



## รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ การตรวจหาและการระบุตำแหน่งของการซักจากักัญญาณคลื่นสมอง  
โดยใช้เทคนิคการวิเคราะห์ระบบที่ซับซ้อนและการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา

โดย ผศ.ดร.ศุภฤกษ์ จันท์จรัสจิตต์

กรกฎาคม 2562

รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ การตรวจหาและการระบุตำแหน่งของการชักจากสัญญาณคลื่นสมอง  
โดยใช้เทคนิคการวิเคราะห์ระบบที่ซับซ้อนและการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา

ผศ.ดร.ศุภฤกษ์ จันทร์จรสจิตต์  
ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและอิเล็กทรอนิกส์  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
มหาวิทยาลัยอุบลราชธานี

สนับสนุนโดยสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย  
และมหาวิทยาลัยอุบลราชธานี

(ความเห็นในรายงานนี้เป็นของผู้วิจัย สกว. และมหาวิทยาลัยอุบลราชธานี  
ไม่จำเป็นต้องเห็นด้วยเสมอไป)

## สารบัญ

|                                                                                             |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| กิตติกรรมประกาศ                                                                             | ก  |
| บทคัดย่อภาษาไทย                                                                             | ข  |
| บทคัดย่อภาษาอังกฤษ                                                                          | ค  |
| เนื้อหางานวิจัย                                                                             | 1  |
| 1. บทนำ                                                                                     | 1  |
| 1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหา                                                               | 1  |
| 1.2 วัตถุประสงค์                                                                            | 3  |
| 1.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง                                                                   | 3  |
| 2. วิธีการทดลอง                                                                             | 8  |
| 2.1 ชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง                                                                | 8  |
| 2.2 กระบวนการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง                                      | 10 |
| 2.3 การวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองและการประเมินผล                                        | 16 |
| 3. ผลการทดลอง                                                                               | 19 |
| 3.1 คุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมอง                                                    | 19 |
| 3.2 คุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณ                                    | 32 |
| 3.3 ประสิทธิภาพในการตรวจจับภาวะชัก                                                          | 41 |
| 3.4 โปรแกรมประยุกต์สำหรับการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมองและตรวจ<br>จับภาวะชักของผู้ป่วยโรคลมชัก | 56 |
| 4. สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง                                                                 | 61 |
| 5. ข้อเสนอแนะสำหรับงานวิจัยในอนาคต                                                          | 66 |
| 6. เอกสารอ้างอิง                                                                            | 67 |
| Output จากโครงการวิจัยที่ได้รับทุนจาก สกว.                                                  | 72 |
| ภาคผนวก                                                                                     | 73 |

## กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับทุนอุดหนุนจากสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัยและมหาวิทยาลัย  
อุบลราชธานี ภายใต้ทุนพัฒนานักวิจัยรุ่นกลาง (รหัสโครงการ RSA5880030)

## บทคัดย่อ

**รหัสโครงการ:** RSA5880030

**ชื่อโครงการ:** การตรวจหาและการระบุตำแหน่งของการชักจากสัญญาณคลื่นสมองโดยใช้เทคนิคการวิเคราะห์ระบบที่ซับซ้อนและการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา

**ชื่อนักวิจัย:** ผศ.ดร.ศุภฤกษ์ จันทร์จรสจิตต์  
ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์  
มหาวิทยาลัยอุบลราชธานี

**E-mail address:** suparerj@ubu.ac.th

**ระยะเวลาโครงการ:** 3 ปี

โรคลมชักเป็นความบกพร่องทางระบบประสาทเรื้อรังซึ่งถูกอธิบายลักษณะด้วยอาการชักที่เกิดขึ้นซ้ำ ๆ โรคลมชักเป็นความบกพร่องที่พบได้บ่อยซึ่งมีผลกระทบกับคนทุกช่วงวัย การเฝ้าสังเกตสัญญาณคลื่นสมองเป็นวิธีการวินิจฉัยที่นิยมที่สุดสำหรับโรคลมชัก สัญญาณคลื่นสมองแบบหนึ่งศีรษะหรือนอกกะโหลกศีรษะที่ศึกษาในโครงการวิจัยนี้นำมาจาก The CHB-MIT Scalp EEG Database (<https://www.physionet.org/content/chbmit/1.0.0/>) ซึ่งมีการบันทึกสัญญาณคลื่นสมองระยะยาวของผู้ป่วยโรคลมชักที่ไม่สามารถควบคุมอาการชักได้ คุณลักษณะเฉพาะเชิงปริมาณที่สกัดจากสัญญาณคลื่นสมองแบบหนึ่งศีรษะโดยอาศัยเทคนิคการวิเคราะห์ระบบซับซ้อนและการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาถูกนำมาประยุกต์ใช้ในการจำแนกและการตรวจจับภาวะชัก ในการทดลองเชิงคำนวณ วิธีการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะเชิงลำดับถูกนำมาใช้สำหรับการลดขนาดของคุณลักษณะเฉพาะและตัวจำแนกแบบเครื่องจักรเวกเตอร์รองรับ (SVM) ถูกนำมาใช้สำหรับการจำแนกภาวะชัก จากผลการทดลอง ค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาส่งผลให้ประสิทธิภาพในการจำแนกและการตรวจจับภาวะชักที่ดีที่สุด อัตราการตรวจจับภาวะชักที่ได้คือร้อยละ 92.42 ในขณะที่อัตราการตรวจจับเท็จเฉลี่ยเท่ากับ 0.007 ครั้งต่อชั่วโมง นอกจากนี้ ภาวะชักสามารถถูกตรวจจับได้โดยสมบูรณ์ใน 17 ชุดข้อมูลจาก 24 ชุดข้อมูล และการตรวจจับภาวะชักที่เป็นเท็จไม่เกิดขึ้นใน 20 ชุดข้อมูลจาก 24 ชุดข้อมูล ผลการทดลองยังแสดงให้เห็นว่าขั้นตอนวิธีเชิงคำนวณสำหรับการตรวจจับภาวะชักที่พัฒนาขึ้นมีศักยภาพสูงที่จะนำไปประยุกต์ใช้สำหรับการตรวจจับภาวะชักและการแจ้งเตือนภาวะชักในเวลาจริง

**คำหลัก:** สัญญาณคลื่นสมอง การวิเคราะห์ระบบซับซ้อน การวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา การตรวจหาภาวะชัก การระบุตำแหน่ง

## Abstract

**Project Code:** RSA5880030

**Project Title:** Epileptic seizure detection and localization from scalp EEG signals using complex systems analysis and temporal pattern analysis techniques

**Investigator:** Asst. Prof. Suparerk Janjarasjitt  
Department of Electrical and Electronic Engineering, Faculty of Engineering, Ubon Ratchathani University

**E-mail address:** suparerk.j@ubu.ac.th

**Project Period:** 3 years

Epilepsy is a chronic neurological disorder that is characterized by recurrent seizures. It is a common disorder that affects people of all ages. The electroencephalogram (EEG) monitoring is the most common diagnostic test for epilepsy. In this research project, scalp EEG data obtained from the CHB-MIT Scalp EEG Database (<https://www.physionet.org/content/chbmit/1.0.0/>) containing long-term EEG recordings of subjects with intractable seizures are examined. Quantitative features extracted from scalp EEG signals using complex systems analysis and temporal pattern analysis techniques are applied for epileptic seizure classification and detection. In the computational experiments, the sequential feature selection method is applied for feature reduction and the support vector machine (SVM) classifier is applied for epileptic seizure classification. From the computational results, the quantitative features obtained from the temporal pattern analysis provide the best performance on epileptic seizure classification and detection. The epileptic seizure detection rate achieved is 92.42% while the averaged false detection rate is 0.007/hour. Furthermore, the epileptic seizures can be perfectly detected in 17 out of 24 datasets and there are none of false detection in 20 out of 24 datasets. The computational results also show that the computational algorithm for epileptic seizure detection developed has a considerable potential to be further applied for a real-time epileptic seizure detection and warning system.

**Keywords:** electroencephalogram; complex systems analysis; temporal pattern analysis; epileptic seizure detection; localization

## เนื้อหางานวิจัย

### 1. บทนำ

#### 1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหา

โรคลมชัก (หรือในภาษาอังกฤษ เรียกว่า epilepsy) เป็นความบกพร่องทางระบบประสาทเรื้อรัง ที่ซึ่งมีผลกระทบกับคนทุกช่วงวัย [1] ในประเทศไทยมีผู้ป่วยโรคลมชักประมาณ 380,000 ถึง 470,000 คน [2] ในขณะที่มีผู้ป่วยโรคลมชักราว ๆ 50 ล้านคนทั่วโลก โดยคนจำนวนมากกว่า 2 ล้านคนในประเทศสหรัฐอเมริกาได้รับการวินิจฉัยว่าเป็นลมชักหรือเคยมีอาการชักโดยไม่ทราบสาเหตุ [3] โรคลมชักถูกอธิบายลักษณะด้วยอาการชักที่เกิดขึ้นซ้ำ ๆ [1] การชัก (seizure) คืออาการสั้นโดยที่ไม่ได้ตั้งใจเป็นตอนสั้น ๆ ที่ซึ่งอาจจะเกี่ยวข้องกับบางส่วน of ร่างกายหรือทุกส่วนของร่างกาย และบางครั้งอาจรวมถึงการสูญเสียสติ [1] โดยแต่ละตอนเป็นผลของการคายประจุไฟฟ้ามากเกินไปในกลุ่มของเซลล์สมอง [1] ลักษณะของการชักแปรผันและขึ้นอยู่กับตำแหน่งในสมองที่ความผิดปกติเริ่มต้นขึ้น อีกทั้งยังขึ้นอยู่กับว่าความผิดปกตินั้นแพร่กระจายไปไกลมากน้อยเพียงใด ในขณะที่เกิดอาการชัก เซลล์ประสาทหรือนิวรอน (neuron) อาจจะมีการคายประจุสูงถึง 500 ครั้งต่อวินาทีหรือมากกว่านั้น [3] อาการชักสำหรับบางคนอาจจะเกิดขึ้นเป็นครั้งคราว แต่สำหรับบางคนมีอาการชักเกิดขึ้นเป็นร้อยครั้งต่อวัน [3]

โรคลมชักเป็นความบกพร่องที่เกิดขึ้นได้จากหลายสาเหตุ ซึ่งอาจจะเป็นอะไรก็ได้ที่รบกวนรูปแบบปกติของกิจกรรมของเซลล์ประสาทนับตั้งแต่ความเจ็บป่วย ความเสียหายของสมอง ไปจนถึงพัฒนาการของสมองที่ผิดปกติ [3] ในปัจจุบันโรคลมชักยังไม่สามารถรักษาได้ [3] วิธีการรักษาโรคลมชักที่มีอยู่ในปัจจุบันสามารถควบคุมอาการชักได้ในบางครั้งของร้อยละ 80 ของผู้ป่วยโรคลมชัก ผู้ป่วยโรคลมชักประมาณ 600,000 คนในประเทศสหรัฐอเมริกามีอาการชักที่ไม่สามารถควบคุมได้ [3] ในผู้ป่วยโรคลมชักจำนวนประมาณร้อยละ 70 อาการชักสามารถถูกควบคุมได้ด้วยยาสมัยใหม่และเทคนิคการผ่าตัด [3] นอกจากนี้ การบำบัดสมัยใหม่สามารถช่วยผู้ป่วยโรคลมชักได้อย่างมีนัยสำคัญในประมาณร้อยละ 80 โดยมีอาการชักห่างกันเป็นเดือนหรือเป็นปี [3] การบำบัดด้วยการผ่าตัดอาจจะมีประโยชน์สำหรับผู้ป่วยโรคลมชักที่ตอบสนองต่อการรักษาด้วยยาได้ไม่ดี [1] สถิติต่าง ๆ แสดงให้เห็นชัดว่าการรักษาที่ดีกว่าที่เป็นอยู่มีความจำเป็นอย่างยิ่ง [3]

ภาวะชักสามารถและมีผลกระทบต่อการใช้ชีวิตประจำวันของผู้ป่วยโรคลมชัก ครอบครัว และผู้ที่อยู่รอบข้าง [3] นอกจากนี้ โรคลมชักสามารถเป็นภาวะที่คุกคามต่อชีวิตได้ [3] ผู้ป่วยโรคลมชักบางรายอาจมีความเสี่ยงสูงในกรณีที่อาการชักยาวผิดปกติหรือการตายฉับพลันโดยไม่ทราบสาเหตุ โดยเฉลี่ยแล้วผู้ป่วยโรคลมชักที่ต่อต้านการรักษามีช่วงชีวิตที่สั้นกว่าปกติ และยังมีความเสี่ยงสูงขึ้นในการสูญเสียความจำโดยเฉพาะอย่างยิ่งผู้ที่มีการชักเริ่มต้นตั้งแต่วัย

วัยเด็ก โรคลมชักคิดเป็นร้อยละ 0.5 ของภาวะของโลกทั่วโลก [1] โรคลมชักมีผลกระทบทางเศรษฐกิจอย่างยิ่งทั้งในส่วนของความจำเป็นทางด้านสาธารณสุข การตายก่อนวัยอันควร และผลผลิตจากการทำงาน

วิธีการทดสอบโรคลมชักรวมถึงการวินิจฉัยประเภทของการชักมีอยู่หลายวิธี การเฝ้าสังเกตสัญญาณคลื่นสมอง (electroencephalogram หรือ EEG) เป็นวิธีการวินิจฉัยโรคลมชักที่นิยมมากที่สุด อีกทั้งยังสามารถตรวจวัดความผิดปกติของกิจกรรมหรือสัญญาณไฟฟ้าในสมอง [3] ผู้ป่วยโรคลมชักมักจะมีการเปลี่ยนแปลงจากรูปแบบปกติของคลื่นสมอง ถึงแม้ว่าจะไม่ใช่ในขณะที่ผู้ป่วยมีอาการชัก [3] โดยทั่วไปสัญญาณคลื่นสมองเป็นวิธีการตรวจวัดแบบไม่รุกราน ซึ่งถูกตรวจวัดโดยอาศัยอิเล็กโทรดที่ถูกวางอยู่บนหนังศีรษะ สัญญาณคลื่นสมองในลักษณะดังกล่าวนี้เรียกว่าสัญญาณคลื่นสมองแบบหนังศีรษะ (scalp EEG) วิธีการตรวจวัดสัญญาณคลื่นสมองอีกลักษณะหนึ่งเรียกว่า intracranial EEG หรือ electrocorticogram (ECoG) ที่ซึ่งอิเล็กโทรดถูกวางอยู่ภายในกะโหลกศีรษะ โดยอาจจะเป็นบนเยื่อหุ้มสมอง (cortex) หรือลึกเข้าไปในสมอง

คุณสมบัติของสัญญาณคลื่นสมองทั้งสองลักษณะ นั้นคือ scalp EEG และ intracranial EEG ที่ทำให้การตรวจจับภาวะชักยุ่งยาก คือ ความแปรปรวนระหว่างผู้ป่วยโรคลมชัก [4] โดยการตรวจจับภาวะชักโดยใช้สัญญาณคลื่นสมองแบบหนังศีรษะยังมีความท้าทายมากยิ่งขึ้น เนื่องจากคุณสมบัติทางกายภาพของสัญญาณ สัญญาณคลื่นสมองแบบหนังศีรษะมีความอ่อนไหวมากต่อกิจกรรมของเซลล์ประสาทบนผิวของสมอง ซึ่งเป็นผลให้สัญญาณคลื่นสมองแบบหนังศีรษะตรวจวัดกิจกรรมของเซลล์ประสาทที่อยู่ลึกเข้าไปในสมองได้ไม่ดี นอกจากนี้ สัญญาณคลื่นสมองแบบหนังศีรษะยังอ่อนไหวต่อสัญญาณรบกวนอื่น ๆ เช่น การกระพริบตา และกิจกรรมทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ รวมถึงสัญญาณรบกวนจากสาเหตุอื่น ๆ เช่น การเคลื่อนที่ของอิเล็กโทรด และสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลัง ปัญหาหลักอีกปัญหาหนึ่งที่ทำให้การตรวจจับภาวะชักมีความท้าทายคือความแตกต่างของลักษณะทางสัณฐานวิทยาของการชักระหว่างตัวผู้ป่วย (inter-patient) หรือแม้แต่ภายในตัวผู้ป่วย (intra-patient) เอง [5]

ความถูกต้องของการวินิจฉัยประเภทของลมชักที่ผู้ป่วยเป็นเป็นสิ่งสำคัญอย่างยิ่งสำหรับการหาวิธีการรักษาที่มีประสิทธิภาพ [3] ในการวินิจฉัยโรคลมชัก แพทย์ผู้เชี่ยวชาญจะทำการตรวจสอบข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกบันทึกจากผู้ป่วยโรคลมชักโดยกระทำการตรวจพินิจและระบุรูปแบบเชิงเวลาของสัญญาณคลื่นสมองที่มีลักษณะเฉพาะและคุณลักษณะของการชัก ความถี่ของเหตุการณ์ชักและพฤติกรรมของสมองในช่วงระหว่างเหตุการณ์ชักเป็นอีกสาระสำคัญหนึ่งที่สำคัญสำหรับการวินิจฉัยโรคลมชัก โดยทั่วไปแล้ว ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองปริมาณมากจำเป็นในการวินิจฉัยโรคลมชัก ซึ่งส่งผลให้เป็นภาระในการตรวจสอบข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง ดังนั้น การวินิจฉัยโรคลมชักเป็นงานที่ต้องใช้เวลานานนอกเหนือจากความเชี่ยวชาญเฉพาะทาง

