางวิชาการสามารถแบ่งลักษณะของตำแหน่งจุดวัดสัญญาณได้เป็น 12 แบบ [1, 3-5, 7-8, 10, 13, 18, 25-64] ดังตาราง 2-1

ตาราง 2-1 การแบ่งลักษณะของตำแหน่งจุดวัดสัญญาณ

แบบที่	จำนวนช่อง	ตำแหน่งจุดวัดสัญญาณ	ตำแหน่งจุดอ้างอิง	บทความอ้างอิง
1	2	CH1: Above and below the left eye CH2: Corners of the left eye	-	(Yataka <i>et al</i> 1996[1])  (Refael <i>et al</i> 1999[25], Refael <i>et al</i> 2002[3], Refael <i>et al</i> 2003[8], Sivarajah <i>et al</i> 2008[26], Bartomeu <i>et al</i> 2008[27], Hari <i>et al</i> 2009[28], Andreas <i>et al</i> 2009a[10], Min <i>et al</i> 2010[29])
2	2	CH1: Above and below the right eye CH2: Right and left of the outer canthi	Left forehead	(Arie <i>et al</i> 1993[30], Joseph <i>et al</i> 1998[31], Thum <i>et al</i> 2005[32], Manuel <i>et al</i> 2010[33])
3	2	CH1: Above and below the right eye CH2: Right and left of the outer canthi	Right ear	(Yoshiaki <i>et al</i> 1997[34], Harry <i>et al</i> 2009[7], Chung <i>et al</i> 2009[35])
4	1:	CH1: Right and left eye	Ear	

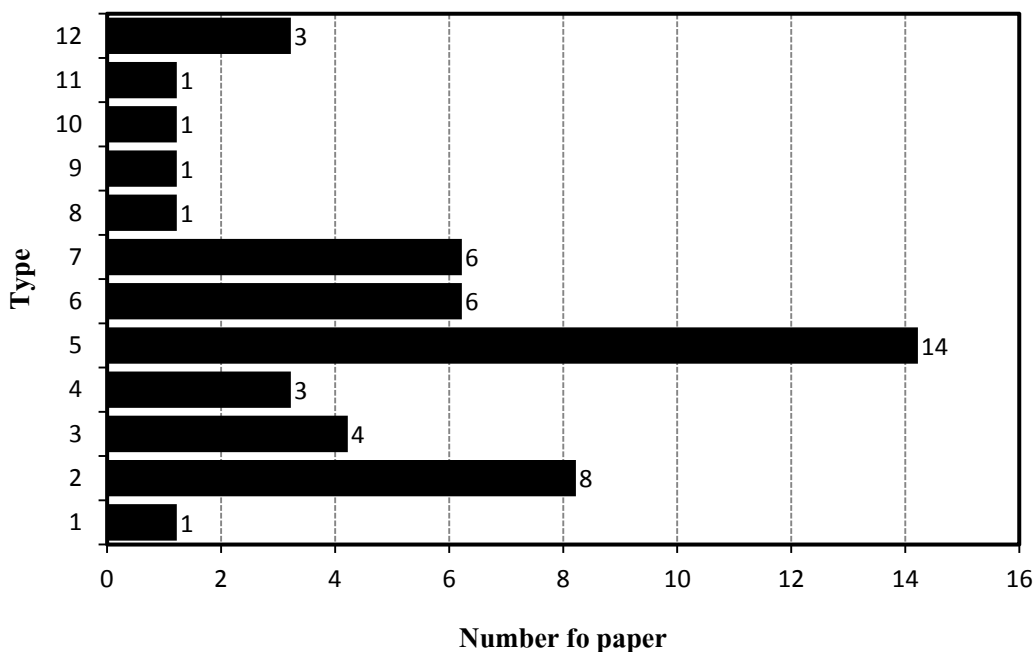
ตาราง 2-1 การแบ่งลักษณะของตำแหน่งจุดวัดสัญญาณ (ต่อ)

แบบที่	จำนวน ช่อง	ตำแหน่งจุดวัด สัญญาณ	ตำแหน่ง จุดอ้างอิง	บทความอ้างอิง
5	2	CH1: Above and below the right eye CH2: Right and left of the outer canthi	Midline forehead	(Dinesh <i>et al</i> 2002[36], Mrinal <i>et al</i> 2007[37], Tomasz <i>et al</i> 2008[38], Job R. <i>et al</i> 2008[39], Johnalan <i>et al</i> 2009[40], Hirotaka <i>et al</i> 2009[41], Xiaoxiang <i>et al</i> 2009[42], Andreas <i>et</i> <i>al</i> 2009b[43], Tomasz <i>et al</i> 2009[44], Job R. <i>et al</i> 2009[45], Hasnida <i>et al</i> 2009[46], Zhao <i>et al</i> 2009[47], Gandhi <i>et al</i> 2010[13], Andreas <i>et al</i> 2010[4])
6	2	CH1: Above and below the left eye CH2: Right and left of the outer canthi	Right forehead	(Refael <i>et al</i> 2000[48] , Xiu <i>et al</i> 2009[49], Ali <i>et al</i> 2009a[50], Ali <i>et</i> <i>al</i> 2010a[52], Ali <i>et al</i> 2010b[53], Refael <i>et al</i> 2011[54])
7	2	CH1: Above and below the left eye CH2: Right and left of the outer canthi	Midline forehead	(John <i>et al</i> 1990[55], Svraman <i>et al</i> 2005[56], Tdoyle <i>et al</i> 2006[57], Jang-Zern <i>et al</i> 2008[5], Ali <i>et al</i> 2009b[51], Jang-Zern <i>et al</i> 2009[58])
8	2	CH1: Forehead and chin CH2: Right and left of the temple	Mastoid bone	(Gregg <i>et al</i> 1997[59])
9	4	CH1: Right-side CH2: Right-nose CH3: Left-side CH4: Left-nose	-	(S.H. <i>et al</i> 1999[60])

ตาราง 2-1 การแบ่งลักษณะของตำแหน่งจุดวัดสัญญาณ (ต่อ)

แบบที่	จำนวนช่อง	ตำแหน่งจุดวัดสัญญาณ	ตำแหน่งจุดอ้างอิง	บทความอ้างอิง
11	2	CH1:Corners of the right eye CH2:Corners of the left eye	Forehead	(Michael <i>et al</i> 2011[18])
12	1	CH1:Right and left of the outer canthi	Midline forehead	(Robert <i>et al</i> 2009[62], Eyup <i>et al</i> 2009[63], Tohru 2010[64])

เนื่องจากวัตถุประสงค์หลักคือต้องการทราบตำแหน่งจุดวัดสัญญาณที่เหมาะสม จึงทำการหาจำนวนของการเลือกใช้ตำแหน่งจุดวัดสัญญาณที่เคยมีการเลือกใช้จากภาพประกอบ 2-5 พบว่า ตำแหน่งจุดวัดสัญญาณแบบที่ 5 มีการเลือกใช้มากที่สุด นั่นคือทำการวัดสัญญาณ 2 ช่องสัญญาณ (Channel) โดยเลือกช่องสัญญาณที่ 1 เป็นช่องสัญญาณในแนวตั้ง (Vertical, V) ตำแหน่งบริเวณด้านบนและด้านล่างของตาขวา และเลือกช่องสัญญาณที่ 2 เป็นช่องสัญญาณในแนวนอน (Horizontal, H) ตำแหน่งบริเวณหางตาด้านขวาและด้านซ้าย ขั้วอ้างอิงตำแหน่งบริเวณกึ่งกลางหน้าผาก ซึ่งข้อมูลดังกล่าวจะเป็นปัจจัยที่ใช้ในการเลือกใช้ตำแหน่งของจุดวัดสัญญาณในการวัดสัญญาณไฟฟ้าการก่อกตาในบทที่ 3 ต่อไป



ภาพประกอบ 2-4 จำนวนของการเลือกใช้ตำแหน่งจุดวัดสัญญาณ

## 2.5 ลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตา

ลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาเป็นปัจจัยอย่างหนึ่งที่ส่งผลให้เกิดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา โดยการเคลื่อนไหวดวงตาที่ท่าทางต่างกันจะทำให้เกิดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาที่ต่างกันด้วย ซึ่งเป็นสิ่งที่สำคัญที่จะช่วยในจำแนกท่าทางการบริหารดวงตาในลักษณะต่างๆ จากการศึกษาพบว่าลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาที่เป็นการบริหารดวงตาที่ได้จากข้อมูลทางเว็บไซต์สามารถแบ่งเป็น 26 ลักษณะ [21-24, 75-78] ดังนี้

- 1). กลอกตาทั้งสองข้างเหลือบมองแก้มด้านขวา
- 2). กลอกตาทั้งสองข้างเหลือบมองแก้มด้านซ้าย
- 3). กลอกตาทั้งสองข้างเหลือบมองขึ้นไปที่ยกคิ้วขวา
- 4). กลอกตาทั้งสองข้างเหลือบมองขึ้นไปที่ยกคิ้วซ้าย
- 5). กลอกตาทั้งสองข้างเหลือบมองไปที่ไหล่ขวา
- 6). กลอกตาทั้งสองข้างเหลือบมองไปที่ไหล่ซ้าย
- 7). กลอกตาทั้งสองข้างมองไปทางขวาทำมุมประมาณ 30 องศา
- 8). กลอกตาทั้งสองข้างมองไปทางซ้ายทำมุมประมาณ 30 องศา

- 9). กลอกลูกตาทั้งสองข้างมองขึ้นทำมุมประมาณ 30 องศา
  - 10). กลอกลูกตาทั้งสองข้างมองลงล่างทำมุมประมาณ 30 องศา
  - 11). กลอกตาทั้งสองข้างลักษณะเป็นวงกลมวนทางขวา (ตามเข็มนาฬิกา) ให้มองไปรอบๆ จินตนาการว่ากำลังมองนาฬิกาเรือนใหญ่
  - 12). กลอกตาทั้งสองข้างลักษณะเป็นวงกลมวนทางซ้าย (ทวนเข็มนาฬิกา) ให้มองไปรอบๆ จินตนาการว่ากำลังมองนาฬิกาเรือนใหญ่
  - 13). หลับตาทั้งสองข้างให้แน่นที่สุดเท่าที่จะทำได้ แล้วคลายออก
  - 14). กระพริบตาทั้งสองข้างจำนวนหนึ่งครั้ง แล้วคลายออก
  - 15). กระพริบตาทั้งสองข้างจำนวนสองครั้ง แล้วคลายออก
  - 16). กระพริบตาทั้งสองข้างจำนวนสามครั้ง แล้วคลายออก
  - 17). กระพริบตาข้างขวาช้างเดียวจำนวนหนึ่งครั้ง แล้วคลายออก
  - 18). กระพริบตาข้างซ้ายข้างเดียวจำนวนหนึ่งครั้ง แล้วคลายออก
  - 19). ปิดตาสบายๆ ทั้งสองข้าง แล้วคลายออก
  - 20). เบ่งตาทั้งสองข้างให้กว้างที่สุด โดยเบ่งค้างไว้แล้วคลายตา
  - 21). นั่งบนเก้าอี้ กลอกตาทั้งสองข้างมองที่ปลายจมูก
  - 22). ยืนแขนขวาไปข้างหน้าในระดับเดียวกับไหล่ซ้ายๆ ระหว่างยืน ให้ตาทั้งสองข้างมองที่ปลายนิ้วตามไปด้วย แล้วค่อยๆ เลื่อนกลับเข้าหาตัว ตามองตามปลายนิ้วเช่นกัน
  - 23). ยืนแขนซ้ายไปข้างหน้าในระดับเดียวกับไหล่ซ้ายๆ ระหว่างยืน ให้ตาทั้งสองข้างมองที่ปลายนิ้วตามไปด้วย แล้วค่อยๆ เลื่อนกลับเข้าหาตัว ตามองตามปลายนิ้วเช่นกัน
  - 24). ใช้ปากกา 2 แท่ง แท่งหนึ่งถือไว้ตรงหน้า ส่วนอีกแท่งยื่นไปสุดปลายแขน กลอกตาทั้งสองข้างจ้องมองปากกาแท่งแรก แล้วเปลี่ยนไปจ้องแท่งที่สอง
  - 25). นั่งบนเก้าอี้ ทำจุดหรือทำสัญลักษณ์ไว้ที่กำแพงระดับเดียวกับลูกตาในขณะที่นั่งเก้าอี้ นั้น จากนั้นค่อยๆ เพ่งมองจุดหรือสัญลักษณ์นั้นห้ามกะพริบตา
  - 26). ปิดตาสบายๆ จากนั้น ใช้ปลายนิ้ว 3 นิ้ววนวดตาเบาๆ เป็นวงกลมอย่างระมัดระวังประมาณ 1-2 นาที
- นอกจากนี้ได้ทำการศึกษาลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาที่ได้จากบทความทางวิชาการสามารถแบ่งลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาได้เป็น 13 ท่าทาง [1-3, 7-14, 25-30, 33-34, 36-39, 41-42, 44-47, 51-57, 59-84] ดังตาราง 2-2

ตาราง 2-2 การแบ่งลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตา

ท่าทาง	บทความอ้างอิง
ขึ้น (Up)	(John <i>et al</i> 1990[55], Yataka <i>et al</i> 1996[1], Gregg <i>et al</i> 1997[59], Refael <i>et al</i> 1999[25], E.C. <i>et al</i> 2001[65], Refael <i>et al</i> 2002[3], Refael <i>et al</i> 2003[8], Junichi <i>et al</i> 2004[66], Svraman <i>et al</i> 2005[56], Sunmee <i>et al</i> 2005[61], Kenji <i>et al</i> 2006[2], S.K. <i>et al</i> 2007[69], Sara <i>et al</i> 2007[11], Sivarajah <i>et al</i> 2008[26], Zhao <i>et al</i> 2008[71], Job <i>et al</i> 2008[39], Marco <i>et al</i> 2008[72], Hirotaka <i>et al</i> 2009[41], Harry <i>et al</i> 2009[7], Xiaoxiang <i>et al</i> 2009[42], Andreas <i>et al</i> 2009a[10], Matej <i>et al</i> 2009[74], Job <i>et al</i> 2009[45], Lawrence <i>et al</i> 2009[75], Hasnida <i>et al</i> 2009[46], Ali <i>et al</i> 2009b[51], Zhao <i>et al</i> 2009[47], Lawrence <i>et al</i> 2010[79], Gandhi <i>et al</i> 2010[13], Belov <i>et al</i> 2010[80], Min <i>et al</i> 2010[29], Ali <i>et al</i> 2010a[52], Ali <i>et al</i> 2010b[53], Manuel <i>et al</i> 2010[33], Yunyong <i>et al</i> 2010[81], Marco <i>et al</i> 2010[82], Refael <i>et al</i> 2011[54])
ลง (Down)	(John <i>et al</i> 1990[55], Yataka <i>et al</i> 1996[1], Gregg <i>et al</i> 1997[59], Refael <i>et al</i> 1999[25], E.C. <i>et al</i> 2001[65], Refael <i>et al</i> 2002[3], Refael <i>et al</i> 2003[8], Junichi <i>et al</i> 2004[66], Svraman <i>et al</i> 2005[56], Sunmee <i>et al</i> 2005[61], Kenji <i>et al</i> 2006[2], S. K. <i>et al</i> 2007[69], Sara <i>et al</i> 2007[11], Sivarajah <i>et al</i> 2008[26], Zhao <i>et al</i> 2008[71], Job <i>et al</i> 2008[39], Marco <i>et al</i> 2008[72], Hirotaka <i>et al</i> 2009[41], Harry <i>et al</i> 2009[7], Xiaoxiang <i>et al</i> 2009[42], Andreas <i>et al</i> 2009a[10], Matej <i>et al</i> 2009[74], Job <i>et al</i> 2009[45], Lawrence <i>et al</i> 2009[75], Hasnida <i>et al</i> 2009[46], Ali <i>et al</i> 2009b[51], Zhao <i>et al</i> 2009[47], Lawrence <i>et al</i> 2010[79], Gandhi v 2010[13], Belov <i>et al</i> 2010[80], Min <i>et al</i> 2010[29], Ali <i>et al</i> 2010a[52], Ali <i>et al</i> 2010b[53], Manuel <i>et al</i> 2010[33], Marco <i>et al</i> 2010[82])
ขวา (Right)	(John <i>et al</i> 1990[55], Arie <i>et al</i> 1993[30], Yataka <i>et al</i> 1996[1], Gregg <i>et al</i> 1997[59], Yoshiaki <i>et al</i> 1997[34], S.H. <i>et al</i> 1999[60], Refael <i>et</i>

ตาราง 2-2 การแบ่งลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตา(ต่อ)

ท่าทาง	บทความอ้างอิง
ซ้าย (Left)	<p><i>al</i> 1999[25], E.C. <i>et al</i> 2001[65], Refael <i>et al</i> 2002[3], Dinesh <i>et al</i> 2002[36], Refael <i>et al</i> 2003[8], Junichi <i>et al</i> 2004[66], Svraman <i>et al</i> 2005[56], Mi <i>et al</i> 2005[67], Sunmee <i>et al</i> 2005[61], Antti <i>et al</i> 2005[68], Tdoyle <i>et al</i> 2006[57], Kenji <i>et al</i> 2006[2], Armen <i>et al</i> 2006[14], Sara <i>et al</i> 2007[11], Mrinal <i>et al</i> 2007[37], Sivarajah <i>et al</i> 2008[26], Bartomeu <i>et al</i> 2008[27], Job <i>et al</i> 2008[39], John J. <i>et al</i> 2008[73], Marco <i>et al</i> 2008[72], Hirotaka <i>et al</i> 2009[41], Matej <i>et al</i> 2009[74], Harry <i>et al</i> 2009[7], Xiaoxiang <i>et al</i> 2009[42], Hari <i>et al</i> 2009[28], Andreas <i>et al</i> 2009a[10], Job <i>et al</i> 2009[45], Lawrence <i>et al</i> 2009[75], Eyup <i>et al</i> 2009[63], Masafumi <i>et al</i> 2009[76], Ali <i>et al</i> 2009b[51], Takahiro <i>al et al</i> 2009[77], Lawrence <i>et al</i> 2010[79], Gandhi <i>et al</i> 2010[13], Belov <i>et al</i> 2010[80], Min <i>et al</i> 2010[29], Ali <i>et al</i> 2010a[52], Ali <i>et al</i> 2010b[53], Manuel <i>et al</i> 2010[33], Kazuhiko <i>et al</i> 2010[83], Yunyong <i>et al</i> 2010[81], Marco <i>et al</i> 2010[82])</p> <p>(John <i>et al</i> 1990[55], Arie <i>et al</i> 1993[30], Yataka <i>et al</i> 1996[1], Gregg <i>et al</i> 1997[59], Yoshiaki <i>et al</i> 1997[34], S.H. <i>et al</i> 1999[60], Refael <i>et al</i> 1999[25], E.C. <i>et al</i> 2001[65], Refael <i>et al</i> 2002[3], Dinesh <i>et al</i> 2002[36], Refael <i>et al</i> 2003[8], Junichi <i>et al</i> 2004[66], Svraman <i>et al</i> 2005[56], Mi <i>et al</i> 2005[67], Sunmee <i>et al</i> 2005[61], Antti <i>et al</i> 2005[68], Tdoyle <i>et al</i> 2006[57], Kenji <i>et al</i> 2006[2], Armen <i>et al</i> 2006[14], Sara <i>et al</i> 2007[11], Mrinal <i>et al</i> 2007[37], Sivarajah <i>et al</i> 2008[26], Bartomeu <i>et al</i> 2008[27], Job <i>et al</i> 2008[39], John J. <i>et al</i> 2008[73], Marco <i>et al</i> 2008[72], Hirotaka <i>et al</i> 2009[41], Matej <i>et al</i> 2009[74], Harry <i>et al</i> 2009[7], Xiaoxiang <i>et al</i> 2009[42], Hari <i>et al</i> 2009[28], Andreas <i>et al</i> 2009a[10], Matej <i>et al</i> 2009[74], Job <i>et al</i> 2009[45], Lawrence <i>et al</i> 2009[75], Eyup <i>et al</i> 2009[63], Masafumi <i>et</i></p>

ตาราง 2-2 การแบ่งลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตา(ต่อ)

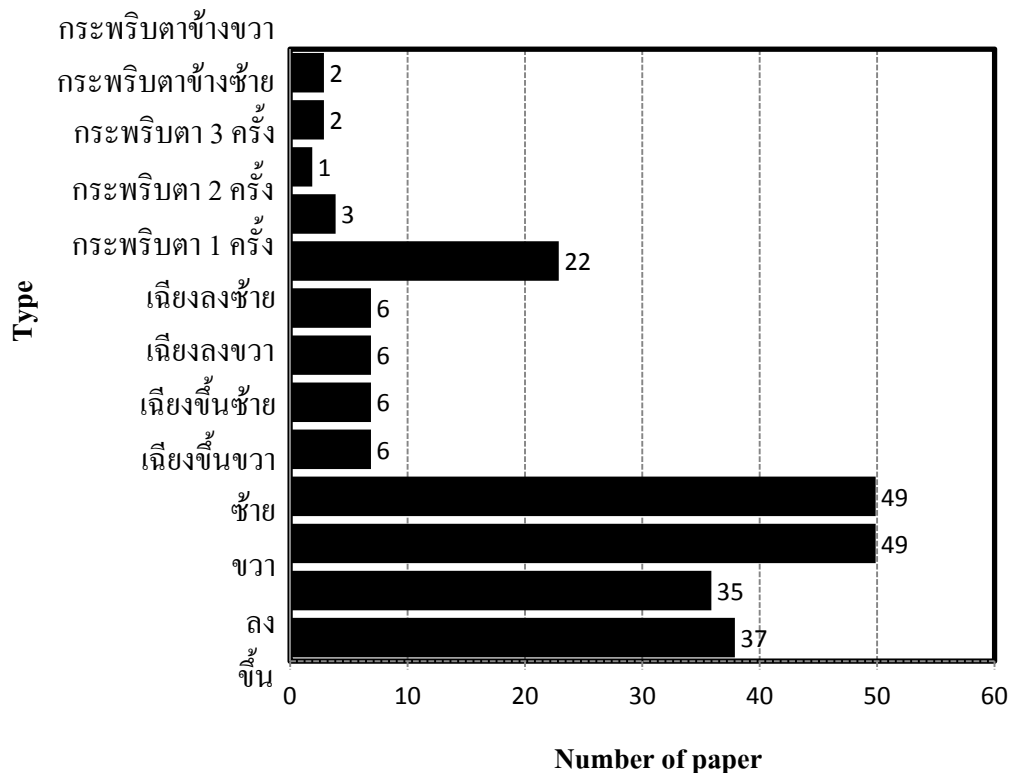
ท่าทาง	บทความอ้างอิง
	<i>al</i> 2009[76], <i>Ali et al</i> 2009b[51], <i>Takahiro et al</i> 2009[77], <i>Lawrence et al</i> 2010[79], <i>Gandhi et al</i> 2010[13], <i>Belov et al</i> 2010[80], <i>Min et al</i> 2010[29], <i>Ali et al</i> 2010a[52], <i>Ali et al</i> 2010b[53], <i>Manuel et al</i> 2010[33], <i>Kazuhiko et al</i> 2010[83], <i>Yunyong et al</i> 2010[81], <i>Marco et al</i> 2010[82])
เฉียงขึ้นขวา (Up-Right)	( <i>Kenji et al</i> 2006[2], <i>Marco et al</i> 2008[72], <i>Andreas et al</i> 2009a[10], <i>Gandhi et al</i> 2010[13], <i>Belov et al</i> 2010[80], <i>Marco et al</i> 2010[82])
เฉียงขึ้นซ้าย (Up-Left)	( <i>Kenji et al</i> 2006[2], <i>Marco et al</i> 2008[72], <i>Andreas et al</i> 2009a[10], <i>Gandhi et al</i> 2010[13], <i>Belov et al</i> 2010[80], <i>Marco et al</i> 2010[82])
เฉียงลงขวา (Down-Right)	( <i>Kenji et al</i> 2006[2], <i>Marco et al</i> 2008[72], <i>Andreas et al</i> 2009a[10], <i>Gandhi et al</i> 2010[13], <i>Belov et al</i> 2010[80], <i>Marco et al</i> 2010[82])
เฉียงลงซ้าย (Down-Left)	( <i>Kenji et al</i> 2006[2], <i>Marco et al</i> 2008[72], <i>Andreas et al</i> 2009a[10], <i>Gandhi et al</i> 2010[13], <i>Belov et al</i> 2010[80], <i>Marco et al</i> 2010[82])
กระพริบตา 1 ครั้ง (Blink)	( <i>Gregg et al</i> 1997[59], <i>Junichi et al</i> 2004[66], <i>Sunmee et al</i> 2005[61], <i>Kenji et al</i> 2006[2], <i>Armen et al</i> 2006[14], <i>S.K. et al</i> 2007[69], <i>Davz et al</i> 2007[70], <i>Zhao et al</i> 2008[71], <i>Tomasz et al</i> 2008[38], <i>Harry et al</i> 2009[7], <i>Xiaoxiang et al</i> 2009[42], <i>Aleksandra et al</i> 2009[78], <i>Robert et al</i> 2009[62], <i>Tomasz et al</i> 2009[44], <i>Matej et al</i> 2009[74], <i>Ali et al</i> 2009b[51], <i>Min et al</i> 2010[29], <i>Ali et al</i> 2010a[52], <i>Ali et al</i> 2010b[53], <i>Mihai et al</i> 2010[84], <i>Tohru</i> 2010[64], <i>Refael et al</i> 2011[54])
กระพริบตา 2 ครั้ง (Double-blink)	( <i>Davz et al</i> 2007[70], <i>Youngmin et al</i> 2007[9], <i>Ali et al</i> 2010a[52])
กระพริบตา 3 ครั้ง (Triple-blink)	( <i>Youngmin et al</i> 2007[9])
กระพริบตาข้างซ้าย ข้างเดียว (Left-wink)	( <i>Youngmin et al</i> 2007[9], <i>Harry et al</i> 2009[7])



ตาราง 2-2 การแบ่งลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตา(ต่อ)

ท่าทาง	บทความอ้างอิง
กระพริบตาข้างขวา ข้างเดียว(Right- wink)	(Youngmin <i>et al</i> 2007[9], Harry <i>et al</i> 2009[7])

เนื่องจากต้องการทราบลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาที่เหมาะสมเพื่อนำไปใช้ในการทดลอง จึงทำการหาจำนวนของการเลือกใช้ลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาแต่ละท่าทางประกอบกับท่าทางที่ตรงกับลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาใน 26 ลักษณะดังกล่าว จากภาพประกอบ 2-6 พบว่ามีการเลือกใช้ลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาเพียง 13 ลักษณะ จาก 26 ลักษณะเท่านั้น ซึ่งข้อมูลดังกล่าวจะเป็นปัจจัยที่ใช้ในการเลือกใช้ท่าทางในการจับสัญญาณไฟฟ้าการกลกตาในบทที่ 3 ต่อไป



ภาพประกอบ 2-5 จำนวนของการเลือกใช้ลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตา

## 2.6 โคร่งข่ายประสาท [85]

โคร่งข่ายประสาทเทียม เป็นเครื่องมือที่มีความสามารถในการเรียนรู้และตัดสินใจ การเรียนรู้ของโคร่งข่ายประสาทได้มาจากแบบจำลองของระบบและสามารถประมาณค่าของระบบที่มีความซับซ้อนและไม่เป็นเชิงเส้นได้อย่างแม่นยำ จึงได้มีการนำโคร่งข่ายประสาทมาใช้อย่างกว้างขวางกับระบบที่มีแบบจำลองที่ซับซ้อน โดยเฉพาะปัญหาที่ไม่เป็นเชิงเส้น

### 2.6.1 ทรานส์เฟอร์ฟังก์ชันของโคร่งข่าย

ทรานส์เฟอร์ฟังก์ชันของโคร่งข่ายอาจเป็นฟังก์ชันเชิงเส้นหรือไม่เป็นเชิงเส้นก็ได้ ทรานส์เฟอร์ฟังก์ชันที่ใช้ในโคร่งข่ายประสาทมีหลายชนิด โดยทั่วไปแล้วโคร่งข่ายของเซลล์ประสาทจะมีอินพุตมากกว่า 1 อินพุต สมมติให้มี  $R$  อินพุต คือ  $p_1, p_2, \dots, p_R$  แต่ละอินพุตมีค่าน้ำหนัก คือ  $w_{1,1}, w_{1,2}, \dots, w_{1,R}$  เซลล์ประสาทมีไบอัสเท่ากับ  $b$  จะได้เอาต์พุตของวงจรรวมซึ่งเรียกว่าเน็ตอินพุต ( $n$ ) เท่ากับ

$$n = w_{1,1}p_1 + w_{1,2}p_2 + \dots + w_{1,R}p_R + b \quad (2-1)$$

และได้สมการของเอาต์พุต ( $a$ ) ของโคร่งข่ายเป็น

$$a = f(\mathbf{Wp} + b) \quad (2-2)$$

โดยที่  $\mathbf{W} = [w_{1,1}, w_{1,2}, \dots, w_{1,R}]$  คือ ค่าน้ำหนัก

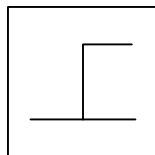
$\mathbf{p} = [p_1, p_2, \dots, p_R]$  คือ ค่าอินพุตของโคร่งข่าย

$f$  คือ ทรานส์เฟอร์ฟังก์ชันของโคร่งข่าย

ชนิดของทรานส์เฟอร์ฟังก์ชันที่นิยมใช้กันเช่น

#### 1). Hard Limit Transfer Function

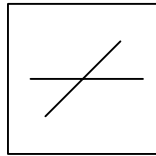
ทรานส์เฟอร์ฟังก์ชันชนิดนี้จะให้ค่าเอาต์พุต 2 ค่าตามค่าเน็ตอินพุต ( $n$ ) กล่าวคือ หากค่าเน็ตมีค่าต่ำกว่า 0 จะให้ค่าเอาต์พุตเป็น 0 และหากค่าเน็ตอินพุตมีค่ามากกว่าหรือเท่ากับ 0 จะให้ค่าเอาต์พุตเป็น 1 ดังสมการ (2-3)



$$a = \text{hardlim}(n) = \text{hardlim}(\mathbf{Wp} + b), a = \begin{cases} 0, & n < 0 \\ 1, & n \geq 0 \end{cases} \quad (2-3)$$

## 2). Linear Transfer Function

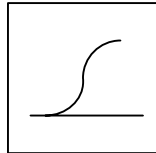
ทรานส์เฟอร์ฟังก์ชันชนิดนี้จะให้ค่าเอาต์พุตตามค่าเน็ตอินพุตที่ป้อนเข้ามา กล่าวคือ หากค่าเน็ตอินพุตมีค่าเท่าใดก็จะให้ค่าเอาต์พุตเป็นค่าเท่ากับค่าเน็ตอินพุตนั้นๆ ดังสมการ (2-4)



$$a = \text{purelin}(n) = \text{purelin}(\mathbf{Wp}+b), a = n \quad (2-4)$$

## 3). Log-Sigmoid Transfer Function

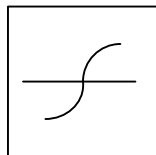
ทรานส์เฟอร์ฟังก์ชันชนิดนี้จะให้ค่าเอาต์พุตระหว่างค่า 0 ถึง 1 ดังสมการ (2-5)



$$a = \text{logsig}(n) = \text{logsig}(\mathbf{Wp}+b), a = \frac{1}{1+e^{-n}} \quad (2-5)$$

## 4). Hyperbolic Tangent-Sigmoid Transfer Function

ทรานส์เฟอร์ฟังก์ชันชนิดนี้จะให้ค่าเอาต์พุตระหว่างค่า -1 ถึง 1 ดังสมการ (2-6)



$$a = \text{tansig}(n) = \text{tansig}(\mathbf{Wp}+b), a = \frac{e^n - e^{-n}}{e^n + e^{-n}} \quad (2-6)$$

## 2.6.2 โครงสร้างของโครงข่ายประสาท

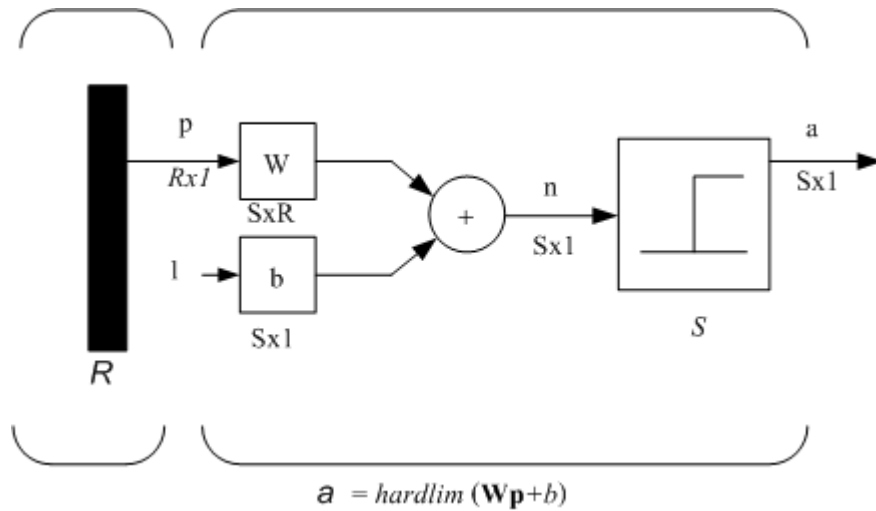
กฎการเรียนรู้คือกระบวนการสำหรับการปรับค่าน้ำหนักและไบอัสของโครงข่าย เพื่อฝึกโครงข่ายให้สามารถจดจำรูปแบบ กฎการเรียนรู้ของโครงข่ายแบ่งออกเป็น 3 ชนิดคือ

- การเรียนรู้แบบมีผู้ช่วย (Supervised Learning)
- การเรียนรู้แบบไม่มีผู้ช่วย (Unsupervised Learning)
- การเรียนรู้แบบ Reinforcement Learning

โครงสร้างของโครงข่ายประสาทที่สามารถนำมาใช้สำหรับการจดจำรูปแบบมีดังนี้

### 1) กฎการเรียนรู้แบบเปอร์เซปตรอน (Perceptron Learning Rule)

โครงข่ายเปอร์เซปตรอนสามารถใช้จำแนกอินพุตด้วยขอบเขตการแบ่งที่เป็นเชิงเส้น ลักษณะทั่วไปของโครงข่ายเปอร์เซปตรอนแสดงดังภาพประกอบ 2-7



ภาพประกอบ 2-6 โครงสร้างของโครงข่ายเปอร์เซปตรอน

กฎการเรียนรู้สำหรับโครงข่ายเปอร์เซปตรอนที่มีหลายเซลล์ประสาทตั้งสมการ

(2-7) และสมการ (2-8)

$$W^{new} = W^{old} + ep^T \quad (2-7)$$

และ

$$b^{new} = b^{old} + e \quad (2-8)$$

$$\text{โดยที่ } e = t - a \quad (2-9)$$

$e$  คือ ค่าความผิดพลาด

$p$  คือ อินพุตของโครงข่าย

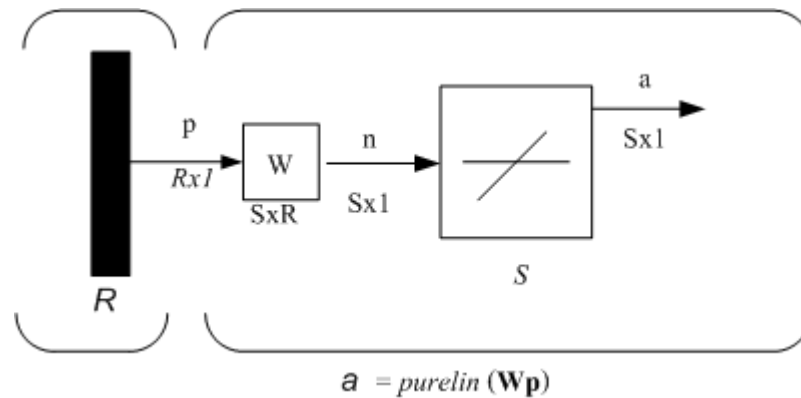
$t$  คือ เอาต์พุตเป้าหมาย

$a$  คือ เอาต์พุตของโครงข่าย

$b$  คือ ค่าไบอัส

## 2). กฎการเรียนรู้แบบเฮบบีเนียน (Supervised Hebbian Learning Rule)

กฎการเรียนรู้แบบเฮบบีเนียนสามารถใช้ได้กับโครงข่ายหลายรูปแบบ โครงข่ายที่ง่ายที่สุดแสดงดังภาพประกอบ 2-8



ภาพประกอบ 2-7 โครงสร้างของโครงข่ายเฮิบเบียน

ค่าน้ำหนักของโครงข่ายสามารถคำนวณได้จากอินพุตและเอาต์พุตเป้าหมายดัง  
สมการ (2-10)

$$W = TP^T \quad (2-10)$$

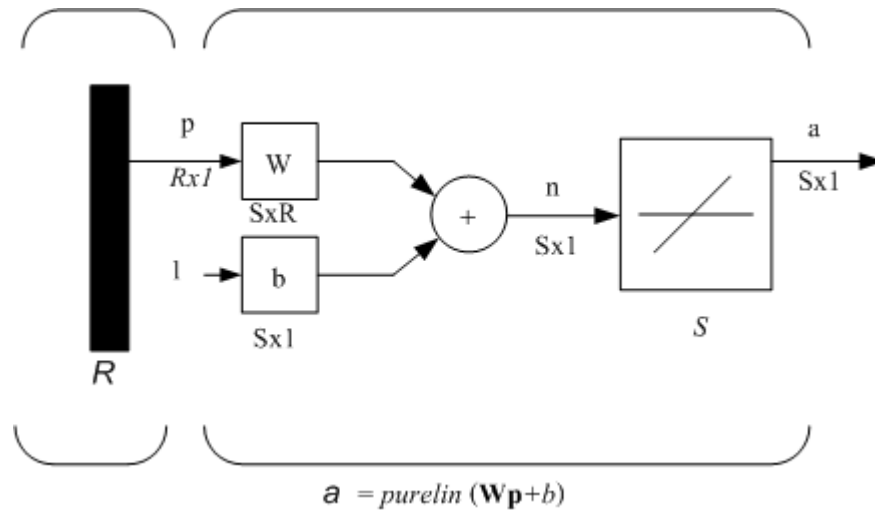
ในกรณีที่เวกเตอร์ของอินพุตไม่ตั้งฉากกันสามารถคำนวณค่าน้ำหนักของ  
โครงข่ายได้ดังสมการ (2-11)

$$W = TP^+ \quad (2-11)$$

$$\text{โดยที่ } P^+ = (P^T P)^{-1} P^T \quad (2-12)$$

### 3). กฎการเรียนรู้แบบวิโดรว-ฮอฟฟ์ (Widrow-Hoff Learning Rule)

กฎการเรียนรู้แบบวิโดรว-ฮอฟฟ์ คือการใช้อัลกอริทึมที่มีดัชนีชี้สมรรถนะเป็น  
ค่าเฉลี่ยของกำลังสองของความผิดพลาด และเป็นพื้นฐานของอัลกอริทึมของกฎการเรียนรู้แบบแพร่  
กลับ (Backpropagation Learning Rule) เรียกอัลกอริทึมของกฎการเรียนรู้ที่ว่า แอลเอ็มเอสอัลกอริ  
ทึม (Least Mean Square Algorithm, LMS Algorithm) จะใช้กับโครงข่ายอดาลิน (Adaptive Linear  
Neural Network, ADALINE) ซึ่งลักษณะของโครงข่ายแสดงดังภาพประกอบ 2-9



ภาพประกอบ 2-8 โครงสร้างของโครงข่ายอคาไลน์

ค่าน้ำหนักและไบอัสของโครงข่ายสามารถคำนวณได้จากแอลเอ็มเอสอัลกอริทึม  
 ดังสมการ (2-13) และสมการ (2-14)

$$W(k+1) = W(k) + 2\alpha e(k)p^T(k) \quad (2-13)$$

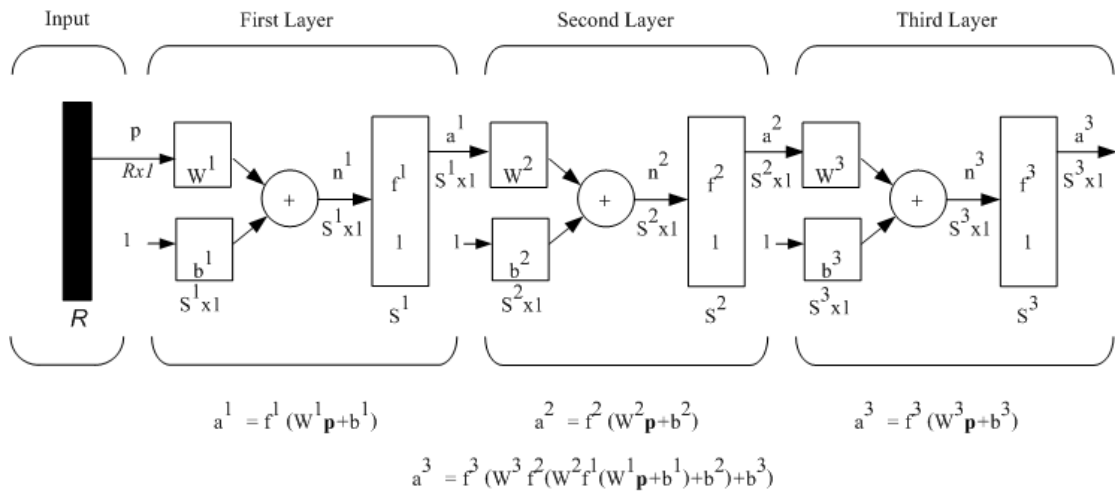
และ

$$b(k+1) = b(k) + 2\alpha e(k) \quad (2-14)$$

โดยที่  $\alpha$  คือ ค่าสูงสุดของอัตราการเรียนรู้

#### 4). กฎการเรียนรู้แบบแพร่กลับ (Backpropagation Learning Rule)

กฎการเรียนรู้แบบแพร่กลับ สามารถฝึกสอนโครงข่ายหลายชั้นได้ จะมีการคำนวณหาค่าความผิดพลาด (Error) เพื่อตรวจสอบการเรียนรู้และจดจำ แล้วนำค่าความผิดพลาดนี้ไปเป็นแนวทางในการปรับค่าน้ำหนักและไบอัสให้กับโครงข่ายเพื่อให้ได้ค่าที่ถูกต้อง จะมีการคำนวณค่าความผิดพลาดและค่าความไวของโครงข่ายจากชั้นสุดท้ายก่อน จึงจะสามารถคำนวณค่าความผิดพลาดและค่าความไวในชั้นถัดลงมาได้ ซึ่งลักษณะของโครงข่ายแสดงดังภาพประกอบ 2-



ภาพประกอบ 2-9 โครงสร้างแบบย่อ 3 ชั้นของโครงข่ายแพร่กลับ

การปรับค่าน้ำหนักและไบอัสของโครงข่ายสามารถคำนวณได้ ดังสมการ (2-15)

และสมการ (2-16)

$$W^m(k+1) = W^m(k) - \alpha S^m (a^{m-1})^T \tag{2-15}$$

และ

$$b^m(k+1) = b^m(k) - \alpha S^m \tag{2-16}$$

ความไวสามารถคำนวณจากสมการ (2-17) และสมการ (2-18)

ชั้นสุดท้าย  $S^M = -2F^M(n^M)(t-a)$  (2-17)

ชั้นใดๆ  $S^m = F^m(n^m)(W^{m+1})^T S^{m+1}$  (2-18)

โดยที่  $M$  คือ จำนวนชั้นของโครงข่าย

$m$  คือ ลำดับชั้นที่ เมื่อ  $m = 0, 1, 2, \dots, M-1$

$S$  คือ ความไวสำหรับเซลล์ประสาทของเน็ตอินพุตที่ชั้น  $m$

$F$  คือ ค่าเฉลี่ยของค่าความผิดพลาดกำลังสอง

$n$  คือ เน็ตอินพุต

## บทที่ 3

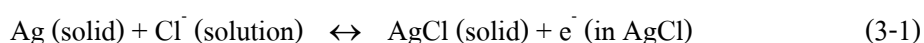
### การทดลองและผลการทดลองเบื้องต้น

หลังจากได้ศึกษาโครงสร้าง ทฤษฎีเกี่ยวกับสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา ลักษณะความถี่ช่วงเอซีและช่วงดีซี ลักษณะตำแหน่งของจุดวัดสัญญาณ และลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตา ทำให้รู้ว่าลักษณะของการเกิดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาขึ้นอยู่กับระยะเวลาที่ใช้ช่วงความถี่เอซีหรือช่วงความถี่ดีซี ตำแหน่งของจุดวัดสัญญาณ รวมทั้งลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตา ซึ่งปัจจัยดังกล่าวส่งผลต่อการเกิดรูปแบบของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา และระดับของขนาดแรงดันทางไฟฟ้า ซึ่งจะส่งผลต่อไปถึงการเลือกใช้ลักษณะเด่นในการพิจารณาและวิเคราะห์เพื่อทำการจำแนกท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาในท่าทางลักษณะต่างๆ สำหรับในบทนี้เป็นการศึกษาเพื่อหาความสัมพันธ์ของลักษณะความถี่ช่วงเอซีและช่วงดีซี ตัวกรองความถี่ที่ใช้ในการวัดสัญญาณ ลักษณะตำแหน่งของจุดวัดสัญญาณ และลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาว่าจะส่งผลต่อการเกิดรูปแบบของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาอย่างไรและนำผลที่ได้จากการศึกษานี้ไปใช้ในการวิเคราะห์เพื่อหาลักษณะเด่น รวมถึงการการจำแนกท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาในท่าทางลักษณะต่างๆ

#### 3.1 วัสดุและอุปกรณ์

##### 3.1.1 อิเล็กโทรด

ในการวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาจะไม่สามารถวัดสัญญาณด้วยวงจรอิเล็กทรอนิกส์ได้โดยตรง เนื่องจากวงจรอิเล็กทรอนิกส์จะทำงานกับการเปลี่ยนแปลงของอิเล็กตรอนเท่านั้น แต่สัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาเป็นผลมาจากการเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของไอออนที่อยู่ในเส้นใยกล้ามเนื้อบริเวณรอบดวงตา ดังนั้นจำเป็นต้องใช้อุปกรณ์เพื่อเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของไอออน ให้เป็นการเปลี่ยนแปลงของอิเล็กตรอนหรือศักย์ไฟฟ้า ซึ่งเรียกอุปกรณ์นี้ว่า อิเล็กโทรด (Electrode) โดยทั่วไปจะเป็นวัสดุประเภท Ag (AgCl) ที่มีลักษณะเป็นวัสดุที่มีโลหะเงิน Ag อยู่ตรงแกนกลาง และถูกหุ้มด้วยสารประกอบ AgCl ซึ่งเป็นสารประกอบที่มีรูพรุน การทำงานสามารถอธิบายได้ด้วย ปฏิกิริยาที่เกิดขึ้น เมื่อนำ Ag ไปวางแช่ไว้ในสารละลายเกลือแกง (NaCl) ที่เป็นสารละลายที่มีไอออนลบ (Cl<sup>-</sup>) และไอออนบวก (Na<sup>+</sup>) ทำให้เกิดปฏิกิริยาดังสมการ (3-1)





จะเห็นได้ว่า อิเล็กโทรดสามารถเกิดได้ทั้งศักย์ไฟฟ้าลบและศักย์ไฟฟ้าบวก ขึ้นอยู่กับความเข้มข้นของไอออนขณะนั้น



ภาพประกอบ 3-1 อิเล็กโทรด

อิเล็กโทรด สำหรับจับสัญญาณจริงแบบ Bipolar แสดงดังภาพประกอบ 3-1 เป็นอิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว ของบริษัท TYCO HEALTHCARE รุ่น Kendall / Tyco ARBO ใช้ซิลเวอร์/ซิลเวอร์คลอไรด์ (Ag/AgCl) เป็นวัสดุที่ใช้ทำอิเล็กโทรด มีรูปร่างเป็นแผ่นกลมเส้นผ่านศูนย์กลาง 24 มิลลิเมตร

อิเล็กโทรดชนิดนี้จำเป็นต้องใช้ Electrolyte gel เป็นเส้นทางการนำไอออน จากเนื้อเยื่อของผู้ทดลองมาสู่ตัวโลหะเงินที่อยู่ตรงแกนกลางของอิเล็กโทรดก่อนใช้อิเล็กโทรดชนิดนี้ จำเป็นต้องทำการเตรียมให้ขั้วไฟฟ้าติดกับผิวหนังได้ดีการที่ขั้วไฟฟ้าติดกับผิวหนังได้ดีเป็นสิ่งสำคัญที่ได้มาซึ่งผลการบันทึกสัญญาณที่ดี โดยทำให้สัญญาณรบกวนทางไฟฟ้า น้อย ความเสี่ยงของ ความไม่สมดุลระหว่างขั้วไฟฟ้า น้อย วิธีการคือทำความสะอาดผิวหนังด้วยน้ำสบู่หรือแอลกอฮอล์ เพื่อลดความต้านทานที่ผิวหนังลง โดยข้อเสีย คือ หากติดเข้ากับผิวหนังเป็นเวลานาน ๆ จะทำให้ผิวหนังเปลี่ยนสี และมีความยุ่งยากในการทำความสะอาดก่อนติดอิเล็กโทรด

### 3.1.2 เครื่องขยายสัญญาณ และแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัล

สัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา มีขนาดของสัญญาณประมาณ 15 ไมโครโวลต์ – 200 ไมโครโวลต์ จึงจำเป็นต้องมีวงจรขยาย (Amplifier) ทำหน้าที่ขยายสัญญาณที่ได้จากอิเล็กโทรด เพื่อให้ขนาดของสัญญาณมีความเหมาะสม แต่ในการวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา สัญญาณที่วัดได้มักจะมีกรรบกวนจากสัญญาณไฟสลับ 50 เฮิร์ตซ์ ดังนั้น จึงนิยมเลือกใช้วงจรขยายแบบผลต่าง (Difference amplifier) ซึ่งวงจรขยายแบบผลต่างที่ดี ควรมีคุณสมบัติ ดังต่อไปนี้

1) สามารถขยายสัญญาณที่มีขนาดต่างกัน และกำจัดขนาดสัญญาณที่เท่ากันได้เป็นอย่างดี โดยจะวัดผลเป็นค่า Common mode rejection ratio (CMRR) จึงควรมีค่า CMRR สูงด้วย

2) ความต้านทานขาเข้า (Input impedance) ควรมีความสูง เนื่องจากอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ในการวัดมีความต้านทานสูง ถ้าความต้านทานขาเข้าไม่สูงมากพอ จะทำให้เกิดผลการไหลของสัญญาณขึ้นได้

3) มีกำลังขยายสูง และสม่ำเสมอตลอดช่วงของการตรวจวัด

4) มีการตอบสนองความถี่ในช่วงกว้าง



ภาพประกอบ 3-2 เครื่องขยายสัญญาณ รุ่น Mobi6-6b

สำหรับเครื่องขยายสัญญาณที่ใช้สำหรับงานวิจัยนี้ดังภาพประกอบ 3-2 มีคุณสมบัติดังนี้

- บริษัท: Twente Medical Systems International B.V.
- รุ่น: Mobi6-6b
- สัญญาณรบกวน (Noise) :  $< 1.0 \mu\text{Vrms}$  (ที่ความถี่การสุ่มเท่ากับ 128 เฮิร์ตซ์)
- อัตราขยาย (Gain): 19.5
- ผลต่างของสัญญาณอินพุต (Input common mode range): -2 โวลต์/+2 โวลต์
- ความต้านทานขาเข้า (Input impedance):  $> 10^{12}$  โอห์ม
- อัตราการลดสัญญาณชนิดคอมมอน โหมด (CMRR): 100 เดซิเบล
- ความแม่นยำ (Accuracy):  $\pm 2 \%$
- ความละเอียด (Resolution): 24 บิต
- ความถี่การสุ่ม (Sample frequency): 128 เฮิร์ตซ์ 256 เฮิร์ตซ์ 512 เฮิร์ตซ์ 1024

เฮิร์ตซ์ 2048 เฮิร์ตซ์

### 3.1.3 ตำแหน่งการติดตั้งอิเล็กทรอนิกส์ในการวัดสัญญาณ

จากหัวข้อ 2.4 ที่ได้กล่าวถึงตำแหน่งของจุดวัดสัญญาณ นำมาสู่การเลือกใช้ตำแหน่งของจุดวัดสัญญาณที่เหมาะสม จากการศึกษาตำแหน่งของจุดวัดสัญญาณทั้ง 12 แบบดังตาราง 2-1 มีข้อดีข้อเสียที่แตกต่างกัน อย่างเช่นการติดตั้งอิเล็กทรอนิกส์เพื่อทำการวัดสัญญาณเพียง 1 ช่องสัญญาณ จะทำให้ได้สัญญาณที่เกิดในช่องสัญญาณแนวตั้งหรือแนวนอนเพียงช่องเดียวเท่านั้น ดังแบบที่ 4 และแบบที่ 12 การติดตั้งอิเล็กทรอนิกส์บริเวณหัวตาและหางตาเพียงบริเวณเดียว ทำให้สัญญาณที่ได้เป็นสัญญาณที่เกิดในช่องสัญญาณแนวนอนเท่านั้นดังแบบที่ 11 หรือการเลือกช่องสัญญาณในการวัดสัญญาณที่มีจำนวนช่องมากเกินไป ดังแบบที่ 9 ทำให้มีความยุ่งยากในการติดตั้งอิเล็กทรอนิกส์และการเชื่อมต่อกับสายสัญญาณ เนื่องจากมีการเพิ่มจำนวนช่องสัญญาณ รวมทั้งการเลือกตำแหน่งของจุดอ้างอิงของจุดวัดสัญญาณ หากเลือกตำแหน่งบริเวณใบหูหรือคอ และการไม่เลือกติดตั้งจุดอ้างอิงของจุดวัดสัญญาณ ทำให้เกิดสัญญาณรบกวนมากกว่า เนื่องจากบริเวณใบหูหรือคอจะมีการเคลื่อนไหวได้ง่ายกว่าดังแบบที่ 1, 3, 8 และ 10 ส่วนแบบที่ 2, 6 และ 7 มีลักษณะตำแหน่งของจุดวัดสัญญาณคล้ายกับแบบที่ 5 โดยจะให้รูปสัญญาณที่แตกต่างกันเล็กน้อย ทั้งนี้อาจเลือกใช้ได้ตามความเหมาะสมของผู้ทดลอง ซึ่งในการทดลองในงานวิจัยนี้ได้ทำการวัดสัญญาณท่าทางการกลอกตาใน 2 ช่องสัญญาณ โดยติดตั้งอิเล็กทรอนิกส์ 2 จุด/ 1 ช่องสัญญาณดังภาพประกอบ 3-3 โดยในแนวตั้งเป็นช่องที่ 1 ตำแหน่งบริเวณด้านบนและด้านล่างของตาขวา ส่วนในแนวนอนเป็นช่องที่ 2 ตำแหน่งบริเวณหางตาด้านขวาและด้านซ้าย ขั้วอ้างอิงวางอยู่บนหน้าผาก

หมายเหตุ

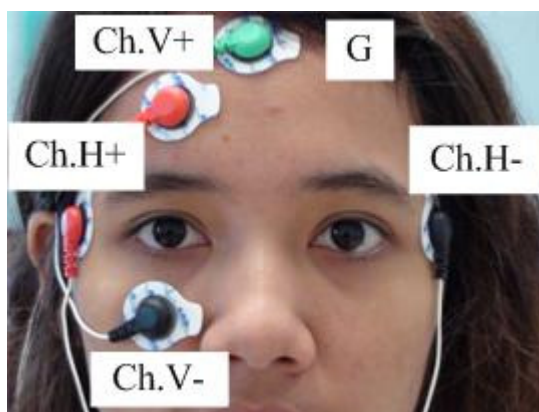
\* Ch.V+ คือช่องสัญญาณในแนวตั้งมีขั้วไฟฟ้าเป็นบวก

Ch.V- คือช่องสัญญาณในแนวตั้งมีขั้วไฟฟ้าเป็นลบ

Ch.H+ คือช่องสัญญาณในแนวนอนมีขั้วไฟฟ้าเป็นบวก

Ch.H- คือช่องสัญญาณในแนวนอนมีขั้วไฟฟ้าเป็นลบ

G คือขั้วอ้างอิง



ภาพประกอบ 3-3 การวางตำแหน่งอิเล็กโทรด\*

### 3.2 การศึกษาการเลือกใช้ช่วงความถี่เอชหรือช่วงความถี่ดีซีของการวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา

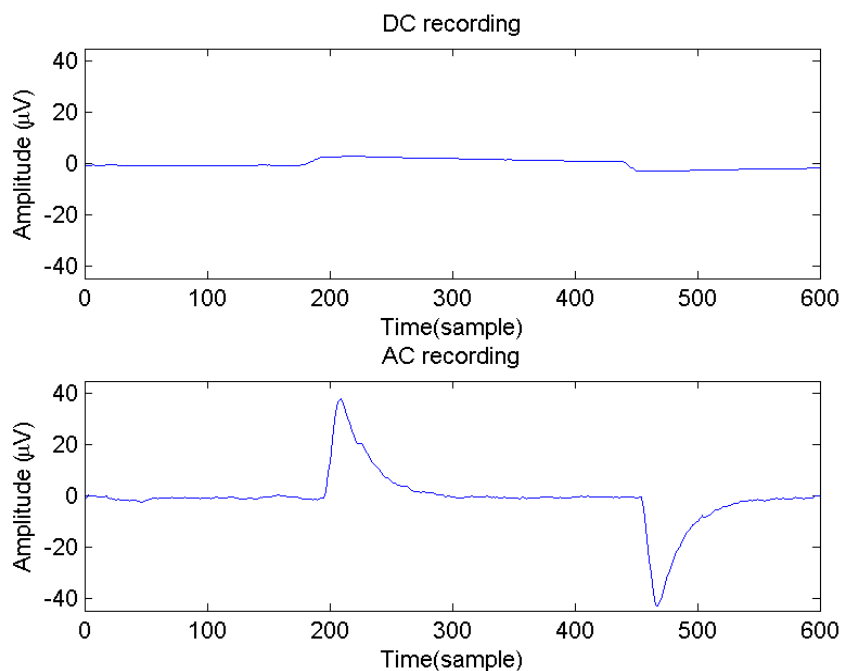
จากหัวข้อ 2.3 ที่ได้กล่าวถึงเรื่องความถี่ช่วงเอชและช่วงดีซีของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา เพื่อเป็นพื้นฐานที่ใช้ในการทดลอง จุดประสงค์ในการศึกษาช่วงความถี่เอชหรือช่วงความถี่ดีซีของการวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา เพื่อหาความสัมพันธ์ของช่วงความถี่ทั้ง 2 แบบต่อการเกิดรูปแบบของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา ระดับของขนาดแรงดันทางไฟฟ้า โดยการทดลองจะเลือกช่วงความถี่ทั้ง 2 แบบเพื่อคุณลักษณะสัญญาณ

