

AMPLITUDE-INTEGRATED ELECTROENCEPHALOGRAPHY
BASED AUTOMATIC SEIZURE DETECTION

Mr. Chavin Satirasethawong



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science Program in Biomedical Engineering
Faculty of Engineering
Chulalongkorn University
Academic Year 2014

Copyright of Chulalongkorn University

การตรวจจับการชักแบบอัตโนมัติบนพื้นฐานของ
AMPLITUDE-INTEGRATED ELECTROENCEPHALOGRAPHY



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2557
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การตรวจจับการชักแบบอัตโนมัติบนพื้นฐานของ AMPLITUDE-INTEGRATED ELECTROENCEPHALOGRAPHY
โดย	นายชวิน สติระเศรษฐวงษ์
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวเวช
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	อาจารย์ ดร. อภิวัฒน์ เล็กอุทัย
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	อาจารย์ นายแพทย์ กฤษณชัย ชมโท

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัย
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

.....คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(ศาสตราจารย์ ดร. บัณฑิต เอื้ออาภรณ์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. วีระยุทธ ศรีธรรมาภิบาล)

.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(อาจารย์ ดร. อภิวัฒน์ เล็กอุทัย)

.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(อาจารย์ นายแพทย์ กฤษณชัย ชมโท)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. อาภรณ์ ธีรมงคลรัศมี)

.....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(อาจารย์ ดร. จันตรี ผลประเสริฐ)

ชวิน สิริเศรษฐวงษ์ : การตรวจจับการชักแบบอัตโนมัติบนพื้นฐานของ AMPLITUDE-INTEGRATED ELECTROENCEPHALOGRAPHY (AMPLITUDE-INTEGRATED ELECTROENCEPHALOGRAPHY BASED AUTOMATIC SEIZURE DETECTION) อ.ที่
 ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: อ. ดร. อภิวัฒน์ เล็กอุทัย, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: อ. นพ.
 กฤษณชัย ชมโท, 54 หน้า.

การชักเป็นความผิดปกติที่หากเกิดขึ้นเป็นระยะเวลาอย่างต่อเนื่องจะสามารถส่งผลเสียต่อสมองและร่างกายได้ การใช้ amplitude-integrated EEG (aEEG) ช่วยให้การวินิจฉัยของแพทย์มีความสะดวกรวดเร็วมากยิ่งขึ้น ในวิทยานิพนธ์นี้มีเป้าหมายในการพัฒนาขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชักแบบอัตโนมัติโดยใช้ aEEG เป็นพื้นฐาน ทำการศึกษาแบบออฟไลน์ (off-line) กับฐานข้อมูล CHB-MIT Scalp EEG Database ที่มีเพิ่มข้อมูลหมายเหตุระบุช่วงชัก การพัฒนาขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชักเริ่มจากการเลือกช่องสัญญาณ โดยแต่ละเพิ่มข้อมูลจะถูกเลือกออกมาเพียงหนึ่งช่องสัญญาณที่มีแอมพลิจูดในช่วงชักที่สูงที่สุด จากนั้นคลื่นไฟฟ้าสมองช่องสัญญาณเดียวนี้จะถูกแปลงเป็นสัญญาณ aEEG โดยผ่านการกรองแถบความถี่ผ่าน การเรียงกระแสสัญญาณระหว่างจุดยอด การปรับเรียบสัญญาณ และการบีบอัดสัญญาณทั้งในเชิงแอมพลิจูดและเวลา สัญญาณ aEEG ที่ได้จะเข้าสู่ขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชักที่ใช้วิธีทางสถิติอย่างง่าย มีกระบวนการหาค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมเพื่อนำไปใช้ทดสอบตรวจจับการชักจากคลื่นไฟฟ้าสมองแบบหลายช่องสัญญาณ ค่าสมรรถนะในการตรวจจับแสดงออกในค่าของความไว (sensitivity; SE) จำนวนการตรวจพบลวงต่อชั่วโมง (false detection per hour; FDh) และเปอร์เซ็นต์ของระยะเวลาการตรวจพบลวง (percentage of false detection duration; FDD) โดยสมรรถนะการตรวจจับการชักขั้นต่ำที่ 40 วินาทีจากการเฉลี่ยของสัญญาณ aEEG มีค่า SE อยู่ที่ 97.96% ค่า FDh 1.11 ครั้งต่อชั่วโมง และ FDD 2.05% ส่วนการตรวจจับจากช่องสัญญาณ F3-P3 และ F4-P4 มีค่า SE 93.88% ค่า FDh 0.35 ครั้งต่อชั่วโมง และ FDD 0.66% โดยสรุปแล้วขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชักที่พัฒนาขึ้นนั้น มีสมรรถนะอยู่ในเกณฑ์ที่ใช้ได้ มีค่าความไวที่สูง ในขณะที่ค่าความผิดพลาดอยู่ในระดับต่ำ และสามารถนำองค์ความรู้ที่ได้นี้ไปพัฒนาต่อยอดเป็นซอฟต์แวร์ที่ใช้ได้ในการตรวจจับการชักแบบเวลาจริงต่อไป

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวเวช

ปีการศึกษา 2557

ลายมือชื่อนิสิต

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม

5670161821 : MAJOR BIOMEDICAL ENGINEERING

KEYWORDS: SEIZURE DETECTION / AMPLITUDE-INTEGRATED EEG / CEREBRAL
FUNCTION MONITOR / CHB-MIT SCALP EEG DATABASE

CHAVIN SATIRASETHAWONG: AMPLITUDE-INTEGRATED
ELECTROENCEPHALOGRAPHY BASED AUTOMATIC SEIZURE DETECTION.
ADVISOR: DR. APIWAT LEK-UTHAI, Ph.D., CO-ADVISOR: DR. KRISNACHAI
CHOMTHO, M.D., 54 pp.

Seizure is an abnormal change in brain activity which can lead to brain damage with prolonged occurrence. Amplitude-integrated EEG (aEEG) is a tool widely used in detecting seizure. It helps providing information about seizure-suspected events which makes diagnosis more convenient. In this thesis, we present an automatic seizure detection algorithm based on aEEG. The CHB-MIT Scalp EEG Database with annotations is used as an input signal in this off-line detection. The channel with maximum amplitude in ictal period was selected from each file to develop a seizure detection algorithm. The aEEG is first created from this selected channel of raw EEG by passing through band-pass filter, peak-to-peak rectification, smoothing, semi-logarithmic compression and time compression. The aEEG is then used in seizure detection algorithm that is developed based on simple statistic methods. The parameters in the algorithm are optimized and used to detect seizure from multi-channel EEG. Results of detecting seizure of at least 40 seconds from averaging of aEEG signals show sensitivity (SE) of 97.96%, 1.11 false detection per hour (FDh) and percentage of false detection duration of 2.05%. Results from F3-P3 and F4-P4 show SE of 93.88%, 0.35 FDh and FDD of 0.66%, respectively. In conclusion, the seizure detection algorithm presented here is a good tool with high SE and low FDh and FDD in detecting seizure with at least 40 seconds of duration. The knowledge from this thesis can be used in developing a real-time seizure detection tool to use in real cases.

Field of Study: Biomedical Engineering Student's Signature

Academic Year: 2014

Advisor's Signature

Co-Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จได้ด้วยความช่วยเหลือจากบุคคลที่เกี่ยวข้องหลายท่าน ซึ่งผู้มีพระคุณท่านแรกที่ข้าพเจ้าใคร่ขอกราบขอบพระคุณคือ อาจารย์ ดร. อภิวัฒน์ เล็กอุทัย อาจารย์ที่ปรึกษาของข้าพเจ้า ผู้ให้ความรู้ คำแนะนำปรึกษาในการทำวิทยานิพนธ์ ตลอดจนตรวจทานความถูกต้องเรียบร้อยด้วยความเอาใจใส่อย่างเต็มที่เสมอมา เพื่อให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีความสมบูรณ์ ท่านที่สองคือ อาจารย์ นายแพทย์ กฤษณชัย ชมโท อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม ผู้ให้คำปรึกษาและข้อมูลทางด้านการแพทย์ที่มีประโยชน์ต่อวิทยานิพนธ์ รวมถึงบุคลากรหน่วยกุมารเวชศาสตร์ผู้เอื้อเฟื้อเวลาและสถานที่ในการศึกษาข้อมูล ขอขอบคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. วีระยุทธ ศรีธรรษ วานิช ประธานกรรมการ และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. อภรณ์ อธิมงคลศรี อาจารย์ ดร. จันตรี ผลประเสริฐ กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ผู้ซึ่งสละเวลาอันมีค่ามาร่วมฟังการนำเสนอและให้คำแนะนำเพิ่มเติมแก่ข้าพเจ้า นอกจากนี้ ข้าพเจ้าใคร่ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร. มานะ ศรียุทธศักดิ์ ประธานคณะกรรมการบริหารหลักสูตรสหสาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช ที่ได้ส่งเสริมและพัฒนาสภาพแวดล้อมในห้องหลักสูตรสหสาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวชให้เอื้อต่อการศึกษา ขอขอบคุณ นาย ธนกฤต สิ้นเปรม และ นางสาว พัชรี กังอุบล เจ้าหน้าที่ผู้ให้ข้อมูลและอำนวยความสะดวกในด้านการดำเนินเอกสารต่างๆ

ขอขอบคุณคุณครูโรงเรียนเสสะเวชวิทยา โรงเรียนทวีธาภิเศก และอาจารย์คณะสัตวแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยทุกท่านที่ไม่ได้กล่าวนาม ที่ได้อบรมบ่มเพาะให้ข้าพเจ้าได้มีความรู้ความสามารถตั้งทุกวันนี้

สุดท้ายนี้ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณ คุณแม่กรรณิการ์ สติรเศรษฐวงษ์ คุณพี่ชาย คณิน สติรเศรษฐวงษ์ และคนในครอบครัวของข้าพเจ้าทุกท่าน เบื้องหลังของความสำเร็จที่ให้การสนับสนุนในทุกๆ ด้านที่เอื้อต่อความก้าวหน้าของวิทยานิพนธ์

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญรูปภาพ.....	ญ
สารบัญตาราง.....	ฎ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์.....	2
1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์.....	2
1.4 ขั้นตอนและการดำเนินการ.....	3
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	3
บทที่ 2 หลักการ ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง และทบทวนวรรณกรรม.....	4
2.1 ที่มาของคลื่นไฟฟ้าสมอง.....	4
2.2 การวัดคลื่นไฟฟ้าสมอง.....	5
2.3 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง.....	6
2.4 การชัก (seizure).....	8
2.4.1 การจำแนกคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกี่ยวข้องกับการชัก.....	8
2.4.2 รูปแบบคลื่นไฟฟ้าสมองขณะชัก (ictal pattern).....	9
2.5 สิ่งแปลกปน (artifact).....	10
2.6 Amplitude-integrated electroencephalography (aEEG).....	12
2.6.1 รูปแบบสัญญาณ aEEG ปกติ.....	12

2.6.2 รูปแบบสัญญาณ aEEG ขณะชัก.....	12
2.7 ทบทวนวรรณกรรม.....	14
2.7.1 การตรวจจับการชักอัตโนมัติ.....	14
2.7.2 การเปรียบเทียบสมรรถนะ.....	16
บทที่ 3 ฐานข้อมูลและวิธีการทำ.....	17
3.1 ฐานข้อมูล CHB-MIT Scalp EEG Database	17
3.2 กระบวนการเลือกช่องสัญญาณ.....	21
3.3 กระบวนการสร้างสัญญาณ aEEG	22
3.3.1 การกรองแถบความถี่ผ่าน	23
3.3.2 การเรียงกระแสสัญญาณระหว่างจุดยอด.....	23
3.3.3 การปรับเรียบสัญญาณ.....	25
3.3.4 การบีบอัดแอมพลิจูดสัญญาณในรูปแบบกิ่งลอการิทึมและการบีบอัดเชิงเวลา.....	25
3.3.5 การเปรียบเทียบสัญญาณ aEEG กับโปรแกรม Persyst12	25
3.4 ขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชัก.....	26
3.4.1 เงื่อนไขของจุดเริ่มต้น (onset condition)	27
3.4.2 เงื่อนไขของจุดสิ้นสุด (offset condition)	27
3.5 การประเมินสมรรถนะ	27
3.6 การประเมินสมรรถนะเมื่อกำหนดระยะเวลาขั้นต่ำของการชัก	29
3.6.1 การประเมิน TP และ FN.....	29
3.6.2 การประเมิน FP	29
3.7 การหาพารามิเตอร์ที่เหมาะสมต่อขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชัก.....	31
3.8 การตรวจจับการชักแบบหลายช่องสัญญาณ.....	32

3.8.1	ช่องสัญญาณตัวแทนจากการเฉลี่ย aEEG 6 ช่องสัญญาณ (averaging of 6 aEEG signals; aAVG).....	33
3.8.2	ช่องสัญญาณตัวแทนจากผลต่างของศักย์ไฟฟ้าระหว่างตำแหน่งสมองกลีบหน้าและสมองกลีบข้าง (Frontal – Parietal channel; FnP).....	34
บทที่ 4	ผลการทดสอบ	35
4.1	ผลการประเมินสมรรถนะของการหาค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสม	35
4.2	ผลการประเมินสมรรถนะจากการตรวจจับการชักแบบหลายช่องสัญญาณ	37
บทที่ 5	บทวิจารณ์.....	41
5.1	ข้อจำกัดของสัญญาณ aEEG	41
5.2	การเลือกพารามิเตอร์ในการตรวจจับการชัก.....	43
5.2.1	ความกว้างของหน้าต่างใหญ่	43
5.2.2	ความกว้างของหน้าต่างเล็ก.....	43
5.2.3	การเลือกจุดทำงานที่เหมาะสม	44
5.3	การเปรียบเทียบสมรรถนะของการตรวจจับการชักแบบหลายช่องสัญญาณ	44
5.3.1	ช่องสัญญาณ aAVG vs ช่องสัญญาณเดี่ยวที่แอมพลิจูดสูงสุด	44
5.3.2	ช่องสัญญาณ FnP vs ช่องสัญญาณเดี่ยวที่แอมพลิจูดสูงสุด	44
บทที่ 6	บทสรุป	46
	รายการอ้างอิง	47
	ภาคผนวก.....	52
	ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	54

สารบัญรูปภาพ

รูปที่ 2-1 ช่วงความถี่และแอมพลิจูดของสัญญาณศักย์ทางชีวภาพที่พบได้ในร่างกาย.....	4
รูปที่ 2-2 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดตามระบบสากล 10-20 สำหรับอิเล็กโทรด 21 ตัว	5
รูปที่ 2-3 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดตามระบบสากล 10-20 สำหรับอิเล็กโทรด 75 ตัว	6
รูปที่ 2-4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองรูปแบบปกติต่างๆ.....	7
รูปที่ 2-5 สเปกตรัมความถี่ของคลื่นไฟฟ้าสมองปกติ	8
รูปที่ 2-6 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกี่ยวข้องกับการชัก.....	9
รูปที่ 2-7 คลื่นไฟฟ้าสมองขณะชักแบบ 3-Hz spike-and-slow wave.....	10
รูปที่ 2-8 คลื่นไฟฟ้าสมองขณะชักแบบ slow spike-and-wave	10
รูปที่ 2-9 คลื่นไฟฟ้าสมองแบบ polyspikes and slow wave.....	10
รูปที่ 2-10 สิ่งแปลกปนที่เป็นผลจากการยับยั้งศีรษะ.....	11
รูปที่ 2-11 สิ่งแปลกปนที่เป็นผลมาจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	11
รูปที่ 2-12 สิ่งแปลกปนที่เป็นผลมาจากสัญญาณรบกวน 60 เฮิร์ตซ์	12
รูปที่ 2-13 ภาพสัญญาณ aEEG ปกติ.....	13
รูปที่ 2-14 ภาพสัญญาณ aEEG ขณะชักแบบชักต่อเนื่อง	13
รูปที่ 3-1 ตัวอย่างลักษณะสัญญาณจาก chb16.....	20
รูปที่ 3-2 กราฟแจกแจงจำนวนครั้งของการชักตามระยะเวลาการชักที่นำไปใช้ในการทดสอบ.....	20
รูปที่ 3-3 ตัวอย่างช่องสัญญาณที่เลือกจากแฟ้มข้อมูล chb10_30	22
รูปที่ 3-4 แผนภาพขั้นตอนการแปลงสัญญาณจากคลื่นไฟฟ้าสมองเป็น aEEG.....	23
รูปที่ 3-5 ผลการตอบสนองเชิงความถี่ของตัวกรองแถบความถี่ผ่าน.....	24
รูปที่ 3-6 ขั้นตอนการเรียงกระแสสัญญาณระหว่างจุดยอด.....	24
รูปที่ 3-7 เปรียบเทียบระหว่างสัญญาณ aEEG ที่สร้างขึ้นกับโปรแกรม P12.....	26

รูปที่ 3-8 ตัวอย่าง onset และ offset condition จากเพิ่มข้อมูล chb11_99	27
รูปที่ 3-9 ตัวอย่างการประเมิน TP และ FN	30
รูปที่ 3-10 ตัวอย่างการประเมิน FP	30
รูปที่ 3-11 ภาพรวมลำดับขั้นตอนของการทดสอบขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชัก.....	31
รูปที่ 3-12 ลำดับขั้นตอนของการตรวจจับการชักแบบหลายช่องสัญญาณ	32
รูปที่ 3-13 ตัวอย่างการผสมรวมกันของเหตุการณ์ตรวจพบทั้ง 2 ชีทของสมอง.....	33
รูปที่ 3-14 ช่องสัญญาณที่เกี่ยวข้องกับการตรวจจับการชักแบบหลายช่องสัญญาณ.....	33
รูปที่ 3-15 ลำดับขั้นตอนการเตรียมสัญญาณ aEEG ช่องสัญญาณ aAVG.....	34
รูปที่ 3-16 ลำดับขั้นตอนการเตรียมสัญญาณ aEEG ช่องสัญญาณ FnP.....	34
รูปที่ 4-1 ตัวอย่างผลการตรวจจับการชัก	35
รูปที่ 4-2 ค่าสมรรถนะที่ได้จากการตรวจจับการชักจากช่องสัญญาณเดี่ยวที่แอมพลิจูดสูงสุด	36
รูปที่ 4-3 รูปขยายจากรูปที่ 4-2B.....	37
รูปที่ 5-1 ตัวอย่างการชักแอมพลิจูดต่ำจากเพิ่มข้อมูล chb12_42	42

สารบัญตาราง

ตารางที่ 2-1 สมรรถนะของการตรวจจัดการชักวิธีต่างๆ.....	15
ตารางที่ 3-1 ข้อมูลของฐานข้อมูล CHB-MIT.....	19
ตารางที่ 3-2 รายละเอียดเพิ่มข้อมูลที่ถูกเลือกใช้ในการทดสอบ	21
ตารางที่ 3-3 คู่พารามิเตอร์ในขั้นตอนวิธีการตรวจจัดการชัก 32 แบบ.....	31
ตารางที่ 4-1 ผลการทดสอบจากช่องสัญญาณเดี่ยวที่แอมพลิจูดสูงสุด พารามิเตอร์ 2m-12s ex40	38
ตารางที่ 4-2 ผลการทดสอบจากช่องสัญญาณ aAVG ที่พารามิเตอร์ 2m-12s ex40	39
ตารางที่ 4-3 ผลการทดสอบจากช่องสัญญาณ FnP ที่พารามิเตอร์ 2m-12s ex40.....	40
ตารางที่ 5-1 ผลสรุปการทดสอบของช่องสัญญาณเดี่ยวที่แอมพลิจูดสูงสุด พารามิเตอร์ 2m-12s....	42
ตารางที่ 5-2 ข้อมูลแจกแจงผลตามช่วงระยะเวลาของการชักจากตารางที่ 5-1	42
ตารางที่ 5-3 สรุปผลการทดสอบของทั้ง 3 ช่องสัญญาณที่พารามิเตอร์ 2m-12s ex40	45

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

การชักเป็นความผิดปกติที่มีความสำคัญต่อสมอง จากการศึกษารายงานของ CLAASSEN และคณะในปี ค.ศ. 2004 ประเทศสหรัฐอเมริกา แสดงให้เห็นว่าอัตราส่วนผู้ป่วยที่มีการชักคิดเป็น 19% ของผู้ป่วยที่ต้องเฝ้าระวังด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองแบบต่อเนื่อง (continuous electroencephalography) ซึ่ง 89% ของผู้ป่วยที่มีการชักเป็นผู้ป่วยที่อยู่ในหน่วยอภิบาล (intensive care unit; ICU) [1] นอกเหนือจากผู้ป่วยในหน่วยอภิบาลแล้ว ทารกแรกคลอดก็เป็นอีกกลุ่มหนึ่งที่ต้องให้ความสำคัญกับการชัก จากทารกแรกคลอดในทวีปอเมริกาเหนือ 10,000 คน จะมีทารกที่มีการชักอยู่ประมาณ 18 – 35 คน [2-4] การชักมีสาเหตุได้ทั้งจากความผิดปกติหรือความเสียหายของสมองโดยตรง หรือเป็นอาการแทรกซ้อนตามมาจากอาการป่วยอื่นๆ [5] ซึ่งไม่ว่าจะเกิดจากสาเหตุใดก็ตาม หากไม่ทำการรักษาจะเกิดการรบกวนต่อสมดุลต่างๆ ของร่างกาย ในรายที่มีความรุนแรงมากอาจทำให้สมองบางส่วนตาย [5] หรือถึงขั้นเสียชีวิตได้ [6] ความรุนแรงของการชักขึ้นอยู่กับชนิดของการชัก ระยะเวลาในการชักแต่ละครั้ง ความถี่ของการชัก และการเจริญของสมอง โดยเฉพาะทารกแรกคลอดและวัยเด็ก ซึ่งสมองกำลังมีการพัฒนาและเจริญเติบโต [7, 8] ดังนั้นการเฝ้าระวังและวินิจฉัยอาการชักอย่างมีประสิทธิภาพจึงมีความสำคัญอย่างมากสำหรับผู้ป่วยเหล่านี้

ด้วยเทคโนโลยีที่เข้ามามีบทบาทในทางการแพทย์มากขึ้น ทำให้แพทย์สามารถวินิจฉัยการชักได้มากขึ้นจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง (electroencephalogram; EEG) ของผู้ป่วย วิธีมาตรฐานในการวินิจฉัยการชักในปัจจุบันคือการตรวจคลื่นไฟฟ้าสมองแบบต่อเนื่องร่วมกับการบันทึกวีดิทัศน์ (video-EEG) [9] สามารถวินิจฉัยการชักโดยสังเกตอาการควบคู่กับการตรวจคลื่นไฟฟ้าสมองได้ แต่เนื่องจากการชักมีชนิดที่ไม่แสดงอาการเช่นกัน การวินิจฉัยจึงอาศัยการตรวจคลื่นไฟฟ้าสมองเป็นหลัก ในกรณีการเฝ้าระวังผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงต่อการชักด้วยการวัดคลื่นไฟฟ้าสมองแบบต่อเนื่องเป็นเวลานานนั้น เป็นกระบวนการที่มีข้อจำกัดในเชิงปฏิบัติ เนื่องด้วยธรรมชาติของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองมีความซับซ้อน จำเป็นต้องอาศัยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะทางในการอ่านและแปลผล ความยาวของสัญญาณที่ทำให้สิ้นเปลืองเวลาในการตรวจสอบ [10] และผู้ป่วยที่ต้องทำการเฝ้าระวังมีจำนวนมากเมื่อเทียบกับแพทย์ผู้ชำนาญการ

Amplitude-integrated EEG (aEEG) เป็นการแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองอย่างต่อเนื่อง ด้วยการรวมแอมพลิจูดของสัญญาณแบบบีบอัดรูปแบบหนึ่ง สามารถทราบถึงการทำงานของสมองที่ผิดปกติได้ การแสดงสัญญาณแบบบีบอัดทำให้มองเห็นภาพรวมของสัญญาณที่มีความยาวได้ในเวลา

อันสั้น ช่วยลดระยะเวลาในการวินิจฉัยการชักของแพทย์ได้ จึงมีความเหมาะสมต่อการเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าสมองแบบต่อเนื่องของผู้ป่วยที่จำเป็นต้องตรวจบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองเป็นระยะเวลานาน [11] อีกทั้งการอ่านและแปลผลสัญญาณ aEEG ยังมีความซับซ้อนที่น้อยกว่าเมื่อเทียบกับคลื่นไฟฟ้าสมอง ปัจจุบันจึงมีการศึกษาและประยุกต์ใช้ aEEG กันอย่างแพร่หลายมากขึ้นทั้งในหน่วยอภิบาลและหน่วยอภิบาลทารก (neonatal intensive care unit; NICU) [12, 13]