การตรวจจับภาวะชัก (epileptic seizure detection) และการระบุช่วงเวลาของภาวะชัก (localization) เป็นองค์ประกอบที่สำคัญสำหรับการวินิจฉัยโรคลมชัก นอกจากนี้ การตรวจจับภาวะชักและการระบุช่วงเวลาของภาวะชักโดยอัตโนมัติจะช่วยเสริมระบบการรักษา บำบัดและการแจ้งเตือน ซึ่งจะช่วยให้ผู้ป่วยโรคลมชักและครอบครัวมีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้น การตรวจจับภาวะชักอัตโนมัติโดยอาศัยสัญญาณคลื่นสมองแบบหนังศีรษะจะทำให้การเฝ้าสังเกตที่บ้านเป็นระยะยาวเป็นไปได้ สิ่งนี้จะช่วยลดค่าใช้จ่ายของผู้ป่วยโรคลมชักได้ [6] ในขณะที่การตรวจจับการเริ่มต้นของภาวะชัก (epileptic seizure onset) สามารถถูกนำไปใช้เพื่อดำเนินการสแกนสมองอัตโนมัติซึ่งเป็นการวินิจฉัยที่สำคัญอีกอย่างหนึ่งสำหรับโรคลมชัก สำหรับการตรวจสอบเพิ่มเติมเพื่อระบุตำแหน่งภายในสมองของจุดกำเนิดของอาการชัก นอกจากนี้ สำหรับระบบบำบัดรักษาแบบวงปิด การตรวจจับการเริ่มต้นของภาวะชักสามารถถูกนำไปใช้เพื่อกระตุ้นกลไกที่ช่วยยับยั้งการกำเนิดของการชัก การตรวจจับการเริ่มต้นของภาวะชักยังสามารถช่วยในการแจ้งเตือนผู้ป่วยโรคลมชักหรือผู้ดูแลเพื่อให้เตรียมตัวได้พร้อมหรือจัดการได้อย่างเหมาะสมเพื่อป้องกันหรือลดความรุนแรงของการชัก

ในภาพรวม การตรวจจับภาวะชักและการระบุช่วงเวลาของภาวะชักสามารถช่วยบรรเทาปัญหาที่มีสาเหตุจากการขาดแคลนแพทย์ผู้เชี่ยวชาญทางด้านประสาทวิทยาได้ และสามารถช่วยเพิ่มความถูกต้องและความรวดเร็วในการวินิจฉัยโรคลมชัก นอกจากนี้แล้วการตรวจจับภาวะชักและการระบุช่วงเวลาของภาวะชักยังจะช่วยลดค่าใช้จ่ายและภาระในการบำบัดรักษาโรคลมชักและสาธารณสุขได้

## 1.2 วัตถุประสงค์

ในโครงการวิจัยนี้ เรามุ่งเน้นที่จะ

- 1) พัฒนาขั้นตอนวิธีเชิงคำนวณใหม่สำหรับการสกัดคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองที่สัมพันธ์กับภาวะชักของผู้ป่วยโรคลมชัก
- 2) พัฒนาขั้นตอนวิธีเชิงคำนวณใหม่สำหรับการตรวจจับภาวะชักของผู้ป่วยโรคลมชักโดยใช้น้ำสัญญาณคลื่นสมอง
- 3) พัฒนาขั้นตอนวิธีเชิงคำนวณใหม่สำหรับการระบุการเริ่มต้นและการสิ้นสุดของภาวะชักของผู้ป่วยโรคลมชัก
- 4) พัฒนาโปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองสำหรับการตรวจจับภาวะชักและการระบุตำแหน่งของภาวะชัก

## 1.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

สัญญาณคลื่นสมองมีบทบาทที่สำคัญอย่างยิ่งในการวินิจฉัยโรคลมชัก [7] เนื่องจากเป็นส่วนหนึ่งในการทดสอบวินิจฉัยพื้นฐานสำหรับโรคลมชัก สัญญาณคลื่นสมองแบบหนังศีรษะ (scalp EEG) และสัญญาณคลื่นสมองแบบภายในกะโหลก (intracranial EEG) เป็นสัญญาณ

คลื่นสมองที่นิยมใช้ในการทดสอบวินิจฉัยสำหรับโรคลมชัก ในช่วงสองทศวรรษที่ผ่านมา สัญญาณคลื่นสมองแบบภายในกะโหลกได้รับความสนใจเพิ่มขึ้นอย่างมาก ส่วนหนึ่งเนื่องจากคุณลักษณะของสัญญาณคลื่นสมองแบบภายในกะโหลกแสดงถึงกิจกรรมทางไฟฟ้าของสมองได้ชัดเจนและมีความละเอียดเชิงพื้นที่ได้ดีกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับสัญญาณคลื่นสมองแบบหนังศีรษะ

การศึกษาจำนวนมากได้เสนอวิธีการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองแบบภายในกะโหลก นอกจากการตรวจจับภาวะชักแล้วยังมีความพยายามในการตรวจจับภาวะชักล่วงหน้าหรือจนถึงการทำนายการเกิดภาวะชัก [8–11] แต่เมื่อไม่นานมานี้ก็ได้มีการศึกษาที่นำเสนอการตรวจจับภาวะชักโดยใช้สัญญาณคลื่นสมองแบบหนังศีรษะเพิ่มขึ้น นั่นก็เป็นเพราะว่าสัญญาณคลื่นสมองแบบหนังศีรษะมีรูปแบบที่เหมาะสมสำหรับการตรวจจับภาวะชักในเวลาจริงมากกว่า การศึกษาที่เกี่ยวข้องกับวิธีการตรวจจับภาวะชักอัตโนมัติซึ่งมุ่งเน้นไปที่สัญญาณคลื่นสมองแบบหนังศีรษะได้รายงานผลของความสำเร็จและความท้าทายที่หลากหลาย [12–18]

โดยทั่วไปแล้ว การตรวจจับภาวะชักโดยใช้สัญญาณคลื่นสมองแบ่งออกเป็นสามช่วงหลัก ประกอบด้วย การสกัดคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมอง การจำแนกภาวะชัก และการตรวจจับภาวะชัก คุณลักษณะเฉพาะพื้นฐานและง่ายที่สุดที่ถูกใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณและการจำแนก ซึ่งรวมถึงการจำแนกภาวะชัก คือ คุณลักษณะเฉพาะในโดเมนเวลา คุณลักษณะเฉพาะในโดเมนเวลาที่เป็นที่นิยม คือ ค่าเฉลี่ย ค่าความแปรปรวน ค่าสูงสุด ค่าต่ำสุด ค่าพลังงาน ค่าความยาวเส้น ค่าพลังงานไม่เป็นเชิงเส้น [18–20] คุณลักษณะเฉพาะที่ดีที่สุดประกอบด้วย ความยาวเส้น ค่าพลังงานไม่เป็นเชิงเส้น และค่าความแปรปรวน โดยมีค่าความไวและค่าความจำเพาะเท่ากับ 85.54 และ 52.06 84.39 และ 51.55 และ 95.98 และ 15.67 ตามลำดับ ถึงแม้ว่าค่าความแปรปรวนเป็นคุณลักษณะเฉพาะที่ทำให้ได้ค่าความไวมากที่สุด แต่ก็ทำให้ได้ค่าความจำเพาะต่ำมาก [19] ค่าพารามิเตอร์ยอร์จ (Hjorth parameter) [21] ซึ่งประกอบด้วยค่ากิจกรรม (activity) ค่าความเคลื่อนไหว (mobility) และค่าความซับซ้อน (complexity) เป็นคุณลักษณะเฉพาะในโดเมนเวลาอีกกลุ่มหนึ่งที่ถูกนำไปใช้สำหรับการจำแนกและการตรวจจับภาวะชัก [19, 22] คุณลักษณะเฉพาะดังกล่าวพบว่าสามารถช่วยให้การจำแนกและการตรวจจับภาวะชักมีประสิทธิภาพที่ดี [22–23]

สำหรับการวิเคราะห์และการวินิจฉัยสัญญาณคลื่นสมองตามรูปแบบนิยมแล้ว สัญญาณคลื่นสมองจะถูกแบ่งออกเป็นส่วนประกอบย่อยจำนวน 5 ส่วนหรือคลื่นซึ่งสอดคล้องกับส่วนประกอบเชิงความถี่ที่แตกต่างกัน นั่นคือ คลื่นเดลต้า (delta) คลื่นเธต้า (theta) คลื่นอัลฟา (alpha) คลื่นเบต้า (beta) และคลื่นแกมมา (gamma) โดยปกติ คลื่นเดลต้า คลื่นเธต้า คลื่นอัลฟา คลื่นเบต้า และคลื่นแกมมามีช่วงความถี่ต่ำกว่า 4 เฮิร์ตซ์ ระหว่าง 4 และ 8 เฮิร์ตซ์ ระหว่าง 8 และ 12 เฮิร์ตซ์ ระหว่าง 12 และ 30 เฮิร์ตซ์ และช่วงความถี่สูงกว่า 30 เฮิร์ตซ์ ตาม

ลำดับ ค่ากำลังของสัญญาณคลื่นสมองซึ่งสอดคล้องกับช่วงความถี่หรือแถบสเปกตรัมต่าง ๆ จึงเป็นคุณลักษณะพื้นฐานที่ใช้ในการตีความและการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมอง นอกจากนี้แล้ว เทคนิคการวิเคราะห์โดเมนความถี่มีส่วนสำคัญในการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมอง ค่ากำลังของสัญญาณคลื่นสมองได้ถูกใช้อย่างกว้างขวางเป็นคุณลักษณะเฉพาะสำหรับการตรวจจับภาวะชัก

ค่ากำลังของคลื่นแกมมาถูกพบว่าเป็นช่วงความถี่ที่ได้รับความสนใจสำหรับการตรวจจับภาวะชัก [24] การเพิ่มขึ้นต่อเนื่องของกิจกรรมในช่วงความถี่ที่สูงกว่า 30 เฮิร์ตซ์ถูกสังเกตพบในขณะที่จุดเริ่มต้นของการชัก [24] โดยเฉพาะอย่างยิ่ง ส่วนประกอบย่อยของสัญญาณคลื่นสมองในช่วงความถี่ระหว่าง 36 และ 44 เฮิร์ตซ์แสดงให้เห็นว่าเป็นช่วงความถี่ที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการตรวจจับภาวะชัก โดยมีค่าความถูกต้องเท่ากับร้อยละ 96.7 ค่าความไวเท่ากับร้อยละ 96.3 และค่าจำเพาะเท่ากับร้อยละ 96.8 ค่าความถี่จุดยอด ค่าความถี่มีชัยฐาน และค่าสเปกโทรลเอนโทรปีซึ่งคำนวณมาจากสเปกตรัมกำลังเป็นอีกคุณลักษณะเฉพาะหนึ่งในโดเมนความถี่ที่เป็นที่นิยม [19, 22]

เทคนิคการวิเคราะห์ในโดเมนร่วมเวลา-ความถี่ได้ถูกนำไปประยุกต์ใช้เพื่อแสดงลักษณะของสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับลมชักในรูปของเวลาและความถี่ร่วมกัน การแปรเปลี่ยนของส่วนประกอบสเปกตรัมในสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องภาวะชักสอดคล้องกับสภาวะทางกายภาพและทางพยาธิวิทยาของสมองสามารถสังเกตพบได้ โดยเฉพาะอย่างยิ่งภาวะชัก การแปลงเวฟเล็ตซึ่งรวมทั้งการแปลงเวฟเล็ตต่อเนื่องและการแปลงเวฟเล็ตไม่ต่อเนื่องเป็นการแปลงหนึ่งที่มีสมรรถภาพสูงและถูกนำไปประยุกต์ใช้อย่างกว้างขวางในการประมวลผลและการวิเคราะห์สัญญาณ คุณลักษณะเฉพาะจำนวนมากคำนวณมาจากคัมพรีสสิทีแวลูเวฟเล็ตโดยตรง เช่น ค่ากำลังสัมพัทธ์ ค่าความแปรปรวน และค่าเอนโทรปี [19] ค่าความไวและค่าความจำเพาะของการจำแนกภาวะชักโดยใช้ค่ากำลังสัมพัทธ์มีค่าสูงถึงร้อยละ 71.32 และ 79.67 ตามลำดับ

นอกจากองค์ประกอบของสัญญาณในเชิงความถี่แล้ว สัญญาณคลื่นสมองยังเป็นสัญญาณเชิงกายภาพอีกสัญญาณหนึ่งที่แสดงออกถึงพฤติกรรมและรูปแบบที่หลากหลายอย่างน่าประหลาดใจ ถึงแม้ว่ารูปแบบหรือพฤติกรรมที่เฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองปรากฏให้เห็น แต่ยังคงมีความยุ่งยากในการจับยึดรูปแบบหรือพฤติกรรมเหล่านั้นโดยใช้วิธีการวิเคราะห์เชิงคำนวณหรือตัวชี้วัดเชิงปริมาณในรูปแบบเดิม ๆ [25] นอกจากนี้ เทคนิคและวิธีการวิเคราะห์ในรูปแบบเดิม เช่น การวิเคราะห์ฟูเรียร์ อาจจะนำไปสู่การตีความหรือการแปรผลที่ผิดพลาดได้ [26] ดังนั้น เทคนิคและวิธีการวิเคราะห์เชิงคำนวณที่ได้รับมาจากหลักการและการศึกษาเกี่ยวกับระบบซับซ้อน (complex systems) ซึ่งรวมถึงทฤษฎีความยุ่งเหยิง (chaos theory) พลศาสตร์ไม่เป็นเชิงเส้น (nonlinear dynamics) และแฟร็กทัลส์ (fractals) มีผลกระทบเพิ่ม

สูงขึ้นต่อการประยุกต์ใช้ในทางชีววิทยาและการแพทย์ [27] โดยโรคลมชักเป็นอีกการประยุกต์ใช้งานหนึ่งที่สำคัญสำหรับการวิเคราะห์พลศาสตร์ไม่เป็นเชิงเส้น [28]

ตัวชี้วัดเชิงปริมาณที่นิยมมากที่สุดซึ่งได้มาจากวิธีการที่อาศัยทฤษฎีความยุ่งเหยิงและพลศาสตร์ไม่เป็นเชิงเส้นซึ่งถูกนำไปประยุกต์ใช้ในการตรวจจับและการทำนายภาวะชัก คือ ตัวยกกำลังลียาปูนอฟที่มากที่สุด (largest Lyapunov exponent) ค่ามิติแฟร็กทัล (fractal dimension) และค่ามิติสหสัมพันธ์ (correlation dimension) [22] ตัวยกกำลังลียาปูนอฟบ่งบอกถึงอัตราของการลู่ออกแบบเลขชี้กำลังของวิถีโคจรในปริภูมิสถานะแบบปิด (close state-space trajectory) [29] ในขณะที่ ค่ามิติต่าง ๆ เช่น ค่ามิติแฟร็กทัล และค่ามิติสหสัมพันธ์ เป็นต้น บ่งบอกถึงระดับขั้นความเสรี (degree of freedom) ที่แท้จริงของระบบพลศาสตร์มูลฐาน โดยทั่วไปแล้ว ตัวชี้วัดเชิงปริมาณเหล่านี้แสดงถึงลักษณะของความซับซ้อนของระบบมูลฐาน สำหรับกรณีของการประยุกต์ใช้งานในการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมอง ระบบมูลฐานคือสมองนั่นเอง นอกจากการทำให้ตัวชี้วัดเชิงปริมาณของสัญญาณคลื่นสมองเป็นผลสำหรับการตรวจจับภาวะชัก วิธีการที่อาศัยการวิเคราะห์ระบบซับซ้อนและการวิเคราะห์พลศาสตร์ไม่เป็นเชิงเส้นได้ถูกประยุกต์ใช้เพื่อสร้างความเข้าใจที่ลึกซึ้งมากขึ้นเกี่ยวกับกลไกและพลศาสตร์ของสมอง [30] อย่างไรก็ตาม ข้อเสียหลักของวิธีการที่อาศัยการวิเคราะห์ระบบซับซ้อนและการวิเคราะห์พลศาสตร์ไม่เป็นเชิงเส้น คือ ความต้องการเชิงคำนวณปริมาณมาก

หลักการแฟร็กทัลส์และตัวชี้วัดเชิงปริมาณที่เกี่ยวข้องได้เพิ่มช่องทางในการตรวจสอบและการประยุกต์ใช้งานในทางชีววิทยาและการแพทย์ ซึ่งรวมถึงทางด้านประสาทวิทยา [31–32] หลักการทางคณิตศาสตร์ของแฟร็กทัลโดยทั่วไปแล้วเกี่ยวข้องกับวัตถุที่ไม่ปกติซึ่งมีคุณสมบัติทางเรขาคณิตที่เรียกว่า ความไม่แปรเปลี่ยนทางขนาด (scale-invariance) หรือความคล้ายคลึงในตนเอง (self-similarity) [27, 33] รูปแบบแฟร็กทัลส์ประกอบด้วยหน่วยย่อย ๆ ที่คล้ายคลึงกับโครงสร้างของวัตถุมหรรณ [27] ซึ่งในธรรมชาติสามารถขึ้นมาจากพฤติกรรม การปรับขนาดเชิงสถิติในปรากฏการณ์ทางกายภาพมูลฐาน [34] การวิเคราะห์เชิงคำนวณและตัวชี้วัดเชิงปริมาณสำหรับคำนวณค่าและอธิบายลักษณะพฤติกรรมเชิงแฟร็กทัลส์และความซับซ้อน เช่น ตัวยกกำลังเฮิร์สต์ (Hurst exponent) ตัวยกกำลังขนาด (scaling exponent) ค่ามิติแฟร็กทัล และค่าเอนโทรปีในรูปแบบต่าง ๆ [35–37] ถูกนำมาประยุกต์ใช้ในงานวิจัยเกี่ยวกับโรคลมชักเพื่ออธิบายลักษณะพฤติกรรมของสมองและสำหรับการตรวจจับภาวะชัก

กลุ่มของกระบวนการสุ่มแบบไม่แปรเปลี่ยนทางขนาดเชิงสถิติหรือคล้ายคลึงกันในตนเองที่สำคัญ คือ กระบวนการแบบ  $1/f$  [34] โดยทั่วไปแล้วแบบจำลองของกระบวนการแบบ  $1/f$  ถูกแสดงแทนโดยใช้การอธิบายลักษณะในโดเมนความถี่และแสดงถึงพฤติกรรมกฎการยกกำลัง (power law behavior) ซึ่งสามารถถูกอธิบายลักษณะได้ดังนี้  $X(\omega) \propto 1/|\omega|^{\gamma}$  [38] การแปลงเวฟเล็ตเป็นเครื่องมือสำหรับอธิบายลักษณะสัญญาณที่ไม่แปรเปลี่ยนทางขนาดหรือคล้ายคลึงกันในตนเองโดยธรรมชาติ จึงมีบทบาทสำคัญในการศึกษาสัญญาณและระบบที่