#### 3.2.1 วิธีการทดลอง

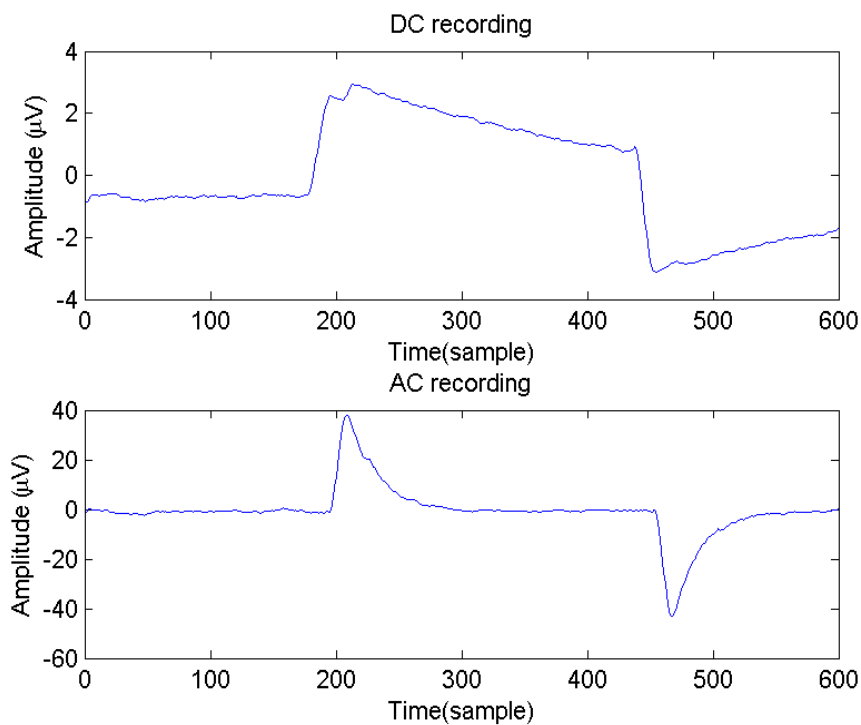
ทำการวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาโดยเลือกใช้ช่วงความถี่ 2 แบบ คือสัญญาณช่วงความถี่ดีซีจะอยู่ในช่วงความถี่ต่ำ โดยมีช่วงความถี่ต่ำกว่า 1 เฮิร์ตซ์ และสัญญาณช่วงความถี่เอชจะอยู่ในช่วงความถี่สูง โดยมีช่วงความถี่สูงกว่า 1 เฮิร์ตซ์ แต่ไม่เกิน 30 เฮิร์ตซ์

#### 3.2.2 ผลการทดลอง

ผลการทดลองแสดงให้เห็นถึงความสัมพันธ์ของช่วงความถี่กับลักษณะรูปแบบของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา เมื่อใช้ช่วงความถี่ที่มีค่าแตกต่างกันดังภาพประกอบ 3-4 และภาพประกอบ 3-5 ตามลำดับ



ภาพประกอบ 3-4 ลักษณะรูปแบบของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาในช่วงความถี่ดีซี และช่วงความถี่เอซี ในมาตราส่วนแกน X และ แกน Y ที่เท่ากัน



ภาพประกอบ 3-5 ลักษณะรูปแบบของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาในช่วงความถี่ดีซี และช่วงความถี่เอซี ในมาตราส่วนแกน Y ที่ต่างกัน

จากการศึกษาช่วงความถี่เอซีหรือช่วงความถี่ดีซีของการวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา เพื่อหาความสัมพันธ์ของช่วงความถี่ทั้ง 2 แบบต่อการเกิดรูปแบบของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา ระดับของขนาดแรงดันทางไฟฟ้า เมื่อใช้ช่วงความถี่ที่มีค่าแตกต่างกันพบว่ารูปแบบของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตามีลักษณะที่แตกต่างกัน สังเกตจากภาพประกอบ 3-4 และภาพประกอบ 3-5 สัญญาณช่องด้านบนเป็นรูปแบบของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาในช่วงความถี่ดีซี และสัญญาณช่องด้านล่างเป็นรูปแบบของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาในช่วงความถี่เอซี รูปแบบของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาในช่วงความถี่ดีซีมีลักษณะรูปคลื่นสี่เหลี่ยม ส่วนรูปแบบของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาในช่วงความถี่เอซีมีลักษณะรูปคลื่นที่มีค่าแอมพลิจูดในด้านบวกและด้านลบดังภาพประกอบ 3-5 นอกจากนี้ช่วงความถี่ทั้ง 2 แบบมีระดับของขนาดแรงดันทางไฟฟ้าที่แตกต่างกัน กล่าวคือ ช่วงความถี่ดีซีมีระดับของขนาดแรงดันทางไฟฟ้าต่ำกว่าช่วงความถี่เอซี จะเห็นได้ว่าการใช้ช่วงความถี่ที่มีค่าไม่เหมาะสมหรือช่วงความถี่ที่ต่างกันจะทำให้รูปแบบของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาต่างกันและระดับของขนาดแรงดันทางไฟฟ้ามีค่าที่ต่างกันด้วย ซึ่งส่งผลต่อการเลือกใช้ลักษณะเด่นในการพิจารณาและวิเคราะห์เพื่อทำการจำแนกท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาในท่าทางลักษณะต่างๆต่อไปในบทที่ 4

ผลการศึกษาเบื้องต้นพบว่าการเลือกใช้ช่วงความถี่เอซีมีประโยชน์ในการใช้จำแนกท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาที่ซับซ้อนเช่น การกลอกตาลักษณะเป็นวงกลมวนตามเข็มนาฬิกา การกลอกตาลักษณะเป็นวงกลมวนทวนเข็มนาฬิกา เป็นต้น สำหรับการจำแนกการเคลื่อนไหวแบบง่ายใช้ช่วงความถี่ดีซีในการบันทึกก็จะเป็นประโยชน์เพื่อหลีกเลี่ยงผลกระทบจากสัญญาณรบกวน แต่จะมีปัญหาเกี่ยวกับสัญญาณที่เกิดขึ้นจะเลื่อนตัวขึ้นหรือเลื่อนตัวลงจากเส้นระดับเท่ากับศูนย์ (Baseline shift)

### 3.3 การศึกษาการเลือกใช้ตัวกรองความถี่ที่ใช้ในการวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา

เนื่องจากช่วงความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาเท่ากับ 0.1-30 เฮิร์ตซ์ หัวข้อนี้มีจุดประสงค์ในการศึกษาตัวกรองความถี่ที่ใช้ในการวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา เพื่อนำมาทดลองหาช่วงความถี่ที่เหมาะสม และหาความสัมพันธ์ของตัวกรองความถี่ต่อลักษณะสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา

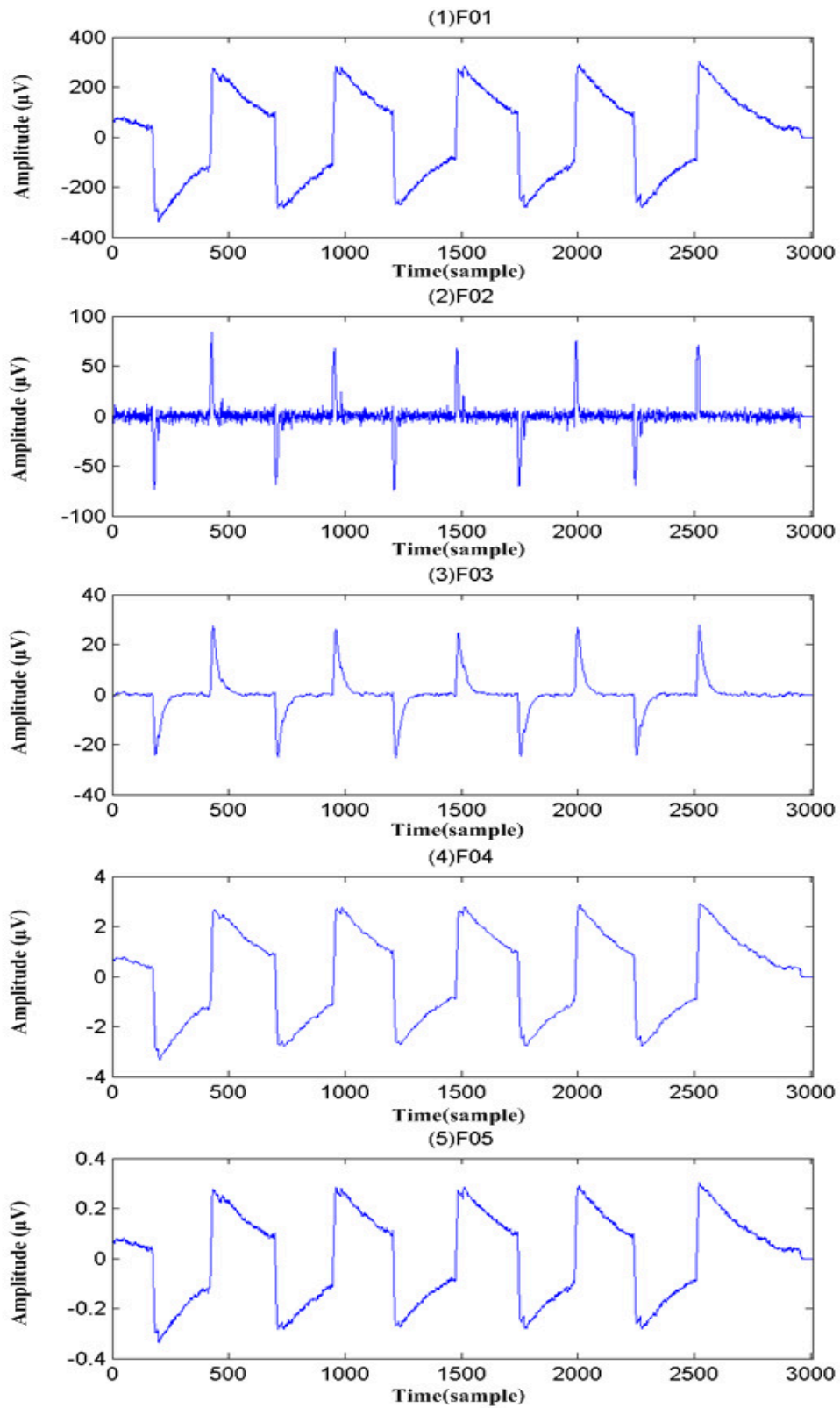
#### 3.3.1 วิธีการทดลอง

ทำการวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาโดยเลือกใช้ตัวกรองแบบความถี่ผ่าน (Band-Pass Filter) มีช่วงความถี่ 5 แบบคือ ช่วงความถี่ตั้งแต่ 0.1-500 เฮิร์ตซ์ (F01), ช่วงความถี่ตั้งแต่ 10-

500 เฮิร์ตซ์ (F02), ช่วงความถี่ตั้งแต่ 1-10 เฮิร์ตซ์ (F03), ช่วงความถี่ตั้งแต่ 0.1-10 เฮิร์ตซ์ (F04) และ ช่วงความถี่ตั้งแต่ 0.1-100 เฮิร์ตซ์ (F05)

### 3.3.2 ผลการทดลอง

ผลการทดลองแสดงให้เห็นถึงความสัมพันธ์ของตัวกรองความถี่ต่อลักษณะ สัญญาณไฟฟ้าการรบกวนตา รวมถึงระดับของแรงดันไฟฟ้าของสัญญาณ เมื่อใช้ช่วงความถี่ที่แตกต่างกันดังภาพประกอบ 3-6



ภาพประกอบ 3-6 ลักษณะรูปแบบของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาในช่วงความถี่ทั้ง 5 แบบ  
ในมาตราส่วนแกน Y ที่ต่างกัน



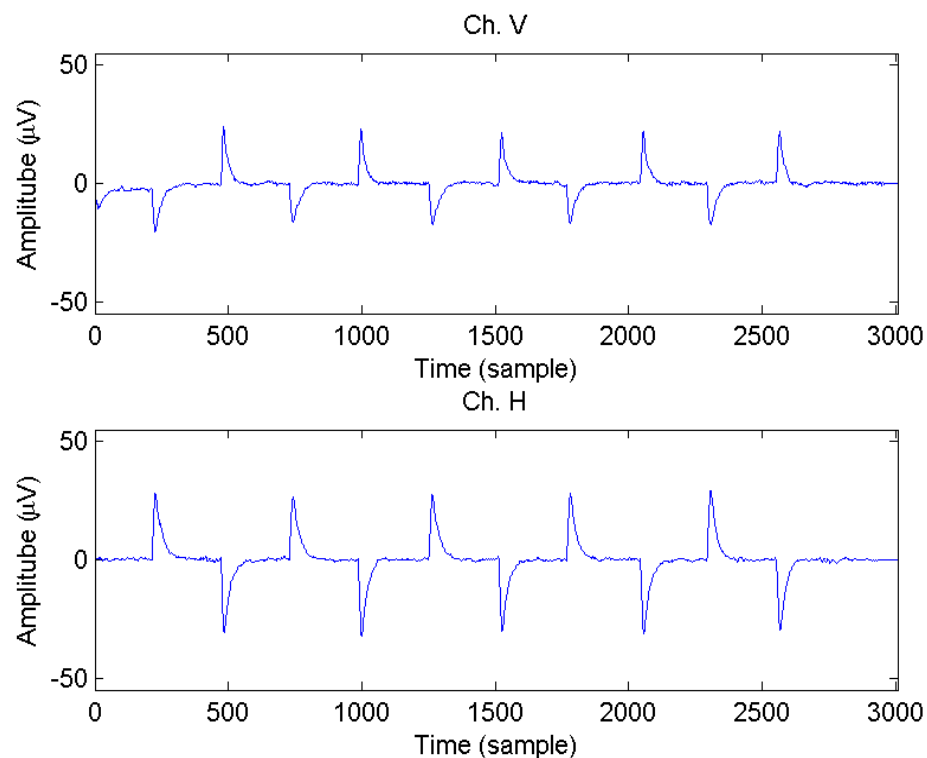
จากการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างตัวรองความถี่ต่อลักษณะสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา รวมถึงระดับของแรงดันไฟฟ้าของสัญญาณ เมื่อใช้ตัวรองความถี่ที่มีค่าแตกต่างกันพบว่า ลักษณะสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตามีรูปแบบคลื่นที่ต่างกัน และมีระดับของแรงดันไฟฟ้าของสัญญาณแตกต่างกันด้วย สังเกตจากภาพประกอบ 3-6 จากที่ทราบว่ สัญญาณไฟฟ้าการกลอกตามีค่าแอมพลิจูดอยู่ระหว่าง 15-200 ไมโครโวลต์ เมื่อเลือกใช้ช่วงความถี่ตั้งแต่ 0.1-500 เฮิรตซ์ จะเห็นได้ว่าเป็นสัญญาณแบบช่วงความถี่ต่ำและมีการปะปนของสัญญาณรบกวน ระดับของแรงดันไฟฟ้าสูงกว่าระดับปกติมีค่าอยู่ที่ประมาณ 300 ไมโครโวลต์ ดังภาพประกอบ 3-6(1) หากเลือกใช้ช่วงความถี่ตั้งแต่ 10-500 เฮิรตซ์ จะเห็นได้ว่าเป็นสัญญาณแบบช่วงความถี่เอชี่และมีการปะปนของสัญญาณรบกวน ระดับของแรงดันไฟฟ้าประมาณ 80 ไมโครโวลต์ ดังภาพประกอบ 3-6(2) หากเลือกใช้ช่วงความถี่ตั้งแต่ 1-10 เฮิรตซ์ จะเห็นได้ว่าเป็นสัญญาณแบบช่วงความถี่เอชี่ สัญญาณมีลักษณะเรียบ ระดับของแรงดันไฟฟ้าประมาณ 30 ไมโครโวลต์ ดังภาพประกอบ 3-6(3) หากเลือกใช้ช่วงความถี่ตั้งแต่ 0.1-10 เฮิรตซ์ จะเห็นได้ว่าเป็นสัญญาณแบบช่วงความถี่ต่ำ สัญญาณมีลักษณะเรียบ ระดับของแรงดันไฟฟ้าต่ำกว่าระดับปกติมีค่าอยู่ที่ประมาณ 3 ไมโครโวลต์ ดังภาพประกอบ 3-6(4) และหากเลือกใช้ช่วงความถี่ตั้งแต่ 0.1-100 เฮิรตซ์ จะเห็นได้ว่าเป็นสัญญาณแบบช่วงความถี่ต่ำและมีการปะปนของสัญญาณรบกวน ระดับของแรงดันไฟฟ้าต่ำกว่าระดับปกติมากมีค่าอยู่ที่ประมาณ 0.3 ไมโครโวลต์ ดังภาพประกอบ 3-6(5)

การเลือกใช้ตัวรองความถี่ที่มีค่าช่วงความถี่ที่แตกต่างกัน มีผลต่อการเกิดรูปคลื่นของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาในรูปแบบที่แตกต่างกัน และมีผลต่อระดับแรงดันไฟฟ้า นอกจากนี้ยังส่งผลต่อการเกิดสัญญาณรบกวนปะปนมากับสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาได้อีกด้วย ดังนั้นการเลือกช่วงความถี่ที่เหมาะสม ทำให้ได้รูปคลื่นที่ง่ายต่อการพิจารณาและวิเคราะห์ต่อไป และยังทำให้ได้คลื่นสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาที่มีค่าระดับแรงดันในระดับปกติ นั่นคือค่าแอมพลิจูดอยู่ระหว่าง 15-200 ไมโครโวลต์ ดังที่กล่าวมาแล้วข้างต้น

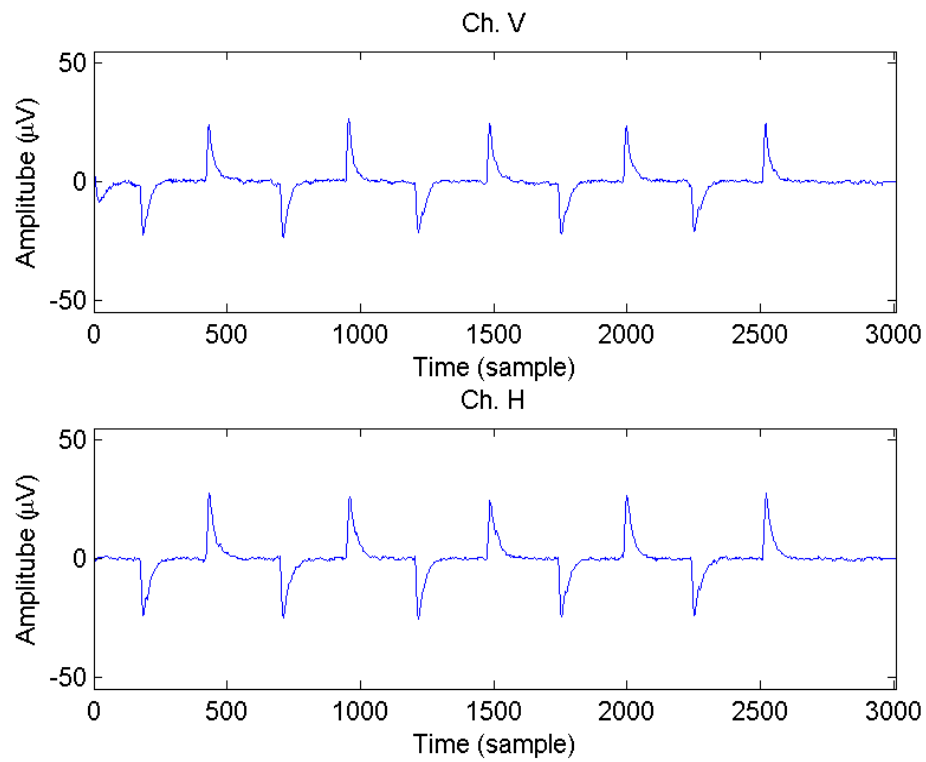
### 3.4 การศึกษาการเลือกใช้ทำทางในการวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา

จากหัวข้อ 2.5 ที่ได้กล่าวถึงลักษณะทำทางการเคลื่อนไหวดวงตา จุดประสงค์ในการศึกษาการเลือกใช้ทำทางในการวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา เพื่อต้องการเลือกทำทางที่เหมาะสมให้ตรงกับท่าทางการบริหารดวงตาใน 26 ลักษณะตามที่ได้กล่าวมา พร้อมเป็นทำทางที่ได้รับการถูกเลือกใช้มาแล้วในบทความทางวิชาการใน 13 ลักษณะตามที่ได้กล่าวมา โดยการทดลองเบื้องต้นจะใช้ทำทางการเคลื่อนไหวทั้ง 26 ลักษณะ เพื่อคุณลักษณะของสัญญาณที่เกิดขึ้น

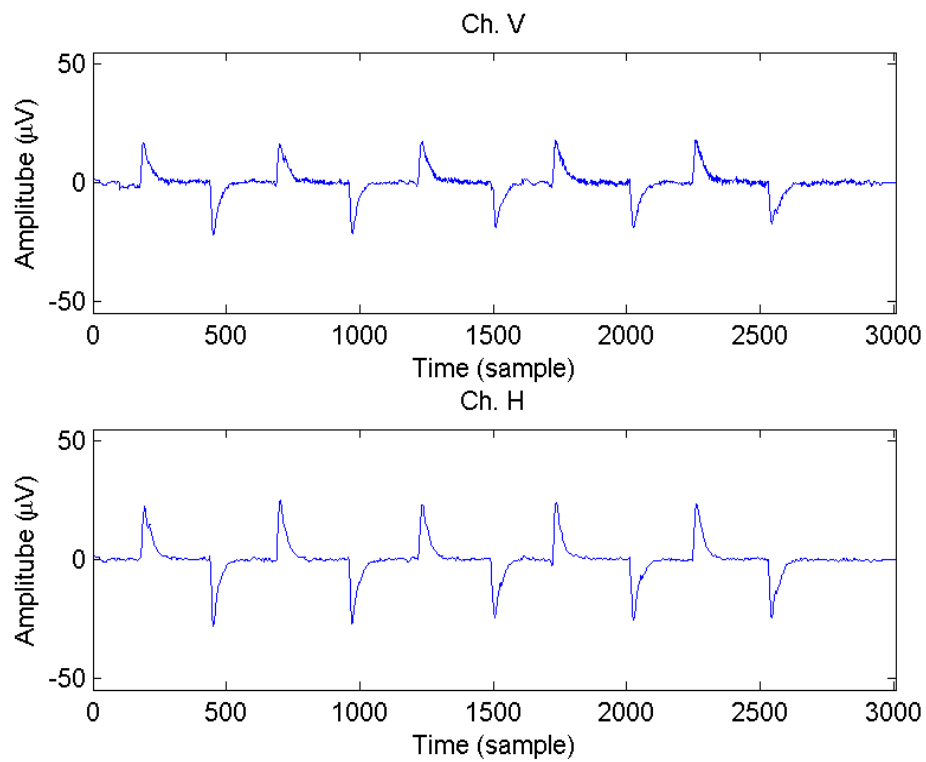
ผลการทดลองแสดงให้เห็นลักษณะรูปคลื่นของสัญญาณไฟฟ้าการกวดตา เมื่อเลือกใช้ท่าทางการบริหารดวงตาใน 26 ลักษณะโดยท่าทางการบริหารดวงตาท่าทางที่ 1 ถึงท่าทางที่ 12 เป็นท่าทางที่ให้สัญญาณที่มีรูปคลื่นชัดเจนและมีรูปแบบแน่นอนดังภาพประกอบ 3-7 ถึงภาพประกอบ 3-18 ส่วนท่าทางที่ 13 ถึงท่าทางที่ 19 เป็นท่าทางของการเกิดสัญญาณรบกวนที่สามารถเกิดแทรกเมื่อทำการกวดตาในท่าทางต่างๆ ซึ่งเป็นประโยชน์ในการศึกษา เพื่อทำให้ทราบถึงกรณีเมื่อสัญญาณมีรูปคลื่นที่แตกต่างจากรูปแบบเดิมเกิดสัญญาณรบกวนจากท่าทางใด ดังภาพประกอบ ก1-1 ถึงภาพประกอบ ก1-7 ในภาคผนวก ก และท่าทางที่ 20 ถึงท่าทางที่ 26 เป็นท่าทางที่ให้สัญญาณที่มีรูปคลื่นไม่ชัดเจนและมีการคลาดเคลื่อนในระหว่างการวัดสัญญาณ หรือบางท่าทางก็ไม่เกิดสัญญาณขึ้น ดังภาพประกอบ ก2-1 ถึงภาพประกอบ ก2-7 ในภาคผนวก ก



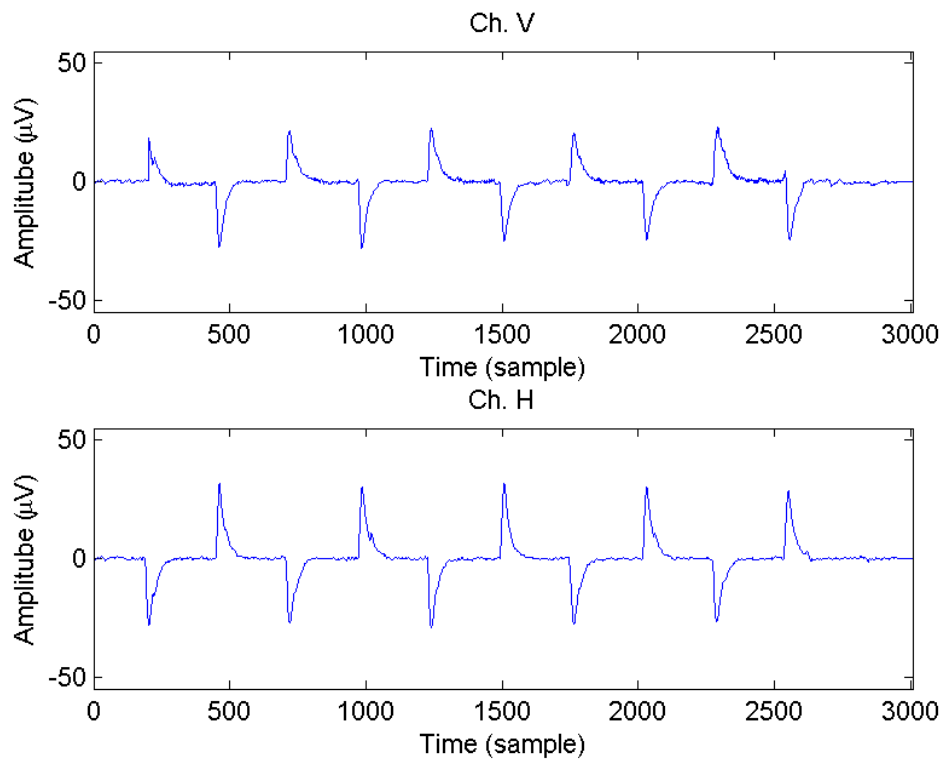
ภาพประกอบ 3-7 ลักษณะสัญญาณของท่าทางการกวดตาทั้งสองข้างมองแก้มด้านขวา



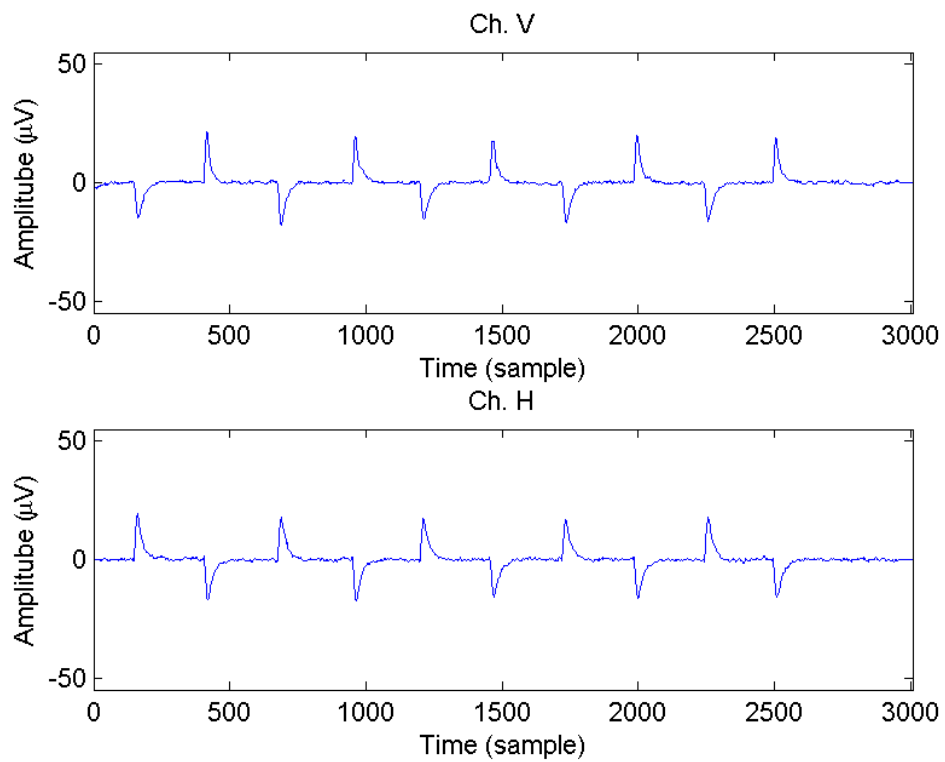
ภาพประกอบ 3-8 ลักษณะสัญญาณของท่าทางการกลอกตาทั้งสองข้างมองแก้มด้านซ้าย



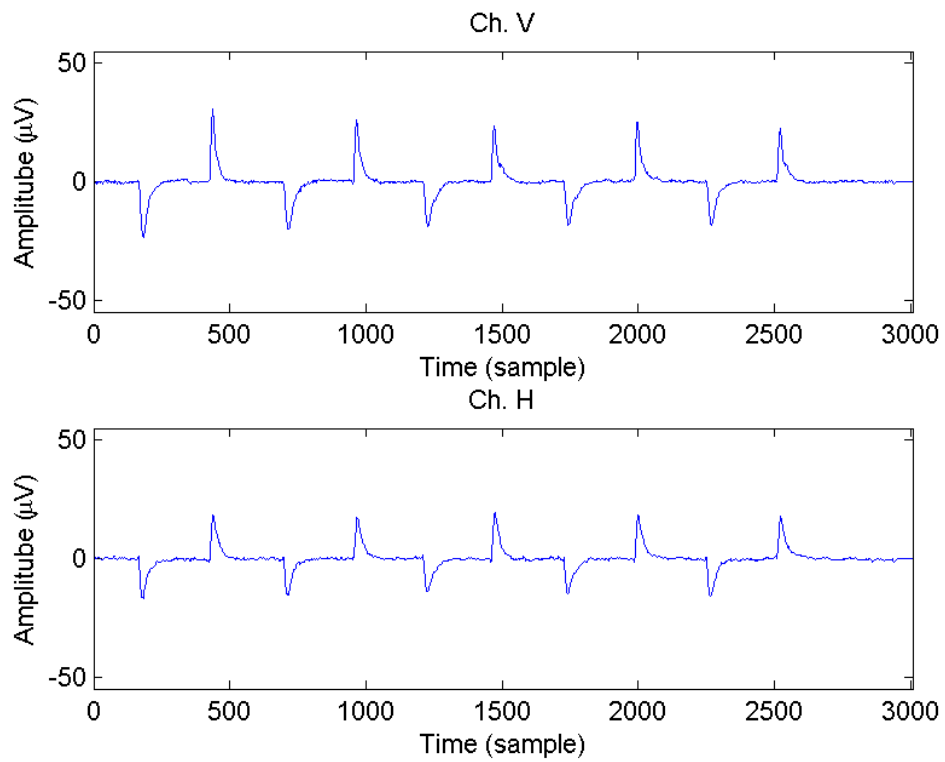
ภาพประกอบ 3-9 ลักษณะสัญญาณของท่าทางการกลอกตาทั้งสองข้างมองขึ้นไปปลายคิ้วขวา



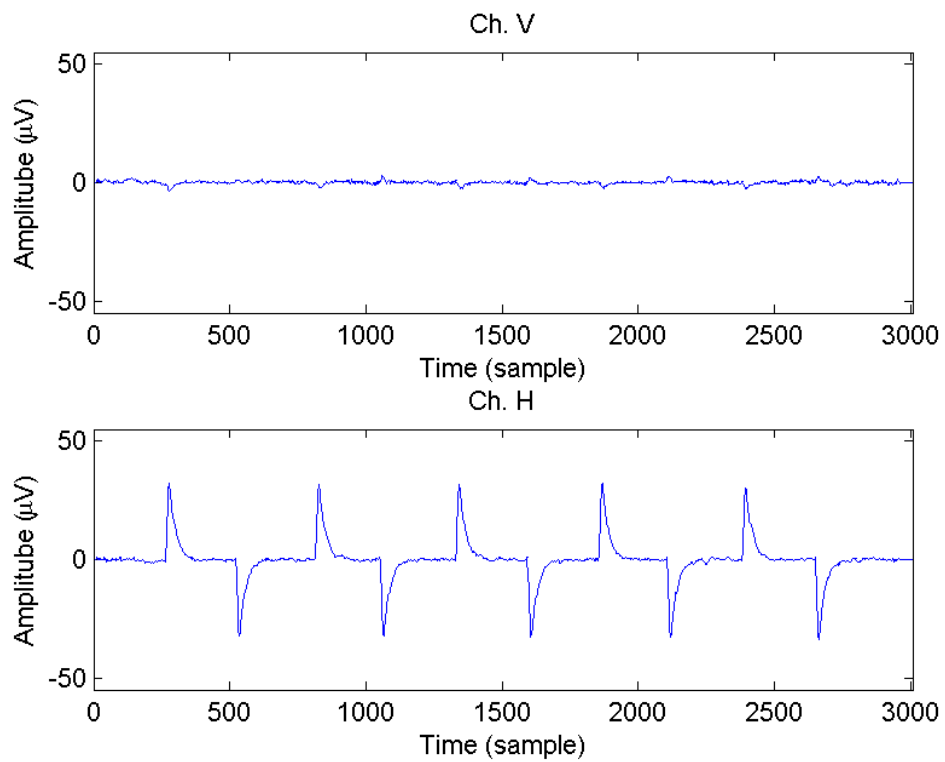
ภาพประกอบ 3-10 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกลอกตาทั้งสองข้างมองขึ้นไปทีปลายนิ้วชี้



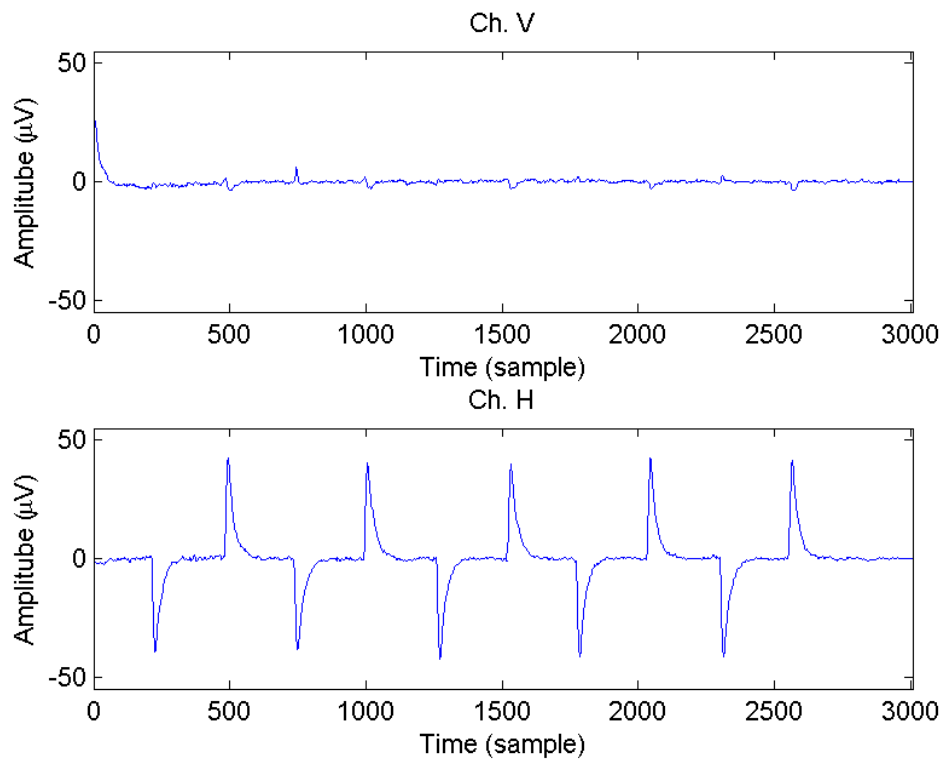
ภาพประกอบ 3-11 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกลอกตาทั้งสองข้างมองไปที่ไหล่ขวา



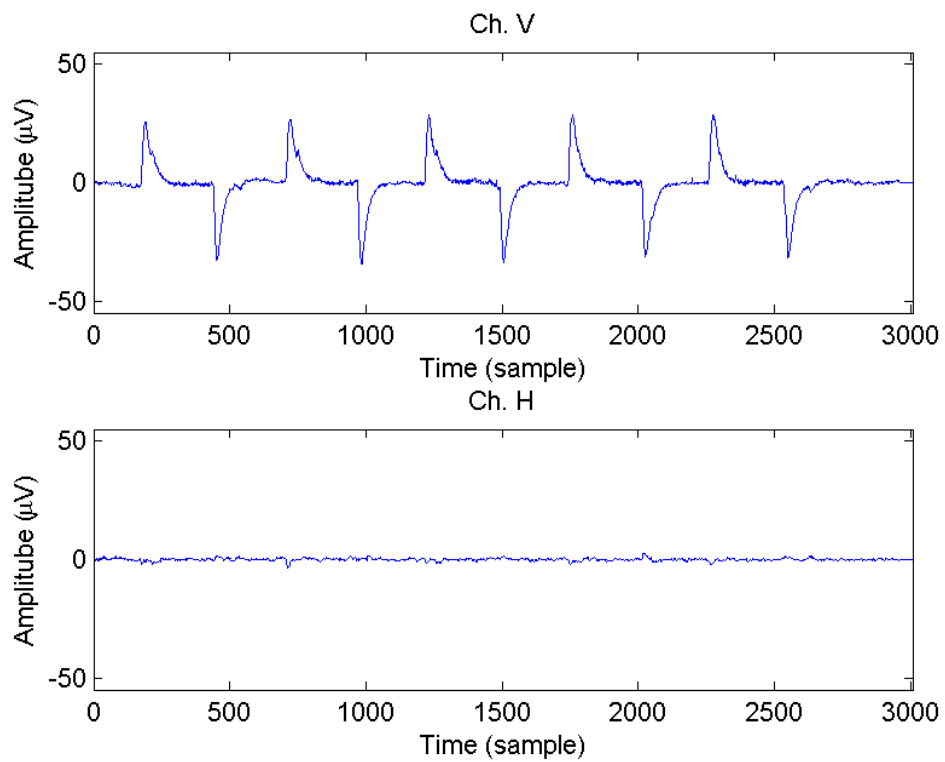
ภาพประกอบ 3-12 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกลอกตาทั้งสองข้างมองไปที่ไหล่ซ้าย



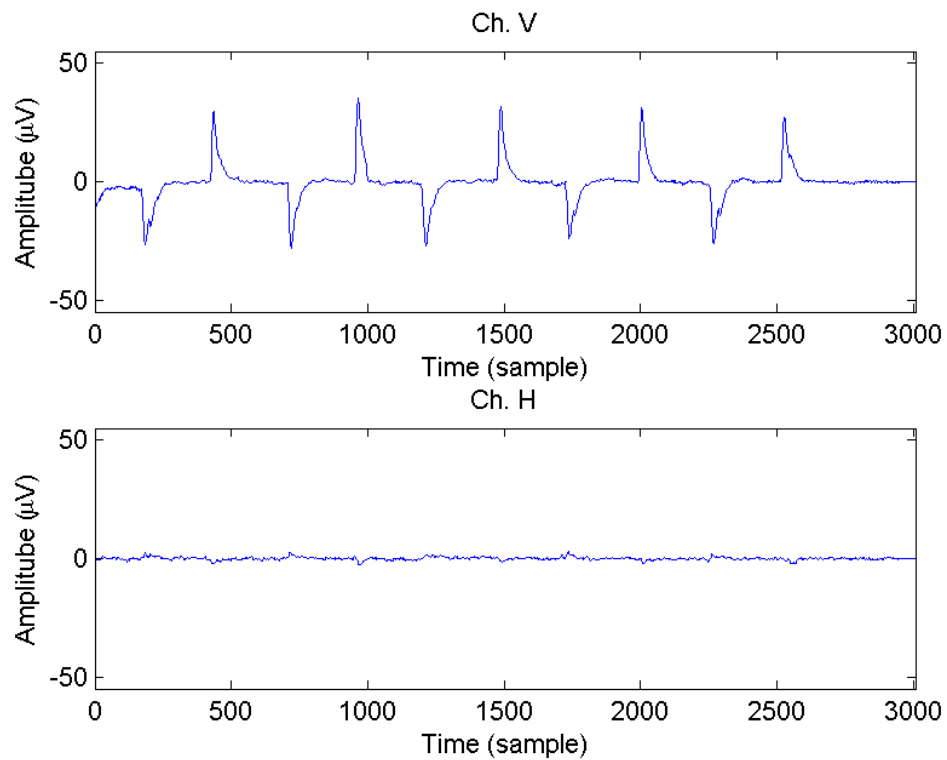
ภาพประกอบ 3-13 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกลอกตาทั้งสองข้างมองไปทางขวา



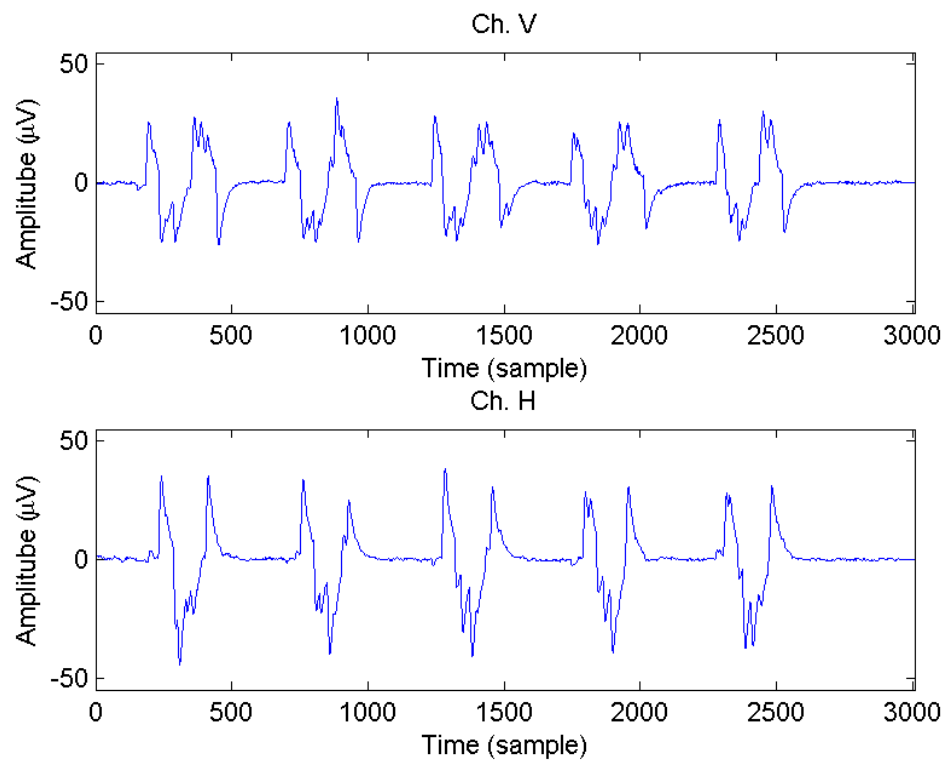
ภาพประกอบ 3-14 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกลอกลูกตาทั้งสองข้างมองไปทางซ้าย



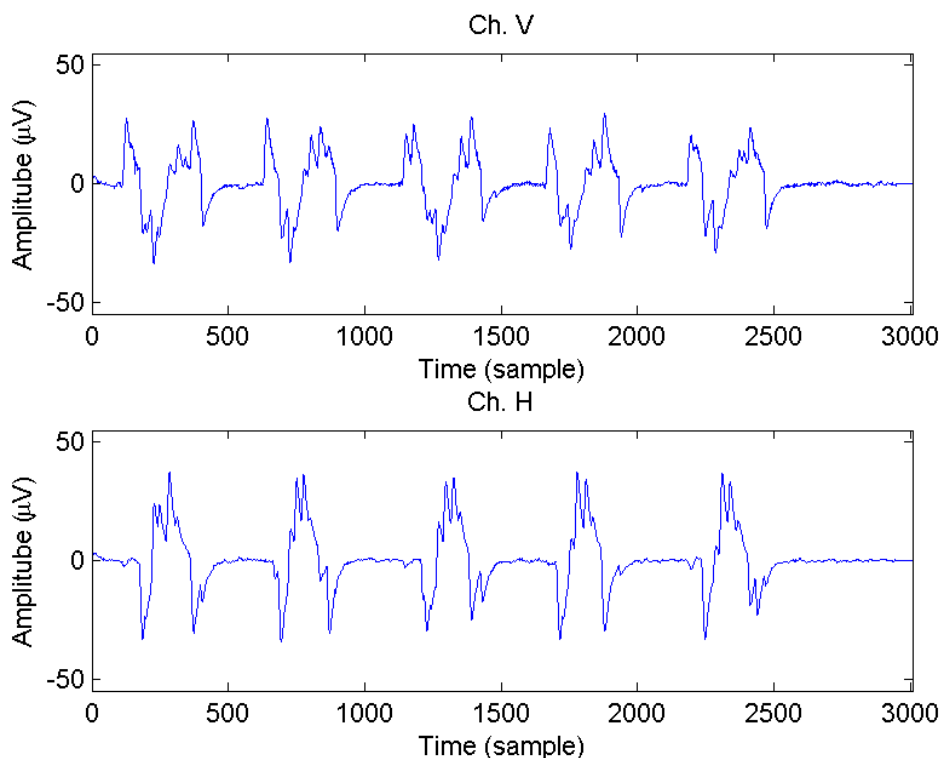
ภาพประกอบ 3-15 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกลอกลูกตาทั้งสองข้างมองขึ้น



ภาพประกอบ 3-16 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกลอกลูกตาทั้งสองข้างมองลงล่าง



ภาพประกอบ 3-17 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกลอกตาทั้งสองข้างมองเป็นวงกลมวนทางขวา







ภาพประกอบ 3-18 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกลอกตาทั้งสองข้างมองเป็นวงกลมวนทางซ้าย

การทำท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาที่แตกต่างกัน มีผลต่อการเกิดรูปคลื่นของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาในรูปแบบที่แตกต่างกัน จะเห็นได้ชัดเจนดังตาราง 3-1 เป็นการเปรียบเทียบรูปคลื่นของสัญญาณของท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตา 12 ท่าทาง พบว่า ท่าทางการกลอกตามองขึ้น ท่าทางการกลอกตามองลง ท่าทางการกลอกตามองไปทางขวา และท่าทางการกลอกตามองไปซ้าย เกิดสัญญาณในช่องสัญญาณแนวตั้งหรือในช่องสัญญาณแนวนอนเพียงช่องใดช่องหนึ่ง โดยท่าทางการกลอกตามองขึ้นและท่าทางการกลอกตามองลงเกิดสัญญาณในช่องสัญญาณแนวตั้งเพียงช่องเดียว ส่วนท่าทางการกลอกตามองไปทางขวาและท่าทางการกลอกตามองไปซ้ายเกิดสัญญาณในช่องสัญญาณแนวนอนเพียงเพียงช่องเดียว นอกจากนี้พบว่าท่าทางการกลอกตามองปลายคิ้วขวาและท่าทางการกลอกตามองปลายคิ้วซ้ายเกิดสัญญาณทั้งในช่องสัญญาณแนวตั้งและในช่องสัญญาณแนวนอน โดยสัญญาณที่เกิดขึ้นเป็นการผสมกันระหว่างท่าทางการกลอกตามองขึ้นกับท่าทางการกลอกตามองไปทางขวาหรือท่าทางการกลอกตามองไปซ้าย ส่วนท่าทางการกลอกตามองแก้มขวา ท่าทางการกลอกตามองแก้มซ้าย เกิดสัญญาณเหมือนกับท่าทางการกลอกตามองไหล่ขวา และท่าทางการกลอกตามองไหล่ซ้าย โดยสัญญาณที่เกิดขึ้นเป็นการผสมกันระหว่างท่าทางการกลอกตามองลงกับท่าทางการกลอกตามองไปทางขวาหรือท่าทางการกลอก



ตาราง 3-1 ความแตกต่างการเกิดรูปคลื่นของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาของแต่ละท่าทาง (ต่อ)

ลักษณะท่าทาง	ลักษณะของสัญญาณ	
	ช่องสัญญาณในแนวตั้ง	ช่องสัญญาณในแนวนอน
ตามเข็มนาฬิกา		
ทวนเข็มนาฬิกา		

### 3.5 การออกแบบวิธีการทดลองในการวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา

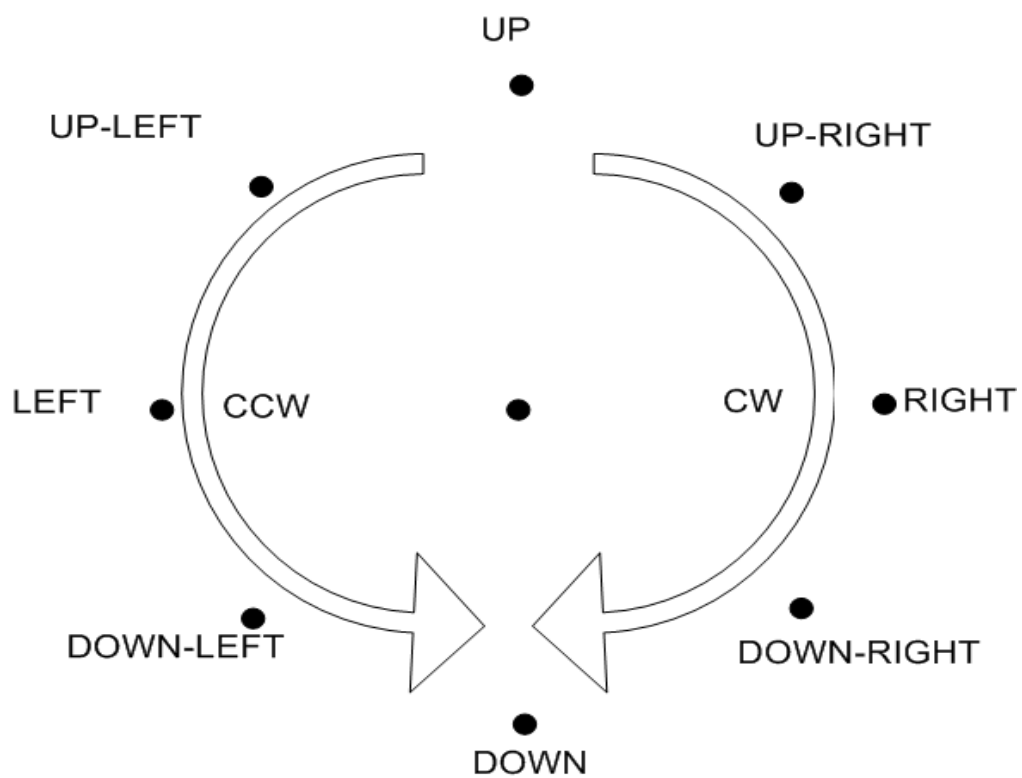
จากผลการทดลองเบื้องต้นที่ได้สามารถสรุปมาเป็นค่าพารามิเตอร์ในวิธีการทดลองที่เหมาะสม เพื่อที่จะนำผลมาใช้ในการวิเคราะห์ต่อไป ดังนี้

#### 3.5.1 ช่วงความถี่ที่เหมาะสม

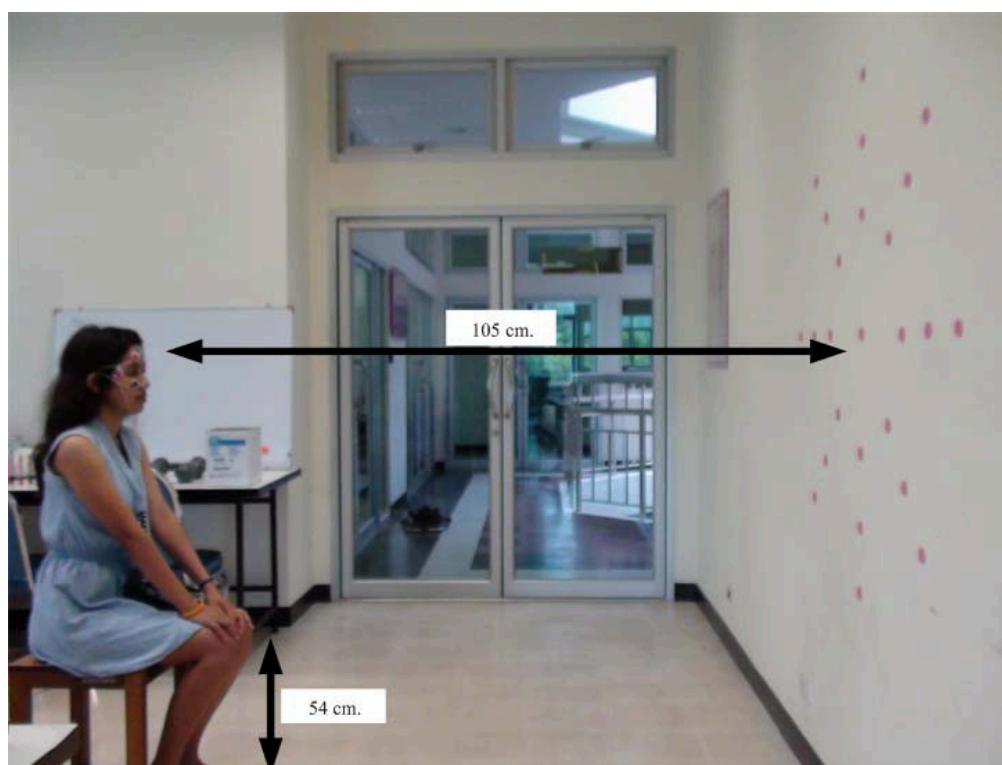
เลือกใช้ช่วงความถี่เอซี เนื่องจากต้องการจำแนกท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาประเภทของขึ้นสูงและการเคลื่อนไหวของตาที่ซับซ้อน เลือกใช้ตัวกรองความถี่ในช่วงความถี่ 1-10 เฮิร์ตซ์ เนื่องจากว่าตามธรรมชาติของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตามีความถี่ในย่านความถี่ต่ำต่อการเคลื่อนไหวของดวงตา และเลือกใช้ช่วงความถี่ตั้งแต่ 1-10 เฮิร์ตซ์ จะเห็นได้ว่าจะให้สัญญาณแบบช่วงความถี่เอซี ที่เป็นสัญญาณลักษณะเรียบ มีระดับของแรงดันไฟฟ้าประมาณ 30 ไมโครโวลต์

#### 3.5.2 การกำหนดตำแหน่งของจุดที่ใช่มองและตำแหน่งของการนั่งขณะทำการวัดสัญญาณ

ในการกลอกตาทำท่าทางแต่ละท่าจำเป็นต้องมองตามตำแหน่งของจุดที่แน่นอน ในขณะที่ทำการวัดสัญญาณ เพื่อให้สัญญาณที่ทำการวัดทุกครั้งไม่เกิดการแปรปรวนเมื่อทำการทดลองซ้ำหรือไม่เกิดความคลาดเคลื่อนในระหว่างการวัดสัญญาณ ซึ่งจะส่งผลต่อการเกิดรูปคลื่นสัญญาณ หากทำการควบคุมปัจจัยในข้อนี้จะทำให้สัญญาณที่ได้ขณะวัดมีความแน่นอนทุกครั้ง ที่ทำการทดลองซ้ำ การวางตำแหน่งของจุดที่ใช่มองแสดงดังภาพประกอบ 3-19 ซึ่งในการทดลองได้วางตำแหน่งของจุดบนฝาผนัง โดยให้จุดศูนย์กลางอยู่ระดับเดียวกับสายตาของผู้ทดลอง และให้ผู้ทดลองนั่งสูงจากพื้น 54 เซนติเมตร และห่างจากฝาผนังเป็นระยะ 105 เซนติเมตร แสดงดังภาพประกอบ 3-20 ซึ่งการกำหนดตำแหน่งของจุดที่ใช่มองและตำแหน่งของการนั่งที่แน่นอนจะทำให้ผู้ทดลองทำการกลอกตาในมุมเดิมทุกครั้งที่ทำกรทดลอง



ภาพประกอบ 3-19 การวางตำแหน่งของจุดที่ใช้มองขณะทำการวัดสัญญาณ



ภาพประกอบ 3-20 ตำแหน่งของการนั่งขณะทำการวัดสัญญาณ เพื่อมองเป็นมุม 30 องศา

### 3.5.3 การกำหนดท่าทางที่ใช้ในการวัดสัญญาณ

ในการทดลองวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาใช้ท่าทางบริหารดวงตาเพียง 10 ท่าทาง โดยแบ่งเป็น 3 กลุ่มคือ

กลุ่มที่ 1 ท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาขึ้นพื้นฐานประกอบด้วย 4 ท่าทางดังนี้

- 1) กลอกตาขึ้นบน (Up)
- 2) กลอกตาลงล่าง (Down)
- 3) กลอกตาไปทางขวา (Right)
- 4) กลอกตาไปทางซ้าย (Left)

กลุ่มที่ 2 ท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาขึ้นสูงประกอบด้วย 4 ท่าทางดังนี้

- 1) กลอกตาเฉียงขึ้นขวา (Up-right)
- 2) กลอกตาเฉียงขึ้นซ้าย (Up-left)
- 3) กลอกตาเฉียงลงขวา (Down-right)
- 4) กลอกตาเฉียงลงซ้าย (Down-left)

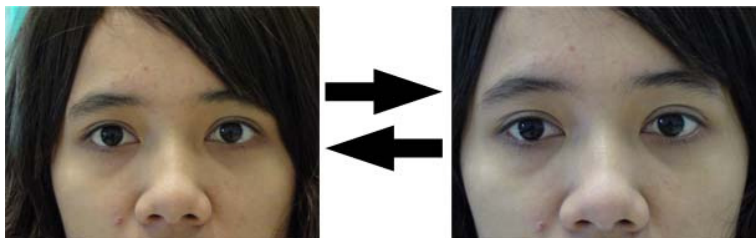
กลุ่มที่ 3 ท่าทางการเคลื่อนไหวของตาที่ซับซ้อนประกอบด้วย 2 ท่าทางดังนี้

- 1) การกลอกตาลักษณะเป็นวงกลมวนตามเข็มนาฬิกา (Clockwise, CW)
- 2) การกลอกตาลักษณะเป็นวงกลมวนทวนเข็มนาฬิกา (Counter-clockwise, CCW)

### 3.5.4 วิธีการทดลอง

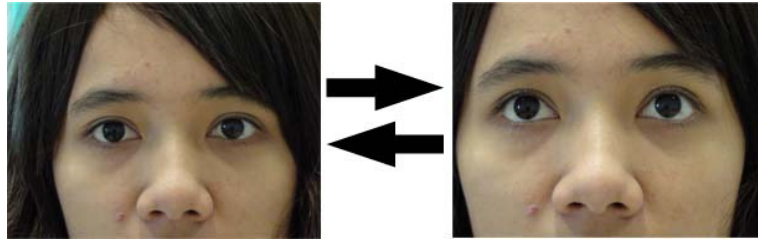
ทุกๆการทำท่าทางต้องเริ่มต้นด้วยการมองจุดศูนย์กลางประมาณ 2 วินาทีและจบด้วยการมองจุดศูนย์กลางประมาณ 2 วินาที ทำซ้ำท่าเดิมจำนวน 20 ครั้ง/ 1 ท่าทาง แต่ละครั้งห่างกันประมาณ 2 วินาทีที่มีท่าทาง 10 ท่าทางดังนี้

- 1) กลอกลูกตาทั้งสองข้างมองลงล่างโดยวางหน้าตรงไม่ก้มและไม่กระพริบตา แล้วกลอกกลับสู่จุดศูนย์กลาง ใช้เวลากลอกไป-กลับ ประมาณ 2 วินาทีดังภาพประกอบ 3-21