ถึงแม้ว่า aEEG จะเหมาะกับการใช้เฝ้าระวังผู้ป่วยเป็นเวลานานดังเช่นในหน่วยอภิบาล แต่การใช้ aEEG เป็นเพียงแนวทางควบคู่กับการตรวจสอบคลื่นไฟฟ้าสมอง เพื่อให้เกิดความรวดเร็วในการวินิจฉัยมากยิ่งขึ้นเท่านั้น มิใช่เครื่องมือที่เข้ามาทดแทนคลื่นไฟฟ้าสมองมาตรฐาน [10] สาเหตุสำคัญเนื่องจากข้อจำกัดในการใช้งานของ aEEG ที่มีการบีบอัดสัญญาณ ทำให้การวินิจฉัยการชักที่มีระยะเวลาสั้นกว่า 30 วินาทีทำได้ยาก [14] อีกทั้งการชักเฉพาะที่และการชักที่มีแอมพลิจูดต่ำก็สามารถหลุดรอดจากการวินิจฉัยได้เช่นกัน [15-18] ด้วยเหตุนี้จึงมีความพยายามที่จะพัฒนาการตรวจจับการชักแบบอัตโนมัติโดยใช้ aEEG ให้มีความแม่นยำยิ่งขึ้น เพื่อเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพในการเฝ้าระวังการชักในผู้ป่วยที่อยู่ในกลุ่มเสี่ยง ช่วยลดภาระของบุคลากรทางการแพทย์ที่มีอย่างจำกัด และการพยากรณ์โรคที่ดีของผู้ป่วย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นการพัฒนาขั้นตอนวิธี (algorithm) ในการตรวจจับการชักแบบอัตโนมัติจากคลื่นไฟฟ้าสมองแบบต่อเนื่องให้มีสมรรถนะสูง ซึ่งจะมีส่วนช่วยในกระบวนการเฝ้าระวังและบำบัดรักษาผู้ป่วยที่มีอาการชักได้อย่างมีนัยสำคัญ

1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์

- เพื่อพัฒนาขั้นตอนวิธีในการตรวจจับการชักแบบอัตโนมัติจากคลื่นไฟฟ้าสมองแบบต่อเนื่องให้มีสมรรถนะสูง
- เพื่อศึกษาลักษณะเด่นในเชิงเวลาของคลื่นไฟฟ้าสมองที่มีความเกี่ยวข้องกับการชัก
- เพื่อสร้างองค์ความรู้ใหม่ในการตรวจจับการชักแบบอัตโนมัติจากคลื่นไฟฟ้าสมองแบบต่อเนื่อง

1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์

- ขั้นตอนวิธีนี้ใช้กับแฟ้มข้อมูลมาตรฐาน edf ที่บันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองด้วยอิเล็กทรอนิกส์แบบติดผิว เพื่อตรวจจับการชักแบบอัตโนมัติ
- ขั้นตอนวิธีนี้มีการประมวลผลแบบหลายช่องสัญญาณ (multi-channel) และเป็นกระบวนการแบบออฟไลน์ (off-line)

- เปรียบเทียบผลของขั้นตอนวิธีกับหมายเหตุระบุช่วงที่มีการชักของฐานข้อมูล CHB-MIT และผลการวินิจฉัยช่วงชักจากผู้เชี่ยวชาญ

1.4 ขั้นตอนและการดำเนินการ

- ศึกษาข้อมูลและทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง
- ศึกษาฐานข้อมูล CHB-MIT Scalp EEG Database และเพิ่มข้อมูลมาตรฐาน edf
- พัฒนาระบบการสร้างสัญญาณ aEEG
- พัฒนาขั้นตอนวิธีในการตรวจจับการชักแบบอัตโนมัติ
- ทดสอบขั้นตอนวิธีกับฐานข้อมูล CHB-MIT Scalp EEG Database
- วิเคราะห์และสรุปผลการทดสอบ

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- ได้ขั้นตอนวิธีในการตรวจจับการชักแบบอัตโนมัติจากคลื่นไฟฟ้าสมองแบบต่อเนื่องที่มีสมรรถนะสูง
- สามารถนำขั้นตอนวิธีที่ได้ไปศึกษาเพิ่มเติมเพื่อต่อยอดในการพัฒนาการตรวจจับการชักแบบอัตโนมัติในเวลาจริง (real-time)

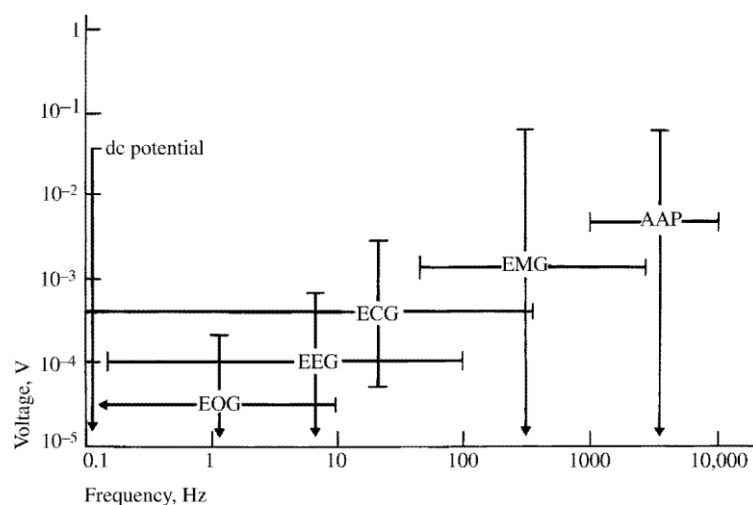
บทที่ 2

หลักการ ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง และทบทวนวรรณกรรม

ในบทนี้จะกล่าวถึงหลักการและทฤษฎีในเรื่องที่เกี่ยวข้อง ได้แก่ พื้นฐานของคลื่นไฟฟ้าสมอง การชัก และ aEEG เพื่อให้ทราบและสามารถเข้าถึงงานวิทยานิพนธ์ได้ง่ายขึ้น รวมถึงการทบทวนวรรณกรรมที่มีความเกี่ยวข้องกับวิทยานิพนธ์

2.1 ที่มาของคลื่นไฟฟ้าสมอง

สมองเป็นอวัยวะในระบบประสาทส่วนกลาง ทำหน้าที่รับส่งข้อมูล ควบคุม และสื่อสารกันระหว่างอวัยวะต่างๆ ภายในร่างกายผ่านศักย์ไฟฟ้าขณะทำงาน (action potential) ที่แพร่ไปตามเซลล์ประสาท คลื่นไฟฟ้าสมองคือผลรวมของศักย์ไฟฟ้าที่เกิดจากเซลล์สมอง ในสภาวะปกติของร่างกาย เซลล์สมองแต่ละเซลล์จะปล่อยศักย์ไฟฟ้าอ่อนๆ ออกมาอย่างสุ่มและไม่ประสานเวลา (asynchronous) ในทางตรงกันข้ามเมื่อสมองถูกกระตุ้น เซลล์สมองกลุ่มที่เกี่ยวข้องจะปล่อยศักย์ไฟฟ้าไปในทิศทางเดียวกันและประสานเวลา (synchronous) กัน ส่งผลให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ได้จากการตรวจวัดแสดงแอมพลิจูดขนาดใหญ่กว่าภาวะที่สมองไม่ถูกกระตุ้น คลื่นไฟฟ้าสมองโดยธรรมชาติมีความถี่ได้ตั้งแต่สัญญาณไฟตรงจนถึง 100 เฮิร์ตซ์ มีแอมพลิจูดระหว่าง 5 – 300 ไมโครโวลต์ (μV) เมื่อวัดที่กะโหลกศีรษะ และแอมพลิจูดระหว่าง 10 – 5,000 มิลลิโวลต์เมื่อวัดที่ผิวหนัง [19] ซึ่งถือเป็นสัญญาณขนาดเล็กเมื่อเทียบกับศักย์ทางชีวภาพอื่นที่พบในร่างกาย เช่น คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiogram; ECG) หรือคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (electromyogram; EMG) เป็นต้น (รูปที่ 2-1)



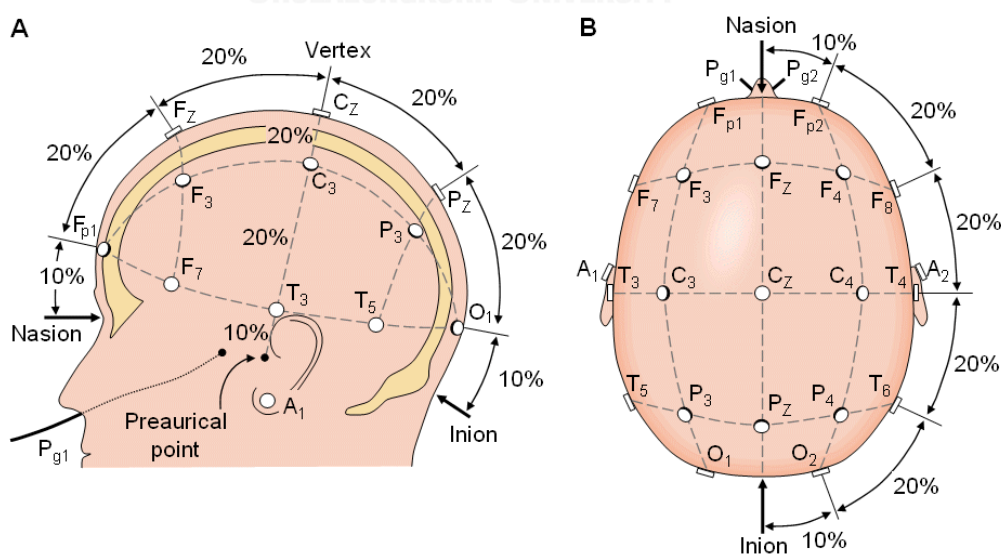
รูปที่ 2-1 ช่วงความถี่และแอมพลิจูดของสัญญาณศักย์ทางชีวภาพที่พบได้ในร่างกาย

2.2 การวัดคลื่นไฟฟ้าสมอง

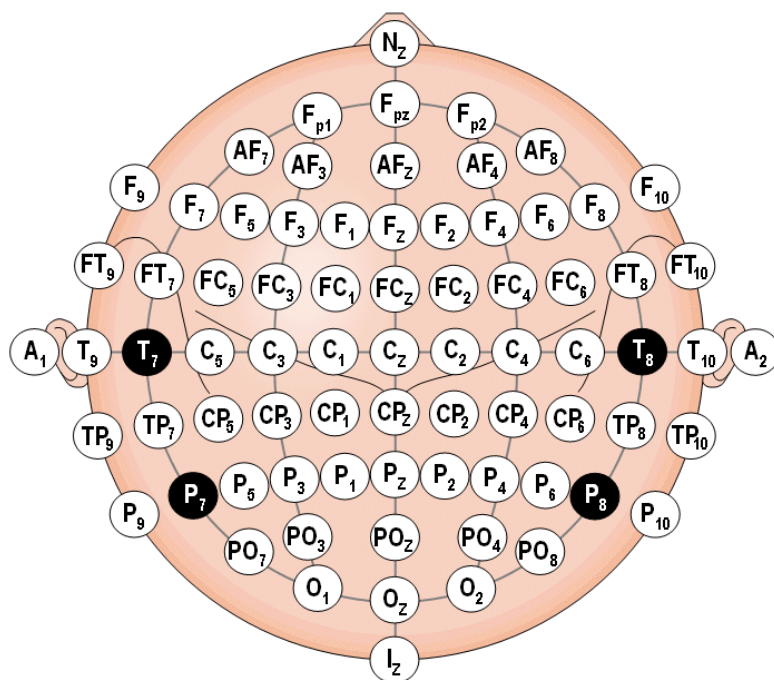
คลื่นไฟฟ้าสมองสามารถวัดผ่านศีรษะได้ โดยคลื่นไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากสมองจะผ่านชั้นต่างๆ ทำหน้าที่เสมือนตัวต้านทาน โดยเฉพาะกะโหลกซึ่งมีความต้านทานสูงมาก ดังนั้นวงจรในการวัดคลื่นไฟฟ้าสมองต้องออกแบบให้มีความเหมาะสมและสอดคล้องกับธรรมชาติของคลื่นไฟฟ้าสมอง [19]

อิเล็กโทรดคืออุปกรณ์ที่รับสัญญาณจากร่างกายสู่ระบบวงจร มีชนิดติดผิว (surface electrode) ซึ่งใช้งานได้สะดวก และชนิดฝัง (depth electrode) ซึ่งได้สัญญาณที่ดีกว่า ตำแหน่งที่ติดอิเล็กโทรดตามระบบสากล 10-20 แบบอิเล็กโทรด 21 ตัว แสดงมุมมองจากด้านข้าง (รูปที่ 2-2A) และมุมมองจากด้านบน (รูปที่ 2-2B) มีอักษรย่อ A แทน ear lobe, Pg แทน nasopharyngeal, C แทน central sulcus, F แทน frontal lobe, T แทน temporal lobe, P แทน parietal lobe, Fp แทน frontal polar, และ O แทน occipital lobe และแบบอิเล็กโทรด 75 ตัว (รูปที่ 2-3) โดยซีกซ้ายของสมองจะแทนด้วยเลขคี่ ส่วนซีกขวาของสมองจะแทนด้วยเลขคู่ [20] การวัดมีทั้งแบบเทียบผลต่างระหว่างสองจุด (bipolar measurement) และการวัดศักย์ไฟฟ้าที่จุดนั้นๆ เทียบกับจุดอ้างอิง (unipolar measurement) [20] วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าสมองนั้นมีองค์ประกอบหลักคือ วงจรขยายภาคแรก (preamplifier) และวงจรขยายหลัก

วงจรขยายภาคแรกเป็นตัวขยายสัญญาณก่อนที่จะเข้าสู่วงจรขยายหลัก มีอัตราขยายน้อย เพื่อป้องกันการอิ่มตัวของการขยายสัญญาณไฟตรง และมักอยู่ใกล้อิเล็กโทรดเพื่อป้องกันการขยายสัญญาณรบกวนจากภายนอก สัญญาณขาออกควรมีสัญญาณรบกวนปนอยู่น้อยที่สุด เนื่องจากสัญญาณขาออกจะเข้าสู่วงจรการขยายหลักซึ่งมีอัตราขยายที่สูง [19]



รูปที่ 2-2 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดตามระบบสากล 10-20 สำหรับอิเล็กโทรด 21 ตัว



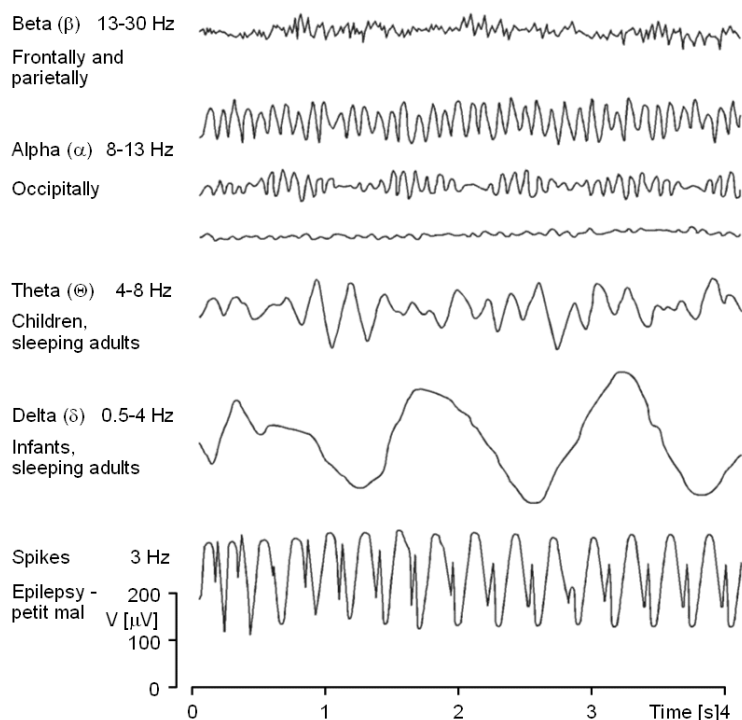
รูปที่ 2-3 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดตามระบบสากล 10-20 สำหรับอิเล็กโทรด 75 ตัว

วงจรรขยายหลักทำหน้าที่ขยายสัญญาณที่ออกจากวงจรรขยายภาคแรก เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าสมองมีแอมพลิจูดที่เล็กมากและมีช่วงความถี่ที่ทับซ้อนกับคลื่นชนิดอื่น อัตราขยายและความถี่ที่วงจรรขยายจึงมีความสำคัญ วงจรจำเป็นต้องขยายสัญญาณคลื่นและจำกัดความกว้างแถบความถี่ (bandwidth) ในการขยายสัญญาณให้อยู่ในช่วงความถี่ธรรมชาติของคลื่นไฟฟ้าสมอง เพื่อให้มีอัตราส่วนสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (signal-to-noise ratio) ที่มากเพียงพอต่อการนำสัญญาณไปใช้ประมวล บันทึก และแสดงผลต่อไปได้ [19]

2.3 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ได้จากการวัด แสดงผลบนหน้าจอในรูปแบบกราฟเส้น ความสัมพันธ์ระหว่างแอมพลิจูดในหน่วย μV กับเวลาในหน่วยวินาที การแสดงให้เห็นถึงการทำงานของสมองด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองนั้นสามารถนำไปใช้ประโยชน์ได้ทั้งต่อการตรวจวินิจฉัยโรค การเฝ้าระวังโรค และการศึกษาวิจัยต่างๆ [19]

รูปแบบปกติของคลื่นไฟฟ้าสมองเมื่อแบ่งหลักๆ ตามช่วงความถี่จากน้อยไปหามาก ได้แก่ คลื่นเดลตา (delta wave; δ) คลื่นธีตา (theta wave; θ) คลื่นแอลฟา (alpha wave; α) คลื่นบีตา (beta wave; β) และคลื่นแกมมา (gamma wave; γ) [21] จะเห็นได้ว่าแอมพลิจูดจะแปรผกผันกับความถี่ของคลื่นสัญญาณ (รูปที่ 2-4) [20]



รูปที่ 2-4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองรูปแบบปกติต่างๆ

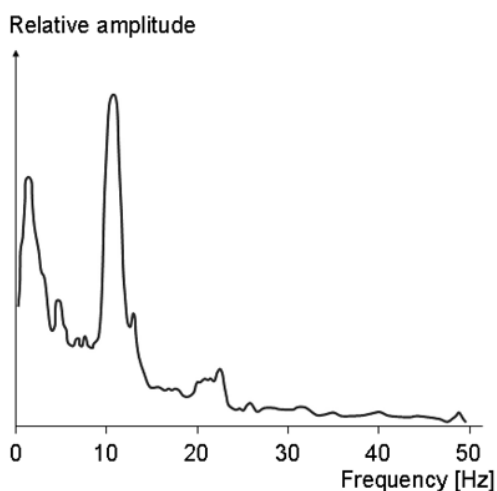
1) *คลื่นเดลตา* เรียกคลื่นไฟฟ้าสมองความถี่ช่วง 0.5 - 4 เฮิรตซ์ เป็นคลื่นที่มีความเกี่ยวข้องกับการหลับลึก แต่สามารถพบในช่วงที่ตื่นได้เช่นกัน มีความใกล้เคียงกันของความถี่กับสิ่งแปลกปนที่เป็นผลมาจากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อบริเวณคอและขากรรไกร เนื่องจากกล้ามเนื้อบริเวณนี้ยังตื่นสามารถส่งศักย์ไฟฟ้าขณะทำงานสู่อิเล็กโทรดบนศีรษะได้ในขนาดใหญ่ ในขณะที่คลื่นไฟฟ้าสมองอยู่ลึกลงไปใสมองและถูกลดทอนจากการเดินทางผ่านกะโหลก [19]

2) *คลื่นธีตา* เรียกคลื่นไฟฟ้าสมองความถี่ช่วง 4 - 8 เฮิรตซ์ มีความเกี่ยวข้องกับการเหม่อหรือไม่รู้สึกรู้ตัว เช่น ในขณะที่ง่วง ใช้ความคิดจินตนาการ หรือนั่งสมาธิ มักใช้คลื่นนี้ในการศึกษาด้านอารมณ์ความรู้สึก [19]

3) *คลื่นแอลฟา* เรียกคลื่นไฟฟ้าสมองที่พบมากที่สุด (รูปที่ 2-5) [20] ความถี่ช่วง 8 - 13 เฮิรตซ์ มักพบบริเวณสมองส่วนท้าย มีความเกี่ยวข้องกับภาวะผ่อนคลาย โดยปกติจะมีแอมพลิจูดต่ำกว่า 50 μV [19]

4) *คลื่นบีตา* เรียกคลื่นไฟฟ้าสมองความถี่ช่วง 13 - 30 เฮิรตซ์ มีความเกี่ยวข้องกับความตื่นตัว การคิดวิเคราะห์ มักพบบริเวณสมองส่วนหน้าและส่วนกลาง โดยปกติจะมีแอมพลิจูดต่ำกว่า 30 μV [19]

5) *คลื่นแกมมา* เรียกคลื่นไฟฟ้าสมองความถี่มากกว่า 30 เฮิรตซ์ สามารถใช้ยืนยันโรคทางสมองบางโรคได้ เป็นคลื่นที่พบน้อยมาก และมีแอมพลิจูดที่ต่ำมาก [19]



รูปที่ 2-5 สเปกตรัมความถี่ของคลื่นไฟฟ้าสมองปกติ

2.4 การชัก (seizure)

การชักคือการทำงานที่ผิดปกติของเซลล์หรือกลุ่มเซลล์สมอง [22] โดยส่งศักย์ไฟฟ้าขณะทำงานที่ผิดปกติซ้ำๆ ที่ต่างไปจากเดิมทั้งรูปแบบ (pattern) จังหวะ (rhythm) แอมพลิจูด และความถี่ (frequency) [23] การชักมีทั้งแบบที่แสดงอาการและไม่แสดงอาการ ดังนั้นจึงต้องอาศัยคลื่นไฟฟ้าสมองในการวินิจฉัย

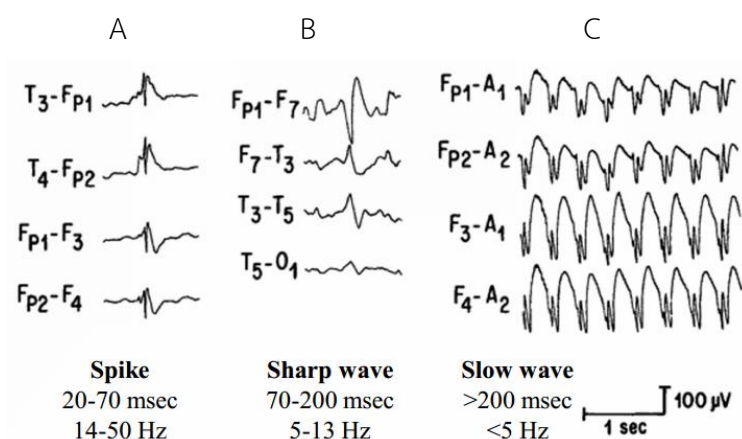
2.4.1 การจำแนกคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกี่ยวข้องกับการชัก

ลักษณะของคลื่นไฟฟ้าสมองที่มีความเกี่ยวข้องกับการชักแสดงถึงโอกาสที่จะมีความผิดปกติเกี่ยวข้องกับการชัก มิได้เป็นตัวยืนยันว่าผู้ที่มีลักษณะสัญญาณเช่นนี้จะเป็นผู้ที่มีอาการชักเกิดขึ้น จำแนกเป็น spike, sharp wave และ spike-and-slow-wave complex ดังรูปที่ 2-6 (ดัดแปลงรูปจาก WESTMORELAND, 1996) [24]

1) *Spike* เป็นคลื่นที่มีความชันเริ่มต้นที่มากกว่าความชันในช่วงที่กลับสู่เส้นฐาน (baseline) มีแอมพลิจูดแตกต่างจากสัญญาณพื้นอย่างชัดเจน มีระยะเวลาของหนึ่งลูกคลื่นระหว่าง 20 ถึง 70 มิลลิวินาที [23] หรือ 14 - 50 เฮิร์ตซ์ (รูปที่ 2-6A)

2) *Sharp wave* มีรูปแบบเช่นเดียวกับ spike แต่ยอดคลื่นจะมนกว่า มีความเร็วของลูกคลื่นที่ช้ากว่า โดยมีระยะเวลาอยู่ที่ระหว่าง 70 ถึง 200 มิลลิวินาที [23] หรือ 5 - 13 เฮิร์ตซ์ (รูปที่ 2-6B)

3) *Spike-and-slow-wave complex* เป็นนิยามเรียกลักษณะคลื่น spike ที่ตามองอย่างต่อเนื่องด้วย slow wave ในทันที โดย slow wave คือคลื่นที่มีแอมพลิจูดที่ต่างจากสัญญาณพื้นอย่างชัดเจน มีความถี่น้อยกว่า 5 เฮิร์ตซ์ หรือนานกว่า 200 มิลลิวินาที ส่วนมากจะพบที่ความถี่ประมาณ 3 เฮิร์ตซ์ [23] (รูปที่ 2-6C)



รูปที่ 2-6 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกี่ยวข้องกับการชัก

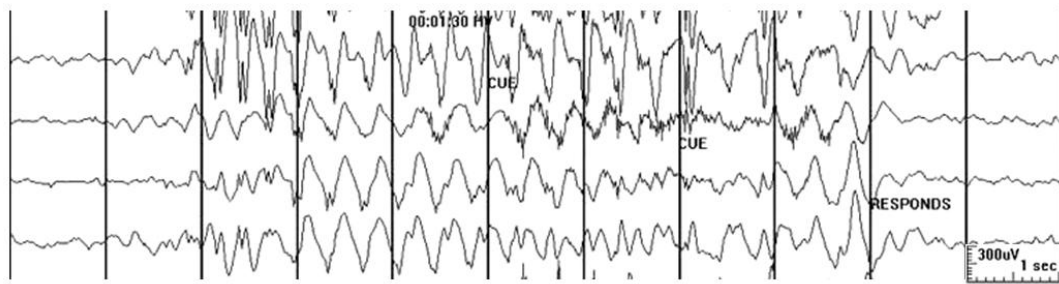
2.4.2 รูปแบบคลื่นไฟฟ้าสมองขณะชัก (ictal pattern)