คล้ายคลึงกันในตนเอง โดยเฉพาะอย่างยิ่ง กระบวนการแบบ  $1/f$  [36, 39] ด้วยกำลังสเปกตรัม (spectral exponent)  $\gamma$  ซึ่งบ่งบอกถึงการกระจายตัวของกำลังของกระบวนการแบบ  $1/f$  จากความถี่ต่ำไปความถี่สูงสามารถถูกอธิบายลักษณะได้ในรูปของความชันของกราฟระหว่างค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเลตและขนาด

เมื่อไม่นานมานี้ การวิเคราะห์แฟร็กทัลโดยอาศัยเวฟเลตได้ถูกนำไปประยุกต์ใช้กับข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองแบบภายในกะโหลกของผู้ป่วยโรคลมชักซึ่งได้มาในระหว่างสภาวะทางพยาธิวิทยาที่แตกต่างกัน นั่นคือ สภาวะชักและสภาวะระหว่างที่ไม่ชัก และได้มาจากบริเวณส่วนต่างๆ ของสมองเพื่อตรวจสอบคุณลักษณะการไม่แปรเปลี่ยนทางขนาดของพลศาสตร์ของสมอง [40–41] จากการวิเคราะห์แฟร็กทัลโดยอาศัยเวฟเลต ผลการทดลองเชิงคำนวณแสดงให้เห็นว่าสมองแสดงออกถึงคุณลักษณะการไม่แปรเปลี่ยนทางขนาดที่แตกต่างกับสภาวะทางพยาธิวิทยาที่ต่างกันและบริเวณของสมองที่ต่างกัน นอกจากนี้ ด้วยกำลังสเปกตรัมของข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองแบบภายในกะโหลกที่สอดคล้องกับสภาวะทางพยาธิวิทยาที่ต่างกันของสมองซึ่งได้มาจากการวิเคราะห์แฟร็กทัลโดยอาศัยเวฟเลตมีค่าแตกต่างกันอย่างมีนัยแต่อย่างไรก็ตาม ความชันของกราฟระหว่างค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเลตและขนาดมีค่าแปรปรวนขึ้นอยู่กักระดับที่ใช้ในการวิเคราะห์แฟร็กทัลโดยอาศัยเวฟเลต [42] ดังนั้น ค่าประมาณของด้วยกำลังสเปกตรัมขึ้นอยู่กัช่วงของระดับที่ใช้ในการประมาณค่าความชัน สิ่งนี้เสริมให้เห็นความแตกต่างระหว่างด้วยกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองแบบภายในกะโหลกซึ่งถูกบันทึกในระหว่างเหตุการณ์ชักและในช่วงที่ไม่ได้ชัก นอกจากนี้ การวิเคราะห์แฟร็กทัลโดยอาศัยเวฟเลตได้ถูกนำไปประยุกต์ใช้และได้แสดงให้เห็นว่าผลต่างของด้วยกำลังสเปกตรัม 2 ค่าซึ่งคำนวณได้จาก 2 ช่วงของระดับการแปลงเวฟเลตเป็นคุณลักษณะเฉพาะเดี่ยวที่ดีที่สุดสำหรับการจำแนกสภาวะชัก

ลักษณะของสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับลมชักได้ถูกตรวจสอบในพจน์ของจุดต่ำสุดเฉพาะที่และจุดสูงสุดเฉพาะที่ [43–45] ในการศึกษาดังกล่าว จุดต่ำสุดเฉพาะที่ถูกนิยามว่าเป็นจุดที่มีค่าแอมพลิจูดน้อยกว่าจุดรอบข้างและจุดสูงสุดเฉพาะที่ถูกนิยามว่าเป็นจุดที่มีค่ามากกว่าจุดรอบข้าง ดังนั้น จุดต่ำสุดเฉพาะที่และจุดสูงสุดเฉพาะที่บ่งบอกถึงจุดยอดของสัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลงทิศทางเกิดขึ้น ค่าคุณลักษณะเฉพาะที่หลากหลายสามารถคำนวณออกมาได้โดยตรงจากสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับลมชักหรือจากผลแปลงของสัญญาณ [43–45] ค่าคุณลักษณะเฉพาะของจุดต่ำสุดเฉพาะที่และจุดสูงสุดเฉพาะที่ต่าง ๆ ได้ถูกนำไปใช้กับสัญญาณคลื่นสมองทั้งแบบหนึ่งทิศทางและแบบภายในกะโหลก ผลการทดลองเชิงคำนวณแสดงให้เห็นว่าสัญญาณคลื่นสมองมีลักษณะที่แยกออกจากกันได้สอดคล้องกับสภาวะทางพยาธิวิทยาของสมองที่ต่างกัน [43–45] นอกจากนี้ ลักษณะที่แยกออกจากกันได้นั้นสามารถถูกนำไปใช้กับการตรวจจับภาวะชักและการระบุการเริ่มต้นและการสิ้นสุดของภาวะชักของผู้ป่วยโรคลมชักได้โดยง่าย ซึ่งข้อดีของวิธีการดังกล่าวคือความง่ายของการคำนวณ

สำหรับการจำแนกและการตรวจจับแล้วมีเทคนิคและวิธีการจำนวนมากให้เลือกใช้ โดยเทคนิคการตรวจจับพื้นฐานที่สุดคือการเปรียบเทียบกับค่าขีดแบ่ง อย่างไรก็ตาม เทคนิคการตรวจจับดังกล่าวนี้ส่งผลมีประสิทธิภาพที่ค่อนข้างแย่เนื่องจากความแปรปรวนของลักษณะของสัญญาณคลื่นสมองระหว่างเหตุการณ์การชักหรือความแปรปรวนของลักษณะของโรคลมชักระหว่างผู้ป่วย เทคนิคการเปรียบเทียบค่าขีดแบ่งแบบปรับตัวเป็นอีกเทคนิคหนึ่งที่ถูกนำมาประยุกต์ใช้ในการตรวจจับภาวะชักอัตโนมัติในสัญญาณคลื่นสมองระยะยาว [46] ค่าความไวซึ่งมีค่าสูง นั่นคือ ร้อยละ 87.3 และการตรวจจับเท็จซึ่งมีค่าต่ำ นั่นคือ 0.22 ครั้งต่อชั่วโมงเป็นผลที่ได้ นอกจากนี้ เทคนิคและวิธีการเชิงคำนวณสมัยใหม่ซึ่งรวมถึงโครงข่ายประสาทเทียม (artificial neural networks) และการเรียนรู้เครื่องจักร (machine learning) ได้ถูกนำมาประยุกต์ใช้สำหรับการตรวจจับภาวะชัก เช่น วิธีการจำแนกแบบไม่เป็นเชิงเส้น [24] การวิเคราะห์ห้องค์ประกอบหลัก [47] การวิเคราะห์ห้องค์ประกอบอิสระ [48–49] และเครื่องจักรเวกเตอร์รองรับ [50–52]

## 2. วิธีการทดลอง

### 2.1 ชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง

ชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองที่ใช้ศึกษาในโครงการวิจัยนี้เป็นชุดข้อมูลของสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกตรวจวัดโดยใช้อิเล็กโทรดชนิดติดไว้บนหนังศีรษะ (scalp EEG) ของผู้ป่วยโรคลมชัก ซึ่งถูกนำมาจากฐานข้อมูล CHB-MIT Scalp EEG Database ที่อยู่ที่ <https://www.physionet.org/content/chbmit/1.0.0/> [53] ชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองที่อยู่ในฐานข้อมูลนี้ถูกรวบรวมจากผู้ป่วยโรคลมชักที่มีภาวะชักควบคุมได้ยาก (intractable seizure) ที่โรงพยาบาลเด็กบอสตัน (Children's Hospital Boston) ผู้ป่วยโรคลมชักอยู่ในระหว่างเฝ้าติดตามอาการหลังจากที่หยุดการใช้ยาต้านลมชักเพื่อวินิจฉัยคุณลักษณะของภาวะชักของผู้ป่วยและประเมินการรักษาด้วยการผ่าตัด ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองถูกตรวจวัดและบันทึกโดยใช้อัตราการชักค่า 256 ตัวอย่างต่อวินาที และความละเอียดระดับ 16 บิต การจัดวางตำแหน่งของอิเล็กโทรดในการตรวจวัดและบันทึกข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองใช้ระบบนานาชาติ 10-20

ฐานข้อมูล CHB-MIT Scalp EEG Database บรรจุชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองจำนวน 24 ชุดข้อมูล ซึ่งถูกเรียกว่า CHB01 CHB02 CHB03 ไปจนถึง CHB24 ชุดข้อมูล 23 ชุดข้อมูลแรก นั่นคือ ยกเว้นชุดข้อมูล CHB24 ถูกตรวจวัดและบันทึกจากผู้ป่วยโรคลมชักจำนวน 22 ตัวอย่าง ซึ่งแบ่งออกเป็นเพศชายจำนวน 5 ตัวอย่าง มีอายุระหว่าง 3 ถึง 22 ปี และเพศหญิงจำนวน 17 ตัวอย่าง มีอายุระหว่าง 1.5 ถึง 19 ปี ชุดข้อมูล CHB01 และชุดข้อมูล CHB21 เป็นชุดข้อมูลของสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกตรวจวัดและบันทึกมาจากตัวอย่างเดียวกัน ชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองจำนวนทั้งหมด 24 ชุดข้อมูลในฐานข้อมูล CHB-MIT Scalp EEG Database ประกอบด้วยภาวะชักจำนวน 198 ครั้ง รวมเป็นข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองที่มีความ

ยาวเท่ากับ 3,537,881 วินาที รายละเอียดของชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองและผู้ป่วยโรคลมชักถูกแสดงไว้ในตาราง 2.1

ตาราง 2.1 รายละเอียดของชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองและผู้ป่วยโรคลมชัก

| ชุดข้อมูล | อายุ (ปี) | ความยาว<br>ของข้อมูล<br>(วินาที) | จำนวน<br>ภาวะชัก<br>(ครั้ง) | ระยะเวลาของภาวะชัก (วินาที) |            |        |
|-----------|-----------|----------------------------------|-----------------------------|-----------------------------|------------|--------|
|           |           |                                  |                             | มากที่สุด                   | น้อยที่สุด | เฉลี่ย |
| CHB01     | 11        | 145946                           | 7                           | 101                         | 27         | 63.14  |
| CHB02     | 11        | 126923                           | 3                           | 82                          | 9          | 57.33  |
| CHB03     | 14        | 136768                           | 7                           | 69                          | 47         | 57.43  |
| CHB04     | 22        | 561792                           | 4                           | 116                         | 49         | 94.50  |
| CHB05     | 7         | 140371                           | 5                           | 120                         | 96         | 111.60 |
| CHB06     | 1.5       | 240228                           | 10                          | 20                          | 12         | 15.30  |
| CHB07     | 14.5      | 241369                           | 3                           | 143                         | 86         | 108.33 |
| CHB08     | 3.5       | 72003                            | 5                           | 264                         | 134        | 183.80 |
| CHB09     | 3.5       | 244319                           | 4                           | 79                          | 62         | 69.00  |
| CHB10     | 3         | 180059                           | 7                           | 89                          | 35         | 63.86  |
| CHB11     | 12        | 125222                           | 3                           | 752                         | 22         | 268.67 |
| CHB12     | 2         | 85276                            | 40                          | 97                          | 13         | 36.88  |
| CHB13     | 3         | 118767                           | 12                          | 70                          | 17         | 44.58  |
| CHB14     | 9         | 93574                            | 8                           | 41                          | 14         | 21.13  |
| CHB15     | 16        | 143996                           | 20                          | 205                         | 31         | 99.60  |
| CHB16     | 7         | 68381                            | 10                          | 14                          | 6          | 8.40   |
| CHB17     | 12        | 75603                            | 3                           | 115                         | 88         | 97.67  |
| CHB18     | 18        | 128249                           | 6                           | 68                          | 30         | 54.50  |
| CHB19     | 19        | 107716                           | 3                           | 81                          | 77         | 78.67  |
| CHB20     | 6         | 99337                            | 8                           | 49                          | 29         | 36.75  |
| CHB21     | 13        | 118156                           | 4                           | 81                          | 12         | 49.75  |
| CHB22     | 9         | 111580                           | 3                           | 74                          | 58         | 68.00  |
| CHB23     | 6         | 95601                            | 7                           | 113                         | 20         | 60.57  |
| CHB24     | –         | 76645                            | 16                          | 70                          | 16         | 31.94  |

เนื่องจากจำนวนช่องสัญญาณของสัญญาณคลื่นสมองในแต่ละชุดข้อมูลไม่เท่ากัน และช่องสัญญาณของสัญญาณคลื่นสมองยังแตกต่างกัน ในโครงการวิจัยนี้จึงเลือกใช้ช่องสัญญาณของสัญญาณคลื่นสมองจำนวน 18 ช่องสัญญาณซึ่งเหมือนกันใน 22 ชุดข้อมูล นั่นคือ CHB01 CHB02 CHB03 CHB04 CHB05 CHB06 CHB07 CHB08 CHB09 CHB10 CHB11 CHB13 CHB14 CHB16 CHB17 CHB18 CHB19 CHB20 CHB21 CHB22 CHB23 และ CHB24 โดยจำนวนของช่องสัญญาณและช่องสัญญาณของสัญญาณคลื่นสมองที่ใช้สำหรับชุดข้อมูล CHB12 และ CHB15 จะเฉพาะและแตกต่างออกไป ช่องสัญญาณของสัญญาณคลื่นสมองจำนวน 18 ช่องสัญญาณสำหรับ 22 ชุดข้อมูลประกอบด้วย FP1-F7 F7-T7 T7-P7 P7-O1 FP1-F3 F3-C3 C3-P3 P3-O1 FZ-CZ CZ-PZ FP2-F4 F4-C4 C4-P4 P4-O2 FP2-F8 F8-T8 T8-P8 และ P8-O2

## 2.2 กระบวนการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง

กระบวนการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองในภาพรวมของโครงการวิจัยสามารถแบ่งออกเป็น 3 ระยะหลัก ดังแสดงในรูป 2.1 ซึ่งประกอบด้วย

### 1) ระยะการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะ (feature selection stage)

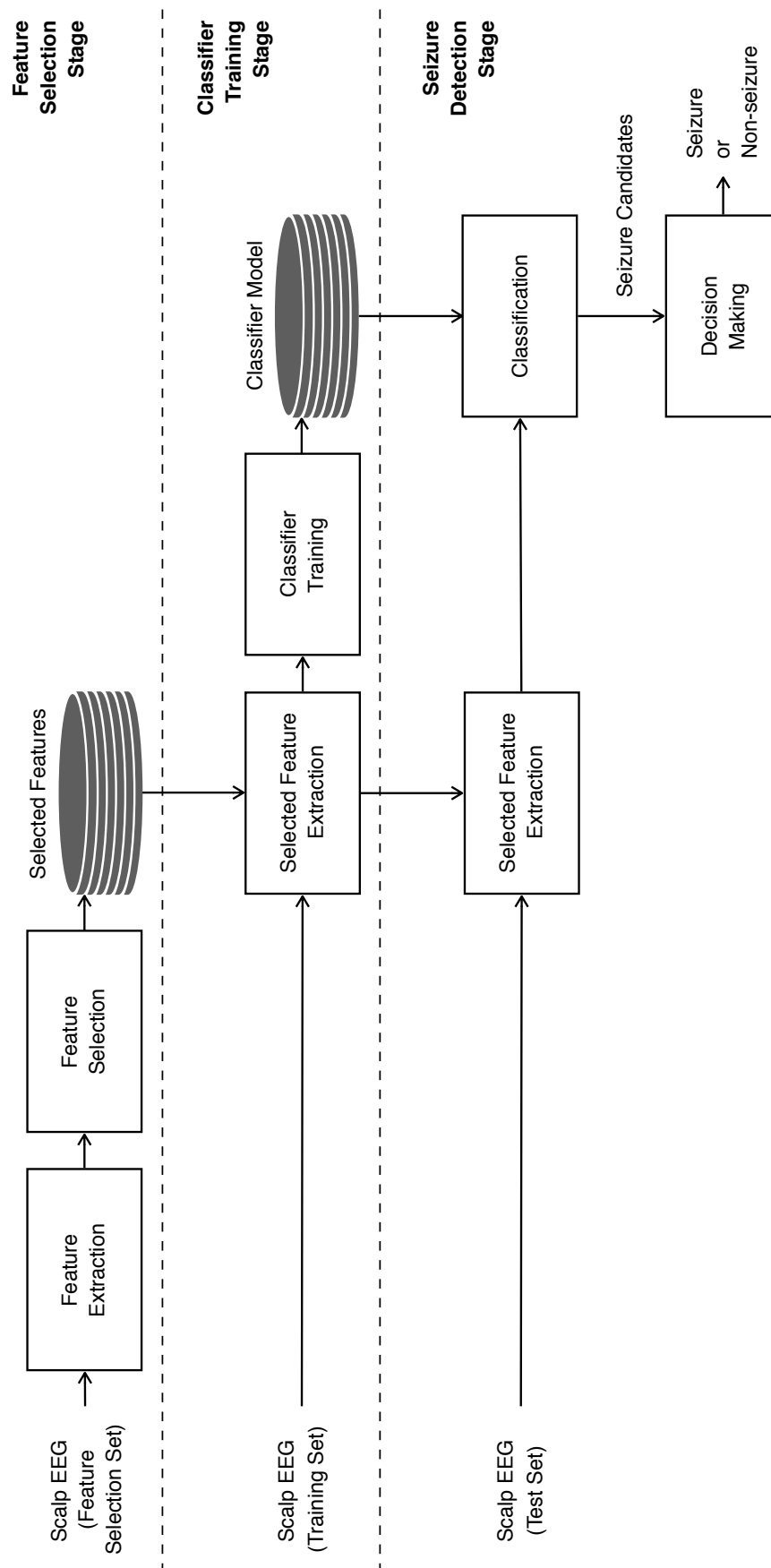
เป้าหมายของระยะการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะ คือ การได้มาซึ่งคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองที่เหมาะสมเพื่อนำไปประยุกต์ใช้ในการจำแนก ซึ่งจะส่งผลให้ได้รับการจำแนกสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับภาวะชักและไม่เกี่ยวข้องกัภาวะชักได้อย่างมีประสิทธิภาพมากที่สุด

ขั้นตอนวิธีในระยะการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะ ประกอบด้วย 2 ขั้นตอน ดังนี้ คุณลักษณะเฉพาะต่าง ๆ ถูกคำนวณและสกัดออกมาจากสัญญาณคลื่นสมอง แล้วหลังจากนั้นคุณลักษณะเฉพาะต่าง ๆ ของสัญญาณคลื่นสมองที่สกัดออกมาได้ถูกนำไปคัดเลือกโดยอ้างอิงจากผลลัพธ์ของการจำแนกภาวะชัก

### 2) ระยะการฝึกสอนตัวจำแนก (classifier training stage)

เป้าหมายของระยะการฝึกสอนตัวจำแนก คือ การได้มีตัวจำแนกสำหรับแบ่งแยกระหว่างสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับภาวะชัก (สัญญาณคลื่นสมองในขณะที่ตัวอย่างอยู่ในภาวะชัก) และสัญญาณคลื่นสมองที่ไม่เกี่ยวข้องกัภาวะชัก (สัญญาณคลื่นสมองในช่วงเวลาที่ตัวอย่างไม่อยู่ในภาวะชัก) โดยใช้คุณลักษณะเฉพาะที่ถูกคัดเลือกไว้ในระยะการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะ

ขั้นตอนวิธีในระยะการฝึกสอนตัวจำแนก ประกอบด้วย 2 ขั้นตอน ดังนี้ คุณลักษณะเฉพาะที่ถูกคัดเลือกไว้ในระยะการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองถูกสกัดออกมา แล้วถูกนำไปใช้ฝึกสอนตัวจำแนกเพื่อให้สามารถจำแนกระหว่างเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะที่ถูกคัดเลือกไว้ของสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับภาวะชักและเวกเตอร์



รูป 2.1 กระบวนการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง

ของคุณลักษณะเฉพาะที่ถูกคัดเลือกไว้ของสัญญาณคลื่นสมองที่ไม่เกี่ยวข้องกับความชักได้ดีที่สุด

### 3) ระยะเวลาตรวจจับภาวะชัก (detection stage)

เป้าหมายของระยะเวลาตรวจจับภาวะชัก คือ การนำตัวจำแนกที่ดีที่สุดซึ่งได้รับมาจากระยะการฝึกสอนตัวจำแนกไปใช้ในการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะที่ถูกคัดเลือกไว้ของสัญญาณคลื่นสมองเพื่อตรวจจับภาวะชัก

ขั้นตอนวิธีในระยะเวลาตรวจจับภาวะชัก ประกอบด้วย 3 ขั้นตอน ดังนี้ คุณลักษณะเฉพาะที่ถูกคัดเลือกไว้ในระยะการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองถูกสกัดออกมา แล้วเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะเหล่านั้นของสัญญาณคลื่นสมองถูกนำไปจำแนกด้วยตัวจำแนกที่ถูกฝึกสอนมา ผลจากการจำแนกทำให้ได้ตัวแทนที่จะเป็นสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับความชัก ภาวะชักจะถูกพิจารณาและตัดสินใจด้วยตัวตัดสินใจที่อาศัยผลการจำแนกที่เกิดขึ้นในขั้นตอนสุดท้าย

## 2.2.1 คุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมอง

คุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองที่ศึกษาและถูกนำไปใช้ในการจำแนกและการตรวจจับภาวะชักแบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม คือ ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ซึ่งเป็นคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองที่ได้มาจากผลการแปลงเวฟเล็ตค่าด้วยกำลังสเปกตรัม ซึ่งเป็นคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองที่ได้มาจากหลักการแฟรกทัลซึ่งอาศัยการแปลงเวฟเล็ต และค่าตัวชี้วัดที่เป็นคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา

### ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต

สัญญาณคลื่นสมองจะถูกแบ่งแยกออกเป็นส่วนประกอบย่อย ๆ โดยใช้การแปลงเวฟเล็ตแบบไม่ต่อเนื่อง จำนวน 5 ระดับ ( $L = 5$ ) ซึ่งส่งผลให้ได้ส่วนประกอบย่อย จำนวน 6 ส่วนประกอบย่อย ดังนี้ ส่วนประกอบย่อยของสัมประสิทธิ์ละเอียด (detail coefficients) จำนวน 5 ส่วนประกอบย่อย นั่นคือ  $\{d_{5,1}\}$   $\{d_{5,2}\}$   $\{d_{5,3}\}$   $\{d_{5,4}\}$  และ  $\{d_{5,5}\}$  และส่วนประกอบย่อยของสัมประสิทธิ์ประมาณ (approximation coefficients) จำนวน 1 ส่วนประกอบย่อย นั่นคือ  $\{a_{5,5}\}$  ฟังก์ชันเวฟเล็ตแม่แบบที่ใช้ในการแยกส่วนประกอบย่อยของสัญญาณคลื่นสมอง คือ เวฟเล็ตดอเบอร์ซีส์ อันดับที่ 6 (6th order Daubechies wavelets)

ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตซึ่งเป็นค่าคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมอง โดยถูกเขียนแทนด้วย  $\lambda_l$  คำนวณได้จาก

$$\lambda_l = \log_2 \left( \text{var} (d_{L,l}) \right) \quad (2.1)$$

และ

$$\lambda_{L+1} = \log_2 \left( \text{var} (a_{L,L}) \right) \quad (2.2)$$

เมื่อ  $L$  คือ จำนวนระดับของการแยกส่วนประกอบย่อย นั่นคือ 5 ระดับ และ  $l = 1, 2, 3, \dots, 5$  ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเลต  $\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 \lambda_4 \lambda_5$  และ  $\lambda_6$  ของสัญญาณคลื่นสมองสัมพันธ์กับช่วงแถบความถี่โดยประมาณระหว่าง 64–128 32–64 16–32 8–16 4–8 และ 0–4 เฮิรตซ์ ตามลำดับ

### ค่าตัวยกกำลังสเปกทรัม

ค่าตัวยกกำลังสเปกทรัมของสัญญาณคลื่นสมองจะคำนวณจากค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเลต  $\lambda_l$  ซึ่งใช้กระบวนการเดียวกันกับการสกัดค่าคุณลักษณะเฉพาะในกลุ่มของค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเลต นั่นคือ การแบ่งแยกสัญญาณคลื่นสมองออกเป็นส่วนประกอบย่อย ๆ โดยการใช้การแปลงเวฟเลตแบบไม่ต่อเนื่องจำนวน 5 ระดับด้วยเวฟเลตต่อเนื่องเบอร์ซีส์ อันดับที่ 6

ค่าตัวยกกำลังสเปกทรัมซึ่งถูกเขียนแทนด้วย  $\gamma_{(l_i, l_f)}$  คำนวณมาจากการประมาณค่าความชันของกราฟระหว่างค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเลต นั่นคือ  $\log_2(\text{var}(\lambda_l))$  และค่าระดับของการแยกส่วนประกอบย่อย นั่นคือ  $l$  ในช่วงระดับ  $l_i$  และ  $l_f$  ค่าตัวยกกำลังสเปกทรัมของสัญญาณคลื่นสมอง จำนวน 6 ค่า ซึ่งประกอบด้วย  $\gamma_{(1,3)} \gamma_{(1,4)} \gamma_{(1,5)} \gamma_{(2,4)} \gamma_{(2,5)}$  และ  $\gamma_{(3,5)}$  ถูกสกัดออกมา ค่าความชันของกราฟถูกประมาณค่าโดยใช้การถดถอยเชิงเส้นแบบวิธีกำลังสองน้อยที่สุด (least-squares regression)

### ค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา

สัญญาณส่วนประกอบย่อยของสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกเขียนแทนด้วย  $\{x_1\} \{x_2\} \{x_3\} \{x_4\} \{x_5\}$  และ  $\{x_6\}$  ซึ่งได้มาจากการสร้างกลับสัญญาณโดยใช้เพียงแค่ว่าสัมประสิทธิ์ละเอียด  $\{d_{5,1}\} \{d_{5,2}\} \{d_{5,3}\} \{d_{5,4}\}$  และ  $\{d_{5,5}\}$  และค่าสัมประสิทธิ์ประมาณ  $\{a_{5,5}\}$  ตามลำดับ จะถูกนำไปดำเนินการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา ค่าตัวชี้วัดจำนวน 12 ค่าซึ่งประกอบด้วยค่าเฉลี่ยของแอมพลิจูดของจุดสูงสุดต่ำสุดเฉพาะที่  $A_{\text{avg}}$  ค่ารากกำลังสองเฉลี่ยของแอมพลิจูดของจุดสูงสุดต่ำสุดเฉพาะที่  $A_{\text{rms}}$  ค่าความแปรปรวนของแอมพลิจูดของจุดสูงสุดต่ำสุดเฉพาะที่  $A_{\text{var}}$  ค่าเฉลี่ยของผลต่างแอมพลิจูดของจุดสูงสุดต่ำสุดเฉพาะที่  $D_{\text{avg}}$  ค่ารากกำลังสองเฉลี่ยของผลต่างแอมพลิจูดของจุดสูงสุดต่ำสุดเฉพาะที่  $D_{\text{rms}}$  ค่าความแปรปรวนของแอมพลิจูดของจุดสูงสุดต่ำสุดเฉพาะที่  $D_{\text{var}}$  ค่าเฉลี่ยของระยะห่างระหว่างจุดสูงสุดต่ำสุดเฉพาะที่  $I_{\text{avg}}$  ค่ารากกำลังสองเฉลี่ยของระยะห่างระหว่างจุดสูงสุดต่ำสุดเฉพาะที่  $I_{\text{rms}}$  ค่าความแปรปรวนของระยะห่างระหว่างจุดสูงสุดต่ำสุดเฉพาะที่  $I_{\text{var}}$  ค่าสูงสุดของระยะห่างระหว่างจุดสูงสุดต่ำสุดเฉพาะที่  $I_{\text{max}}$  ค่าของระยะห่างระหว่างจุดสูงสุดต่ำสุดเฉพาะที่  $I_{\text{min}}$  และจำนวนของจุดสูงสุดต่ำสุดเฉพาะที่  $N_x$  ซึ่งคำนวณได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของสัญญาณส่วนประกอบย่อยทั้ง 6 สัญญาณของสัญญาณคลื่นสมอง นั่นคือ  $\{x_1\} \{x_2\} \{x_3\} \{x_4\} \{x_5\}$  และ  $\{x_6\}$  โดยที่จุดสูงสุดเฉพาะที่  $p_{\text{max}}$  และจุดต่ำสุดเฉพาะที่  $p_{\text{min}}$  ใน

โครงการวิจัยนี้นิยามว่าคือจุดที่ซึ่งมีค่าแอมพลิจูดมากกว่าและน้อยกว่าจุดรอบข้าง ซึ่งสามารถเขียนแทนได้โดย

$$p_{\max} = \left\{ n = \left\lfloor \frac{s+t}{2} \right\rfloor \mid x[s-1] < x[n] \text{ and } x[t+1] < x[n] \right\} \quad (2.3)$$

และ

$$p_{\min} = \left\{ n = \left\lfloor \frac{s+t}{2} \right\rfloor \mid x[s-1] < x[n] \text{ and } x[t+1] < x[n] \right\} \quad (2.4)$$

เมื่อ  $x[s] = x[s+1] = \dots = x[n] = x[n+1] = \dots = x[t]$

ดังนั้น ค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของสัญญาณคลื่นสมองที่จะถูกนำไปใช้เป็นตัวคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองในการจำแนกภาวะการชักมีจำนวนทั้งหมด 72 ค่าสำหรับแต่ละช่องสัญญาณของสัญญาณคลื่นสมอง โดยค่าตัวชี้วัด  $A_{\text{avg}}, A_{\text{rms}}, A_{\text{var}}, D_{\text{avg}}, D_{\text{rms}}, D_{\text{var}}, I_{\text{avg}}, I_{\text{rms}}, I_{\text{var}}, I_{\text{max}}, I_{\text{min}}$  และ  $N_{\chi}$  ของสัญญาณส่วนประกอบย่อย  $\{x_l\}$  จะถูกเขียนแทนด้วย  $A_{\text{avg},l}, A_{\text{rms},l}, A_{\text{var},l}, D_{\text{avg},l}, D_{\text{rms},l}, D_{\text{var},l}, I_{\text{avg},l}, I_{\text{rms},l}, I_{\text{var},l}, I_{\text{max},l}, I_{\text{min},l}$  และ  $N_{\chi,l}$  ตามลำดับ

## 2.2.2 วิธีการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะ

ค่าคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองในแต่ละช่องสัญญาณที่ถูกสกัดออกมาได้จะถูกนำไปผ่านกระบวนการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะเพื่อลดจำนวนของค่าคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองซึ่งจะถูกนำไปใช้ในการจำแนกภาวะการชักลง การลดจำนวนของค่าคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองส่งผลให้เวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองมีขนาดเล็กลง รวมไปถึงจนถึงความซับซ้อนในการจำแนก ความต้องการสำหรับการคำนวณ และระยะเวลาในการคำนวณที่ลดลงด้วย

วิธีการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองที่ใช้ในโครงการวิจัยนี้ คือ วิธีการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะเชิงลำดับ (sequential feature selection) ค่าฟังก์ชันเป้าหมายที่ใช้เป็นค่าอ้างอิงสำหรับการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมอง คือ ค่าความสูญเสียแบบสมการกำลังสอง ซึ่งอยู่ในรูปของ

$$\text{loss} = \sum_{k=1}^N w_j (1 - m_k)^2 \quad (2.5)$$

เมื่อ  $N$   $w_k$  และ  $m_k$  คือ จำนวนของตัวอย่าง คำนวณน้ำหนักสำหรับตัวอย่างลำดับที่  $k$  และค่าคะแนนของการจำแนกสำหรับตัวอย่างลำดับที่  $k$  ตามลำดับ

## 2.2.3 การจำแนกภาวะชัก

ตัวจำแนกที่ถูกนำมาใช้ในการจำแนกระหว่างเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองในโครงการวิจัยนี้ คือ ตัวจำแนกแบบเครื่องจักรเวกเตอร์รองรับ (support

vector machine (SVM) classifier) โดยมีฟังก์ชันฐานหลักเชิงรัศมี (radial basis function) ซึ่งมีนิยาม ดังนี้

$$K(x_j, x_k) = \exp(-\|x_j - x_k\|^2) \quad (2.6)$$

เป็นฟังก์ชันแก่นกลาง (kernel function) เวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองจะถูกจำแนกออกเป็น 2 กลุ่มสอดคล้องกับภาวะชัก นั่นคือ กลุ่มของสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับภาวะชัก ซึ่งเป็นกลุ่มตัวอย่างที่เป็นบวกสำหรับการจำแนกนี้ และกลุ่มของสัญญาณคลื่นสมองที่ไม่เกี่ยวข้องกับภาวะชัก ซึ่งเป็นกลุ่มตัวอย่างที่เป็นลบสำหรับการจำแนกนี้

## 2.2.4 การตรวจจับภาวะชัก

การตรวจจับภาวะชักจะกระทำในรูปแบบของการตรวจจับเวลาจริงซึ่งจะถูกประยุกต์กับผลการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมอง การตรวจจับภาวะชักประกอบด้วย 2 ขั้นตอน ได้แก่ การแปรผลการจำแนกโดยอาศัยเทคนิคการออกเสียงข้างมาก (majority vote) และการกรองผลการตรวจจับ ในขั้นตอนของการแปรผลการจำแนกโดยอาศัยเทคนิคการออกเสียงข้างมาก ผลการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองซึ่งมีค่าเท่ากับ 1 แทนผลการจำแนกที่เป็นบวกและมีค่าเท่ากับ 0 แทนผลการจำแนกที่ลบ ภายในกรอบหน้าต่างเวลาจะถูกแปรผลว่าเป็น 1 หรือ 0 ตามความถี่ของผลการจำแนก นั่นคือ ผลที่ได้รับจากการแปรผลการจำแนกโดยอาศัยเทคนิคการออกเสียงข้างมาก  $y_m[n]$  ของส่วนย่อยที่  $n$  ของสัญญาณคลื่นสมองภายในกรอบหน้าต่างเวลานั้นเท่ากับ  $N_w$  จะมีค่าเท่ากับ

$$y_m[n] = \text{mode} \{y_p[n - N_w + 1], y_p[n - N_w + 2], \dots, y_p[n]\} \quad (2.7)$$

เมื่อ  $y_p[n]$  คือ ผลการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของส่วนย่อยที่  $n$  ของสัญญาณคลื่นสมอง

ผลที่ได้รับจากการแปรผลการจำแนกโดยอาศัยเทคนิคการออกเสียงข้างมาก คือ ผลการตรวจจับภาวะชักเบื้องต้น โดยการเริ่มต้นของภาวะชักคือตำแหน่งที่ผลของการแปรผลการจำแนกโดยอาศัยเทคนิคการออกเสียงข้างมาก  $y_m[n]$  มีค่าเปลี่ยนแปลงจาก 0 เป็น 1 นั่นคือ ตำแหน่ง  $n$  ที่ซึ่ง  $y_m[n - 1] = 0$  และ  $y_m[n] = 1$  และการสิ้นสุดของภาวะชักคือตำแหน่งที่ผลของการแปรผลการจำแนกโดยอาศัยเทคนิคการออกเสียงข้างมาก  $y_m[n]$  มีค่าเปลี่ยนแปลงจาก 1 เป็น 0 นั่นคือ ตำแหน่ง  $n$  ที่ซึ่ง  $y_m[n - 1] = 1$  และ  $y_m[n] = 0$  ผลการตรวจจับภาวะชักเบื้องต้นจะถูกกรองในกระบวนการกรองผลการตรวจจับเพื่อกำจัดผลการตรวจจับภาวะชักเบื้องต้นที่อยู่ใกล้กันมากกว่าระยะเวลา  $T_z$  ที่กำหนดไว้ โดยเหตุการณ์ชักซึ่งเป็นผลของการตรวจจับภาวะชักเบื้องต้นลำดับที่  $n$  จะถูกนับว่าเป็นภาวะชักจริงก็ต่อเมื่อระยะเวลาระหว่างการเริ่มต้นของภาวะชักจากการตรวจจับภาวะชักเบื้องต้นลำดับที่  $n$  และการสิ้นสุดของ