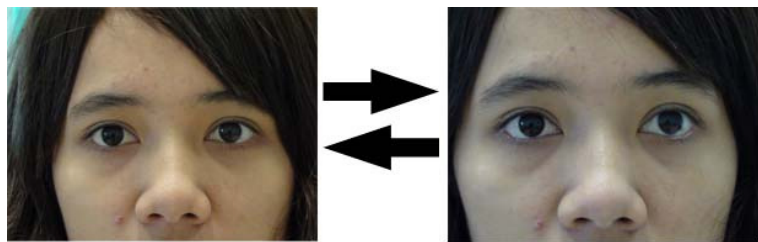
ภาพประกอบ 3-21 ท่าทางการกลอกตาลงล่าง

2) กลอกลูกตาทั้งสองข้างมองขึ้น โดยวางหน้าตรงไม่แหงนและไม่กระพริบตา แล้วกลอกกลับสู่จุดศูนย์กลาง ใช้เวลากลอกไป-กลับ ประมาณ 2 วินาทีดังภาพประกอบ 3-22



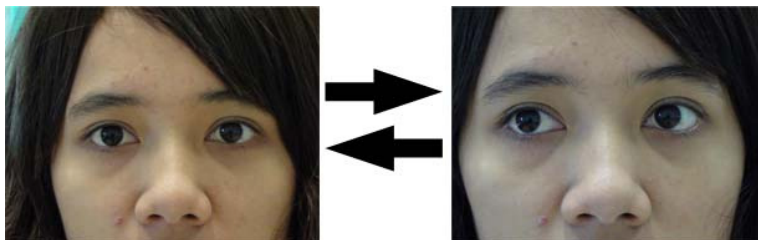
ภาพประกอบ 3-22 ทำทางการกลอกตาขึ้นบน

3) กลอกลูกตาทั้งสองข้างมองไปทางซ้าย ตั้งศีรษะตรงโดยไม่ต้องหันตามทิศทางที่ลูกตากลอมองไปและไม่กระพริบตา จากนั้นให้กลอกลูกตาไปทางซ้ายให้มากที่สุดและกลอกกลับสู่จุดศูนย์กลาง ใช้เวลากลอกไป-กลับ ประมาณ 2 วินาทีดังภาพประกอบ 3-23



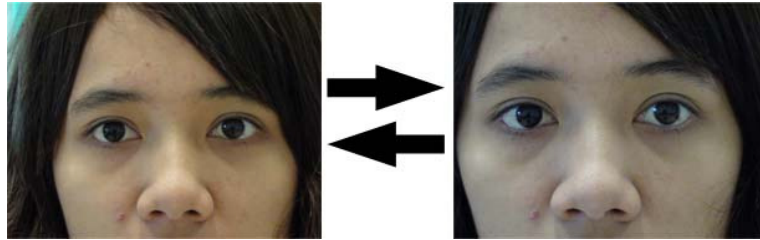
ภาพประกอบ 3-23 ทำทางการกลอกตาไปทางซ้าย

4) กลอกตาทั้งสองข้างมองไปทางขวา ตั้งศีรษะตรงโดยไม่ต้องหันตามทิศทางที่ลูกตากลอมองไปและไม่กระพริบตา จากนั้นให้กลอกลูกตาไปทางขวาให้มากที่สุดและกลอกกลับสู่จุดศูนย์กลาง ใช้เวลากลอกไป-กลับ ประมาณ 2 วินาทีดังภาพประกอบ 3-24



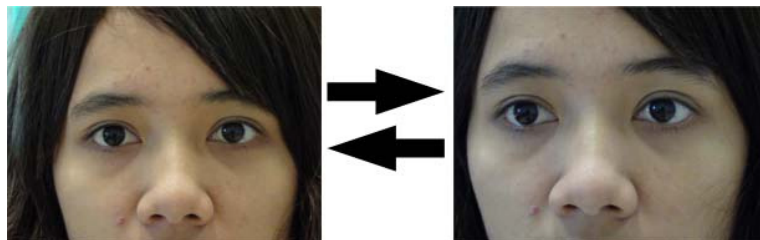
ภาพประกอบ 3-24 ทำทางการกลอกตาไปทางขวา

5) กลอกตาทั้งสองข้างเหลือบมองเฉียงลงซ้าย โดยวางหน้าตรงและไม่กระพริบตา เหลือบตา ลงมองพื้นห้องในลักษณะทแยงมุมแล้วมองไปที่จุดศูนย์กลาง ใช้เวลาไป-กลับ ประมาณ 2 วินาทีดังภาพประกอบ 3-25



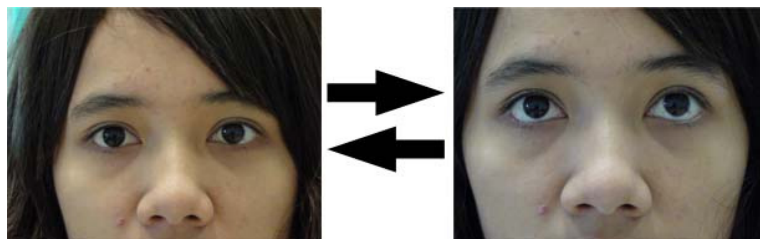
ภาพประกอบ 3-25 ทำทางการกลอกตาเฉียงลงซ้าย

6) กลอกตาทั้งสองข้างเหลื่อมมองเฉียงลงขวาโดยวางหน้าตรงและไม่กระพริบตา เหลื่อมตา ลงมองพื้นห้องในลักษณะทแยงมุมแล้วมองไปที่จุดศูนย์กลาง ใช้เวลาไป-กลับ ประมาณ 2 วินาทีดังภาพประกอบ 3-26



ภาพประกอบ 3-26 ทำทางการกลอกตาเฉียงลงขวา

7) กลอกตาทั้งสองข้างเหลื่อมมองเฉียงขึ้นซ้ายโดยวางหน้าตรงและไม่กระพริบตา เหลื่อมตาขึ้นมองเพดานห้องในลักษณะทแยงมุมแล้วมองไปที่จุดศูนย์กลาง ใช้เวลาไป-กลับ ประมาณ 2 วินาทีดังภาพประกอบ 3-27



ภาพประกอบ 3-27 ทำทางการกลอกตาเฉียงขึ้นซ้าย

8) กลอกตาทั้งสองข้างเหลื่อมมองเฉียงขึ้นขวาโดยวางหน้าตรงและไม่กระพริบตา เหลื่อมตาขึ้นมองเพดานห้องในลักษณะทแยงมุมแล้วมองไปที่จุดศูนย์กลาง ใช้เวลาไป-กลับ ประมาณ 2 วินาทีดังภาพประกอบ 3-28



ภาพประกอบ 3-28 ทำทางการกลอกตาเฉียงขึ้นขวา

9) กลอกตาทั้งสองข้างลักษณะเป็นวงกลมวนตามเข็มนาฬิกา ให้จินตนาการว่ากำลังมองนาฬิกาเรือนใหญ่ สีระชะไม่ขยับและไม่กะพริบตา ตาโล่มองทวนเข็มนาฬิกา 1 รอบ ผ่อนคลายแล้วมองไปที่ศูนย์กลางของนาฬิกาใหม่ ใช้เวลาประมาณ 2 วินาที ดังภาพประกอบ 3-29



ภาพประกอบ 3-29 ทำทางการกลอกตาเป็นวงกลมวนตามเข็มนาฬิกา

10) กลอกตาทั้งสองข้างลักษณะเป็นวงกลมวนทวนเข็มนาฬิกา ให้จินตนาการว่ากำลังมองนาฬิกาเรือนใหญ่ สีระชะไม่ขยับและไม่กะพริบตา ตาโล่มองตามเข็มนาฬิกา 1 รอบ ผ่อนคลายแล้วมองไปที่ศูนย์กลางของนาฬิกาใหม่ ใช้เวลาประมาณ 2 วินาที เพื่อเป็นการบริหารกล้ามเนื้อตาตั้งภาพประกอบ 3-30



ภาพประกอบ 3-30 ทำทางการกลอกตาเป็นวงกลมวนทวนเข็มนาฬิกา

## บทที่ 4

### การจำแนกแบบระบบที่ไม่ใช่จํารูปแบบ

หลังจากได้ทำการทดลองเกี่ยวกับการเลือกใช้ท่าทางในการวัดสัญญาณและได้ทำการกำหนดท่าทางที่ใช้ในการวัดสัญญาณในบทที่ 3 ทำให้รู้ถึงรูปแบบของคลื่นสัญญาณของแต่ละท่าทาง ความแตกต่างของการเกิดคลื่นสัญญาณ ทำให้ทราบถึงแนวทางในการเลือกคุณลักษณะเด่นที่ใช้ในการคัดแยกท่าทางแต่ละท่าทางได้ และสามารถบ่งบอกระบุได้ว่าเป็นท่าทางใด สำหรับในบทนี้เป็นการออกแบบวิธีการหาคุณลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา โดยจะกล่าวถึงวิธีการหาคุณลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาและการเลือกใช้คุณลักษณะเด่นดังกล่าว

#### 4.1 วิธีการหาคุณลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา

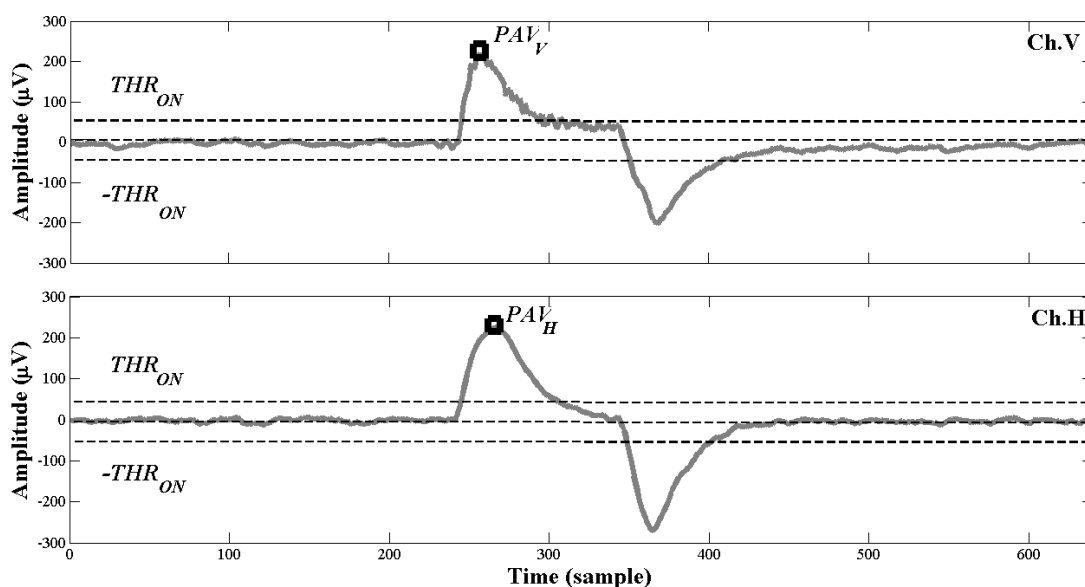
จากการทดลองวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา เมื่อทำการสังเกตลักษณะรูปแบบของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาที่มีลักษณะเป็นรูปคลื่นขึ้นและลงอย่างเห็นได้เด่นชัด จึงได้ทำการทดลองเพื่อหาค่าคุณลักษณะเด่น โดยทำการวิเคราะห์ค่าขีดแบ่งในโดเมนเวลา (Time domain) เพื่อนำไปประยุกต์ใช้งานในระบบการทำงานแบบทันทีทันใด (Real-time) ซึ่งได้ทำการเลือกใช้ลักษณะเด่น 8 ลักษณะ ในแต่ละลักษณะเด่นจะทำการหาจาก 2 ช่องสัญญาณคือช่องสัญญาณในแนวตั้งและช่องสัญญาณในแนวนอน ทำให้มีค่าลักษณะเด่นทั้งหมด 16 ค่าต่อ 1 ท่าทางการกลอกตา ในการหาค่าลักษณะเด่นได้ทำการกำหนดค่าขีดแบ่งเริ่มต้น ( $THR_{ON}$ ) ไว้ที่ค่าเท่ากับ 10 ไมโครโวลต์ โดยกำหนดให้ค่าดังกล่าวเป็นค่าของการเริ่มต้น (Onset value) ในการตรวจหาเมื่อเกิดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาขึ้น ค่าที่ได้กำหนดขึ้นเป็นค่าประมาณ 50 เปอร์เซ็นต์ของค่าแรงดันไฟฟ้าสูงสุดในด้านบวก (Peak amplitude values) และค่าแรงดันไฟฟ้าสูงสุดในด้านลบ (Valley amplitude values) ทั้งช่องสัญญาณในแนวตั้งและแนวนอนของการเกิดสัญญาณ โดยมีค่าเฉลี่ยแรงดันไฟฟ้าสูงสุดของอาสาสมัครทั้ง 5 คนเท่ากับ 20 ไมโครโวลต์ ดังตาราง 4-1 ค่าขีดแบ่งเริ่มต้นจะถูกกำหนดให้ใช้เป็นค่าบวก (Positive value) และค่าลบ (Negative value) ในการตรวจหาการเกิดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาในทุกๆท่าทาง สังเกตได้จากภาพประกอบ 4-1 ถึงภาพประกอบ 4-7

ตาราง 4-1 ค่าเฉลี่ยแรงดันไฟฟ้าสูงสุดในด้านบวกและด้านลบทั้งช่องสัญญาณในแนวตั้งและแนวนอนของการเกิดสัญญาณของอาสาสมัครทั้ง 5 คน

ผู้ทดลอง	ค่าแอมพลิจูดในด้านบวก		ค่าแอมพลิจูดในด้านลบ	
	แนวตั้ง	แนวนอน	แนวตั้ง	แนวนอน
คนที่ 1	16.79	22.90	-17.79	-23.49
คนที่ 2	17.78	16.47	-14.55	-16.40
คนที่ 3	24.33	24.80	-18.90	-24.58
คนที่ 4	23.18	23.84	-21.59	-24.59
คนที่ 5	20.39	21.19	-18.46	-21.34

#### 4.1.1 คุณลักษณะเด่นที่เลือกใช้

1) ค่าแอมพลิจูดที่มากที่สุดที่สุดในแนวตั้งและในแนวนอน (Maximum peak amplitude values of vertical-  $PAV_v$ , Maximum peak amplitude values of horizontal-  $PAV_h$ ) เป็นการหาค่าแอมพลิจูดในหน่วยไมโครโวลต์ที่เกิดขึ้นในด้านบวกทั้งช่องสัญญาณในแนวตั้งและช่องสัญญาณในแนวนอน ดังภาพประกอบ 4-1 ด้านบนเป็นการแสดงสัญญาณในแนวตั้ง ส่วนด้านล่างเป็นการแสดงสัญญาณในแนวนอน

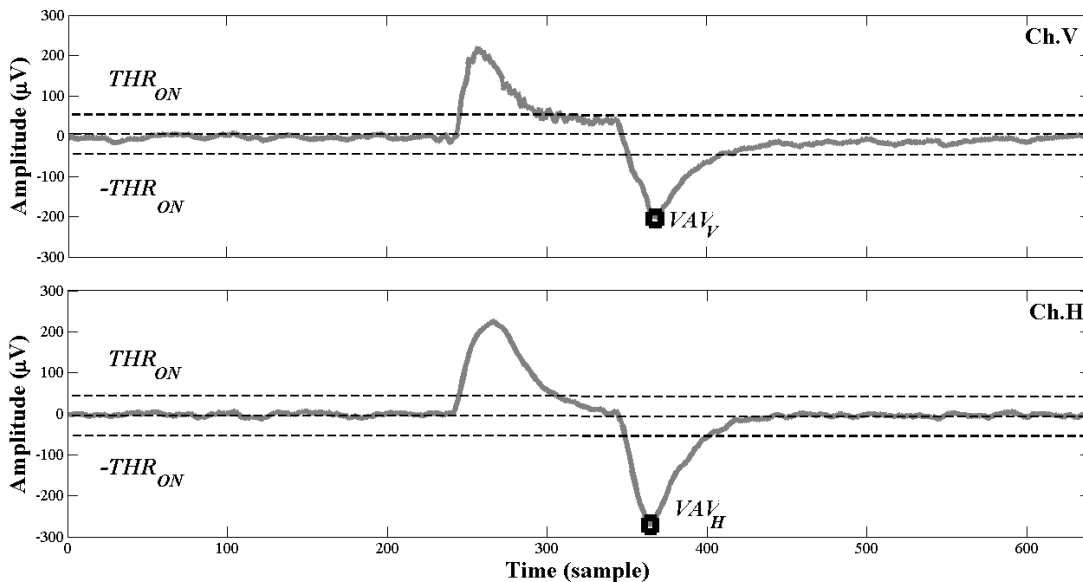


ภาพประกอบ 4-1 ค่าแอมพลิจูดที่มากที่สุดที่สุดในแนวตั้งและแนวนอน

2) ค่าแอมพลิจูดที่น้อยที่สุดในแนวตั้งและแนวนอน (Maximum valley amplitude values of vertical-  $VAV_v$ , Maximum valley amplitude values of horizontal -  $VAV_h$ ) เป็นการหาค่า

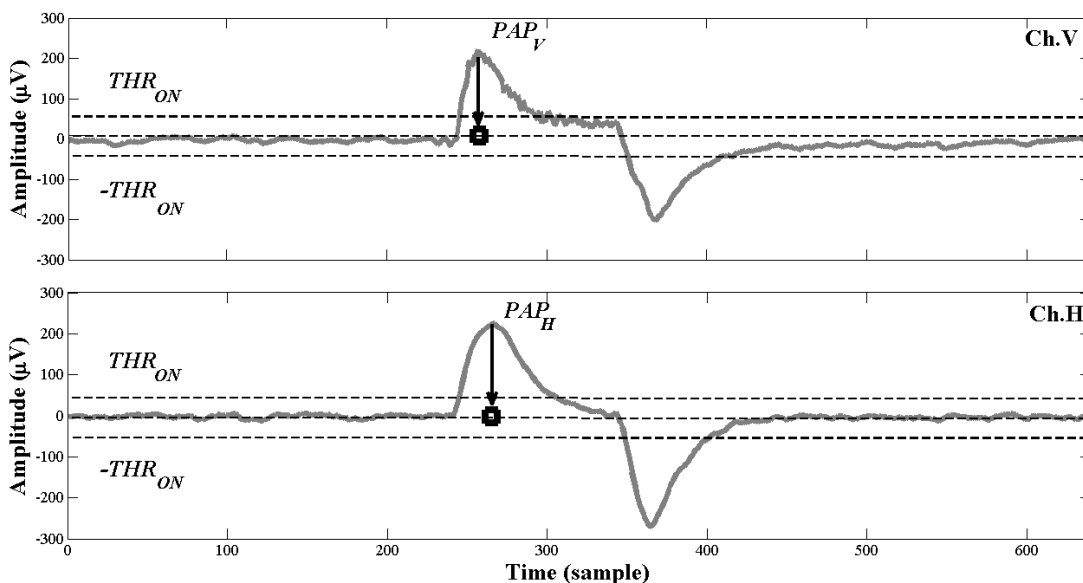


แอมพลิจูดในหน่วยไมโครโวลต์ที่เกิดขึ้นในด้านลบทั้งช่องสัญญาณในแนวตั้งและช่องสัญญาณในแนวนอน ดังภาพประกอบ 4-2



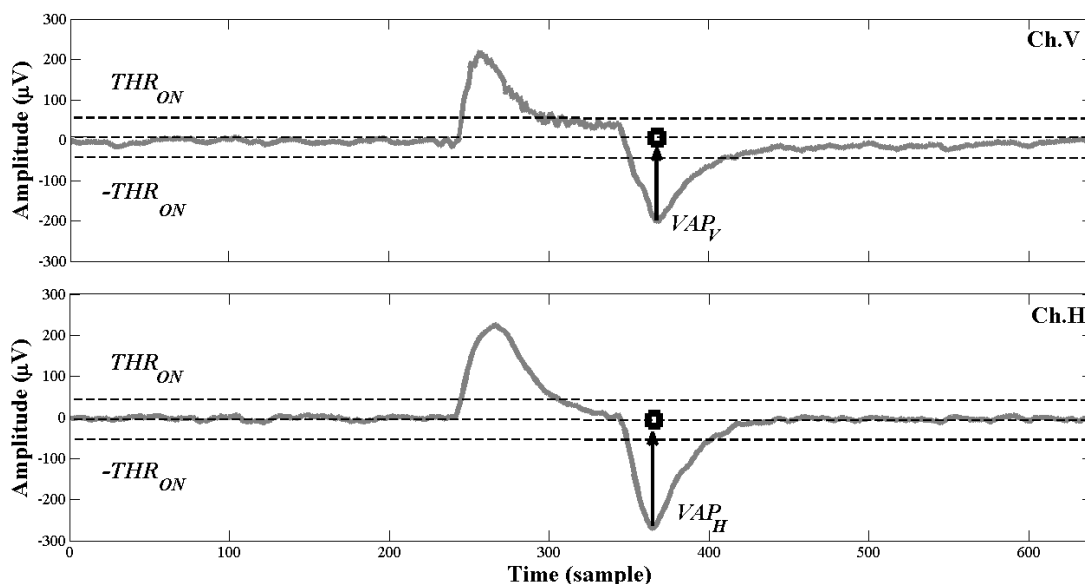
ภาพประกอบ 4-2 ค่าแอมพลิจูดที่น้อยที่สุดในแนวตั้งและแนวนอน

3).ค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด ในแนวตั้งและแนวนอน (Maximum peak amplitude position values of vertical-  $PAP_V$ , Maximum peak amplitude position values of horizontal -  $PAP_H$ ) เป็นการหาค่าตำแหน่งเมื่อสัญญาณมีค่าแอมพลิจูดที่มากที่สุด ที่เกิดขึ้นในด้านบวกทั้งช่องสัญญาณในแนวตั้งและช่องสัญญาณในแนวนอน ดังภาพประกอบ 4-3



ภาพประกอบ 4-3 ค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด ในแนวตั้งและแนวนอน

4.ค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่าน้อยที่สุดในแนวตั้งและแนวนอน (Maximum valley amplitude position values of vertical-  $VAP_V$ , Maximum valley amplitude position values of horizontal -  $VAP_H$ ) เป็นการหาค่าตำแหน่งเมื่อสัญญาณมีค่าแอมพลิจูดที่น้อยที่สุด ที่เกิดขึ้นในด้านลบ ทั้งช่องสัญญาณในแนวตั้งและช่องสัญญาณในแนวนอน ดังภาพประกอบ 4-4



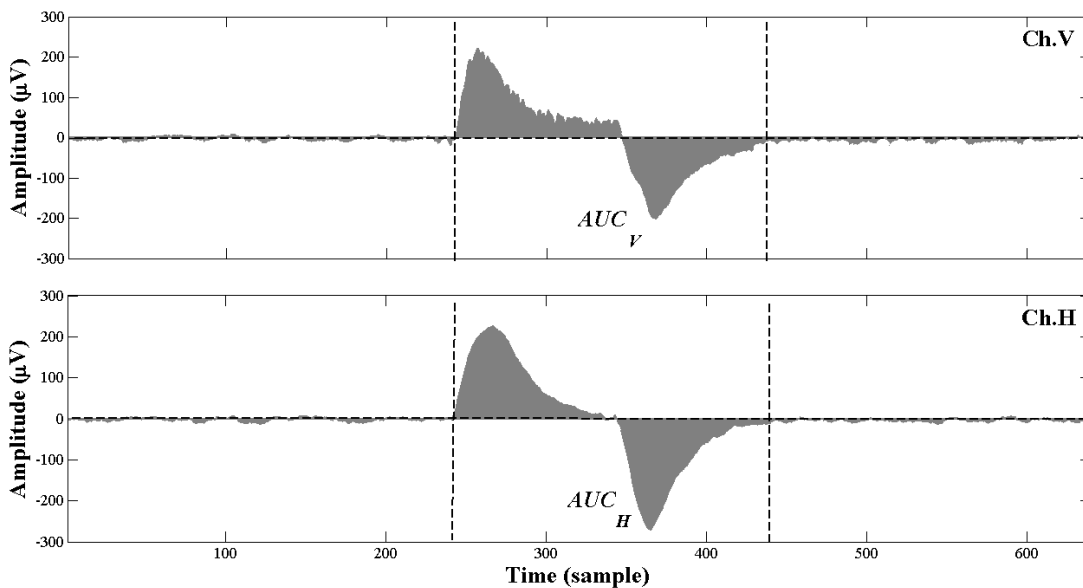
ภาพประกอบ 4-4 ค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่าน้อยที่สุดในแนวตั้งและแนวนอน

5.ค่าพื้นที่ใต้กราฟในแนวตั้งและแนวนอน (Areas under curve values of vertical-  $AUC_V$ , Areas under curve values of horizontal- $AUC_H$ ) เป็นการหาค่าพื้นที่ใต้กราฟเมื่อเริ่มเกิดสัญญาณจนกระทั่งสิ้นสุดการเกิดสัญญาณดังสมการ (4-1) โดยสังเกตจากค่าแอมพลิจูดในหน่วยไมโครโวลต์ที่ค่อยๆเพิ่มขึ้นและลดลงตามลำดับทั้งช่องสัญญาณในแนวตั้งและช่องสัญญาณในแนวนอน ดังภาพประกอบ 4-5

$$AUC = \sum_{i=1}^N |X_i| \quad (4-1)$$

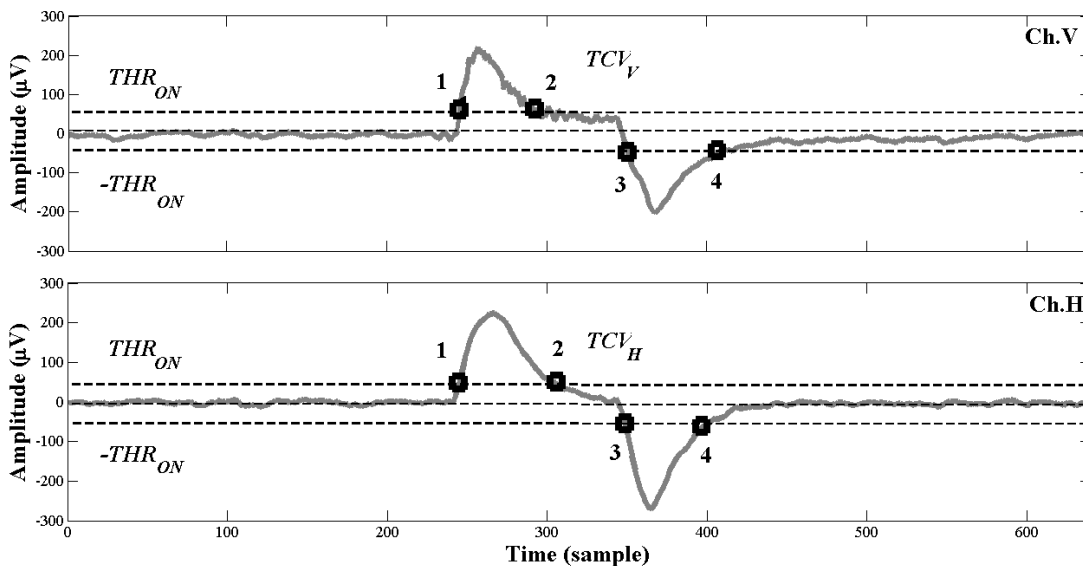
โดยที่  $X_i$  คือ ข้อมูลของค่าแรงดันไฟฟ้า ณ ตำแหน่งที่  $i$  เมื่อ  $i = 1, 2, 3, \dots, N$

$N$  คือ จำนวนข้อมูลทั้งหมดในช่วงสัญญาณที่เลือกใช้



ภาพประกอบ 4-5 ค่าพื้นที่ใต้กราฟในแนวตั้งและแนวนอน

6.ค่าจำนวนครั้งที่ตัดผ่านค่าขีดแบ่งในแนวตั้งและแนวนอน (Number of the threshold crossing values of vertical- $TCV_v$ , Number of the threshold crossing values of horizontal- $TCV_H$ ) เป็นการหาค่าจำนวนครั้งที่ตัดผ่านค่าขีดแบ่งเริ่มต้นที่กำหนดไว้ให้ค่าเท่ากับ 10 ไมโครโวลต์ทั้งช่องสัญญาณในแนวตั้งและช่องสัญญาณในแนวนอน ดังภาพประกอบ 4-6



ภาพประกอบ 4-6 ค่าจำนวนครั้งที่ตัดผ่านค่าขีดแบ่งในแนวตั้งและแนวนอน

7.ค่าความแปรปรวนในแนวตั้งและแนวนอน (Variance values of vertical- $VAR_v$ , Variance values of horizontal- $VAR_H$ ) ดังสมการ (4-2)

$$VAR = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})^2 \quad (4-2)$$

โดยที่  $X_i$  คือ ข้อมูลของค่าแรงดันไฟฟ้า ณ ตำแหน่งที่  $i$  เมื่อ  $i = 1, 2, 3, \dots, N$

$\bar{X}$  คือ ค่าเฉลี่ยของข้อมูล

$N$  คือ จำนวนข้อมูลทั้งหมดในช่วงสัญญาณที่เลือกใช้

8). ค่าความชันในแนวตั้งและแนวนอน (Slope  $M$  of vertical- $M_V$ , Slope  $m$  of horizontal- $M_H$ ) เป็นการนำคุณลักษณะเด่นในข้อ 1) ถึง ข้อ 4) มาประยุกต์ใช้หาคุณลักษณะในข้อนี้ โดยในทางคณิตศาสตร์ความชันคืออัตราส่วนสูงที่เปลี่ยนแปลงต่อระยะทางตามแนวนอนระหว่างสองจุดใดๆบนเส้น ให้สองจุดนั้นเป็น  $(x_1, y_1)$  และ  $(x_2, y_2)$  บนเส้นตรง ความชัน  $m$  ของเส้นตรงเป็นไปตามสมการ (4-3)

$$M = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \quad (4-3)$$

ทั้งนี้ในการเลือกใช้ค่าความชันเป็นลักษณะเด่น ได้กำหนดค่าความชันในแนวตั้งตามสมการ (4-4) และค่าความชันในแนวนอนตามสมการ (4-5)

$$M_V = \frac{VAVV - PAVV}{VAPV - PAPV} \quad (4-4)$$

โดยที่  $M_V$  คือ ค่าความชันในแนวตั้ง

$VAVV$  คือ ค่าแอมพลิจูดที่น้อยที่สุดในแนวตั้ง

$PAVV$  คือ ค่าแอมพลิจูดที่มากที่สุดในแนวตั้ง

$VAPV$  คือ ค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่าน้อยที่สุดในแนวตั้ง

$PAPV$  คือ ค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุดในแนวตั้ง

$$M_H = \frac{VAVH - PAVH}{VAPH - PAPH} \quad (4-5)$$

โดยที่  $M_H$  คือ ค่าความชันในแนวนอน

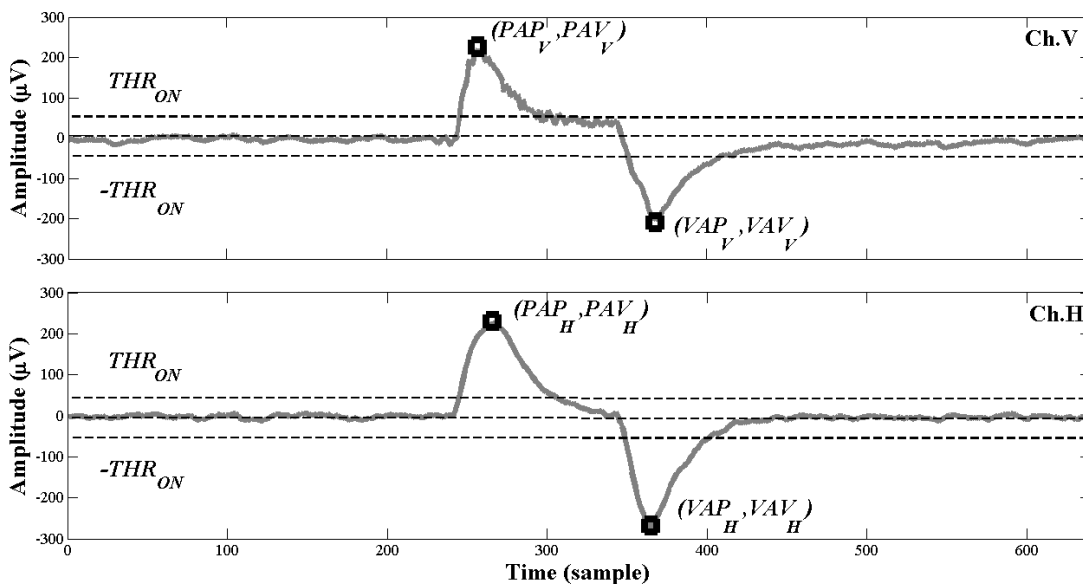
$VAVH$  คือ ค่าแอมพลิจูดที่น้อยที่สุดในแนวนอน

$PAVH$  คือ ค่าแอมพลิจูดที่มากที่สุดในแนวนอน

$VAPH$  คือ ค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่าน้อยที่สุดในแนวนอน









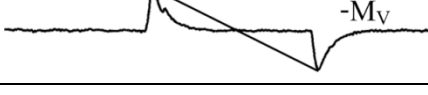
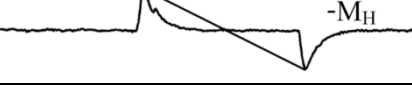
$PAPH$  คือ ค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุดในแนวนอน











เมื่อนำมาประยุกต์ใช้กับสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาจะทำให้เห็นความแตกต่างของแต่ละท่าทางดังตาราง 4-2 และวิธีการหาลักษณะเด่นจากการใช้ค่าความชันดังภาพประกอบ 4-7



ภาพประกอบ 4-7 ค่าความชันในแนวตั้งและแนวนอน

ตาราง 4-2 ความแตกต่างของค่าความชันในแนวตั้งและแนวนอนในลักษณะท่าทางที่ต่างกัน

ลักษณะท่าทาง	ลักษณะของสัญญาณ	
	ช่องสัญญาณในแนวตั้ง	ช่องสัญญาณในแนวนอน
ขึ้น	 $-M_V$	 $M_H=0$
ลง	 $+M_V$	 $M_H=0$
ขวา	 $M_V=0$	 $-M_H$
ซ้าย	 $M_V=0$	 $+M_H$
เฉียงขึ้นขวา	 $-M_V$	 $-M_H$

ลักษณะท่าทาง	ลักษณะของสัญญาณ	
	ช่องสัญญาณในแนวตั้ง	ช่องสัญญาณในแนวนอน
เฉียงขึ้นซ้าย	 -M <sub>V</sub>	 +M <sub>H</sub>
เฉียงลงขวา	 +M <sub>V</sub>	 -M <sub>H</sub>
เฉียงลงซ้าย	 +M <sub>V</sub>	 +M <sub>H</sub>
ตามเข็มนาฬิกา	 -2M <sub>V</sub>	 -2M <sub>H</sub>
ทวนเข็มนาฬิกา	 -2M <sub>V</sub>	 +2M <sub>H</sub>

#### 4.1.2 ผลการทดลอง

หลังจากได้เลือกคุณลักษณะเด่นที่ใช้ในการจำแนกท่าทางการกลอกตาแล้ว ลำดับต่อมาได้นำคุณลักษณะเด่นทั้ง 8 ลักษณะมาประยุกต์ใช้กับสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาทั้งหมด 10 ท่าทางดังที่กล่าวมา โดยได้ทำการทดลองกับอาสาสมัครทั้ง 5 คน ได้ผลดังตาราง 4-3 ถึง ตาราง 4-7

ตาราง 4-3 ค่าเฉลี่ย ( $\mu$ ) และค่ามาตรฐานความเบี่ยงเบน ( $\sigma$ ) ของคุณลักษณะเด่นทั้ง 8 ลักษณะของอาสาสมัครคนที่ 1

ท่าทางการกลอกตา	มองขึ้น		มองลง		มองขวา		มองซ้าย		มองเฉียงขึ้นขวา	
	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$
$PAV_V$	23.39	4.32	24.98	5.14	0.00	0.00	0.00	0.00	15.65	2.26
$PAP_V$	9.65	2.03	267.35	11.41	0.00	0.00	0.00	0.00	6.90	2.57
$PAV_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	35.23	4.45	36.17	4.89	20.27	4.21
$PAP_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	9.35	0.93	278.25	9.16	10.60	3.62
$VAV_V$	-28.51	4.52	-22.77	3.27	0.00	0.00	0.00	0.00	-18.44	2.61
$VAP_V$	276.15	29.36	7.90	1.12	0.00	0.00	0.00	0.00	273.55	11.65
$VAV_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	-37.04	5.39	-35.49	5.33	-22.94	3.82
$VAP_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	270.65	10.21	8.95	0.94	272.50	11.33
$AUC_V$	1317.77	357.32	1018.76	199.93	0.00	0.00	0.00	0.00	587.73	197.89
$AUC_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	1799.58	301.89	1804.39	314.05	921.27	300.93
$TCV_V$	5.20	1.51	4.60	1.14	0.00	0.00	0.00	0.00	4.60	1.14
$TCV_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	4.00	0.00	4.00	0.00	4.40	0.82
$VAR_V$	59.98	26.11	50.83	21.44	0.00	0.00	0.00	0.00	12.55	7.00
$VAR_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	147.13	52.98	144.91	53.46	33.45	19.99
$M_V$	-0.20	0.03	0.18	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	-0.13	0.02
$M_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	-0.28	0.03	0.27	0.04	-0.16	0.03

ตาราง 4-3 ค่าเฉลี่ย ( $\mu$ ) และค่ามาตรฐานความเบี่ยงเบน ( $\sigma$ ) ของคุณลักษณะเด่นทั้ง 8 ลักษณะของอาสาสมัครคนที่ 1 (ต่อ)

ท่าทางการกอลกตา	เฉียงขึ้นซ้าย		เฉียงลงขวา		เฉียงลงซ้าย		ตามเข็มนาฬิกา		ทวนเข็มนาฬิกา	
	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$
$PAV_V$	19.31	2.01	19.99	2.28	21.01	3.72	22.49	4.49	21.08	4.68
$PAP_V$	10.25	1.94	268.55	11.21	263.50	10.03	8.65	2.11	8.60	2.48
$PAV_H$	27.79	3.00	25.60	2.65	22.58	4.26	28.12	5.46	33.26	4.66
$PAP_H$	275.75	8.23	9.25	0.97	265.60	9.98	49.95	9.07	127.55	13.02
$VAV_V$	-22.92	3.05	-16.76	2.01	-18.12	3.68	-22.00	3.55	-28.47	5.59
$VAP_V$	276.35	8.28	9.80	1.77	7.25	1.21	99.70	12.39	98.15	11.49
$VAV_H$	-24.83	3.04	-28.07	2.82	-20.63	3.76	-36.08	6.08	-29.80	5.21
$VAP_H$	9.95	1.10	269.65	11.38	7.05	1.23	136.30	19.77	63.40	8.20
$AUC_V$	898.95	198.20	602.85	110.34	685.35	233.03	2432.27	691.47	2407.13	654.32
$AUC_H$	1253.36	194.01	1244.72	164.56	898.01	287.56	2939.29	790.78	2969.15	628.32
$TCV_V$	5.20	1.88	4.00	0.00	4.10	0.45	12.00	2.51	13.10	2.55
$TCV_H$	4.50	0.89	4.30	0.73	4.50	0.89	8.10	1.89	8.40	1.57
$VAR_V$	29.72	12.18	18.22	7.76	24.29	16.04	36.49	18.78	46.21	22.59
$VAR_H$	61.57	19.99	64.14	18.20	32.71	19.27	90.55	35.27	81.25	32.00
$M_V$	-0.16	0.02	0.14	0.02	0.15	0.03	-0.50	0.12	-0.56	0.15
$M_H$	0.20	0.03	-0.21	0.02	0.17	0.03	-0.78	0.23	1.01	0.24



ตาราง 4-4 ค่าเฉลี่ย ( $\mu$ ) และค่ามาตรฐานความเบี่ยงเบน ( $\sigma$ ) ของคุณลักษณะเด่นทั้ง 8 ลักษณะของอาสาสมัครคนที่ 2

ทำทางการกลอกตา	มองขึ้น		มองลง		มองขวา		มองซ้าย		มองเฉียงขึ้นขวา	
	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$
$PAV_V$	21.81	2.53	31.23	3.18	0.00	0.00	0.00	0.00	18.23	2.38
$PAP_V$	6.75	1.52	263.45	21.09	0.00	0.00	0.00	0.00	5.70	1.22
$PAV_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	24.59	4.25	24.55	1.66	13.36	1.29
$PAP_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	8.80	1.01	271.45	22.60	8.40	1.27
$VAV_V$	-16.04	3.13	-20.46	2.81	0.00	0.00	0.00	0.00	-12.81	0.79
$VAP_V$	273.35	7.19	10.05	1.36	0.00	0.00	0.00	0.00	267.90	14.57
$VAV_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	-27.77	5.08	-22.14	1.58	-12.87	1.28
$VAP_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	264.50	11.15	9.30	0.57	265.00	10.99
$AUC_V$	646.84	150.48	983.70	118.55	0.00	0.00	0.00	0.00	404.36	65.98
$AUC_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	1230.24	333.18	991.13	101.05	281.79	80.36
$TCV_V$	4.20	0.62	4.10	0.45	0.00	0.00	0.00	0.00	4.00	0.00
$TCV_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	4.10	0.45	4.10	0.45	4.00	0.00
$VAR_V$	21.06	10.07	68.85	19.23	0.00	0.00	0.00	0.00	10.64	4.72
$VAR_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	68.66	34.64	40.57	10.04	2.86	1.58
$M_V$	-0.14	0.02	0.20	0.02	0.00	0.00	0.00	0.00	-0.12	0.01
$M_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	-0.21	0.03	0.18	0.02	-0.10	0.01

ตาราง 4-4 ค่าเฉลี่ย ( $\mu$ ) และค่ามาตรฐานความเบี่ยงเบน ( $\sigma$ ) ของคุณลักษณะเด่นทั้ง 8 ลักษณะของอาสาสมัครคนที่ 2 (ต่อ)

ท่าทางการถอดกตา	เคียงขึ้นซ้าย		เคียงลงขวา		เคียงลงซ้าย		ตามเข็มนาฬิกา		ทวนเข็มนาฬิกา	
	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$
$PAV_V$	18.44	2.02	20.46	1.63	25.40	2.03	22.44	4.70	19.82	4.59
$PAP_V$	6.55	1.39	265.80	9.93	264.80	8.43	8.45	1.90	7.35	3.65
$PAV_H$	18.09	1.89	18.87	1.54	15.74	1.75	26.09	5.75	23.42	2.91
$PAP_H$	262.40	11.40	7.60	0.94	7.60	0.94	51.60	20.73	172.55	11.24
$VAV_V$	-16.58	2.32	-16.41	1.28	-18.70	1.89	-22.08	3.38	-22.43	3.22
$VAP_V$	263.60	10.98	9.25	1.71	9.70	1.53	96.60	14.38	106.75	15.10
$VAV_H$	-16.60	1.98	-19.13	1.94	-13.71	1.69	-31.84	7.09	-19.89	3.97
$VAP_H$	8.65	1.39	268.75	10.03	8.45	1.88	151.75	24.53	57.70	8.47
$AUC_V$	544.90	112.89	556.68	54.75	764.51	95.15	2538.07	555.77	1329.63	189.43
$AUC_H$	558.42	115.55	685.16	102.69	422.16	110.96	2658.08	638.28	1958.49	409.09
$TCV_V$	4.10	0.45	4.00	0.00	4.00	0.00	11.80	2.50	11.00	3.64
$TCV_H$	4.10	0.45	4.00	0.00	4.00	0.00	9.10	1.97	9.60	1.90
$VAR_V$	13.82	6.46	17.98	4.34	37.79	10.68	34.76	17.16	49.18	15.72
$VAR_H$	13.05	5.75	18.51	6.39	6.12	3.68	73.84	31.77	43.63	6.74
$M_V$	-0.14	0.01	0.14	0.01	0.17	0.01	-0.52	0.12	-0.43	0.07
$M_H$	0.14	0.02	-0.15	0.01	0.11	0.01	-0.65	0.28	0.39	0.10

ตาราง 4-5 ค่าเฉลี่ย ( $\mu$ ) และค่ามาตรฐานความเบี่ยงเบน ( $\sigma$ ) ของคุณลักษณะเด่นทั้ง 8 ลักษณะของอาสาสมัครคนที่ 3

ทำทางการกลอกตา	มองขึ้น		มองลง		มองขวา		มองซ้าย		มองเฉียงขึ้นขวา	
	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$
$PAV_V$	31.07	5.63	36.94	3.98	0.00	0.00	0.00	0.00	23.87	6.31
$PAP_V$	13.15	3.07	262.80	5.82	0.00	0.00	0.00	0.00	12.00	3.40
$PAV_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	39.21	1.66	39.78	1.60	21.57	1.89
$PAP_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	10.30	0.98	271.70	6.84	11.00	3.68
$VAV_V$	-31.11	4.07	-22.03	2.02	0.00	0.00	0.00	0.00	-18.81	1.34
$VAP_V$	271.50	13.56	14.00	2.81	0.00	0.00	0.00	0.00	273.60	4.07
$VAV_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	-42.50	1.90	-38.87	2.17	-23.64	1.82
$VAP_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	267.45	7.42	10.30	1.69	270.20	3.58
$AUC_V$	1852.63	204.17	1332.06	90.90	0.00	0.00	0.00	0.00	995.26	233.25
$AUC_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	2149.24	77.49	2068.99	54.94	1044.07	61.43
$TCV_V$	4.50	1.43	4.30	0.73	0.00	0.00	0.00	0.00	4.10	0.45
$TCV_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	4.00	0.00	4.00	0.00	4.10	0.45
$VAR_V$	101.71	51.72	105.83	29.59	0.00	0.00	0.00	0.00	34.36	26.67
$VAR_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	203.69	22.78	182.45	18.50	36.48	8.33
$M_V$	-0.24	0.09	0.22	0.08	0.00	0.00	0.00	0.00	-0.16	0.03
$M_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	-0.32	0.02	0.30	0.01	-0.17	0.01

ตาราง 4-5 ค่าเฉลี่ย ( $\mu$ ) และค่ามาตรฐานความเบี่ยงเบน ( $\sigma$ ) ของคุณลักษณะเด่นทั้ง 8 ลักษณะของอาสาสมัครคนที่ 3 (ต่อ)

ท่าทางการกอดกตา	เฉียงขึ้นซ้าย		เฉียงลงขวา		เฉียงลงซ้าย		ตามเข็มนาฬิกา		ทวนเข็มนาฬิกา	
	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$
$PAV_V$	28.50	3.84	28.53	5.08	31.75	5.94	30.50	7.29	32.15	5.92
$PAP_V$	11.25	2.92	264.00	4.63	264.55	8.26	10.85	2.39	11.70	1.87
$PAV_H$	25.58	2.62	25.47	3.45	28.81	2.12	27.39	9.30	40.13	3.55
$PAP_H$	267.95	14.53	9.60	1.73	266.70	8.68	69.45	17.55	170.05	21.07
$VAV_V$	-29.12	2.57	-17.18	2.24	-17.09	2.48	-24.43	5.88	-29.28	5.09
$VAP_V$	270.95	14.64	12.35	3.27	12.65	3.42	107.55	13.65	113.65	14.82
$VAV_H$	-23.66	5.45	-27.75	4.84	-28.23	1.77	-35.08	9.81	-26.04	4.48
$VAP_H$	9.60	2.11	264.85	4.63	10.05	1.36	176.45	14.38	60.95	9.67
$AUC_V$	1590.23	117.60	793.61	167.49	916.44	129.97	3240.31	374.33	3215.47	384.11
$AUC_H$	1156.19	176.06	1254.19	299.26	1401.91	99.76	3089.25	462.51	2860.03	547.04
$TCV_V$	4.20	0.62	4.10	0.45	4.00	0.00	12.00	2.90	11.00	2.10
$TCV_H$	4.10	0.45	4.00	0.00	4.00	0.00	8.70	2.43	8.30	1.49
$VAR_V$	81.30	14.22	48.66	18.44	65.21	34.85	95.11	28.34	97.71	29.81
$VAR_H$	51.46	27.27	66.25	27.75	77.51	12.26	120.30	48.88	115.88	30.39
$M_V$	-0.22	0.02	0.18	0.02	0.19	0.02	-0.57	0.12	-0.62	0.15
$M_H$	0.19	0.03	-0.21	0.03	0.22	0.01	-0.25	0.57	0.63	0.16

ตาราง 4-6 ค่าเฉลี่ย ( $\mu$ ) และค่ามาตรฐานความเบี่ยงเบน ( $\sigma$ ) ของคุณลักษณะเด่นทั้ง 8 ลักษณะของอาสาสมัครคนที่ 4

ทำทางการกลอกตา	มองขึ้น		มองลง		มองขวา		มองซ้าย		มองเฉียงขึ้นขวา	
	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$
$PAV_V$	28.14	2.90	34.45	2.59	0.00	0.00	0.00	0.00	24.61	2.19
$PAP_V$	11.85	3.76	280.75	11.72	0.00	0.00	0.00	0.00	9.90	2.61
$PAV_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	40.03	2.45	39.32	1.94	20.49	2.03
$PAP_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	9.15	0.99	274.95	9.88	10.05	1.36
$VAV_V$	-32.46	2.40	-26.09	1.47	0.00	0.00	0.00	0.00	-22.41	2.17
$VAP_V$	272.65	12.60	13.05	1.82	0.00	0.00	0.00	0.00	273.40	12.42
$VAV_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	-41.51	2.61	-40.05	1.65	-23.98	1.53
$VAP_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	271.70	10.38	8.95	0.69	271.80	11.95
$AUC_V$	1738.19	103.22	1488.46	96.36	0.00	0.00	0.00	0.00	1029.07	92.38
$AUC_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	2076.44	91.14	1947.06	56.09	938.37	86.10
$TCV_V$	4.90	1.37	4.20	0.62	0.00	0.00	0.00	0.00	4.50	0.89
$TCV_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	4.00	0.00	4.10	0.45	4.00	0.00
$VAR_V$	89.28	23.16	99.79	15.06	0.00	0.00	0.00	0.00	41.38	11.94
$VAR_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	199.55	33.70	185.46	15.96	34.73	8.65
$M_V$	-0.23	0.03	0.23	0.01	0.00	0.00	0.00	0.00	-0.18	0.01
$M_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	-0.31	0.02	0.30	0.01	-0.17	0.01

ตาราง 4-6 ค่าเฉลี่ย ( $\mu$ ) และค่ามาตรฐานความเบี่ยงเบน ( $\sigma$ ) ของคุณลักษณะเด่นทั้ง 8 ลักษณะของอาสาสมัครคนที่ 4 (ต่อ)

ท่าทางการกอลกตา	เฉียงขึ้นซ้าย		เฉียงลงขวา		เฉียงลงซ้าย		ตามเข็มนาฬิกา		ทวนเข็มนาฬิกา	
	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$
$PAV_V$	27.34	2.26	32.13	1.43	31.46	2.49	27.62	3.48	26.07	2.27
$PAP_V$	10.10	2.15	278.15	22.90	276.00	14.21	9.35	2.52	10.95	4.43
$PAV_H$	25.52	2.43	28.16	2.37	25.86	1.45	23.42	2.74	35.62	7.43
$PAP_H$	268.50	18.77	8.70	1.13	276.65	14.39	66.25	12.46	164.65	23.76
$VAV_V$	-29.49	2.92	-23.28	1.72	-21.93	1.49	-29.74	2.84	-30.50	2.98
$VAP_V$	270.60	19.79	11.90	2.10	12.25	2.43	104.10	10.72	117.75	16.51
$VAV_H$	-22.45	2.14	-28.25	1.59	-26.03	1.39	-40.41	5.27	-23.20	4.76
$VAP_H$	7.70	1.89	278.15	23.23	8.05	0.89	177.55	11.48	55.75	16.50
$AUC_V$	1479.17	84.76	1166.56	107.04	1113.01	70.09	3028.44	415.41	3068.66	399.60
$AUC_H$	1074.56	74.75	1334.56	69.68	1192.77	51.86	3018.00	276.59	2383.85	270.84
$TCV_V$	4.90	1.02	4.20	0.62	4.10	0.45	11.50	1.93	11.80	3.30
$TCV_H$	4.30	0.73	4.20	0.62	4.00	0.00	8.00	1.59	10.20	1.70
$VAR_V$	77.10	15.34	76.03	10.36	69.19	11.86	96.48	30.28	104.44	27.40
$VAR_H$	44.82	10.87	74.39	12.92	57.32	6.65	107.47	47.15	93.20	36.21
$M_V$	-0.22	0.02	0.21	0.02	0.20	0.01	-0.61	0.07	-0.54	0.09
$M_H$	0.18	0.01	-0.21	0.02	0.19	0.01	-0.59	0.11	0.58	0.21

ตาราง 4-7 ค่าเฉลี่ย ( $\mu$ ) และค่ามาตรฐานความเบี่ยงเบน ( $\sigma$ ) ของคุณลักษณะเด่นทั้ง 8 ลักษณะของอาสาสมัครคนที่ 5

ทำทางการกลอกตา	มองขึ้น		มองลง		มองขวา		มองซ้าย		มองเฉียงขึ้นขวา	
	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$
$PAV_V$	25.29	6.25	32.17	6.42	0.00	0.00	0.00	0.00	19.61	4.57
$PAP_V$	9.05	2.16	274.60	18.41	0.00	0.00	0.00	0.00	7.15	2.28
$PAV_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	33.73	7.76	33.55	7.22	17.85	4.63
$PAP_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	8.85	0.93	274.05	16.28	9.00	1.81
$VAV_V$	-27.55	6.55	-23.20	3.83	0.00	0.00	0.00	0.00	-19.37	4.42
$VAP_V$	276.80	13.81	10.85	2.94	0.00	0.00	0.00	0.00	272.25	11.80
$VAV_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	-35.40	8.38	-32.83	7.89	-20.11	5.41
$VAP_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	265.50	10.01	8.70	0.66	272.00	12.95
$AUC_V$	1300.94	471.47	1268.68	297.67	0.00	0.00	0.00	0.00	752.16	328.10
$AUC_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	1666.24	492.77	1581.93	452.17	711.30	367.03
$TCV_V$	4.90	1.21	4.70	0.98	0.00	0.00	0.00	0.00	4.20	0.62
$TCV_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	4.00	0.00	4.30	0.98	4.20	0.62
$VAR_V$	65.82	42.52	83.64	37.61	0.00	0.00	0.00	0.00	22.98	15.13
$VAR_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	138.98	75.66	125.39	67.30	23.12	17.98
$M_V$	-0.20	0.05	0.21	0.04	0.00	0.00	0.00	0.00	-0.15	0.03
$M_H$	0.00	0.00	0.00	0.00	-0.27	0.06	0.25	0.06	-0.14	0.04

ตาราง 4-7 ค่าเฉลี่ย ( $\mu$ ) และค่ามาตรฐานความเบี่ยงเบน ( $\sigma$ ) ของคุณลักษณะเด่นทั้ง 8 ลักษณะของอาสาสมัครคนที่ 5 (ต่อ)

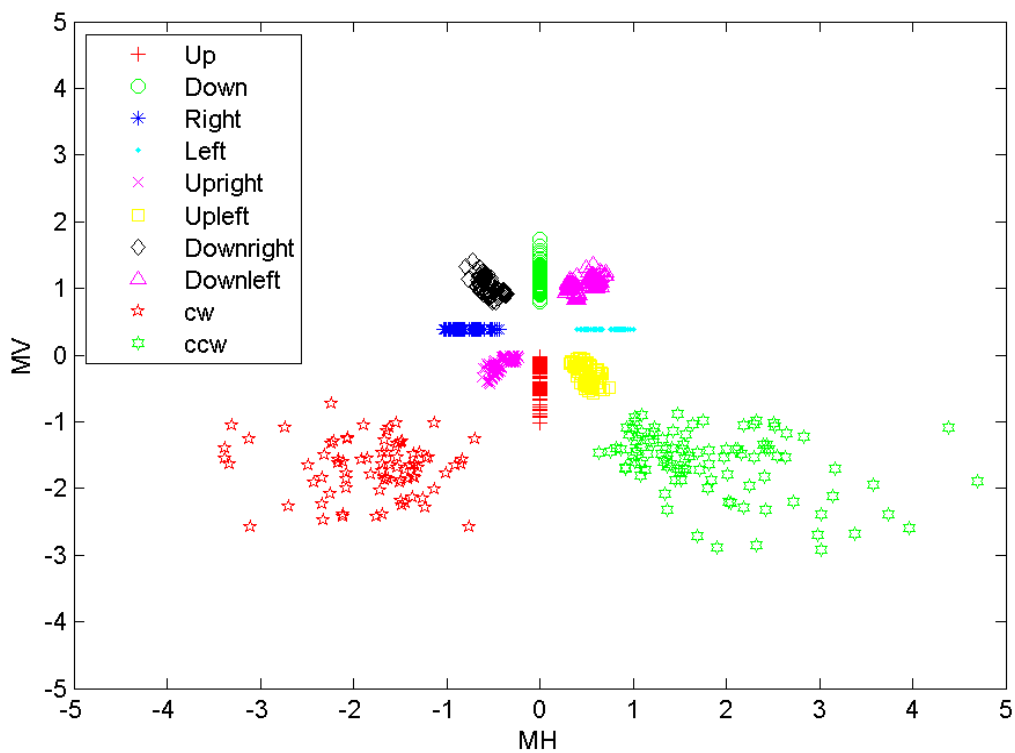
ทำทางการถอดค่า	เคียงขึ้นซ้าย		เคียงลงขวา		เคียงลงซ้าย		ตามเข็มนาฬิกา		ทวนเข็มนาฬิกา	
	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$
$PAV_V$	23.79	4.95	27.02	6.97	27.91	7.02	24.62	5.23	23.52	5.59
$PAP_V$	9.55	2.44	269.35	16.85	265.20	10.65	9.80	3.17	8.95	3.00
$PAV_H$	24.16	3.91	24.78	4.44	21.52	5.59	24.72	3.83	31.59	8.72
$PAP_H$	271.65	12.93	8.70	0.66	266.90	10.59	266.90	10.59	162.25	27.52
$VAV_V$	-24.80	6.05	-19.94	3.29	-18.92	3.03	-23.45	3.97	-27.32	6.21
$VAP_V$	272.85	12.53	9.95	2.65	9.95	2.65	103.55	19.15	111.30	16.37
$VAV_H$	-21.34	3.85	-25.34	4.49	-20.74	5.48	-34.80	6.50	-22.86	5.03
$VAP_H$	9.45	2.14	270.05	16.48	8.00	2.41	173.80	22.63	59.45	11.58
$AUC_V$	1100.21	413.63	897.45	315.61	870.83	244.26	2630.00	577.28	2352.22	936.31
$AUC_H$	973.41	281.25	1111.90	299.56	864.30	343.11	2977.01	238.22	2206.46	620.04
$TCV_V$	4.30	0.73	4.30	0.73	4.00	0.00	12.10	3.14	12.80	3.64
$TCV_H$	4.10	0.45	4.30	0.73	8.40	1.90	8.40	1.90	9.20	1.77
$VAR_V$	50.56	31.65	51.34	33.78	54.95	32.71	65.72	35.07	78.70	51.48
$VAR_H$	40.42	19.45	54.37	27.04	34.02	26.56	92.08	23.81	68.46	44.85
$M_V$	-0.19	0.04	0.18	0.04	0.18	0.03	-0.53	0.10	-0.51	0.11
$M_H$	0.17	0.03	-0.19	0.04	0.16	0.04	-0.61	0.24	0.60	0.31