คลื่นไฟฟ้าสมองขณะชักไม่มีรูปแบบที่แน่นอนตายตัว แต่ส่งผลให้มีการเปลี่ยนแปลงทั้งทางความถี่ แอมพลิจูด การกระจายตัว และจังหวะของคลื่นไฟฟ้าสมอง โดยมักจะมีลักษณะของคลื่นเป็นความถี่ที่มีจังหวะซ้ำๆ เดิม (repetitive rhythmic frequencies) แต่ไม่เป็นเช่นนั้นเสมอไป [25] อีกทั้งคลื่นไฟฟ้าสมองขณะชักรูปแบบหนึ่งสามารถนำไปสู่คลื่นไฟฟ้าสมองอีกรูปแบบหนึ่งตามมาได้ [26] คลื่นไฟฟ้าสมองขณะชักมีมากมายหลายรูปแบบขึ้นอยู่กับโรคที่โน้มนำให้เกิดการชัก ในที่นี้จะยกตัวอย่างมาเพียงส่วนหนึ่งเท่านั้น

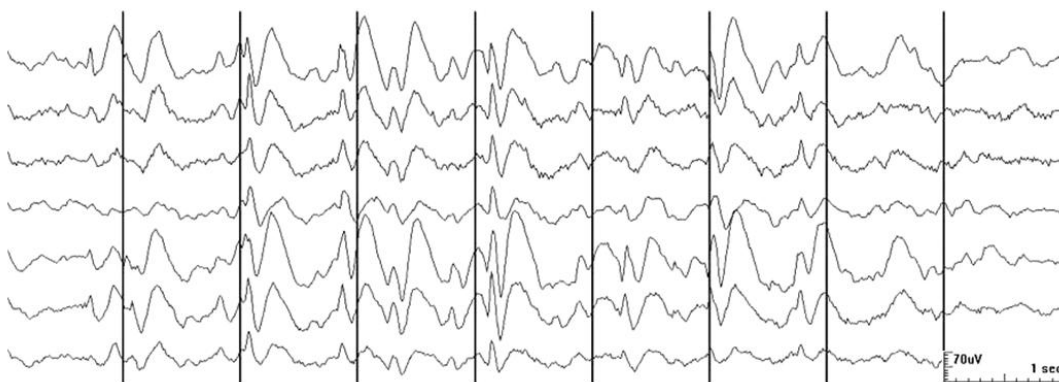
1) *3-Hz spike-and-slow wave pattern* เป็นจังหวะซ้ำๆ ของคลื่นรูปแบบ spike ตามด้วย slow wave โดยจังหวะมีความถี่อยู่ที่ประมาณ 3 เฮิร์ตซ์ มักพบในผู้ป่วยที่มีการชักเหม่อ (absence seizure) ดังรูปที่ 2-7 เป็นการชักรูปแบบนี้นาน 7 วินาที จากการชักเหม่อในเด็กหญิงอายุ 12 ปี ผู้ป่วยไม่มีการตอบสนองต่อการกระตุ้น (cue) ในระหว่างการชัก [25]

2) *Slow spike-and-wave* มีลักษณะคลื่นคล้ายกับ 3-Hz spike-and-slow wave แต่มีความถี่จังหวะที่น้อยกว่า 3 เฮิร์ตซ์ มักพบในการชักเหม่อชนิดนอกแบบ (atypical absence seizure) ซึ่งเป็นอาการที่พบได้ในผู้ป่วยโรคลมชักชนิด Lennox-Gastaut syndrome ดังในรูปที่ 2-8 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองของชายวัย 36 ปี คลื่นมีรูปแบบ sharp wave และ slow wave ที่ความถี่ 2 – 2.5 เฮิร์ตซ์ [25]

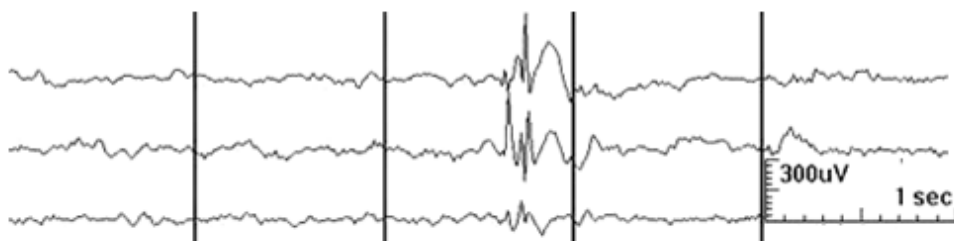
3) *Polyspikes* เป็นจังหวะซ้ำๆ อย่างต่อเนื่องกันของคลื่นรูปแบบ spike เป็นรูปแบบคลื่นที่สำคัญของการชักสะตุ้ง (myoclonic seizure) สามารถพบในการชักรูปแบบอื่นได้เช่นกัน โดยพบคลื่น polyspikes ร่วมกับคลื่นชักลักษณะอื่น ดังรูปที่ 2-9 ในผู้ป่วยโรคลมชักแบบกระจายทั่วทั้งสมอง (generalized epilepsy) พบลักษณะ polyspike เริ่มขึ้นก่อนและตามต่อเนื่องมาด้วย slow wave ที่ความถี่ประมาณ 3 เฮิร์ตซ์ [25]



รูปที่ 2-7 คลื่นไฟฟ้าสมองขณะชักแบบ 3-Hz spike-and-slow wave



รูปที่ 2-8 คลื่นไฟฟ้าสมองขณะชักแบบ slow spike-and-wave



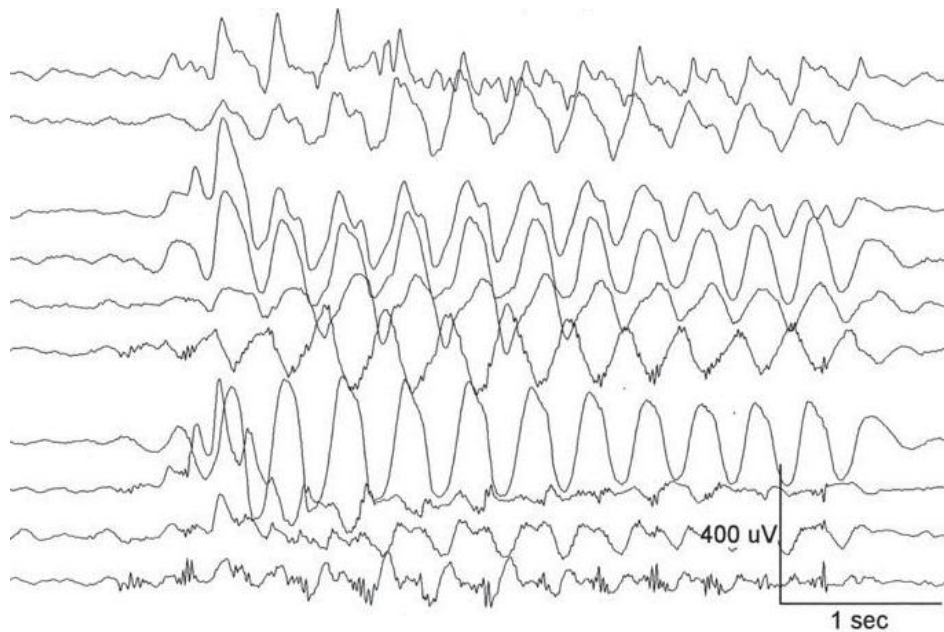
รูปที่ 2-9 คลื่นไฟฟ้าสมองแบบ polyspikes and slow wave

2.5 สิ่งแปลกปน (artifact)

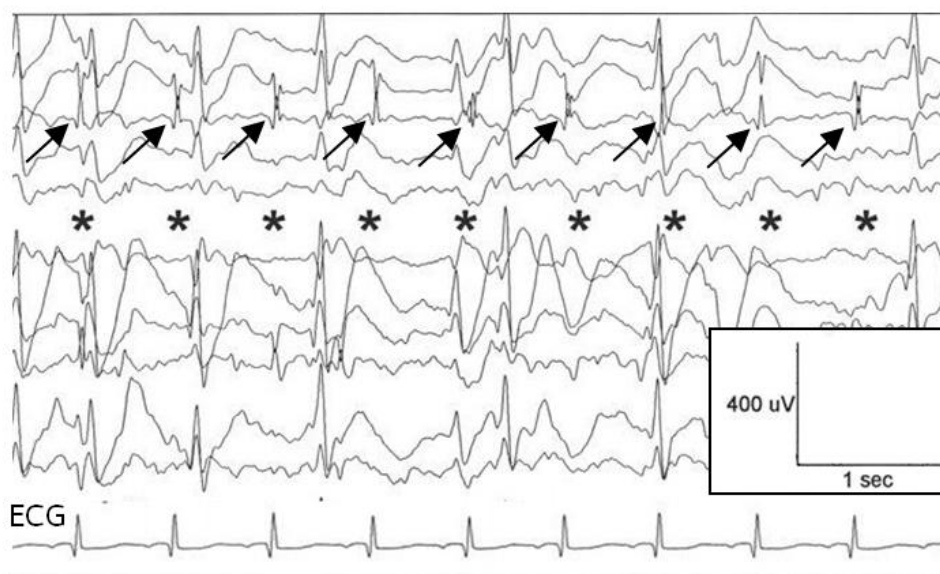
สิ่งแปลกปนเป็นสัญญาณอื่นที่ไม่พึงปรารถนาในการวัดคลื่นไฟฟ้าสมอง สามารถรบกวนการอ่านและแปลผลคลื่นไฟฟ้าสมองได้ แบ่งเป็นสองประเภท

1) สิ่งแปลกปนที่เกิดจากร่างกาย (*physiological artifact*) เช่น การขยับตัว คลื่นไฟฟ้าหัวใจ คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อลูกตา ชีพจร และเหงื่อ เป็นต้น [27] ดังในรูปตัวอย่างที่แสดงคลื่นเดลตาขึ้นจากการขยับศีรษะของผู้ป่วย (รูปที่ 2-10) และตัวอย่างจากรูปที่ 2-11 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจแทรกปนอยู่ในคลื่นไฟฟ้าสมอง (ลูกศร) ขณะชักแบบ spike-and-wave ในผู้ป่วยภาวะชักต่อเนื่องขณะหลับ (electrical status epilepticus during slow sleep: ESES) ซึ่งสังเกตได้ว่าเป็นตำแหน่งเดียวกันกับการบีบตัวของหัวใจในช่วงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [27]

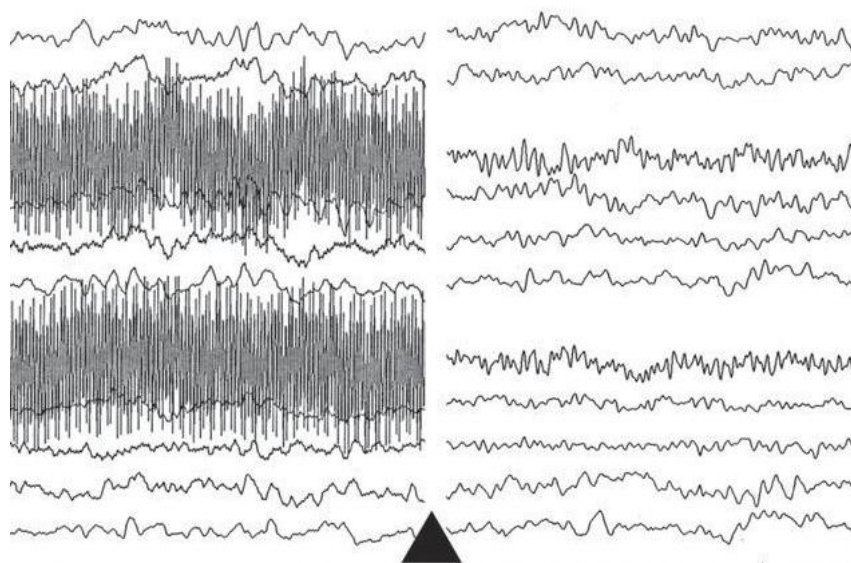
2) สิ่งแปลกปนที่ไม่ได้เกิดจากร่างกาย (*non-physiological artifact*) เช่น สัญญาณ 50 หรือ 60 เฮิร์ตซ์จากแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า สัญญาณรบกวนจากเครื่องใช้ไฟฟ้าอื่นๆ เป็นต้น ซึ่งสิ่งแปลกปนเหล่านี้สามารถรบกวนการแปลผลสัญญาณ หรือทำให้คุณภาพของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองลดลง สิ่งแปลกปนบางชนิดมักจะถูกลดทอนลงโดยตัวกรองก่อนการนำสัญญาณเข้าประมวลผล เช่น สัญญาณ 50 หรือ 60 เฮิร์ตซ์ ดังแสดงในรูปที่ 2-12 เปรียบเทียบก่อนและหลังการกำจัดสัญญาณรบกวน 60 เฮิร์ตซ์ ด้วยวงจรตัดแถบความถี่ (*notch filter*) ที่ 60 เฮิร์ตซ์ (ลูกศร) [27]



รูปที่ 2-10 สิ่งแปลกปนที่เป็นผลจากการขยับศีรษะ



รูปที่ 2-11 สิ่งแปลกปนที่เป็นผลมาจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 2-12 สิ่งแปลกปนที่เป็นผลมาจากสัญญาณรบกวน 60 เฮิรตซ์

2.6 Amplitude-integrated electroencephalography (aEEG)

Amplitude-integrated EEG คือรูปแบบหนึ่งในการแสดงสัญญาณของคลื่นไฟฟ้าสมองโดยแสดงเชิงแอมพลิจูดของลูกคลื่นสัญญาณ มีประโยชน์ทั้งต่อการพัฒนาการของสมองและการชักสัญญาณ aEEG สร้างมาจากคลื่นไฟฟ้าสมองที่ผ่านกระบวนการขยายสัญญาณ (amplify) การกรองสัญญาณ (filter) การเรียงกระแสสัญญาณ (rectify) และการปรับเรียบสัญญาณ (smoothing) การแสดงผลแอมพลิจูดแบบกึ่งลอการิทึมในเชิงเวลาที่ถูกลบอัดทำให้สามารถมองเห็นภาพรวมของสัญญาณได้อย่างรวดเร็ว แม้สัญญาณจะมีความยาวนานก็ตาม การแปลผลจะดูจากลักษณะเด่น 3 ประการคือ สัญญาณพื้น (background activity) วงจรการนอน (sleep-wake cycle) และรูปแบบขณะชัก [28]

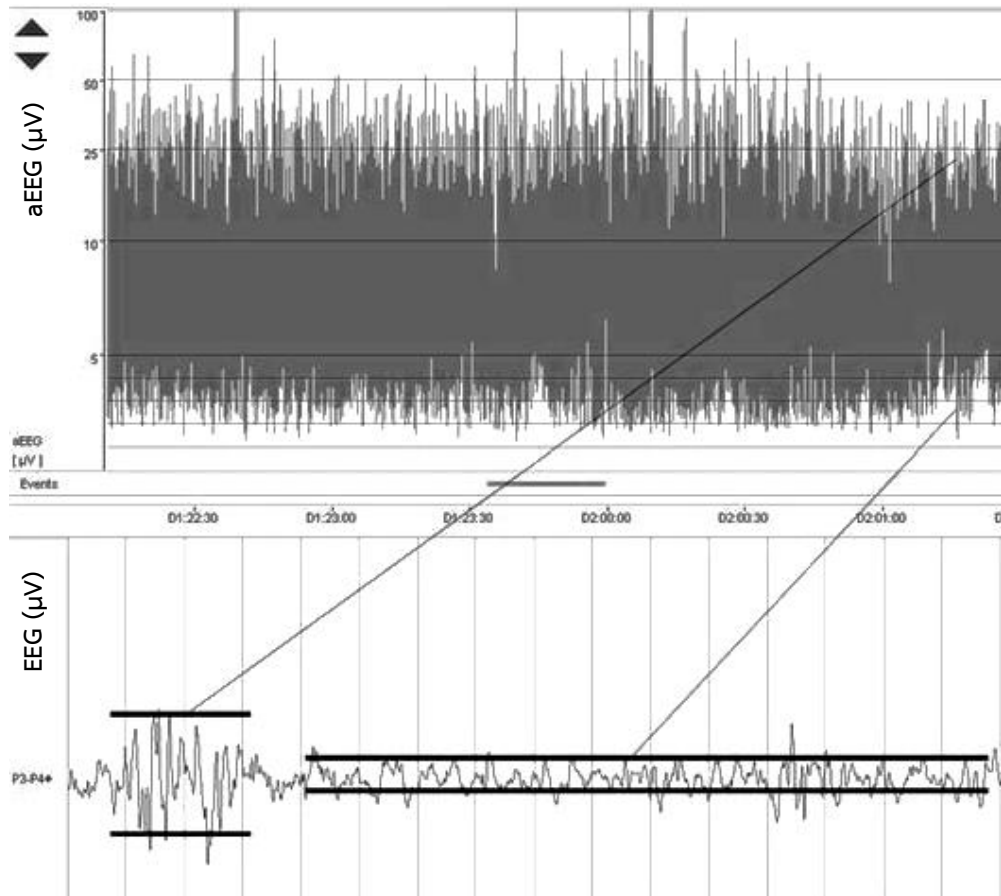
2.6.1 รูปแบบสัญญาณ aEEG ปกติ

เนื่องจากสัญญาณถูกลบอัดทางเวลา ภาพสัญญาณ aEEG ตามปกติจึงมีลักษณะเหมือนแถบสีซึ่งมีขอบเขตบนและขอบเขตล่างเป็นตัวบ่งชี้ถึงแอมพลิจูดของสัญญาณในช่วงนั้นๆ โดยขอบเขตบนมาจากช่วงที่สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองมีแอมพลิจูดสูงที่สุด และขอบเขตล่างมาจากช่วงที่มีแอมพลิจูดต่ำสุด (รูปที่ 2-13) [28]

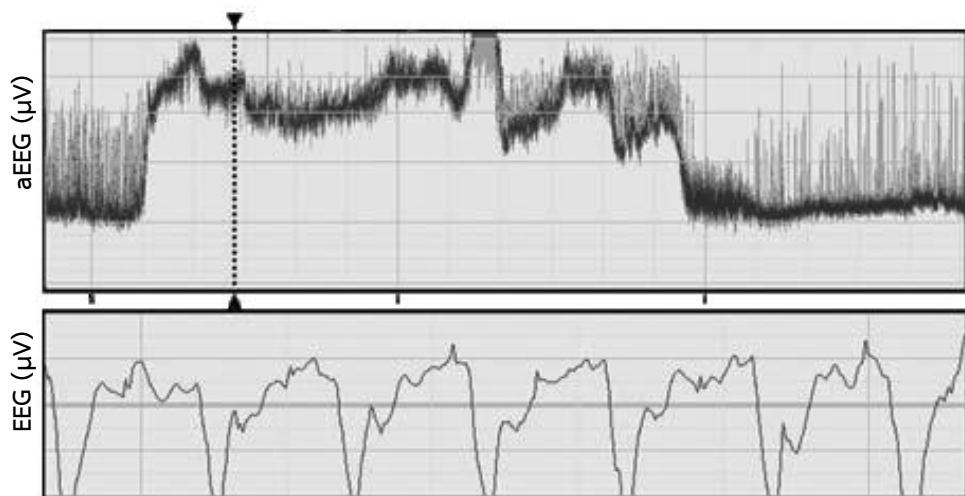
2.6.2 รูปแบบสัญญาณ aEEG ขณะชัก

การชักมีการเปลี่ยนแปลงทั้งความถี่และแอมพลิจูดของสัญญาณเป็นระยะเวลาหนึ่ง การชักที่ตรวจพบได้ง่ายเป็นการชักแบบแอมพลิจูดสูงและมีระยะเวลาชักที่นาน ทำให้เกิดการยกตัวขึ้นของขอบเขตล่างอย่างชัดเจน ขอบเขตบนจะมีการเปลี่ยนแปลงหรือคงที่ก็ได้ ดังตัวอย่างในรูปที่ 2-14

สัญญาณ aEEG ขณะชักแบบชักต่อเนื่อง สังเกตเห็นได้ว่าขอบเขตล่างถูกยกขึ้นอย่างต่อเนื่องและมี burst-suppression เกิดขึ้นก่อนและหลังขณะชัก สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแสดงรูปแบบ spike-wave ที่ความถี่ 1 เฮิร์ตซ์ [28]



รูปที่ 2-13 ภาพสัญญาณ aEEG ปกติ



รูปที่ 2-14 ภาพสัญญาณ aEEG ขณะชักแบบชักต่อเนื่อง

2.7 ทบทวนวรรณกรรม

2.7.1 การตรวจจับการชักอัตโนมัติ

การตรวจจับการชักในอดีตที่เทคโนโลยีและความก้าวหน้ายังไม่ล้ำสมัยเท่าปัจจุบันนั้น อาศัยการสังเกตในการระบุช่วงชักที่เกิดขึ้น ดังในการทดลองของ IVES และ WOODS ทำการออกแบบระบบการตรวจจับโดยอาศัยผู้ป่วยหรือผู้เฝ้าดูแลในการกดปุ่ม เพื่อส่งสัญญาณให้ทราบว่ามีการชักเกิดขึ้น พบว่าประมาณ 30% ของการชักเกิดขึ้นโดยที่ผู้ป่วยไม่รู้สึกรู้ตัว หรือไม่มีอาการแสดงของการชักให้ผู้เฝ้าระวังได้รับรู้ [29] การตรวจจับการชักแบบอัตโนมัติจึงเข้ามามีบทบาทที่สำคัญในการเพิ่มประสิทธิภาพในการเฝ้าระวังการชักให้ดียิ่งขึ้น

ในการตรวจจับการชักแบบอัตโนมัติอาศัยลักษณะเด่นต่างๆ ของคลื่นไฟฟ้าสมองในการวิเคราะห์ ซึ่งลักษณะเด่นสามารถแบ่งได้เป็น 3 ประเภทคือ

- 1) ลักษณะเด่นในเชิงเวลา (time-domain feature) เช่น autocorrelation, aEEG, wave-sequence
- 2) ลักษณะเด่นในเชิงความถี่ (frequency-domain feature) เช่น power spectral density
- 3) ลักษณะเด่นในเชิงเวลา-ความถี่ (time-frequency-domain feature) เช่น wavelet-transform, color spectrogram analysis เป็นต้น

Amplitude-integrated EEG เป็นหนึ่งในการศึกษาในเชิงเวลา คิดค้นขึ้นครั้งแรกโดย MAYNARD และคณะในปี.ศ.1969 ให้ชื่อว่า cerebral function monitor (CFM) [30] การศึกษาของ HELLSTRÖM-WESTAS ในปี.ศ. 1992 พบว่าการใช้ aEEG ในการระบุการชักที่มีระยะเวลาน้อยกว่า 30 วินาทีเป็นไปได้ยาก [14] สอดคล้องกับการศึกษาในภายหลังของท่านอื่นๆ ซึ่งให้ผลไปในแนวทางเดียวกันว่าการชักแบบเฉพาที่ การชักที่มีแอมพลิจูดต่ำ หรือการชักระยะเวลานั้น สามารถหลุดรอดจากการวินิจฉัยการชักได้ [15-18]

ถึงแม้ว่า aEEG จะมีจุดด้อยอยู่แต่ก็ถือว่าเป็นเครื่องมือที่มีประสิทธิภาพมาก ปัจจุบันมีการศึกษาและใช้อย่างแพร่หลายมากขึ้นทั่วโลกในหน่วยอภิบาลทารก เนื่องจากความสะดวกในการใช้และง่ายต่อการแปลผลของพยาบาลผู้ดูแล [12, 13] แต่ aEEG เป็นเพียงการแสดงสัญญาณรูปแบบหนึ่งเท่านั้น จำเป็นต้องใช้บุคลากรในการอ่านและแปลผล จึงมีการพัฒนาเป็นการตรวจจับอัตโนมัติ โดย LOMMEN และคณะในปี.ศ. 2007 ใช้การวิเคราะห์จากขอบเขตล่างและขอบเขตอ้างอิงของสัญญาณ aEEG ในการชักที่มากกว่า 60 วินาที พบว่ามีความไวอยู่ที่มากกว่า 90% (ตารางที่ 2-1)

ความคลาดเคลื่อนในการตรวจจับเกิดจาก แอมพลิจูดการชักที่สูงเกินไปจึงตรวจจับว่าเป็นสิ่งแปลกปน และสัญญาณ aEEG ที่มีความความผันผวนของขอบเขตล่าง [10]