ภาวะชักในลำดับก่อนหน้ามีค่ามากกว่า  $T_z$  ถ้าหากไม่ใช่ เหตุการณ์ชักซึ่งเป็นผลของการตรวจจับภาวะชักเบื้องต้นลำดับที่  $n$  จะไม่ผ่านการกรองและไม่ถูกจับว่าเป็นภาวะชักใหม่

## 2.3 การวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองและการประเมินผล

การทดลองที่ดำเนินการในโครงการวิจัยนี้แบ่งออกเป็น 3 ลักษณะ ดังนี้ 1) กระบวนการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองเป็นรายช่องสัญญาณของแต่ละชุดข้อมูล 2) กระบวนการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองทุกช่องสัญญาณของแต่ละชุดข้อมูล และ 3) กระบวนการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองของทุกชุดข้อมูล การทดลองที่ดำเนินการในลักษณะที่ 1 และ 2 เป็นการจำแนกและตรวจจับภาวะชักแบบเฉพาะตัวอย่าง (subject-dependent seizure classification and detection) ในขณะที่การทดลองที่ดำเนินการในลักษณะที่ 3 เป็นการจำแนกและตรวจจับภาวะชักแบบไม่ขึ้นอยู่กับตัวอย่าง (subject-independent seizure classification and detection)

### 2.3.1 การแบ่งส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมอง

สัญญาณคลื่นสมองในทุกช่องสัญญาณของแต่ละชุดข้อมูลจะถูกตัดแบ่งออกเป็นส่วนย่อย ๆ ซึ่งมีความยาวเท่ากับ 512 จุด นั่นหมายถึงว่าส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองมีระยะเวลาเท่ากับ 2 วินาที โดยแต่ละส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองมีส่วนที่ซ้อนทับกันเป็นความยาว 256 จุด ซึ่งเทียบเท่ากับระยะเวลา 1 วินาที ส่วนย่อยทั้งหมดของสัญญาณคลื่นสมองในแต่ละช่องสัญญาณของแต่ละชุดข้อมูลคือชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกป้อนเข้าสู่กระบวนการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองตามที่ได้แสดงไว้ในรูป 2.1

ชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองสำหรับแต่ละชุดข้อมูลถูกแบ่งออกเป็น 3 ชุดข้อมูลย่อย นั่นคือ ชุดข้อมูลย่อยสำหรับการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะ (feature selection set) ชุดข้อมูลย่อยสำหรับการฝึกสอนตัวจำแนก (training set) และชุดข้อมูลย่อยสำหรับการทดสอบการจำแนกภาวะชัก (test set)

ชุดข้อมูลย่อยสำหรับการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะประกอบด้วยส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองในช่วงเวลาที่คาบเกี่ยวกับภาวะชักทุกเหตุการณ์ ที่สามารถแบ่งออกเป็นส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองตลอดช่วงเวลาที่ภาวะชักเกิดขึ้นซึ่งเป็นกลุ่มของสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับภาวะชัก และส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองในช่วงเวลาก่อนที่ภาวะชักเริ่มต้นเป็นระยะเวลา 6 นาที่ซึ่งเป็นกลุ่มของสัญญาณคลื่นสมองที่ไม่เกี่ยวข้องกับภาวะชักเพื่อจำกัดปริมาณของข้อมูลของกลุ่มตัวอย่างที่เป็นลบไม่ให้มากกว่าปริมาณของข้อมูลของกลุ่มตัวอย่างที่เป็นบวกมากเกินไปและสร้างสมดุลระหว่างจำนวนของตัวอย่างที่เป็นบวกและลบ

สำหรับชุดข้อมูลย่อยสำหรับการฝึกสอนตัวจำแนกและชุดข้อมูลย่อยสำหรับการทดสอบการจำแนกภาวะชักประกอบด้วยส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกแบ่งออกเป็นสองส่วนซึ่งเป็นส่วนเติมเต็มของกันและกัน โดยสัดส่วนของข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองจะถูกแบ่งตามจำนวน

ของเหตุการณ์ของภาวะชักทั้งหมดของแต่ละชุดข้อมูล ส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองบริเวณรอบแต่ละเหตุการณ์ของภาวะชักซึ่งครอบคลุมทั้งส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองที่อยู่ภายในช่วงเวลาก่อนภาวะชัก ขณะเกิดภาวะชักและหลังภาวะชักนั้นจะถูกจัดเป็นชุดข้อมูลย่อยสำหรับการทดสอบการจำแนกภาวะชัก และส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองอื่น ๆ จะถูกจัดเป็นชุดข้อมูลสำหรับการฝึกสอนตัวจำแนก

### 2.3.2 การสกัดคุณลักษณะเฉพาะ

คุณลักษณะเฉพาะของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองในแต่ละช่องสัญญาณของแต่ละชุดข้อมูลที่ถูกสกัดออกมาจะมีจำนวนทั้งหมด 84 ค่า โดยแบ่งออกเป็นค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตจำนวน 6 ค่า ซึ่งประกอบด้วยค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต  $\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 \lambda_4 \lambda_5$  และ  $\lambda_6$  ค่าตัวยกกำลังสเปกตรัมจำนวน 6 ค่า ซึ่งประกอบด้วยค่าตัวยกกำลังสเปกตรัม  $\gamma_{1,3} \gamma_{1,4} \gamma_{1,5} \gamma_{2,4} \gamma_{2,5}$  และ  $\gamma_{3,5}$  และค่าตัวชี้วัดที่ได้จากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาจำนวน 72 ค่า ซึ่งประกอบด้วยค่าตัวชี้วัด  $A_{avg,l} A_{rms,l} A_{var,l} D_{avg,l} D_{rms,l} D_{var,l} I_{avg,l} I_{rms,l} I_{var,l} I_{max,l} I_{min,l}$  และ  $N_{\chi,l}$  เมื่อ  $l = 1, 2, 3, \dots, 6$

คุณลักษณะเฉพาะของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองในแต่ละช่องสัญญาณของแต่ละชุดข้อมูลที่ถูกสกัดออกมาจะถูกนำไปผ่านการคัดเลือก การคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองจะกระทำตามกลุ่มของคุณลักษณะเฉพาะ นั่นคือ กลุ่มของค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต กลุ่มของค่าตัวยกกำลังสเปกตรัม และกลุ่มของค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา

สำหรับการทดลองในลักษณะที่ 1 นั่นคือ กระบวนการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองเป็นรายช่องสัญญาณของแต่ละชุดข้อมูล เวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะที่นำไปประยุกต์ใช้ในการจำแนกและตรวจจับภาวะชักจะประกอบขึ้นด้วยค่าคุณลักษณะเฉพาะหลักซึ่งเป็นค่าคุณลักษณะเฉพาะที่ถูกคัดเลือกในแต่ละกลุ่มของคุณลักษณะเฉพาะ ในขณะที่เวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะที่นำไปประยุกต์ใช้ในการจำแนกและตรวจจับภาวะชักสำหรับการทดลองในลักษณะที่ 2 นั่นคือ กระบวนการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองทุกช่องสัญญาณของแต่ละชุดข้อมูลจะประกอบขึ้นด้วยค่าคุณลักษณะเฉพาะหลักซึ่งเป็นค่าคุณลักษณะเฉพาะที่ถูกคัดเลือกในแต่ละกลุ่มของคุณลักษณะเฉพาะจากทุกช่องสัญญาณของสัญญาณคลื่นสมองของชุดข้อมูลนั้น ๆ

### 2.3.3 การฝึกสอนตัวจำแนกและการจำแนกภาวะชัก

สอดคล้องกับการแบ่งส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองสำหรับชุดข้อมูลย่อยสำหรับการฝึกสอนตัวจำแนกและชุดข้อมูลย่อยสำหรับการทดสอบการจำแนกภาวะชัก การฝึกสอนตัวจำแนกและการทดสอบการจำแนกภาวะชักจะกระทำคล้ายคลึงกับการทดสอบข้ามแบบทิ้งไว้หนึ่ง (leave-one-out cross validation) โดยขึ้นกับจำนวนเหตุการณ์ของภาวะชักทั้งหมดใน

แต่ละชุดข้อมูล นั่นคือ การฝึกสอนตัวจำแนกและการจำแนกภาวะชักจะกระทำซ้ำเท่ากับจำนวนของเหตุการณ์ของภาวะชักทั้งหมด

ในแต่ละรอบของการฝึกสอนตัวจำแนกและการจำแนกภาวะชัก เวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองบริเวณรอบเหตุการณ์ของภาวะชักหนึ่งซึ่งครอบคลุมทั้งส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองที่อยู่ภายในช่วงเวลาก่อนภาวะชัก ขณะเกิดภาวะชัก และหลังภาวะชักนั้นจะถูกนำไปใช้สำหรับการทดสอบการจำแนกภาวะชัก เวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองส่วนที่เหลือจะถูกนำไปใช้สำหรับการฝึกสอนตัวจำแนก

#### 2.3.4 การประเมินประสิทธิภาพในการจำแนกและการตรวจจับภาวะชัก

ประสิทธิภาพในการจำแนกระหว่างเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับภาวะชักและเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองที่ไม่เกี่ยวข้องกับภาวะชักจะถูกประเมินโดยอาศัยตัววัดที่นิยมใช้ในการประเมินประสิทธิภาพในการจำแนกซึ่งประกอบด้วยค่าความถูกต้อง (accuracy) ค่าความไว (sensitivity) ค่าความจำเพาะ (specificity) และค่าคะแนน  $F_1$  โดยค่าความถูกต้อง (accuracy) ค่าความไว (sensitivity) ค่าความจำเพาะ (specificity) และค่าคะแนน  $F_1$  สามารถคำนวณได้จาก

$$A_c = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \quad (2.8)$$

$$S_e = \frac{TP}{TP + FN} \quad (2.9)$$

$$S_p = \frac{TN}{TN + FP} \quad (2.10)$$

และ

$$F_1 \text{ score} = \frac{2TP}{2TP + FP + FN} \quad (2.11)$$

ตามลำดับ นอกจากนี้ ค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ ซึ่งคำนวณได้ดังแสดงในสมการ (2.3) นั่นคือ

$$SS = S_e \times S_p = \frac{TP}{TP + FN} \times \frac{TN}{TN + FP}$$

จะถูกพิจารณาด้วยเช่นกัน

ตัววัดที่บ่งบอกถึงความสามารถในการตรวจจับภาวะชักที่นำมาใช้เพื่อประเมินประสิทธิภาพในการตรวจจับภาวะชักประกอบด้วย 2 ค่าหลัก คือ อัตราในการตรวจจับภาวะชัก (detection rate) ความถูกต้องในการตรวจจับภาวะชัก และอัตราบวกเท็จ (false positive rate) หรืออัตราในการตรวจจับภาวะชักผิดพลาด อัตราในการตรวจจับภาวะชักหรือความถูกต้องในการตรวจจับภาวะชัก คือ อัตราส่วนระหว่างจำนวนของเหตุการณ์ของภาวะชักที่ถูกตรวจจับได้อย่างถูกต้องและจำนวนของเหตุการณ์ของภาวะชักทั้งหมด นั่นคือ  $Z_d/Z_T$  เมื่อ

$Z_d$  คือ จำนวนของเหตุการณ์ของภาวะชักที่ถูกตรวจจับได้อย่างถูกต้อง และ  $Z_T$  คือ จำนวนของเหตุการณ์ของภาวะชักทั้งหมดที่เกิดขึ้น อัตราบวกเท็จ (false positive rate) หรืออัตราในการตรวจจับภาวะชักผิดพลาด คือ อัตราส่วนระหว่างจำนวนของเหตุการณ์ของภาวะชักที่ถูกตรวจจับผิดพลาด นั่นคือ ภาวะชักไม่ได้เกิดขึ้น ณ ขณะเวลาที่ถูกต้องจับนั้น และระยะเวลาทั้งหมดของข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองที่ทำการวิเคราะห์

นอกจากนี้ ความสามารถในการระบุช่วงเวลาของภาวะชักที่เกิดขึ้นจะถูกประเมินโดยใช้ความคลาดเคลื่อนในการระบุเวลาของการเริ่มต้นของภาวะชักและความคลาดเคลื่อนในการระบุเวลาของการสิ้นสุดของภาวะชัก ความคลาดเคลื่อนในการระบุเวลาของการเริ่มต้นของภาวะชักจะถูกระบุด้วยค่าเฉลี่ยและค่าเฉลี่ยสัมบูรณ์ของผลต่างเวลาในการระบุการเริ่มต้นของภาวะชัก ในทำนองเดียวกันความคลาดเคลื่อนในการระบุเวลาของการสิ้นสุดของภาวะชักจะถูกระบุด้วยค่าเฉลี่ยและค่าเฉลี่ยสัมบูรณ์ของผลต่างเวลาในการระบุการสิ้นสุดของภาวะชัก ค่าเฉลี่ยของผลต่างเวลาในการระบุการเริ่มต้นหรือการสิ้นสุดของภาวะชัก  $\Delta t_d$  และค่าเฉลี่ยสัมบูรณ์ของผลต่างเวลาในการระบุการเริ่มต้นหรือการสิ้นสุดของภาวะชัก  $\Delta t_a$  คำนวณได้จาก

$$\Delta t_d = \frac{1}{N_d} \sum_{k=1}^{N_d} t_{\text{detected}}[k] - t_{\text{actual}}[k] \quad (2.12)$$

และ 
$$\Delta t_a = \frac{1}{N_d} \sum_{k=1}^{N_d} |t_{\text{detected}}[k] - t_{\text{actual}}[k]| \quad (2.13)$$

เมื่อ  $t_{\text{detected}}$  และ  $t_{\text{actual}}$  คือ เวลาของการเริ่มต้นหรือการสิ้นสุดของภาวะชักที่ตรวจจับได้ และเวลาของการเริ่มต้นหรือการสิ้นสุดของภาวะชักจริง และ  $N_d$  คือ จำนวนของภาวะชักทั้งหมดที่ตรวจจับได้ ค่าที่ดีที่สุดในการระบุเวลาของการเริ่มต้นและการสิ้นสุดของภาวะชักเป็นอีกหนึ่งตัวชี้วัดของความคลาดเคลื่อนในการระบุเวลาของการเริ่มต้นและการสิ้นสุดของภาวะชัก ซึ่งเขียนแทนด้วย  $\Delta t_{\min}$  คือค่าที่น้อยที่สุดของค่าสัมบูรณ์ของผลต่างเวลาในการระบุการเริ่มต้นหรือการสิ้นสุดของภาวะชัก นั่นคือ

$$\Delta t_{\min} = \min \left\{ |t_{\text{detected}}[k] - t_{\text{actual}}[k]| \right\} \quad (2.14)$$

### 3. ผลการทดลอง

#### 3.1 คุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมอง

คุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองได้มาจากการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองซึ่งแบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม นั่นคือ ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ค่าตัวยกกำลังสเปกทรัม และค่าตัวชี้วัดที่เป็นคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา โดยใช้วิธีการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะเชิงลำดับ (sequential feature selection) คุณลักษณะเฉพาะหลักของ

สัญญาณคลื่นสมองแบ่งออกเป็น 2 ลักษณะ คือ คุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณ และคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณ

### 3.1.1 คุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณ

คุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณ คือ คุณลักษณะเฉพาะของส่วนย่อยของแต่ละช่องสัญญาณของสัญญาณคลื่นสมองในแต่ละชุดข้อมูล ซึ่งประกอบด้วยค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ค่าตัวยกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่เป็นคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา ที่ถูกทำการคัดเลือกโดยมีค่าความสูญเสียแบบสมการกำลังสองเป็นค่าฟังก์ชันเป้าหมาย

#### ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต

จำนวนเฉลี่ยของค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต  $\lambda_1$   $\lambda_2$   $\lambda_3$   $\lambda_4$   $\lambda_5$  และ  $\lambda_6$  ของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองจากทุกช่องสัญญาณของแต่ละชุดข้อมูลที่ถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักแสดงอยู่ในตาราง 3.1 นอกจากนี้ ค่าเฉลี่ยของการถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักของค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต  $\lambda_1$   $\lambda_2$   $\lambda_3$   $\lambda_4$   $\lambda_5$  และ  $\lambda_6$  ของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองในทุกช่องสัญญาณของแต่ละชุดข้อมูลแสดงอยู่ในตาราง 3.1