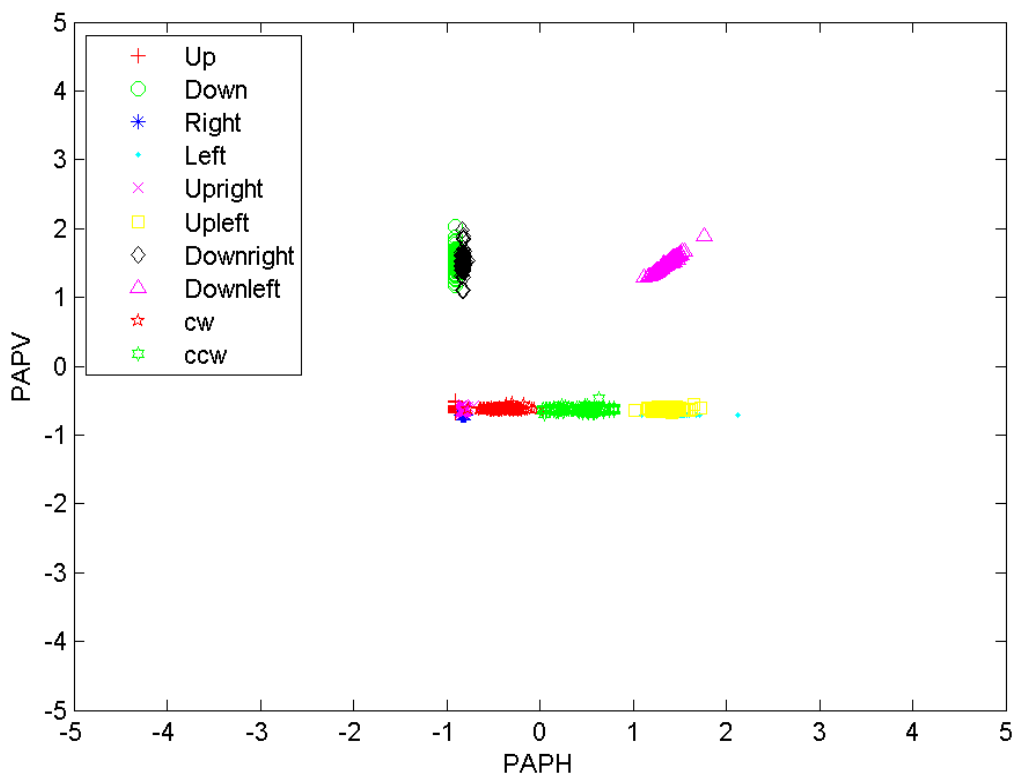
#### 4.2 การเลือกใช้คุณลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา

เมื่อทำการทดลองหาคุณลักษณะเด่นของสัญญาณในทุกท่าทางกลอกตาทั้งหมด 10 ท่าทางดังตารางดังกล่าว จึงนำข้อมูลของคุณลักษณะเด่นทั้ง 8 ลักษณะมาทำการพล็อตการกระจายตัวของข้อมูล โดยเพื่อศึกษาการเกาะกลุ่มของแต่ละท่าทาง

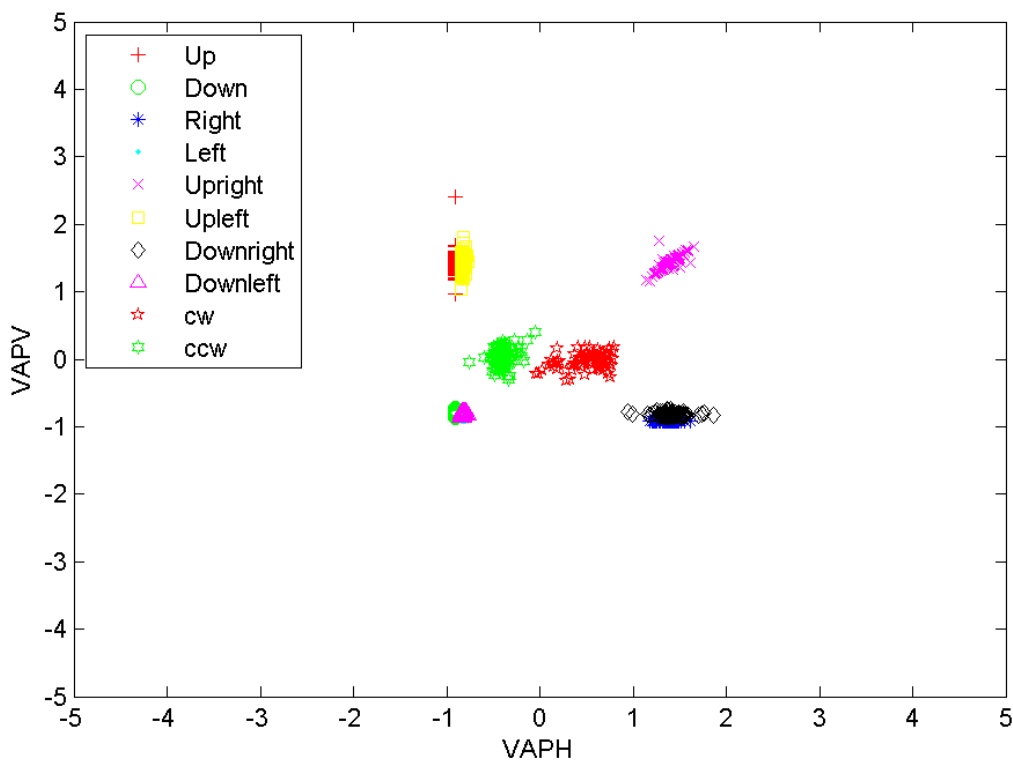
จากผลการทดลองการพล็อตการกระจายตัวของข้อมูล โดยเลือกพล็อตคุณลักษณะเด่นครั้งละ 1 ลักษณะ โดยในแต่ละลักษณะเด่นจะทำการหาจาก 2 ช่องสัญญาณคือ ช่องสัญญาณในแนวตั้งและช่องสัญญาณในแนวนอน ซึ่งทำการพล็อตในแกน  $x$  เป็นช่องสัญญาณในแนวนอน ส่วนในแกน  $y$  เป็นช่องสัญญาณในแนวตั้ง แสดงให้เห็นว่าการเกาะกลุ่มของท่าทางการกลอกตาแต่ละท่าทางได้อย่างชัดเจน ผลการทดลองพบว่าคุณลักษณะเด่นค่าความชันในแนวตั้งและแนวนอน เป็นคุณลักษณะเด่นที่ใช้ในการจำแนกท่าทางได้อย่างดี ซึ่งจากผลการพล็อตการกระจายตัวของข้อมูลของอาสาสมัครทั้ง 5 คนดังภาพประกอบ 4- 8 และภาพประกอบ ข1-1 ถึงภาพประกอบ ข1-5 ในภาคผนวก ข ข้อมูลของแต่ละท่าทางมีการเกาะกลุ่มได้ดี และมีการแยกกลุ่มของท่าทางที่เห็นได้ชัดเจน โดยไม่มีการซ้อนทับกันของข้อมูล จึงทำให้สามารถนำคุณลักษณะเด่นค่าความชันนำไปประยุกต์ใช้ในการจำแนกท่าทางการกลอกตาต่อไป ส่วนคุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุดและน้อยที่สุดในแนวตั้งและแนวนอน และคุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่าน้อยที่สุดในแนวตั้งและแนวนอน มีผลการพล็อตการกระจายตัวของข้อมูลของอาสาสมัครทั้ง 5 คนดังภาพประกอบ 4-9 ถึงภาพประกอบ 4-10 ตามลำดับ และภาพประกอบ ข2-1 ถึงภาพประกอบ ข2-5 ภาพประกอบ ข3-1 ถึงภาพประกอบ ข3-5 ในภาคผนวก ข ข้อมูลของแต่ละท่าทางมีการเกาะกลุ่มได้ไม่ดี และการแยกกลุ่มของท่าทางไม่ชัดเจน โดยมีการซ้อนทับกันของข้อมูลบางจุด ส่วนคุณลักษณะเด่นอีก 5 ลักษณะคือ ค่าแอมพลิจูดที่มากที่สุดและน้อยที่สุดในแนวตั้งและแนวนอน ค่าแอมพลิจูดที่น้อยที่สุดในแนวตั้งและแนวนอน ค่าพื้นที่ใต้กราฟในแนวตั้งและแนวนอน ค่าจำนวนครั้งที่ตัดผ่านค่าขีดแบ่งในแนวตั้งและแนวนอน และค่าความแปรปรวนในแนวตั้งและแนวนอน มีผลการพล็อตการกระจายตัวของข้อมูลของอาสาสมัครทั้ง 5 คนดังภาพประกอบ ข4 ถึงภาพประกอบ ข8 ในภาคผนวก ข ข้อมูลของทุกท่าทางมีการเกาะกลุ่มรวมกันทำให้ไม่สามารถแยกกลุ่มของท่าทางได้ โดยมีการซ้อนทับกันของข้อมูลทุกๆจุด แต่กระนั้นคุณลักษณะเด่นค่าแอมพลิจูดที่มากที่สุดและน้อยที่สุดในแนวตั้งและแนวนอนและคุณลักษณะเด่นค่าแอมพลิจูดที่น้อยที่สุดในแนวตั้งและแนวนอน นำมาประยุกต์ใช้ต่อการหาคุณลักษณะเด่นค่าความชันในแนวตั้งและแนวนอนได้ ส่วนคุณลักษณะเด่นค่าพื้นที่ใต้กราฟในแนวตั้งและแนวนอน ค่าจำนวนครั้งที่ตัดผ่านค่าขีดแบ่งในแนวตั้งและแนวนอน และค่าความแปรปรวนในแนวตั้งและแนวนอน เป็นแนวทางที่ใช้ในกรณีศึกษาสำหรับผู้ทำวิจัยท่านอื่นต่อไป



ภาพประกอบ 4-8 การกระจายตัวของคุณลักษณะเด่นค่าความชัน  
ในแนวตั้งและแนวนอนจากอาสาสมัครทั้ง 5 คน



ภาพประกอบ 4-9 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด  
ในแนวตั้งและแนวนอนจากอาสาสมัครทั้ง 5 คน



ภาพประกอบ 4-10 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่าน้อยที่สุดในแนวตั้งและแนวนอนจากอาสาสมัครทั้ง 5 คน

จากผลการพล็อตการกระจายตัวของข้อมูลคุณลักษณะเด่นค่าความชันในแนวตั้งและแนวนอนจากอาสาสมัครทั้ง 5 คนทำให้ได้ค่าดัชนีชี้วัดตำแหน่งของการเกาะกลุ่มของแต่ละท่าทาง โดยค่าดัชนีชี้วัดนี้จะระบุพิกัดของแกน x และแกน y เฉลี่ยจากข้อมูลทั้งหมดดังตาราง 4-8 พบว่าข้อมูลที่ได้มีแนวโน้มเป็นไปตามลักษณะการเกิดผลตามตาราง 4-2 ตามที่ได้กล่าวมาแล้ว ซึ่งเป็นผลที่ดีที่ใช้ในการจำแนกแบบระบบจดจำรูปแบบต่อไป

ตาราง 4-8 ค่าดัชนีชี้วัดตำแหน่งของการเกาะกลุ่มของแต่ละท่าทาง

ท่าทางการกลอกตา	ค่าดัชนีชี้วัดตำแหน่ง	
	แกน x	แกน y
มองขึ้น	0.0043	-0.3720
มองลง	0.0043	1.1773
มองขวา	-0.7800	0.3912
มองซ้าย	0.7415	0.3912
มองเฉียงขึ้นขวา	-0.4257	-0.1611
มองเฉียงขึ้นซ้าย	0.5067	-0.2988
มองเฉียงลงขวา	-0.5443	1.0347
มองเฉียงลงซ้าย	0.4939	1.0695
มองตามเข็มนาฬิกา	-1.8302	-1.6650
มองทวนเข็มนาฬิกา	1.8392	-1.6047

## บทที่ 5

### การจำแนกแบบระบบที่จัดจํารูปแบบ

หลังจากได้ทำการออกแบบวิธีการหาคุณลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาและการศึกษาทดลองหาคุณลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาในบทที่ 4 แล้วพบว่าคุณลักษณะเด่นค่าความชันในแนวตั้งและแนวนอนเป็นคุณลักษณะเด่นที่ใช้ในการจำแนกท่าทางได้อย่างดี ลำดับต่อไปจะกล่าวถึงการนำคุณลักษณะเด่นค่าความชันในแนวตั้งและแนวนอนมาประยุกต์ใช้สำหรับการจำแนกแบบระบบจัดจํารูปแบบ ซึ่งจะมีการศึกษาการจำแนกสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาใหม่ โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมเป็นเครื่องมือที่ใช้ในการตัดสินใจและทำการจำแนกท่าทางการกลอกตา

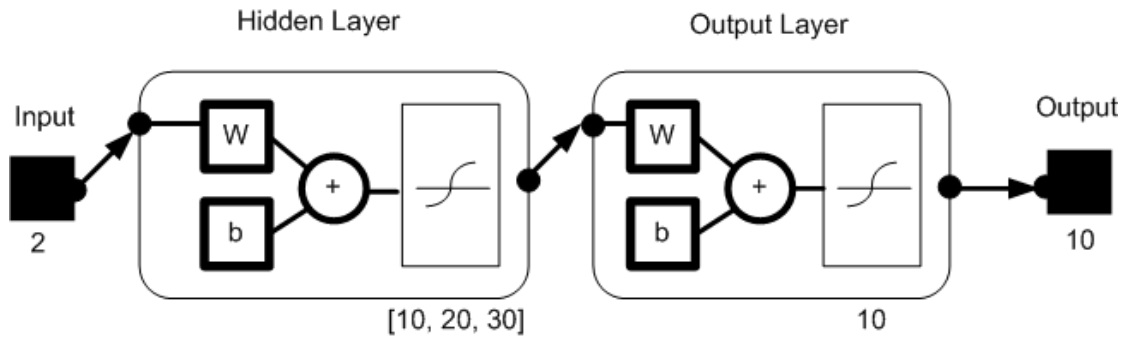
#### 5.1 การออกแบบโครงข่ายประสาท

เมื่อคุณกระจายตัวของข้อมูลพบว่าลักษณะเด่นค่าความชันในแนวตั้งและแนวนอนสามารถนำมาแยกท่าทางการกลอกตาของ 10 ท่าทางได้ นั่นคือกลุ่มท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาขั้นพื้นฐาน มีกลอกตาขึ้น กลอกตาลง กลอกตาไปทางขวา กลอกตาไปทางซ้าย กลุ่มท่าทางการเคลื่อนไหว ดวงตาขั้นสูง มีกลอกตาเฉียงขึ้นขวา กลอกตาเฉียงขึ้นซ้าย กลอกตาเฉียงลงขวา กลอกตาเฉียงลงซ้าย และกลุ่มท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาที่ซับซ้อน มีกลอกตาตามเข็มนาฬิกา กลอกตาทวนเข็มนาฬิกา จึงมีการศึกษาและพัฒนาระบบจัดจํารูปแบบ โดยใช้การจำแนก (Classification) เข้ามาประยุกต์ใช้งาน เพื่อให้เห็นความการแยกและแบ่งกลุ่มของข้อมูลได้อย่างชัดเจน โดยทำการศึกษาด้วยโปรแกรม MATLAB

การจำแนกท่าทางการกลอกตาของ 10 ท่าทาง โดยใช้ลักษณะเด่นทั้ง 2 ช่องสัญญาณ โดยทำการออกแบบระบบการจำแนกออกเป็น 3 ชั้นดังภาพประกอบ 5-1

- 1) ชั้นที่ 1 ชั้นอินพุต (Input layer) โดยใช้ข้อมูล 2 ชุดข้อมูลคือ ค่าลักษณะเด่นในแนวตั้งกับค่าลักษณะเด่นในแนวนอน
- 2) ชั้นที่ 2 ชั้นซ่อน (Hidden layer) ทำการทดลองใช้ชั้นซ่อนตั้งแต่ ค่า 10 20 และ 30 เพื่อดูความแตกต่างของผลที่ได้ และทำการเลือกใช้ฟังก์ชัน tan-sigmoid
- 3) ชั้นที่ 3 ชั้นเอาต์พุต (Output layer) ต้องการค่าข้อมูล 10 เอาต์พุต นั่นต้องการจำแนกท่าทางการกลอกตา 10 ท่าทาง คือ กลอกตาขึ้น กลอกตาลง กลอกตาไปทางขวา กลอกตาไปทางซ้าย กลอก

ตาเฉียงขึ้นขวา กลอกตาเฉียงขึ้นซ้าย กลอกตาเฉียงลงขวา กลอกตาเฉียงลงซ้าย กลอกตาตามเข็มนาฬิกา และกลอกตาทวนเข็มนาฬิกา



ภาพประกอบ 5-1 การออกแบบระบบการจำแนก

## 5.2 อินพุตและเอาต์พุตของโครงข่ายประสาท

โครงข่ายประสาทที่ใช้ประกอบด้วย 2 อินพุต โดยการรับค่าลักษณะเด่นในแนวตั้ง กับค่าลักษณะเด่นในแนวนอน มาปรับค่าทางตัวเลขให้มามีค่าระหว่าง -1 กับ 1 ดังตาราง 5-1 และ ตาราง 5-2

ตาราง 5-1 การปรับปรุงค่าตัวเลขสำหรับสอนโครงข่ายประสาท

	ข้อมูลจริง		ข้อมูลที่ใช้สอนโครงข่ายประสาท	
	อินพุต $M_V$	อินพุต $M_H$	อินพุต $M_V$	อินพุต $M_H$
ค่าสูงสุด	0.359607	1.64849	1	1
ค่าต่ำสุด	-0.88592	-1.19178	-1	-1

ตาราง5-2 ข้อมูลที่ใช้สอนโครงข่ายประสาท

ท่าทางการกลอกตา	ข้อมูลจริง		ข้อมูลที่ใช้สอนโครงข่ายประสาท		
	อินพุต $M_V$	อินพุต $M_H$	อินพุต $M_V$	อินพุต $M_H$	เอาต์พุต
ขึ้น	-0.2128	0.0000	0.0809	-0.1608	0000
ลง	0.2028	0.0000	0.7482	-0.1608	0001
ขวา	0.0000	-0.2671	0.4226	-0.3489	0010
ซ้าย	0.0000	0.2892	0.4226	0.0429	0011
เฉียงขึ้นขวา	-0.1259	-0.1716	0.2204	-0.2817	0100
เฉียงขึ้นซ้าย	-0.1497	0.1755	0.1822	-0.0372	0101
เฉียงลงขวา	0.1535	-0.2268	0.6690	-0.3205	0110
เฉียงลงซ้าย	0.1951	0.2054	0.7358	-0.0161	0111
ตามเข็มนาฬิกา	-0.5786	-0.7302	-0.5065	-0.6750	1000
ทวนเข็มนาฬิกา	-0.7420	1.3154	-0.7688	0.7654	1001

### 5.3 ผลการทดลองโครงข่ายประสาท

ผลการจำแนกโดยใช้ลักษณะเด่นค่าความชันจาก 2 ช่องสัญญาณ ดังตาราง 5-3 พบว่า ค่าลักษณะเด่นในแนวตั้งกับค่าลักษณะเด่นในแนวนอน สามารถใช้ในการจำแนกท่าทางทั้งท่าทางขึ้นพื้นฐาน ท่าทางขึ้นสูง และท่าทางที่ซับซ้อนได้ เมื่อสังเกตพบว่าค่าเปอร์เซ็นต์ของการจำแนกมีค่าสูงถึง 100 เปอร์เซ็นต์ทั้ง 3 ค่าระดับชั้นซ่อน

ตาราง5-3 ค่าเปอร์เซ็นต์การจำแนกของข้อมูลเมื่อใช้ลักษณะเด่นค่าความชัน

Hidden Neurons	Result rate (%)			
	Training	Validation	Test	All
10	100	100	100	100
20	100	100	100	100
30	100	100	100	100

## บทที่ 6

### สรุปผลการวิจัย ปัญหาและข้อเสนอแนะ

หลังจากได้ทำการศึกษา ทดลองและนำเสนอผลการทดลองมาวิเคราะห์ ลำดับต่อไปจะกล่าวถึงบทสรุปเกี่ยวกับงานวิจัย ปัญหาและอุปสรรค วิจัยและข้อเสนอแนะสำหรับการออกแบบและพัฒนาการจำแนกท่าทางของตาโดยใช้สัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาเพื่อเป็นประโยชน์ต่อผู้ที่ต้องการศึกษาและทำการวิจัยที่เกี่ยวข้องต่อไป

#### 6.1 สรุปผลการวิจัย

##### 6.1.1 การศึกษาการเลือกช่วงความถี่ ตำแหน่งของจุดวัดสัญญาณ รวมทั้งลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตา

การศึกษาช่วงความถี่เอซีหรือช่วงความถี่ดีซีของการวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา ตำแหน่งของจุดวัดสัญญาณ รวมทั้งลักษณะท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตา เพื่อหาความสัมพันธ์ต่อการเกิดรูปแบบของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา ระดับของขนาดแรงดันทางไฟฟ้า พบว่าในช่วงความถี่เอซีมีลักษณะรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาที่มีค่าแอมพลิจูดในด้านบวกและด้านลบ ซึ่งเป็นประโยชน์นำใช้งานได้ง่ายกว่าช่วงความถี่ดีซี และช่วงความถี่เอซีมีประโยชน์ในการใช้จำแนกท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาที่ซับซ้อนเช่น การกลอกตาลักษณะเป็นวงกลมวนตามเข็มนาฬิกา การกลอกตาลักษณะเป็นวงกลมวนทวนเข็มนาฬิกา และการเลือกใช้ตัวกรองความถี่ในช่วงความถี่ตั้งแต่ 1-10 เฮิร์ตซ์ ทำให้เกิดเป็นสัญญาณแบบช่วงความถี่เอซี สัญญาณมีลักษณะเรียบ ระดับของแรงดันไฟฟ้าประมาณ 30 ไมโครโวลต์ ซึ่งเป็นไปตามลักษณะปกติของสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาที่มีค่าแอมพลิจูดอยู่ระหว่าง 15-200 ไมโครโวลต์ ส่วนตำแหน่งจุดวัดสัญญาณในทำการวัดสัญญาณ 2 ช่อง สัญญาณ โดยเลือกช่องสัญญาณที่ 1 เป็นช่องสัญญาณในแนวตั้ง ตำแหน่งบริเวณด้านบนและด้านล่างของตาขวา และเลือกช่องสัญญาณที่ 2 เป็นช่องสัญญาณในแนวนอน ตำแหน่งบริเวณหางตาด้านขวาและด้านซ้าย ขั้วอ้างอิงตำแหน่งบริเวณกึ่งกลางหน้าผาก และเลือกใช้ท่าทางบริหารดวงตา 10 ท่าทาง โดยแบ่งเป็น 3 กลุ่มดังนี้กลุ่มที่ 1 ท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาขั้นพื้นฐานคือกลอกตาขึ้นบน กลอกตาลงล่าง กลอกตาไปทางขวา และกลอกตาไปทางซ้าย กลุ่มที่ 2 ท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาขั้นสูง คือกลอกตาเฉียงขึ้นขวา กลอกตาเฉียงขึ้นซ้าย กลอกตาเฉียงลงขวา และกลอกตาเฉียงลงซ้าย และกลุ่มที่ 3 ท่าทางการเคลื่อนไหวของตาที่ซับซ้อนคือ การกลอกตาลักษณะเป็นวงกลมวนตามเข็มนาฬิกา และการกลอกตาลักษณะเป็นวงกลมวนทวนเข็มนาฬิกา



### 6.1.2 การวิเคราะห์หาค่าคุณลักษณะและการจำแนกทำทาง

จากการทดลองหาค่าคุณลักษณะเด่น โดยทำการวิเคราะห์ค่าขีดแบ่งในโดเมนเวลา ซึ่งได้ทำการเลือกใช้ลักษณะเด่น 8 ลักษณะ ในแต่ละลักษณะเด่นจะทำการหาจาก 2 ช่องสัญญาณ คือช่องสัญญาณในแนวตั้งและช่องสัญญาณในแนวนอน ทำให้มีค่าลักษณะเด่นทั้งหมด 16 ค่าต่อ 1 ทำทางการกลอกตา ในการหาค่าลักษณะเด่นได้ทำการกำหนดค่าขีดแบ่งเริ่มต้น ไว้ที่ค่าเท่ากับ 10 ไมโครโวลต์ คุณลักษณะเด่นที่เลือกใช้คือค่าแอมพลิจูดที่มากที่สุดในแนวตั้งและในแนวนอน ค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุดในแนวตั้งและแนวนอน ค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่าน้อยที่สุดในแนวตั้งและแนวนอน ค่าพื้นที่ใต้กราฟในแนวตั้งและแนวนอน ค่าจำนวนครั้งที่ตัดผ่านค่าขีดแบ่งในแนวตั้งและแนวนอน ค่าความแปรปรวนในแนวตั้งและแนวนอน และค่าความชันในแนวตั้งและแนวนอน เมื่อใช้การพล็อตการกระจายตัวของคุณลักษณะเด่นเพื่อแสดงความแตกต่างกันระหว่างคุณลักษณะเด่นแต่ละลักษณะพบว่าค่าความชันเป็นคุณลักษณะเด่นที่ให้ผลดีที่สุด โดยเกิดจากการประยุกต์ใช้ค่าแอมพลิจูดที่มากที่สุดในแนวตั้งและค่าแอมพลิจูดน้อยที่สุดในแนวตั้ง กับค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุดในแนวตั้งและค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่าน้อยที่สุดในแนวตั้ง เมื่อนำการประยุกต์ใช้กับโครงข่ายประสาทเทียมทำให้ได้ผลการคัดแยก 100 เปอร์เซ็นต์

## 6.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ

### 6.2.1 ปัญหา

- 1) มีการจำกัดกลุ่มอายุของผู้ทดลองที่ใช้ในการทดลอง โดยไม่ได้ทำการศึกษา ลักษณะสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตาของผู้ทดลองกลุ่มอายุอื่น
- 2) ขณะทำการวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา ต้องมีการติดอิเล็กโทรดบริเวณใบหน้า ซึ่งทำให้เกิดความยุ่งยากและลำบากกับผู้ทดลอง
- 3) ความล่าช้าในการติดตั้งอุปกรณ์เมื่อต้องการจะทำการวัดสัญญาณไฟฟ้าการกลอกตา เช่น การติดอิเล็กโทรด การต่อสายสัญญาณกับเครื่องวัดสัญญาณ รวมทั้งการตั้งค่าอุปกรณ์
- 4) เกิดสัญญาณรบกวนขณะทำการวัดสัญญาณไฟฟ้า เช่น สัญญาณรบกวนที่เกิดจากผู้ทดลอง สัญญาณรบกวนจากไฟบ้าน ส่งผลต่อความแม่นยำของข้อมูล
- 5) เครื่องประมวลผลที่ใช้ในการคำนวณมีขนาดใหญ่ และมีความซับซ้อน รวมทั้งใช้เงินทุนมาก เช่น การประมวลผลด้วยคอมพิวเตอร์

### 6.2.2 ข้อเสนอแนะ

- 1) ทำการศึกษาลักษณะสัญญาณไฟฟ้าการก่อกตาของผู้ทดลองกลุ่มอายุอื่น เช่น วัยเด็ก วัยรุ่น วัยผู้ใหญ่ วัยชรา เพื่อทราบถึงลักษณะการเกิดสัญญาณไฟฟ้าการก่อกตา ทำให้ทราบได้ว่ากระบวนการวิเคราะห์ที่ได้สามารถนำไปประยุกต์ใช้กับผู้ทดลองได้ทุกวัย
- 2) อาจมีการใช้อุปกรณ์ที่ประยุกต์ใช้ในการติดตำแหน่งบนใบหน้า เช่น แวนอิลเล็กโทรด ซึ่งทำให้ง่ายต่อการสวมใส่ สะดวกและเกิดความคล่องตัวกับผู้ทดลอง
- 3) หากใช้อุปกรณ์ตามข้อ 2 จะทำให้ประหยัดเวลาการติดอิลเล็กโทรด ส่วนอุปกรณ์ในการวัดสัญญาณ ก็อาจใช้อุปกรณ์ที่ง่ายต่อการใช้ และติดตั้งได้สะดวกขึ้น
4. การติดอิลเล็กโทรดในตำแหน่งที่เหมาะสม การเลือกช่วงความถี่และตัวกรองความถี่ที่เหมาะสม การกำหนดตำแหน่งของจุดที่ใช่มอง และการเลือกท่าทางการเคลื่อนไหวดวงตาที่ไม่มีความแปรปรวนเมื่อทดลองซ้ำ ปัจจัยเหล่านี้ถึงว่าเป็นปัจจัยที่มีผลต่อการเกิดสัญญาณรบกวน
5. มีการนำกระบวนการวิเคราะห์ที่ได้คำนวณคุณลักษณะเด่นเบื้องต้น มาวิเคราะห์ทำการเลือกโปรแกรมที่สามารถนำไปประยุกต์ใช้กับอุปกรณ์ขนาดเล็ก และมีราคาถูก เช่น ไมโครคอนโทรลเลอร์

## บรรณานุกรม

- [1] Y. Tomita, Y. Igarashi, S. Honda, and N. Matsuo, "Electro-oculography mouse for amyotrophic lateral sclerosis patients," in *Proc. 18<sup>th</sup> Ann. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, Amsterdam, 1996, vol. 5, pp. 1780-1780.
- [2] K. Yamagishi, J. Hori, and M. Miyakawa, "Development of EOG-based communication system controlled by eight-directional eye movements," in *Proc. 28<sup>th</sup> Ann. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBS)*, New York, 2006, pp. 2574-2577.
- [3] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo, and E. Lopez, "System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 10, no.4, pp. 209-218, Dec. 2002.
- [4] A. Bulling, J. A. Ward, H. Gellersen, and G. Troster, "Eye movement analysis for activity recognition Using Electrooculography," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 33, no.4, pp. 741 - 753, Mar. 2010.
- [5] J. Z. Tsai, C. K. Lee, C. M. Wu, J. J. Wu, and K. P. Kao, "A feasibility study of an eye-writing system based on electro-oculography," *J. Med. Biol. Eng.*, vol. 28, no.1, pp. 39-46, 2008.
- [6] สุขภาพอนามัยของผู้ทำงานกับคอมพิวเตอร์, "เทคนิคบริหารตาของผู้ทำงานกับคอมพิวเตอร์," กองชีวอนามัย กรมอนามัย กระทรวงสาธารณสุข. [Online]. Available: <http://www.tungsong.com/OnlyDay/computer/index.html>
- [7] H. Septanto, A. S. Prihatmanto, and A. Indrayanto, "A computer cursor controlled by eye movements and voluntary eye winks using a single channel EOG," in *Proc. Int. Conf. Electr. Eng. Inform.*, Malaysia 2009, pp. 117-120.
- [8] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo, E. Lopez, and L. M. Bergasa, "Electrooculographic guidance of a wheelchair using eye movement's codification," *J. Robot. Research*, vol. 22, pp. 641-652, 2003.
- [9] Y. Kim, N. L. Doh, Y. Youm, and W. K. Chung, "Robust discrimination method of the electrooculogram signals for human-computer interaction controlling mobile robot," *J. Intell. Autom. Soft Comput.*, vol. 13, pp. 319-336, 2007.

- [10] A. Bulling, J. A. Ward, H. Gellersen, and G. Troster, "Eye movement analysis for activity recognition," in *Proc. 11<sup>th</sup> Int. Conf. Ubiquit. Comput.*, Florida, 2009, pp. 41-50.
- [11] S. Brunner, S. Hanke, S. Wassertheuer, and A. Hochgatterer, "EOG pattern recognition trial for a human computer interface," in *Proc. 4<sup>th</sup> Int. Conf. Universal Access in Human-Computer Interface*, Berlin Heidelberg, 2007, pp. 769-776.
- [12] Z. Lv, X. Wua, M. Li, and D. Zhang, "A novel eye movement detection algorithm for EOG driven human computer interface," *J. Pattern Recog. Lett.*, vol. 31, pp. 1041-1047, 2010.
- [13] T. Gandhi, M. Trikha, J. Santhosh, and S. Anand, "Development of an expert multitask gadget controlled by voluntary eye movements," *J. Expert Syst. Applicat.*, vol. 37, pp. 4204-4211, 2010.
- [14] A. R. Kherlopian, J. P. Gerrein, M. Yue, K. E. Kim, J. W. Kim, M. Sukumaran, and P. Sajda, "Electrooculogram based system for computer control using a multiple feature classification model," in *Proc. 28<sup>th</sup> Ann. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, New York, 2006, pp. 1295-1298.
- [15] H. Manabe and M. Fukumoto, "Full-time wearable headphone-type gaze detector," in *Proc. Conf. Human Fact. Comput. Syst.*, Canada, 2006, pp. 1073-1078.
- [16] M. Kikuchi and K. Fukushima, "Pattern recognition with eye movement A neural network model," in *Proc. Int. Joint Conf. Neural Netw.*, 2000, pp. 37-40.
- [17] H. Shuyan and Z. Gangtie, "Driver drowsiness detection with eyelid related parameters by support vector machine," *J. Expert Syst. Applicat.*, vol. 36, pp. 7651-7658, 2009.
- [18] M. F. Marmor, M. G. Brigell, D. L. McCulloch, C. A. Westall and M. Bach, "ISCEV standard for clinical electro-oculography (EOG) 2010," *J. Doc Ophthalmol* , pp.205-212, 2011.
- [19] "The anatomy of the eye," [Online]. Available: <http://www.eyecaresource.com/images/eye-anatomy.jpg>
- [20] "The extraocular muscles" [Online]. Available: [http://www.tedmontgomery.com/the\\_eye/graphics/eoms.gif](http://www.tedmontgomery.com/the_eye/graphics/eoms.gif)
- [21] สุขภาพความงาม, "เคล็ดลับ: กลอดกั๊งลูกตาดบริหารกล้ามเนื้อ," *Dailynews*. [Online]. Available: <http://www.oknation.net/blog/kanis/2009/12/23/entry-1>

- [22] “การบริหารตา,” *Palungjit*. [Online]. Available: <http://board.palungjit.com/>
- [23] “บริหารตาบอกลานแว่น,” *Cheewajit Mag*. [Online]. Available: [http://www.cheewajit.com/articleView.aspx? cateId=6&articleId=1121](http://www.cheewajit.com/articleView.aspx?cateId=6&articleId=1121)
- [24] “บริหารตาคลายเมื่อยล้า,” *Lisa Mag*. [Online]. Available: <http://iam.hunsa.com/absolutpac/article/48517>
- [25] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo, and E. Lopez, “Guidance of a wheelchair using electrooculography,” in *Proc. 3<sup>rd</sup> IMACS Int. Multiconf. Circuits, Syst., Commun. Comput. (CSCC’99)*, Greece, July 1999.
- [26] S. Yathunathan, L. U. R. Chandrasena, A. Umakanthan, V. Vasuki, and S. R. Munasinghe, “Controlling a Wheelchair by Use of EOG Signal,” in *Proc. 4<sup>th</sup> Int. Conf. Inform. Autom. Sustainabil. (ICIAFS)*, 2008, pp. 283-288 .
- [27] B. Estrany, P. Fuster, A. Garcia, and Y. Luo, “Human computer interface by EOG tracking,” in *Proc. 1<sup>st</sup> Int. Conf. Pervasive Technol. Related to Assistive Environment*, 2008.vol. 282.
- [28] H.S. Dhillon, R. Singla, N.S.Rekhi, and R. Jha, “EOG and EMG based virtual keyboard: A brain computer interface,” in *Proc. 2<sup>nd</sup> IEEE Comput. Sci. Inform. Technol. (ICCSIT)*, 2009, pp.259-262.
- [29] M.Lin, and B. Li, “A wireless EOG-based human computer interface,” in *Proc. 3<sup>rd</sup> Int. Conf. Biomed. Eng. Inform. (BMEI)*, 2010, pp.1794-1796.
- [30] A.E.Kaufman, A.Bandopadhyay, and B.D Shaviv, “An eye tracking computer user interface,” in *Proc. IEEE Symposium on Research Frontiers in Virtual Reality*, San Jose, 1993, pp. 120-121.
- [31] J. J. Tecce, J. Gips, C. P. Olivieri, L. J. Pok, and M. R. Consiglio, “Eye movement control of computer functions,” *J. Psychophysiology*, vol. 29, pp. 319-325, Jul.1998.
- [32] T. C. Chieh, M. Mustafa, A. Hussain, S. F. Hendi, and B. Y. Majlis, “Development of vehicle driver drowsiness detection system using electrooculogram (EOG),” in *Proc. 1<sup>st</sup> int. Conf. Comput., Commun., Signal Process. Special Track Biomed. Eng. (CCSP)*, Malaysia, 2005, pp. 165 – 168.

- [33] M. Merino, O. Rivera, I. Gomez, A. Molina, and E. Dorronzoro, "A Method of EOG Signal processing to detect the direction of eye movements," in *Proc. 1<sup>st</sup> Int. Conf. Sensor Device Technol. Applicat. (SENSORDEVICES)*, Venice, 2010, vol. 25, pp. 100 – 105.
- [34] Y. Kuno, T. Yagi, and Y. Uchikawa, "Biological interaction between man and machine," in *Proc. Int. Conf. of IEEE Intell. Robot. Syst.*, Grenoble, 1997. vol.1, pp.318 – 323.
- [35] C. H. Kuo, Y. C. Chan, H. C. Chou, and J. W. Siao, "Eyeglasses based electrooculography human wheelchair interface," in *Proc. Int. Conf. IEEE Syst., Man., Cybern.*, Texas, 2009, pp.4746-4751.
- [36] D. Kumar, and E. Poole, "Classification of EOG for human computer interface," in *Proc. 24<sup>th</sup> Ann. Conf. Eng. Med. Biol. (EMBS) and in Proc. 2<sup>nd</sup> Ann. Fall Meet. Biomed. Eng. Soc. (BMES)*, Texas, 2002, vol. 1, pp. 64 – 67.
- [37] M. Trikha, A. Bhandari, and T. Gandhi, "Automatic electrooculogram classification for microcontroller based interface design," in *Proc. Symp. Conf. of IEEE Syst. Inform. Eng. Design Symposium*, Charlottesville, 2007, pp.1 – 6.
- [38] T. Pander, Przybyla, and R. Czabanski, "An application of detection function for the eye blinking detection," in *Proc. Conf. Human Syst. Interact.*, Krakow, 2008, pp.287-291.
- [39] J. R. D. L. O Chavez, and C. A. Cruz, "Mouse pointer controlled by ocular movements," in *Proc. 7<sup>th</sup> WSEAS Int. Conf. Comput. Intell., man Mach. Syst. Cybern. (CIMMACS)*, Wisconsin, 2008, pp.11-18.
- [40] J. Keegan, E. Burke, and J. Condron, "An electrooculogram-based binary saccade sequence classification (BSSC) technique for augmentative communication and control," in *Proc. 31<sup>st</sup> Ann. Conf. Eng. Med. Biol. (EMBS)*, Minnesota, 2009, pp.2604-2607.
- [41] H. Uchtiomi, and J. Hori, "Development of pointing device using DC-Coupled electrooculogram," in *Proc. 31<sup>st</sup> Ann. Conf. Eng. Med. Biol. (EMBS)*, Minnesota, 2009, pp.6193-6196.
- [42] X. Zheng X. Li, J. Liu, W. Chen, and Y. Hao, "A portable wireless eye movement-controlled Human-Computer Interface for the disabled," in *Proc. Int. Conf. Complex Med. Eng. (ICME)*, Tempe, 2009, pp. 1 - 5.

- [43] A. Bulling, D. Roggen, and G. Troster, "Wearable EOG goggles: seamless sensing and context -awareness in everyday environments," *J. Ambient Intell. Smart Environments*, vol. 1, no. 2, pp.157-171, 2009.
- [44] T.Pander, Przybyla, and R. Czabanski, "An application of detection function for the eye blinking detection," in *Proc. Conf. Human Comput. Syst. Intera. (AISC)*, Berlin Heidelberg, 2009, pp.181-191.
- [45] J. R. D. L. O Chavez, and C. A. Cruz, "Pattern recognition applied to mouse pointer controlled by ocular movements," *J. World Sci. Eng. Academy Soc.(WSEAS)*, vol. 8, no. 4, pp.511-520, Apr. 2009.
- [46] H. Harun, and W. Mansor, "EOG signal detection for home appliances activation," in *Proc. 5<sup>th</sup> Int. Coll. Signal Process. Aplicat. (CSPA)*, 2009, pp.195-197.
- [47] Z. Lv, X. Wu, and M. Li, "A research on EOG feature parameters extraction based on linear predictive coding model," in *Proc. 3<sup>rd</sup> Int. Conf. Bioinform. Biomed.Eng.(ICBBE)*, Beijing , 2009, pp. 1 – 4.
- [48] R. Barea, L.Boquete, M. Mazo, E. López, and L. M. Bergasa, "E.O.G. guidance of a wheelchair using spiking neural networks," in *Proc. Int. Conf. European Symp. Artificial Neural Networks*, Belgium, 2000, pp.233-238.
- [49] X.Zhang, T. Sugi, and X. Wang, "Real-time estimation system of the gaze position based on an electrooculogram," in *Proc. Int. Symp. 14<sup>th</sup> Artificial Life Robot.*, Japan, 2009, vol.14, pp.182-185.
- [50] A.B. Usakli, and S. Gurkan, "A novel electrooculogram-based human computer interface and its application as a virtual keyboard," in *14<sup>th</sup> Nat. Biomed. Eng. Meet*, Balcova, 2009, pp.1-4
- [51] A.B. Usakli, S. Gurkan, F. Aloise, G. Vecchiato, and F. Babiloni, "A hybrid platform based on EOG and EEG signals to restore communication for patients afflicted with progressive motor neuron diseases," in *Proc. 31<sup>st</sup> Ann. Conf. Eng. Med. Biol. (EMBS)*, Minnesota, 2009, pp.543-546.

- [52] A.B. Usakli, and S. Gurkan, "Design of a novel efficient human computer interface: An electrooculogram based virtual keyboard," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 59, no.48, pp. 2099-2180, Aug. 2010.
- [53] A.B. Usakli, S. Gurkan, F. Aloise, G. Vecchiato, and F. Babiloni, "On the use of electrooculogram for efficient human computer interface," in *Proc. Conf. Comput. Intell. Neurosci.*, 2010, pp.1-5.
- [54] R. Barea, L.Boquete, J.M.R.-Ascariz, S. Ortega and E. López, "Sensory system for implementing a human—computer interface based on electrooculography," *J. Sensors.*, vol. 11, pp. 310-328, 2011.
- [55] J. R. Lacourse, and F. C. Hludik, "An eye movement communication control system for the disabled," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 37, no.12, pp. 1215-1220, Dec. 1990.
- [56] S. Venkataramanan, P. Prabhat, S.R Choudhury, H.B.Nemade, and J.S. Sahambi, "Biomedical instrumentation based on electrooculogram (EOG) signal processing and application to a hospital alarm system," in *Proc. Int. Conf. Intell. Sens. Inform. Process.*, 2005, pp. 535 – 540.
- [57] T. E. Doyle, Z. Kucerovsky, and W. D. Greason, "Design of an electroocular computing interface," in *Proc. Canadian Conf. Electr. Comput. Eng. (CCECE)*, Ottawa, 2006, pp.1458 - 1461.
- [58] J. Z. Tsai, and T. S. Chen, "Eye-writing communication for patients with amyotrophic lateral sclerosis," in *Proc. 11<sup>th</sup> Int. ACM Sigaccess Conf. Comput. Accessibil.*, New York, 2009, pp.239-240.
- [59] G. Norris, and E. Wilson, "The Eye Mouse, an eye communication device," in *Proc. 23<sup>rd</sup> Northeast Bioeng., Durham*, 1997, pp. 66 – 67.
- [60] S.H. Kwon, and H.C. Kim, "EOG-based glasses-type wireless mouse for the disabled," in *Proc. 21<sup>th</sup> Ann. Conf. Eng. Med. Biol. (EMBS) and in Proc. 1<sup>st</sup> Ann. Fall Meet. Biomed. Eng. Soc. (BMES)*, Atlanta, 1999, vol. 1, pp. 592.
- [61] S. Park, D. W. Kim, and H. C. Kim, "Development of a human computer interface device using electrooculogram for the amyotrophic lateral sclerosis patient," in *Proc. 3<sup>rd</sup> European Conf. Med. Biol. Eng. (EMBECE)*. Prague, 2005, vol.11, no.1, pp.1727-1983.



- [62] R.Krupinski, and P. Mazurek, “Estimation of eye blinking using Biopotentials measurements for computer animation applications,” in *Proc. Int. Conf. Comput. Vision Graph. (ICCVG)*, Berlin, Heidelberg, 2009, pp. 302-310.
- [63] E. Cinar, and F. Sahin, “EOG controlled mobile robot using Radial Basis Function Networks,” in *Proc. 1<sup>st</sup> Int. Conf. Soft Comput., Comput. Words Percept. Syst. Anal., Decision Control*, Famagusta, 2009, pp. 1 – 4.
- [64] T. Yagi, “Eye gaze interface using electrooculography(EOG),” in *10<sup>th</sup> Workshop on Eye Gaze Intell. Human Mach. Interact.*, California, 2010, pp. 28-32.
- [65] E. C. Lyons, A. B. Barreto, and M. Adjouadi, “Development of a hybrid hands off human computer interface based on electromyogram signals and eye gaze tracking,” in *Proc. 23<sup>rd</sup> Int. Conf. Ann. Conf. Eng. Med. Biol. (EMBS)*, Turkey, 2001, pp.1423-1426.
- [66] J. Hori, K. Sakano and Y. Saitoh, “Development of communication supporting device controlled by eye movements and voluntary eye blink,” in *Proc. 26<sup>th</sup> Ann. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBS)*, California, 2004, pp. 4302-4305.
- [67] M. Yu, Y. J. Piao, Y. Y. Kim, T.K. Kwon, C. U. Hong, and N. G. Kim, “Study on the character of eye movement for visual improvement of the elderly,” in *Proc. Int. Conf. Control Autom. Syst. (ICCAS)*, Korea, 2005.
- [68] A. T. Vehkaoja, J. A. Verho, M. M. Puurtinen, N. M. Nojd, J. O. Lekkala, and J. A. Hyttinen, “Wireless head cap for EOG and facial EMG measurements,” in *Proc. 27<sup>th</sup> Ann. Int. Conf. of IEEE Med. Biol.*, China, 2005, pp.5865-5868.
- [69] S.K. Kang, Y.U.Kim, I.M.So, S.S.Lee, and S.T. Jung, “EOG and marker recognition for wearable user interface,” in *Proc. Inf. Conf. of IEEE Trends Develop. Technol. Towards (TENCON)*, Taipei, 2007, pp.1-4.
- [70] D. Borghetti, A. Bruni, M. Fabbrini, L. Murri, and F. Sartucci, “A low cost interface for control functions by means of eye movements,” *J. Comput. Biol. Med.*, vol.37, pp.1765-1770, Mar. 2007.
- [71] Z. Lv, X. Wu, M. Li, and C. Zhang, “Implementation of the EOG-based human computer interface system,” in *Proc. 2<sup>nd</sup> Int. Conf. Bioinform. Biomed.Eng.(ICBBE)*, Shanghai , 2008, pp. 2188 – 2191.

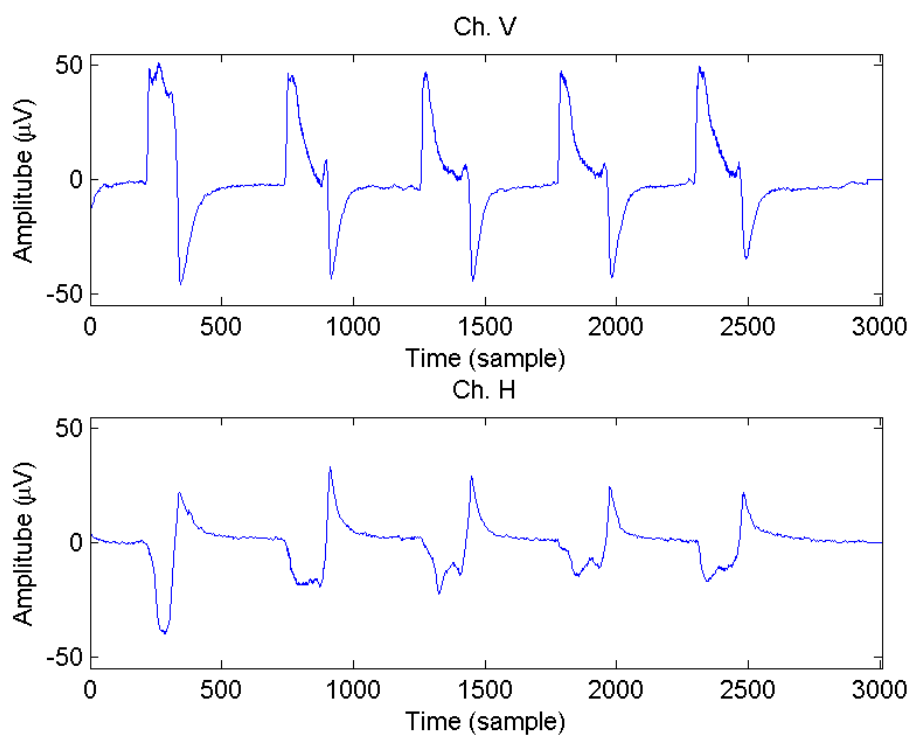
- [72] M.Porta, and M. Turina, “Eye-S: a full-screen input modality for pure eye-based communication,” in *Proc. Symp. Eye*, Georgia, 2008, vol. 1, pp.27-34.
- [73] J.J.Magee, M. Betke, J. Gips, M.R. Scott, and B.N. Waber, “A human–computer interface using symmetry between eyes to detect gaze direction,” *IEEE Trans. Syst, man Cybern. A., Syst. Humans*, vol. 38, no. 6, pp.1248-1261.
- [74] M. Kirbis, and I. Kramberger, “Multi channel EOG signal recognition for an embedded eye movement tracking device,” in *Proc. 16<sup>th</sup> Int. Conf. Syst. Signal Image Process. (IWSSIP)*, Chalkida, 2009, pp. 1 – 4.
- [75] L.Y.Deng, C.L.Hsu, T.C.Lin, J.S.Tuan, and Y.H.Chen, “EOG-based signal detection and verification for HCI,” in *Proc. Int. Conf. Mach. Learn. Cybern.*, Baoding, 2009. pp. 3342 – 3348.
- [76] M. Hashimoto, K. Takahashi, and M. Shimada, “Wheelchair control using an EOG and EMG based gesture interface,” in *Proc. Int. Conf. Adv. Intell. Mech. Suntec Conv. Exhibit. Center*, Singapore, 2009, pp. 1212-1217.
- [77] T. Ihara, T. Sugi, M. Eriguchi, T. Asami, and M. Nakamura, “Construction of simple communication method by use of neuro-biological signals,” in *Proc. Int. Conf. of SICE Ind. Control Robot. Syst.*, Japan, 2009, pp. 3152 – 3155.
- [78] A. Królak and P. Strumillo, “Eye-Blink Controlled Human-Computer Interface for the Disabled,” *J. Human Comput. Syst. Interact.*, vol. 60, pp.123-133, 2009.
- [79] L.Y.Deng, C.L.Hsu, T.C.Lin, J.S.Tuan, and S. M. Chang, “EOG based human computer interface system development,” *J. Expert Syst. Applicat.*, vol. 37, pp. 3337-3343, 2010.
- [80] D. P.Belov, S. Y. Eram, S.F. Kolodyazhnyi, I.E. Kanunikov, and O. V. Getmanenko, “Electrooculogram detection of eye movements on gaze displacement,” *J. Neurosci. Behavi. Physiol.* , vol. 40, no. 5, pp.583-591.
- [81] Y. Punsawad, Y. Wongsawatina, and M. Parnichkun, “Hybrid EEG-EOG brain computer interface system for practical machine control,” in *Proc. 32<sup>nd</sup> Int. Conf. Ann. Conf. Eng. Med. Biol. (EMBS)*, Argentina, 2010, pp.1360-1363.
- [82] M. Porta, and A. Ravarelli, “Eye-based user interfaces: Some recent projects,” in *Proc. 3<sup>rd</sup> Conf. Human Syst. Interact. (HSI)*, Rzeszow, 2010, pp. 289 – 294.