ตารางที่ 2-1

สมรรถนะของการตรวจจับการชักวิธีต่างๆ

วิธี/ผู้แต่ง	จำนวน เคส	ระยะเวลา ชักสั้นที่สุดที่ ตรวจจับได้	ความ กว้าง หน้าต่าง	ความไว (%)	ความ จำเพาะ (%)	จำนวนการ ตรวจพบ लगต่อ ชั่วโมง
<i>Own database</i>						
Synchronization likelihood / SMIT et al. 2004 [31]	19	-	21s	66	90	-
Wave-sequence analysis / NAVAKATIKYAN et al. 2006 [32]	55	10s	2s	83-95	87-94	2
aEEG based algorithm / LOMMEN et al. 2007 [10]	8	60s	10s	>90 (5) Low (3)	-	~ 1
<i>CHB-MIT database</i>						
Machine learning / SHOEB and GUTTAG, 2010 [33]	24	6s	2s	96	-	0.15
Wavelet based technique / RAFIUDDIN et al. 2011 [34]	23	-	1s	80.16% (Accuracy)	-	-
Wavelet based technique / KHAN et al. 2012 [35]	10	-	1s	100	-	1.1

ในปีค.ศ. 2004 SMIT และคณะ ศึกษาการตรวจจับการชักโดยใช้ synchronization likelihood ซึ่งเป็นวิธีในทางสถิติในการหาความแตกต่างระหว่างช่องสัญญาณ มีความไวและความจำเพาะอยู่ที่ 65.9% และ 89.8% ตามลำดับ (ตารางที่ 2-1) การชักที่มีระยเวลานานน้อยกว่า 60 วินาทีที่มีอัตราการตรวจจับได้ที่ต่ำ [31]

ในปีค.ศ. 2006 NAVAKATIKYAN และคณะ ศึกษาการตรวจจับการชักโดยใช้ wave-sequence analysis วิเคราะห์ลูกคลื่นที่ได้จากการแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง มีความไวในการตรวจจับอยู่ที่ 83 – 95% (ตารางที่ 2-1) ความคลาดเคลื่อนในการตรวจจับมาจากการชักเฉพาะส่วน และสิ่งแปลกปนที่เป็นผลมาจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ชีพจร และการหายใจ [32]

2.7.2 การเปรียบเทียบสมรรถนะ

ฐานข้อมูล CHB-MIT เป็นหนึ่งในหลายฐานข้อมูลทางการแพทย์ที่เปิดให้เข้าถึงได้ทางเว็บไซต์ เริ่มต้นคิดค้นและก่อตั้งโดย GOLDBERGER และคณะในปีค.ศ. 2000 [36] มีผู้นำไปใช้ในการศึกษาทดลองการตรวจจับการชักอัตโนมัติ เช่น SHOEB และ GUTTAG ผู้นำฐานข้อมูลนี้มาใช้เป็นครั้งแรกในปีค.ศ. 2010 ได้ทำการตรวจจับการชักด้วยการใช้ machine learning มีความไวของการตรวจจับที่ 96% และจำนวนการตรวจพบลวง 0.15 ครั้งต่อชั่วโมง [33] RAFIIDDIN และคณะในปีค.ศ. 2011 ศึกษาการตรวจจับการชักแบบอัตโนมัติโดยใช้ wavelet ร่วมกับวิธีทางสถิติ (inter-quartile range และ median absolute deviation) พบว่ามีความแม่นยำที่ 80.16% (ตารางที่ 2-1) [34] อีกการศึกษาหนึ่งเป็นของ KHAN และคณะในปีค.ศ. 2012 ศึกษาการตรวจจับจุดเริ่มต้นของการชักโดยใช้ wavelet ร่วมกับวิธีทางสถิติ (skewness และ kurtosis) พบว่ามีความไวในการตรวจจับที่ 100% และการตรวจจับลวงอยู่ที่ 1.1 ครั้งต่อชั่วโมง (ตารางที่ 2-1) [35]

ดังจะเห็นได้จากการทบทวนวรรณกรรมว่ามีผู้ให้ความสนใจต่อการตรวจจับการชักอัตโนมัติ และพัฒนาการตรวจจับขึ้นด้วยวิธีที่หลากหลาย วิทยานิพนธ์นี้ต้องการพัฒนาขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชักโดยใช้วิธีการคำนวณทางสถิติอย่างง่าย ไม่ซับซ้อน ร่วมกับสัญญาณ aEEG ซึ่งเป็นสัญญาณที่มีประโยชน์ต่อการวินิจฉัยการชักในปัจจุบันอยู่แล้ว

บทที่ 3

ฐานข้อมูลและวิธีการทำ

เพื่อให้เข้าใจถึงการทำการทดสอบทั้งหมด การมองภาพรวมของขั้นตอนให้ออกจึงเป็นสิ่งสำคัญต่อการติดตามและเข้าถึงแต่ละลำดับขั้นตอนได้เป็นอย่างดี เริ่มต้นโดยการศึกษาถึงฐานข้อมูลที่จะนำมาใช้ในการทดสอบ ซึ่งขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นนั้นเป็นการประมวลผลแบบช่องสัญญาณเดี่ยว ดังนั้นจึงทำการคัดเลือกช่องสัญญาณในแต่ละเคสออกมา จากนั้นนำเข้าสู่กระบวนการสร้างสัญญาณ aEEG และนำสัญญาณ aEEG ที่ได้มาเข้าสู่ขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชักซึ่งมีการปรับเปลี่ยนพารามิเตอร์ที่ใช้ทั้งหมด 32 แบบ ผลของการตรวจจับการชักจะถูกประเมินได้เป็นค่าสมรรถนะออกมา พารามิเตอร์ของขั้นตอนวิธีที่เหมาะสมจะถูกเลือกออกมาเพียง 1 แบบจากทั้งหมด 32 แบบ เพื่อนำมาขยายผลต่อโดยทำการทดสอบขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชักกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแบบหลายช่องสัญญาณที่ใช้กันในทางปฏิบัติและประเมินค่าสมรรถนะออกมา กระบวนการทุกขั้นตอนเป็นการประมวลผลแบบออฟไลน์และถูกพัฒนาบนโปรแกรม MATLAB[®] (The MathWorks, Massachusetts, USA)

3.1 ฐานข้อมูล CHB-MIT Scalp EEG Database

ในการศึกษาการตรวจจับการชักจากคลื่นไฟฟ้าสมอง จำเป็นต้องใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองของผู้ป่วยที่มีอาการชักจริง มีการบันทึกช่วงเวลาของการชักจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ หนึ่งในฐานข้อมูลที่มีครบตามความต้องการนี้คือฐานข้อมูล The European Epilepsy Database (<http://epilepsy-database.eu/>) [37] ราคาชุดข้อมูลละ 3,000 ยูโร ประกอบด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองของผู้ป่วย 30 ราย ซึ่งจะเห็นได้ว่ามีราคาที่สูง อีกตัวเลือกหนึ่งคือฐานข้อมูล CHB-MIT [33, 36] เป็นแหล่งฐานข้อมูลทางการแพทย์ที่จัดทำขึ้นเพื่อเป็นประโยชน์ต่อการศึกษาและค้นคว้าวิจัย สามารถเข้าถึงได้โดยไม่เสียค่าใช้จ่าย จึงมีความเหมาะสมในการนำมาใช้ในวิทยานิพนธ์

ฐานข้อมูล CHB-MIT สามารถดาวน์โหลดได้จากเว็บไซต์ Physionet (<http://physionet.org/pn6/chbmit/>) เป็นฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าสมองของผู้ป่วยที่มีอาการชักเกิดขึ้น เก็บบันทึกในรูปแบบ edf มาตรฐาน แฟ้มข้อมูลทั้งหมดได้ผ่านการวินิจฉัยความผิดปกติจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญแล้ว โดยแฟ้มข้อมูลที่มีการชักเกิดขึ้นจะมีชื่อกำกับไว้ให้ทราบ (*.seizure) และมีแฟ้มข้อมูลหมายเหตุบ่งชี้จุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดการชักแยกต่างหาก (*.summary.txt)

แฟ้มข้อมูลทั้งหมดในฐานข้อมูลนี้บันทึกจากโรงพยาบาล Boston Children's Hospital ด้วยความถี่สุ่ม (sampling rate) 256 เฮิรตซ์ ความละเอียด 16 บิต ใช้อิเล็กทรอนิกส์ที่ผิวกะโหลก

ศีระตามระบบสากล 10–20 (international 10 – 20 system) มีจำนวนรวมทั้งสิ้น 24 เคส จากคนไข้ 23 ราย แบ่งเป็นเพศชาย 5 ราย และเพศหญิง 17 ราย อายุระหว่าง 3 – 22 ปี และ 1.5 – 19 ปี ตามลำดับ ไม่มีข้อมูลประวัติบันทึก 1 ราย ผู้ป่วยทุกรายมีอาการชักและไม่ได้รับยาต้านการชักเพื่อบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองและวางแผนการผ่าตัดรักษา ในฐานะข้อมูลมี 686 แพ้ข้อมูล มีจำนวนการชักรวมทั้งสิ้น 198 ครั้ง [36] การประมวลผลจากแพ้ข้อมูลหมายเหตุแสดงในตารางที่ 3-1 สรุปได้ว่าการชักรวมทั้งสิ้นคิดเป็น 11,611 วินาที โดยมีระยะเวลาที่นานที่สุด 752 วินาที และสั้นที่สุดที่ 6 วินาที

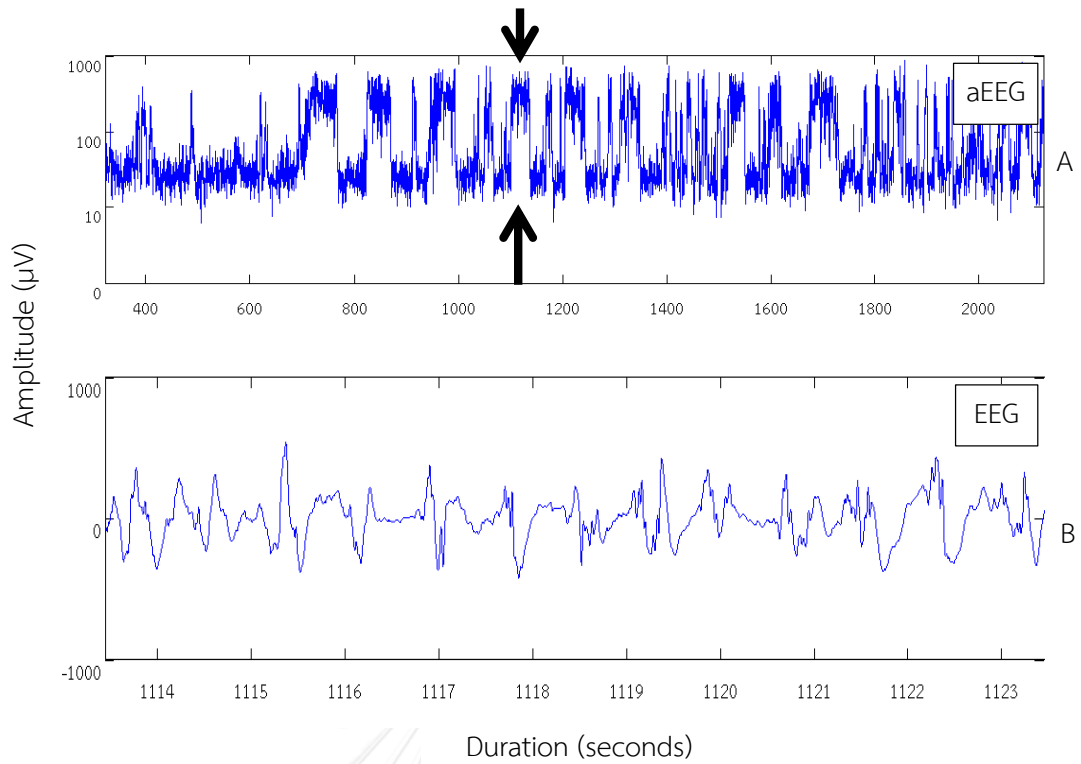
แพ้ข้อมูลจากฐานข้อมูล CHB-MIT ที่ใช้ในการทดสอบได้ถูกคัดแพ้ข้อมูลบางส่วนออกเพื่อการแสดงค่าสมรรถนะที่ถูกต้องของขั้นตอนวิธี จากการศึกษาฐานข้อมูลเบื้องต้นพบว่าแพ้ข้อมูลส่วนมากบันทึกช่องสัญญาณที่ใช้เป็นแบบ bipolar measurement จับคู่อิเล็กโทรดแบบ double banana montage (longitudinal bipolar montage) โดยมีบางแพ้ข้อมูลที่จะเพิ่มช่องสัญญาณของคลื่นไฟฟ้าหัวใจร่วมด้วย มีเพียง 3 แพ้ข้อมูลเท่านั้นที่มีการระบุช่องสัญญาณไว้แตกต่างจากแพ้ข้อมูลตามที่กล่าวมา คือแพ้ข้อมูล chb12_27, chb12_28 และ chb12_29 ทั้ง 3 แพ้ข้อมูลนี้ระบุช่องสัญญาณไว้ด้วยชื่อตำแหน่งที่ติดอิเล็กโทรดเพียงชื่อเดียว ไม่มีการจับคู่ระหว่าง 2 จุด หรือระบุการจับคู่กับชื่อตำแหน่งแปลกปลอม CS2 ที่ไม่สามารถระบุตำแหน่งได้ ทั้งที่การบันทึกสัญญาณในแต่ละเคสนั้นเป็นการบันทึกอย่างต่อเนื่อง ซึ่งควรที่จะมีช่องสัญญาณระบุไว้เช่นเดียวกับแพ้ข้อมูลอื่นในเคสเดียวกัน ดังนั้นความไม่ชัดเจนของช่องสัญญาณจึงเป็นเหตุผลที่ทำให้ทั้ง 3 แพ้ข้อมูลนี้ถูกคัดออกจากการทดสอบ

เคส chb16 เป็นกรณีที่ถูกคัดออกทั้งเคสเป็นจำนวนรวมทั้งสิ้น 19 แพ้ข้อมูลเนื่องจากหมายเหตุระบุการชักมีความผิดพลาด สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองในเคสนี้มีหลายช่วงที่แสดงลักษณะของสัญญาณขณะชักแต่ไม่มีการระบุช่วงเวลาดังกล่าวไว้ในแพ้ข้อมูลหมายเหตุ (รูปที่ 3-1A) จึงนำไปให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านประสาทวิทยาอ่านและได้รับการยืนยันว่าช่วงเวลาที่ต้องสงสัยดังกล่าวเป็นสัญญาณที่บ่งชี้ว่ามีเหตุการณ์ชักเกิดขึ้นจริง (รูปที่ 3-1B ระบุขยายช่วงเวลาในช่วงลูกศรชี้) หากนำไปใช้ในการทดสอบขั้นตอนวิธีจะทำให้สมรรถนะที่ได้มีความผิดพลาดไม่ตรงกับความเป็นจริง ดังนั้นเพื่อการแสดงค่าสมรรถนะที่ถูกต้องจึงจำเป็นต้องทำการคัดเคส chb16 ออกจากการทดสอบ

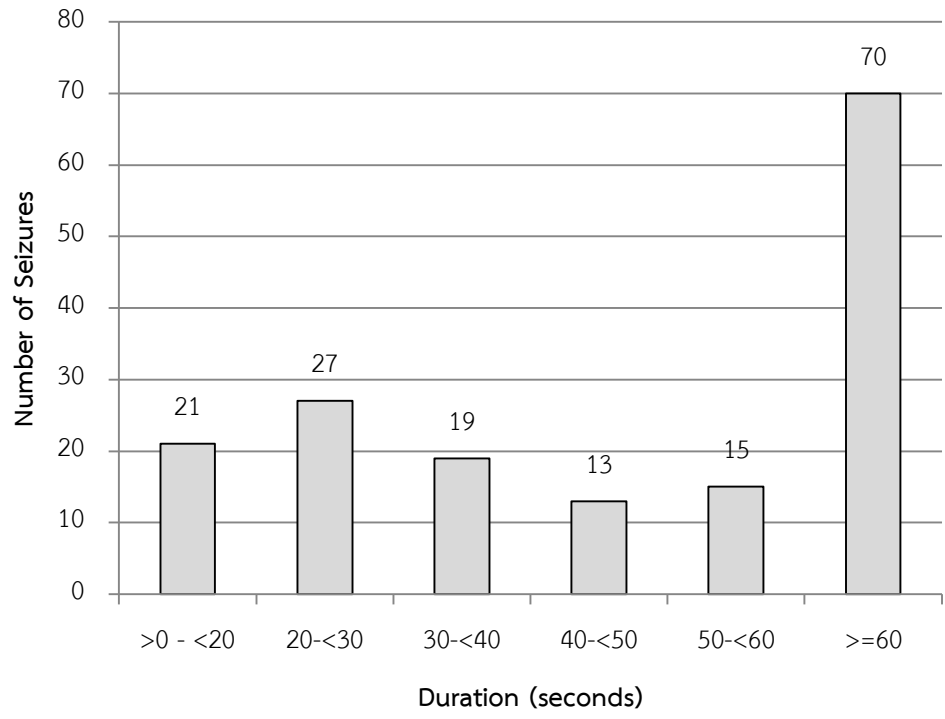
แพ้ข้อมูลทั้งหมดที่ใช้ในการทดสอบภายหลังจากการคัดออกของแพ้ข้อมูลตามที่กล่าวมานี้ เหลือจำนวนรวมทั้งสิ้น 664 แพ้ข้อมูล จำนวนเหตุการณ์ชักเหลือ 165 ครั้ง ดังแสดงในตารางที่ 3-2 เมื่อนำมาแสดงแจกแจงจำนวนครั้งตามช่วงระยะเวลาของการชักจะได้ดังรูปที่ 3-2

ตารางที่ 3-1
ข้อมูลของฐานข้อมูล CHB-MIT

เคส	จำนวน แฟ้มข้อมูล	ระยะเวลา (ชั่วโมง)	จำนวน เหตุการณ์ชั้ก	ระยะเวลา ชั้กเฉลี่ย	ระยะเวลาชั้ก ที่สั้นที่สุด	ระยะเวลาชั้ก ที่ยาวที่สุด
chb01	42	40.55	7	63.1	27	101
chb02	36	35.27	3	57.3	9	82
chb03	38	38.00	7	57.4	47	69
chb04	42	156.07	4	94.5	49	116
chb05	39	39.00	5	111.6	96	120
chb06	18	66.74	10	15.3	12	20
chb07	19	67.05	3	108.3	86	143
chb08	20	20.01	5	183.8	134	264
chb09	19	67.87	4	69.0	62	79
chb10	25	50.02	7	63.9	35	89
chb11	35	34.79	3	268.7	22	752
chb12	24	23.69	40	36.6	13	97
chb13	33	33.00	12	44.6	17	70
chb14	26	26.00	8	21.1	14	41
chb15	40	40.01	20	99.6	31	205
chb16	19	19.00	10	8.4	6	14
chb17	21	21.01	3	97.7	88	115
chb18	36	35.63	6	52.8	30	68
chb19	30	29.93	3	78.7	77	81
chb20	29	27.60	8	36.8	29	49
chb21	33	32.83	4	49.8	12	81
chb22	31	31.00	3	68.0	58	74
chb23	9	26.56	7	60.6	20	113
chb24	22	21.30	16	31.9	16	70
รวม	686	982.94	198	58.6	6	752



รูปที่ 3-1 ตัวอย่างลักษณะสัญญาณจาก chb16



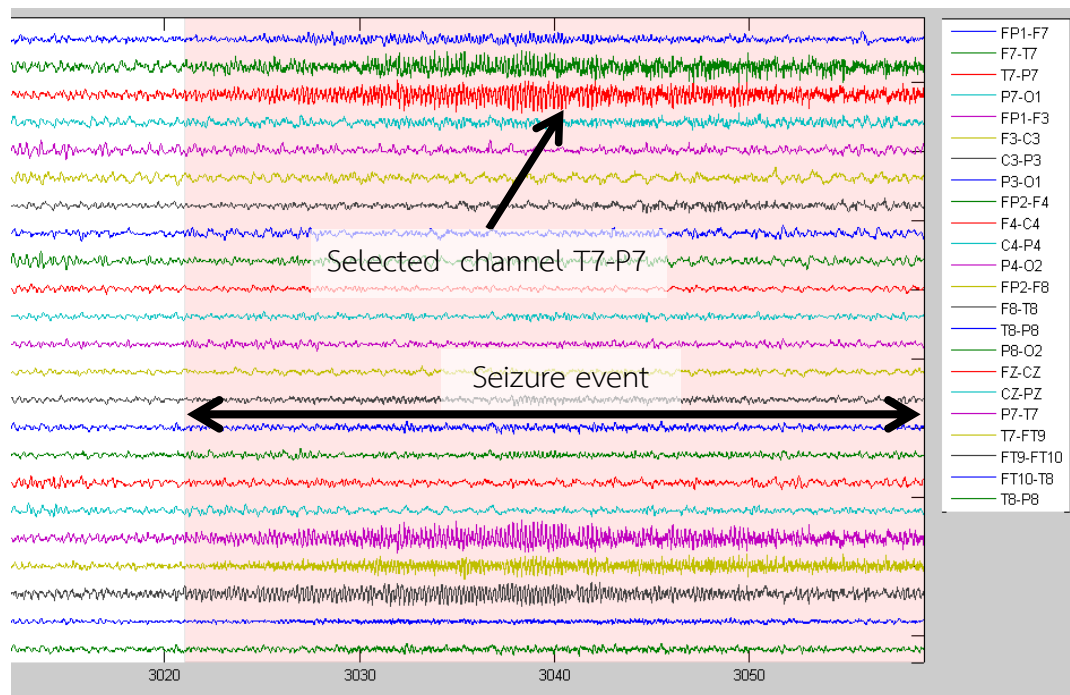
รูปที่ 3-2 กราฟแจกแจงจำนวนครั้งของการชักตามระยะเวลาการชักที่นำไปใช้ในการทดสอบ

3.2 กระบวนการเลือกช่องสัญญาณ

ช่องสัญญาณที่มีแอมพลิจูดของสัญญาณในช่วงซีกที่สูงที่สุดของแต่ละเคสจะถูกเลือกออกมาเป็นตัวแทนของเคสนั้นๆ เพื่อทำการพัฒนาขั้นตอนวิธีการตรวจจับการซีกกับสัญญาณที่มีการเกิดการซีกที่ชัดเจนที่สุด โดยช่องสัญญาณที่ถูกเลือกของแต่ละเคสได้แสดงไว้ในตารางที่ 3-2 ตัวอย่างของช่องสัญญาณที่ถูกเลือกแสดงดังรูปที่ 3-3 จากเพิ่มข้อมูล chb10_30 แถบสีชมพูแสดงเหตุการณ์ซีกจากเพิ่มข้อมูลหมายเหตุ

ตารางที่ 3-2
รายละเอียดเพิ่มข้อมูลที่ถูกเลือกใช้ในการทดสอบ

เคส	ช่องสัญญาณที่เลือก	จำนวนเพิ่มข้อมูล	จำนวนเหตุการณ์ซีก
chb01	F8-T8	42	7
chb02	T7-P7	36	2
chb03	FP1-F7	38	7
chb04	FP1-F7	42	4
chb05	F7-T7	39	5
chb06	F3-C3	18	9
chb07	F7-T7	19	3
chb08	P7-O1	20	5
chb09	T7-P7	19	4
chb10	T7-P7	25	7
chb11	FP1-F7	35	2
chb12	P8-O2	21	26
chb13	FP1-F7	33	11
chb14	FP2-F4	26	8
chb15	T7-P7	40	19
chb17	P4-O2	21	3
chb18	F8-T8	36	6
chb19	FP1-F3	30	3
chb20	C3-P3	29	7
chb21	T7-P7	33	4
chb22	FP1-F3	31	3
chb23	T7-P7	9	6
chb24	FP1-F7	22	14
รวม		664	165



รูปที่ 3-3 ตัวอย่างช่องสัญญาณที่เลือกจากแฟ้มข้อมูล chb10_30

3.3 กระบวนการสร้างสัญญาณ aEEG

ตั้งแต่วันที่ MAYNARD และคณะได้ทำการคิดค้นการสร้างสัญญาณ aEEG ขึ้นในปีค.ศ. 1969 [30] จนถึงปัจจุบันได้มีผู้ที่สนใจและนำแนวคิดสัญญาณ aEEG ไปพัฒนาปรับใช้ในกรณีต่างๆ แต่เนื่องจากลำดับขั้นตอนในการสร้างสัญญาณ aEEG ของแต่ละคนนั้นมีทั้งส่วนที่เหมือนและต่างกันอยู่ เช่น HELLSTRÖM-WESTAS และคณะ [11] ซึ่งมีกระบวนการสร้างคล้ายคลึงกับของ MAYNARD ในขณะที่ EL-DIB และคณะทำการเรียงกระแสสัญญาณก่อน แล้วจึงทำการปรับเรียบสัญญาณ และบีบอัดสัญญาณและเวลา ตามลำดับ [11] ซึ่งวิธีนี้เองก็แตกต่างจาก SHAH และคณะที่ไม่มีการกล่าวถึงขั้นตอนการปรับเรียบสัญญาณแต่อย่างใด [38]