ตาราง 3.1 ผลการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะหลักของค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณโดยใช้ค่าความสูญเสียแบบสมการกำลังสองเป็นค่าฟังก์ชันเป้าหมาย

| ชุดข้อมูล | จำนวนของคุณลักษณะเฉพาะหลัก | คุณลักษณะเฉพาะ |             |              |              |              |              |
|-----------|----------------------------|----------------|-------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
|           |                            | $\lambda_1$    | $\lambda_2$ | $\lambda_3$  | $\lambda_4$  | $\lambda_5$  | $\lambda_6$  |
| CHB01     | 2.667                      | <b>0.667</b>   | 0.389       | 0.278        | 0.167        | 0.500        | <b>0.667</b> |
| CHB02     | 3.278                      | 0.778          | 0.500       | 0.222        | 0.556        | <b>0.944</b> | 0.278        |
| CHB03     | 3.333                      | <b>0.944</b>   | 0.389       | 0.389        | 0.389        | 0.889        | 0.333        |
| CHB04     | 3.500                      | 0.722          | 0.444       | 0.500        | 0.333        | <b>1.000</b> | 0.500        |
| CHB05     | 2.444                      | 0.333          | 0.556       | 0.278        | <b>0.833</b> | 0.222        | 0.222        |
| CHB06     | 3.556                      | <b>0.833</b>   | 0.667       | <b>0.833</b> | 0.444        | 0.444        | 0.333        |
| CHB07     | 3.111                      | 0.611          | 0.500       | 0.500        | <b>0.667</b> | 0.444        | 0.389        |
| CHB08     | 3.944                      | 0.500          | 0.444       | 0.722        | 0.333        | 0.944        | <b>1.000</b> |
| CHB09     | 1.222                      | 0.056          | 0.000       | 0.000        | <b>0.944</b> | 0.111        | 0.111        |
| CHB10     | 2.889                      | 0.611          | 0.389       | 0.389        | <b>0.722</b> | 0.389        | 0.389        |

| ชุดข้อมูล | จำนวนของ<br>คุณลักษณะ<br>เฉพาะหลัก | คุณลักษณะเฉพาะ |              |              |              |              |             |
|-----------|------------------------------------|----------------|--------------|--------------|--------------|--------------|-------------|
|           |                                    | $\lambda_1$    | $\lambda_2$  | $\lambda_3$  | $\lambda_4$  | $\lambda_5$  | $\lambda_6$ |
| CHB11     | 4.056                              | 0.889          | 0.667        | 0.500        | 0.444        | <b>1.000</b> | 0.556       |
| CHB12     | 4.889                              | <b>0.833</b>   | <b>0.833</b> | <b>0.833</b> | <b>0.833</b> | 0.778        | 0.778       |
| CHB13     | 5.444                              | <b>1.000</b>   | 0.833        | 0.944        | 0.833        | 0.889        | 0.944       |
| CHB14     | 3.278                              | 0.667          | <b>0.889</b> | 0.444        | 0.111        | <b>0.889</b> | 0.278       |
| CHB15     | 4.889                              | 0.778          | <b>0.889</b> | 0.778        | <b>0.889</b> | <b>0.889</b> | 0.667       |
| CHB16     | 3.500                              | <b>0.833</b>   | 0.389        | <b>0.833</b> | 0.778        | 0.444        | 0.222       |
| CHB17     | 4.778                              | 0.833          | 0.833        | 0.778        | 0.833        | <b>0.889</b> | 0.611       |
| CHB18     | 4.889                              | 0.778          | 0.833        | 0.611        | 0.778        | <b>1.000</b> | 0.889       |
| CHB19     | 1.000                              | 0.111          | 0.111        | <b>0.722</b> | 0.056        | 0.000        | 0.000       |
| CHB20     | 2.111                              | <b>0.889</b>   | 0.444        | 0.222        | 0.167        | 0.333        | 0.056       |
| CHB21     | 3.833                              | 0.500          | 0.556        | 0.722        | <b>0.944</b> | 0.722        | 0.389       |
| CHB22     | 3.444                              | 0.556          | 0.333        | 0.556        | 0.444        | <b>1.000</b> | 0.556       |
| CHB23     | 3.889                              | 0.833          | 0.389        | 0.500        | 0.333        | <b>0.944</b> | 0.889       |
| CHB24     | 2.944                              | 0.500          | 0.167        | 0.389        | 0.444        | <b>0.778</b> | 0.667       |

จำนวนของค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองจากทุกช่องสัญญาณของแต่ละชุดข้อมูลที่ถูกเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองเฉลี่ยมีจำนวนเท่ากับ 3.454 คุณลักษณะเฉพาะ ชุดข้อมูล CHB13 มีจำนวนคุณลักษณะเฉพาะหลักที่ถูกคัดเลือกเฉลี่ยสูงสุด นั่นคือ 5.444 คุณลักษณะเฉพาะ ในขณะที่ชุดข้อมูล CHB19 มีจำนวนคุณลักษณะเฉพาะหลักที่ถูกคัดเลือกเฉลี่ยต่ำสุด นั่นคือ 1.000 คุณลักษณะเฉพาะซึ่งหมายความว่ามีความมีเพียงคุณลักษณะเฉพาะหลักเพียงแค่ค่าเดียวที่ถูกคัดเลือกสำหรับทุกช่องสัญญาณ

ค่าเฉลี่ยสูงสุดในการถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองของค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองสำหรับแต่ละชุดข้อมูลถูกเขียนด้วยตัวหนา ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมอง  $\lambda_1$   $\lambda_2$   $\lambda_3$   $\lambda_4$   $\lambda_5$  และ  $\lambda_6$  มีอัตราในการถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองสูงที่สุดในแต่ละชุดข้อมูลเป็นจำนวน 6 3 4 7 10 และ 2 ชุดข้อมูล ตามลำดับ

ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต  $\lambda_5$  ของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองเป็นคุณลักษณะเฉพาะที่ถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่น

สมองมากที่สุด ซึ่งถูกคัดเลือกในชุดข้อมูล CHB02 CHB04 CHB11 CHB14 CHB15 CHB17 CHB18 CHB22 CHB23 และ CHB24 ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต  $\lambda_5$  สัมพันธ์กับช่วงแถบความถี่ 4–8 เฮิร์ตซ์ของสัญญาณคลื่นสมอง ในขณะที่ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต  $\lambda_2$  ของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองซึ่งสัมพันธ์กับช่วงแถบความถี่ 32–64 เฮิร์ตซ์ของสัญญาณคลื่นสมองเป็นคุณลักษณะเฉพาะที่ถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองน้อยที่สุด

### ค่าตัวยกกำลังสเปกตรัม

จำนวนเฉลี่ยของค่าตัวยกกำลังสเปกตรัม  $\gamma_{(1,3)}$   $\gamma_{(1,4)}$   $\gamma_{(1,5)}$   $\gamma_{(2,4)}$  และ  $\gamma_{(2,5)}$  ของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองจากทุกช่องสัญญาณของแต่ละชุดข้อมูลที่ถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลัก และค่าเฉลี่ยของการถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักของค่าตัวยกกำลังสเปกตรัม  $\gamma_{(1,3)}$   $\gamma_{(1,4)}$   $\gamma_{(1,5)}$   $\gamma_{(2,4)}$  และ  $\gamma_{(2,5)}$  ของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองในทุกช่องสัญญาณของแต่ละชุดข้อมูลแสดงอยู่ในตาราง 3.2 โดยค่าเฉลี่ยสูงสุดในการถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองของค่าตัวยกกำลังสเปกตรัมของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองสำหรับแต่ละชุดข้อมูลถูกเขียนด้วยตัวหนา

ตาราง 3.2 ผลการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะหลักของค่าตัวยกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณโดยใช้ค่าความสูญเสียแบบสมการกำลังสองเป็นค่าฟังก์ชันเป้าหมาย

| ชุดข้อมูล | จำนวนของคุณลักษณะเฉพาะหลัก | คุณลักษณะเฉพาะ   |                  |                  |                  |                  |                  |
|-----------|----------------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
|           |                            | $\gamma_{(1,3)}$ | $\gamma_{(1,4)}$ | $\gamma_{(1,5)}$ | $\gamma_{(2,4)}$ | $\gamma_{(2,5)}$ | $\gamma_{(3,5)}$ |
| CHB01     | 4.556                      | <b>1.000</b>     | 0.778            | 0.778            | 0.722            | 0.667            | 0.611            |
| CHB02     | 3.556                      | <b>0.889</b>     | 0.556            | 0.667            | 0.556            | 0.500            | 0.389            |
| CHB03     | 4.778                      | <b>0.889</b>     | 0.833            | 0.722            | 0.667            | 0.833            | 0.833            |
| CHB04     | 4.944                      | <b>1.000</b>     | 0.889            | 0.722            | 0.722            | 0.833            | 0.778            |
| CHB05     | 4.722                      | 0.889            | 0.722            | 0.611            | <b>0.944</b>     | 0.611            | 0.944            |
| CHB06     | 3.444                      | <b>0.889</b>     | 0.444            | 0.611            | 0.500            | 0.667            | 0.333            |
| CHB07     | 4.500                      | <b>1.000</b>     | 0.889            | 0.778            | 0.722            | 0.611            | 0.500            |
| CHB08     | 4.389                      | 0.778            | 0.556            | 0.722            | 0.667            | <b>0.889</b>     | 0.778            |
| CHB09     | 4.667                      | 0.889            | <b>0.944</b>     | 0.611            | 0.833            | 0.778            | 0.611            |
| CHB10     | 4.667                      | <b>0.944</b>     | 0.722            | 0.444            | 0.833            | 0.889            | 0.833            |
| CHB11     | 4.333                      | 0.778            | 0.722            | 0.722            | 0.444            | <b>0.889</b>     | 0.778            |
| CHB12     | 3.667                      | 0.611            | 0.500            | <b>0.778</b>     | 0.611            | 0.500            | 0.667            |

| ชุดข้อมูล | จำนวนของ<br>คุณลักษณะ<br>เฉพาะหลัก | คุณลักษณะเฉพาะ   |                  |                  |                  |                  |                  |
|-----------|------------------------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
|           |                                    | $\gamma_{(1,3)}$ | $\gamma_{(1,4)}$ | $\gamma_{(1,5)}$ | $\gamma_{(2,4)}$ | $\gamma_{(2,5)}$ | $\gamma_{(3,5)}$ |
| CHB13     | 4.111                              | 0.556            | 0.778            | 0.611            | 0.667            | 0.722            | <b>0.778</b>     |
| CHB14     | 3.389                              | 0.722            | 0.444            | 0.556            | 0.389            | <b>0.778</b>     | 0.500            |
| CHB15     | 4.389                              | 0.667            | 0.722            | 0.556            | <b>0.833</b>     | 0.778            | <b>0.833</b>     |
| CHB16     | 2.833                              | 0.556            | 0.556            | 0.444            | 0.278            | 0.278            | <b>0.722</b>     |
| CHB17     | 4.500                              | <b>0.889</b>     | <b>0.889</b>     | 0.722            | 0.778            | 0.778            | 0.444            |
| CHB18     | 4.889                              | 0.833            | <b>0.889</b>     | 0.722            | 0.778            | <b>0.889</b>     | 0.778            |
| CHB19     | 3.889                              | 0.556            | 0.500            | 0.500            | 0.556            | <b>0.889</b>     | 0.889            |
| CHB20     | 3.444                              | <b>0.944</b>     | 0.556            | 0.556            | 0.444            | 0.556            | 0.389            |
| CHB21     | 3.611                              | 0.556            | <b>0.722</b>     | <b>0.722</b>     | 0.611            | <b>0.722</b>     | 0.278            |
| CHB22     | 4.389                              | <b>0.889</b>     | 0.778            | 0.722            | 0.500            | 0.778            | 0.722            |
| CHB23     | 4.167                              | <b>1.000</b>     | 0.833            | 0.444            | 0.389            | 0.778            | 0.722            |
| CHB24     | 5.167                              | <b>1.000</b>     | 0.778            | 0.833            | 0.778            | 0.944            | 0.833            |

จำนวนของค่าตัวยกกำลังสเปกทรมของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองจากทุกช่องสัญญาณของแต่ละชุดข้อมูลที่ถูกเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองเฉลี่ย มีจำนวนเท่ากับ 4.208 คุณลักษณะเฉพาะ ชุดข้อมูล CHB24 มีจำนวนคุณลักษณะเฉพาะหลักที่ถูกคัดเลือกเฉลี่ยสูงสุด นั่นคือ 5.167 คุณลักษณะเฉพาะ ในขณะที่ชุดข้อมูล CHB16 มีจำนวนคุณลักษณะเฉพาะหลักที่ถูกคัดเลือกเฉลี่ยต่ำสุด นั่นคือ 2.833 คุณลักษณะเฉพาะ

ค่าตัวยกกำลังสเปกทรมของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมอง  $\gamma_{(1,3)}$  มีอัตราในการถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองโดยใช้ค่าความสูญเสียแบบสมการกำลังสองเป็นค่าฟังก์ชันเป้าหมายสูงสุด โดยถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักมากที่สุดในจำนวน 12 ชุดข้อมูล นั่นคือ ชุดข้อมูล CHB01 CHB02 CHB03 CHB04 CHB06 CHB07 CHB10 CHB17 CHB20 CHB22 CHB23 และ CHB24

#### ค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา

ผลการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะหลักของค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองโดยใช้ค่าความสูญเสียแบบสมการกำลังสองเป็นค่าฟังก์ชันเป้าหมายแสดงอยู่ในตาราง 3.3 และ 3.4 โดยจำนวนเฉลี่ยของค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองจากทุกช่องสัญญาณของแต่ละชุดข้อมูลที่ถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักและค่าเฉลี่ยของการถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักซึ่งแบ่งตามสัญญาณส่วนประกอบย่อย นั่นคือ  $\{x_1\}$   $\{x_2\}$   $\{x_3\}$   $\{x_4\}$   $\{x_5\}$

และ  $\{x_6\}$  แสดงอยู่ในตาราง 3.3 และค่าเฉลี่ยของการถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลัก ซึ่งแบ่งตามตัวชี้วัดของการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาแสดงอยู่ในตาราง 3.4 โดยค่าเฉลี่ยสูงสุดในการถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักสำหรับแต่ละชุดข้อมูลถูกเขียนด้วยตัวหนา

ตาราง 3.3 ผลการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะหลักของค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณโดยขึ้นกับสัญญาณส่วนประกอบย่อย

| ชุดข้อมูล | จำนวนของ<br>คุณลักษณะ<br>เฉพาะหลัก | สัญญาณส่วนประกอบย่อย |              |              |              |              |              |
|-----------|------------------------------------|----------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
|           |                                    | $\{x_1\}$            | $\{x_2\}$    | $\{x_3\}$    | $\{x_4\}$    | $\{x_5\}$    | $\{x_6\}$    |
| CHB01     | 8.889                              | 0.111                | 0.116        | 0.083        | <b>0.153</b> | 0.153        | 0.125        |
| CHB02     | 7.000                              | 0.079                | <b>0.144</b> | 0.060        | 0.093        | 0.102        | 0.106        |
| CHB03     | 10.500                             | 0.120                | 0.162        | 0.134        | 0.111        | 0.153        | <b>0.194</b> |
| CHB04     | 6.611                              | 0.093                | <b>0.167</b> | 0.093        | 0.056        | 0.065        | 0.079        |
| CHB05     | 8.278                              | 0.139                | 0.116        | <b>0.162</b> | 0.088        | 0.088        | 0.097        |
| CHB06     | 8.444                              | 0.079                | 0.097        | 0.116        | <b>0.153</b> | 0.120        | 0.139        |
| CHB07     | 5.944                              | <b>0.097</b>         | 0.060        | <b>0.097</b> | 0.088        | 0.093        | 0.060        |
| CHB08     | 9.056                              | 0.102                | <b>0.153</b> | 0.134        | 0.125        | 0.120        | 0.120        |
| CHB09     | 5.056                              | 0.056                | 0.088        | <b>0.111</b> | 0.074        | 0.065        | 0.028        |
| CHB10     | 7.111                              | 0.056                | 0.111        | <b>0.139</b> | 0.083        | 0.106        | 0.097        |
| CHB11     | 9.778                              | 0.139                | <b>0.194</b> | 0.125        | 0.111        | 0.134        | 0.111        |
| CHB12     | 14.500                             | 0.153                | 0.139        | 0.185        | 0.227        | <b>0.264</b> | 0.241        |
| CHB13     | 13.833                             | 0.213                | 0.088        | 0.157        | 0.148        | 0.222        | <b>0.324</b> |
| CHB14     | 6.167                              | <b>0.106</b>         | <b>0.106</b> | 0.074        | 0.069        | 0.079        | 0.079        |
| CHB15     | 15.056                             | 0.144                | 0.194        | 0.148        | 0.199        | <b>0.296</b> | 0.273        |
| CHB16     | 6.500                              | 0.079                | 0.093        | <b>0.106</b> | <b>0.106</b> | 0.088        | 0.069        |
| CHB17     | 7.056                              | 0.083                | 0.102        | 0.111        | <b>0.120</b> | 0.051        | <b>0.120</b> |
| CHB18     | 11.611                             | <b>0.236</b>         | 0.148        | 0.125        | 0.106        | 0.167        | 0.185        |
| CHB19     | 7.667                              | 0.134                | 0.097        | <b>0.171</b> | 0.097        | 0.065        | 0.074        |
| CHB20     | 5.278                              | 0.060                | 0.065        | 0.051        | 0.069        | 0.083        | <b>0.111</b> |
| CHB21     | 6.389                              | 0.093                | <b>0.130</b> | 0.116        | 0.065        | 0.069        | 0.060        |
| CHB22     | 6.500                              | 0.111                | <b>0.134</b> | 0.074        | 0.088        | 0.042        | 0.093        |
| CHB23     | 6.167                              | 0.111                | 0.074        | 0.060        | 0.079        | 0.074        | <b>0.116</b> |

| ชุดข้อมูล | จำนวนของ<br>คุณลักษณะ<br>เฉพาะหลัก | สัญญาณส่วนประกอบย่อย |              |           |           |           |           |
|-----------|------------------------------------|----------------------|--------------|-----------|-----------|-----------|-----------|
|           |                                    | $\{x_1\}$            | $\{x_2\}$    | $\{x_3\}$ | $\{x_4\}$ | $\{x_5\}$ | $\{x_6\}$ |
| CHB24     | 8.222                              | 0.097                | <b>0.171</b> | 0.116     | 0.069     | 0.111     | 0.120     |