- [83] K. Takahashi, T. Ota, and M. Hashimoto, "Remarks on DP-matching-based EOG gesture recognition and its application to hands-free manipulation systems," in *Proc.Int. Conf.of IEEE Syst. Man and Cybern. (SMC)*, Istanbul, 2010, pp. 3537 – 3542.
- [84] M.Duguleana, and G. Mogan, "Using Eye Blinking for EOG-Based Robot Control," *J. Emerg. Trends Technol.l Innovat.*, vol. 314, pp.343-350, 2010.
- [85] ชูศักดิ์ ลิ้มสกุล, "การออกแบบโครงข่ายประสาท," *ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์*, สงขลา, 2541

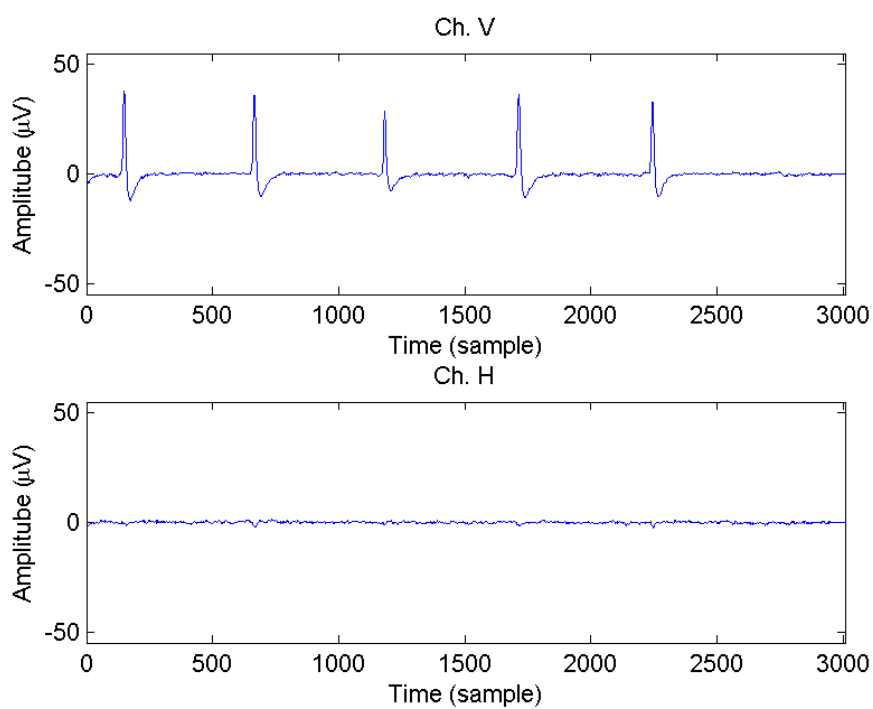
**ภาคผนวก**

**ภาคผนวก ก การศึกษาการเลือกใช้ทำทางในการวัดสัญญาณไฟฟ้าการก่อกตา**

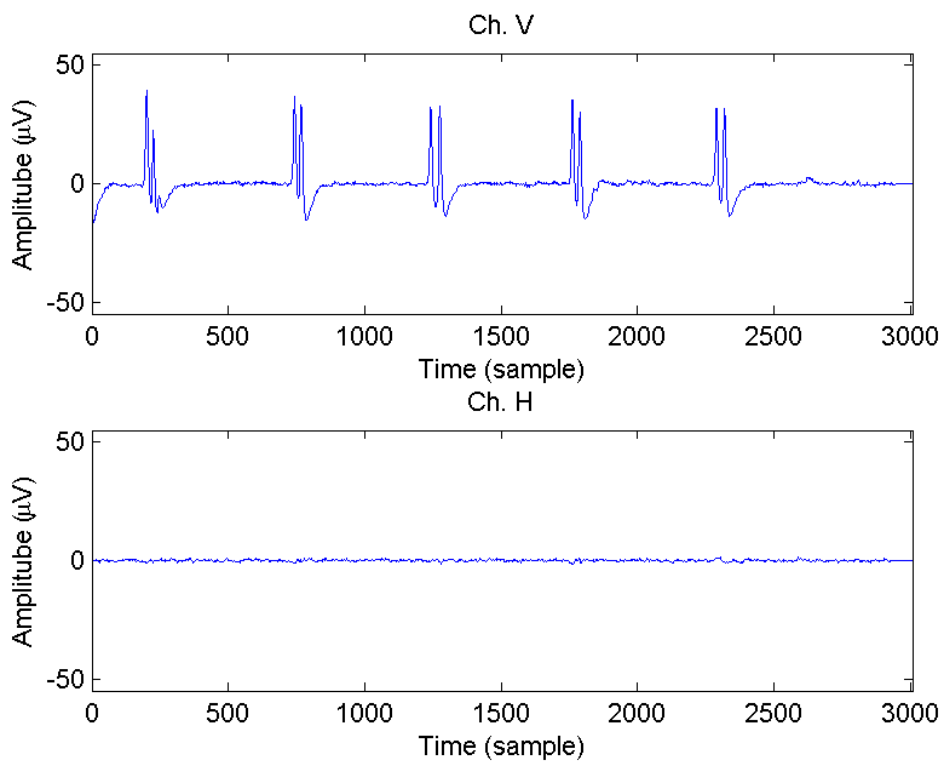
ก1. ท่าทางที่เป็นสัญญาณรบกวนที่สามารถเกิดแทรกเมื่อทำการกลอกตาในท่าทางต่างๆ



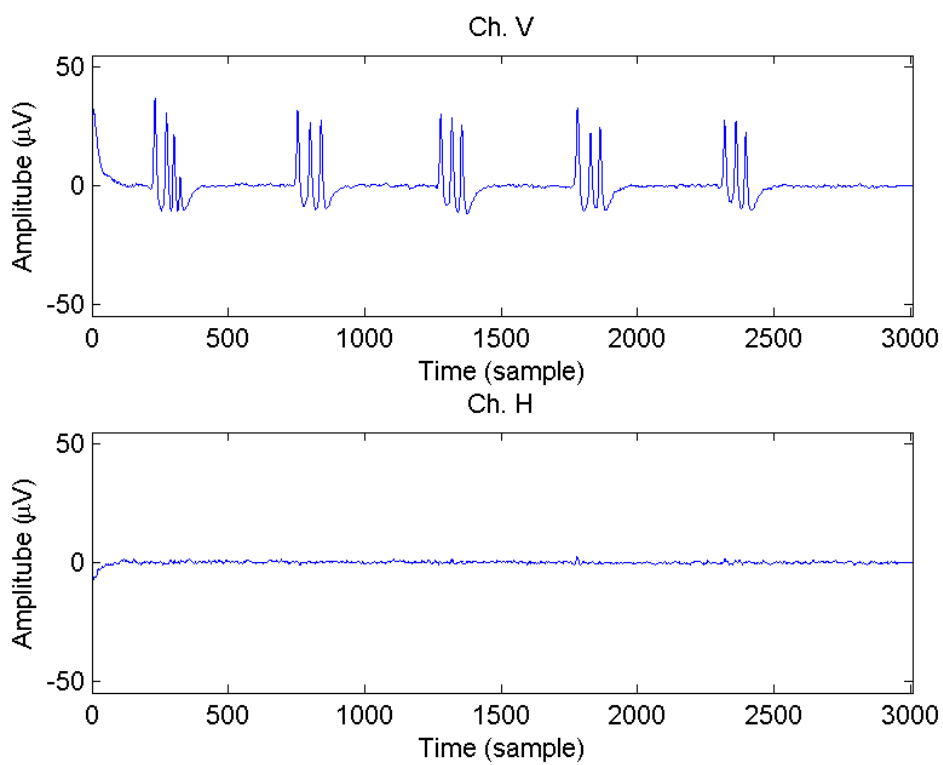
ภาพประกอบ ก1-1 ลักษณะสัญญาณของท่าทางหลับตาทั้งสองข้าง



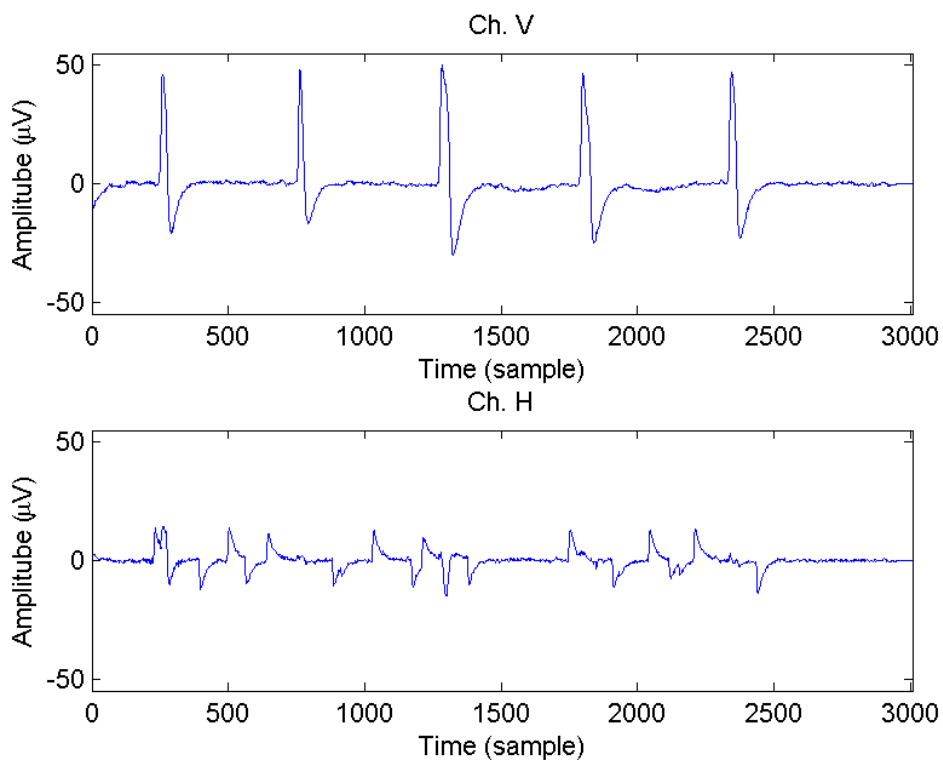
ภาพประกอบ ก1-2 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกระพริบตาทั้งสองข้างจำนวนหนึ่งครั้ง



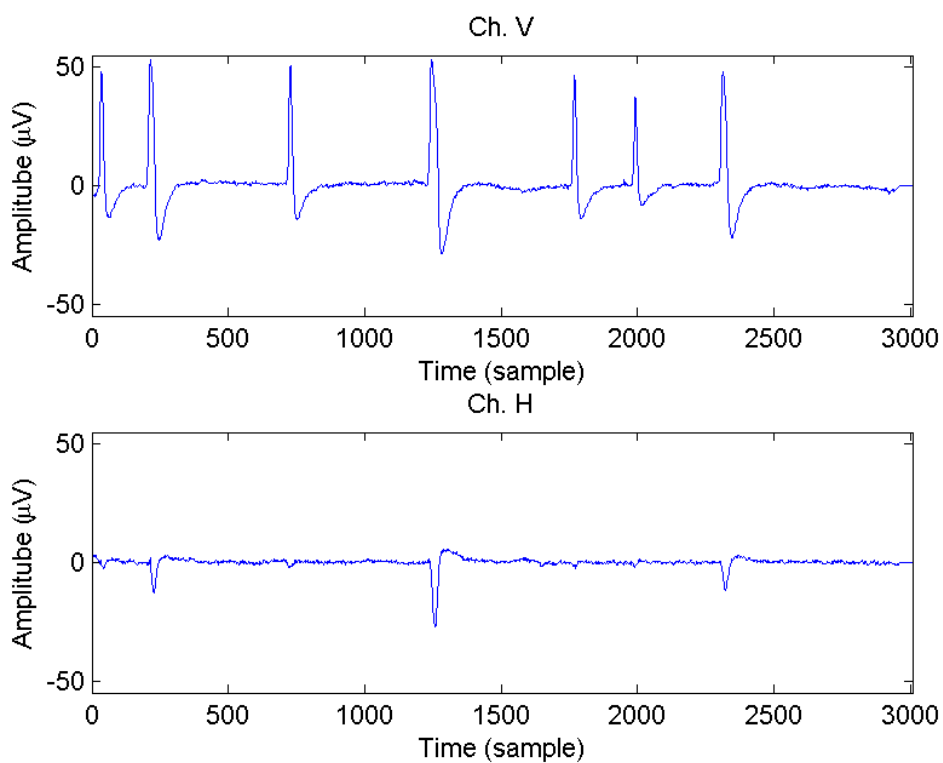
ภาพประกอบ ก1-3 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกระพริบตาทั้งสองข้างจำนวนสองครั้ง



ภาพประกอบ ก1-4 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกระพริบตาทั้งสองข้างจำนวนสามครั้ง

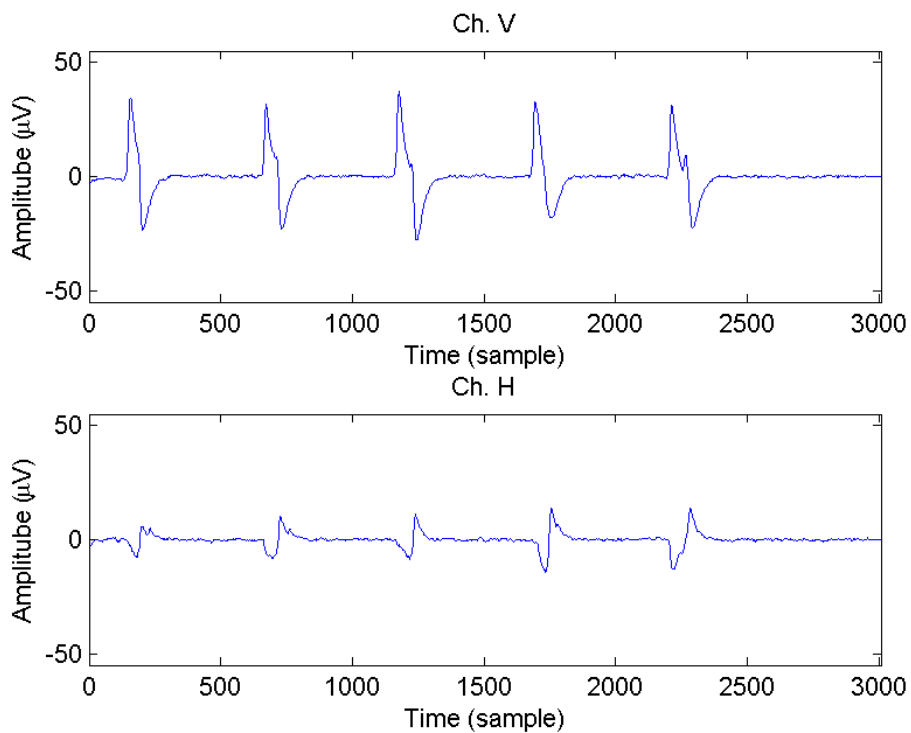


ภาพประกอบ ก1-5 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกระพริบตาข้างขวาข้างเดียวจำนวนหนึ่งครั้ง

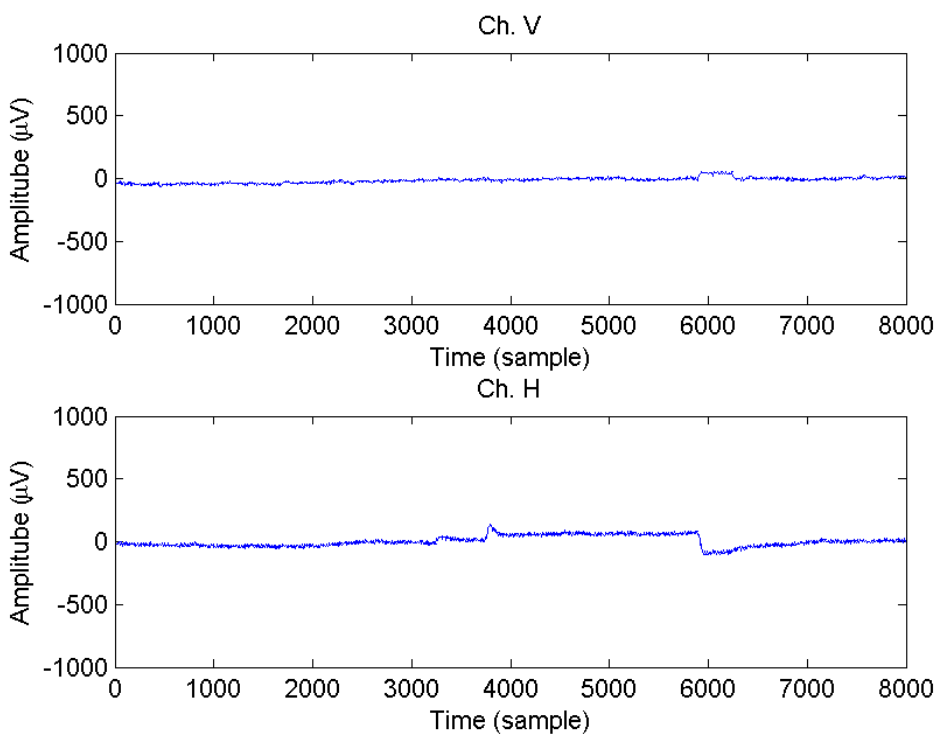


ภาพประกอบ ก1-6 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกระพริบตาข้างซ้ายข้างเดียวจำนวนหนึ่งครั้ง

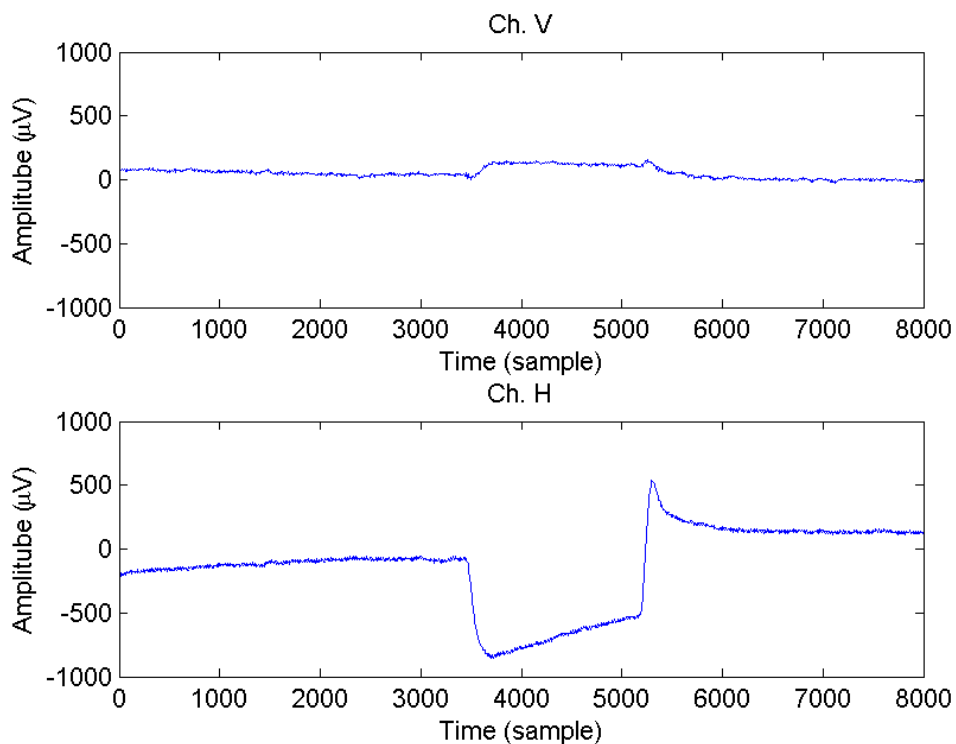




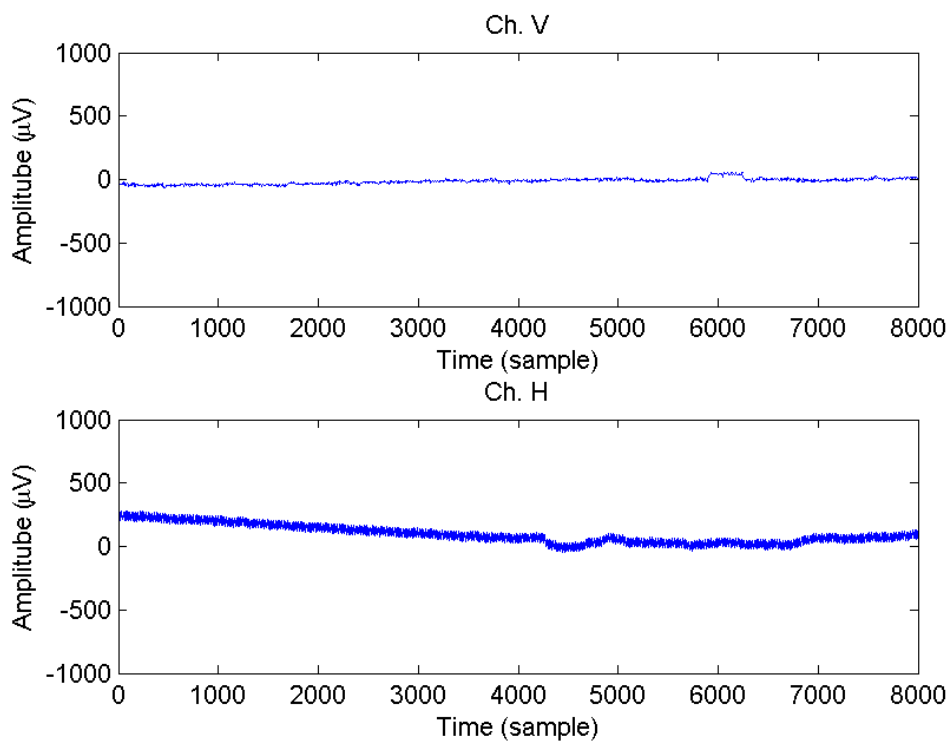
ภาพประกอบ ก1-7 ลักษณะสัญญาณของท่าทางปิดตาสบายๆ ทั้งสองข้าง  
 ก2. ท่าทางที่ไม่เกิดสัญญาณหรือมีความคลาดเคลื่อนเมื่อทดสอบซ้ำ



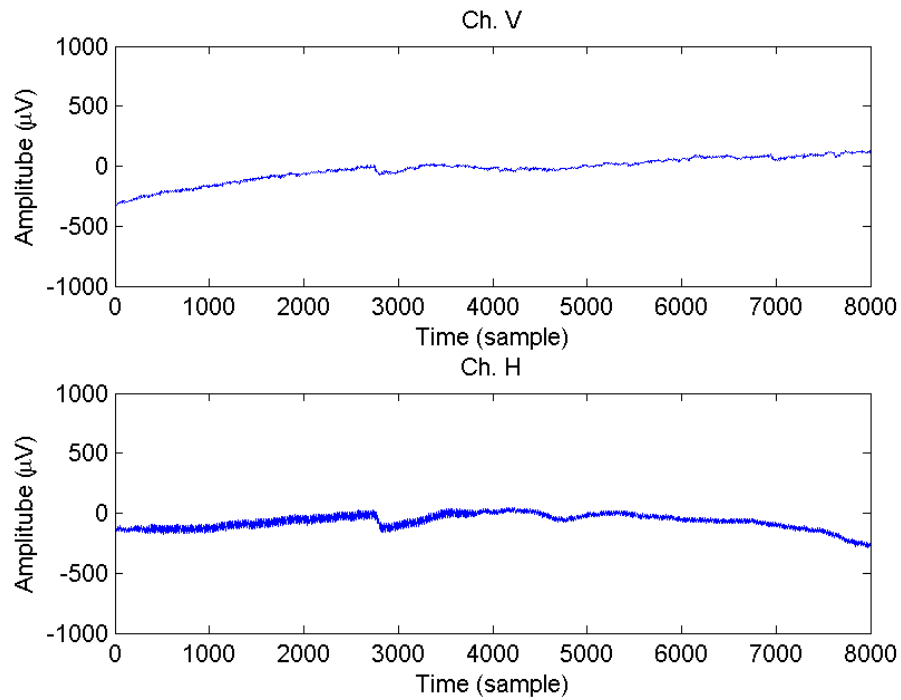
ภาพประกอบ ก2-1 ลักษณะสัญญาณของท่าทางเบ่งตาทั้งสองข้าง



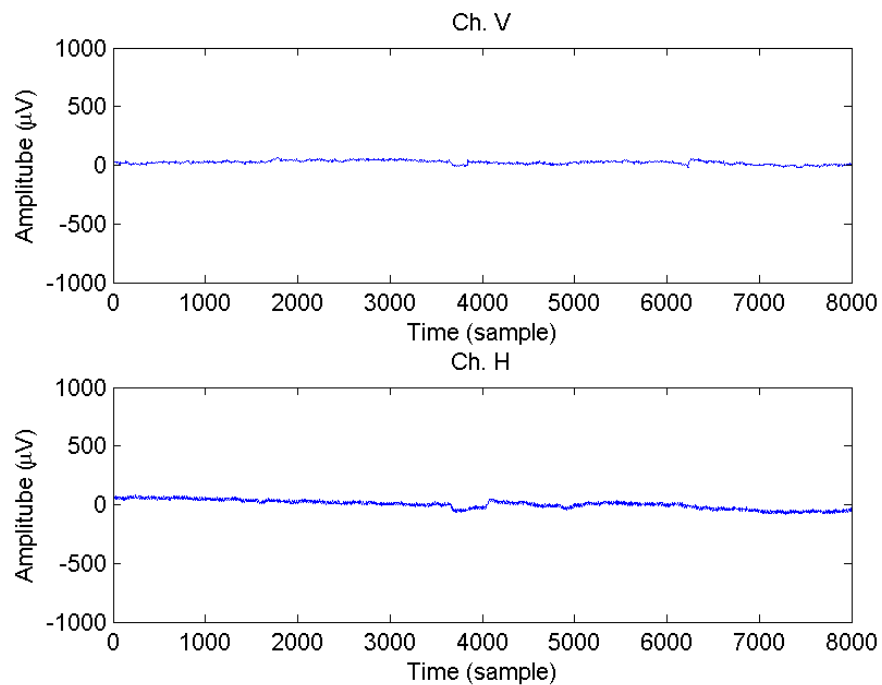
ภาพประกอบ ก2-2 ลักษณะสัญญาณของท่าทางกอดคอตึงสองข้างมองที่ปลายจมูก



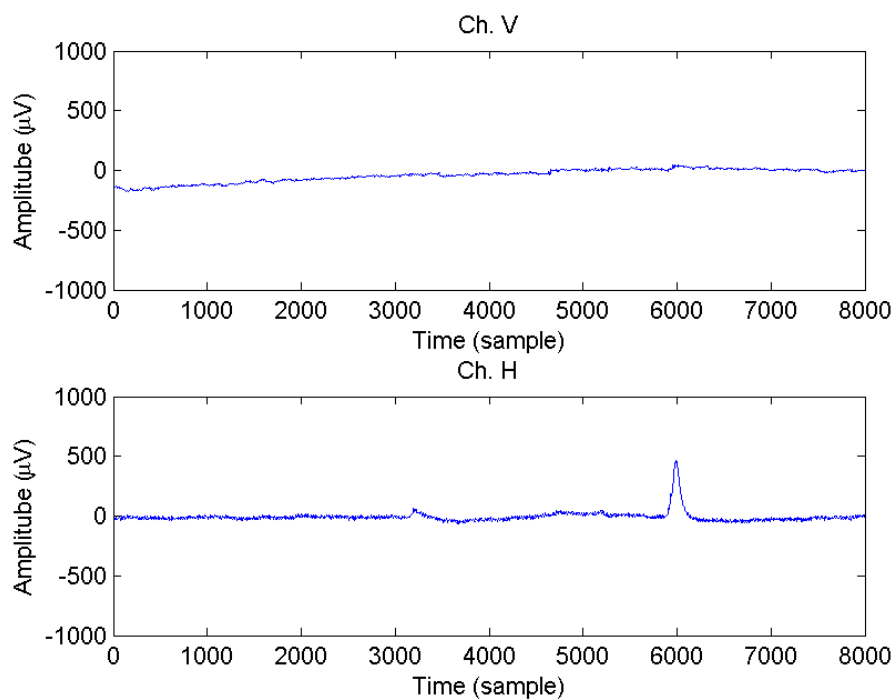
ภาพประกอบ ก2-3 ลักษณะสัญญาณของท่าทางการยื่นแขนขวาไปข้างหน้าในระดับเดียวกับไหล่ซ้าย ระหว่างยื่น ให้ตาทั้งสองข้างมองที่ปลายนิ้วตามไปด้วย



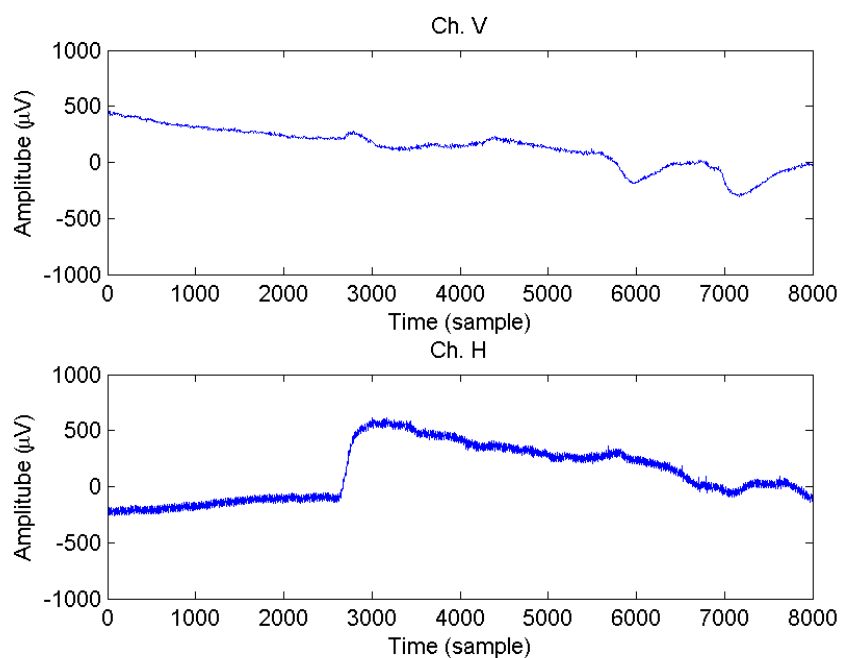
ภาพประกอบ ก2-4 ลักษณะสัญญาณของท่าทางการยื่นแขนซ้ายไปข้างหน้าในระดับเดียวกับไหล่  
ซ้ายๆ ระหว่างยื่น ให้ตาทั้งสองข้างมองที่ปลายนิ้วตามไปด้วย



ภาพประกอบ ก2-5 ลักษณะสัญญาณของท่าทางใช้ปากกา 2 แห่ง แห่งหนึ่งถือไว้ตรงหน้า ส่วนอีก  
แห่งยื่นไปสุดปลายแขน กลอกตาทั้งสองข้างจ้องมองปากกาแห่งแรก แล้วเปลี่ยนไปจ้องแห่งที่สอง



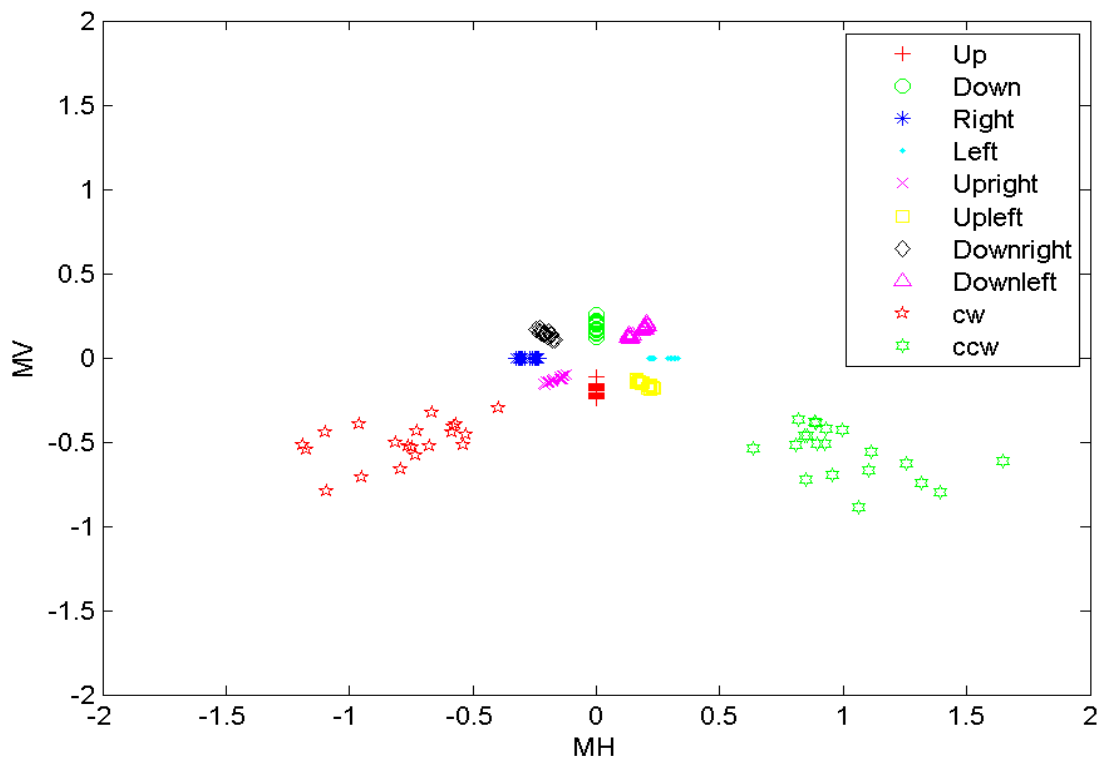
ภาพประกอบ ก2-6 ลักษณะสัญญาณของท่าทางเพ่งมองจุดหรือสัญลักษณ์ที่กำลังแผง  
ระดับเดียวกับลูกตา



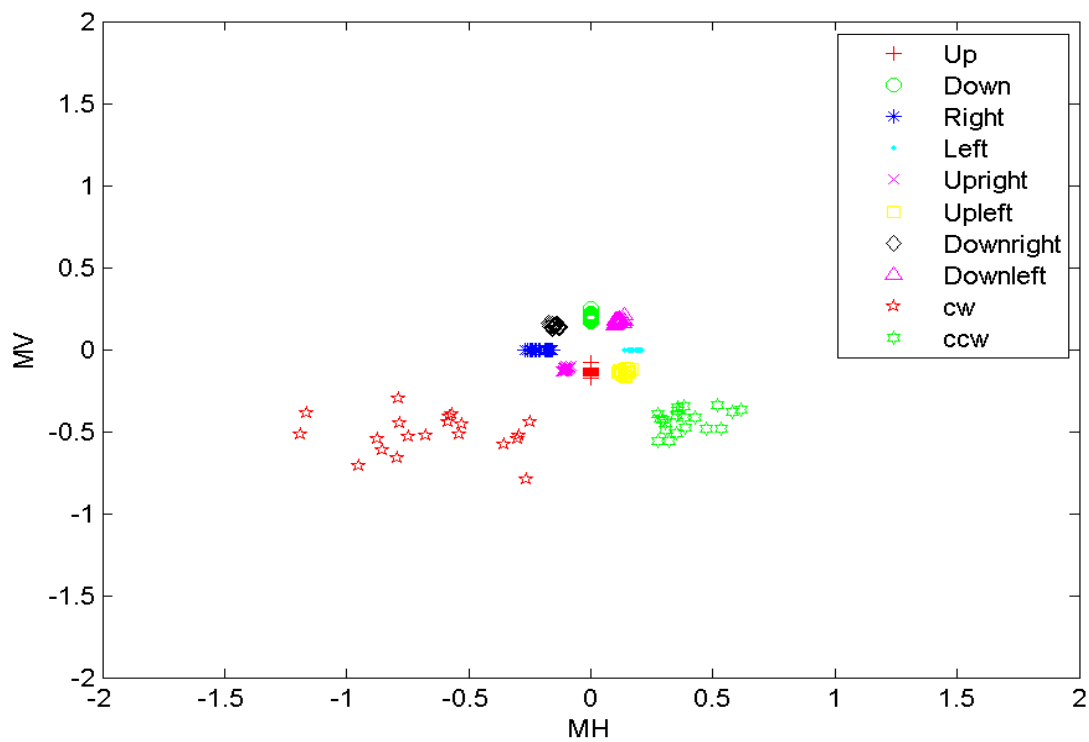
ภาพประกอบ ก2-7 ลักษณะสัญญาณของท่าทางปิดตาสบายๆ จากนั้นใช้ปลายนิ้ว  
3 นิ้ววาดตาเบาๆ เป็นวงกลม

**ภาคผนวก ข ผลการฟั้ตดูการกระจายตัวของข้อมูล**

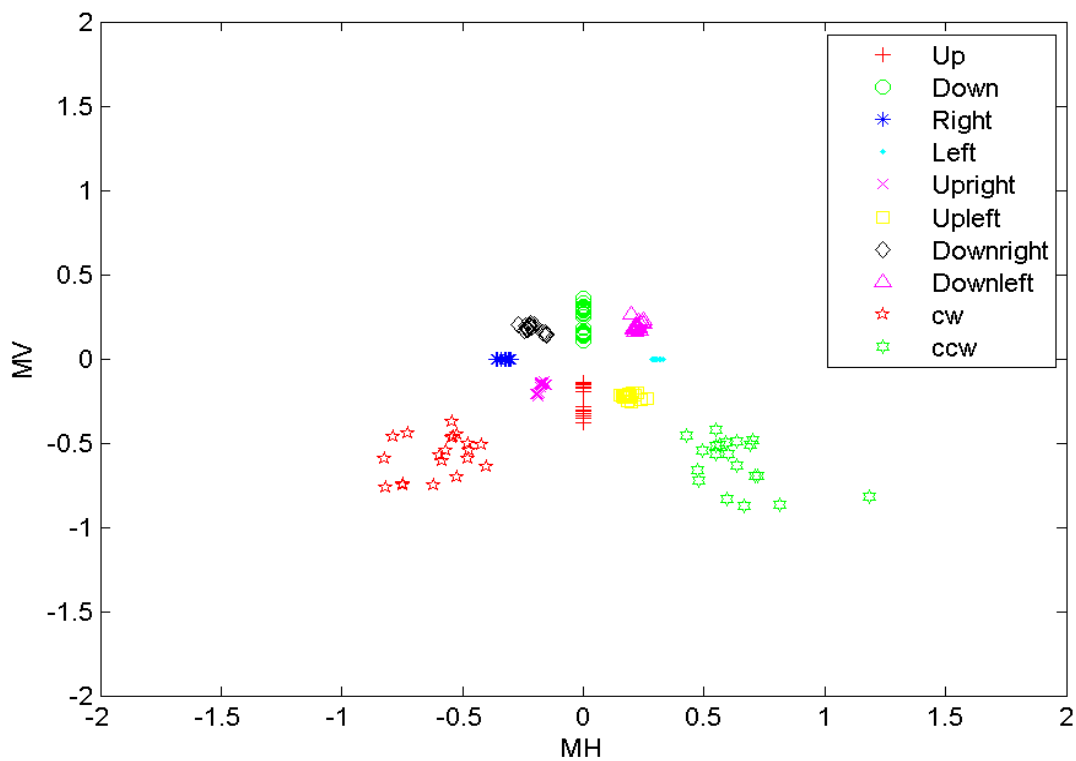
ข1.ผลการพล็อตการกระจายตัวของคุณลักษณะเด่นค่าความชันในแนวตั้งและแนวนอนของ  
อาสาสมัครแต่ละคน



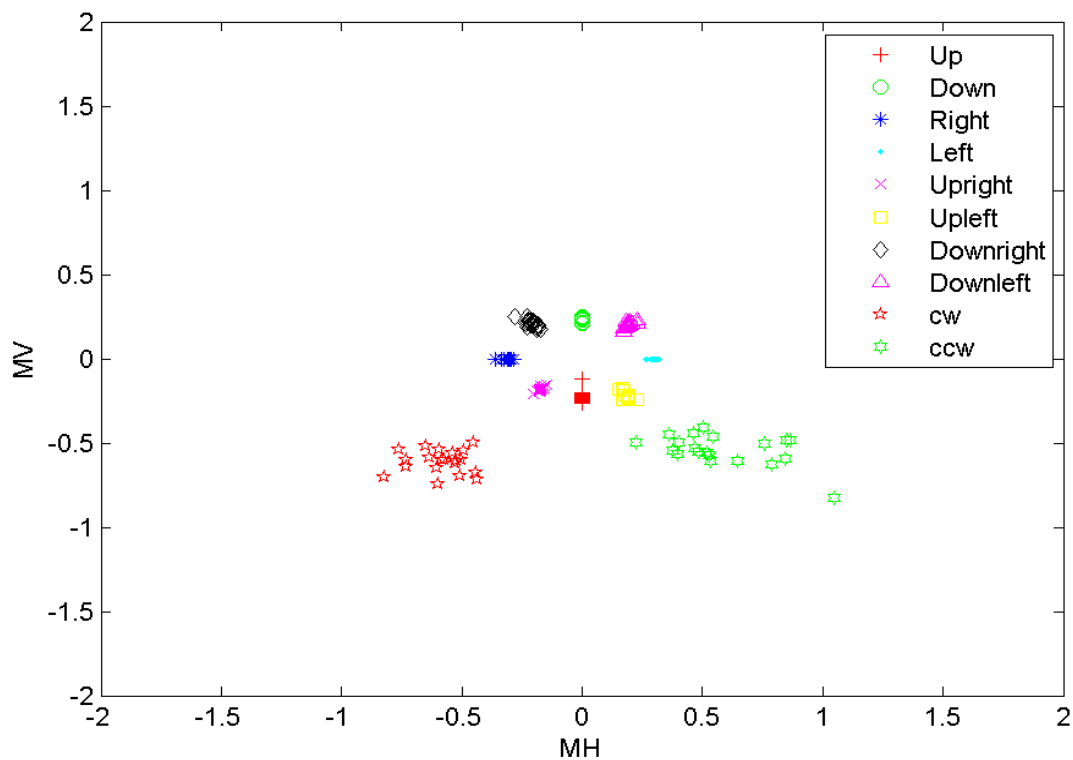
ภาพประกอบ ข1-1 การกระจายตัวของคุณลักษณะเด่นค่าความชัน  
ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 1



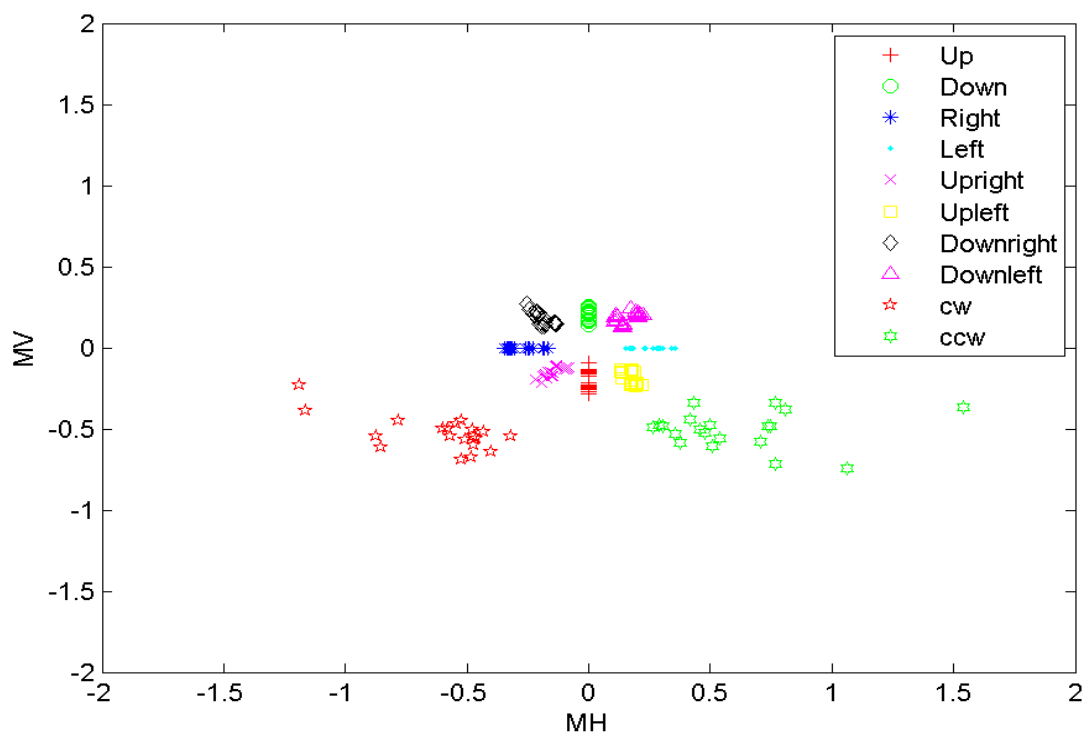
ภาพประกอบ ข1-2 การกระจายตัวของคุณลักษณะเด่นค่าความชัน  
ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 2



ภาพประกอบ ข1-3 การกระจายตัวของคุณลักษณะเด่นค่าความชัน  
ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 3



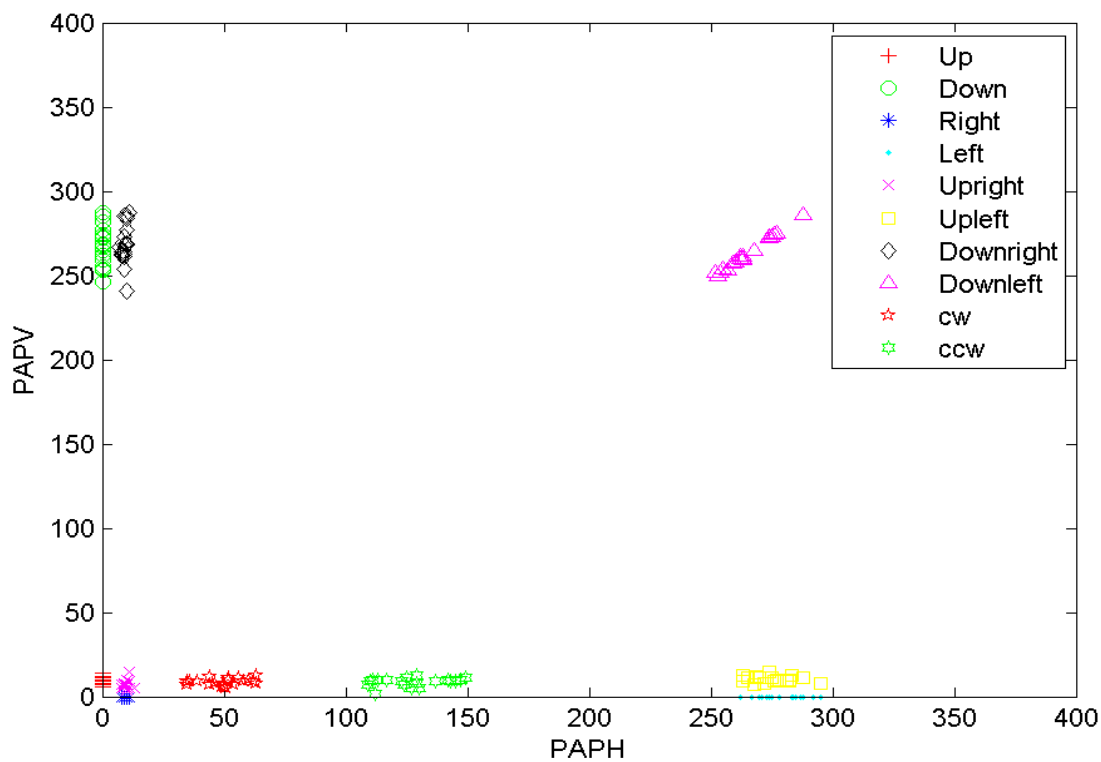
ภาพประกอบ ข1-4 การกระจายตัวของคุณลักษณะเด่นค่าความชัน  
ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 4



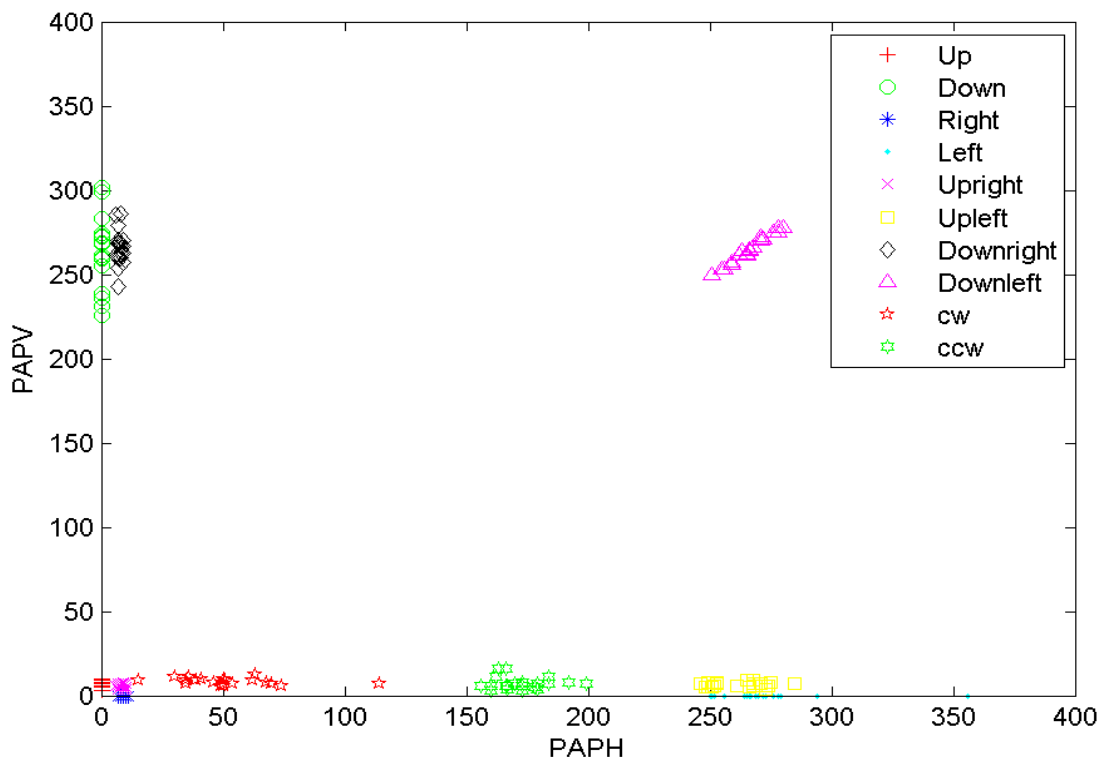
ภาพประกอบ ข1-5 การกระจายตัวของคุณลักษณะเด่นค่าความชัน  
ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 5



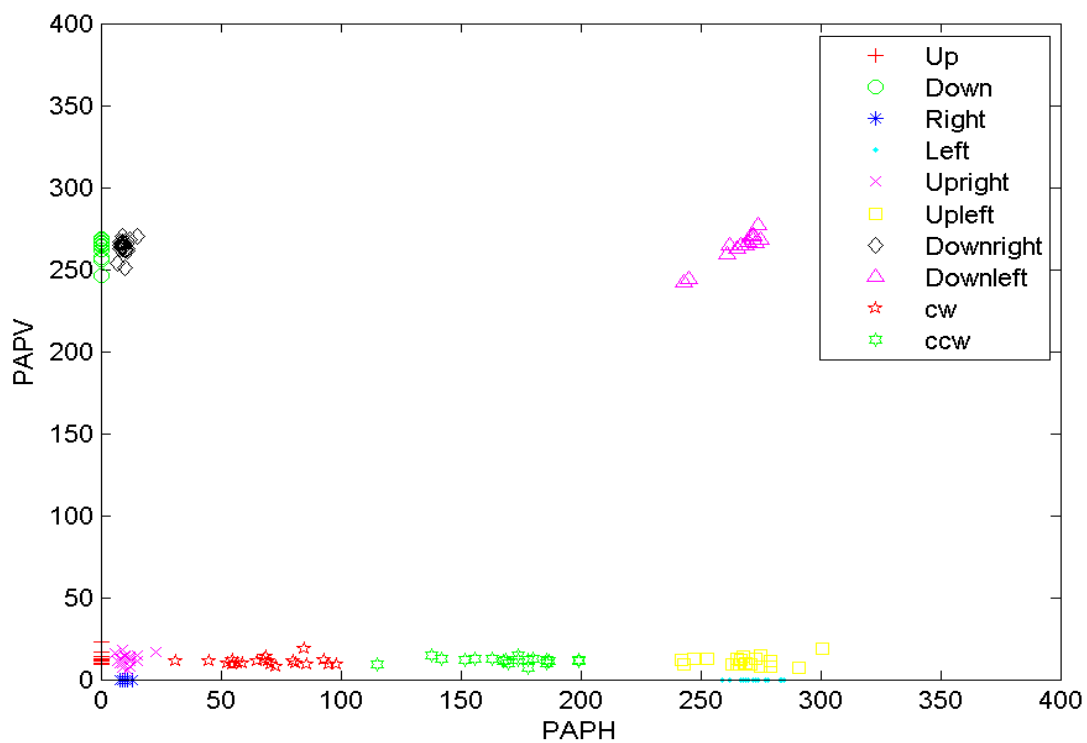
ข2.ผลการพล็อตการกระจายตัวของคุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด  
ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครแต่ละคน



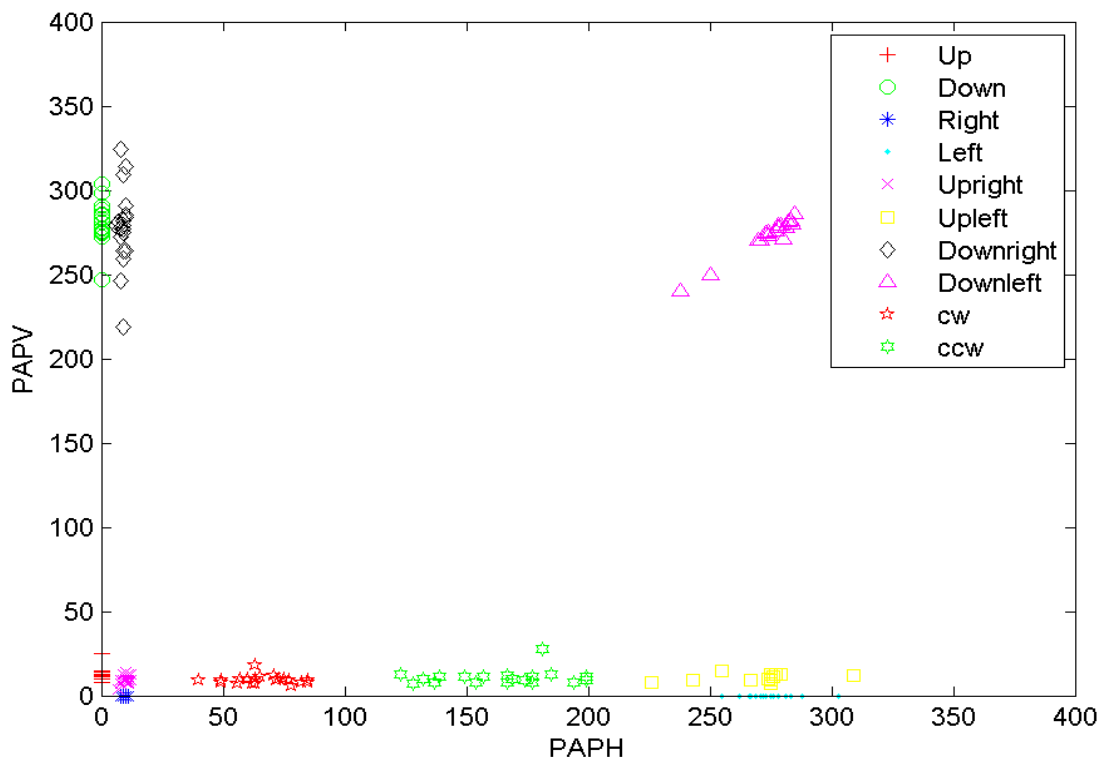
ภาพประกอบ ข2-1 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด  
ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 1



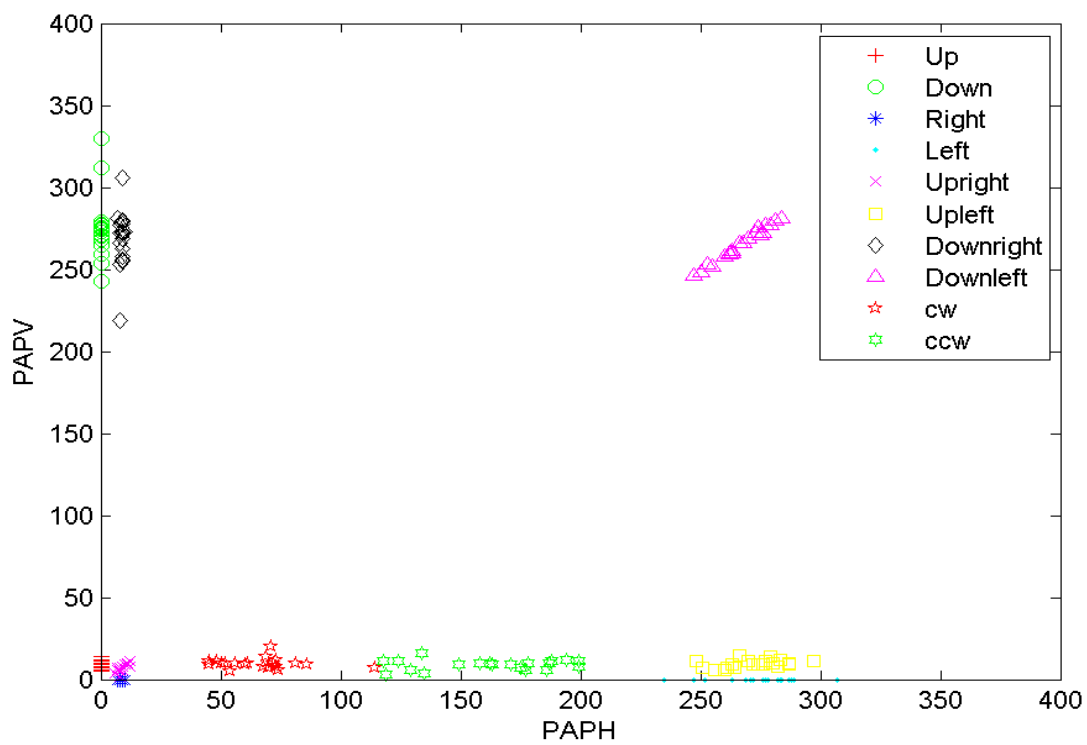
ภาพประกอบ ข2-2 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด  
ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 2



ภาพประกอบ ข2-3 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด  
ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 3

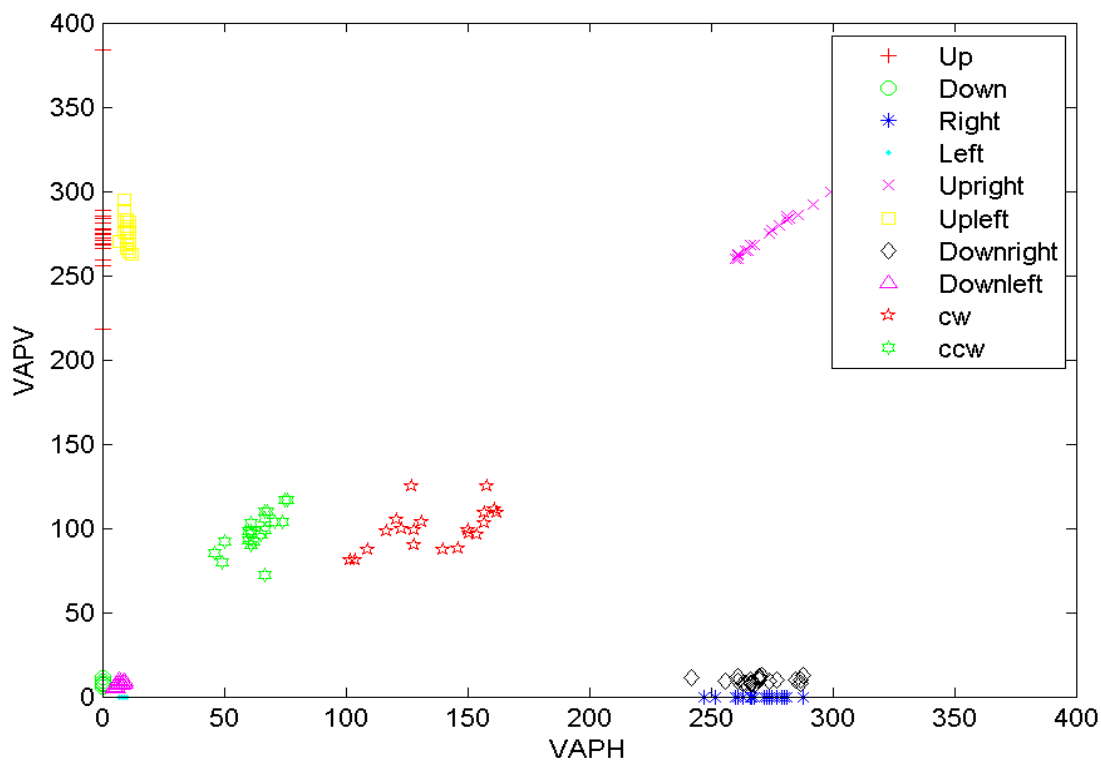


ภาพประกอบ ข2-4 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด  
ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 4

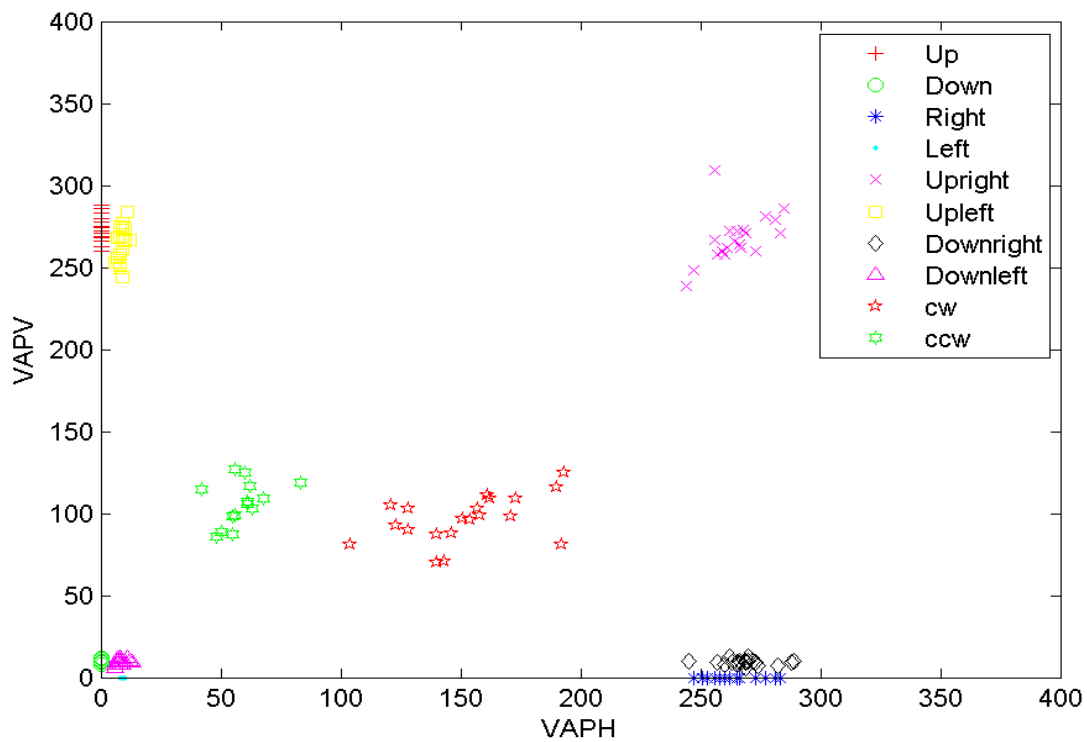


ภาพประกอบ ข2-5 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด  
ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 5

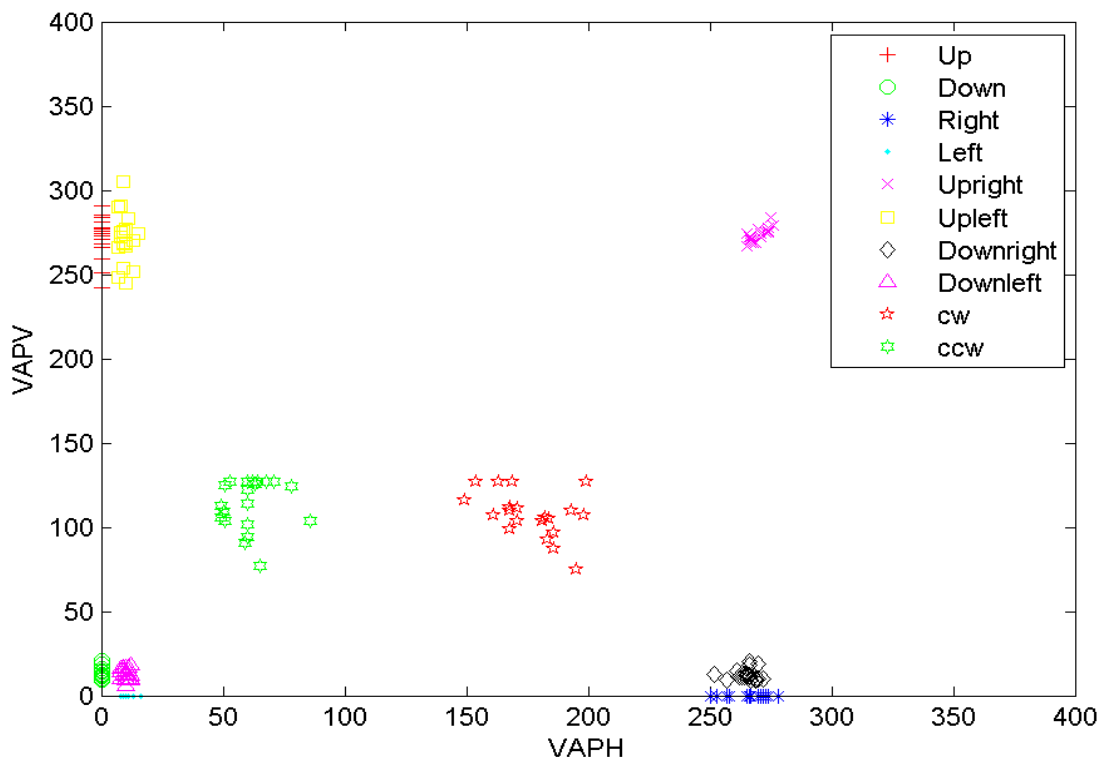
ข3.ผลการพล็อตการกระจายตัวของคุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่าน้อยที่สุดในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครแต่ละคน