นอกจากขั้นตอนในการสร้างสัญญาณ aEEG ที่แตกต่างกันไปในแต่ละกลุ่มวิจัยแล้ว ยังพบว่ารายละเอียดในแต่ละขั้นตอนการทํานั้นไม่มีความชัดเจน อีกทั้งมีความแตกต่างในแต่ละกลุ่มวิจัย เช่นเดียวกับ HELLSTRÖM-WESTAS และคณะใช้ตัวกรองแบบไม่สมมาตรเพื่อขจัดแอมพลิจูดที่ลดลงของลูกคลื่นที่ความถี่สูงขึ้น มีแถบความถี่ที่กรองผ่านอยู่ที่ 2 – 15 เฮิร์ตซ์ การบีบอัดแอมพลิจูดสัญญาณในรูปแบบกึ่งลอการิทึมแสดงผลสัญญาณในเชิงเส้นตรงที่แอมพลิจูด 0 – 10 μV และในรูปแบบลอการิทึมที่ 10 – 100 μV ปรับเรียบสัญญาณด้วยหน้าต่างเวลา 0.5 วินาที [28] ขณะที่ SHAH และคณะแสดงแอมพลิจูดสัญญาณเชิงเส้นตรงในช่วง 0 – 6 μV รูปแบบกึ่งลอการิทึมที่ 8 – 20 μV และรูปแบบลอการิทึมตั้งแต่ 25 μV เป็นต้นไป [39]

ความแตกต่างและหลากหลายในกระบวนการสร้างสัญญาณ aEEG รวมถึงขั้นตอนการสร้างที่มีได้ระบุรายละเอียดไว้ชัดเจน จึงได้ทำการพัฒนากระบวนการสร้างสัญญาณ aEEG ขึ้นมาใช้เอง โดยเปิดเผยถึงรายละเอียดขั้นตอนการสร้างและศึกษาเปรียบเทียบกับโปรแกรมเชิงพาณิชย์ Persyst12 (P12) ที่ทางโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ได้นำมาใช้ในการเฝ้าระวังผู้ป่วยจริง เพื่อเป็นการยืนยันว่าสัญญาณ aEEG ที่สร้างขึ้นเองนั้นมีคุณภาพเพียงพอต่อการนำไปใช้งาน

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองถูกใช้เป็นสัญญาณขาเข้าที่จะถูกนำเข้าสู่กระบวนการสร้างสัญญาณ aEEG โดยผ่านการกรองแถบความถี่ผ่าน (band-pass filter) การเรียงกระแสสัญญาณระหว่างจุดยอด (peak-to-peak rectification) และการปรับเรียบสัญญาณ ตามลำดับ ทั้ง 3 ขั้นตอนดังกล่าวจะประมวลผลในหน่วย analog-to-digital unit (ADU) จากนั้นจึงแปลงหน่วยจาก ADU เป็น μV แสดงผลของภาพสัญญาณ aEEG ในรูปแบบบีบอัดแอมพลิจูดแบบกึ่งลอการิทึม (semilogarithmic compression) และบีบอัดเวลา (time compression) ภาพรวมขั้นตอนแสดงดังรูปที่ 3-4 มีรายละเอียดในแต่ละขั้นตอนดังนี้



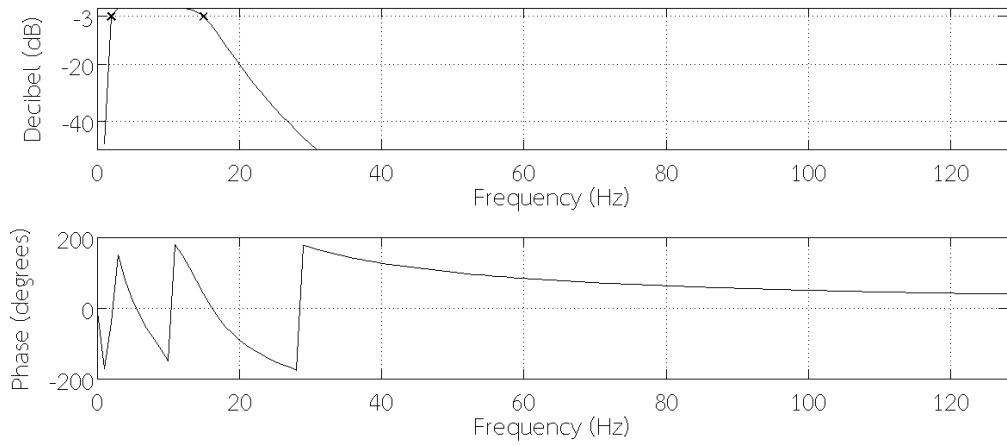
รูปที่ 3-4 แผนภาพขั้นตอนการแปลงสัญญาณจากคลื่นไฟฟ้าสมองเป็น aEEG

3.3.1 การกรองแถบความถี่ผ่าน

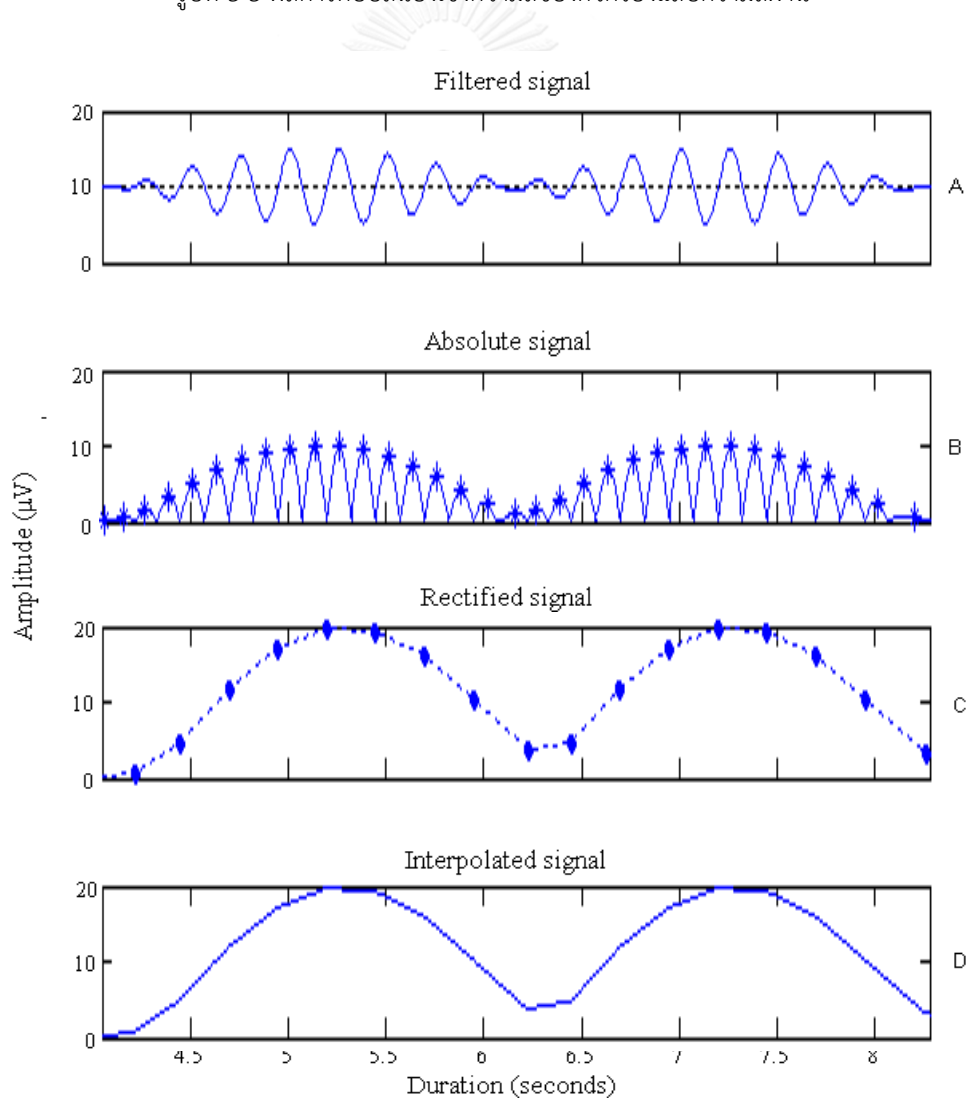
การกรองแถบความถี่ผ่านใช้ตัวกรองความถี่ดิจิทัลแบบบัตเตอร์เวิร์ท (Butterworth filter) อันดับที่ 8 เลือกกำหนดช่วงความถี่ผ่านที่ 2 – 15 เฮิรตซ์ เพื่อลดทอนสิ่งแปลกปนที่เป็นผลมาจากเหงื่อ การเคลื่อนไหว แผลงจ่ายไฟฟ้า และสัญญาณคีย์ชีวภาพอื่นๆ [11, 30] ให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองซึ่งมีขนาดเล็กถูกรบกวนน้อยที่สุด ที่ความถี่หักมุม (cut-off frequency) 2 และ 15 เฮิรตซ์จะมีแอมพลิจูดของสัญญาณที่ -3 เดซิเบล (decibel; dB) ดังตำแหน่งสัญลักษณ์กากบาทในรูปที่ 3-5

3.3.2 การเรียงกระแสสัญญาณระหว่างจุดยอด

สัญญาณที่ผ่านขั้นตอนการกรองแถบความถี่ผ่าน (รูปที่ 3-6A) เมื่อเข้าสู่กระบวนการนี้จะถูกทำให้เป็นค่าสัมบูรณ์ (absolute value) (รูปที่ 3-6B) จากนั้นค่าแอมพลิจูดของ 2 จุดยอดที่ติดกันของแต่ละลูกคลื่น (รูปที่ 3-6B ดอกจันทน์; *) จะถูกนำมารวมกันเป็นค่าแอมพลิจูดระหว่างจุดยอด (peak-to-peak amplitude; ppA) หนึ่งค่า (รูปที่ 3-6C) ซึ่งเป็นการลดจำนวนตัวอย่างลงเป็นอย่างมากเมื่อเทียบกับความถี่สุ่มเริ่มต้น ในกรณีฐานข้อมูลนี้คือ 256 เฮิรตซ์ ดังนั้นจึงทำการแทรกตัวอย่าง (interpolate) ให้ได้ความถี่สุ่มกลับไปสู่ 256 เฮิรตซ์เท่ากับความถี่สุ่มเดิมในตอนเริ่มต้น (รูปที่ 3-6D)



รูปที่ 3-5 ผลการตอบสนองเชิงความถี่ของตัวกรองแถบความถี่ผ่าน



รูปที่ 3-6 ขั้นตอนการเรียงกระแสสัญญาณระหว่างจุดยอด

3.3.3 การปรับเรียบสัญญาณ

การปรับเรียบสัญญาณใช้การคำนวณค่าเฉลี่ยแบบเคลื่อนที่ (moving average) ดังสมการ (3-1) ความกว้างของหน้าต่าง 0.5 วินาที [28] โดยที่หน้าต่างจะขยับเคลื่อนที่ไปที่ละ 1 ตัวอย่าง

$$\bar{A} = \frac{1}{f_0 \times T_w} \cdot \sum_{i=cs-\{(f_0 \times T_w)-1\}}^{cs} A_i \quad (3-1)$$

เมื่อ \bar{A} คือ ค่าแอมพลิจูดเฉลี่ยของค่าเฉลี่ยแบบเคลื่อนที่

A_i คือ ค่าแอมพลิจูดที่ตำแหน่ง i ใดๆ

f_0 คือ ความถี่สุ่มที่บันทึก

T_w คือ คาบของหน้าต่าง (window period)

cs คือ ตัวอย่าง ณ ปัจจุบัน (current sample)

3.3.4 การบีบอัดแอมพลิจูดสัญญาณในรูปแบบกึ่งลอการิทึมและการบีบอัดเชิงเวลา

สัญญาณในหน่วย ADU ที่เข้าสู่ขั้นตอนนี้จะถูกปรับค่าให้อยู่ในหน่วย μV โดยการคูณกับค่าเทียบมาตรฐาน (calibration value) จากนั้นจึงแสดงผล โดยทางด้านแอมพลิจูดของสัญญาณนั้นจะแสดงผลในเชิงเส้นตรงต่อช่วง 0-10 μV และแสดงผลในเชิงลอการิทึมต่อช่วงตั้งแต่ 10 μV เป็นต้นไป ดังสมการ (3-2)

$$A_0 = 10 \log A_i \quad (3-2)$$

โดยที่ A_0 คือ แอมพลิจูดภายหลังการบีบอัดรูปแบบลอการิทึม

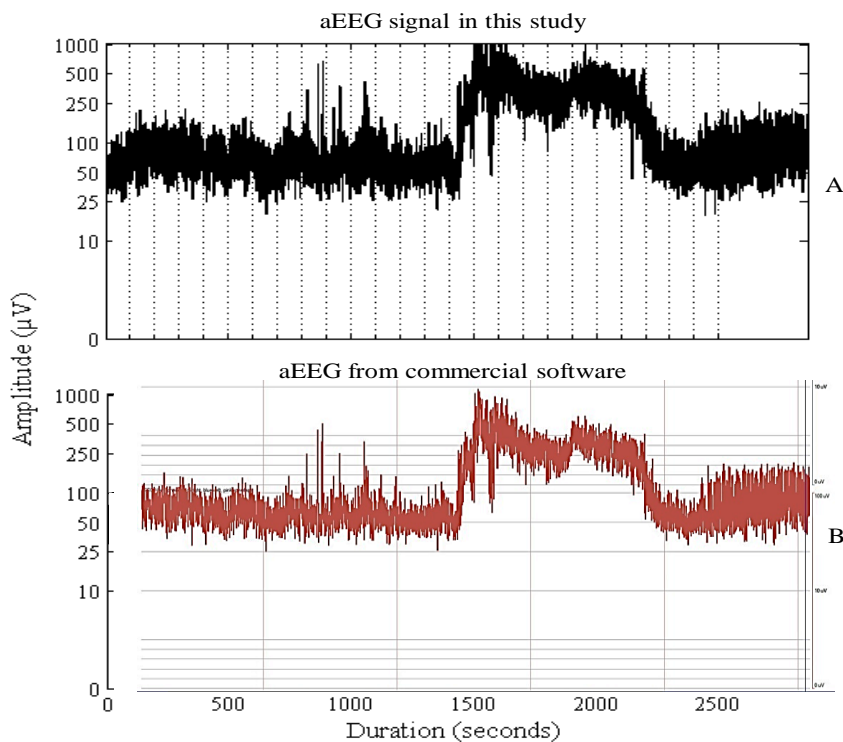
A_i คือ แอมพลิจูดก่อนการบีบอัดรูปแบบลอการิทึม

ในอดีตที่เป็นระบบแอนะล็อกใช้การเขียนผลสัญญาณบนแผ่นกระดาษเพื่อการแสดงผลสัญญาณ คลื่นไฟฟ้าสมอง การบีบอัดเวลาจึงเป็นการปรับความเร็วของกระดาษที่เคลื่อนในขณะการเขียนผลให้ช้าลงที่ 6-30 เซนติเมตรต่อชั่วโมง ในทางตรงกันข้ามการบีบอัดเวลาในเชิงดิจิทัลจะขึ้นอยู่กับขนาดของหน้าจอที่ใช้ในการแสดงผลและไม่มีกำหนดพารามิเตอร์ตายตัว เนื่องจากสามารถปรับลดขยายส่วนการแสดงผลเชิงเวลาได้ตามต้องการ

3.3.5 การเปรียบเทียบสัญญาณ aEEG กับโปรแกรม Persyst12

สัญญาณ aEEG ที่ได้จากการสร้างตามขั้นตอนข้างต้นถูกนำไปเปรียบเทียบในเชิงคุณภาพกับโปรแกรม P12 โดยใช้แฟ้มข้อมูล “chb11_99.edf” เป็นสัญญาณขาเข้าของทั้งกระบวนการสร้างที่

นำเสนอ (รูปที่ 3-7A) และโปรแกรม P12 (รูปที่ 3-7B) ได้รับการยืนยันจากแพทย์ผู้ใช้งานว่าลักษณะสัญญาณ aEEG ที่ได้นั้นมีความใกล้เคียงกันในภาพรวมและมีคุณภาพเพียงพอต่อการนำไปใช้งาน



รูปที่ 3-7 เปรียบเทียบระหว่างสัญญาณ aEEG ที่สร้างขึ้นกับโปรแกรม P12

3.4 ขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชัก

ขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชักนี้ได้แนวคิดมาจากการตรวจจับการชักของ LOMMEN และคณะ [10] โดยการใช้เส้นขอบเขตล่างเปรียบเทียบกับเส้นอ้างอิงในการกำหนดจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชักในการตรวจจับการชักที่นานกว่า 60 วินาที ขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นนำวิธีข้างต้นมาดัดแปลงในแนวทางของตนเองเพื่อได้เป็นองค์ความรู้ใหม่ในการตรวจจับการชัก

ค่าพารามิเตอร์ที่สำคัญต่อขั้นตอนวิธีมีอยู่ 2 ค่าคือ หน้าต่างใหญ่ มีความกว้างตั้งแต่ 2-5 นาที และหน้าต่างเล็ก มีความกว้างตั้งแต่ 6-20 วินาที การประมวลผลของขั้นตอนวิธีกระทำจากสัญญาณ aEEG ที่ยังไม่ผ่านการบีบอัดแอมพลิจูดแบบกึ่งลอการิทึม เพื่อให้ได้มาซึ่งเส้นข้อมูล 3 เส้นคือ

เส้น P10 มาจากการคำนวณค่าเปอร์เซ็นต์ที่ 10 ของสัญญาณ aEEG ภายในหน้าต่างเล็ก

เส้น RefON ได้จากการคำนวณค่าเฉลี่ยของสัญญาณ aEEG ย้อนหลังเท่าความกว้างของหน้าต่างใหญ่

เส้น RefOFF ได้จากการคำนวณค่าเฉลี่ยของสัญญาณเส้น P10 ย้อนหลังเท่ากับความกว้างของหน้าต่างใหญ่

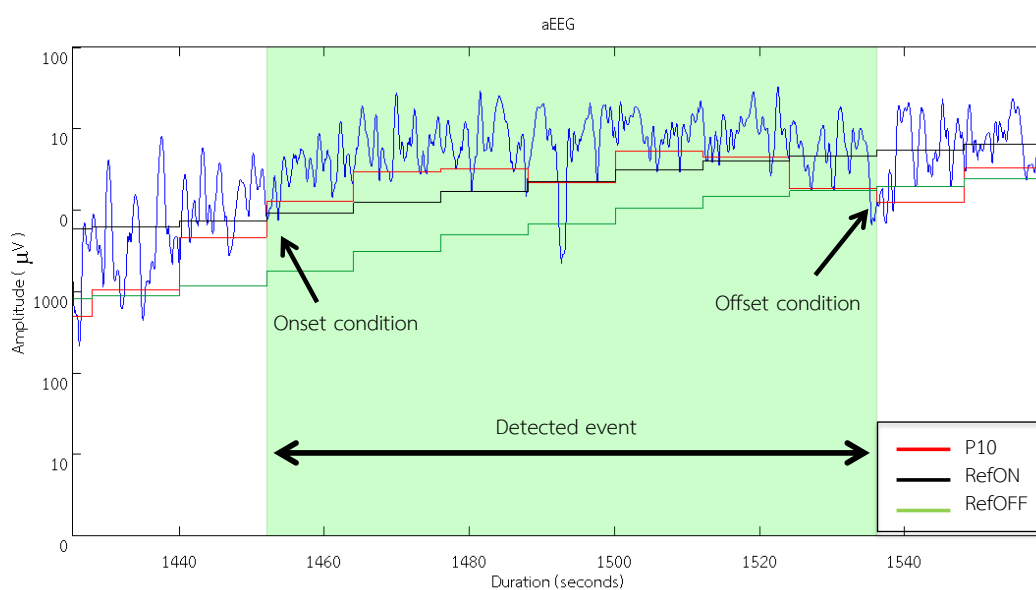
การคำนวณเส้นทั้ง 3 เป็นการคำนวณแบบไม่ต่อเนื่อง โดยคำนวณเป็นเซกเมนต์ (segment) ทั่วๆ ความกว้างของหน้าต่างเล็ก จากนั้นจึงใช้เส้นที่ได้เป็นเกณฑ์ในการกำหนดจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของเหตุการณ์ตรวจพบ

3.4.1 เงื่อนไขของจุดเริ่มต้น (onset condition)

จุดเริ่มต้นของเหตุการณ์ตรวจพบแต่ละครั้งถูกกำหนดขึ้นเมื่อเส้น P10 (เส้นสีแดง) มีค่ามากกว่าเส้น RefON (เส้นสีดำ) ดังรูปที่ 3-8

3.4.2 เงื่อนไขของจุดสิ้นสุด (offset condition)

หลังจากที่ผ่าน onset condition แล้ว เหตุการณ์ตรวจพบครั้งนั้นจะถูกกำหนดให้สิ้นสุดลงเมื่อเส้น P10 มีค่าน้อยกว่าเส้น RefOFF (เส้นสีเขียว) ดังแสดงในรูปที่ 3-8 และนับว่าเป็น 1 เหตุการณ์ตรวจพบ (แถบสีเขียว)



รูปที่ 3-8 ตัวอย่าง onset และ offset condition จากแฟ้มข้อมูล chb11_99

3.5 การประเมินสมรรถนะ

การประเมินสมรรถนะของการศึกษาคลื่นไฟฟ้าสมองจะแบ่งออกเป็น การประเมินโดยอิงช่วงเวลา (duration-based assessment) และการประเมินโดยอิงเหตุการณ์ (event-based assessment) [40] การประเมินโดยอิงช่วงเวลานั้นเป็นการแบ่งช่วงเวลาออกเป็น ส่วนเท่าๆ กัน โดยแต่ละส่วนจะถือเป็น 1 ตัวอย่างที่แยกจากกัน ค่าพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องจึงมีได้ทั้งผลบวกจริง ผลบวกลวง ผลลบจริง และผลลบลวง สามารถคำนวณค่าความไวและความจำเพาะได้ ส่วนการประเมินโดยอิงเหตุการณ์จะยึดเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นเป็น 1 ตัวอย่างโดยไม่คำนึงถึงระยะเวลาที่เกิดขึ้น จึงมี

พารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องเพียง 3 ตัวคือ ผลบวกจริง ผลบวกหลง และผลลบหลง เนื่องจากไม่มีค่าผลบวกจริงจึงคำนวณได้เพียงค่าความไวเท่านั้น ไม่สามารถคิดค่าความจำเพาะได้ ค่าความผิดพลาดจึงแสดงในรูปของจำนวนผลบวกหลงที่เกิดขึ้นในหนึ่งชั่วโมง

การประเมินสมรรถนะของขั้นตอนวิธีในวิทยานิพนธ์นี้เป็นแบบการประเมินอิงเหตุการณ์ นอกจากนี้ในช่วง 6 นาทีแรกของแต่ละแฟ้มข้อมูลถือเป็นช่วงเรียนรู้ของขั้นตอนวิธี จึงไม่ถูกนำมาร่วมประเมินด้วย สมรรถนะจะแสดงในค่าของความไวในการตรวจจับการชัก จำนวนการตรวจพบหลงต่อชั่วโมง และเปอร์เซ็นต์ของระยะเวลาการตรวจพบหลง

ผลบวกจริง (true positive; TP) คือจำนวนของการชักในแฟ้มข้อมูลหมายเหตุตามระยะเวลาขั้นต่ำที่กำหนดที่มีช่วงคาบเกี่ยวเวลากันกับเหตุการณ์ตรวจพบแม้เพียงเล็กน้อยก็ตาม

ผลลบหลง (false negative; FN) คือจำนวนของการชักในแฟ้มข้อมูลหมายเหตุตามระยะเวลาขั้นต่ำที่กำหนดที่ไม่มีช่วงคาบเกี่ยวเวลากันกับเหตุการณ์ตรวจพบ

ผลบวกหลง (false positive; FP) คือจำนวนของเหตุการณ์ตรวจพบตามระยะเวลาขั้นต่ำที่กำหนดที่ไม่มีช่วงคาบเกี่ยวเวลากันกับการชักในแฟ้มข้อมูลหมายเหตุ สามารถเรียกอีกชื่อหนึ่งได้ว่าเหตุการณ์ตรวจพบหลง (false detection)

ความไวของการตรวจจับการชัก (sensitivity; SE) คือสัดส่วนเปอร์เซ็นต์ของการตรวจพบการชักจริงจากจำนวนการชักที่ระบุในแฟ้มข้อมูลหมายเหตุทั้งหมดที่มีระยะเวลาขั้นต่ำตามที่กำหนด คำนวณจากสมการ (3-3)

จำนวนเหตุการณ์การตรวจพบหลงต่อชั่วโมง (false detections per hour; FDh) คืออัตราส่วนของการตรวจพบการชักหลงในหนึ่งชั่วโมง คำนวณจากสมการ (3-4)

เปอร์เซ็นต์ของระยะเวลาการตรวจพบหลง (percentage of false detection duration; FDD) คือสัดส่วนเปอร์เซ็นต์ระหว่างระยะเวลารวมทั้งหมดของการตรวจพบหลงจากระยะเวลาที่ใช้ในการตรวจจับทั้งหมด คำนวณจากสมการ (3-5)

$$SE = \frac{TP}{TP+FN} \times 100 \quad (3-3)$$

$$FDh = \frac{FP}{\text{Total detection duration (in hours)}} \quad (3-4)$$

$$FDD = \frac{\text{Total duration of FP}}{\text{Total detection duration}} \times 100 \quad (3-5)$$