ตาราง 3.4 ผลการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะหลักของค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณโดยขึ้นกับตัวชี้วัดของการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา

| ชุดข้อมูล | $A_{avg}$ | $A_{rms}$ | $A_{var}$ | $D_{avg}$ | $D_{rms}$ | $D_{var}$ | $I_{avg}$ | $I_{rms}$ | $I_{var}$ | $I_{max}$    | $I_{min}$ | $N_\lambda$ |
|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|--------------|-----------|-------------|
| CHB01     | 0.120     | 0.296     | 0.074     | 0.157     | 0.074     | 0.019     | 0.000     | 0.000     | 0.074     | <b>0.481</b> | 0.065     | 0.120       |
| CHB02     | 0.204     | 0.139     | 0.093     | 0.120     | 0.083     | 0.065     | 0.000     | 0.000     | 0.037     | <b>0.315</b> | 0.065     | 0.046       |
| CHB03     | 0.213     | 0.139     | 0.083     | 0.139     | 0.083     | 0.019     | 0.000     | 0.000     | 0.065     | <b>0.694</b> | 0.250     | 0.065       |
| CHB04     | 0.083     | 0.093     | 0.056     | 0.019     | 0.065     | 0.019     | 0.009     | 0.000     | 0.000     | <b>0.583</b> | 0.176     | 0.000       |
| CHB05     | 0.120     | 0.185     | 0.046     | 0.167     | 0.083     | 0.000     | 0.000     | 0.000     | 0.019     | <b>0.546</b> | 0.185     | 0.028       |
| CHB06     | 0.231     | 0.167     | 0.139     | 0.102     | 0.093     | 0.074     | 0.000     | 0.000     | 0.056     | <b>0.417</b> | 0.093     | 0.037       |
| CHB07     | 0.204     | 0.037     | 0.056     | 0.065     | 0.028     | 0.056     | 0.000     | 0.000     | 0.037     | <b>0.407</b> | 0.093     | 0.009       |
| CHB08     | 0.148     | 0.102     | 0.065     | 0.204     | 0.111     | 0.065     | 0.000     | 0.000     | 0.009     | <b>0.463</b> | 0.315     | 0.028       |
| CHB09     | 0.083     | 0.167     | 0.083     | 0.056     | 0.056     | 0.056     | 0.009     | 0.000     | 0.111     | <b>0.185</b> | 0.019     | 0.019       |
| CHB10     | 0.065     | 0.167     | 0.074     | 0.074     | 0.037     | 0.065     | 0.000     | 0.000     | 0.102     | <b>0.481</b> | 0.120     | 0.000       |
| CHB11     | 0.213     | 0.231     | 0.083     | 0.222     | 0.148     | 0.028     | 0.000     | 0.000     | 0.019     | <b>0.500</b> | 0.176     | 0.009       |
| CHB12     | 0.287     | 0.148     | 0.083     | 0.361     | 0.139     | 0.009     | 0.000     | 0.000     | 0.000     | <b>0.741</b> | 0.620     | 0.028       |
| CHB13     | 0.222     | 0.139     | 0.056     | 0.167     | 0.083     | 0.028     | 0.000     | 0.000     | 0.074     | <b>0.787</b> | 0.667     | 0.083       |
| CHB14     | 0.093     | 0.074     | 0.056     | 0.028     | 0.046     | 0.037     | 0.000     | 0.000     | 0.009     | <b>0.565</b> | 0.102     | 0.019       |
| CHB15     | 0.194     | 0.185     | 0.102     | 0.231     | 0.157     | 0.056     | 0.000     | 0.000     | 0.037     | <b>0.815</b> | 0.685     | 0.046       |
| CHB16     | 0.157     | 0.083     | 0.111     | 0.083     | 0.056     | 0.083     | 0.000     | 0.000     | 0.037     | <b>0.389</b> | 0.056     | 0.028       |
| CHB17     | 0.046     | 0.093     | 0.046     | 0.019     | 0.009     | 0.028     | 0.000     | 0.000     | 0.028     | <b>0.676</b> | 0.231     | 0.000       |
| CHB18     | 0.250     | 0.157     | 0.056     | 0.139     | 0.093     | 0.028     | 0.000     | 0.000     | 0.037     | <b>0.713</b> | 0.407     | 0.056       |
| CHB19     | 0.167     | 0.185     | 0.037     | 0.065     | 0.120     | 0.009     | 0.000     | 0.000     | 0.111     | <b>0.444</b> | 0.111     | 0.028       |
| CHB20     | 0.130     | 0.102     | 0.065     | 0.102     | 0.019     | 0.019     | 0.019     | 0.000     | 0.056     | <b>0.287</b> | 0.019     | 0.065       |
| CHB21     | 0.093     | 0.120     | 0.065     | 0.009     | 0.019     | 0.056     | 0.000     | 0.000     | 0.009     | <b>0.546</b> | 0.139     | 0.009       |
| CHB22     | 0.056     | 0.139     | 0.065     | 0.037     | 0.074     | 0.019     | 0.000     | 0.000     | 0.019     | <b>0.593</b> | 0.065     | 0.019       |
| CHB23     | 0.148     | 0.120     | 0.111     | 0.065     | 0.037     | 0.056     | 0.000     | 0.000     | 0.019     | <b>0.380</b> | 0.065     | 0.028       |

| ชุดข้อมูล | $A_{avg}$ | $A_{rms}$ | $A_{var}$ | $D_{avg}$ | $D_{rms}$ | $D_{var}$ | $I_{avg}$ | $I_{rms}$ | $I_{var}$ | $I_{max}$    | $I_{min}$ | $N_\lambda$ |
|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|--------------|-----------|-------------|
| CHB24     | 0.130     | 0.204     | 0.056     | 0.102     | 0.102     | 0.065     | 0.000     | 0.000     | 0.009     | <b>0.454</b> | 0.241     | 0.009       |

จำนวนของตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองจากทุกช่องสัญญาณของแต่ละชุดข้อมูลที่ถูกเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองเฉลี่ยมีจำนวนเท่ากับ 8.400 คุณลักษณะเฉพาะ ชุดข้อมูล CHB15 มีจำนวนคุณลักษณะเฉพาะหลักที่ถูกคัดเลือกเฉลี่ยสูงสุด นั่นคือ 15.056 คุณลักษณะเฉพาะ ในขณะที่ชุดข้อมูล CHB09 มีจำนวนคุณลักษณะเฉพาะหลักที่ถูกคัดเลือกเฉลี่ยต่ำสุด นั่นคือ 5.056 คุณลักษณะเฉพาะ

เมื่อพิจารณาคุณลักษณะเฉพาะที่ถูกคัดเลือกโดยพิจารณาตามสัญญาณส่วนประกอบย่อย  $\{x_1\}$   $\{x_2\}$   $\{x_3\}$   $\{x_4\}$   $\{x_5\}$  และ  $\{x_6\}$  ค่าตัวชี้วัดที่สกัดมาจากสัญญาณส่วนประกอบย่อย  $\{x_1\}$   $\{x_2\}$   $\{x_3\}$   $\{x_4\}$   $\{x_5\}$  และ  $\{x_6\}$  มีอัตราในการถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองสูงที่สุดในจำนวน 3 8 6 4 2 และ 5 ชุดข้อมูล โดยค่าตัวชี้วัดที่สกัดมาจากสัญญาณส่วนประกอบย่อย  $\{x_1\}$  ซึ่งสอดคล้องกับช่วงแถบความถี่ 64–128 เฮิร์ตซ์ของสัญญาณคลื่นสมองถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักมากที่สุด

เมื่อพิจารณาคุณลักษณะเฉพาะที่ถูกคัดเลือกโดยพิจารณาตามตัวชี้วัดของการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา ตัวชี้วัดเชิงเวลาที่มีอัตราในการถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองสูงที่สุด คือ ค่าสูงสุดของระยะห่างระหว่างจุดสูงสุดต่ำสุดเฉพาะที่  $I_{max}$  ซึ่งมีอัตราในการถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักสูงที่สุดในทุกชุดข้อมูล ในขณะที่ค่ารากกำลังสองเฉลี่ยของระยะห่างระหว่างจุดสูงสุดต่ำสุดเฉพาะที่  $I_{rms}$  เป็นคุณลักษณะเฉพาะที่ไม่ถูกคัดเลือกเป็นคุณเฉพาะหลักในทั้ง 24 ชุดข้อมูล

### 3.1.2 คุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณ

คุณลักษณะเฉพาะซึ่งประกอบด้วยค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ค่าตัวยกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่เป็นคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของทุกช่องสัญญาณของสัญญาณคลื่นสมองในแต่ละชุดข้อมูลถูกนำมาคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณโดยใช้วิธีการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะเชิงลำดับ (sequential feature selection)

#### ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต

จำนวนของช่องสัญญาณคลื่นสมอง จำนวนของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกคัดเลือก และจำนวนของค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต

ของส่วนย่อยของทุกช่องสัญญาณของสัญญาณคลื่นสมองสำหรับแต่ละชุดข้อมูลที่ถูกคัดเลือก  
เป็นคุณลักษณะเฉพาะแสดงอยู่ในตาราง 3.5

ตาราง 3.5 ผลการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะหลักของค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของ  
สัมประสิทธิ์เวฟเล็ตแบบทุกช่องสัญญาณโดยใช้ค่าความสูญเสียแบบสมการกำลัง  
สองเป็นค่าฟังก์ชันเป้าหมาย

| ชุดข้อมูล | จำนวนของ<br>ช่อง<br>สัญญาณ | จำนวนของ<br>คุณลักษณะ<br>เฉพาะหลัก | คุณลักษณะเฉพาะ |             |             |             |             |             |
|-----------|----------------------------|------------------------------------|----------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
|           |                            |                                    | $\lambda_1$    | $\lambda_2$ | $\lambda_3$ | $\lambda_4$ | $\lambda_5$ | $\lambda_6$ |
| CHB01     | 3                          | 3                                  | 1              | 0           | 0           | 1           | 0           | 2           |
| CHB02     | 2                          | 2                                  | 0              | 1           | 0           | 0           | 1           | 0           |
| CHB03     | 3                          | 2                                  | 1              | 0           | 0           | 0           | 2           | 0           |
| CHB04     | 2                          | 2                                  | 0              | 0           | 1           | 0           | 1           | 0           |
| CHB05     | 2                          | 2                                  | 1              | 0           | 0           | 1           | 0           | 0           |
| CHB06     | 3                          | 3                                  | 1              | 1           | 0           | 0           | 1           | 0           |
| CHB07     | 2                          | 2                                  | 0              | 0           | 1           | 0           | 1           | 0           |
| CHB08     | 3                          | 3                                  | 0              | 0           | 1           | 0           | 1           | 1           |
| CHB09     | 1                          | 1                                  | 0              | 0           | 0           | 1           | 0           | 0           |
| CHB10     | 2                          | 2                                  | 0              | 0           | 0           | 1           | 1           | 0           |
| CHB11     | 3                          | 3                                  | 1              | 0           | 0           | 0           | 1           | 1           |
| CHB12     | 15                         | 6                                  | 16             | 18          | 18          | 6           | 12          | 18          |
| CHB13     | 6                          | 3                                  | 3              | 1           | 0           | 0           | 0           | 3           |
| CHB14     | 3                          | 2                                  | 2              | 0           | 0           | 0           | 1           | 0           |
| CHB15     | 16                         | 6                                  | 17             | 16          | 9           | 16          | 12          | 18          |
| CHB16     | 3                          | 4                                  | 1              | 0           | 1           | 1           | 1           | 0           |
| CHB17     | 3                          | 3                                  | 0              | 1           | 0           | 1           | 1           | 0           |
| CHB18     | 2                          | 3                                  | 0              | 1           | 0           | 0           | 1           | 1           |
| CHB19     | 1                          | 1                                  | 0              | 0           | 1           | 0           | 0           | 0           |
| CHB20     | 2                          | 2                                  | 1              | 0           | 1           | 0           | 0           | 0           |
| CHB21     | 3                          | 3                                  | 0              | 1           | 2           | 0           | 1           | 0           |
| CHB22     | 2                          | 1                                  | 0              | 0           | 0           | 0           | 2           | 0           |
| CHB23     | 3                          | 2                                  | 0              | 0           | 0           | 0           | 1           | 2           |
| CHB24     | 2                          | 1                                  | 0              | 0           | 0           | 0           | 2           | 0           |

ช่องสัญญาณที่ถูกคัดเลือกเป็นค่าคุณลักษณะเฉพาะหลักสำหรับค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองมีจำนวนระหว่าง 1 และ 16 ช่องสัญญาณ โดยส่วนใหญ่จำนวนช่องสัญญาณที่ถูกคัดเลือกเป็นค่าคุณลักษณะเฉพาะหลักมีจำนวนเท่ากับ 3 ช่องสัญญาณ ในขณะที่ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกคัดเลือกเป็นค่าคุณลักษณะเฉพาะหลักมีจำนวนตั้งแต่ 1 ไปจนถึง 6 ค่า โดยส่วนใหญ่จำนวนค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตที่ถูกคัดเลือกเป็นค่าคุณลักษณะเฉพาะหลักมีจำนวนเพียง 2 ค่า ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองเพียงค่าเดียวที่ถูกคัดเลือกเป็นค่าคุณลักษณะเฉพาะหลักสำหรับชุดข้อมูล CHB09 และ CHB19

**ค่าตัวยกกำลังสเปกตรัม**

จำนวนของช่องสัญญาณคลื่นสมอง จำนวนของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกคัดเลือก และจำนวนของค่าตัวยกกำลังสเปกตรัมของส่วนย่อยของทุกช่องสัญญาณของสัญญาณคลื่นสมองสำหรับแต่ละชุดข้อมูลที่ถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะแสดงอยู่ในตาราง 3.6

ตาราง 3.6 ผลการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะหลักของค่าตัวยกกำลังสเปกตรัมแบบทุกช่องสัญญาณโดยใช้ค่าความสูญเสียแบบสมการกำลังสองเป็นค่าฟังก์ชันเป้าหมาย

| ชุดข้อมูล | จำนวนของช่องสัญญาณ | จำนวนของคุณลักษณะเฉพาะหลัก | คุณลักษณะเฉพาะ   |                  |                  |                  |                  |                  |
|-----------|--------------------|----------------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
|           |                    |                            | $\gamma_{(1,3)}$ | $\gamma_{(1,4)}$ | $\gamma_{(1,5)}$ | $\gamma_{(2,4)}$ | $\gamma_{(2,5)}$ | $\gamma_{(3,5)}$ |
| CHB01     | 3                  | 1                          | 3                | 0                | 0                | 0                | 0                | 0                |
| CHB02     | 2                  | 2                          | 1                | 0                | 0                | 0                | 0                | 1                |
| CHB03     | 4                  | 4                          | 0                | 0                | 1                | 1                | 1                | 1                |
| CHB04     | 6                  | 5                          | 2                | 2                | 2                | 1                | 1                | 0                |
| CHB05     | 3                  | 3                          | 1                | 1                | 0                | 0                | 1                | 0                |
| CHB06     | 3                  | 2                          | 1                | 0                | 0                | 0                | 2                | 0                |
| CHB07     | 5                  | 4                          | 2                | 0                | 1                | 1                | 1                | 0                |
| CHB08     | 3                  | 1                          | 0                | 0                | 0                | 0                | 0                | 3                |
| CHB09     | 4                  | 3                          | 2                | 1                | 0                | 2                | 0                | 0                |
| CHB10     | 2                  | 2                          | 2                | 0                | 0                | 0                | 1                | 0                |
| CHB11     | 3                  | 3                          | 0                | 0                | 1                | 0                | 1                | 1                |
| CHB12     | 15                 | 6                          | 9                | 12               | 17               | 6                | 7                | 15               |
| CHB13     | 6                  | 6                          | 1                | 1                | 2                | 1                | 2                | 1                |

| ชุดข้อมูล | จำนวนของ<br>ช่อง<br>สัญญาณ | จำนวนของ<br>คุณลักษณะ<br>เฉพาะหลัก | คุณลักษณะเฉพาะ   |                  |                  |                  |                  |                  |
|-----------|----------------------------|------------------------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
|           |                            |                                    | $\gamma_{(1,3)}$ | $\gamma_{(1,4)}$ | $\gamma_{(1,5)}$ | $\gamma_{(2,4)}$ | $\gamma_{(2,5)}$ | $\gamma_{(3,5)}$ |
| CHB14     | 2                          | 2                                  | 0                | 0                | 0                | 0                | 1                | 1                |
| CHB15     | 16                         | 6                                  | 14               | 16               | 11               | 16               | 8                | 14               |
| CHB16     | 4                          | 3                                  | 1                | 1                | 0                | 0                | 0                | 2                |
| CHB17     | 4                          | 2                                  | 2                | 2                | 0                | 0                | 0                | 0                |
| CHB18     | 5                          | 5                                  | 1                | 1                | 0                | 1                | 2                | 1                |
| CHB19     | 6                          | 4                                  | 4                | 1                | 0                | 0                | 1                | 1                |
| CHB20     | 3                          | 2                                  | 2                | 1                | 0                | 0                | 0                | 0                |
| CHB21     | 3                          | 2                                  | 0                | 2                | 0                | 1                | 0                | 0                |
| CHB22     | 3                          | 3                                  | 1                | 0                | 0                | 0                | 1                | 1                |
| CHB23     | 4                          | 2                                  | 1                | 0                | 0                | 0                | 0                | 3                |
| CHB24     | 2                          | 3                                  | 1                | 0                | 1                | 0                | 1                | 0                |

คล้ายคลึงกับผลการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะหลักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมอง ช่องสัญญาณที่ถูกคัดเลือกเป็นค่าคุณลักษณะเฉพาะหลักสำหรับค่ายกกำลังสเปกตรัมของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองมีจำนวนระหว่าง 2 และ 16 ช่องสัญญาณ โดยส่วนใหญ่จำนวนช่องสัญญาณที่ถูกคัดเลือกเป็นค่าคุณลักษณะเฉพาะหลักมีจำนวนเท่ากับ 3 ช่องสัญญาณ ในขณะที่ค่ายกกำลังสเปกตรัมของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกคัดเลือกเป็นค่าคุณลักษณะเฉพาะหลักมีจำนวนตั้งแต่ 1 ไปจนถึง 6 ค่า โดยส่วนใหญ่จำนวนยกกำลังสเปกตรัมที่ถูกคัดเลือกเป็นค่าคุณลักษณะเฉพาะหลักมีจำนวนเพียง 2 ค่า

#### ค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา

จำนวนของช่องสัญญาณคลื่นสมอง จำนวนของตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองของทุกช่องสัญญาณที่ถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลัก และจำนวนของคุณลักษณะเฉพาะหลักที่ถูกคัดเลือกซึ่งแบ่งตามสัญญาณส่วนประกอบย่อยแสดงอยู่ในตาราง 3.7 ในขณะที่ตาราง 3.8 สรุปจำนวนของคุณลักษณะเฉพาะหลักที่ถูกคัดเลือกซึ่งแบ่งตามตัวชี้วัดของการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา