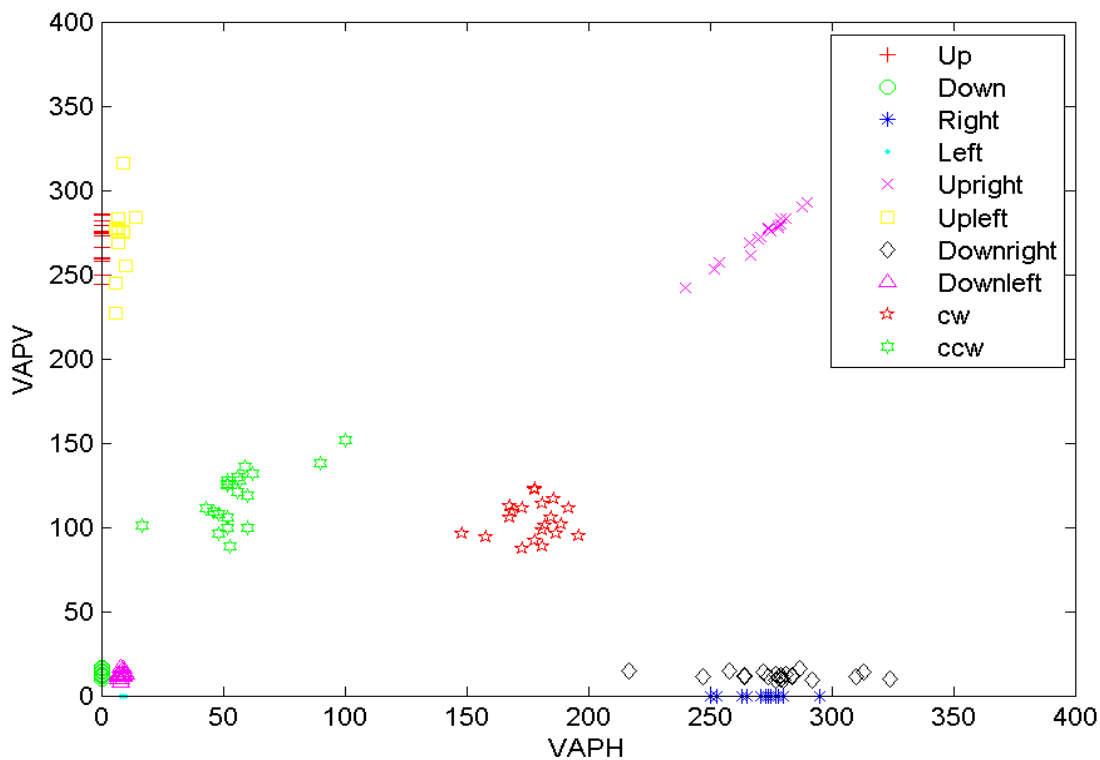
ภาพประกอบ ข3-1 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด  
ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 1



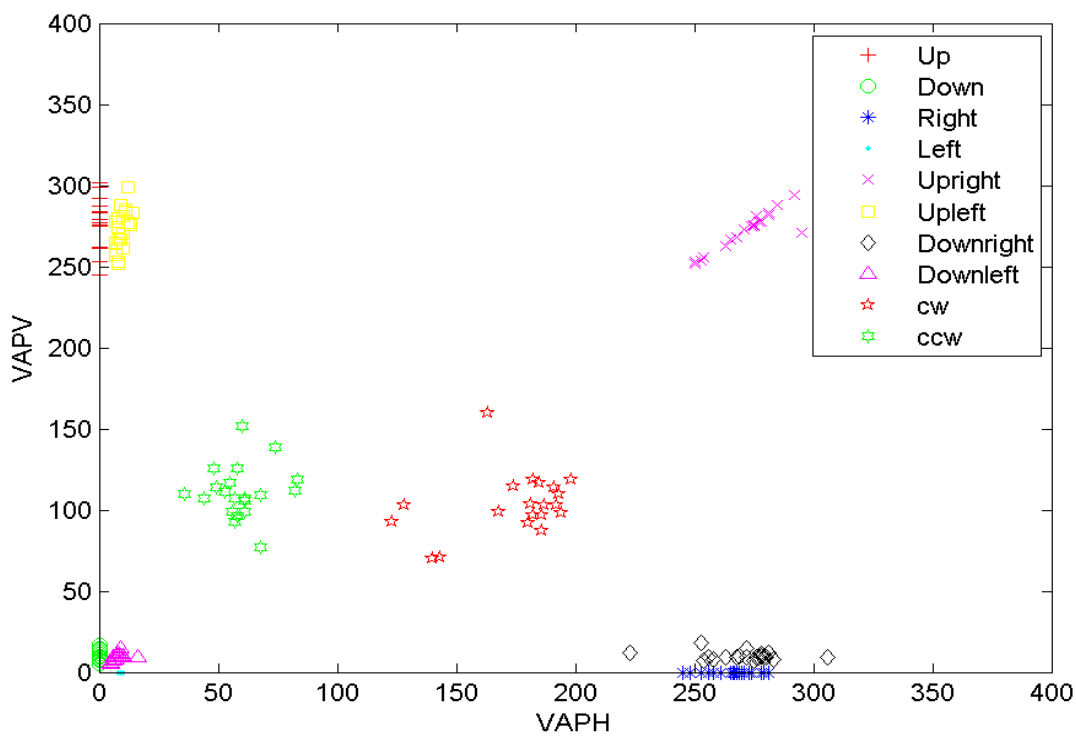
ภาพประกอบ ข3-2 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด  
ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 2



ภาพประกอบ ข3-3 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด  
ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 3

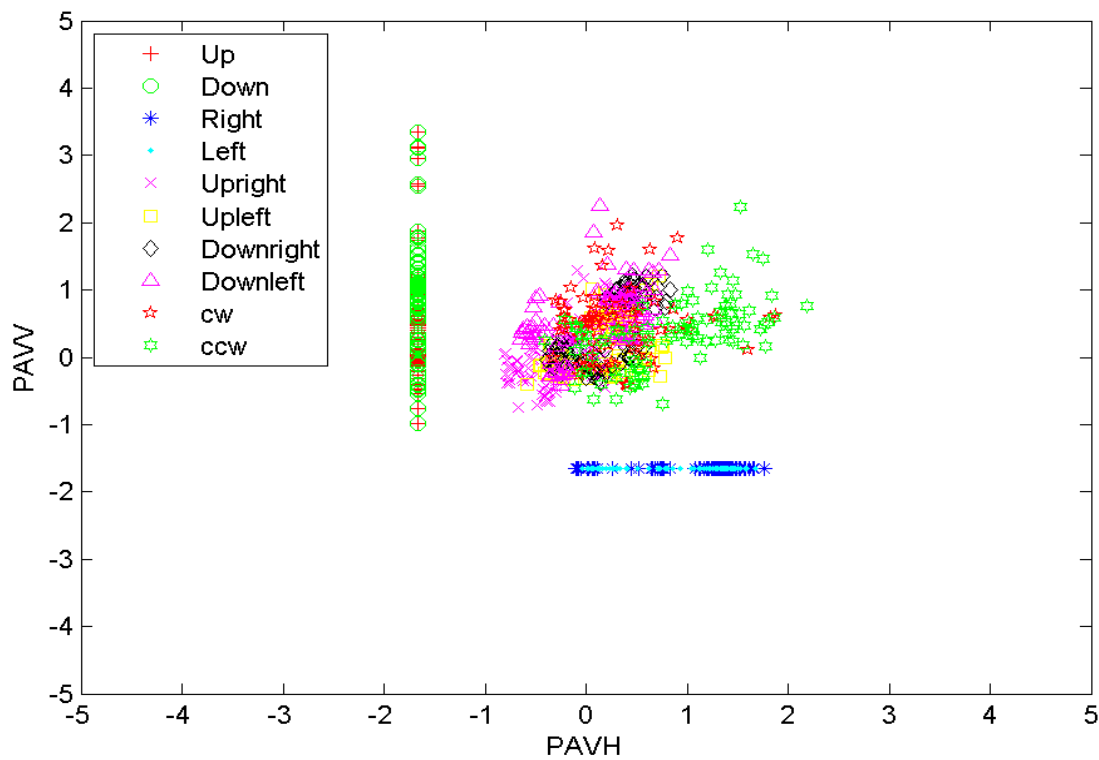


ภาพประกอบ ข3-4 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด  
ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 4



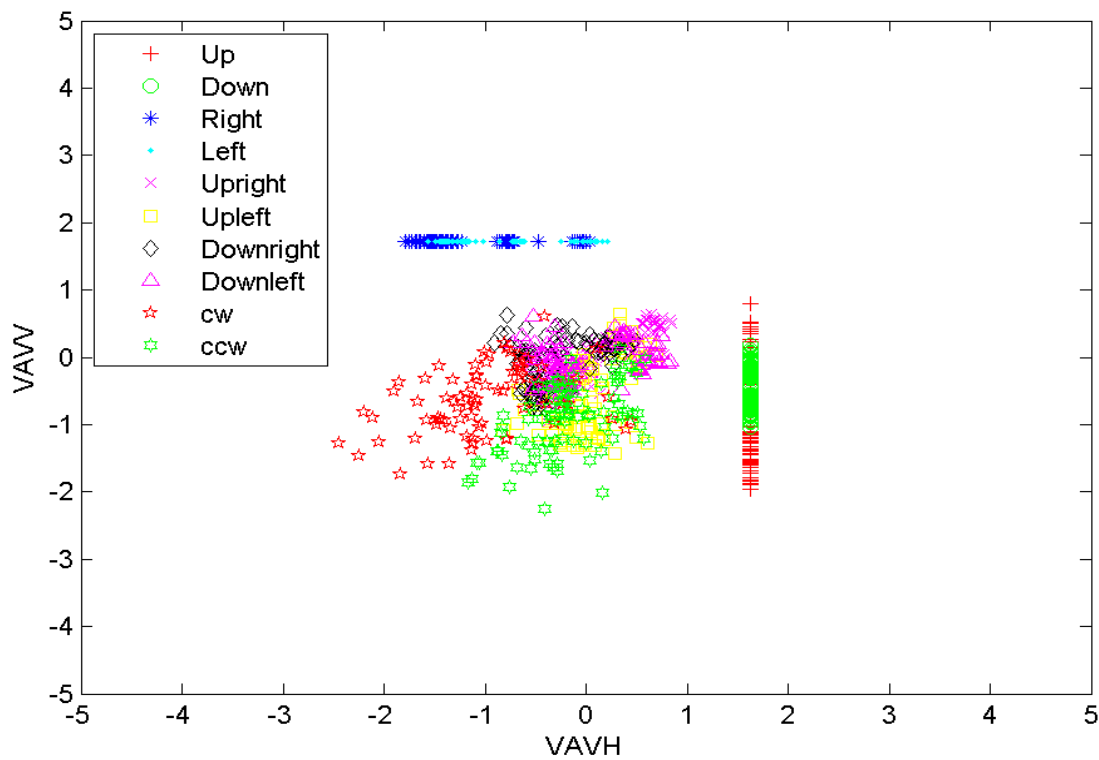
ภาพประกอบ ข3-5 คุณลักษณะเด่นค่าตำแหน่งที่ค่าแอมพลิจูดมีค่ามากที่สุด  
ในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครคนที่ 5

ข4.ผลการพล็อตการกระจายตัวของค่าแอมพลิจูดที่มากที่สุดในแนวตั้งและในแนวนอนของ  
อาสาสมัครทั้ง 5 คน



ภาพประกอบ ข4 ค่าแอมพลิจูดที่มากที่สุดในแนวตั้งและในแนวนอนของอาสาสมัครทั้ง 5 คน

ข5.ผลการพล็อตการกระจายตัวของค่าแอมพลิจูดที่น้อยที่สุดในแนวตั้งและแนวนอนของ  
อาสาสมัครทั้ง 5 คน

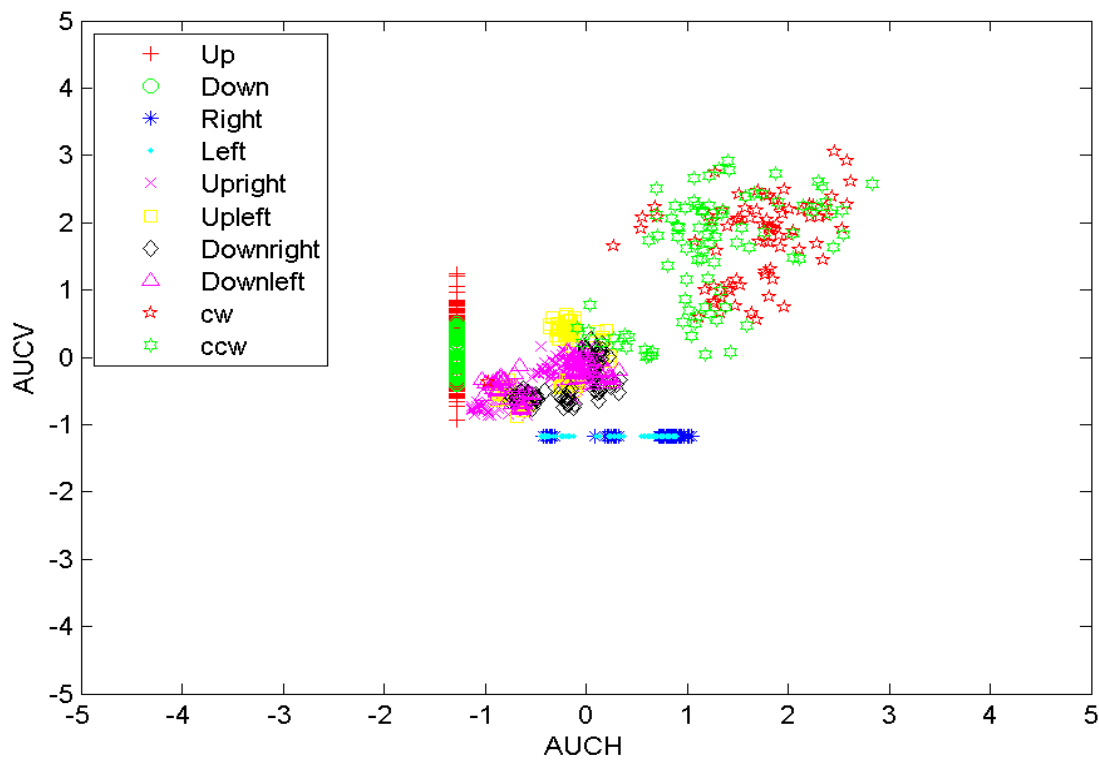


ภาพประกอบ ข5 ค่าแอมพลิจูดที่น้อยที่สุดในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครทั้ง 5 คน



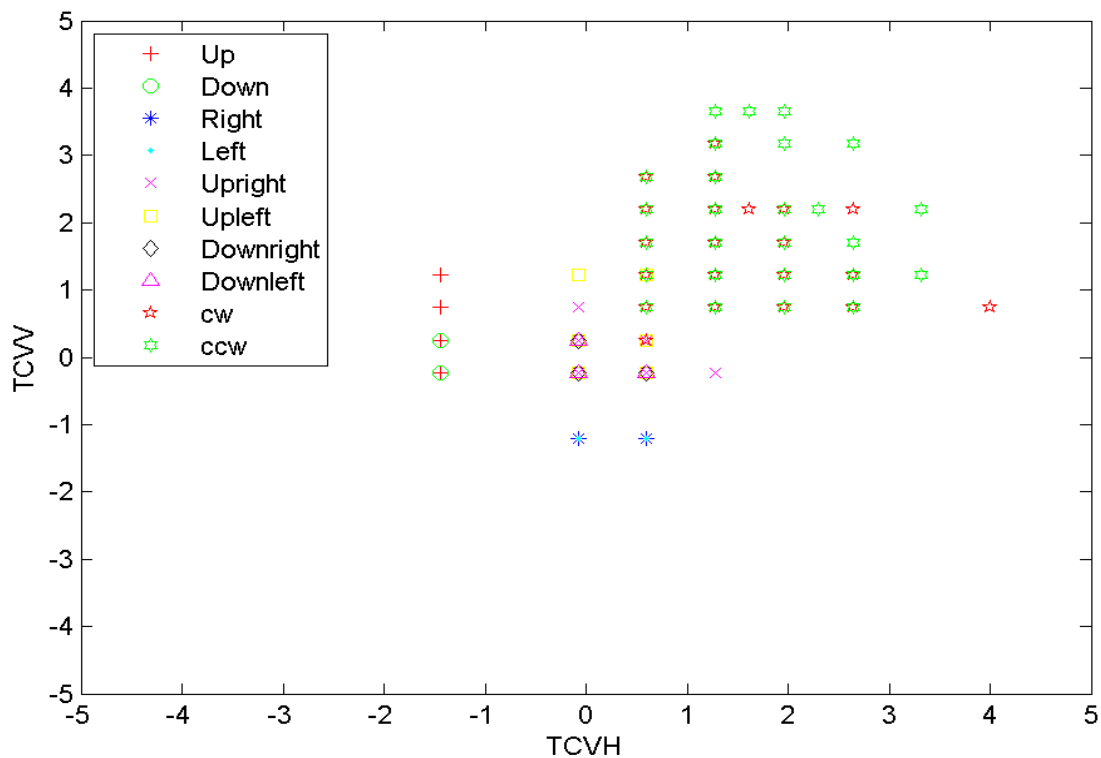
ข6.ผลการพล็อตการกระจายตัวของค่าพื้นที่ใต้กราฟในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครทั้ง 5

คน



ภาพประกอบ ข6 ค่าพื้นที่ใต้กราฟในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครทั้ง 5 คน

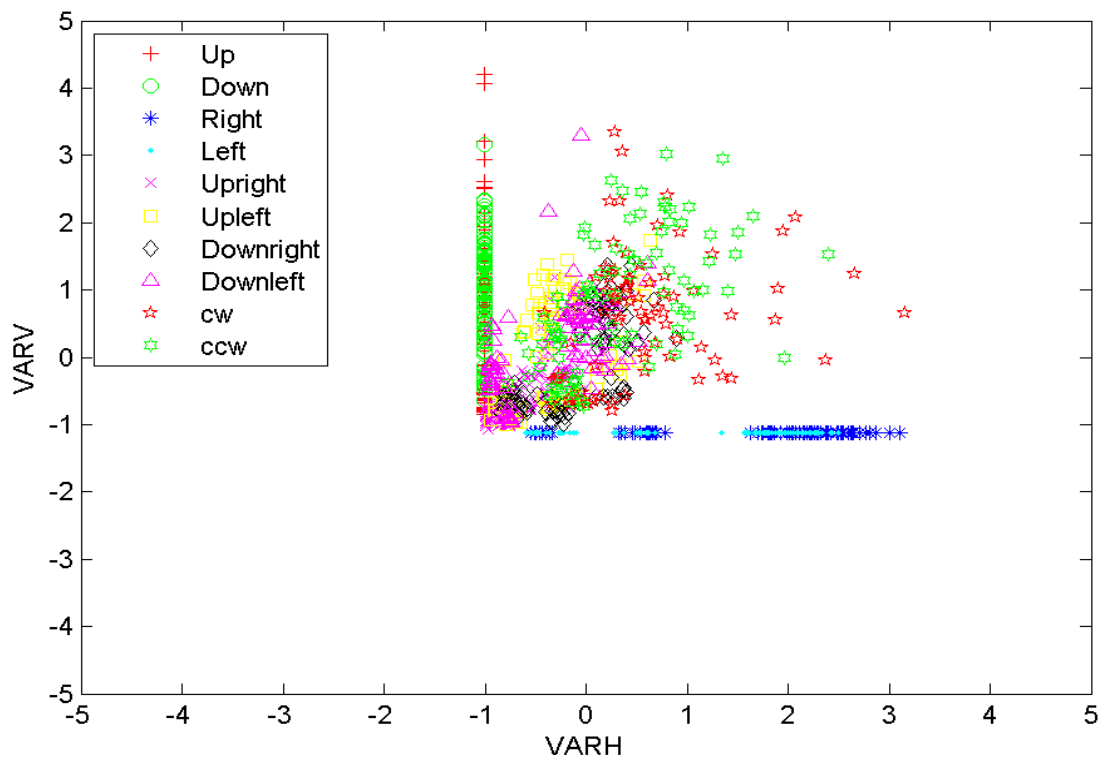
ข7.ผลการพล็อตการกระจายตัวของค่าจำนวนครั้งที่ตัดผ่านค่าขีดแบ่งในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครทั้ง 5 คน



ภาพประกอบ ข7 ค่าจำนวนครั้งที่ตัดผ่านค่าขีดแบ่งในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครทั้ง 5 คน

ข8.ผลการพล็อตการกระจายตัวของค่าความแปรปรวนในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครทั้ง 5 คน

คน



ภาพประกอบ ข8 ค่าความแปรปรวนในแนวตั้งและแนวนอนของอาสาสมัครทั้ง 5 คน

ภาคผนวก ค บทความทางวิชาการ

Jasni Mohamad Zain  
Wan Maseri bt Wan Mohd  
Eyas El-Qawasmeh (Eds.)

Communications in Computer and Information Science

180

# Software Engineering and Computer Systems

Second International Conference, ICSECS 2011  
Kuantan, Pahang, Malaysia, June 2011  
Proceedings, Part II

**Part 2**

 Springer

# Robust Eye Movement Recognition Using EOG Signal for Human-Computer Interface

Siriwadee Aungsakun, Angkoon Phinyomark, Pornchai Phukpattaranont,  
and Chusak Limsakul

15 Kanjanavanich Road, Kho Hong, Hat Yai, Songkhla 90112 Thailand  
{Siriwadee.A,Angkoon.P}@hotmail.com,  
{Pornchai.P,Chusak.L}@psu.ac.th

**Abstract.** Electrooculography (EOG) signal is one of the useful biomedical signals. Development of EOG signal as a control signal has been paid more increasing interest in the last decade. In this study, we are proposing a robust classification algorithm of eight useful directional movements that it can avoid effect of noises, particularly eye-blink artifact. Threshold analysis is used to detect onset of the eye movements. Afterward, four beneficial time features are proposed that are peak and valley amplitude positions, and upper and lower lengths of two EOG channels. Suitable threshold conditions were defined and evaluated. From experimental results, optimal threshold values were selected for each parameters and classification accuracies approach to 100% for three subjects testing. To avoid the eye-blink artifact, the first derivative was additionally implemented.

**Keywords:** Electrooculography (EOG) signal, eye movement, eye blink artifact, robust pattern recognition, human-machine interface (HMI).

## 1 Introduction

Recently, many research works are under way into means of enabling disabled to communicate effectively with machine. Depending on the users' capabilities, different kinds of interfaces have been proposed, such as, vision based head/hand gesture, speech recognition, sip and puff, head or chin controller, ultrasonic non-contact head controller and brain-computer interface [1-6]. However, due to limitations of each interface, for instance, speech recognition and vision based head/hand gesture have a major problem in noisy and outdoor environments or ultrasonic non-contact head controller has a low classification performance, electrooculography (EOG) signal have been proposed to be sufficient signal to be used in human-machine interface (HMI) [7-11]. In this study, we are promoting a usefulness of EOG signal to be used as an efficient hand-free control interface.

EOG signal is commonly used to record activities of human eye. It is a bio-electrical signal that detects changes in eye positions. The EOG signal is generated by the potential difference between the cornea and the ocular fundus. It is ordinarily referred to be called as a cornea-retinal potential (CRP) [12]. This potential difference comes from large presence of the electrically active nerves in the retina equate to the

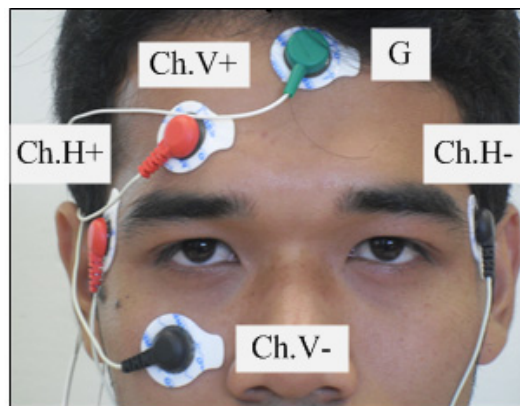


front of the eye. This potential can be considered as a steady electrical dipole with a positive pole at the cornea and a negative pole at the retina [13]. Because of its relatively large amplitude compared to other biomedical signals, which its amplitudes range between 15 and 200  $\mu\text{V}$ . In addition, due to a linear relationship between EOG signal and eye movements and easy detection of waveform, the EOG signal may be look like an ideal candidate for eye movement classification and control system.

EOG signal has been widely and successfully used in biomedical engineering applications, especially in HMIs. Many efficient HMIs have been developed and implemented in the last decade, such as, electrical wheelchair control [7], mobile robot control [8], cursor mouse control [9], eye writing recognition [10], and eye activity recognition [11]. Various techniques have been used to detect and classify the EOG signals and eye movements. Pattern recognition techniques, including neural networks and support vector machine, have been widely used and have been proven their classification performance [14-15]; whereas, their computational times and implemental complexity become a major limitation of these techniques, especially for micro-controller device. In this study, we have been proposed non-pattern recognition algorithm based on time domain feature and threshold analysis to discriminate eight commonly used directional eye movements. Moreover, the proposed technique can be availably implemented for a real-time system and can be used in noisy environment.

## 2 Materials and Methods

Eight directional eye movements (up, down, right, left, up-right, up-left, down-right, and down-left) are basic movements for most of the HMIs, particularly the first four directions [7-11, 14-15]. Normally, two channel EOG signals have been used to acquire the information from horizontal and vertical eye movements. In this section, we described procedure of the recorded EOG signals and the proposed algorithm to characterize these directional movements.



**Fig. 1.** EOG electrode placements where electrodes Ch.V+ and Ch.V- measure the vertical movements, and Ch.H+ and Ch.H- measure the horizontal movements

## 2.1 Experiments and Data Acquisition

Independent measurements can be obtained from both eyes. However, in the vertical direction, two eyes move in conjunction; hence, for the vertical signal, only one right eye was used. Five surface electrodes were put around the eyes, as shown in Fig. 1. Vertical leads were acquired on the above and below of the right eye (Ch.V+ and Ch.V-). Horizontal leads were acquired by two electrodes on the right and the left of the outer canthi (Ch.H+ and Ch.H-). A reference electrode was placed on forehead (G). All EOG signal recordings were carried out using a commercial wireless system (Mobi6-6b, TMS International BV, Netherlands). A band-pass filter of 1-500 Hz bandwidth and an amplifier with 19.5x were set for the recorded system. The sampling rate was set to 1024 Hz. However, the energy frequency bands of the EOG signal are fallen in range of 1 to 10 Hz. Thus the sampling rate was reduced to 128 Hz in pre-processing stage.

The EOG data were recorded from three normal subjects with eight directional eye movements: eyes move -down (M1), -up (M2), -left (M3), -right (M4), -down and left (M5), -down and right (M6), -up and left (M7), and -up and right (M8). All of these activities were held two seconds. Each activity was performed five times throughout a trial. As a result, fifteen data sets were obtained from each directional movement.

## 2.2 Eye Movement Detecting Algorithm

To discriminate eight directional movements mentioned above, we have been proposed a simple and effective non-pattern recognition algorithm based on time domain features and threshold analysis. Our proposed technique can be available implemented for a real-time system and can be used in noisy environment. The procedure of the proposed algorithm is shown in Fig. 2. In this figure, EOG signal time series ( $\{x(i)\}$ ), position of time samples ( $i$ ), onset threshold value ( $THR_{ON}$ ), classified threshold values of upper and lower of vertical  $V$  and horizontal  $H$  signals ( $THR_{UV}$ ,  $THR_{LV}$ ,  $THR_{UH}$ , and  $THR_{LH}$ ), and artifact index ( $AI$ ) were defined.

Firstly, threshold analysis is used to detect simultaneously starting point of movements from both eyes with suitable level  $THR_{ON}$ . Afterward, eight beneficial time features are respectively proposed that consist of peak and valley amplitude positions ( $PAP_V$ ,  $VAP_V$ ,  $PAP_H$ ,  $VAP_H$ ), and upper and lower lengths ( $UL_V$ ,  $LL_V$ ,  $UL_H$ ,  $LL_H$ ) of two EOG channels. Definitions of these features are respectively expressed in Figs. 3 and 4. Subsequently, suitable threshold conditions,  $THR_{UV}$ ,  $THR_{LV}$ ,  $THR_{UH}$ , and  $THR_{LH}$ , were defined in Table 1 in order to discriminate eight movements from eight time features which were early calculated. Through experiments, optimal threshold values were evaluated for all parameters. Finally, eight movement classes (M1-M8) were examined for the output parameter ( $OUT$ ). In addition, when resting and other movements were detected, output  $OUT$  is set to M0. To avoid eye-blink artifact, the first derivative of  $UL_V$  was additionally implemented and the  $AI$  was also calculated with a pre-defined threshold from the first derivative result. When the logical value of  $AI$  was defined as true it means that more than one burst signal is found. That is eye-blink artifact was established.



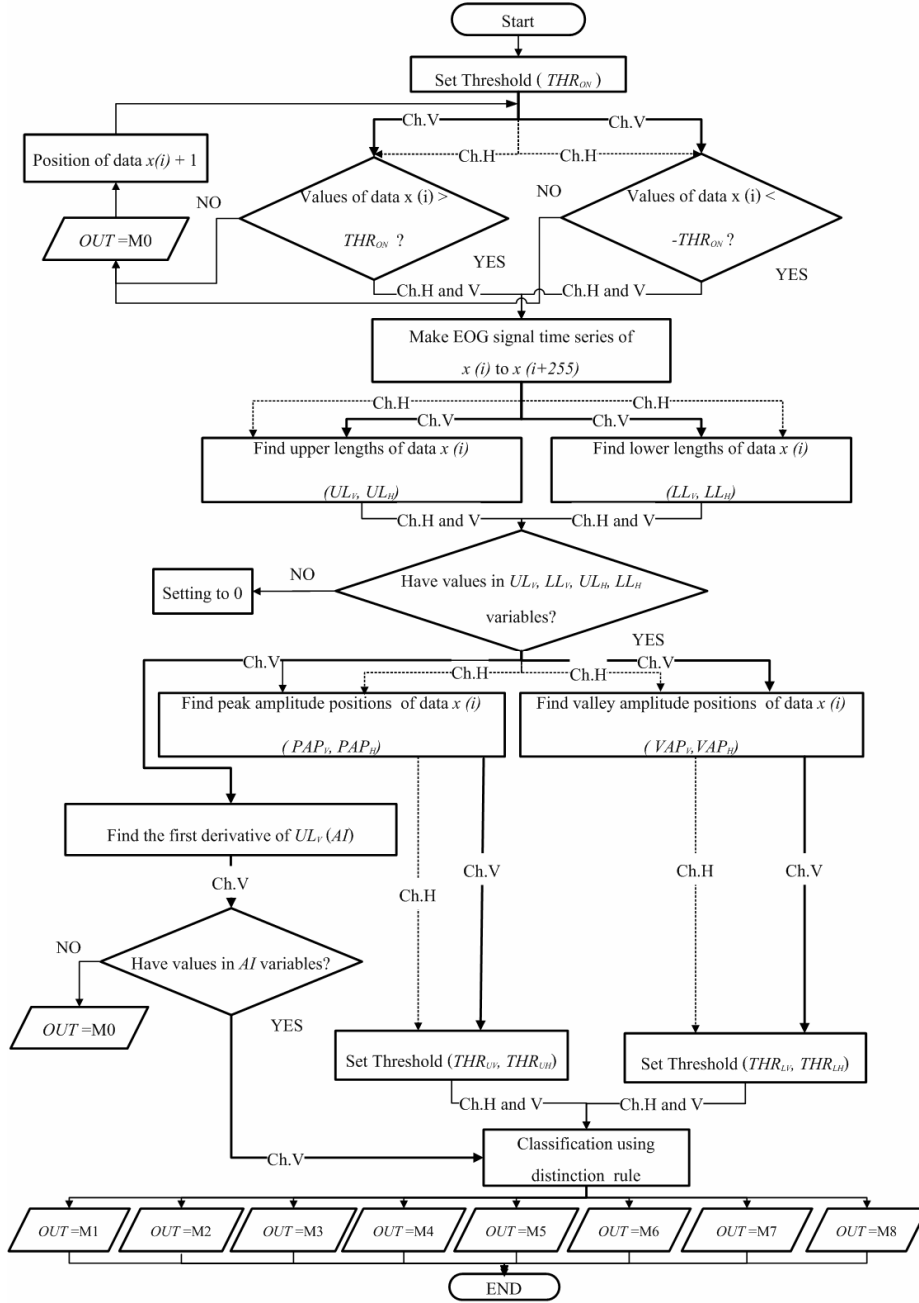


Fig. 2. Flowchart of the proposed EOG classification algorithm

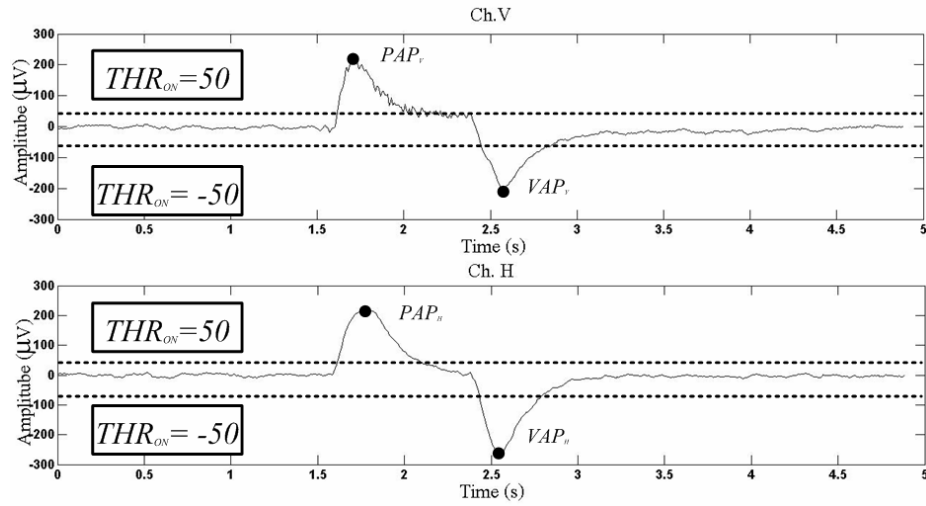


Fig. 3. Parameters of  $PAP_V$ ,  $VAP_V$ ,  $PAP_H$  and  $VAP_H$ .

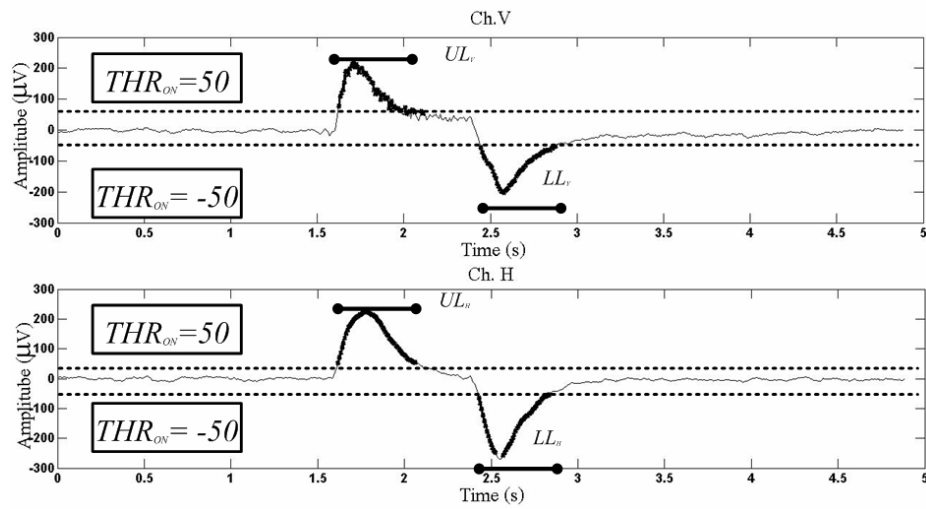


Fig. 4. Parameters of  $UL_V$ ,  $LL_V$ ,  $UL_H$ , and  $LL_H$ .

### 3 Results and Discussion

Firstly, from the observation of amplitude shape, we defined value of the  $THR_{ON}$  as 50  $\mu V$  for detecting simultaneously starting point of movements from both eyes. Afterward, eight time domain features are calculated for two EOG channels. Based on

**Table 1.** Distinction feature rule

If $PAP_V > VAP_V$ and $THR_{UV} \geq UL_V, THR_{LV} \geq LL_V$ and $THR_{UH} \leq UL_H,$ and $THR_{LH} \leq LL_H,$ then $OUT = M1$	If $PAP_V > VAP_V, PAP_H > VAP_H$ and $THR_{UV} \geq UL_V, THR_{LV} \geq LL_V$ and $THR_{UH} \geq UL_H,$ and $THR_{LH} \geq LL_H,$ then $OUT = M5$
If $PAP_V < VAP_V$ and $THR_{UV} \geq UL_V, THR_{LV} \geq LL_V$ and $THR_{UH} \leq UL_H,$ and $THR_{LH} \leq LL_H,$ then $OUT = M2$	If $PAP_V > VAP_V, PAP_H < VAP_H$ and $THR_{UV} \geq UL_V, THR_{LV} \geq LL_V$ and $THR_{UH} \geq UL_H,$ and $THR_{LH} \geq LL_H,$ then $OUT = M6$
If $PAP_H > VAP_H$ and $THR_{UV} \leq UL_V, THR_{LV} \leq LL_V$ and $THR_{UH} \geq UL_H,$ and $THR_{LH} \geq LL_H,$ then $OUT = M3$	If $PAP_V < VAP_V, PAP_H > VAP_H$ and $THR_{UV} \geq UL_V, THR_{LV} \geq LL_V$ and $THR_{UH} \geq UL_H,$ and $THR_{LH} \geq LL_H,$ then $OUT = M7$
If $PAP_H < VAP_H$ and $THR_{UV} \leq UL_V, THR_{LV} \leq LL_V$ and $THR_{UH} \geq UL_H,$ and $THR_{LH} \geq LL_H,$ then $OUT = M4$	If $PAP_V < VAP_V, PAP_H < VAP_H$ and $THR_{UV} \geq UL_V, THR_{LV} \geq LL_V$ and $THR_{UH} \geq UL_H,$ and $THR_{LH} \geq LL_H,$ then $OUT = M8$
Otherwise $OUT = M0$	

the obtained results in Table 2 through 4, all subjects show that values of our proposed eight features are useful for discriminating eight directional movements. However, the suitable threshold values of  $THR_{UV}$ ,  $THR_{LV}$ ,  $THR_{UH}$ , and  $THR_{LH}$  were dependent on each subject. Finally, eight movement classes (M1-M8) were examined for the output parameter ( $OUT$ ).

Our proposed algorithm for a robust classification of eight directional movements based on EOG signals has two advantages compared to other publication algorithms. Firstly, the algorithm does not affected by various noises, i.e., involuntary single blink (ISB), involuntary double blinks (IDB), and short-duration eye closed (SDC). Fig. 5. shows the detection of left eye movement (M3) on the top panel using the EOG signals from the vertical and horizontal channels on the middle and bottom panels, respectively. Although, there are ISB, IDB, and SDC noises shown in thick lines generated in vertical leads, our proposed algorithm still can detect the motion with 100% accuracy as shown in the top panel.

Secondly, the proposed algorithm provides high accuracy for the classification of eight directional movements based on EOG signals compared to other publications. Fig. 6. shows the detection of eight eye movements (M1-M8) on the top panel

**Table 2.** Mean values and standard deviation values of 8 features for subject 1

Feature	Down		Up		Left		Right	
	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std
UTL <sub>V</sub>	50.8	6.4	71.4	11.3	12.0	5.1	7.6	12.6
LTL <sub>V</sub>	56.0	1.7	56.4	14.1	54.2	112.3	4.8	10.7
UTL <sub>H</sub>	3.2	5.2	3.6	3.4	57.6	8	51.4	1.9
LTL <sub>H</sub>	-	-	2.4	3.4	62.6	9.5	53	6.2
PAP <sub>V</sub>	100.8	23.9	13	4.1	144.8	67.7	65.4	96.1
VAP <sub>V</sub>	14.0	1.0	110	11.1	101.4	133.1	48	107.3
PAP <sub>H</sub>	3.2	4.4	5.2	5.8	101.8	15.1	12.6	0.5
VAP <sub>H</sub>	-	-	-	-	14	1.6	102.8	12.6

Feature	Down left		Down right		Up left		Up right	
	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std
UTL <sub>V</sub>	50.8	10.5	33.4	5.4	65.6	3.8	61.2	1.9
LTL <sub>V</sub>	62.6	17.8	41.2	5.4	59.8	2.4	53.6	2.1
UTL <sub>H</sub>	44.4	2.5	50.8	3.8	55.4	2.4	54.4	2.3
LTL <sub>H</sub>	57.2	3.9	46.8	5.3	58.8	4.3	53.4	3.2
PAP <sub>V</sub>	97	38.3	102.4	9.6	12.6	1.1	10.6	0.9
VAP <sub>V</sub>	30.2	32.9	15.8	1.6	121.4	11.7	107	13.6
PAP <sub>H</sub>	82.6	59.9	13.4	1.3	116.6	11.1	15.4	1.7
VAP <sub>H</sub>	24.6	34.3	105.4	8.6	18.8	2.3	99.2	7.9

**Table 3.** Mean values and standard deviation values of 8 features for subject 2

Feature	Down		Up		Left		Right	
	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std
UTL <sub>V</sub>	53.6	3.1	84.8	13.1	16.6	6.8	7.6	4.7
LTL <sub>V</sub>	73.6	11.8	66.8	7.5	12.8	13.3	3	6.7
UTL <sub>H</sub>	2.4	4.8	7.2	8.2	52.2	9.4	68.4	5.3
LTL <sub>H</sub>	-	-	9.2	10.4	69.4	11.5	61.4	9.9
PAP <sub>V</sub>	183	20.1	19.4	11.1	24.2	28.4	124.6	72.4
VAP <sub>V</sub>	18.6	3.4	183.8	26.2	47.2	72.1	3.4	7.6
PAP <sub>H</sub>	9.2	13.1	55.6	93.4	204.4	29	33.4	35.7
VAP <sub>H</sub>	-	-	80.4	79.3	32.8	28.1	172.6	35.9

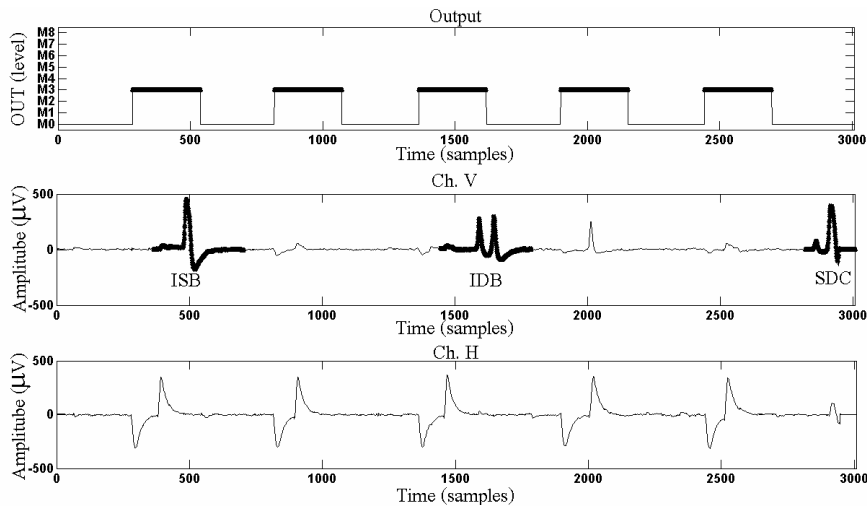
  

Feature	Down left		Down right		Up left		Up right	
	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std
UTL <sub>V</sub>	46.8	5.4	41.6	3.6	61.8	2.2	61.8	8.5
LTL <sub>V</sub>	64.4	3.4	49.6	4.6	50.6	10.8	52	7.2
UTL <sub>H</sub>	45.2	3.7	65.6	6.6	46.8	9	69.8	7.3
LTL <sub>H</sub>	46.6	7.6	54.4	13.4	63.6	5.1	67	4.5
PAP <sub>V</sub>	165.6	22.5	169.8	63.9	22.6	17.1	14	2.5
VAP <sub>V</sub>	20.6	5	20.2	2.8	209	18.8	188.8	13.7
PAP <sub>H</sub>	172.4	23.5	54.4	82.5	209.4	18.4	17.8	1.5
VAP <sub>H</sub>	13.6	2.4	203.6	22.7	26	18	187.8	12.9

from- the vertical and horizontal channels on the middle and bottom panels, respectively. The detection accuracy of eight eye movements is 100% resulting from three healthy subjects. However, the accuracy from other publications is less than 100%. Examples from papers showing the results from four directional eye movements are as follows.

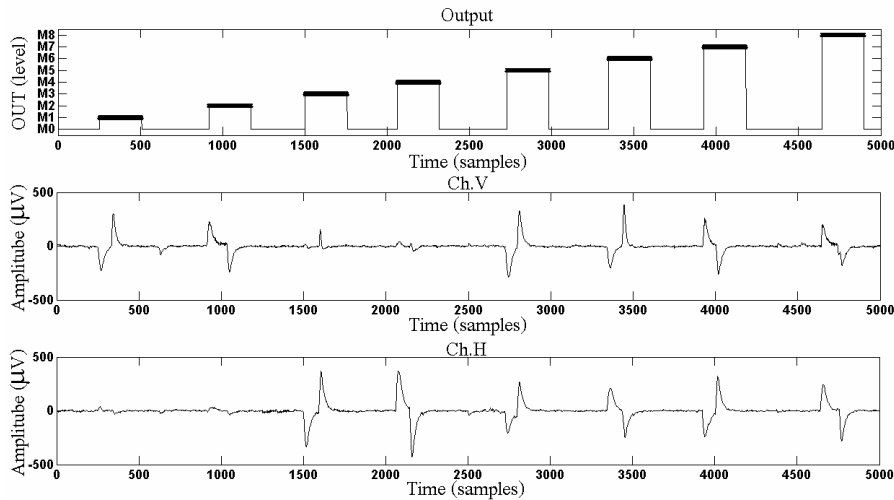
**Table 4.** Mean values and standard deviation values of 8 features for subject 3

Feature	Down		Up		Left		Right	
	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std
UTL <sub>V</sub>	43.8	8.9	51.6	1.3	4.4	6.1	1.6	3.6
LTL <sub>V</sub>	53	3.7	50	8.8	-	-	-	-
UTL <sub>H</sub>	1.2	2.7	3.2	7.2	57.6	4.6	66.4	5.5
LTL <sub>H</sub>	-	-	2.4	5.4	58.6	3.2	65	3.6
PAP <sub>V</sub>	100.6	12.3	30	45.8	21	43.2	3.2	7.2
VAP <sub>V</sub>	15.4	1.1	159.2	46.4	-	-	-	-
PAP <sub>H</sub>	1.6	3.6	24.6	55	109.8	19.7	14.8	0.4
VAP <sub>H</sub>	-	-	44.4	99.3	13.4	0.9	117.2	15.1
Feature	Down left		Down right		Up left		Up right	
	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std
UTL <sub>V</sub>	48.2	7.5	33	4.4	45.8	1.3	57.8	17.3
LTL <sub>V</sub>	56.8	2.2	51	10.3	49.8	8.6	57.6	6.6
UTL <sub>H</sub>	51.6	4	53.6	2.9	54	4.2	61.6	5.5
LTL <sub>H</sub>	61.6	5.4	40	21.4	62	2.3	55.8	5.6
PAP <sub>V</sub>	83.8	8.4	127.6	71.9	24.4	30.6	11.2	4.1
VAP <sub>V</sub>	18.6	1.1	43.8	61.1	121	34.9	129	17.5
PAP <sub>H</sub>	88	7.4	44	59.9	121	34.7	18.8	2.5
VAP <sub>H</sub>	14.6	2.4	134.2	68.3	27.2	29	128.2	18.9



**Fig. 5.** Effect of noises on the vertical EOG signal: involuntary single blink, involuntary double blinks, and short-duration eye closed

In a work by Deng et al. [16], 90% detection accuracy is achieved for the applications in game control, eye test, and TV controller. In Merino et al. [17], 94% average rate is achieved when the derivative and amplitude levels are used for detecting the direction. Examples from papers showing the results from eight directional eye movements are as follows. In a work by Yamagishi et al. [18], 90.4%



**Fig. 6.** Example result of EOG classification algorithm for 8 directional movements

accuracy is achieved for the applications in screen keyboard when the algorithm based on logical combination is realized. In Itakura and Sakamoto [19], 96.7% accuracy is obtained from the algorithm based on the integration method when EOG data were acquired from six subjects.

## 4 Conclusion

EOG signal is widely employed in many clinical applications, such as, evaluation of eye injuries and diagnosis of eye diseases and in many engineering applications, such as, eye-controlled wheelchair and eye-writing recognition. In this paper, we proposed a non-pattern recognition algorithm to classify eight directional movements from EOG signals. From experimental results, the proposed features and threshold analysis showed the best performance to be used in classification of EOG signal. Moreover, the avoiding artifact method that is defined from the first derivative can be effectively used to avoid most noises in EMG signal.

## Acknowledgments

This work was supported in part by NECTEC-PSU Center of Excellence for Rehabilitation Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University through contact no. ENG540638S, and by the Thailand Research Fund (TRF) through the Royal Golden Jubilee Ph.D. Program (Grant No. PHD/0110/2550).

## References

1. Jia, P., Hu, H., Lu, T., Yuan, K.: Head Gesture Recognition for Hand-free Control of an Intelligent Wheelchair. *Int. J. Ind. Rob.* 34, 60–68 (2007)
2. Levine, S.P., Bell, D.A., Jaros, L.A., Simpson, R.C., Koren, Y., Borenstein, J.: The NavChair Assistive Wheelchair Navigation System. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* 7, 443–451 (1999)
3. Evans, D.G., Drew, R., Blenkhorn, P.: Controlling Mouse Pointer Position Using an Infrared Head-operated Joystick. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* 8, 107–117 (2000)
4. Schmeisser, G., Seamone, W.: An Assistive Equipment Controller for Quadriplegics. *Johns Hopkins Med. J.* 145, 84–88 (1979)
5. Coyle, E.D.: Electronic Wheelchair Controller Designed for Operation by Hand-operated Joystick, Ultrasonic Non-contact Head Control and Utterance from a Small Word-command Vocabulary. In: *IEE Colloquium on New Developments in Electric Vehicles for Disabled Persons*, pp. 3/1–3/4. IEEE Press, New York (1995)
6. Tanaka, K., Matsunaga, K., Wang, H.O.: Electroencephalogram-based Control of an Electric Wheelchair. *IEEE Trans. Rob.* 21, 762–766 (2005)
7. Barea, R., Boquete, L., Mazo, M., Lopez, E.: System for Assisted Mobility Using Eye Movements based on Electrooculography. *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.* 4, 209–218 (2002)
8. Kim, Y., Doh, N.L., Youm, Y., Chung, W.K.: Robust Discrimination Method of the Electrooculogram Signals for Human-computer Interaction Controlling Mobile Robot. *Intell. Autom. Soft Comp.* 13, 319–336 (2007)
9. Norris, G., Wilson, E.: The Eye Mouse, an Eye Communication Device. In: *23rd Northeast IEEE Bioengineering Conference*, pp. 66–67. IEEE Press, New York (1997)
10. Tsai, J.Z., Lee, C.K., Wu, C.M., Wu, J.J., Kao, K.P.: A Feasibility Study of an Eye-writing System Based on Electro-oculography. *J. Med. Biol. Eng.* 28, 39–46 (2008)
11. Bulling, A., Ward, J.A., Gellersen, H., Tröster, G.: Eye Movement Analysis for Activity Recognition Using Electrooculography. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* 33, 741–753 (2011)
12. Measurement of Eye Movement Using Electro Oculography ,  
[http://ee.ucd.ie/~smeredith/EOG\\_FrameSet.htm](http://ee.ucd.ie/~smeredith/EOG_FrameSet.htm)
13. Brown, M., Marmor, M., Vaegan, Z.E., Brigell, M., Bach, M.: ISCEV Standard for Clinical Electro-oculography (EOG). *Doc. Ophthalmol.* 11, 205–212 (2006)
14. Güven, A., Kara, S.: Classification of Electro-oculogram Signals Using Artificial Neural Network. *Expert Syst. Appl.* 31, 199–205 (2006)
15. Shuyan, H., Gangtie, Z.: Driver Drowsiness Detection with Eyelid related Parameters by Support Vector Machine. *Expert Syst. Appl.* 36, 7651–7658 (2009)
16. Deng, L.Y., Hsu, C.L., Lin, T.Z., Tuan, J.S., Chang, S.M.: EOG-based Human-Computer Interface System Development. *Expert Syst. Appl.* 37, 333–3343 (2010)
17. Merino, M., Rivera, O., Gomez, I., Molina, A., Doronzoro, E.: A Method of EOG Signal Processing to Detect the Direction of Eye Movements. In: *1st International Conference on Sensor Device Technologies and Applications*, pp. 100–105. IEEE Press, New York (2010)
18. Yamagishi, K., Hori, J., Miyakawa, M.: Development of EOG-Based Communication System Controlled by Eight-Directional Eye Movements. In: *28th EMBS Annual International Conference*, pp. 2574–2577. IEEE Press, New York (2006)
19. Itakura, N., Sakamoto, K.: A New Method for Calculating Eye Movement Displacement from AC Coupled Electro-oculographic Signals in Head Mounted Eye-gaze input Interfaces. *Biomed. Signal Process. Control* 5, 142–146 (2010)

# 3<sup>rd</sup> International Science, Social Science, Engineering and Energy Conference

February 2-5, 2012  
Rose Garden Riverside  
Nakhon Pathom, Thailand



# Abstracts Book

ORGANIZED BY

SUPPORTED BY





I-SEEC2011

## Evaluating Feature Extraction Methods of Electrooculography (EOG) Signal for Human-Computer Interface

S. Aungsakul\*, A. Phinyomark, P. Phukpattaranont, C. Limsakul

*Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University, Songkhla, 90112, Thailand*

**Elsevier use only:** Received 30 September 2011; Revised 10 November 2011; Accepted 25 November 2011.

### Abstract

Electrooculography (EOG) signal is a widely and successfully used to detect activities of human eye. Use of the EOG signals as a control signal for human-computer interface (HCI) plays a central role in the understanding, characterization and classification of eye movements which can be applied to a wide variety of applications consisting virtual mouse and keyboard control, electric power wheelchairs and industrial assistive robots. The advantages of the EOG-based interface over other conventional interfaces have been presented in the last two decades; however, due to a lot of information in EOG signals, the extraction of useful features should be done before the classification task. In this study, fourteen useful features extracted from two directional EOG signals: vertical (V) and horizontal (H) signals have been presented and evaluated. There are the maximum peak and valley amplitude values (PAV and VAV), the maximum peak and valley position values (PAP and VAP), the area under curve value (AUC), the number of threshold crossing value (TCV), and EOG variance (VAR), which are derived from both V and H signals. In the experiments, EOG signals obtained from three healthy subjects with eight directional eye movements were employed: up, down, right, left, up-right, up-left, down-right and down-left. The mean feature values and their standard deviations have been reported. Most features show the difference between the mean feature values. Using the analysis-of-variation test, the differences in mean features between the movements are statistically significant for ten features ( $p < 0.0001$ ), particularly for the VAV, VAP, AUC, TCV and VAR of V signal, and the PAV, VAV, AUC, TCV and VAR of H signal. The combination of these features may be useful for the classification of EOG signals in both class separability and robustness point of views. Using multiple features with sufficient classifiers or threshold techniques is recommended to be evaluated in further analysis. These features can be useful for various advanced HCI applications in future researches, notably eye-exercise and eye-writing recognitions.

© 2010 Published by Elsevier Ltd. Selection and/or peer-review under responsibility of I-SEEC2011

*Keywords:* Classification; Electrooculogram; Eye gesture recognition; Eye motion; Eye movement analysis

\* Corresponding author. Tel.: +66-74-558831; fax: +66-74-459395.  
E-mail address: [siriwadee.a@hotmail.com](mailto:siriwadee.a@hotmail.com).

## 1. Introduction

Many human-machine interfaces (HMIs) have been established during the last two decades such as vision based head/hand gesture, speech recognition, sip and puff, head or chin controller, ultrasonic non-contact head controller and brain-computer interface [1-6]. However, each HMI has its limitations. For instance, speech recognition and vision based head/hand gesture have a major problem in noisy and outdoor environments. Ultrasonic non-contact head controller has low classification accuracy. For patients with amyotrophic lateral sclerosis (ALS), a few HMIs can be used. One of the challenging HMIs is electrooculography (EOG) signal. EOG signal is a widely used to detect activities or movements of human eye. The use of EOG signals as a control signal for HMI [7-12] plays a central role in the understanding, characterization and classification of eye movements which can be applied to a wide variety of applications such as electrical wheelchair control [7], mobile robot control [8], cursor mouse control [9], eye writing recognition [10], eye activity recognition [11] and eye exercise recognition [12]. In order to yield the high performance in recognition of EOG signal, various techniques have been proposed such as derivative technique [13], threshold analysis technique [14], slope analysis technique [10] and peak detection analysis [15]. One of the most important components in the classification of EOG signal is feature extraction. In this study, the evaluation of EOG feature extraction is proposed. All features are calculated based on time domain and are used for discriminating the eight commonly used directional eye movements.

## 2. Materials and Methods

### 2.1. Data acquisition

Eight directional eye movements were used: up, down, right, left, up-right, up-left, down-right and down-left, while the EOG signals are recorded from two EOG channels: vertical (V) and horizontal (H). Commonly, independent measurements can be obtained from both eyes, V and H. However, in V channel, either left or right side gives the similar EOG signal. Hence, only one right eye was used in the experiments. Five surface electrodes were put around the eyes as can be observed in Fig. 1. Vertical leads were acquired on the above and the below of the right eye, Ch.V+ and Ch.V-. Horizontal leads were acquired by two electrodes on the right and the left of the outer canthi, Ch.H+ and Ch.H-. A reference electrode was placed on forehead, G. All EOG signal recordings were carried out using a commercial wireless system (Mobi6-6b, TMS International BV, Netherlands). A band-pass filter of 1-500 Hz bandwidth and an amplifier with 19.5 times were set for the acquisition system. The sampling rate was set to 1024 Hz. However, the energy frequency bands of the EOG signal are fallen in range of 1 to 10 Hz, thus the sampling rate was reduced to 128 Hz in pre-processing process. The EOG signals were recorded from 3 normal subjects with 8 directional eye movements as mentioned above. All of these activities were held for 2 s. Each activity was performed 5 times throughout a trial. As a result, 15 datasets were obtained from each directional movement.



Fig. 1. EOG electrode placements

2.2 Feature Extraction Methods

Fourteen features are evaluated in this study. They are a combination between seven techniques and two EOG channels. All features are calculated based on time domain in order to yield a computational simplicity. The definition of seven techniques has been described in the following:

1. Maximum peak amplitude value (PAV): It is a measure of the EOG signal amplitude value at the highest point, maximum positive value, in both V and H channels, as shown in Fig. 2.
2. Maximum valley amplitude value (VAV): It is a measure of the EOG signal amplitude value at the lowest point, maximum negative value, in both V and H channels, as shown in Fig. 2.
3. Maximum peak amplitude position value (PAP): It is a measure of the EOG signal amplitude position value at the highest point, maximum positive value, in both V and H channels, as shown in Fig. 3.
4. Maximum valley amplitude position value (VAP): It is a measure of the EOG signal amplitude position value at the lowest point, maximum negative value, in both V and H channels, as shown in Fig. 3.
5. Areas under curve value (AUC): AUC of EOG signal is a summation of absolute value of the amplitude under both positive and negative curves in both V and H channels, as shown in Fig. 4. It can be expressed as

$$AUC = \sum_{i=1}^N |x_i|, \tag{1}$$

where  $x_i$  is the  $i$ th sample of EOG signal and  $N$  is the window size for computing features.