การใช้ค่า FDD ร่วมกับ FDh ในการแสดงความผิดพลาดของขั้นตอนวิธีเพื่อบ่งชี้ถึงลักษณะเฉพาะของขั้นตอนวิธีได้ชัดเจนยิ่งขึ้น [40] ค่า FDD แสดงให้เห็นถึงเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของการตรวจพบที่เกิดขึ้นจากระยะเวลาทั้งหมดที่เฝ้าระวัง เพิ่มเติมจากค่า FDh ที่เป็นการแสดงจำนวนครั้งของความผิดพลาดเพียงอย่างเดียว การนำข้อมูลไปใช้ในการเปรียบเทียบกับงานอื่นสามารถเลือกใช้ได้ทั้ง 2 ค่าขึ้นอยู่กับผู้วิจัยว่าจะยึดจำนวนครั้งหรือภาพรวมเป็นสำคัญ

3.6 การประเมินสมรรถนะเมื่อกำหนดระยะเวลาขั้นต่ำของการชัก

เนื่องจากการตรวจจับการชักระยะสั้นด้วย aEEG นั้นทำได้ยาก [14] ในการประเมินสมรรถนะจึงถูกแบ่งออกเป็น 6 กรณีตามระยะเวลาของการชักคือ สมรรถนะของขั้นตอนวิธีเมื่อตรวจจับการชักที่มีระยะเวลาขั้นต่ำอยู่ที่ 60, 50, 40, 30, 20 วินาที และไม่จำกัดระยะเวลาของการชัก เรียกแทนด้วย ex60, ex50, ex40, ex30, ex20 และ ex0 ตามลำดับ ซึ่งการกำหนดระยะเวลาขั้นต่ำของการชักในการประเมินสมรรถนะเช่นนี้ จะส่งผลต่อจำนวน TP, FN และ FP ของขั้นตอนวิธี โดยการประเมินจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือการประเมิน TP และ FN และการประเมิน FP

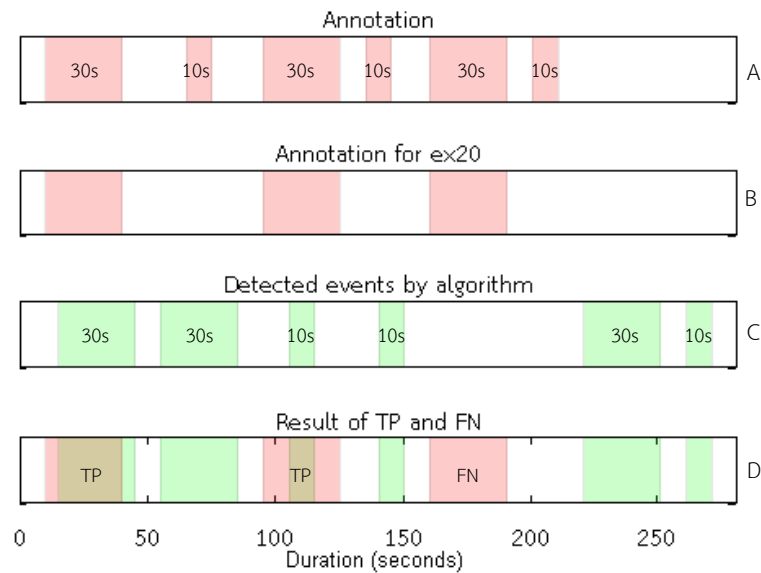
3.6.1 การประเมิน TP และ FN

ตามคำจำกัดความในหัวข้อ 3.5 จะเห็นได้ว่า TP และ FN นั้นจะประเมินจากจำนวนของการชักในหมายเหตุระบุของฐานข้อมูล ที่มีระยะเวลาของการชักตรงตามระยะเวลาขั้นต่ำที่กำหนด การชักที่มีระยะเวลาสั้นกว่าที่กำหนดจะไม่ถูกนำมาประเมิน จากนั้นจึงเทียบดูในเรื่องการคาบเกี่ยวกันของช่วงเวลากับเหตุการณ์ตรวจพบ เพื่อคัดแยกออกเป็น TP กับ FN ดังตัวอย่างในรูปที่ 3-9 หมายเหตุระบุแสดงโดยแถบสีชมพู มีจำนวนการชักทั้งสิ้น 6 ครั้ง โดยแบ่งเป็นการชัก 10 และ 30 วินาที (รูปที่ 3-9A) เมื่อกำหนดระยะเวลาขั้นต่ำของการชักในการประเมินอยู่ที่ 20 วินาที หรือ ex20 จะพบว่ามีการชักที่เกี่ยวข้องเหลืออยู่ 3 ครั้ง (รูปที่ 3-9B) จากนั้นจึงเปรียบเทียบกับเหตุการณ์ตรวจพบ (แถบสีเขียว) ที่มีการตรวจพบยาว 10 และ 30 วินาที รวม 6 ครั้ง (รูปที่ 3-9C) ผลการประเมินจะได้ TP และ FN เป็นจำนวน 2 และ 1 ครั้ง ตามลำดับ (รูปที่ 3-9D)

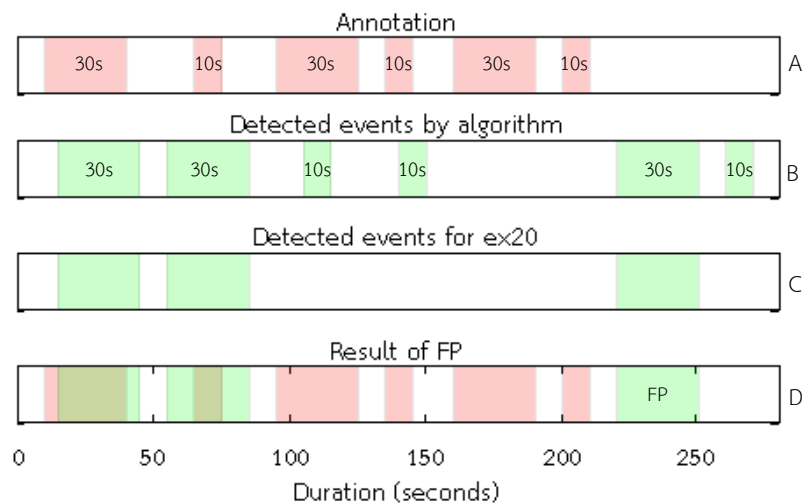
3.6.2 การประเมิน FP

ในการประเมิน FP ตามคำจำกัดความในหัวข้อ 3.5 จำนวนของเหตุการณ์ตรวจพบทั้งหมดจะถูกคัดให้เหลือเฉพาะเหตุการณ์ตรวจพบที่มีความยาวตามขั้นต่ำที่กำหนด จากนั้นจึงเปรียบเทียบการคาบเกี่ยวของช่วงเวลากับหมายเหตุระบุการชักของฐานข้อมูล เพื่อประเมินเป็นจำนวน FP ดังตัวอย่างในรูปที่ 3-10 เมื่อหมายเหตุระบุการชัก (แถบสีชมพู) และเหตุการณ์ตรวจพบ (แถบสีเขียว) มีความยาวและจำนวนเช่นเดียวกับตัวอย่างในรูปที่ 3-9 เมื่อกำหนดให้ประเมินที่ ex20 เช่นเดียวกัน จำนวน

เหตุการณ์ตรวจพบจาก 6 ครั้ง (รูปที่ 3-10B) จะเหลือ 3 ครั้ง (รูปที่ 3-10C) หลังจากการเปรียบเทียบการคาบเกี่ยวเวลากับหมายเหตุระบุ (รูปที่ 3-10A) จะได้ผลการประเมิน FP อยู่ที่ 1 ครั้ง (รูปที่ 3-10D)



รูปที่ 3-9 ตัวอย่างการประเมิน TP และ FN



รูปที่ 3-10 ตัวอย่างการประเมิน FP

จากตัวอย่างข้างต้นจะเห็นได้ว่า เมื่อมีความยาวและจำนวนครั้งของหมายเหตุระบุการชักและเหตุการณ์ตรวจจับตั้งในรูปที่ 3-9 และรูปที่ 3-10 กรณีการประเมินที่ ex20 เมื่อแยกประเมินตาม 2 ส่วนที่กล่าวไว้เรียบร้อยแล้วจะได้ TP, FN และ FP อยู่ที่ 2, 1 และ 1 ครั้ง ตามลำดับ จากนั้นจึงนำค่าที่ได้ไปคำนวณหา SE, FDh และ FDD ต่อไป

3.7 การหาพารามิเตอร์ที่เหมาะสมต่อขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชัก

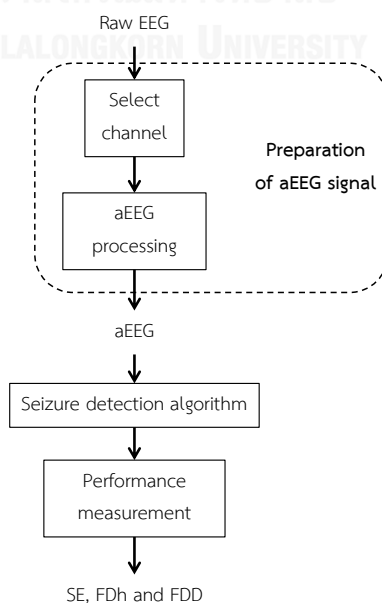
แฟ้มข้อมูลทุกแฟ้มที่ถูกเลือกมาใช้ในการทดสอบจะถูกแปลงเป็นสัญญาณ aEEG แล้วจึงเข้าสู่ขั้นตอนวิธีในการตรวจจับการชัก ผลจากการตรวจจับการชักจะถูกนำไปประเมินสมรรถนะและแสดงออกมาในค่าของ SE, FDh และ FDD

ในขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชัก ความกว้างของหน้าต่างใหญ่และหน้าต่างเล็กในการคำนวณเส้น P10, RefON และ RefOFF เป็นพารามิเตอร์ที่ถูกปรับเปลี่ยน มีจำนวนรวมทั้งสิ้น 32 แบบ ดังแสดงในตารางที่ 3-3 ภาพรวมของลำดับขั้นตอนแสดงดังรูปที่ 3-11 สมรรถนะที่ได้ทั้งหมดถูกนำมาวิเคราะห์เพื่อเลือกความกว้างของหน้าต่างใหญ่ หน้าต่างเล็ก และระยะเวลาขั้นต่ำของการชักที่เหมาะสมต่อการใช้ในขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชักนี้

ตารางที่ 3-3
คู่พารามิเตอร์ในขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชัก 32 แบบ

พารามิเตอร์		ความกว้างของหน้าต่างเล็ก (วินาที)							
		6	8	10	12	14	16	18	20
ความกว้างของ หน้าต่างใหญ่ (นาทิจ)	2	2m-6s	2m-8s	2m-10s	2m-12s	2m-14s	2m-16s	2m-18s	2m-20s
	3	3m-6s	3m-8s	3m-10s	3m-12s	3m-14s	3m-16s	3m-18s	3m-20s
	4	4m-6s	4m-8s	4m-10s	4m-12s	4m-14s	4m-16s	4m-18s	4m-20s
	5	5m-6s	5m-8s	5m-10s	5m-12s	5m-14s	5m-16s	5m-18s	5m-20s

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

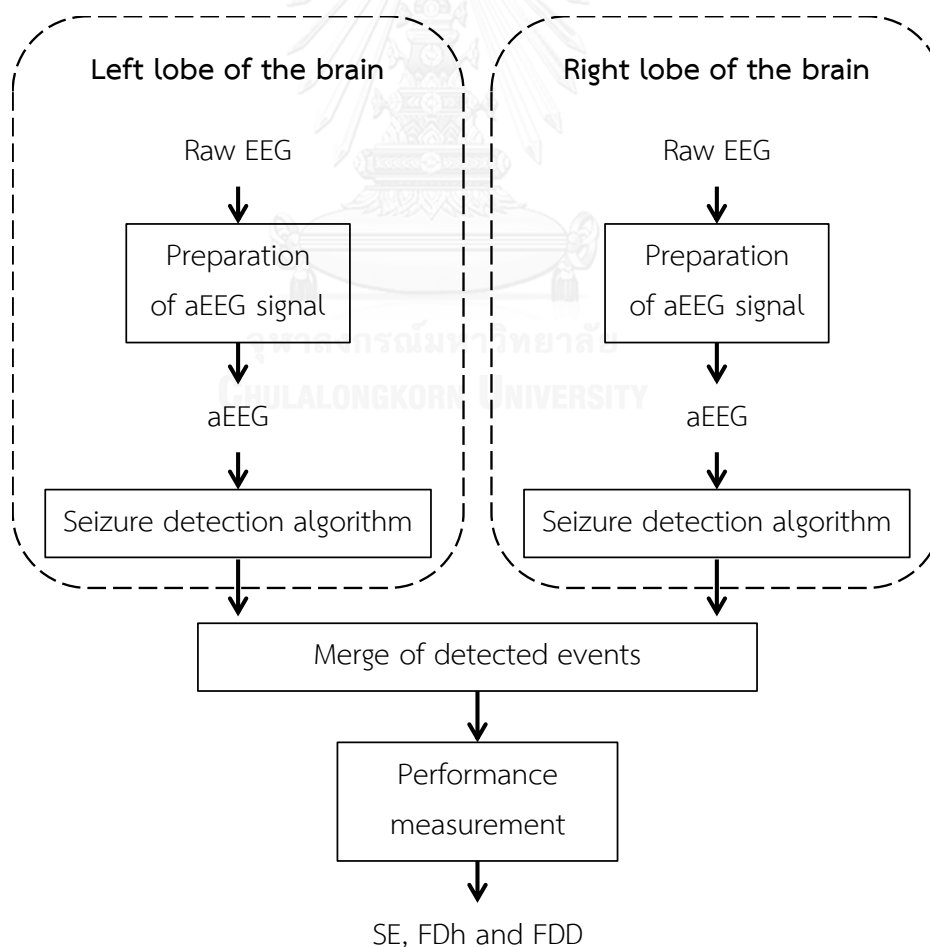


รูปที่ 3-11 ภาพรวมลำดับขั้นตอนของการทดสอบขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชัก

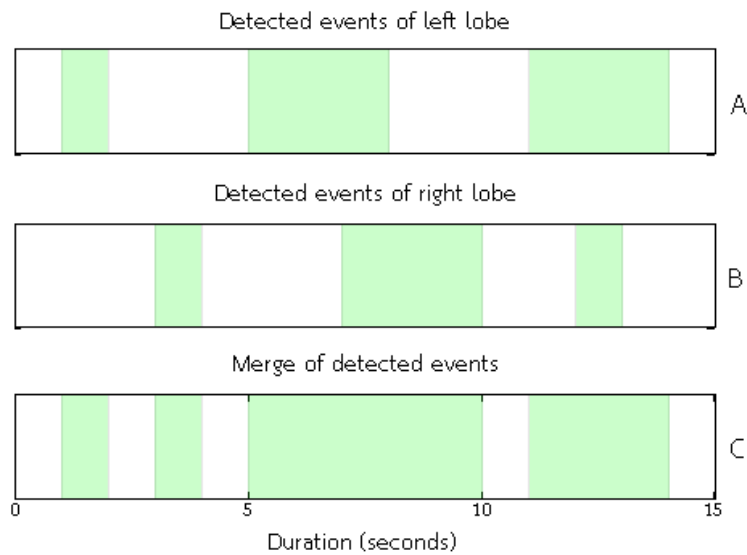
3.8 การตรวจจับการชักแบบหลายช่องสัญญาณ

แม้จะได้ค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมต่อขั้นตอนวิธีในการตรวจจับการชักแล้ว แต่ค่าสมรรถนะที่ประเมินได้นั้นไม่สามารถใช้เป็นตัวแทนที่ดีในการสื่อถึงคุณลักษณะของขั้นตอนวิธีนั้นได้ เนื่องจากในทางปฏิบัติเราไม่สามารถทราบถึงช่องสัญญาณที่มีแอมพลิจูดระหว่างชักที่ชัดเจนที่สุดเพื่อเลือกมาใช้ได้ ดังนั้นจึงต้องทำการทดสอบขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชักแบบหลายช่องสัญญาณ เพื่อทราบถึงสมรรถนะของขั้นตอนวิธีเมื่อตรวจจับกับช่องสัญญาณที่ใช้จริงในทางปฏิบัติ

เนื่องจากขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชักเป็นแบบช่องสัญญาณเดียว ดังนั้นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแบบหลายช่องสัญญาณจะถูกประมวลโดยแบ่งเป็นการประมวลสัญญาณซีกซ้ายและสัญญาณซีกขวาของสมองก่อน ดังรูปที่ 3-12 จากนั้นจึงถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณ aEEG และเข้าสู่ขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชัก ผลของการตรวจจับการชัก (แถบสีเขียว) ของทั้งซีกซ้าย (รูปที่ 3-13A) และซีกขวา (รูปที่ 3-13B) จะถูกนำมาผสาน (merge) รวมกันเป็นชุดเดียว (รูปที่ 3-13C) แล้วจึงนำไปประเมินค่าสมรรถนะ



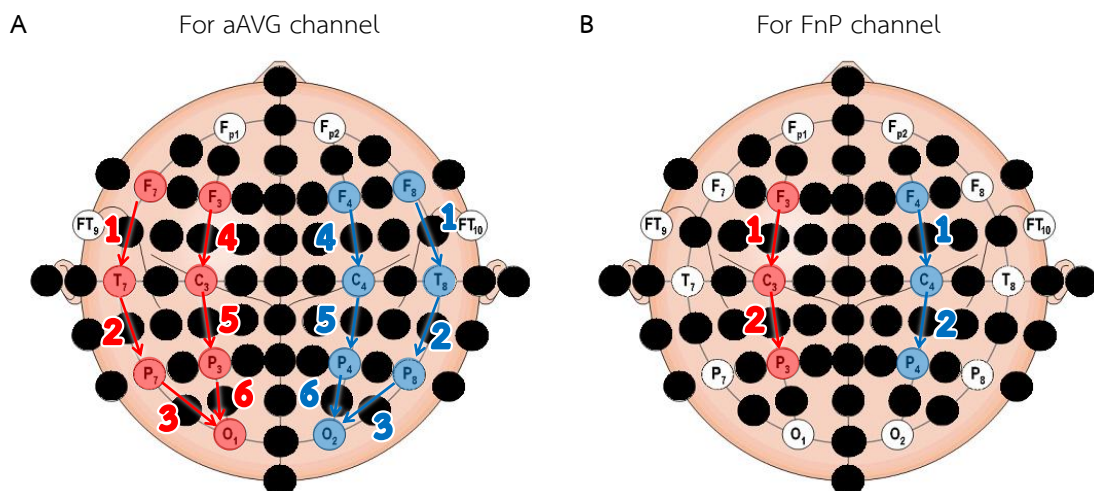
รูปที่ 3-12 ลำดับขั้นตอนของการตรวจจับการชักแบบหลายช่องสัญญาณ



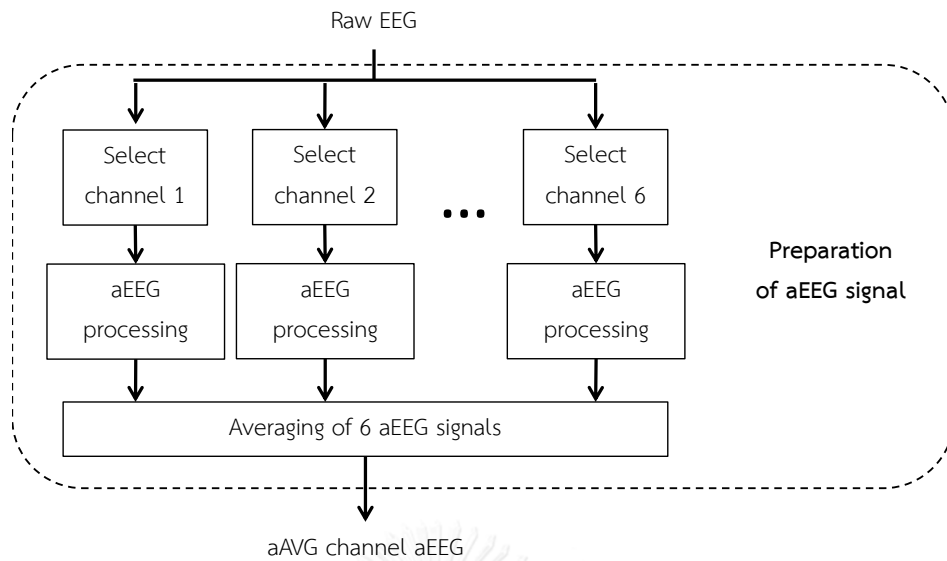
รูปที่ 3-13 ตัวอย่างการผสมผสานรวมกันของเหตุการณ์ตรวจพบทั้ง 2 ซีกของสมอง

3.8.1 ช่องสัญญาณตัวแทนจากการเฉลี่ย aEEG 6 ช่องสัญญาณ (averaging of 6 aEEG signals; aAVG)

การเฉลี่ยช่องสัญญาณทำให้ได้สัญญาณที่มีความครอบคลุมเป็นวงกว้าง ตัวแทนของสัญญาณซีกซ้ายมาจากการเฉลี่ยของสัญญาณ aEEG ระหว่างช่องสัญญาณ F7-T7, T7-P7, P7-O1, F3-C3, C3-P3 และ P3-O1 และตัวแทนของสัญญาณซีกขวามาจากการเฉลี่ยของสัญญาณ aEEG ระหว่างช่องสัญญาณ F8-T8, T8-P8, P8-O2, F4-C4, C4-P4 และ P4-O2 ตำแหน่งที่ใช้ในการเฉลี่ยแสดงดังรูปที่ 3-14A (ดัดแปลงจาก MALMIVUO และ PLONSEY, 1991 [20]) ลำดับขั้นตอนการเตรียมสัญญาณ aEEG ของช่องสัญญาณ aAVG แสดงดังรูปที่ 3-15



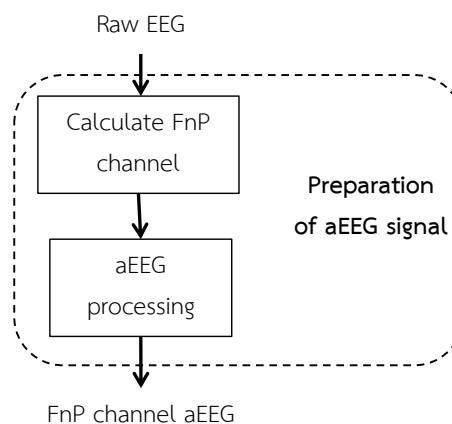
รูปที่ 3-14 ช่องสัญญาณที่เกี่ยวข้องกับการตรวจจับการชักแบบหลายช่องสัญญาณ



รูปที่ 3-15 ลำดับขั้นตอนการเตรียมสัญญาณ aEEG ช่องสัญญาณ aAVG

3.8.2 ช่องสัญญาณตัวแทนจากผลต่างของศักย์ไฟฟ้าระหว่างตำแหน่งสมองกลีบหน้าและสมองกลีบข้าง (Frontal – Parietal channel; FnP)

สัญญาณ FnP เป็นตัวแทนสัญญาณที่อยู่บริเวณกลางศีรษะ แม้จะเป็นเพียงซีกละ 1 ช่องสัญญาณแต่การชักแบบเฉพาะที่จากบริเวณอื่นก็สามารถส่งศักย์ไฟฟ้ากระจายเป็นวงกว้างและวัดได้จากช่องสัญญาณนี้ [11, 41] ตัวแทนของสัญญาณซีกซ้ายคือช่องสัญญาณ F3-P3 สร้างมาจากผลรวมของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองจากช่องสัญญาณ F3-C3 และ C3-P3 และตัวแทนของสัญญาณซีกขวาคือช่องสัญญาณ F4-P4 สร้างมาจากผลรวมของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองจากช่องสัญญาณ F4-C4 และ C4-P4 ดังแสดงในรูปที่ 3-14B จากนั้นจึงถูกสร้างเป็นสัญญาณ aEEG ลำดับขั้นตอนการเตรียมสัญญาณ aEEG ของช่องสัญญาณ FnP แสดงในรูปที่ 3-16

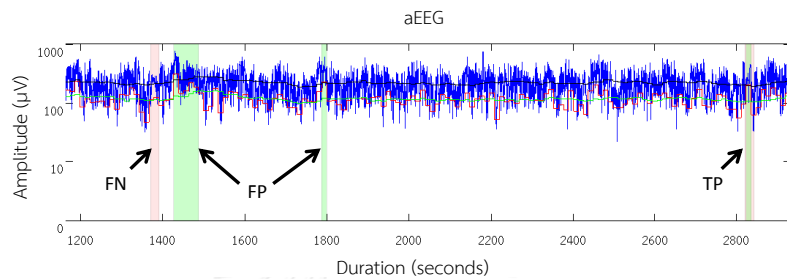


รูปที่ 3-16 ลำดับขั้นตอนการเตรียมสัญญาณ aEEG ช่องสัญญาณ FnP

บทที่ 4

ผลการทดสอบ

ผลของการตรวจจับการชักจากขั้นตอนวิธีจะได้ออกมาเป็นช่วงของเหตุการณ์ตรวจพบ ซึ่งช่วงเหตุการณ์เหล่านี้จะถูกประเมินเทียบกับหมายเหตุระบุช่วงชัก ได้ออกมาเป็นค่า TP, FP และ FN ดังตัวอย่างในรูปที่ 4-1 โดยช่วงเหตุการณ์ตรวจพบถูกระบุด้วยแถบสีเขียว และหมายเหตุระบุช่วงชักของฐานข้อมูลถูกระบุด้วยแถบสีชมพู