6. Number of threshold crossing value (TCV): It is the number of times that the EOG signal passes the threshold amplitude value for both positive and negative threshold values, in both V and H channels, as shown in Fig. 5.
7. Variance of EOG signal (VAR): The variance is a measure of the signal power and calculated as

$$VAR = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2. \tag{2}$$

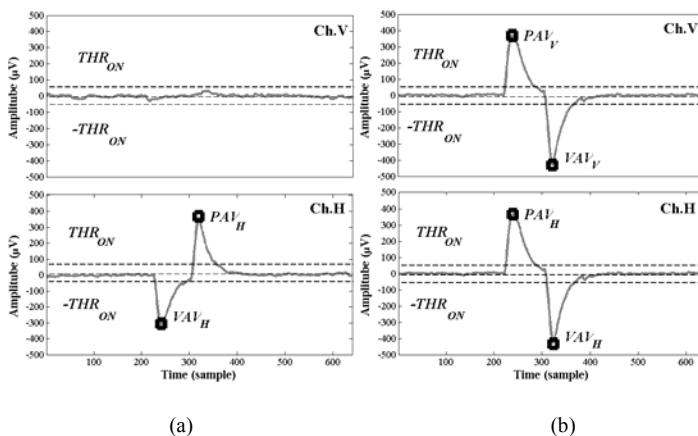


Fig. 2. Maximum peak and valley amplitude values (PAV<sub>V</sub>, VAV<sub>V</sub>, PAV<sub>H</sub> and VAV<sub>H</sub>) (a) left (b) up-right

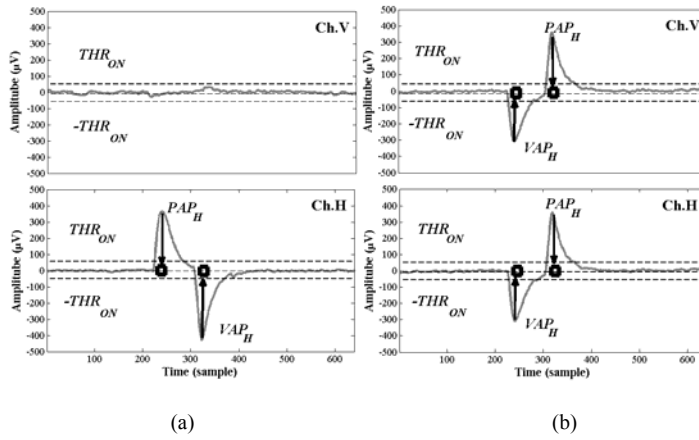


Fig. 3. Maximum peak and valley amplitude position values ( $PAP_V$ ,  $VAP_V$ ,  $PAP_H$  and  $VAP_H$ ) (a) right (b) down-left

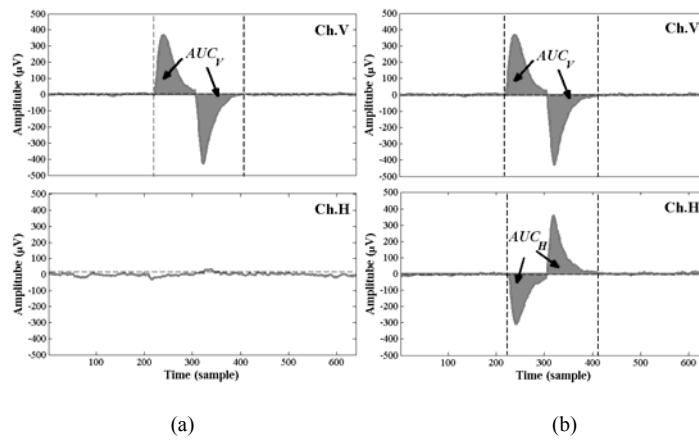


Fig. 4. Areas under curve values ( $AUC_V$ ,  $AUC_H$ ) (a) up (b) up-left

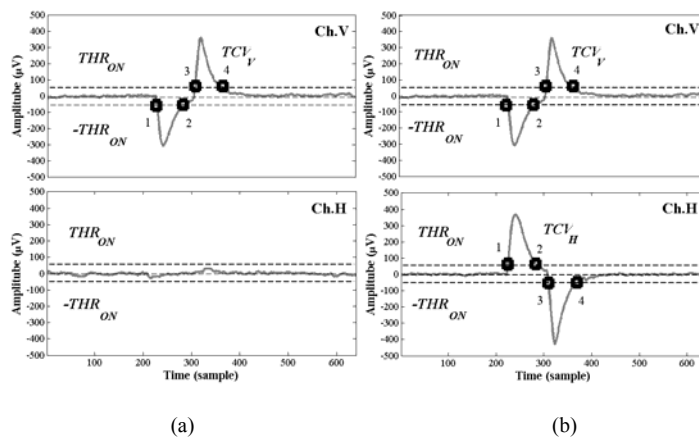


Fig. 5. Number of threshold crossing values ( $TCV_V$ ,  $TCV_H$ ) (a) down (b) down-right

### 3. Results and Discussion

From the observation of EOG waveform shape, the extraction of useful features should be done before the classification task. Waveforms of eight eye directional movements can be observed in Fig. 2 through Fig 5. In order to avoid a background noise and involuntary eye movements, the onset threshold value is set at 50  $\mu$ V in the study [12] for using as a starting point of eye movements in both eyes and also using as a starting point in extracting feature. The mean feature values and their standard deviation of all features have been shown in Table 1. In order to find the better feature, the analysis-of-variation (ANOVA) test is used to present the difference between the mean feature values of eight movements. The results obtained from ANOVA are presented in Table 2 for all features. The results showed that the differences in mean feature values between the movements are “statistically significant” for ten features ( $p < 0.0001$ ), consisting the VAV, VAP, AUC, TCV and VAR of V signal, and the PAV, VAV, AUC, TCV and VAR of H signal.

In order to find the best feature the value of the  $F$  statistical obtained from the ANOVA test can be used. As we know that  $F$  value is the ratio between the variance of the group means and the mean of the within group variances. Hence, the best feature is yielded if its  $F$  value is higher than the  $F$  value of other features. Based on fourteen features extracted, the VAP of V signal has the highest  $F$  value ( $F = 1055$ ), followed by the AUC of H signal ( $F = 594.76$ ) and the PAV of H signal ( $F = 259.25$ ). On the other hands, the PAP features contain the lowest  $F$  values. The  $F$  values of  $PAP_V$  and  $PAP_H$  are only 4.03 and 7.08, respectively.

Table 1. Mean ( $\mu$ ) and standard deviation ( $\sigma$ ) values of all features from three subjects. Note that n/a is information in a field is not provided or is not available.

Movement types	Vertical (V) channel													
	PAV		VAV		PAP		VAP		AUC		TCV		VAR	
	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$
Up	301	24	320	7	13	6	144	23	23346	4008	9	2	17599	4839
Down	430	28	285	16	128	19	16	2	22792	1916	5	1	20563	3483
Right	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a
Left	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a
Up- left	292	23	323	9	12	2	145	16	20070	1050	5	1	15772	1530
Up- right	227	23	221	60	12	3	142	15	17454	2293	7	2	9720	1928
Down- left	390	13	276	6	110	13	18	2	20994	1580	5	1	17220	2593
Down-right	375	6	220	9	123	12	17	2	17332	1396	4	0	13701	1754
Movement types	Horizontal (H) channel													
	PAV		VAV		PAP		VAP		AUC		TCV		VAR	
	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$
Up	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a
Down	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a
Right	364	9	307	23	153	19	16	6	22851	1356	4	1	18423	5022
Left	355	4	402	30	15	2	126	17	26079	499	4	0	24469	7297
Up- left	325	13	243	43	144	16	16	2	20845	1216	4	1	14007	2986
Up- right	266	48	321	24	16	4	138	13	22557	1202	4	0	17577	4406
Down- left	241	2	143	63	113	13	14	3	15198	463	4	1	7544	2164
Down-right	213	10	244	32	15	2	129	12	16563	1407	4	0	9161	3672

Table 2. Average  $p$ -value of fourteen features.

Feature extraction	Average $p$ -value	
	V	H
PAV	> 0.0001	< 0.0001
VAV	< 0.0001	< 0.0001
PAP	> 0.0001	> 0.0001
VAP	> 0.0001	> 0.0001
AUC	< 0.0001	< 0.0001
TCV	< 0.0001	< 0.0001
VAR	< 0.0001	< 0.0001

Based on the finding results, four features including VAV, AUC, TCV and VAR showed the statistically difference for both EOG channels. Thus in future algorithms, these features should be considered to use in the classification of EOG signal, because usually, in order to classify eight directions, the classification algorithm needs information from both EOG channels, V and H. On the other hands, PAV and VAP features showed a statistical difference only for one channel; however, it may be necessary to help the main features to discriminate the advanced movements such as in eye-writing, eye-exercise and activity recognitions [10-12]. In addition, both features showed the higher value of  $F$  statistical compared with other features. For the PAP feature, there is no significant for both EOG channels, therefore it is not recommended to be used as an EOG feature in future research.

#### 4. Conclusion

In this study, several frequently used and newly proposed EOG features have been evaluated. The study provides a relatively comprehensive comparison of a variety of the EOG features in the class separability viewpoint which has not been reported before. It found that the  $VAP_V$ ,  $AUC_H$  and  $PAV_H$  appear effective to discriminate the eight EOG movements. In order to extract the useful features for both eyes, VAV, AUC, TCV and VAR features are recommended. All of these features have a statistically significance at  $p < 0.0001$ . The combination of these features may be useful for the classification of EOG movements in future research works, particularly in class separation point of view. Using multiple-feature set with the sufficient classifiers or threshold analysis techniques is suggested to be evaluated in future works. Although this study did not include any classification algorithms, some researchers have applied some of them in the past, and we plan to apply them in the future.

#### Acknowledgements

This work was supported by NECTEC-PSU Center of Excellence for Rehabilitation Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University through contract no. ENG540638S.

## References

- [1] Jia P, Hu H, Lu T, Yuan K. Head gesture recognition for hand-free control of an intelligent wheelchair. *Int J Ind Rob* 2007;**34**:60-8.
- [2] Levine SP, Bell DA, Jaros LA, Simpson RC, Koren Y, Borenstein J. The NavChair assistive wheelchair navigation system. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1999;**7**:443-51.
- [3] Evans DG, Drew R, Blenkhorn P. Controlling mouse pointer position using an infrared head-operated joystick. *IEEE Trans Rehabil Eng* 2000;**8**:107-17.
- [4] Schmeisser G, Seamone W. An assistive equipment controller for quadriplegics. *Johns Hopkins Med J* 1979;**145**:84-8.
- [5] Coyle ED. Electronic wheelchair controller designed for operation by hand-operated joystick, ultrasonic non-contact head control and utterance from a small word-command vocabulary. *IEEE Colloquium on New Developments in Electric Vehicles for Disabled Persons* 1995;3/1-4.
- [6] Tanaka K, Matsunaga K, Wang HO. Electroencephalogram-based control of an electric wheelchair. *IEEE Trans Rob* 2005;**21**:762-6.
- [7] Barea R, Boquete L, Mazo M, Lopez E. System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2002;**4**:209-18.
- [8] Kim Y, Doh NL, Youm Y, Chung WK. Robust discrimination method of the electrooculogram signals for human-computer interaction controlling mobile robot. *Intell Autom Soft Comp* 2007;**13**:319-36.
- [9] Norris G, Wilson E. The eye mouse, an eye communication device. *IEEE Trans Bio Eng* 1997;66-7.
- [10] Tsai JZ, Lee CK., Wu CM., Wu JJ, Kao KP. A feasibility study of an eye-writing system based on electro-oculography. *J Med Biol. Eng* 2008;**28**:39-46.
- [11] Bulling A, Ward JA, Gellersen H, Tröster G. Eye movement analysis for activity recognition using electrooculography. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 2011;**33**:741-753.
- [12] Aungusakun S, Phinyomark A, Phukpattaranont P, Limsakul C. Discrimination of eye exercises using electrooculography (EOG) signal. *J Sport Sci Technol* 2010;**10**:172-5.
- [13] Barea R, Boquete L, Bergasa LM, Lopez E, Mazo M. Electrooculographic guidance of a wheelchair using eye movement's codification. *Int J Ind Rob* 2003;**22**:641-52.
- [14] Yamagishi K, Hori J, Miyakawa M. Development of EOG-based communication system controlled by eight-directional eye movements. *IEEE Trans Med Biol Eng* 2006;2574-77.
- [15] Gandhi T, Trikha M, Santhosh J, Anand S. Development of an expert multitask gadget controlled by voluntary eye movements. *Expert Systems with Applications* 2010;**37**:4204-11.

*Full Length Research Paper*

# Development of robust electrooculography (EOG)-based human-computer interface controlled by eight-directional eye movements

Siriwadee Aungsakun, Angkoon Phinyomark\*, Pornchai Phukpattaranont and Chusak Limsakul

Department of Electrical Engineering, Prince of Songkla University, 15 Kanjanavanich Road, Kho Hong, Hat Yai, Songkhla 90112, Thailand.

Accepted 3 February, 2012

Electrooculography (EOG) signal is one of the useful electro-physiological signals. The EOG signals provide information about eye movements that can be used as a control signal in human-computer interface (HCI). Usually, eight-directional movements, including up, down, right, left, up-right, up-left, down-right and down-left, are proposed. Development of the EOG signal classification has been shown more increasing interest in the last decade; however, the effect of noises on classification system is a major problem to degrade the usefulness of EOG-based HCI. A robust classification algorithm of the eight movements is proposed, in which this technique can conduct the effect of noises in EOG signal, particularly for involuntary movements and eye-blink artifacts. The proposed algorithm was based on the onset analysis, feature extraction, the first derivative technique and threshold classification. Eight beneficial time domain features were proposed including the peak and the valley amplitude positions, and the upper and the lower wavelengths of two EOG channels, vertical and horizontal channels. Based on the optimal threshold values and conditions, the results showed that classification accuracy reached 100% for three-subject testing. In addition, the first derivative technique was additionally implemented in order to avoid the eye-blink artifact and other eight time domain features, that is, peak amplitude and area under curve, have been investigated for use in advanced HCI interfaces, notably, eye activity and eye writing recognitions.

**Key words:** Electrooculography signal, eye motions, eye blink artifacts, feature extraction, interference, noises, non-pattern recognition, robustness, threshold analysis.

## INTRODUCTION

Currently, many research studies are underway into means of enabling the disabled and elderly to communicate effectively with machine or computer. Depending on the users' capabilities, different types of interface have been proposed, such as speech recognition based on both voice (Raab et al., 2011) and surface electromyography (Fraiwan et al., 2011), lip movement control system (Shaikh et al., 2011), vision-based multiple gestures (Reale et al., 2011), sip-and-puff

controller (Jones et al., 2008), tooth-click controller (Simpson et al., 2008), infrared and ultrasonic non-contact head controllers (Coyle, 1995; Evans et al., 2000), multifunction myoelectric control system (MMCS) (Phinyomark et al., 2011a) and brain-computer interface (BCI) (Panicker et al., 2011). However, due to the limitations of each interface, for example, speech recognition and vision-based head gesture have a major problem in outdoor and noisy environments (Ikuta and Orimoto, 2011), infrared and ultrasonic non-contact head controllers have a low classification performance, or MMCS and BCI have a problem with noise (Phinyomark et al., 2011b; Suresh and Puttamadappa, 2008); therefore,

\*Corresponding author. E-mail: [angkoon.p@hotmail.com](mailto:angkoon.p@hotmail.com).



the electrooculography (EOG) signal is one of the sufficient candidate signals to be deployed in human-computer interface (HCI) (Ubeda et al., 2011). This interface is very useful for patients with amyotrophic lateral sclerosis (ALS). ALS patients may lose the oral speaking and hand movements abilities; however, their eye movement functions generally remain relatively intact and become the last resource for communication (Park et al., 2005; Tomita et al., 1996; Tsai and Chen, 2009).

EOG signal is one of the useful electro-physiological signals that provide information about activities of the human eye, detecting changes in eye positions. It is generated by the potential difference between the cornea and the ocular fundus, and it is known as the "cornea-retinal potential (CRP)" (North, 1965). This potential difference comes from large presence of the electrically active nerves in the retina equate to the front of the eye and can be considered as a steady electrical dipole with a positive pole at the cornea and a negative pole at the retina (Brown et al., 2006). Because of its relatively large signal-to-noise ratio (SNR) as compared to other electro-physiological signals, its amplitudes range between 15 and 200  $\mu\text{V}$ , and a linear relationship between its amplitude and eye movement angle, the EOG signal may look like an ideal candidate for eye movement classification system.

In this study, we are promoting the usefulness of EOG signal to be used as an efficient hand-free control interface. Non-pattern recognition algorithm based on threshold analysis and time domain features to classify eight-directional eye movements has been investigated. The robustness of EOG-based HCI has been considered in developing classification algorithm (Bulling et al., 2008; Kim et al., 2007; Yagi, 2010). This technique can be used in noisy environment and can be available implemented for a real-time application. The preliminary result of this algorithm is presented in Aungsakun et al. (2011). This study presented an extensive review of EOG applications and classification algorithms, after which the proposed EOG time domain features used for classification algorithm was described. This was followed by a report given on the results and discussion. Finally, summary and concluding remarks were given.

## PREVIOUS RESEARCH

The EOG signals have been successfully and widely used in biomedical and rehabilitation engineering applications, particularly in HCIs. Many efficient HCIs have been developed in the last two decades, such as computer cursor control (Septanto et al., 2009), computer animation application (Krupiński and Mazurek, 2009), home automation (Harun and Mansor, 2009), multitask gadget control (Gandhi et al., 2010), electrical wheelchair control (Barea et al., 2002), mobile robot control (Kim et al., 2007), hospital alarm system (Venkataramanan et al., 2005), activity recognition based on eye movement

analysis (Bulling et al., 2011), visual improvement system for the elderly (Yu et al., 2005) and eye writing recognition (Tsai et al., 2008). In order to develop all of these HCIs, various techniques have been proposed, which can be divided into two main types: pattern recognition and non-pattern recognition.

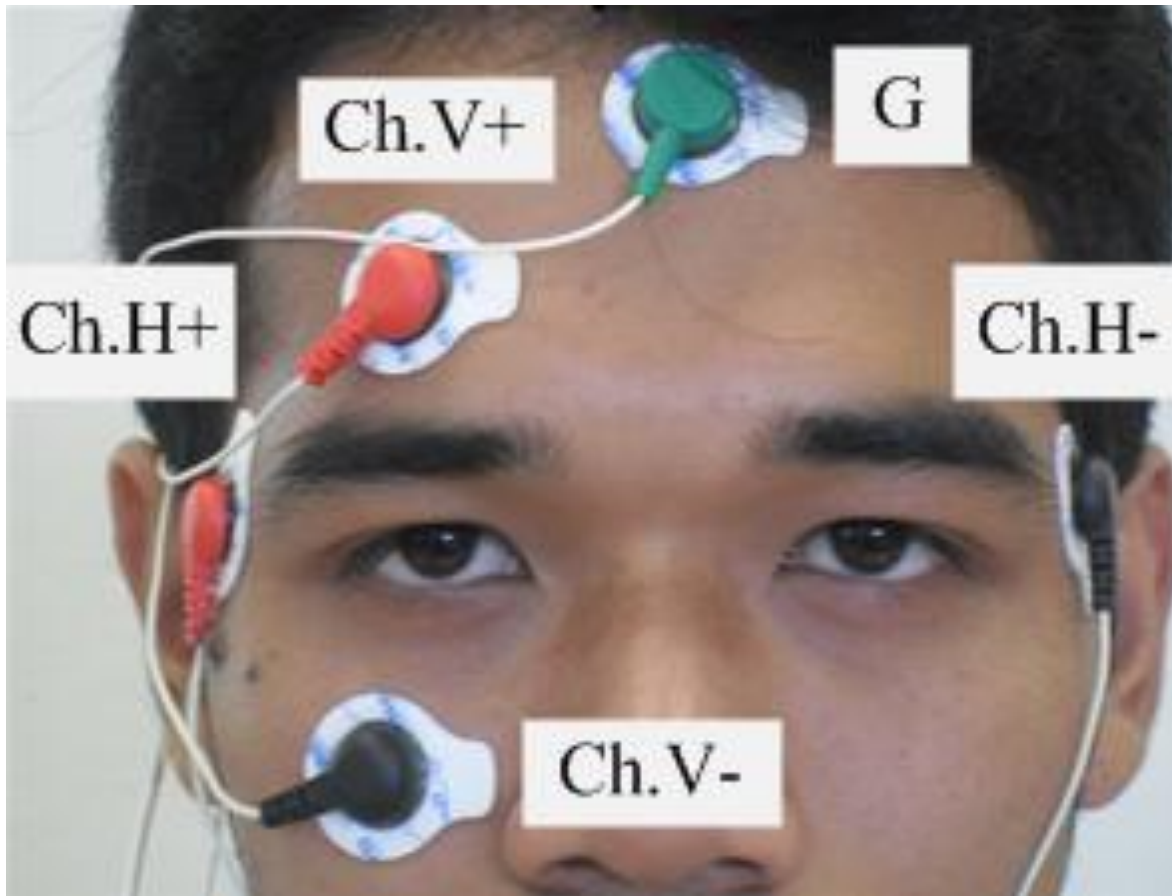
In pattern recognition, features extracted are discriminated by a suitable classifier (Brunner et al., 2007). Time-domain features that have been frequently used are mean value, peak duration, peak polarity and slope (Kherlopain et al., 2006). In addition, spectral analysis has been deployed as the useful features for eye movement classification (Bukhari et al., 2010; Lv et al., 2010). All of these features are usually implemented with two classifier types, that is, neural networks (Barea et al., 2000; Güven and Kara, 2006; Kikuchi and Fukushima, 2000; Lee and Lee, 1993) and support vector machine (Bulling et al., 2011; Shuyan and Gangtie, 2009). However, computational times and implementation complexity become a major limitation of algorithm based on pattern recognition, particularly for implementing in microcontroller devices. Several research studies have established better performance of EOG signal classification based on non-pattern recognition (Deng et al., 2010; Gandhi et al., 2010). This technique has a simple structure. The classifier module of pattern recognition algorithm has been degraded to a simple threshold comparison module. In this study, non-pattern recognition algorithm has been implemented in order to be used in microcontroller devices.

Eight-directional eye movements: up, down, right, left, up-right, up-left, down-right and down-left, are the basic movements for most of the HCIs (Yamagishi et al., 2006), especially the first four directions (Barea et al., 2002; Güven and Kara, 2006; Kim et al., 2007; Shuyan and Gangtie, 2009). The eight types of directional movements can be used as basis of various advanced movements, that is, eye activity and eye writing recognitions (Bulling et al., 2011; Tsai et al., 2008), thus the classification of these movements has become a challenge for many advanced EOG-based HCIs in the near future.

## EXPERIMENTS AND DATA ACQUISITION

Two channel EOG signals, horizontal and vertical signals, have been commonly used to acquire information from human eye movements. Independent measurements can be obtained from both eyes. However, in vertical directional movements, two eyes move in conjunction, thus only one right eye was deployed. The procedure of recorded EOG signals is presented in the following. Five surface electrodes were placed around the eyes. All positions are as shown in Figure 1. Vertical-channel electrodes were placed above and below the right eye (Ch.V+ and Ch.V-) and horizontal-channel electrodes were placed on the right and left of the outer canthi (Ch.H+ and Ch.H-). Additionally, a reference electrode was placed on the forehead (G).

Recordings of all EOG signals were carried out using a commercial wireless system (Mobi6-6b, TMS International BV, Netherlands). The amplifier, with a gain of 19.5 and a band-pass



**Figure 1.** Five electrode positions: vertical channel (Ch.V+ and Ch.V-), horizontal channel (Ch.H+ and Ch.H-) and reference channel (G) (Aungsakun et al., 2011).

filter of 1 to 500 Hz bandwidth were set for the recording system.

The sampling rate was set at 1024 Hz for analog-to-digital conversion. However, the energy frequency bands of EOG signal are in range of direct current (DC) to 15 Hz, thus the sampling rate was reduced to 128 Hz in pre-processing stage. The EOG data were recorded from three normal subjects with 8 directional eye movements: eyes move -down (M1), -up (M2), -left (M3), -right (M4), -down and left (M5), -down and right (M6), -up and left (M7) and -up and right (M8). Each movement was held for 2 s and it was performed five times throughout a trial. In total, fifteen data sets were obtained from each directional movement.

### Eye movement classification algorithm

To discriminate the aforementioned eight directional eye movements, the simple and effective non-pattern recognition algorithm based on threshold analysis and time domain features was proposed. Two main advantages of the proposed algorithm are that it can be available implemented for a real-time system and can also be used in noisy environment. Procedures of the proposed algorithm are as follows:

1. Onset analysis was used to detect simultaneously starting point of eye movement, point-by-point, from both EOG signals, Ch.V and Ch.H, with a suitable threshold level  $THR_{ON}$ . Based on a preliminary result (Aungsakun et al., 2011), the value of  $THR_{ON}$  was set to  $50 \mu V$ . It is approximately 25% of the maximum amplitude

value, which is approximately  $200 \mu V$ . This threshold is implemented in order to avoid background noise and small involuntary EOG movements. Further,  $THR_{ON}$  is implemented for both positive and negative values to detect either up/right or down/left movement, examples of the threshold levels can be observed as shown in Figures 2 to 4.

2. Firstly, eight types of time domain features were calculated: peak and valley amplitude values ( $PAV$  and  $VAV$ ), peak and valley amplitude positions ( $PAP$  and  $VAP$ ), upper and lower wavelengths ( $UWL$  and  $LWL$ ) and area under upper and lower curves ( $AUC$  and  $ALC$ ) for both EOG channels, vertical (V) and horizontal (H), are as shown in Figures 2 to 5, respectively. In total, sixteen features from two-channel EOG signals were obtained. Subsequently, eight features were selected to be used in the classification algorithm for eight-directional movements. There were  $PAP_V$ ,  $PAP_H$ ,  $VAP_V$ ,  $VAP_H$ ,  $UWL_V$ ,  $UWL_H$ ,  $LWL_V$  and  $LWL_H$ . The remaining features were deployed to be used in future classification algorithms which can classify other advanced movements.

3. Avoiding eye-blink artifact, the first derivative of  $UWL_V$  feature was implemented and then the artifact index ( $AI$ ) was calculated with a pre-defined threshold,  $THR_{SF}$ . If the logical value of  $AI$  was defined as true, it means that more than one burst signals were found. In other words, the eye-blink artifact or involuntary eye movement was established. Then, step 1 will be repeated. Procedure of noise avoiding technique is as shown in Figure 6.

4. Suitable conditions were proposed in Table 1 in order to discriminate the eight movements from the eight features selected.

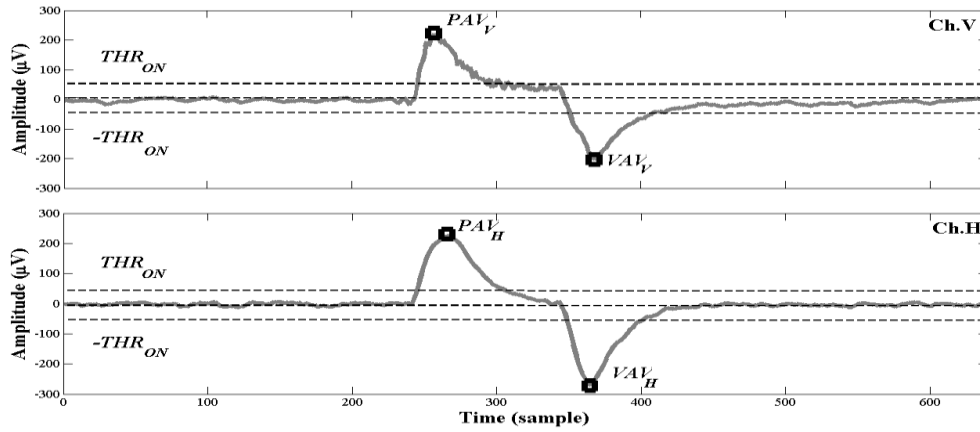


Figure 2. Peak and valley amplitude value ( $PAV_V$ ,  $VAV_V$ ,  $PAV_H$  and  $VAV_H$ ) features.

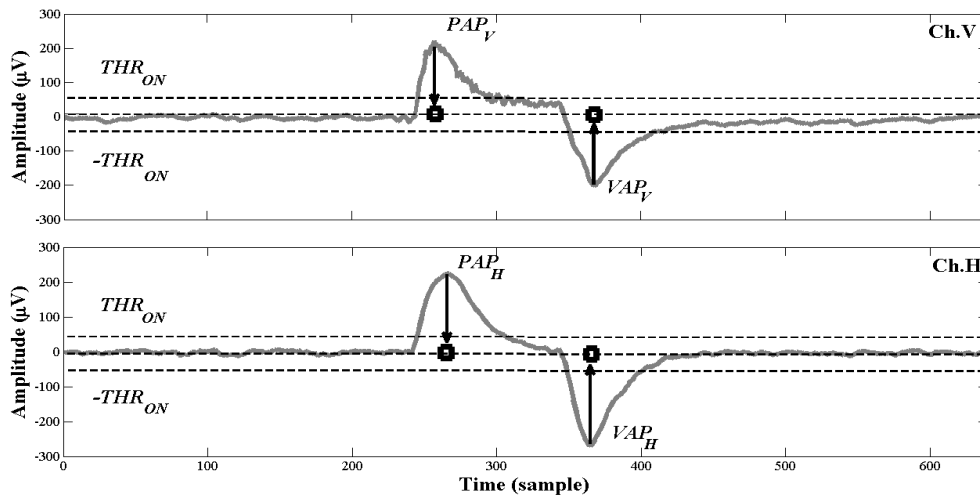


Figure 3. Peak and valley amplitude position ( $PAP_V$ ,  $VAP_V$ ,  $PAP_H$  and  $VAP_H$ ) features.

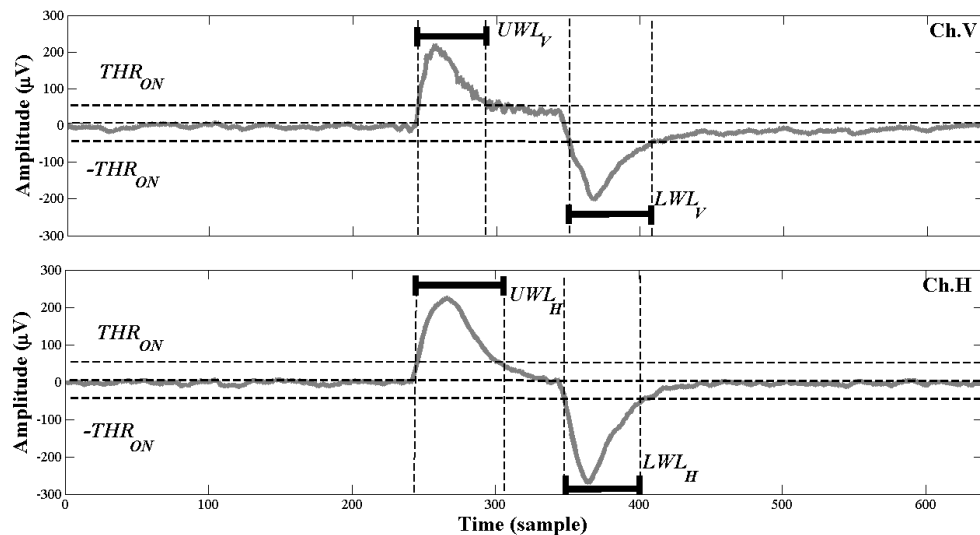


Figure 4. Upper and lower wavelength ( $UWL_V$ ,  $LWL_V$ ,  $UWL_H$  and  $LWL_H$ ) features.

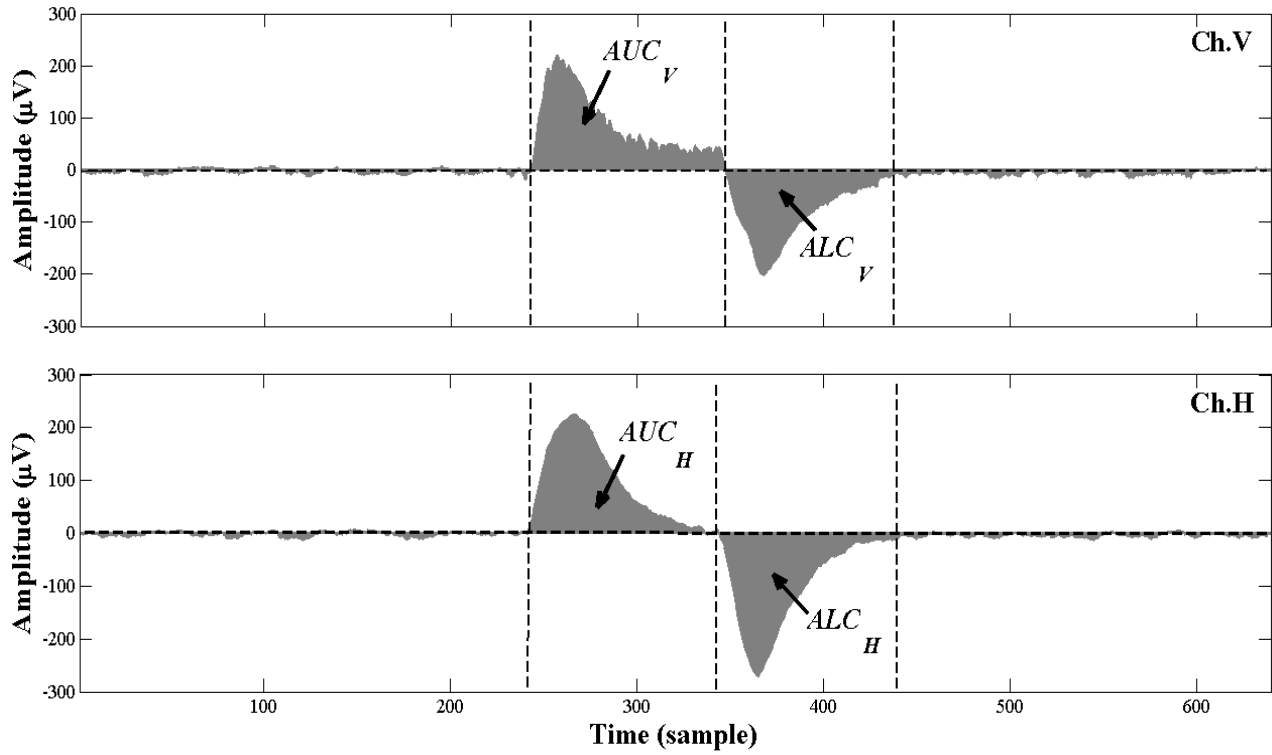


Figure 5. Area under upper and lower curve ( $AUC_V$ ,  $ALC_V$ ,  $AUC_H$  and  $ALC_H$ ) features.

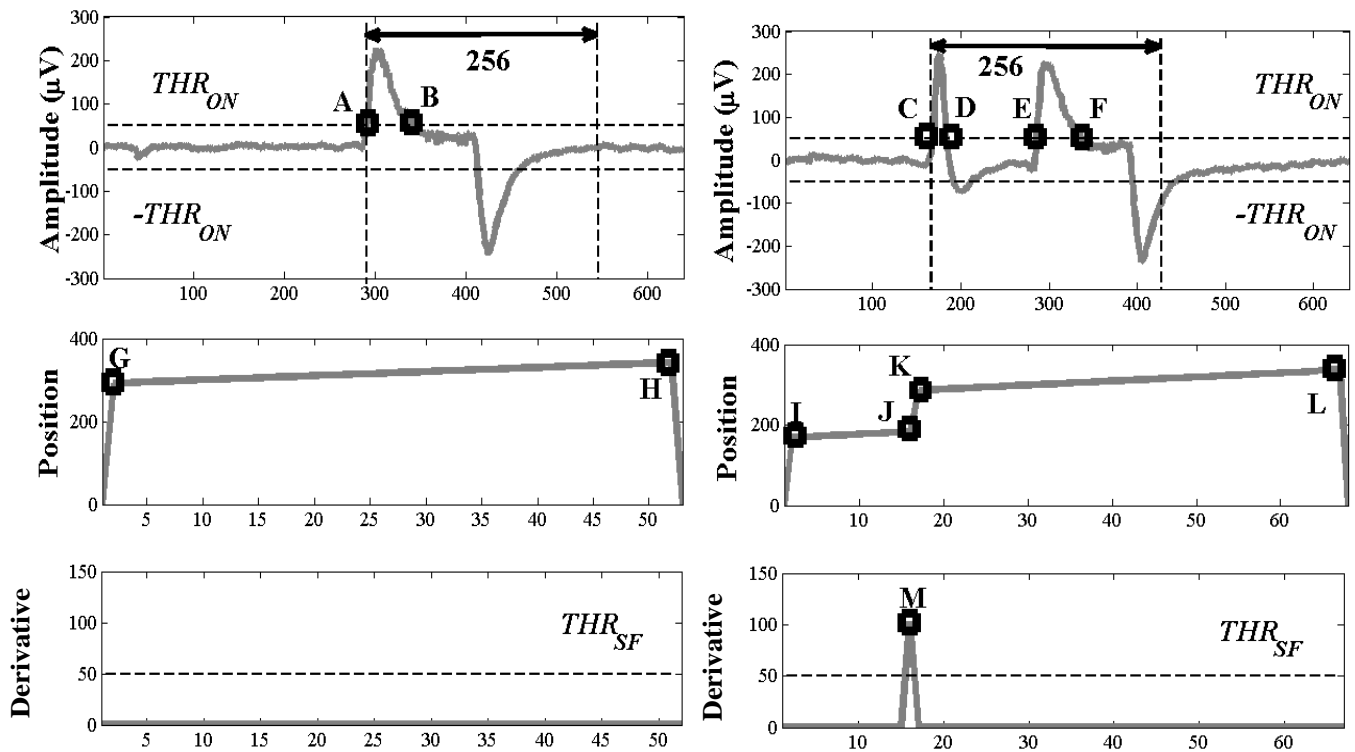


Figure 6. Procedure of the noise avoiding technique. The case example of only eye movement in feature length shown in the left panel, whereas on the right panel, it showed a case example of one blinking and one eye movement in feature length. The positions of point A to F are shown with point G to L in the middle panel, respectively. In addition, the value of M is the derivative of J-K.

**Table 1.** Discrimination rules.

<p>If <math>PAP_V &gt; VAP_V</math>  and <math>UWL_V \leq THR_{UV}</math> or <math>LWL_V \leq THR_{LV}</math>  and <math>UWL_H \geq THR_{UH}</math>,  and <math>LWL_H \geq THR_{LH}</math>,  then <math>OUT = M1</math></p>	<p>If <math>PAP_V &gt; VAP_V</math>, <math>PAP_H &gt; VAP_H</math>  and <math>UWL_V \leq THR_{UV}</math>, <math>LWL_V \leq THR_{LV}</math>  and <math>UWL_H \leq THR_{UH}</math>,  and <math>LWL_H \leq THR_{LH}</math>,  then <math>OUT = M5</math></p>
<p>If <math>PAP_V &lt; VAP_V</math>  and <math>UWL_V \leq THR_{UV}</math>, <math>LWL_V \leq THR_{LV}</math>  and <math>UWL_H \geq THR_{UH}</math>,  and <math>LWL_H \geq THR_{LH}</math>,  then <math>OUT = M2</math></p>	<p>If <math>PAP_V &gt; VAP_V</math>, <math>PAP_H &lt; VAP_H</math>  and <math>UWL_V \leq THR_{UV}</math>, <math>LWL_V \leq THR_{LV}</math>  and <math>UWL_H \leq THR_{UH}</math>,  and <math>LWL_H \leq THR_{LH}</math>,  then <math>OUT = M6</math></p>
<p>If <math>PAP_H &gt; VAP_H</math>  and <math>UWL_V \geq THR_{UV}</math>, <math>LWL_V \geq THR_{LV}</math>  and <math>UWL_H \leq THR_{UH}</math>,  and <math>LWL_H \leq THR_{LH}</math>,  then <math>OUT = M3</math></p>	<p>If <math>PAP_V &lt; VAP_V</math>, <math>PAP_H &gt; VAP_H</math>  and <math>UWL_V \leq THR_{UV}</math>, <math>LWL_V \leq THR_{LV}</math>  and <math>UWL_H \leq THR_{UH}</math>,  and <math>LWL_H \leq THR_{LH}</math>,  then <math>OUT = M7</math></p>
<p>If <math>PAP_H &lt; VAP_H</math>  and <math>UWL_V \geq THR_{UV}</math>, <math>LWL_V \geq THR_{LV}</math>  and <math>UWL_H \leq THR_{UH}</math>,  and <math>LWL_H \leq THR_{LH}</math>,  then <math>OUT = M4</math></p>	<p>If <math>PAP_V &lt; VAP_V</math>, <math>PAP_H &lt; VAP_H</math>  and <math>UWL_V \leq THR_{UV}</math>, <math>LWL_V \leq THR_{LV}</math>  and <math>UWL_H \leq THR_{UH}</math>,  and <math>LWL_H \leq THR_{LH}</math>,  then <math>OUT = M8</math>  Otherwise <math>OUT = M0</math></p>

The PAP and VAP features were used to detect the arrival of the positive and negative amplitudes. If the positive amplitude has occurred before, the output is expected to be up or right. On the other hand, the output is expected to be down or left if the positive amplitude occurred after. Discrimination between up and right or down and left can be conducted by information from two channels. In addition, up and down are vertical movements and right and left are horizontal movements. The other four directional movements can be seen as a combination of four basic movements. In order to avoid classifying uninterested and involuntary eye movements, four threshold values have been proposed, including  $THR_{UV}$ ,  $THR_{LV}$ ,  $THR_{UH}$  and  $THR_{LH}$ . These thresholds were implemented for application with the UWL and LWL features. Throughout the experiments, optimal values of all thresholds were defined.

5. As a result, eight movement classes (M1 to M8) were examined for the output parameter ( $OUT$ ). In addition, if resting and other movements were detected, output  $OUT$  is set to M0. The procedure of the proposed algorithm is as shown in Figure 7. Note that in this figure,  $\{x(i)\}$  is EOG signal time series and  $i$  is the position of time samples.

## RESULTS AND DISCUSSION

Generally, when the eyes move to the left, the positive cornea moves closer to the left electrode which becomes more positive with zero potential at the right electrode, and vice versa. As a result, eye movement will generate voltage in horizontal direction. This finding can also be observed from up and down movements in vertical

channel. From this knowledge and amplitude shape observed, the detection algorithm was designed as presented in the study's results and discussion.

Throughout the experiments,  $THR_{ON}$  as 50  $\mu V$  was optimized for both detecting the starting point of movement and avoiding the background noise. Afterwards, all features were calculated for two EOG channels. The features calculated were presented as shown in Tables 2 to 4 with their mean and standard deviation values. All subjects showed that values of the selected eight features,  $PAP_V$ ,  $PAP_H$ ,  $VAP_V$ ,  $VAP_H$ ,  $UWL_V$ ,  $UWL_H$ ,  $LWL_V$  and  $LWL_H$ , are useful enough for discriminating eight-directional movements. Based on the results obtained, the suitable thresholds of  $THR_{UV}$ ,  $THR_{LV}$ ,  $THR_{UH}$  and  $THR_{LH}$  were defined, and the optimal threshold values were dependent on each subject. To be easily used, however, universal threshold can be defined. Approximately, 10% of the window size features was recommended, that is, in this study, the feature length was set at 256 samples. Interestingly, the resting eight features,  $PAV_V$ ,  $PAV_H$ ,  $VAV_V$ ,  $VAV_H$ ,  $AUC_V$ ,  $AUC_H$ ,  $ALC_V$  and  $ALC_H$  are useful for discriminating other advanced eye movements. For instance, peak and valley amplitude values can distinguish the movement associated with EOG signals at different angles (10, 20 and 30°) as shown in Figure 8. Note that its behaviour is practically linear for gaze-movement angles of  $\pm 30^\circ$ .

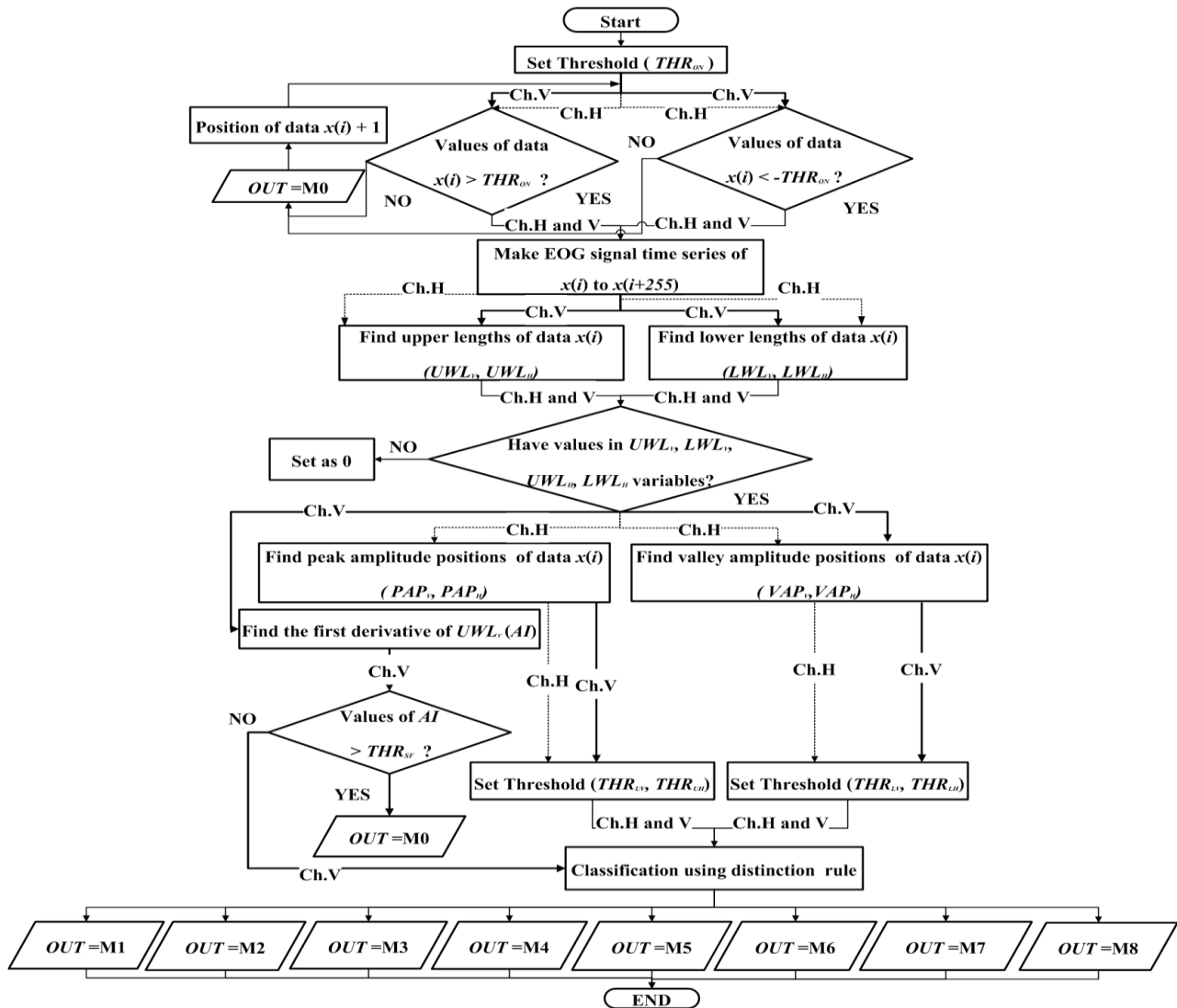


Figure 7. Flowchart of the proposed EOG classification algorithm.

The proposed algorithm has two advantages as compared to other publication algorithms for a classification of eight-directional movements based on EOG signals. Firstly, the proposed algorithm provided a high accuracy as shown in Figure 9. The figure showed the detection of 8 eye movements (M1 to M8) on the top panel from both Ch.V on the middle panel and Ch.H on the bottom panel. The classification accuracy of 8 eye movements is 100% resulting from three healthy subjects, whereas the accuracy from other publications is less than 100%. Examples from previous publications showing the results from 4 directional eye movements are as follows. In a study by Deng et al. (2010), 90% classification accuracy was achieved for applications in game control, eye test and Television controller. In Merino et al. (2010), 94% average rate was achieved when the derivative and amplitude levels were used for

detecting the direction. Examples from previous publications showing results from eight-directional eye movements are as follows. In a study by Yamagishi et al. (2006), 90.4% classification accuracy was achieved for applications in screen keyboard when algorithm based on logical combination was realized. In Itakura and Sakamoto (2010), 96.7% classification accuracy was obtained from algorithm based on the integration method when EOG data were acquired from six subjects.

Secondly, the algorithm was not affected by various noises and involuntary movements, that is, single blinking (SB), double blinking (DB) and involuntary eye closing (IEC). Figure 10 showed the detection of left eye movement (M3) on the top panel using the EOG signals from Ch.V and Ch.H on the middle and bottom panels, respectively. Although, there are SB, DB and IEC noises as shown in thick lines generated in Ch.V, the proposed algorithm can

**Table 2.** Mean ( $\mu$ ) and standard deviation ( $\sigma$ ) values of all features from subject 1.

Feature	Down		Up		Left		Right	
	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$
$PAP_V$	100.8	23.9	13	4.1	n/a	n/a	n/a	n/a
$VAP_V$	14.0	1.0	110	11.1	n/a	n/a	n/a	n/a
$PAP_H$	n/a	n/a	n/a	n/a	101.8	15.1	12.6	0.5
$VAP_H$	n/a	n/a	n/a	n/a	14	1.6	102.8	12.6
$UWL_V$	50.8	6.4	71.4	11.3	n/a	n/a	n/a	n/a
$LWL_V$	56.0	1.7	56.4	14.1	n/a	n/a	n/a	n/a
$UWL_H$	n/a	n/a	n/a	n/a	57.6	8	51.4	1.9
$LWL_H$	n/a	n/a	n/a	n/a	62.6	9.5	53	6.2
$PAV_V$	393.9	44.8	33.42	21.1	n/a	n/a	n/a	n/a
$VAV_V$	-289.6	11.8	-355.8	26.7	n/a	n/a	n/a	n/a
$PAV_H$	n/a	n/a	n/a	n/a	353.9	8.0	280.6	5.7
$VAV_H$	n/a	n/a	n/a	n/a	-303.6	8.0	-298.7	41.1
$AUC_V$	10045.6	701.5	11814.2	409.6	n/a	n/a	n/a	n/a
$ALC_V$	9676.2	113.7	9326.2	817.6	n/a	n/a	n/a	n/a
$AUC_H$	n/a	n/a	n/a	n/a	9419.0	385.6	8020.0	158.5
$ALC_H$	n/a	n/a	n/a	n/a	9769.0	251.7	8193.6	420.3

Feature	Down-left		Down-right		Up-left		Up-right	
	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$
$PAP_V$	50.8	10.5	33.4	5.4	65.6	3.8	61.2	1.9
$VAP_V$	62.6	17.8	41.2	5.4	59.8	2.4	53.6	2.1
$PAP_H$	44.4	2.5	50.8	3.8	55.4	2.4	54.4	2.3
$VAP_H$	57.2	3.9	46.8	5.3	58.8	4.3	53.4	3.2
$UWL_V$	97	38.3	102.4	9.6	12.6	1.1	10.6	0.9
$LWL_V$	30.2	32.9	15.8	1.6	121.4	11.7	107	13.6
$UWL_H$	82.6	59.9	13.4	1.3	116.6	11.1	15.4	1.7
$LWL_H$	24.6	34.3	105.4	8.6	18.8	2.3	99.2	7.9
$PAV_V$	398.8	59.0	285.5	40.8	355.9	58.5	259.5	20.4
$VAV_V$	-285.5	10.6	-191.4	31.6	-425.9	28.8	-259.9	128.9
$PAV_H$	231.8	9.8	193.1	35.3	304.2	15.2	274.8	5.5
$VAV_H$	-33.7	164.4	-237.2	29.4	-250.2	20.2	-289.7	13.2
$AUC_V$	9133.6	1047.5	5483.8	922.1	11727.0	1023.8	7566.4	474.3
$ALC_V$	8863.6	258.5	5577.8	1037.7	11796.8	872.4	6948.8	3381.1
$AUC_H$	5893.0	266.2	6356.4	956.5	9011.6	701.1	9035.6	203.0
$ALC_H$	6309.8	168.3	6234.4	947.3	9078.2	1127.8	8505.2	511.0

Note that n/a is information in a field that is not provided or is not available.

still detect the motion with 100% accuracy as shown in the top panel. The value of threshold  $THR_{SF}$  was set at 30, in order to keep away from small fluctuation during eye movement. The threshold value is approximately 12% of the feature length. Several noise removal techniques have been presented in the past few years, for instance, a simple median filter and a wavelet packet approach, using Daubechies wavelets at level nine (Bulling et al., 2008), a velocity shape algorithm and a threshold and correlation technique (Kim et al., 2007), a calibration technique and a low-pass filter (Yagi, 2010).

More attention should be paid to the development of noise removal techniques in future studies, since it is still an active topic of research.

## Conclusions

EOG signal is widely employed in various clinical applications, such as diagnosis of the eye diseases and evaluation of the eye injuries, and in various engineering applications, such as eye-controlled cursor mouse and

**Table 3.** Mean ( $\mu$ ) and standard deviation ( $\sigma$ ) values of all features from subject 2.

Feature	Down		Up		Left		Right	
	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$
$PAP_V$	183	20.1	19.4	11.1	n/a	n/a	n/a	n/a
$VAP_V$	18.6	3.4	183.8	26.2	n/a	n/a	n/a	n/a
$PAP_H$	n/a	n/a	n/a	n/a	204.4	29	33.4	35.7
$VAP_H$	n/a	n/a	n/a	n/a	32.8	28.1	172.6	35.9
$UWL_V$	46.8	5.4	41.6	3.6	n/a	n/a	n/a	n/a
$LWL_V$	64.4	3.4	49.6	4.6	n/a	n/a	n/a	n/a
$UWL_H$	n/a	n/a	n/a	n/a	46.8	9	69.8	7.3
$LWL_H$	n/a	n/a	n/a	n/a	63.6	5.1	67	4.5
$PAV_V$	570.6	83.8	335.8	53.6	n/a	n/a	n/a	n/a
$VAV_V$	-353.3	36.5	-355.2	36.9	n/a	n/a	n/a	n/a
$PAV_H$	n/a	n/a	n/a	n/a	395.9	25.5	410.1	9.8
$VAV_H$	n/a	n/a	n/a	n/a	-309.4	43.9	-470.0	21.9
$AUC_V$	14604.8	2133.9	12743.4	1538.7	n/a	n/a	n/a	n/a
$ALC_V$	12939.6	2374.9	11654.8	1858.8	n/a	n/a	n/a	n/a
$AUC_H$	n/a	n/a	n/a	n/a	11434.2	519.1	14454.4	338.2
$ALC_H$	n/a	n/a	n/a	n/a	31490.0	44816.3	14443.4	276.0

Feature	Down-left		Down-right		Up-left		Up-right	
	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$
$PAP_V$	165.6	22.5	169.8	63.9	22.6	17.1	14	2.5
$VAP_V$	20.6	5	20.2	2.8	209	18.8	188.8	13.7
$PAP_H$	172.4	23.5	54.4	82.5	209.4	18.4	17.8	1.5
$VAP_H$	13.6	2.4	203.6	22.7	26	18	187.8	12.9
$UWL_V$	46.8	5.4	41.6	3.6	61.8	2.2	61.8	8.5
$LWL_V$	64.4	3.4	49.6	4.6	50.6	10.8	52	7.2
$UWL_H$	45.2	3.7	65.6	6.6	46.8	9	69.8	7.3
$LWL_H$	46.6	7.6	54.4	13.4	63.6	5.1	67	4.5
$PAV_V$	435.6	63.7	492.2	38.0	284.8	12.1	193.2	63.2
$VAV_V$	-276.3	23.0	-265.9	22.5	-280.9	15.3	-208.6	41.1
$PAV_H$	232.9	9.9	230.3	17.1	352.2	22.8	328.3	29.3
$VAV_H$	-184.3	18.4	-256.3	10.5	-277.4	6.6	-381.8	41.8
$AUC_V$	9471.0	1025.1	10875.0	572.8	8495.4	118.7	6016.0	1375.1
$ALC_V$	10826.2	487.3	10934.8	657.9	8120.2	271.2	6693.4	1372.5
$AUC_H$	6280.2	412.0	8126.8	728.8	10230.0	364.9	13315.2	851.4
$ALC_H$	5095.6	627.5	7756.6	782.6	10872.8	677.7	12941.6	588.7

Note that n/a is information in a field that is not provided or is not available.

wheelchair. In this study, we have proposed a non-pattern recognition algorithm to classify eight eye directional movements from EOG signals. From experimental results, the features proposed (peak and valley amplitude values and upper and lower wave-lengths) and threshold classification algorithm showed the best performance to be used in discrimination of EOG signal. Avoiding artifact method that was defined from the first derivative technique, can be effectively used to avoid most noises in EOG signal. The resting features (peak and valley amplitude positions and area under upper and lower

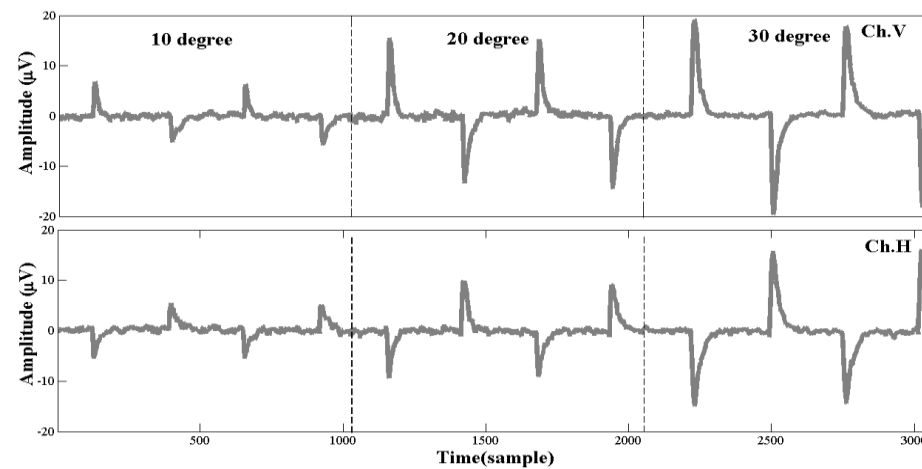
curves) have shown that they can be added to increase the classification performance of advanced movements, such as eye movements with different angles (10 to 30°), eye writing 0 to 9, A to Z, +, -, x, / and activity based on eye movement (reading, typing and browsing). Interestingly, more interest should be paid on two issues in future studies for real-world applications: (1) noise removal or (noise avoiding techniques (Bulling et al., 2008; Kim et al., 2007; Yagi, 2010) and (2) minimization of EOG electrode positions (Usakli and Gurkan, 2010) and design of wearable EOG goggles (Bulling et al., 2009).