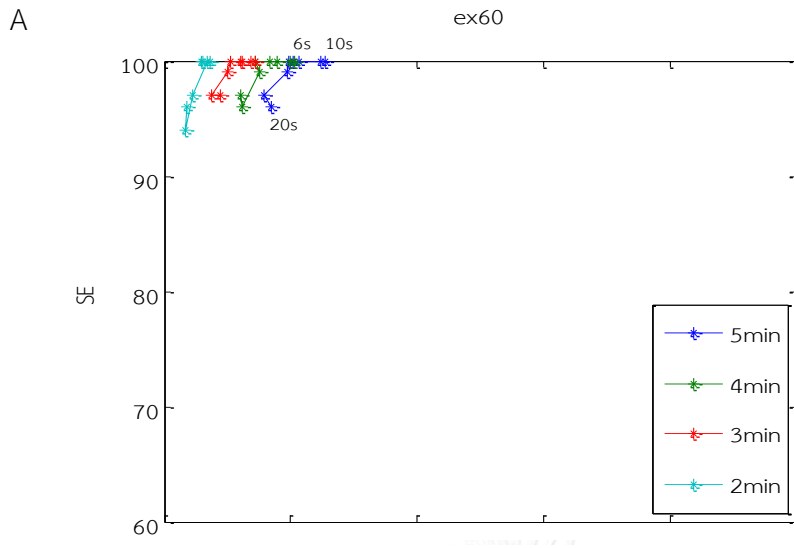
รูปที่ 4-1 ตัวอย่างผลการตรวจจับการชัก

4.1 ผลการประเมินสมรรถนะของการหาค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสม

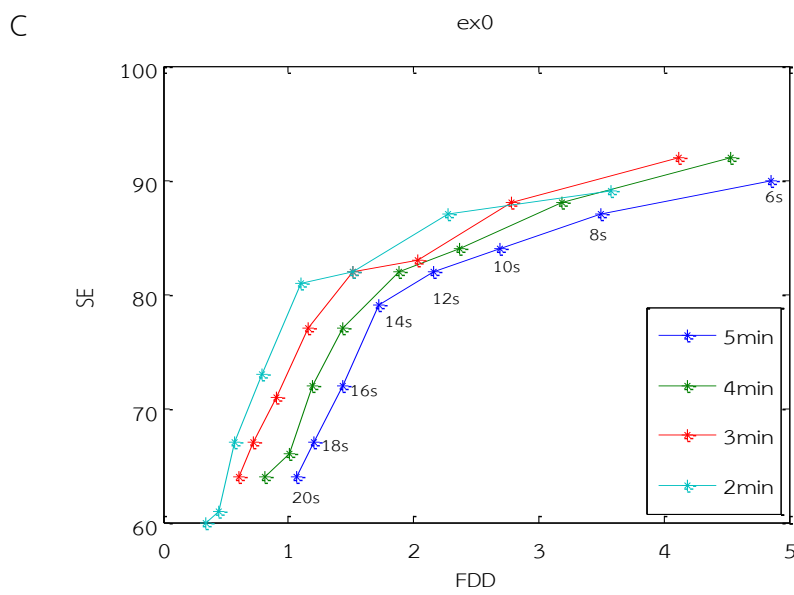
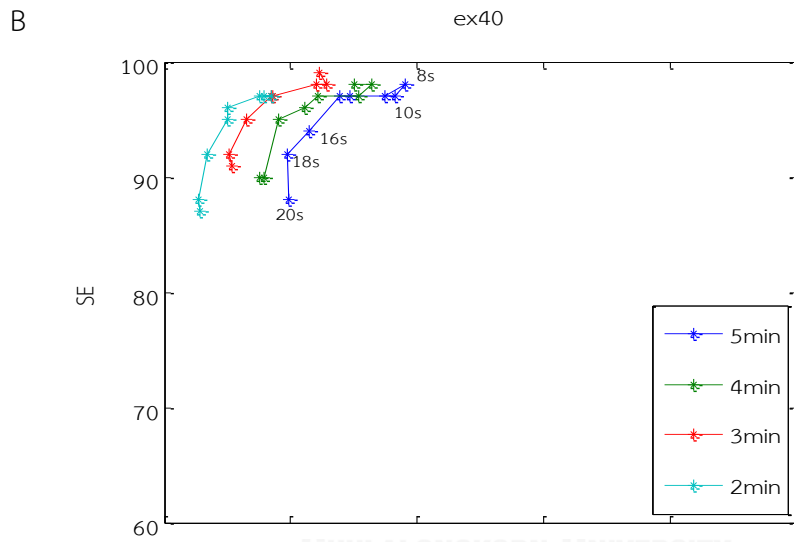
ผลของการปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์ต่างๆ แสดงโดยสรุปในรูปที่ 4-2 ค่าสมรรถนะที่ได้จากการตรวจจับการชักของสัญญาณเดียวแสดงในกราฟของ ex60 (รูปที่ 4-2A) กราฟของ ex40 (รูปที่ 4-2B) และ กราฟของ ex0 (รูปที่ 4-2C) แกนตั้งแสดงค่า SE และแกนนอนแสดงค่า FDD สีของเส้นบ่งชี้ถึงความกว้างของหน้าต่างใหญ่ที่ใช้ และเครื่องหมายดอกจัน (*) บ่งชี้ถึงความกว้างของหน้าต่างเล็ก

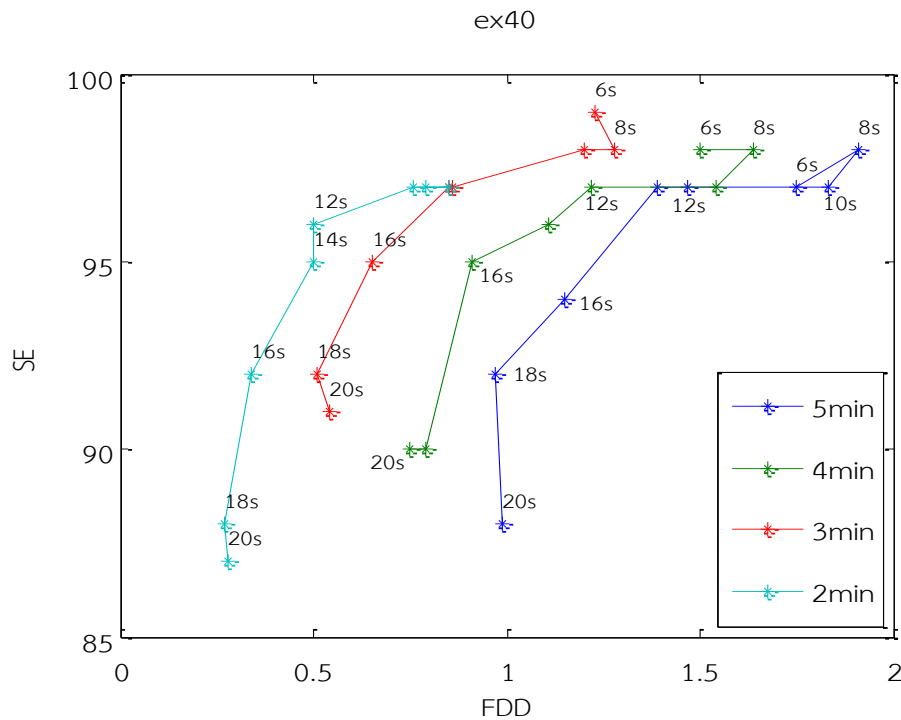
เมื่อเปรียบเทียบระหว่าง ex60, ex40 และ ex0 จะเห็นได้ว่าการปรับเปลี่ยนระยะเวลาขั้นต่ำของการชัก ส่งผลต่อสมรรถนะของขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชักอย่างเห็นได้ชัด เมื่อกำหนดระยะเวลาขั้นต่ำของการชักที่มากขึ้น มีแนวโน้มที่ค่าสมรรถนะจะดีขึ้นตามลำดับ โดยดูจากค่า SE ที่สูงขึ้นและค่า FDD ที่ลดลง ในกรณีที่เทียบระหว่างความกว้างของหน้าต่างใหญ่ที่ปรับเปลี่ยนไป (รูปที่ 4-3) ผลที่เห็นได้ชัดเจนนคือแนวโน้มของค่า FDD จะลดลงเมื่อความกว้างของหน้าต่างใหญ่แคบลง

เป้าหมายของการคัดเลือกพารามิเตอร์ที่เหมาะสมคือ พารามิเตอร์ที่ทำให้ได้ขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชักที่สามารถจับการชักระยะเวลาสั้นได้ โดยที่ยังคงค่า SE ที่สูงและ FDD ที่ต่ำ ซึ่งสอดคล้องกับพารามิเตอร์ 2m-12s ที่ ex40 (รูปที่ 4-3) ใช้หน้าต่างใหญ่และหน้าต่างเล็กที่ 2 นาที และ 12 วินาทีตามลำดับ โดยสมรรถนะเมื่อตรวจจับการชักขั้นต่ำที่ 40 วินาที มีค่า SE 95.92% ค่า FDh 0.26 ครั้งต่อชั่วโมง และค่า FDD 0.49% ดังตารางที่ 4-1



รูปที่ 4-2 ค่าสมรรถนะที่ได้จากการตรวจจับการชักจากช่องสัญญาณเดี่ยวที่แอมพลิจูดสูงสุด





รูปที่ 4-3 รูปขยายจากรูปที่ 4-2B

4.2 ผลการประเมินสมรรถนะจากการตรวจจัดการชักแบบหลายช่องสัญญาณ

ค่าพารามิเตอร์ 2m-12s ถูกเลือกจากผลการทดสอบในขั้นต้นและกำหนดให้คงที่โดยมีความกว้างของหน้าต่างใหญ่ 2 นาที หน้าต่างเล็ก 12 วินาที และประเมินที่ระยะเวลาขั้นต่ำของการชัก 40 วินาที ผลการทดสอบของช่องสัญญาณ aAVG และช่องสัญญาณ FnP แสดงในตารางที่ 4-2 และตารางที่ 4-3 ตามลำดับ เมื่อเปรียบเทียบกับผลของช่องสัญญาณเดี่ยวที่แอมพลิจูดสูงสุดพบว่า ช่องสัญญาณ aAVG มีค่าสมรรถนะเพิ่มขึ้นทั้ง 3 ค่า ในขณะที่ช่องสัญญาณ FnP มีค่า SE ลดลงแต่มีค่า FDh และ FDD ที่เพิ่มขึ้น

ตารางที่ 4-1

ผลการทดสอบจากห้องสัญญาณเดี่ยวที่แอมพลิจูดสูงสุด พารามิเตอร์ 2m-12s ex40

เคส	TP (ครั้ง)	FN (ครั้ง)	FP (ครั้ง)	ระยะเวลาที่ ตรวจจับ (ชม.)	SE (%)	FDh (ครั้ง/ชม.)	FDD (%)
chb01	6	0	1	36.35	100.00	0.03	0.12
chb02	1	0	2	31.67	100.00	0.06	0.08
chb03	6	1	10	34.20	85.71	0.29	0.63
chb04	3	1	59	151.87	75.00	0.39	0.70
chb05	5	0	10	35.10	100.00	0.28	0.44
chb06	0	0	22	64.94	-	0.34	0.61
chb07	3	0	8	65.15	100.00	0.12	0.22
chb08	5	0	5	18.01	100.00	0.28	0.58
chb09	4	0	32	65.97	100.00	0.49	0.87
chb10	6	0	1	47.52	100.00	0.02	0.03
chb11	1	0	8	31.29	100.00	0.26	0.41
chb12	7	1	4	18.59	87.50	0.22	0.73
chb13	7	0	15	29.70	100.00	0.51	0.98
chb14	0	1	13	23.40	0.00	0.56	1.02
chb15	15	0	14	36.01	100.00	0.39	0.92
chb17	3	0	9	18.91	100.00	0.48	0.68
chb18	5	0	4	32.03	100.00	0.12	0.24
chb19	2	0	4	26.93	100.00	0.15	0.29
chb20	1	0	3	24.70	100.00	0.12	0.28
chb21	3	0	3	29.53	100.00	0.10	0.16
chb22	3	0	1	27.90	100.00	0.04	0.08
chb23	5	0	7	25.66	100.00	0.27	0.55
chb24	3	0	2	19.10	100.00	0.10	0.22
รวม	94	4	237	894.53	95.92	0.26	0.49

ตารางที่ 4-2
ผลการทดสอบจากห้องสัญญาณ aAVG ที่พารามิเตอร์ 2m-12s ex40

เคส	TP (ครั้ง)	FN (ครั้ง)	FP (ครั้ง)	ระยะเวลาที่ ตรวจจับ (ชม.)	SE (%)	FDh (ครั้ง/ชม.)	FDD (%)
chb01	6	0	10	36.35	100.00	0.28	0.48
chb02	1	0	21	31.67	100.00	0.66	1.24
chb03	7	0	32	34.20	100.00	0.94	1.87
chb04	4	0	181	151.87	100.00	1.19	2.07
chb05	5	0	49	35.10	100.00	1.40	2.47
chb06	0	0	71	64.94	-	1.09	1.84
chb07	3	0	35	65.15	100.00	0.54	0.89
chb08	5	0	12	18.01	100.00	0.67	1.30
chb09	4	0	124	65.97	100.00	1.88	3.54
chb10	6	0	42	47.52	100.00	0.88	1.86
chb11	1	0	30	31.29	100.00	0.96	1.58
chb12	8	0	15	18.59	100.00	0.81	2.37
chb13	6	1	68	29.70	85.71	2.29	4.20
chb14	0	1	67	23.40	0.00	2.86	4.96
chb15	15	0	72	36.01	100.00	2.00	3.87
chb17	3	0	30	18.91	100.00	1.59	2.54
chb18	5	0	19	32.03	100.00	0.59	1.20
chb19	2	0	19	26.93	100.00	0.71	1.58
chb20	1	0	22	24.70	100.00	0.89	1.69
chb21	3	0	17	29.53	100.00	0.58	1.14
chb22	3	0	24	27.90	100.00	0.86	1.59
chb23	5	0	21	25.66	100.00	0.82	1.72
chb24	3	0	12	19.10	100.00	0.63	1.28
รวม	96	2	993	894.53	97.96	1.11	2.05

ตารางที่ 4-3
ผลการทดสอบจากห้องสัญญาณ FnP ที่พารามิเตอร์ 2m-12s ex40

เคส	TP (ครั้ง)	FN (ครั้ง)	FP (ครั้ง)	ระยะเวลาที่ ตรวจจับ (ชม.)	SE (%)	FDh (ครั้ง/ชม.)	FDD (%)
chb01	6	0	1	36.35	100.00	0.03	0.13
chb02	1	0	2	31.67	100.00	0.06	0.12
chb03	7	0	13	34.20	100.00	0.38	0.90
chb04	4	0	44	151.87	100.00	0.29	0.49
chb05	5	0	21	35.10	100.00	0.60	1.01
chb06	0	0	28	64.94	-	0.43	0.80
chb07	3	0	20	65.15	100.00	0.31	0.48
chb08	5	0	1	18.01	100.00	0.06	0.19
chb09	4	0	57	65.97	100.00	0.86	1.67
chb10	4	2	8	47.52	66.67	0.17	0.29
chb11	1	0	5	31.29	100.00	0.16	0.27
chb12	7	1	2	18.59	87.50	0.11	0.26
chb13	7	0	30	29.70	100.00	1.01	1.82
chb14	0	1	23	23.40	0.00	0.98	1.69
chb15	13	2	15	36.01	86.67	0.42	0.81
chb17	3	0	11	18.91	100.00	0.58	1.03
chb18	5	0	6	32.03	100.00	0.19	0.47
chb19	2	0	9	26.93	100.00	0.33	0.77
chb20	1	0	6	24.70	100.00	0.24	0.65
chb21	3	0	1	29.53	100.00	0.03	0.07
chb22	3	0	3	27.90	100.00	0.11	0.22
chb23	5	0	3	25.66	100.00	0.12	0.24
chb24	3	0	5	19.10	100.00	0.26	0.54
รวม	92	6	314	894.53	93.88	0.35	0.66

บทที่ 5

บทวิจารณ์

5.1 ข้อจำกัดของสัญญาณ aEEG

ธรรมชาติของสัญญาณ aEEG มีการแสดงภาพสัญญาณแบบบีบอัดเวลา เพื่อประโยชน์ในการดูแนวโน้มของสัญญาณที่บันทึกเป็นระยะเวลาสั้น สามารถตรวจจับการชักระยะยาวได้ดีจากการยกตัวของสัญญาณ ซึ่งสามารถยืนยันได้จากผลการทดสอบเมื่อตรวจจับการชักขั้นต่ำที่ 60 วินาที โดยมีความไวในการตรวจจับถึง 100% (รูปที่ 4-2A)

การตรวจจับการชักในทางทฤษฎีนั้นควรจับการชักให้ได้ทุกครั้ง ไม่ว่าจะเป็นการชักสั้นหรือยาวก็ตาม เพื่อเป็นข้อมูลในการประเมินผู้ป่วยและวางแผนในการรักษา แต่ในทางปฏิบัติจริงของการตรวจจับการชักแบบอัตโนมัตินั้นทำได้ยาก เช่นในกรณีของการชักระยะสั้นนั้น ส่วนหนึ่งเป็นสาเหตุมาจากลักษณะบีบอัดของสัญญาณ aEEG นี้เอง จะเห็นได้จากค่าสมรรถนะที่แย่งเมื่อกำหนดระยะเวลาขั้นต่ำของการชักไว้สั้นลง ดังตารางที่ 5-1 และเมื่อนำข้อมูลมาแจกแจงตามช่วงระยะเวลาของการชัก (ตารางที่ 5-2) จะเห็นได้ว่าการชักที่สั้นกว่า 30 วินาทีลงไปถูกตรวจจับได้เพียง 62.96% และ 42.86% ตามลำดับ ซึ่งเป็นการยืนยันถึงข้อจำกัดของสัญญาณ aEEG ในการตรวจจับการชักระยะสั้น

การกำหนดเวลาขั้นต่ำของการชักที่นานขึ้นส่งผลให้ค่า SE เพิ่มขึ้น และค่า FDh กับ FDD ลดลง ดังรูปที่ 4-2 จำนวนของ FN ส่วนใหญ่เกิดในช่วงระยะเวลาการชักที่สั้น (ตารางที่ 5-2) ดังนั้นค่า SE ที่เพิ่มมากขึ้นจึงเนื่องมาจากจำนวน FN ที่ลดลง (ตารางที่ 5-1) ส่วนค่า FDD ที่ลดลงนั้นเนื่องจากขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชักเป็นการจับการยกตัวของสัญญาณ aEEG ซึ่งการกระทำใดๆ ก็ตามที่ส่งผลให้สัญญาณมีการยกตัวขึ้นก็จะถูกตรวจจับได้ จึงเกิดเป็นความผิดพลาด การกำหนดขั้นต่ำของการชักจะช่วยคัดกรองการยกตัวส่วนนี้ออกไป ทำให้มีจำนวน FP ที่ลดลง ส่งผลให้ FDh และ FDD ลดลงไปด้วย (ตารางที่ 5-1)

ดังนั้นการประเมินสมรรถนะภายใต้การกำหนดระยะเวลาขั้นต่ำของการชัก จึงแสดงให้เห็นถึงขีดความสามารถของขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชักนี้ได้ชัดเจนยิ่งขึ้น เพราะถึงแม้จะต้องการเลือกจับการชักให้ได้สั้นที่สุดก็ตาม แต่นอกจากการชักระยะสั้นจะถูกตรวจจับได้ยากแล้ว ยังมีความผิดพลาดที่สูงอีกด้วย (ตารางที่ 5-2) จึงเลือกระยะเวลาขั้นต่ำของการชักที่ 40 วินาทีมาเป็นเกณฑ์ในการแสดงผลของขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชัก ซึ่งอยู่ในระดับที่ดี

การชักแอมพลิจูดต่ำเป็นอีกข้อจำกัดหนึ่งของสัญญาณ aEEG เนื่องจากทำให้มีการยกตัวของสัญญาณที่ไม่ชัดเจน ไม่สามารถตรวจจับได้ ดังตัวอย่างในรูปที่ 5-1 แถบสีชมพูบ่งชี้ถึงช่วงที่เกิดการชัก

ตารางที่ 5-1

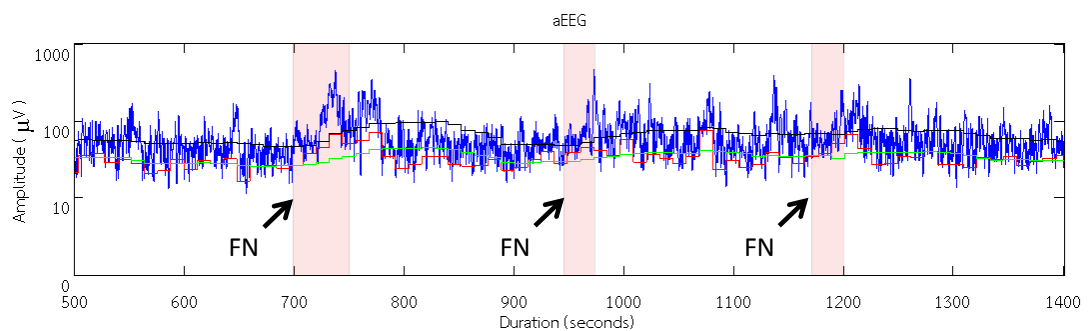
ผลสรุปการทดสอบของช่องสัญญาณเดี่ยวที่แอมพลิจูดสูงสุด พารามิเตอร์ 2m-12s

ระยะเวลาขั้นต่ำ ของการชัก	TP (ครั้ง)	FN (ครั้ง)	FP (ครั้ง)	SE (%)	FDh (ครั้ง/ชม.)	FDD (%)
ex60	70	0	135	100.00	0.15	0.34
ex50	83	2	135	97.65	0.15	0.34
ex40	94	4	237	95.92	0.26	0.49
ex30	108	9	433	92.31	0.48	0.71
ex20	125	19	760	86.81	0.85	0.96
ex0	134	31	1131	81.21	1.26	1.09

ตารางที่ 5-2

ข้อมูลแจกแจงผลตามช่วงระยะเวลาของการชักจากตารางที่ 5-1

ช่วงระยะเวลาของการชัก (วินาที)	จำนวนเหตุการณ์ชัก (ครั้ง)	TP (ครั้ง)	FN (ครั้ง)	FP (ครั้ง)	SE (%)
>=60	70	70	0	135	100.00
50 - <60	15	13	2	0	86.67
40 - <50	13	11	2	102	84.62
30 - <40	19	14	5	196	73.68
20 - <30	27	17	10	327	62.96
>0 - <20	21	9	12	371	42.86



รูปที่ 5-1 ตัวอย่างการชักแอมพลิจูดต่ำจากแฟ้มข้อมูล chb12_42

5.2 การเลือกพารามิเตอร์ในการตรวจจับการชัก

5.2.1 ความกว้างของหน้าต่างใหญ่

ความกว้างของหน้าต่างใหญ่เป็นตัวกำหนดแนวโน้มของสัญญาณย้อนหลัง ซึ่งมีบทบาทสำคัญต่อการกำหนดจุดอ้างอิงของการยกตัว ที่ใช้เป็นตัวแทนในการตรวจจับการยกตัวของสัญญาณ ดังนั้นหน้าต่างใหญ่ที่กว้างเกินไปจะทำให้ FDD มีค่ามาก เนื่องจากมีสัญญาณย้อนหลังที่เกี่ยวข้องเป็นจำนวนมาก ส่งผลให้จุดอ้างอิงมีการปรับค่าได้ช้า การยกตัวของสัญญาณจึงถูกตรวจจับได้มากขึ้น ส่งผลให้จำนวน FP จึงมากขึ้นและค่า FDD มากขึ้นตาม การปรับค่าที่ช้านี้เป็นเหตุให้ค่า SE นั้นลดลงได้เช่นกัน เนื่องจากเมื่อจุดอ้างอิงมีการปรับตัวขึ้นสูงภายหลังจากที่ผ่านการยกตัวของสัญญาณกลุ่มหนึ่งมา จุดอ้างอิงจะค่อยๆ ปรับตัวลงมาอย่างช้าๆ ซึ่งหากมีการชักเกิดขึ้นในช่วงนี้ จุดอ้างอิงที่ยังคงอยู่สูงกว่าการยกตัวของสัญญาณ จะไม่สามารถจับการยกตัวจากการชักนี้ได้ จึงทำให้มี FN มากขึ้น ส่งผลให้ SE มีค่าลดลง

ในทางตรงกันข้าม หากหน้าต่างใหญ่นั้นแคบเกินไปจะทำให้จุดอ้างอิงปรับค่าได้เร็วมากขึ้น จนกระทั่งแม้แต่การยกตัวที่สูงของการชักก็ยังไม่สูงเพียงพอที่จะถูกตรวจจับได้ จึงทำให้ทั้งค่า SE และ FDD ลดต่ำลง

หน้าต่างใหญ่ที่แคบพอเหมาะส่งผลให้สัญญาณย้อนหลังที่เกี่ยวข้องมีน้อย ทำให้จุดอ้างอิงมีการปรับค่าที่เร็ว การยกตัวเล็กๆ น้อยๆ ที่ไม่เกี่ยวข้องกับการชักจึงไม่ถูกตรวจจับ ในขณะที่การชักซึ่งมีแอมพลิจูดที่สูงกว่า ยังคงมีโอกาสที่จะถูกตรวจจับได้ ดังนั้นจึงทำให้มีค่า SE ที่สูง ในขณะที่ FDD ต่ำ

5.2.2 ความกว้างของหน้าต่างเล็ก

ความกว้างของหน้าต่างเล็กเป็นแนวโน้มของขอบเขตล่างของสัญญาณ ใช้เป็นตัวแทนของสัญญาณที่จะแสดงถึงการยกตัวและถูกตรวจจับ

หน้าต่างเล็กที่แคบเกินไปจะทำให้สัญญาณมีความแปรปรวนสูง เห็นแนวโน้มของการยกตัวได้ไม่ชัดเจน มีโอกาสสูงที่จะเกิดการยกตัวของสัญญาณนอกเหนือจากช่วงชัก ทำให้ได้ FP มากขึ้น ส่งผลให้ FDD มากขึ้นตาม และด้วยเหตุผลเดียวกันนี้การยกตัวในช่วงชักจึงถูกตรวจจับได้เช่นกัน ทำให้มี TP ที่มากส่งผลให้ได้ค่า SE ที่มากขึ้นด้วย

ในทางตรงกันข้าม หากมีหน้าต่างเล็กที่กว้างมากเกินไป แนวโน้มของสัญญาณจะค่อนข้างเรียบ ไม่เกิดการยกตัว จึงไม่ถูกตรวจจับ ทำให้มีจำนวน FP และ TP ที่น้อย ส่งผลให้ FDD และ SE มีค่าที่น้อยด้วย

5.2.3 การเลือกจุดทำงานที่เหมาะสม

โดยปกตินั้นจะใช้ receiver-operating characteristic curve (ROC curve) เป็นตัวบ่งชี้จุดทำงานที่เหมาะสมของขั้นตอนวิธี แต่เนื่องจากการประเมินในวิทยานิพนธ์นี้เป็นแบบอิงเหตุการณ์ จึงไม่มีค่าความจำเพาะ ในที่นี้จึงเลือกค่า FDD มาใช้แทน ทำการเลือกจุดโดยให้ความสำคัญระหว่าง SE กับ FDD เท่าๆ กัน จึงได้จุดทำงานที่พารามิเตอร์ 2m-12s

ในทางปฏิบัติจุดทำงานจะถูกเลือกโดยผู้ใช้งาน โดยประเมินตามความรุนแรงของโรค และสภาพร่างกายของผู้ป่วย เช่น ผู้ป่วยที่จำเป็นต้องได้รับการดูแลอย่างใกล้ชิด ผู้ใช้งานอาจจะเลือกใช้จุดอื่นที่ให้ความสำคัญกับ SE มากขึ้น เพื่อให้โอกาสที่การชักจะหลุดรอดจากการตรวจจับมีน้อยที่สุด โดยยอมแลกกับการที่มี FDD มากขึ้นด้วย

5.3 การเปรียบเทียบสมรรถนะของการตรวจจับการชักแบบหลายช่องสัญญาณ

สมรรถนะของช่องสัญญาณเดี่ยวที่แอมพลิจูดสูงสุด ที่พารามิเตอร์ 2m-12s ex40 นั้นเป็นจุดที่เหมาะสมที่สุดของขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชักจากช่องสัญญาณเดี่ยว แต่การนำไปใช้จริงนั้นไม่สามารถที่จะรับรู้ถึงช่องสัญญาณที่มีแอมพลิจูดช่วงชักที่สูงที่สุดได้ ดังนั้นสมรรถนะที่แท้จริงในทางปฏิบัติของขั้นตอนวิธีจะแสดงออกก็ต่อเมื่อใช้ตรวจจับการชักแบบหลายช่องสัญญาณ

5.3.1 ช่องสัญญาณ aAVG vs ช่องสัญญาณเดี่ยวที่แอมพลิจูดสูงสุด

ธรรมชาติของการเฉื่อยนั้นจะทำให้ภาพรวมของสัญญาณมีแอมพลิจูดที่ลดต่ำลง รวมถึงความสูงระหว่างขอบเขตบนและขอบเขตล่างของสัญญาณก็แคบลงเช่นกัน ทำให้ตัวแทนของสัญญาณและจุดอ้างอิงอยู่ใกล้กันมากขึ้น โอกาสที่การยกตัวของสัญญาณจะถูกตรวจจับได้นั้นมีมาก ค่า SE และ FDD จึงมากขึ้นเมื่อเทียบกับสมรรถนะของช่องสัญญาณเดี่ยวที่แอมพลิจูดสูงสุด (ตารางที่ 5-3) ในกรณีของจำนวน FP ที่มากนั้น นอกเหนือจากเหตุผลที่กล่าวไปแล้วยังมาจากการผสมกันของ 2 ชีกสมองอีกด้วย จึงได้เป็นจำนวน FP ของทั้งชีกซ้ายและขวารวมกัน

5.3.2 ช่องสัญญาณ FnP vs ช่องสัญญาณเดี่ยวที่แอมพลิจูดสูงสุด

ช่องสัญญาณ FnP เป็นการตั้งตำแหน่งที่คงที่หากเทียบกับช่องสัญญาณเดี่ยวที่แอมพลิจูดสูงสุด แม้การชักเฉพาะที่จะสามารถส่งศักย์ไฟฟ้าเป็นวงกว้างมาถึงช่องสัญญาณ FnP ได้ แต่แอมพลิจูดที่ได้ก็จะไม่สูงเท่ากับช่องสัญญาณที่เลือกตรงจุดที่เกิดการชักโดยตรง แต่ผลเปรียบเทียบจากตารางที่ 5-3 พบว่าแอมพลิจูดที่น้อยกว่านั้นมีผลต่อค่าสมรรถนะเพียงเล็กน้อย ค่า SE ที่ได้ยังคงค่อนข้างสูง ส่วนค่า FDD ที่เพิ่มขึ้นนั้นมาจากการรวมกันของ FP ทั้ง 2 ชีกเช่นเดียวกับกรณีของช่องสัญญาณ aAVG ดังนั้นจากผลข้างต้นได้แสดงให้เห็นว่า ในกรณีที่มีอิเล็กทรอนิกส์ในการวัดอย่างจำกัด ช่องสัญญาณ FnP ก็ถือเป็นตัวแทนที่ดีในการเลือกใช้

ตารางที่ 5-3
สรุปผลการทดสอบของทั้ง 3 ช่องสัญญาณที่พารามิเตอร์ 2m-12s ex40

ช่องสัญญาณ	TP (ครั้ง)	FN (ครั้ง)	FP (ครั้ง)	SE (%)	FDh (ครั้ง/ชม.)	FDD (%)
ช่องสัญญาณเดี่ยวที่แอมพลิจูดสูงสุด	94	4	237	95.92	0.26	0.49
aAVG	96	2	993	97.96	1.11	2.05
FnP	92	6	314	93.88	0.35	0.66



บทที่ 6

บทสรุป

วิทยานิพนธ์นี้มีจุดประสงค์เพื่อพัฒนาขั้นตอนวิธีในการตรวจจับการชักจากคลื่นไฟฟ้าสมองแบบหลายช่องสัญญาณ โดยเริ่มต้นจากการหาข้อสรุปในการสร้างสัญญาณ aEEG ที่ชัดเจนและใช้ได้นำสัญญาณ aEEG ที่ได้ไปใช้พัฒนาขั้นตอนวิธี และนำขั้นตอนวิธีที่ได้ไปใช้ตรวจจับการชักแบบหลายช่องสัญญาณ

กระบวนการสร้างสัญญาณ aEEG พัฒนาขึ้นมาจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแบบออฟไลน์และมีการประเมินสัญญาณ aEEG ที่สร้างขึ้นกับโปรแกรมเชิงพาณิชย์ที่ใช้กันอย่างแพร่หลาย เพื่อยืนยันว่ากระบวนการที่พัฒนาขึ้นนั้นมีความถูกต้อง จากนั้นได้ทำการพัฒนาขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชักด้วยการคำนวณทางสถิติอย่างง่ายจากคลื่นไฟฟ้าสมองช่องสัญญาณเดียวที่มีแอมพลิจูดสูงสุด มีกระบวนการประเมินหาค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมกับขั้นตอนวิธี และนำพารามิเตอร์ 2m-12s ที่ได้มาใช้ตรวจจับการชักกับคลื่นไฟฟ้าสมองแบบหลายช่องสัญญาณ แต่เนื่องจากข้อจำกัดเรื่องระยะเวลาการชักของสัญญาณ aEEG จึงทำการประเมินสมรรถนะเมื่อการชักสั้นต่ำกว่าอยู่ที่ 40 วินาที ได้สมรรถนะของการตรวจจับการชักจากช่องสัญญาณ aAVG อยู่ที่ SE 97.96%, FDh 1.11 ครั้งต่อชั่วโมง และ FDD 2.05% และจากช่องสัญญาณ FnP มีค่า SE 93.88%, FDh 0.35 ครั้งต่อชั่วโมง และ FDD 0.66%

เพื่อเปรียบเทียบค่าสมรรถนะของขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นกับกลุ่มวิจัยอื่น จึงต้องเทียบกับฐานข้อมูลและการประเมินทางสถิติเดียวกัน SHOEB และ GUTTAG [33] ผู้เริ่มนำฐานข้อมูล CHB-MIT มาใช้ในการตรวจจับการชักด้วยวิธี machine learning ทดสอบจำนวน 24 เคส 173 ครั้งของการชัก มีการประเมินสมรรถนะแบบอิงเหตุการณ์ได้ค่า SE ที่ 96% และ FDh 0.15 ครั้งต่อชั่วโมง เมื่อเทียบกับกันแล้วถือว่า ขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นของวิทยานิพนธ์นี้อยู่ในเกณฑ์ที่ดีสำหรับการตรวจจับการชักด้วยวิธีที่ง่ายและไม่ซับซ้อน มีค่า SE ที่สูงใกล้เคียงกับของกลุ่มวิจัยในฐานข้อมูลเดียวกัน ส่วนค่าความผิดพลาด FDh นั้นแม้จะได้ค่าออกมาที่มากกว่า แต่ยังคงอยู่ในระดับที่ยอมรับได้

วิทยานิพนธ์นี้ได้เผยถึงองค์ความรู้ในการสร้างสัญญาณ aEEG และองค์ความรู้ใหม่ในการตรวจจับการชักแบบอัตโนมัติจากสัญญาณ aEEG ซึ่งสามารถนำไปพัฒนาต่อยอดให้เป็นซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการตรวจจับการชักแบบเวลาจริงได้ มีแนวทางในการพัฒนาขั้นตอนวิธีการตรวจจับการชักนี้เพื่อเพิ่มสมรรถนะให้ดียิ่งขึ้นต่อไปในอนาคต ได้แก่ การหาลักษณะเด่นเพิ่มเติมในการตรวจจับการชักระยะสั้น การชักแอมพลิจูดต่ำ หรือการคัดกรองสิ่งแปลกปนออก

รายการอ้างอิง

- [1] J. Claassen, S. A. Mayer, R. G. Kowalski, R. G. Emerson, and L. J. Hirsch, "Detection of electrographic seizures with continuous EEG monitoring in critically ill patients," *Neurology*, vol. 62, pp. 1743-8, May 25 2004.
- [2] M. J. Lanska, D. J. Lanska, R. J. Baumann, and R. J. Kryscio, "A population-based study of neonatal seizures in Fayette County, Kentucky," *Neurology*, vol. 45, pp. 724-32, Apr 1995.
- [3] G. M. Ronen, S. Penney, and W. Andrews, "The epidemiology of clinical neonatal seizures in Newfoundland: a population-based study," *J Pediatr*, vol. 134, pp. 71-5, Jan 1999.
- [4] R. M. Saliba, F. J. Annegers, D. K. Waller, J. E. Tyson, and E. M. Mizrahi, "Risk factors for neonatal seizures: a population-based study, Harris County, Texas, 1992-1994," *Am J Epidemiol*, vol. 154, pp. 14-20, Jul 1 2001.
- [5] M. Mirski, "Presentation and Pathophysiology of Seizures in the Critical Care Environment," in *Seizures in Critical Care*, P. Varelas, Ed., ed: Humana Press, 2005, pp. 1-20.
- [6] R. J. DeLorenzo, "Status epilepticus: concepts in diagnosis and treatment," *Semin Neurol*, vol. 10, pp. 396-405, Dec 1990.
- [7] R. Nardou, D. C. Ferrari, and Y. Ben-Ari, "Mechanisms and effects of seizures in the immature brain," *Semin Fetal Neonatal Med*, vol. 18, pp. 175-84, Aug 2013.
- [8] S. T. Bjorkman, S. M. Miller, S. E. Rose, C. Burke, and P. B. Colditz, "Seizures are associated with brain injury severity in a neonatal model of hypoxia-ischemia," *Neuroscience*, vol. 166, pp. 157-67, Mar 10 2010.
- [9] M. Mastrangelo, I. Fiocchi, P. Fontana, G. Gorgone, G. Lista, and V. Belcastro, "Acute neonatal encephalopathy and seizures recurrence: a combined aEEG/EEG study," *Seizure*, vol. 22, pp. 703-7, Nov 2013.
- [10] C. M. Lommen, J. W. Pasma, V. H. van Kranen, P. Andriessen, P. J. Cluitmans, L. G. van Rooij, *et al.*, "An algorithm for the automatic detection of seizures in

- neonatal amplitude-integrated EEG," *Acta Paediatr*, vol. 96, pp. 674-80, May 2007.
- [11] L. Hellström-Westas, L. S. de Vries, and I. Rosen, *An Atlas of Amplitude-Integrated EEGs in the Newborn, Second Edition*: Taylor & Francis, 2008.
- [12] M. El-Dib, T. Chang, T. N. Tsuchida, and R. R. Clancy, "Amplitude-integrated electroencephalography in neonates," *Pediatr Neurol*, vol. 41, pp. 315-26, Nov 2009.
- [13] S. W. Foreman and L. Thorngate, "Amplitude-integrated Electroencephalography: A New Approach to Enhancing Neurologic Nursing Care in the Neonatal Intensive Care Unit," *Newborn and Infant Nursing Reviews*, vol. 11, pp. 134-140, 2011.
- [14] L. Hellström-Westas, "Comparison between tape-recorded and amplitude-integrated EEG monitoring in sick newborn infants," *Acta Pædiatrica*, vol. 81, pp. 812-819, 1992.
- [15] R. A. Shellhaas, A. I. Soaita, and R. R. Clancy, "Sensitivity of amplitude-integrated electroencephalography for neonatal seizure detection," *Pediatrics*, vol. 120, pp. 770-7, Oct 2007.
- [16] M. C. Toet, W. van der Meij, L. S. de Vries, C. S. Uiterwaal, and K. C. van Huffelen, "Comparison between simultaneously recorded amplitude integrated electroencephalogram (cerebral function monitor) and standard electroencephalogram in neonates," *Pediatrics*, vol. 109, pp. 772-9, May 2002.
- [17] D. K. Shah, M. T. Mackay, S. Lavery, S. Watson, A. S. Harvey, J. Zempel, *et al.*, "Accuracy of bedside electroencephalographic monitoring in comparison with simultaneous continuous conventional electroencephalography for seizure detection in term infants," *Pediatrics*, vol. 121, pp. 1146-54, Jun 2008.
- [18] J. Rennie, G. Chorley, G. Boylan, R. Pressler, Y. Nguyen, and R. Hooper, "Non-expert use of the cerebral function monitor for neonatal seizure detection," *Archives of Disease in Childhood Fetal and Neonatal Edition*, vol. 89, pp. F37-F40, 2004.
- [19] J. G. Webster, *Medical Instrumentation Application and Design, 4th Edition*: Wiley Global Education, 2009.

- [20] J. Malmivuo and R. Plonsey, *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*: Oxford University Press, 1995.
- [21] B. He, *Neural Engineering*: Springer, 2013.
- [22] J. A. Marx, R. Hockberger, R. M. Walls, and J. Adams, *Rosen's Emergency Medicine - Concepts and Clinical Practice, 2-Volume Set, Expert Consult Premium Edition - Enhanced Online Features and Print, 7: Rosen's Emergency Medicine - Concepts and Clinical Practice, 2-Volume Set*: Mosby/Elsevier, 2010.
- [23] S. R. Benbadis, A. M. Husain, P. W. Kaplan, W. O. T. DO, W. Tatum, S. Benbadis, et al., *Handbook of EEG Interpretation*: Demos Medical Publishing, 2007.
- [24] B. F. Westmoreland, "Epileptiform Electroencephalographic Patterns," *Mayo Clinic Proceedings*, vol. 71, pp. 501-511, 1996.
- [25] A. S. Blum and S. B. Rutkove, *The Clinical Neurophysiology Primer*: Humana Press, 2007.
- [26] E. Niedermeyer and F. H. L. da Silva, *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*: Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [27] P. Laoprasert, *Atlas of Pediatric EEG*: McGraw-Hill Education, 2010.
- [28] L. Hellström-Westas, L. S. De Vries, and I. Rosen, *An Atlas of Amplitude-integrated EEGs in the Newborn*: Parthenon Publishing Group, 2003.
- [29] J. Ives and J. Woods, "A study of 100 patients with focal epilepsy using a 4-channel ambulatory cassette recorder," in *Proceedings of the Third International Symposium on Ambulatory Monitoring*(Eds FD Scott. EB Raftery and L. Goulding). London. Academic Press, 1980, pp. 383-392.
- [30] D. Maynard, P. F. Prior, and D. Scott, "Device for continuous monitoring of cerebral activity in resuscitated patients," *British medical journal*, vol. 4, p. 545, 1969.
- [31] L. Smit, R. Vermeulen, W. Fetter, R. Strijers, and C. Stam, "Neonatal seizure monitoring using non-linear EEG analysis," *Neuropediatrics*, vol. 35, pp. 329-335, 2004.

- [32] M. A. Navakatikyan, P. B. Colditz, C. J. Burke, T. E. Inder, J. Richmond, and C. E. Williams, "Seizure detection algorithm for neonates based on wave-sequence analysis," *Clinical Neurophysiology*, vol. 117, pp. 1190-1203, 2006.
- [33] A. H. Shoeb and J. V. Guttag, "Application of machine learning to epileptic seizure detection," in *Proceedings of the 27th International Conference on Machine Learning (ICML-10)*, 2010, pp. 975-982.
- [34] N. Rafiuddin, Y. Uzzaman Khan, and O. Farooq, "Feature extraction and classification of EEG for automatic seizure detection," in *Multimedia, Signal Processing and Communication Technologies (IMPACT), 2011 International Conference on*, 2011, pp. 184-187.
- [35] Y. U. Khan, O. Farooq, and P. Sharma, "Automatic detection of seizure onset in pediatric EEG," *International Journal of Embedded Systems and Applications*, vol. 2, pp. 81-89, 2012.
- [36] A. L. Goldberger, L. A. Amaral, L. Glass, J. M. Hausdorff, P. C. Ivanov, R. G. Mark, *et al.*, "Physiobank, physiotoolkit, and physionet components of a new research resource for complex physiologic signals," *Circulation*, vol. 101, pp. e215-e220, 2000.
- [37] M. Ihle, H. Feldwisch-Drentrup, C. A. Teixeira, A. Witon, B. Schelter, J. Timmer, *et al.*, "EPILEPSIAE – A European epilepsy database," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 106, pp. 127-138, 2010.
- [38] D. K. Shah, G. B. Boylan, and J. M. Rennie, "Monitoring of seizures in the newborn," *Archives of Disease in Childhood-Fetal and Neonatal Edition*, vol. 97, pp. F65-F69, 2012.
- [39] D. K. Shah, L. S. de Vries, L. Hellström-Westas, M. C. Toet, and T. E. Inder, "Amplitude-integrated electroencephalography in the newborn: a valuable tool," *Pediatrics*, vol. 122, pp. 863-865, 2008.
- [40] A. Temko, E. Thomas, W. Marnane, G. Lightbody, and G. Boylan, "Performance assessment for EEG-based neonatal seizure detectors," *Clinical Neurophysiology*, vol. 122, pp. 474-482, 2011.
- [41] L. G. Van Rooij, L. S. De Vries, A. C. Van Huffelen, and M. C. Toet, "Additional value of two-channel amplitude integrated EEG recording in full-term infants

with unilateral brain injury," *Archives of Disease in Childhood-Fetal and Neonatal Edition*, vol. 95, pp. F160-F168, 2010.

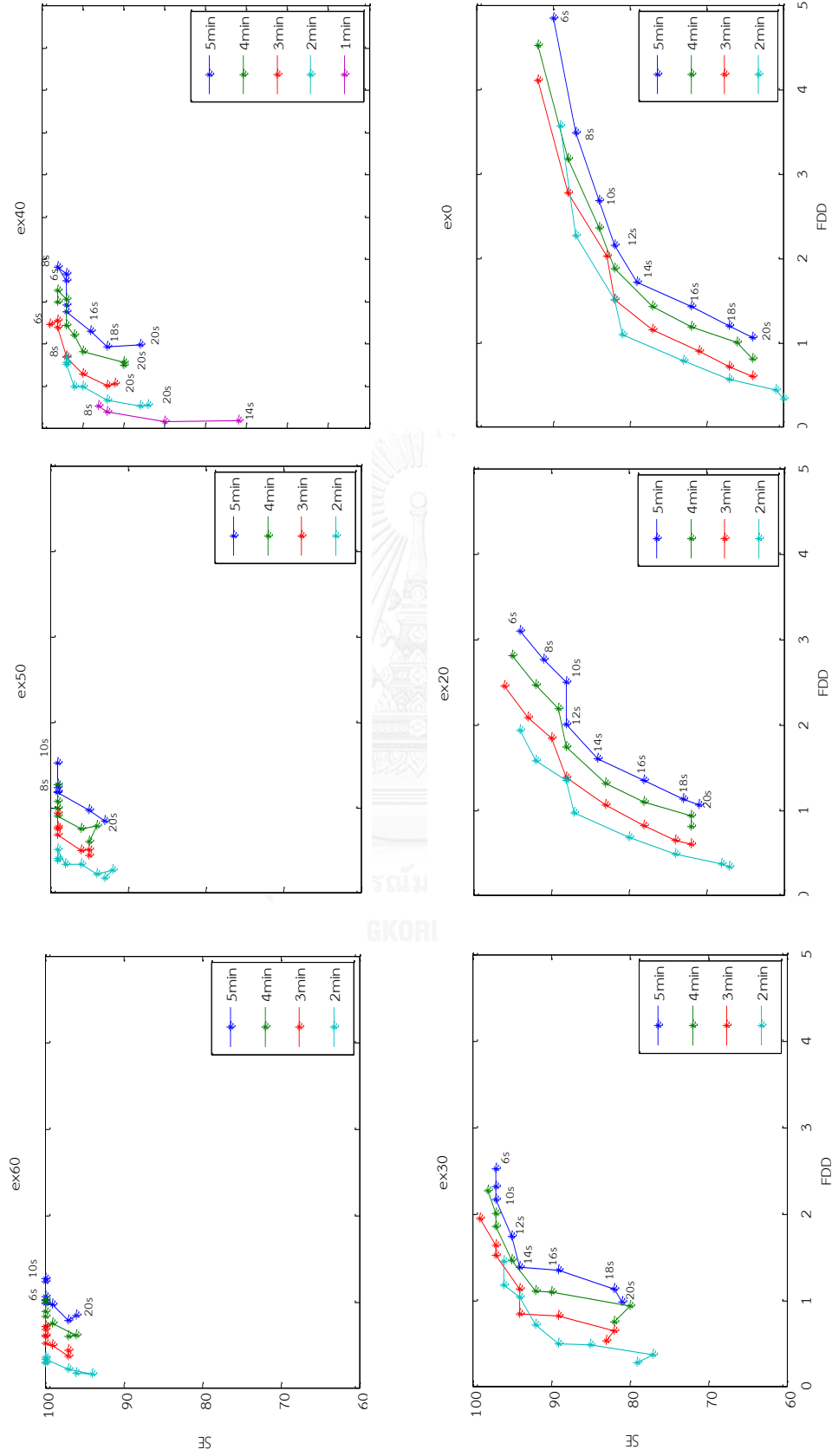




ภาคผนวก

ผลการทดสอบ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY



รูปที่ ๓ ผลการทดสอบขั้นตอนวิธีการตรวจจับการซัดจากช่องสัญญาณเดี่ยวที่แอมพลิจูดสูงสุด



ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายสัตวแพทย์ชวิน สิริเศรษฐวงษ์ Chavin Satirasetthawong เกิด 30 ตุลาคม พ.ศ. 2531 ที่กรุงเทพมหานคร สำเร็จการศึกษาสัตวแพทยศาสตรบัณฑิต (สป.บ.) คณะสัตวแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย พ.ศ.2556 กำลังศึกษาระดับปริญญาโท หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต (วท.ม.) สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช คณะวิศวกรรมศาสตร์ Email: chavin_sdz@hotmail.com