**Table 4.** Mean ( $\mu$ ) and standard deviation ( $\sigma$ ) values of all features from subject 3.

Feature	Down		Up		Left		Right		Down-left		Down-right		Up-left		Up-right	
	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$
<i>PAP<sub>V</sub></i>	100.6	12.3	30	45.8	n/a	n/a	n/a	n/a	83.8	8.4	127.6	71.9	24.4	30.6	11.2	4.1
<i>VAP<sub>V</sub></i>	15.4	1.1	159.2	46.4	n/a	n/a	n/a	n/a	18.6	1.1	43.8	61.1	121	34.9	129	17.5
<i>PAP<sub>H</sub></i>	n/a	n/a	n/a	n/a	109.8	19.7	14.8	0.4	88	7.4	44	59.9	121	34.7	18.8	2.5
<i>VAP<sub>H</sub></i>	n/a	n/a	n/a	n/a	13.4	0.9	117.2	15.1	14.6	2.4	134.2	68.3	27.2	29	128.2	18.9
<i>UWL<sub>V</sub></i>	43.8	8.9	51.6	1.3	n/a	n/a	n/a	n/a	48.2	7.5	33	4.4	45.8	1.3	57.8	17.3
<i>LWL<sub>V</sub></i>	53	3.7	50	8.8	n/a	n/a	n/a	n/a	56.8	2.2	51	10.3	49.8	8.6	57.6	6.6
<i>UWL<sub>H</sub></i>	n/a	n/a	n/a	n/a	57.6	4.6	66.4	5.5	51.6	4	53.6	2.9	54	4.2	61.6	5.5
<i>LWL<sub>H</sub></i>	n/a	n/a	n/a	n/a	58.6	3.2	65	3.6	61.6	5.4	40	21.4	62	2.3	55.8	5.6
<i>PAV<sub>V</sub></i>	326.4	28.7	227	6.2	n/a	n/a	n/a	n/a	336.5	38.9	347.2	49.6	235.8	33.4	227.7	29.2
<i>VAV<sub>V</sub></i>	-213.2	7.5	-248.9	23.8	n/a	n/a	n/a	n/a	-265.2	17.9	-201.6	13.7	-261.8	10.7	-195	13
<i>PAV<sub>H</sub></i>	n/a	n/a	n/a	n/a	343.5	21.6	373.9	13	259.7	12.7	216.1	18	318.4	40	195.6	97.2
<i>VAV<sub>H</sub></i>	n/a	n/a	n/a	n/a	-307.7	17.3	-437.3	25.9	-211.8	5.3	-238.8	56.6	-202.4	100.7	-290.6	16.6
<i>AUC<sub>V</sub></i>	20359	29769.9	7110.8	291.1	n/a	n/a	n/a	n/a	8362.8	426.4	1489.2	1553.9	5459.8	1804.2	7040.4	2155.5
<i>ALC<sub>V</sub></i>	6934.4	469	6848	798.7	n/a	n/a	n/a	n/a	8840.6	447.7	5809.6	1162.8	7144	146.4	6592.8	656.8
<i>AUC<sub>H</sub></i>	n/a	n/a	n/a	n/a	9489	525.2	6237	1051.1	7170	184.5	5489	1133.7	9029.8	502	8975.2	547.4
<i>ALC<sub>H</sub></i>	n/a	n/a	n/a	n/a	9980.4	744.5	4676.6	3038.2	7534.4	422.3	2407.4	2346.3	9003.4	167.4	8859.2	1009.7

Note that n/a is information in a field that is not provided or is not available.



**Figure 8.** Up-left movement associated with EOG signals at 10, 20 and 30 degrees from two channels, Ch.V and Ch.H.

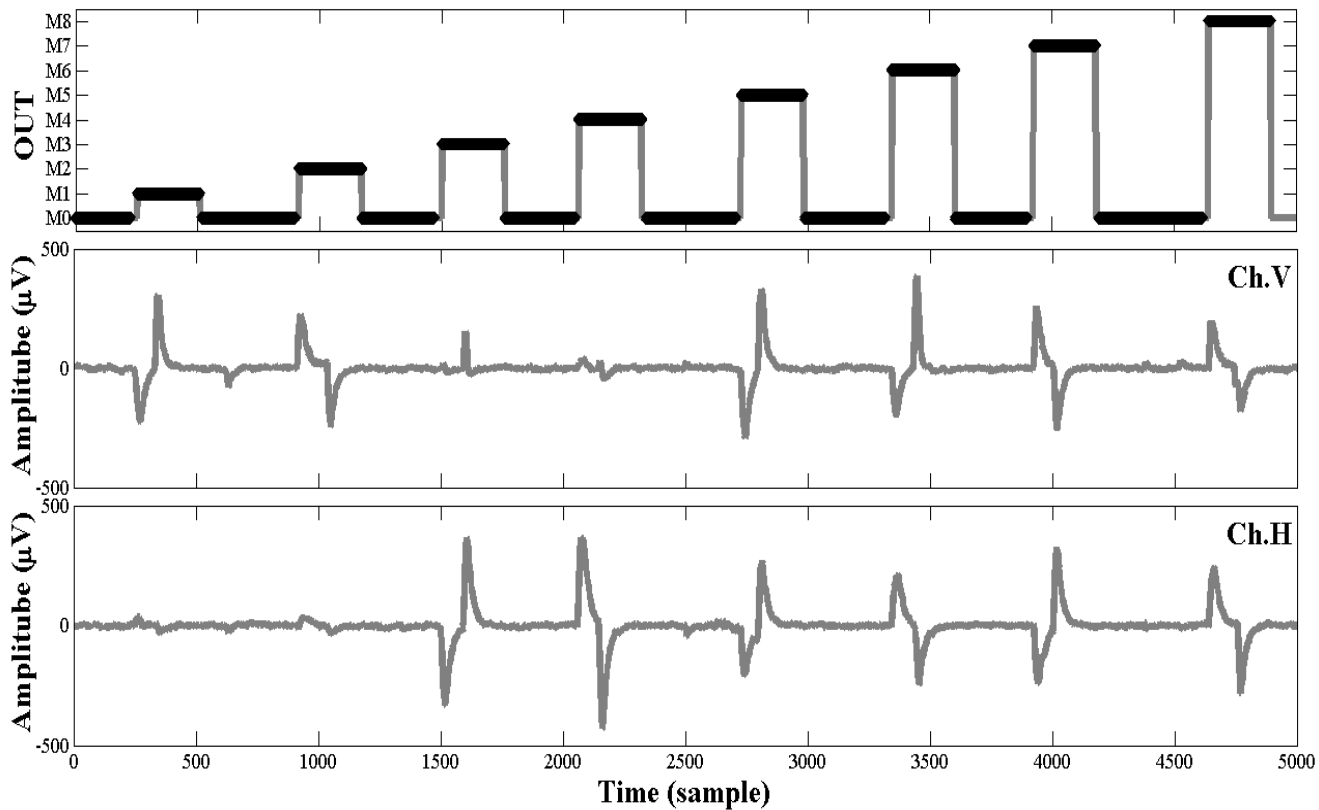


Figure 9. Example result of the proposed EOG classification algorithm for discriminating eight-directional movements.

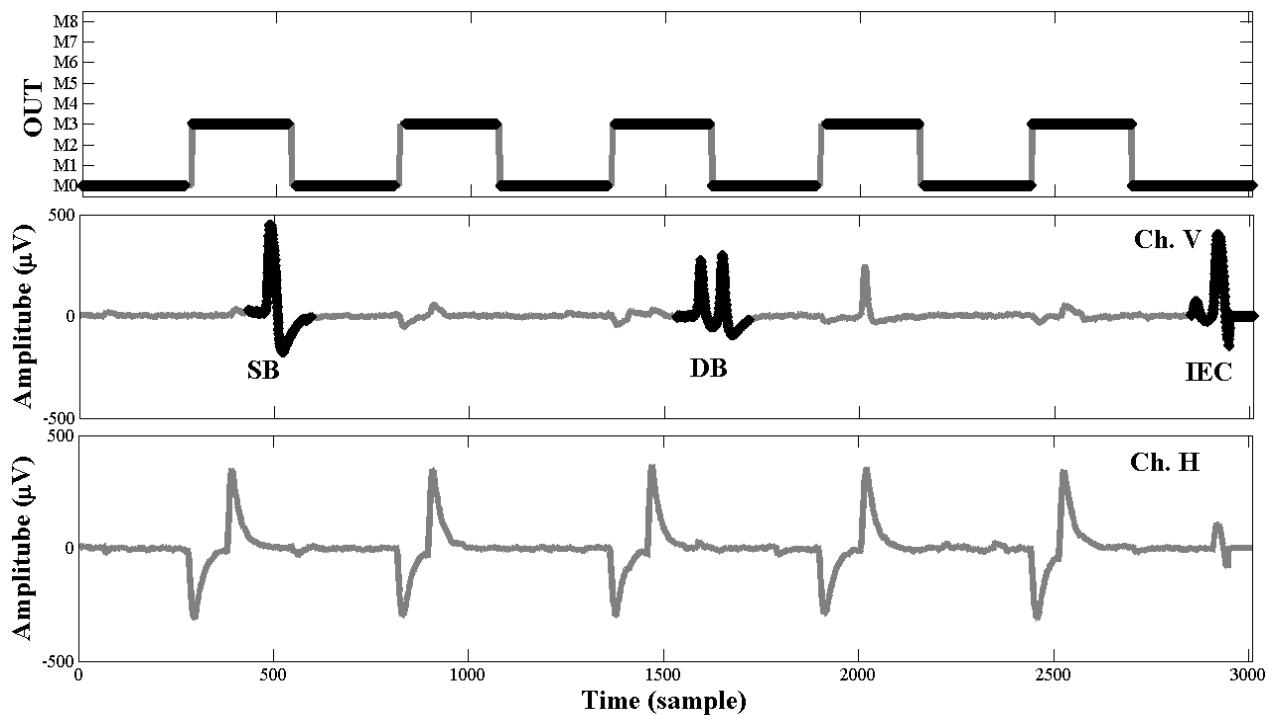


Figure 10. Effect of noises on the vertical EOG signal: single blinking (SB), double blinking (DB) and involuntary eye closing (IEC).

## ACKNOWLEDGEMENT

This work was supported by NECTEC-PSU Center of Excellence for Rehabilitation Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University through contract no. ENG540638S.

## REFERENCES

- Aungsakun S, Phinyomark A, Phukpattaranont P, Limsakul C (2011). Robust eye movement recognition using EOG signal for human-computer interface. In: Zain JM, Mohd WMW, El-Qawasmeh E (eds.) ICSECS 2011. CCIS, 128: 714-723.
- Barea R, Boquete L, Mazo M, Lopez E (2002). System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 4: 209-218.
- Barea R, Boquete L, Mazo M, Lopez E, Bergasa LM (2000). EOG guidance of a wheelchair using neural networks. In Proceedings of the 15th International Conference on Pattern Recognition, 4: 668-671, IEEE Press.
- Brown M, Marmor M, Vaegan, Zrenner E, Brigell M, Bach M (2006). ISCEV standard for clinical electro-oculography (EOG) 2006. *Documenta Ophthalmologica*, 113: 205-212.
- Brunner S, Hanke S, Wassertheuer S, Hochgatterer A (2007). EOG pattern recognition trial for a human-computer interaction. In: Stephanidis C (ed.) UAHCI 2007. LNCS, 4555: 769-776.
- Bukhari WM, Daud W, Sudirman R (2010). A wavelet approach on energy distribution of eye movement potential towards direction. In Proceedings of the IEEE Symposium on Industrial Electronics and Applications, pp. 181-185, IEEE Press.
- Bulling A, Ward JA, Gellersen H, Tröster G (2011). Eye movement analysis for activity recognition using electrooculography. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* 33: 741-753.
- Bulling A, Roggen D, Tröster G (2009). Wearable EOG goggles: Seamless sensing and context-awareness in everyday environments. *J. Ambient Intell. Smart Environ.*, 1: 157-171.
- Bulling A, Ward JA, Gellersen H, Tröster G (2008). Robust recognition of reading activity in transit using wearable electrooculography. In: Indulska J, Patterson DJ, Rodden T, Ott M (eds.) ICP 2008. LNCS, 5013: 19-37.
- Coyle ED (1995). Electronic wheelchair controller designed for operation by hand-operated joystick, ultrasonic non-contact head control and utterance from a small word-command vocabulary. In Proceedings of the IEE Colloquium on New Developments in Electric Vehicles for Disabled Persons, pp. 3/1-3/4, IEEE Press.
- Deng LY, Hsu DL, Lin TC, Tuan JS, Chang SM (2010). EOG-based human-computer interface system development. *Expert Syst. Appl.* 37: 3337-3343.
- Evans DG, Drew R, Blenkhorn P (2000). Controlling mouse pointer position using an infrared head-operated joystick. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, 8: 107-117.
- Fraivan L, Lweesy K, Al-Nemrawi A, Addabass S, Saifan R (2011). Voiceless Arabic vowels recognition using facial EMG. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 49: 811-818.
- Gandhi T, Trikha M, Santhosh J, Anand S (2010). Development of an expert multitask gadget controlled by voluntary eye movements. *Expert Syst. Appl.*, 37: 4204-4211.
- Güven A, Kara S (2006). Classification of electro-oculogram signals using artificial neural network. *Expert Syst. Appl.*, 31: 199-205.
- Harun H, Mansor W (2009). EOG signal detection for home appliances activation. In Proceedings of the 5th International Colloquium on Signal Processing and Its Applications, pp. 195-197, IEEE Press.
- Ikuta A, Orimoto H (2011). Adaptive noise suppression algorithm for speech signal based on stochastic system theory. *IEICE Trans. Fundam. Electron. Commun. Comput. Sci.*, E94-A: 1618-1627.
- Itakura N, Sakamoto K (2010). A new method for calculating eye movement displacement from AC coupled electro-oculographic signals in head mounted eye-gaze input interfaces. *Biomed. Signal Process. Control*, 5: 142-146.
- Jones M, Grogg K, Anschutz J, Fierman R (2008). A sip-and-puff wireless remote control for the Apple iPod. *Assist. Technol.*, 20: 107-110.
- Kherlopian AR, Gerrein JP, Yue M, Kim KE, Kim JW, Sukumaran M, Sajda P (2006). "Electrooculogram based system for computer control using a multiple feature classification model", In Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference, IEEE Press. pp. 1295-1298,
- Kikuchi M, Fukushima K (2000). Pattern recognition with eye movement: a neural network model. In Proceedings of the International Joint Conference on Neural Networks, ACM Press. pp. 37-40,
- Kim Y, Doh NL, Youm Y, Chung WK (2007). Robust discrimination method of the electrooculogram signals for human-computer interaction controlling mobile robot. *Intell. Autom. Soft Comput.*, 13: 319-336.
- Krupiński R, Mazurek P (2009). Estimation of eye blinking using biopotentials measurements for computer animation applications. In: Bolc L, Kulikowski JL, Wojciechowski K (eds.) ICCVG 2008. LNCS, 5337: 302-310.
- Lee J, Lee Y (1993). Saccadic eye-movement system modelling using recurrent neural network. In Proceedings of the International Joint Conference on Neural Networks, pp. 57-60, IEEE Press.
- Lv Z, Wu XP, Li M, Zhang D (2010). A novel eye movement detection algorithm for EOG driven human computer interface. *Pattern Recognit. Lett.*, 31: 1041-1047.
- Merino M, Rivera O, Gomez I, Molina A, Doronzoro E (2010). A method of EOG signal processing to detect the direction of eye movements. In Proceedings of the 1st International Conference on Sensor Device Technologies and Applications, pp. 100-105, IEEE Press.
- North AW (1965). Accuracy and precision of electro-oculographic recording. *Investigative Ophthalmol.*, 4: 343-348.
- Panicker RC, Puthusserypady S, Sun Y (2011). An asynchronous P300 BCI with SSVEP-based control state detection. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 58: 1781-1788.
- Park S, Kim DW, Kim HC (2005). Development of a human-computer interface device using electrooculogram for the amyotrophic lateral sclerosis patient. In Proceedings of the 3rd European Medical and Biological Engineering Conference. pp. 1727-1983.
- Phinyomark A, Phukpattaranont P, Limsakul C (2011a). A review of control methods for electric power wheelchairs based on electromyography (EMG) signals with special emphasis on pattern recognition. *IETE Tech. Rev.*, 28: 316-326.
- Phinyomark A, Phukpattaranont P, Limsakul C (2011b). Wavelet-based denoising algorithm for robust EMG pattern recognition. *Fluctuation Noise Lett.*, 10: 157-167.
- Raab M, Gruhn R, Nöth E (2011). A scalable architecture for multilingual speech recognition on embedded devices. *Speech Commun.*, 53: 62-74.
- Reale MJ, Canavan S, Yin L, Hu K, Hung T (2011). A multi-gesture interaction system using a 3-D iris disk model for gaze estimation and an active appearance model for 3-D hand pointing. *IEEE Trans. Multimedia*, 13: 474-486.
- Septanto H, Prihatmanto AS, Indrayanto A (2009). A computer cursor controlled by eye movements and voluntary eye winks using a single channel EOG. In Proceedings of the International Conference on Electrical Engineering and Informatics, pp. 117-120, IEEE Press.
- Shaikh AA, Kumar DK, Gubbi J (2011). Visual speech recognition using optical flow and support vector machines. *Int. J. Comput. Intell. Appl.*, 10: 167-187.
- Shuyan H, Gangtie Z (2009). Driver drowsiness detection with eyelid related parameters by support vector machine. *Expert Syst. Appl.*, 36: 7651-7658.
- Simpson T, Broughton C, Gauthier MJA, Prochazka A (2008). Tooth-click control of a hands-free computer interface. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 55: 2050-2056.
- Suresh HN, Puttamadappa C (2008). Removal of EMG and ECG artifacts from EEG based on real time recurrent learning algorithm. *Int. J. Phys. Sci.*, 3: 120-125.
- Tomita Y, Igarashi Y, Honda S, Matsuo N (1996). Electro-oculography mouse for amyotrophic lateral sclerosis patients. In Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in

- Medicine and biology Society, pp. 1780-1781, IEEE Press.
- Tsai JZ, Lee CK, Wu CM, Wu JJ, Kao KP (2008). A feasibility study of an eye-writing system based on electro-oculography. *J. Med. Biol. Eng.*, 28: 39-46.
- Tsai JZ, Chen TS (2009). Eye-writing communication for patients with amyotrophic lateral sclerosis. In Proceedings of the 11th international ACM SIGACCESS conference on Computers and accessibility, pp. 239-240, ACM press.
- Ubeda A, Ianez E, Azorin JM (2011). Wireless and portable EOG-based interface for assisting disabled people. *IEEE/ASME Trans. Mechatron.* 16: 870-873.
- Usakli AB, Gurkan S (2010). Design of a novel efficient human-computer interface: an electrooculogram based virtual keyboard. *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, 59: 2099-2108.
- Venkataramanan S, Prabhat P, Choudhury SR, Nemade HB, Sahambi JS (2005). Biomedical instrumentation based on electrooculogram (EOG) signal processing and application to a hospital alarm system. In Proceedings of the 2nd International Conference on Intelligent Sensing and Information Processing, pp. 535-540, IEEE Press.
- Yagi T (2010). Eye-gaze interfaces using electro-oculography (EOG). In Proceedings of the 2010 workshop on Eye gaze in intelligent human machine interaction, pp. 28-32, ACM Press.
- Yamagishi K, Hori J, Miyakawa M (2006). Development of EOG-based communication system controlled by eight-directional eye movements. In Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International conference, pp. 2574-2577, IEEE Press.
- Yu M, Piao YJ, Kim YY, Kwon TK, Hong CU, Kim NG (2005). Study of the characteristic of eye movement for visual improvement of the elderly. In Proceedings of the International Conference on Control, Automation and systems.





# วารสารวิทยาศาสตร์การกีฬาและสุขภาพ Journal of Sports Science and Health

ปีที่ 13 ฉบับพิเศษ 2 2555  
Vol.13 Supplement 2, 2012



ISSN 1513-7430

 The 3<sup>rd</sup> International Conference  
on Sports and Exercise Science



# DESIGN OF EYE EXERCISE RECOGNITION SYSTEM BASED ON ELECTROOCULOGRAPHY (EOG) SIGNALS

Angkoon Phinyomark<sup>1</sup>, Siriwadee Aungsakul<sup>1</sup>, Ruchada Yotdam<sup>1</sup>,  
Huosheng Hu<sup>2</sup>, Pornchai Phukpattaranont<sup>1</sup>, Chusak Limsakul<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University, Thailand

<sup>2</sup> School of Computer Science & Electronic Engineering, University of Essex, U.K.

---

## Abstract

Over the last decade, there have been an increasing number of people who wear glasses because they spend more time in front of a computer or television every day. To improve vision and eye health of people, the eye exercise system based on electrooculography (EOG) signal is proposed. EOG is an efficient bio-electrical signal that can be used to measure the change in eye positions. Based on our previous preliminary research, the classification of eye exercises according to their type using EOG is feasible. The classification outputs can be used not only for checking the correctness of eye exercises but also for counting the number of trials. As a result, the eye exercise program based on EOG can be implemented.

**Purpose:** The paper presents the design and development of eye exercise recognition system based on EOG signals to promote the eye exercise in daily life of human.

**Methods and Results:** Several popular eye exercises were selected and detected by using EOG; however, such eye exercises can be combined into four main groups: (1) Eight-directional eye movements, (2) Eye clockwise and counter-clockwise, (3) Eye tightly closed, and (4) Blinking. Several eye exercises can be classified based on these four groups, such as, looking at any hour mark on a clock, writing the letters, and tracing the figure of eight. EOG data in the recognition system are measured from horizontal and vertical channels. However, the classification of EOG can be either DC or AC recording. The advantage and disadvantage of each recording were discussed, and the suitable filtering conditions also were suggested. Such eye exercises can be classified based on two types of recognition: pattern and non-pattern. In addition, several useful EOG features were calculated and evaluated to measure their performance.

**Conclusion:** The proposed EOG based eye exercise recognition system can be widely used in future due to the rapid development of wearable EOG recording devices that are reliable, low-cost, lightweight, and wireless communication.

**Key Words :** electrooculography (EOG) signal / eye exercise / eye movement / classification / feature extraction / filtering

## **1. Introduction**

Over the last decade, there have been an increasing number of people who wear glasses because they spend more time in front of a computer or television every day. Eyes are among the most meaningful organs of the body. Just like any other muscle in the body, eyes need regular exercises for maintain them healthy. The aims of eye exercise are to strengthen the eye muscles, and also maintain the flexible lenses and sharper vision. To improve vision and eye health of people, the eye exercise system based on electrooculography (EOG) signal is proposed in order to promote the eye exercise in daily life of human.

EOG is an efficient bio-electrical signal that can be used to measure the change in eye positions. It is an electrical signal generated by the potential difference between the cornea and the ocular fundus, which is commonly referred to as cornea-retinal potential (CRP) (Brown et al., 2006). Based on our previous preliminary research (Aungsakun et al., 2010), the classification of eye exercises according to their type using EOG is feasible. However, in that study, only some basic eye exercises are proposed. Furthermore, based on the linear relationship between EOG signal and eye movements, and easy waveform detection, the EOG signal may look like an ideal candidate for the eye exercise recognition system (Barea et al., 2002). The classification outputs can be used not only for checking the correctness of eye exercises but also for counting the number of trials. As a result, the eye exercise program based on EOG can be implemented.

## **2. Purpose**

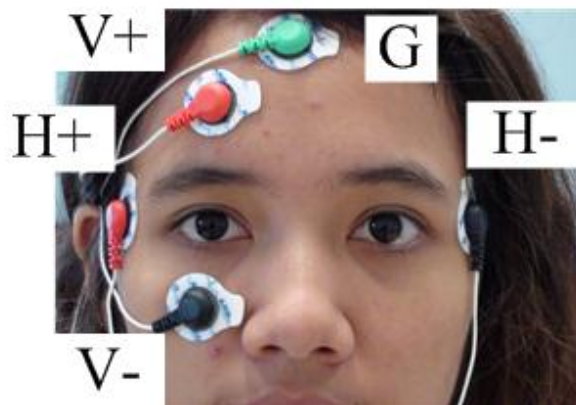
The paper presents the design and development of eye exercise recognition system based on EOG signals to promote the eye exercise in daily life of human. At first EOG data recorded from four healthy subjects performing several possible eye exercises were analyzed and grouped based on the signal characteristics. More details about EOG data acquisition and experiments are described in Section 3. After that the suitable comprehensive exercises that response to the eye muscles were selected. However, the classification of EOG can be either DC or AC recording. The advantage and disadvantage of each recording were discussed, and the suitable filtering conditions were suggested in Section 4. Such eye exercises can be classified based on two types of recognition: pattern and non-pattern. In addition, several useful EOG features were calculated and evaluated to measure their performance, all of which are described in Section 5. Finally, concluding remarks and recommendations for future research are given in Section 6.

## **3. EOG Data Acquisition and Experiments**

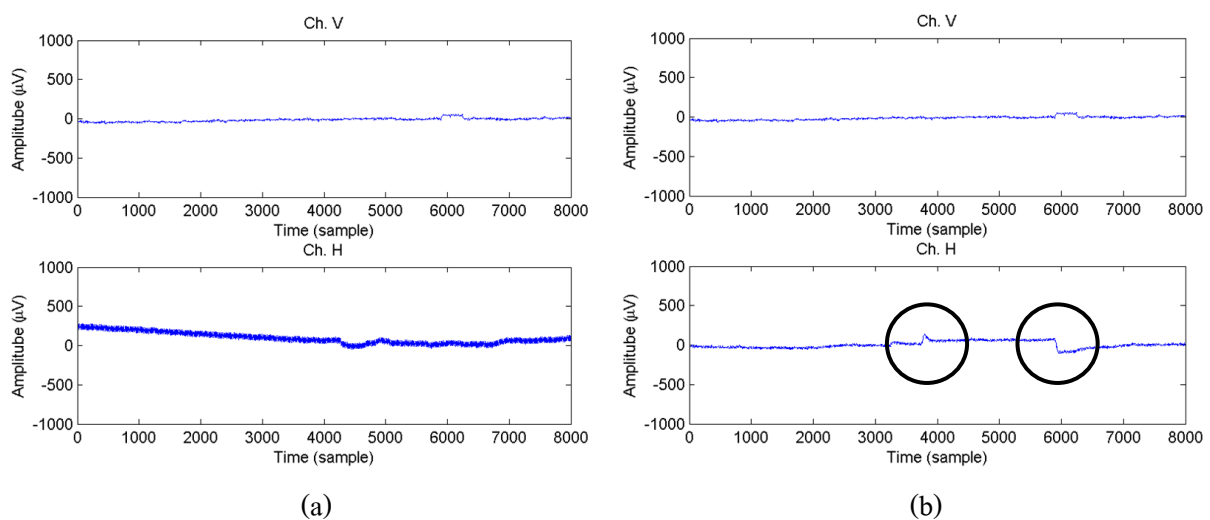
Generally, EOG signals are frequently measured from both eyes with independent measurement. However, two eyes move in conjunction in the vertical direction, thus only one eye (left or right) was used for the detection of eye movement in vertical direction. In this research, five surface electrodes were put around the eyes, as shown in Fig. 1. The vertical leads (Ch. V) were measured by two electrodes on the above and the below of the right eye (V+ and V-), and the horizontal leads (Ch. H) were measured by two electrodes on the right and left of outer canthi (H+ and H-). A reference electrode was placed on the forehead (G). All EOG signal recordings were carried out using a Mobi6-6b (TMS International BV,

Netherlands) with a band-pass filter of 1-500 Hz bandwidth and an amplifier with 19.5x. The sampling frequency was set at 1024 Hz with a high resolution of 24 bits.

EOG signals were firstly recorded from four normal young subjects with twenty-eight eye exercises. All exercises were hold for three seconds. Each activity was performed five times for each subject. However, nine exercises did not generate the useful EOG signals, thus such exercises were removed from the experiments. Figure 2 shows a sample of the EMG data from two channels during two exercises: keeping the eyes focus on the finger movement and keeping the eyes wide open in time domain. As can be observed in Fig. 2(a), keeping the eyes wide open exercise did not generate any change in EOG signal. The EOG signals acquired from near and far focusing, focusing on a distant object, and eye massage including eyelid massage and face massage were similar as the keeping the eyes wide open exercise. On the other hand, in Fig. 2(b), keeping the eyes wide open exercise did not generate the useful EOG signals, thus the exercises, i.e. keeping the eyes wide open and eyes look to nose tip, were also not included in the study. However, the classification of EOG signals obtained from this exercise group is still possible.

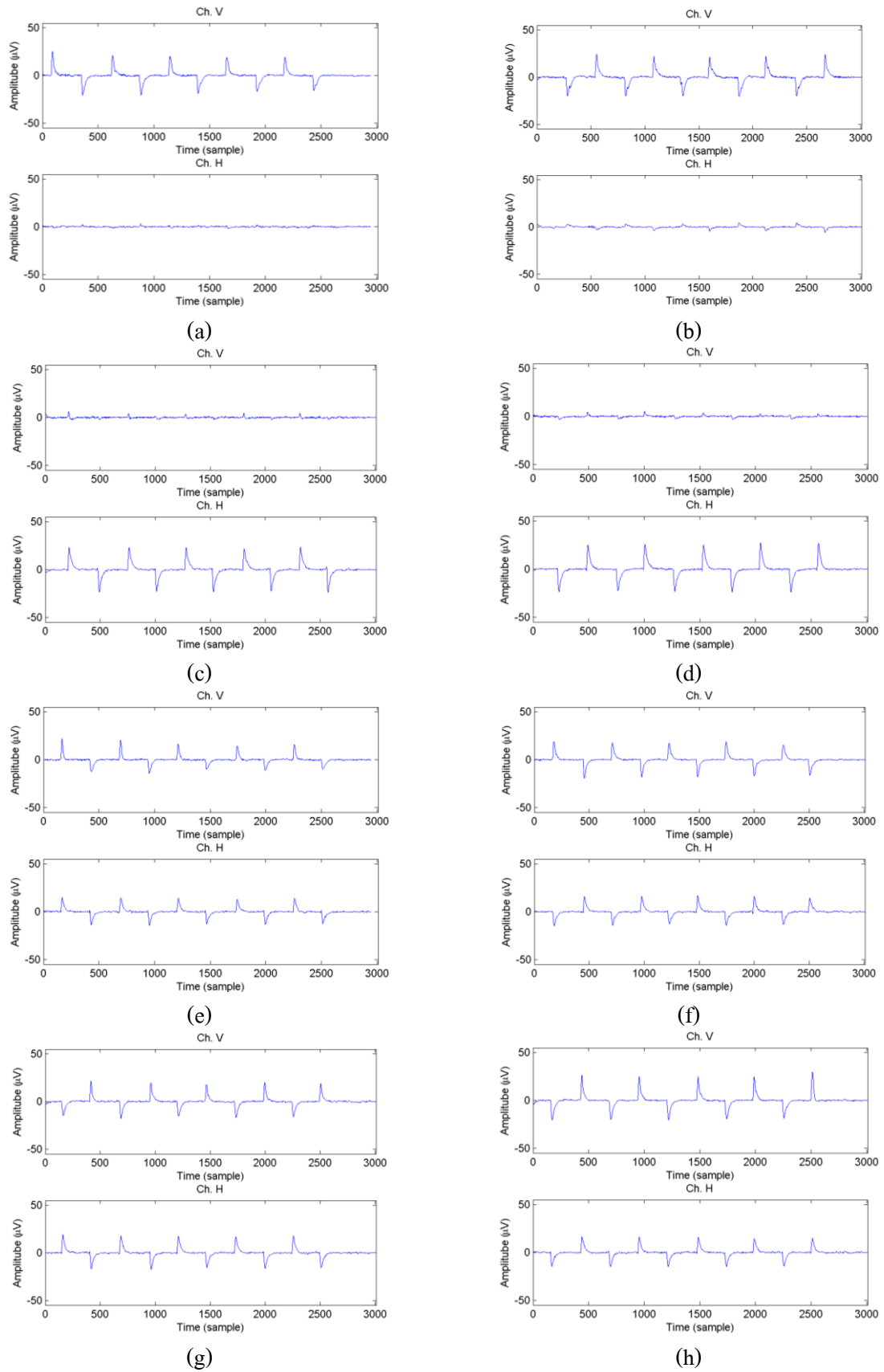


**Figure 1.** Recording electrode positions.

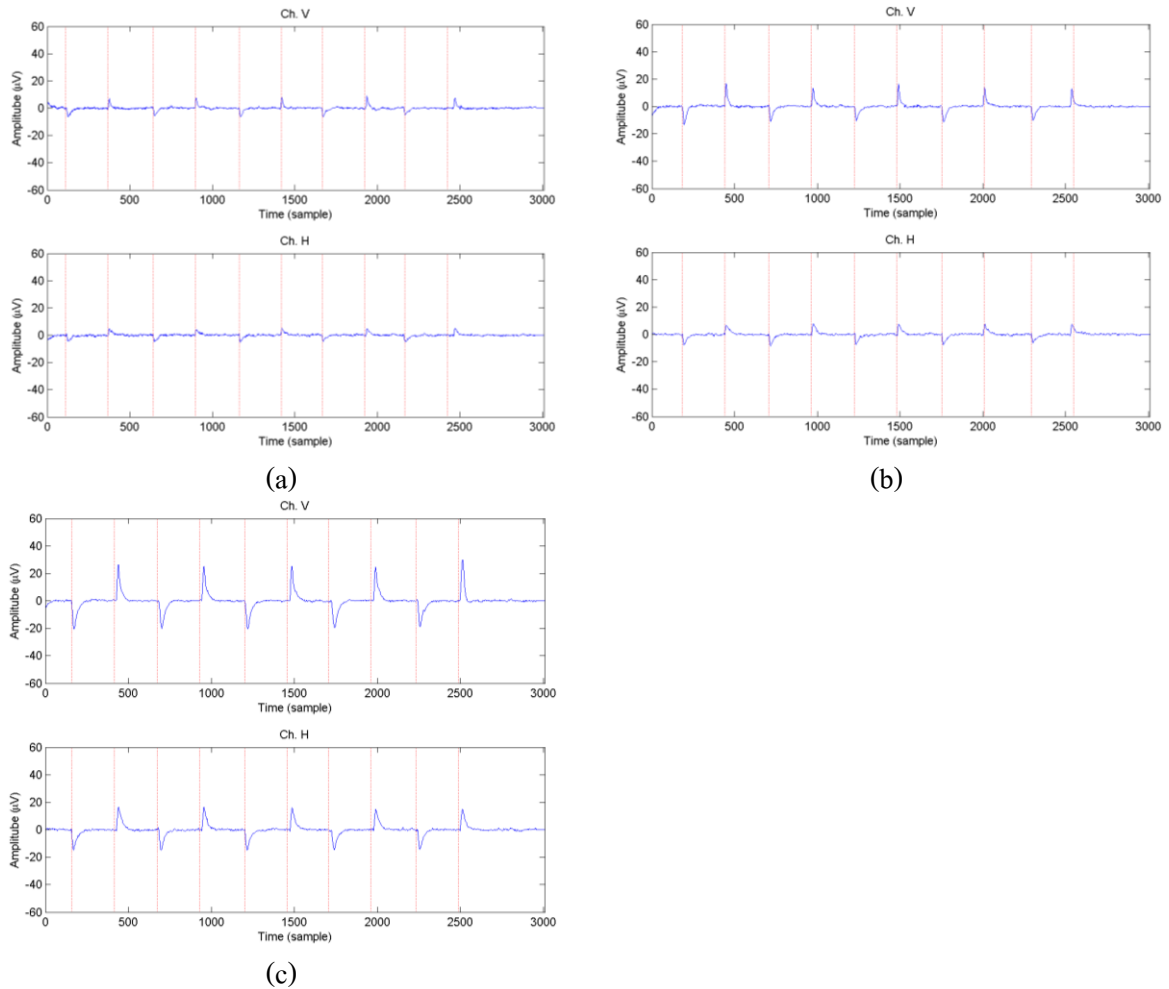


**Figure 2.** Two-channel EOG signals (Ch. V and Ch. H) from (a) keeping the eyes focus on the finger movement, (b) keeping the eyes wide open, in the time domain.





**Figure 3.** Two-channel EOG signals with a band-pass filter of 1-10 Hz bandwidth (Ch. V and Ch. H) from (a) up, (b) down, (c) right, (d) left, (e) up-right, (f) up-left, (g) down-right, and (h) down-left, at 30-degree movement in the time domain. Sample data are from Subject 2.

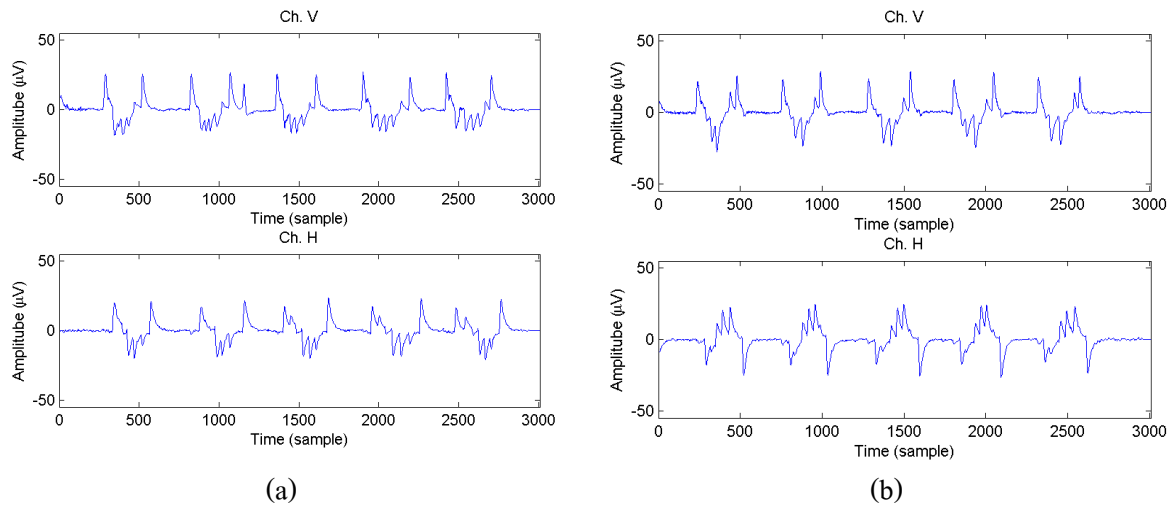


**Figure 4.** Two-channel EOG signals with a band-pass filter of 1-10 Hz bandwidth (Ch. V and Ch. H) from down-left, at (a) 10 (b) 20 (c) 30-degree movement in the time domain.

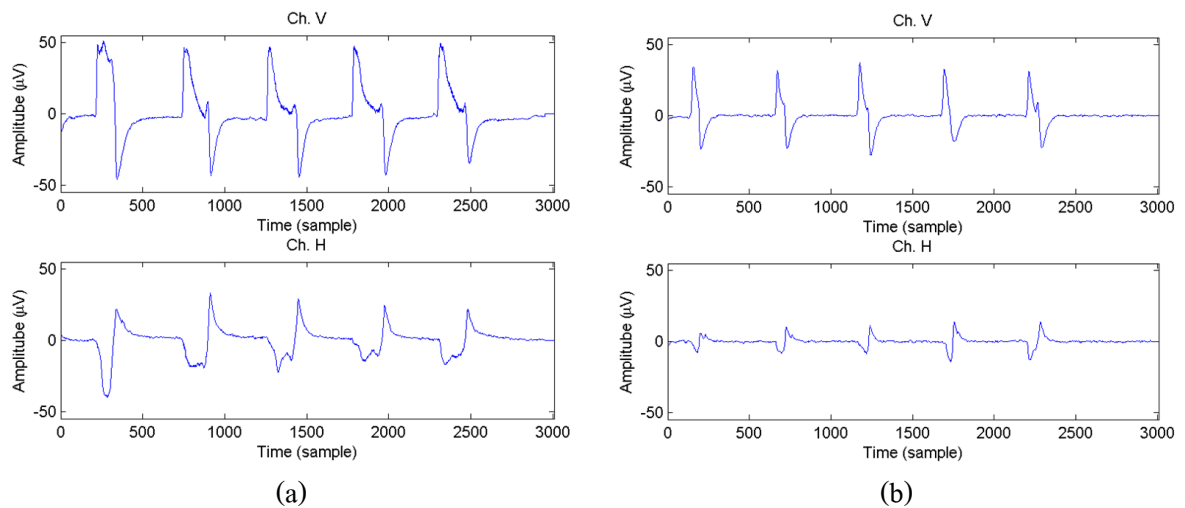
### 3.1 Signal Analysis

As a result, the remaining useful eye exercises can be combined into four main groups: (1) Eight-directional eye movements, (2) Eye clockwise and counter-clockwise, (3) Eye tightly closed, and (4) Blinking, based on the characteristic of EOG waveform.

The first group, the eight-directional eye movements consists of up, down, right, left, up-right, up-left, down-right, and down-left as shown in Fig. 3, respectively. From the figure, for instance, the EOG patterns of the up-right movement is similar to a combination of the EOG patterns of the up movement from Ch. V and of the right movement from Ch. H with a slightly decrease of signal amplitude. In addition, each directional movement can be discriminated by the degree of movement ( $10^\circ$ ,  $20^\circ$ , and  $30^\circ$ ). The example data of down-left at  $10^\circ$ ,  $20^\circ$  and  $30^\circ$  movement from both EOG channels is shown in Fig. 4. The signal amplitudes increase with increasing degree movement. It should be noted that the linear relationship between EOG signal and eye movements has in range of  $0^\circ$ - $30^\circ$  movement. Several basic eye exercises can be classified into this group, such as eyes look to left and right cheeks, and eyes look to left and right tail eyebrows. In addition, a number of advanced eye exercises can be classified based on the EOG patterns in this group, such as looking at any hour mark on a clock and writing the letters.



**Figure 5.** Two-channel EOG signals with a band-pass filter of 1-10 Hz bandwidth (Ch. V and Ch. H) from (a) eye clockwise, and (b) eye counter-clockwise, at 30-degree movement in the time domain.



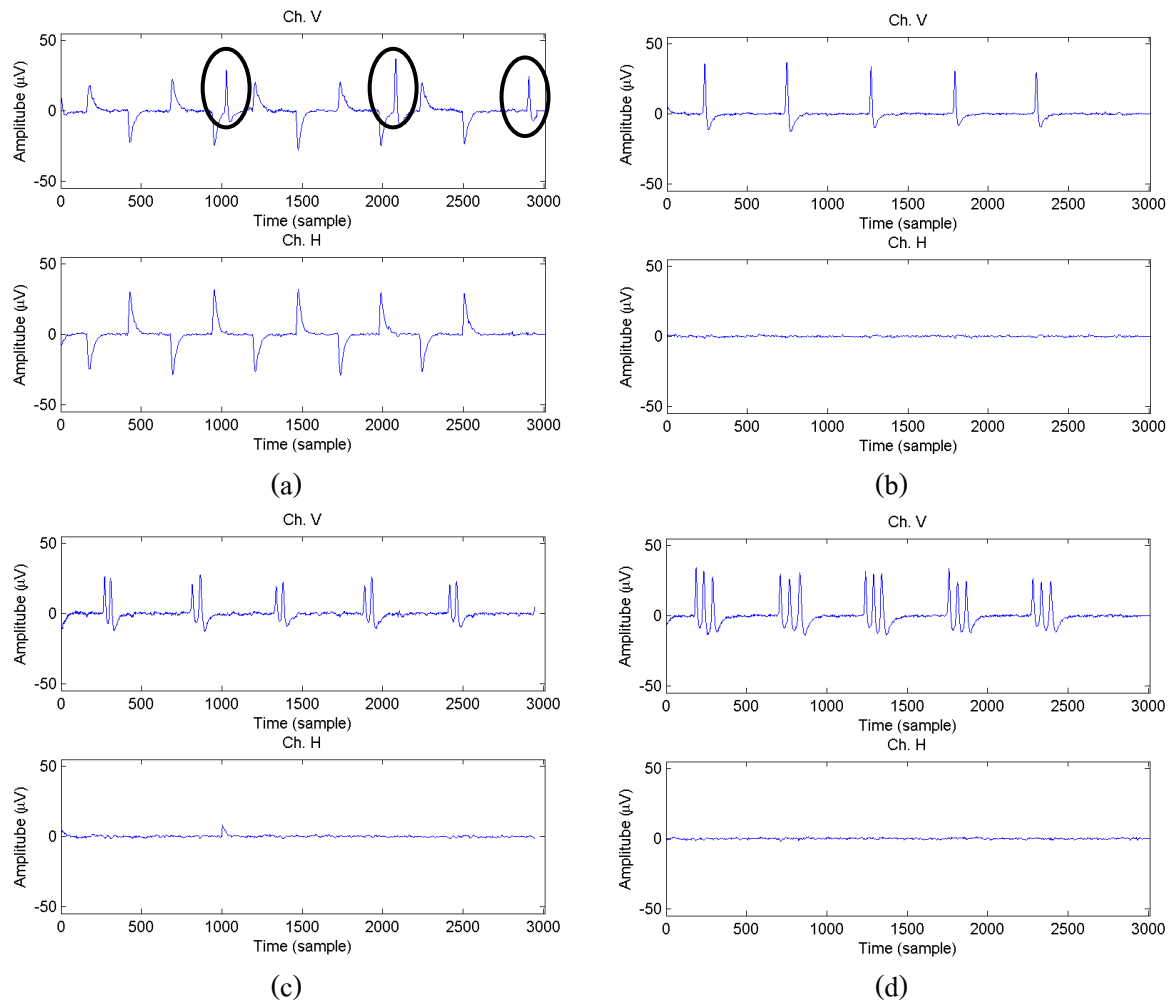
**Figure 6.** Two-channel EOG signals with a band-pass filter of 1-10 Hz bandwidth (Ch. V and Ch. H) from (a) eye tightly closed, and (b) eye slightly closed, at 30-degree movement in the time domain.

The second group, the eye clockwise and counter-clockwise, is a dynamic movement that has a complex pattern of EOG signals. Both movements have a similar EOG pattern for the vertical signal, but have an inverse EOG pattern for the horizontal signal, as can be observed from Fig. 5. The tracing the figure of eight exercise is one of the advanced exercises extended from this group.

The third group, eye closed exercise consists of eye tightly closed and eye slightly closed as respectively shown in Fig. 6. The patterns of EOG signals from both exercises are similar, except the difference in signal amplitude. However, the EOG patterns of this exercise group are also similar to the down-right or down-left movements, except the duration between positive and negative waveforms. The duration between positive and negative waveforms of the eye closed was shorter than that of the down-right/down-left.

The last group is blinking. It can be used as one of the eye exercise types (voluntary blinking) and can be assumed as noise in EOG signals (involuntary blinking). The effect of blinking is usually occurred

in vertical EOG signal, as can be observed in Fig. 7(a). In order to detect the correct movement, the removal of blinking in vertical EOG signal is needed (Aungsakun et al., 2011a). However, for eye exercise context, blinking is important. It will help to improve eyesight naturally and will provide several benefits, such as relaxing the eyes, preventing Dry Eye condition or relieving its symptoms, and strengthening and improving the flexibility of the eye muscles. In this research, three types of blinking were measured and analyzed: 1-blinking, 2-blinking, and 3-blinking, as shown in Figs. 7(b) to 7(d).



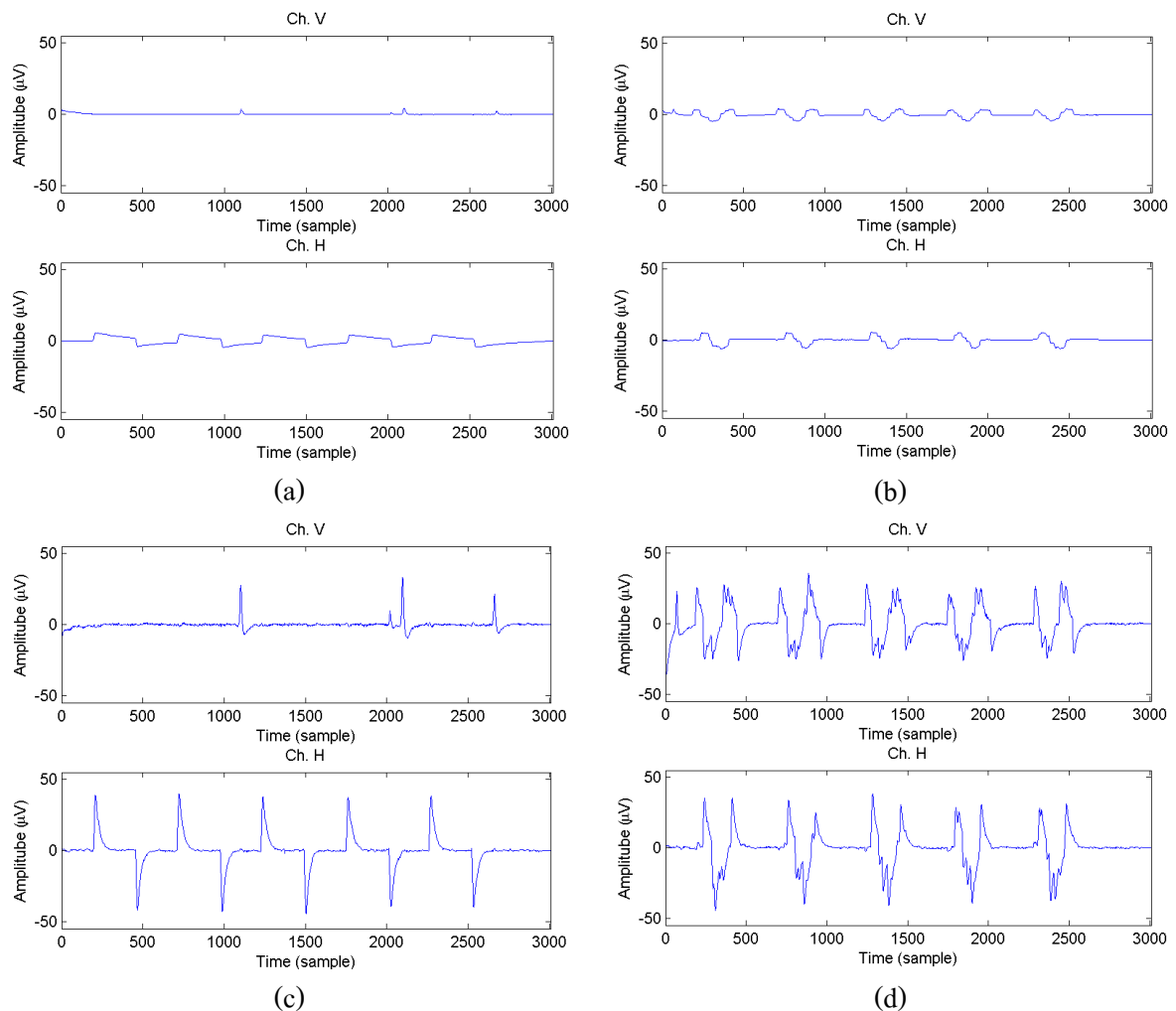
**Figure 7.** Two-channel EOG signals with a band-pass filter of 1-10 Hz bandwidth (Ch. V and Ch. H) from (a) up-left with involuntary blinking, (b) 1-blinking, (c) 2-blinking, and (d) 3-blinking, at 30-degree movement in the time domain.

#### 4. DC/AC Recording and Filtering

The classification of EOG can be either DC or AC recording. It should be noted that all EOG signals in Fig. 3 through Fig. 7 are AC recording with a band-pass filter of 1-10 Hz bandwidth. The difference between DC and AC recording can be observed in Fig. 8. To obtain recording of eye movements with an ideal DC recording (square wave), a DC amplifier without a high-pass filter is required, however, there are a problem in terms of based line shift. Hence, a high-pass filter with a 0.1 Hz is usually implemented for DC recording in order to partially eliminate based line interference, as shown

in Figs. 8(a) and 8(b). On the other hand, for AC recording, a higher frequency, i.e. 0.5-1 Hz, is used as shown in Figs. 8(c) and 8(d). Both recording types have been used to classify eye movements in previous research. Based on the observation in Fig. 8, it showed that the patterns of AC recording have a significant difference between each of the channels and exercises. Therefore, eye exercises are possible to classify using the AC recording. However, the amplitude of noises in AC recording is also larger than that of noises in DC recording. In total, difference of AC recording patterns is important for the classification of advanced and complex eye movements, but for simple movement classification, DC recording is good in order to avoid the effect of noises.

For the low-pass filter, 30 Hz is recommended by ISCEV standard (Brown et al., 2006) in order to remove the high frequency noises such as electromyography (EMG) signal and power-line interference. However, based on one of our previous research, a low-pass filter with a corner frequency of 10 Hz is recommended (Aungsakun et al., 2010). However, the high-frequency signals may be useful for using as an augmenting feature for the classification of eye exercises (Aungsakun et al., 2010).



**Figure 8.** Two-channel EOG signals with a high-pass filter of (a-b) 0.1 Hz and (c-d) 1 Hz from (a, c) right and (b, d) eye clockwise, in the time domain.

## 5. EOG Feature Extraction and Classification

In order to develop the eye movement recognition system, various techniques have been proposed in many applications. However, the techniques can be divided into two major types: (1) pattern recognition and (2) non-pattern recognition.

In pattern recognition, features extracted are discriminated by an effective classifier such as neural networks (Barea et al., 2000; Güven and Kara, 2006; Kikuchi and Fukushima, 2000; Lee and Lee, 1993) and support vector machine (Bulling et al., 2011; Shuyan and Gangtie, 2009). Generally, time-domain features are frequently used in EOG pattern recognition such as mean value, peak duration, peak polarity, and slope (Kherlopain et al., 2006). The evaluation of time-domain EOG features is presented in one of our previous research (Aungsakun et al., 2011b). In recent years, several spectral analysis methods have been proposed (Bukhari et al., 2010; Lv et al., 2010). However, the computational time and implementation complexity are a major limitation of pattern recognition technique, particularly for implementing in microcontroller or mobile devices.

A number of researches have established the better performance of EOG classification based on non-pattern recognition (Deng et al., 2010; Gandhi et al., 2010), that has a simple structure. The classifier module of pattern recognition has been degraded to a simple threshold comparison module for non-pattern recognition.

## 6. Conclusion and Future Research

The proposed EOG based eye exercise recognition system can be widely used in future due to the rapid development of wearable EOG recording devices that are reliable, low-cost, lightweight, and wireless communication. In order to create efficient human-computer interfaces (HCIs), recent new researches have focused on developing novel electrode configurations to produce wearable EOG recording devices. The eye exercise recognition system based on EOG signal can apply with the novel wearable EOG recording devices in future research, such as wearable EOG goggles (Bulling et al., 2006), wearable headphone-type gaze detectors (Manabe and Fukumoto, 2006), or light-weight headcaps (Vehkaoja et al., 2005). Further, the classification of eye exercises, which consist of various eye movements, can be useful for various advanced HCI applications in future researches, notably activity recognition system (Bulling et al., 2011) and eye-writing recognition system (Tsai et al, 2008).

## Acknowledgment

This work was supported by NECTEC-PSU Center of Excellence for Rehabilitation Engineering and Faculty of Engineering, Prince of Songkla University through contract no. ENG540638S.

## References

- Aungsakun, S., Phinyomark, A., Phukpattaranont, P., & Limsakul, C. (2010). Discrimination of eye exercises using electrooculography (EOG) signal. **Journal of Sports Science and Technology**, 10(2S), 172-175.

- Aungusakun, S., Phinyomark, A., Phukpattaranont, P., & Limsakul, C. (2011a). Robust eye movement recognition using EOG signal for human-computer interface. In J. M. Zain et al. (Eds.) *Second International Conference on Software Engineering and Computer Systems* (pp. 714-723). Springer.
- Aungusakun, S., Phinyomark, A., Phukpattaranont, P., & Limsakul, C. (2011b). Evaluating feature extraction methods of electrooculography (EOG) signal for human-computer interface. *Third International Science, Social-Science, Engineering and Energy Conference*.
- Barea, R., Boquete, L., Mazo, M., Lopez, E., & Bergasa, L. M. (2000). EOG guidance of a wheelchair using neural networks. *Fifteenth International Conference on Pattern Recognition* (pp. 668-671). IEEE Press.
- Barea, R., Boquete, L., Mazo, M., & Lopez, E. (2002). System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, 10(4), 209-218.
- Brown, M., Marmor, M., Vaegan, Zrenner, E., Brigell, M., & Bach, M. (2006). ISCEV standard for clinical electro-oculography (EOG) 2006. **Documenta Ophthalmologica**, 113(3), 205-212.
- Bukhari, W. M., Daud, W., & Sudirman, R. (2010). A wavelet approach on energy distribution of eye movement potential towards direction. *IEEE Symposium on Industrial Electronics and Applications* (pp. 181-185). IEEE Press.
- Bulling, A., Roggen, D., & Tröster, G. (2006). Wearable EOG goggles: Eye-based interaction in everyday environments. *Twenty-seventh International Conference on Human Factors in Computing Systems* (pp. 3259-3264).
- Bulling, A., Ward, J. A., Gellersen, H., & Tröster, G. (2011). Eye movement analysis for activity recognition using electrooculography. **IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence**, 33(4), 741-753.
- Deng, L. Y., Hsu, D. L., Lin, T. C., Tuan, J. S., & Chang, S. M. (2010). EOG-based human-computer interface system development. **Expert Systems with Applications**, 37, 3337-3343.
- Gandhi, T., Trikha, M., Santhosh, J., & Anand, S. (2010). Development of an expert multitask gadget controlled by voluntary eye movements. **Expert Systems with Applications**, 37, 4204-4211.
- Güven, A., & Kara, S. (2006). Classification of electro-oculogram signals using artificial neural network. **Expert Systems with Applications**, 31, 199-205.
- Kherlopian, A. R., Gerrein, J. P., Yue, M., Kim, K. E., Kim, J. W., Sukumaran, M., & Sajda, P. (2006). Electrooculogram based system for computer control using a multiple feature classification

- model. *Twenty-eighth IEEE EMBS Annual International Conference* (pp. 1295-1298). IEEE Press.
- Kikuchi, M., & Fukushima, K. (2000). Pattern recognition with eye movement: a neural network model. *International Joint Conference on Neural Networks* (pp. 37-40). ACM Press.
- Lee, J., & Lee, Y. (1993). Saccadic eye-movement system modelling using recurrent neural network. *International Joint Conference on Neural Networks* (pp. 57-60). IEEE Press.
- Lv, Z., Wu, X. P., Li, M., & Zhang, D. (2010). A novel eye movement detection algorithm for EOG driven human computer interface. **Pattern Recognition Letters**, 31, 1041-1047.
- Manabe, H., & Fukumoto, M. (2006). Full-time wearable headphone-type gaze detector. *Conference on Human Factors in Computing Systems* (pp. 1073-1078).
- Shuyan, H., & Gangtie, Z. (2009). Driver drowsiness detection with eyelid related parameters by support vector machine. **Expert Systems with Applications**, 36, 7651-7658.
- Tsai, J. Z., Lee, C. K., Wu, C. M., Wu, J. J., & Kao, K. P. (2008). A Feasibility Study of an Eye-writing System Based on Electro-oculography. **Journal of Medical and Biological Engineering**, 28(1), 39-46.
- Vehkaoja, A. T., Verho, J. A., Puurtinen, M. M., Nojd, N. M., Lekkala, J. O., & Hyttinen, J. A. (2005). Wireless head cap for EOG and facial EMG measurements. *Twenty-seventh Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society* (pp. 5865-5868).



## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ สกุล	นางสาวศิริวัติ อึ้งสกุล		
รหัสประจำตัวนักศึกษา	5410120052		
วุฒิการศึกษา			
วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา	
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมชีวการแพทย์)	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2554	

## ทุนการศึกษา (ที่ได้รับในระหว่างการศึกษา)

ทุนการศึกษาโครงการปริญญาตรี-โท 5 ปี คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์  
วิทยาเขตหาดใหญ่

## การตีพิมพ์เผยแพร่ผลงาน

- Siriwadee Aungsakun, Angkoon Phinyomark, Pornchai Phukpattaranont, Chusak Limsakul ,  
“Development of Robust EOG-Based Human-Computer Interface Controlled by Eight-  
Directional Eye Movements”, *J. Phys. Sci. (IJPS)*, Vol. 7, 2012.
- Angkoon Phinyomark, Siriwadee Aungsakun, Ruchada Yotdam, Huosheng Hu, Pornchai  
Phukpattaranont, Chusak Limsakul, “Design of Eye Exercise Recognition System Based  
on Electrooculography (EOG) Signals”, *J. Sports Sci. Health (JSSH)*, Vol. 12, 2012
- Siriwadee Aungsakun, Angkoon Phinyomark, Pornchai Phukpattaranont, Chusak Limsakul,  
“Evaluating Feature Extraction Methods of Electrooculography (EOG) Signal for  
Human-Computer Interface”, in *Proc. 3<sup>rd</sup> Int. Conf. Sci., Social Sci., Eng. Energy*, Vol.  
32, pp.246-252, 2011
- Siriwadee Aungsakul, Angkoon Phinyomark, Pornchai Phukpattaranont, Chusak Limsakul,  
“Robust Eye Movement Recognition Using EOG Signal for Human-Computer  
Interface”, in *Proc. 2<sup>nd</sup> Int. Conf. Soft. Eng. Comput. Syst.*, pp.714-723, 2011