ตาราง 3.7 ผลการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะหลักของค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณโดยขึ้นกับสัญญาณส่วนประกอบย่อย

| ชุดข้อมูล | จำนวนของ<br>ช่อง<br>สัญญาณ | จำนวนของ<br>คุณลักษณะ<br>เฉพาะหลัก | สัญญาณส่วนประกอบย่อย |           |           |           |           |           |
|-----------|----------------------------|------------------------------------|----------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
|           |                            |                                    | $\{x_1\}$            | $\{x_2\}$ | $\{x_3\}$ | $\{x_4\}$ | $\{x_5\}$ | $\{x_6\}$ |
| CHB01     | 4                          | 5                                  | 1                    | 1         | 1         | 0         | 1         | 1         |
| CHB02     | 9                          | 6                                  | 0                    | 3         | 5         | 2         | 0         | 1         |
| CHB03     | 4                          | 3                                  | 0                    | 3         | 3         | 0         | 0         | 0         |
| CHB04     | 8                          | 6                                  | 1                    | 9         | 1         | 0         | 0         | 3         |
| CHB05     | 9                          | 7                                  | 1                    | 2         | 13        | 8         | 1         | 0         |
| CHB06     | 9                          | 9                                  | 1                    | 1         | 2         | 3         | 4         | 12        |
| CHB07     | 6                          | 7                                  | 0                    | 2         | 5         | 3         | 0         | 1         |
| CHB08     | 7                          | 6                                  | 5                    | 1         | 0         | 1         | 0         | 4         |
| CHB09     | 4                          | 5                                  | 0                    | 2         | 1         | 1         | 2         | 0         |
| CHB10     | 3                          | 5                                  | 0                    | 4         | 9         | 0         | 1         | 0         |
| CHB11     | 5                          | 4                                  | 2                    | 7         | 0         | 0         | 0         | 0         |
| CHB12     | 15                         | 12                                 | 20                   | 14        | 10        | 14        | 28        | 22        |
| CHB13     | 18                         | 12                                 | 34                   | 30        | 22        | 30        | 29        | 5         |
| CHB14     | 13                         | 8                                  | 10                   | 10        | 0         | 1         | 3         | 1         |
| CHB15     | 9                          | 10                                 | 2                    | 5         | 2         | 0         | 7         | 7         |
| CHB16     | 14                         | 8                                  | 17                   | 6         | 0         | 3         | 1         | 2         |
| CHB17     | 6                          | 8                                  | 2                    | 1         | 2         | 1         | 0         | 2         |
| CHB18     | 5                          | 5                                  | 3                    | 2         | 1         | 0         | 0         | 1         |
| CHB19     | 11                         | 6                                  | 0                    | 6         | 4         | 4         | 0         | 0         |
| CHB20     | 5                          | 3                                  | 0                    | 0         | 0         | 0         | 3         | 2         |
| CHB21     | 2                          | 8                                  | 0                    | 1         | 1         | 2         | 0         | 0         |
| CHB22     | 3                          | 2                                  | 0                    | 3         | 0         | 0         | 0         | 0         |
| CHB23     | 4                          | 3                                  | 2                    | 2         | 0         | 0         | 0         | 1         |
| CHB24     | 8                          | 8                                  | 3                    | 7         | 2         | 4         | 1         | 0         |

ตาราง 3.8 ผลการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะหลักของค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณโดยขึ้นกับตัวชี้วัดของการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา

| ชุด<br>ข้อมูล | $A_{avg}$ | $A_{rms}$ | $A_{var}$ | $D_{avg}$ | $D_{rms}$ | $D_{var}$ | $I_{avg}$ | $I_{rms}$ | $I_{var}$ | $I_{max}$ | $I_{min}$ | $N_\lambda$ |
|---------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-------------|
| CHB01         | 1         | 2         | 0         | 0         | 1         | 1         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0           |
| CHB02         | 2         | 2         | 5         | 1         | 0         | 1         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0           |
| CHB03         | 3         | 0         | 1         | 1         | 0         | 0         | 0         | 1         | 0         | 0         | 0         | 0           |
| CHB04         | 3         | 3         | 1         | 3         | 1         | 3         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0           |
| CHB05         | 1         | 4         | 8         | 0         | 2         | 10        | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0           |
| CHB06         | 5         | 5         | 3         | 3         | 2         | 2         | 0         | 0         | 1         | 1         | 0         | 1           |
| CHB07         | 3         | 1         | 2         | 2         | 1         | 2         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0           |
| CHB08         | 5         | 3         | 1         | 0         | 1         | 0         | 0         | 0         | 1         | 0         | 0         | 0           |
| CHB09         | 0         | 1         | 3         | 1         | 0         | 1         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0           |
| CHB10         | 2         | 3         | 3         | 1         | 1         | 3         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 1           |
| CHB11         | 4         | 3         | 1         | 1         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0           |
| CHB12         | 9         | 2         | 1         | 5         | 5         | 0         | 0         | 0         | 1         | 44        | 41        | 0           |
| CHB13         | 3         | 1         | 0         | 0         | 1         | 0         | 0         | 0         | 1         | 71        | 73        | 0           |
| CHB14         | 3         | 1         | 0         | 1         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 9         | 11        | 0           |
| CHB15         | 0         | 1         | 0         | 4         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 9         | 8         | 1           |
| CHB16         | 1         | 1         | 1         | 0         | 0         | 1         | 0         | 0         | 1         | 12        | 12        | 0           |
| CHB17         | 1         | 2         | 1         | 0         | 0         | 3         | 0         | 0         | 1         | 0         | 0         | 0           |
| CHB18         | 2         | 3         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 2           |
| CHB19         | 2         | 3         | 4         | 0         | 1         | 4         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0           |
| CHB20         | 1         | 0         | 0         | 0         | 1         | 1         | 0         | 0         | 0         | 1         | 0         | 1           |
| CHB21         | 1         | 1         | 1         | 1         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0           |
| CHB22         | 1         | 1         | 1         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0           |
| CHB23         | 1         | 2         | 1         | 0         | 1         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0           |
| CHB24         | 6         | 1         | 3         | 2         | 1         | 4         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0         | 0           |

ช่องสัญญาณที่ถูกคัดเลือกเป็นค่าคุณลักษณะเฉพาะหลักสำหรับตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองมีจำนวนระหว่าง 2 และ 18 ช่องสัญญาณ และตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกคัดเลือกเป็นค่าคุณลักษณะเฉพาะหลักมีจำนวนระหว่าง 2 และ 12 ค่า โดยส่วนใหญ่จำนวนของช่องสัญญาณที่ถูกคัดเลือกเป็นค่าคุณลักษณะเฉพาะหลักมีจำนวนเท่ากับ 4 ช่อง

สัญญาณ ในขณะที่จำนวนของตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกคัดเลือกเป็นค่าคุณลักษณะเฉพาะมีจำนวนเท่ากับ 8 ค่า

เมื่อพิจารณาคุณลักษณะเฉพาะที่ถูกคัดเลือกโดยพิจารณาตามสัญญาณส่วนประกอบย่อย  $\{x_1\}$   $\{x_2\}$   $\{x_3\}$   $\{x_4\}$   $\{x_5\}$  และ  $\{x_6\}$  ค่าตัวชี้วัดที่สกัดมาจากสัญญาณส่วนประกอบย่อย  $\{x_2\}$  ซึ่งสอดคล้องกับช่วงแถบความถี่ 32–64 เฮิร์ตซ์ของสัญญาณคลื่นสมองถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักมากที่สุด สำหรับตัวชี้วัดที่ได้รับจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาตัวชี้วัดเชิงเวลาที่มีอัตราในการถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองสูงสุด คือ ค่าสูงสุดของระยะห่างระหว่างจุดสูงสุดต่ำสุดเฉพาะที่  $I_{\max}$  และค่าต่ำสุดของระยะห่างระหว่างจุดสูงสุดต่ำสุดเฉพาะที่  $I_{\min}$  แต่ถ้าหากไม่นับรวมผลการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะในชุดข้อมูล CHB12 และ CHB13 ซึ่งมีจำนวนของคุณลักษณะเฉพาะหลักสูงกว่าชุดข้อมูลอื่น ๆ มาก จะพบว่าค่าเฉลี่ยของแอมพลิจูดของจุดสูงสุดต่ำสุดเฉพาะที่  $A_{\text{avg}}$  และค่ารากกำลังสองเฉลี่ยของแอมพลิจูดของจุดสูงสุดต่ำสุดเฉพาะที่  $A_{\text{rms}}$  ตัวชี้วัดเชิงเวลาที่มีอัตราในการถูกคัดเลือกเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองสูงสุด

### 3.2 ประสิทธิภาพในการจำแนกคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมอง

เวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะซึ่งประกอบด้วยค่าคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองของแต่ละชุดข้อมูลที่ถูกคัดเลือกแบบรายช่องสัญญาณและแบบทุกช่องสัญญาณถูกนำมาประยุกต์ใช้ในการจำแนกภาวะชัก

#### 3.2.1 การจำแนกคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณ

ประสิทธิภาพในการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณที่ได้มาจากคุณลักษณะเฉพาะทั้ง 3 กลุ่ม นั่นคือ ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ค่าตัวยกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาสำหรับแต่ละชุดข้อมูลมีผลดังต่อไปนี้

##### ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต

ค่าความถูกต้อง  $A_c$  ค่าความไว  $S_c$  ค่าความจำเพาะ  $S_p$  ค่าคะแนน  $F_1$  และค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  ของการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณเมื่อใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตของส่วนย่อยของแต่ละช่องสัญญาณของสัญญาณคลื่นสมองที่ดีที่สุดแสดงอยู่ในตาราง 3.9

ตาราง 3.9 ประสิทธิภาพในการจำแนกเวกเตอร์ของค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตหลักของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณ

| ชุดข้อมูล | ความถูกต้อง<br>$A_c$ | ความไว<br>$S_e$ | ความจำเพาะ<br>$S_p$ | คะแนน $F_1$ | $S_e \times S_p$ |
|-----------|----------------------|-----------------|---------------------|-------------|------------------|
| CHB01     | 99.833               | 51.893          | 99.981              | 65.726      | 51.883           |
| CHB02     | 99.968               | 83.429          | 99.991              | 87.688      | 83.421           |
| CHB03     | 99.808               | 40.831          | 99.985              | 55.946      | 40.825           |
| CHB04     | 99.953               | 31.316          | 100.000             | 47.600      | 31.316           |
| CHB05     | 99.897               | 77.265          | 99.989              | 85.799      | 77.257           |
| CHB06     | 99.949               | 24.540          | 100.000             | 39.409      | 24.540           |
| CHB07     | 99.947               | 64.329          | 99.995              | 76.588      | 64.326           |
| CHB08     | 99.276               | 53.355          | 99.873              | 65.428      | 53.287           |
| CHB09     | 99.975               | 81.429          | 99.997              | 88.372      | 81.427           |
| CHB10     | 99.950               | 84.989          | 99.988              | 89.535      | 84.979           |
| CHB11     | 99.939               | 92.954          | 99.984              | 95.130      | 92.939           |
| CHB12     | 98.985               | 49.901          | 99.873              | 63.610      | 49.838           |
| CHB13     | 99.628               | 19.196          | 100.000             | 32.209      | 19.196           |
| CHB14     | 99.900               | 49.718          | 99.995              | 65.185      | 49.716           |
| CHB15     | 99.376               | 71.670          | 99.768              | 76.236      | 71.504           |
| CHB16     | 99.899               | 27.660          | 99.999              | 42.975      | 27.660           |
| CHB17     | 99.759               | 43.243          | 99.988              | 59.122      | 43.238           |
| CHB18     | 99.842               | 44.444          | 99.986              | 59.319      | 44.438           |
| CHB19     | 99.865               | 42.194          | 99.993              | 57.971      | 42.191           |
| CHB20     | 99.754               | 19.205          | 100.000             | 32.222      | 19.205           |
| CHB21     | 99.877               | 34.483          | 99.990              | 49.123      | 34.480           |
| CHB22     | 99.941               | 72.464          | 99.992              | 81.967      | 72.458           |
| CHB23     | 99.788               | 58.469          | 99.975              | 71.287      | 58.454           |
| CHB24     | 99.573               | 53.131          | 99.895              | 63.134      | 53.075           |

ประสิทธิภาพในการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองที่แสดงอยู่ในตาราง 3.9 เป็นผลการจำแนกภาวะชักที่ดีที่สุดโดยอ้างอิงจากค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ ค่าเฉลี่ยของค่าความถูกต้อง  $A_c$  ค่าความไว  $S_e$  ค่าความจำเพาะ  $S_p$  ค่าคะแนน  $F_1$  และค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  ของการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองสำหรับทั้ง 24 ชุดข้อมูลเท่ากับร้อยละ

ละ 99.778 53.005 99.968 64.649 และ 52.985 ตามลำดับ ค่าคะแนน  $F_1$  และค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  ที่ดีที่สุดคือร้อยละ 95.130 และ 92.939 ตามลำดับ ซึ่งเป็นผลของการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองในชุดข้อมูล CHB11 โดยมีค่าเฉลี่ยของค่าความถูกต้อง  $A_c$  ค่าความไว  $S_e$  และค่าความจำเพาะ  $S_p$  เท่ากับร้อยละ 99.939 92.954 และ 99.984 ตามลำดับ

#### ค่าตัวยกกำลังสเปกตรัม

ค่าความถูกต้อง  $A_c$  ค่าความไว  $S_e$  ค่าความจำเพาะ  $S_p$  ค่าคะแนน  $F_1$  และค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  ของการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณเมื่อใช้ค่ายกกำลังสเปกตรัมของส่วนย่อยของแต่ละช่องสัญญาณของสัญญาณคลื่นสมองที่ดีที่สุดแสดงอยู่ในตาราง 3.10

ตาราง 3.10 ประสิทธิภาพในการจำแนกเวกเตอร์ของค่ายกกำลังสเปกตรัมของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณ

| ชุดข้อมูล | ความถูกต้อง<br>$A_c$ | ความไว<br>$S_e$ | ความจำเพาะ<br>$S_p$ | คะแนน $F_1$ | $S_e \times S_p$ |
|-----------|----------------------|-----------------|---------------------|-------------|------------------|
| CHB01     | 99.734               | 13.808          | 99.999              | 24.219      | 13.808           |
| CHB02     | 99.953               | 68.000          | 99.997              | 79.866      | 67.998           |
| CHB03     | 99.708               | 2.201           | 100.000             | 4.306       | 2.201            |
| CHB04     | 99.937               | 6.596           | 100.000             | 12.376      | 6.596            |
| CHB05     | 99.835               | 61.989          | 99.988              | 75.135      | 61.982           |
| CHB06     | 99.941               | 13.497          | 100.000             | 23.784      | 13.497           |
| CHB07     | 99.872               | 5.793           | 100.000             | 10.951      | 5.793            |
| CHB08     | 98.935               | 16.991          | 100.000             | 29.047      | 16.991           |
| CHB09     | 99.915               | 26.523          | 99.999              | 41.690      | 26.523           |
| CHB10     | 99.833               | 36.726          | 99.992              | 52.532      | 36.723           |
| CHB11     | 99.608               | 39.308          | 100.000             | 56.433      | 39.308           |
| CHB12     | 98.315               | 7.591           | 99.956              | 13.797      | 7.587            |
| CHB13     | 99.544               | 1.097           | 100.000             | 2.170       | 1.097            |
| CHB14     | 99.888               | 45.198          | 99.991              | 60.377      | 45.194           |
| CHB15     | 98.936               | 30.865          | 99.901              | 44.773      | 30.834           |
| CHB16     | 99.880               | 12.766          | 100.000             | 22.642      | 12.766           |
| CHB17     | 99.653               | 15.541          | 99.993              | 26.513      | 15.540           |
| CHB18     | 99.802               | 24.324          | 99.998              | 38.942      | 24.324           |

| ชุดข้อมูล | ความถูกต้อง<br>$A_c$ | ความไว<br>$S_e$ | ความจำเพาะ<br>$S_p$ | คะแนน $F_1$ | $S_e \times S_p$ |
|-----------|----------------------|-----------------|---------------------|-------------|------------------|
| CHB19     | 99.795               | 7.531           | 100.000             | 14.008      | 7.531            |
| CHB20     | 99.707               | 3.642           | 100.000             | 7.029       | 3.642            |
| CHB21     | 99.831               | 1.478           | 100.000             | 2.913       | 1.478            |
| CHB22     | 99.856               | 22.222          | 100.000             | 36.364      | 22.222           |
| CHB23     | 99.673               | 33.875          | 99.971              | 48.264      | 33.865           |
| CHB24     | 99.558               | 36.622          | 99.993              | 53.241      | 36.619           |

ค่าเฉลี่ยของค่าความถูกต้อง  $A_c$  ค่าความไว  $S_e$  ค่าความจำเพาะ  $S_p$  ค่าคะแนน  $F_1$  และค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  ของการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองสำหรับทั้ง 24 ชุดข้อมูลเท่ากับร้อยละ 99.655 22.258 99.991 32.557 และ 22.555 ตามลำดับ ค่าคะแนน  $F_1$  และค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  ที่ดีที่สุดคือร้อยละ 79.866 และ 67.998 ตามลำดับ ซึ่งเป็นผลของการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองในชุดข้อมูล CHB02 โดยมีค่าเฉลี่ยของค่าความถูกต้อง  $A_c$  ค่าความไว  $S_e$  และค่าความจำเพาะ  $S_p$  เท่ากับร้อยละ 99.953 68.000 และ 99.997 ตามลำดับ

#### ค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา

ค่าความถูกต้อง  $A_c$  ค่าความไว  $S_e$  ค่าความจำเพาะ  $S_p$  ค่าคะแนน  $F_1$  และค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  ของการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณเมื่อใช้ค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของแต่ละช่องสัญญาณของสัญญาณคลื่นสมองที่ดีที่สุดแสดงอยู่ในตาราง 3.11

ตาราง 3.11 ประสิทธิภาพในการจำแนกเวกเตอร์ของค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณ

| ชุดข้อมูล | ความถูกต้อง<br>$A_c$ | ความไว<br>$S_e$ | ความจำเพาะ<br>$S_p$ | คะแนน $F_1$ | $S_e \times S_p$ |
|-----------|----------------------|-----------------|---------------------|-------------|------------------|
| CHB01     | 99.870               | 57.684          | 100.000             | 73.164      | 57.684           |
| CHB02     | 99.975               | 81.714          | 100.000             | 89.937      | 81.714           |
| CHB03     | 99.907               | 68.949          | 100.000             | 81.621      | 68.949           |
| CHB04     | 99.939               | 12.073          | 99.999              | 21.296      | 12.073           |
| CHB05     | 99.934               | 83.659          | 100.000             | 91.103      | 83.659           |
| CHB06     | 99.938               | 8.589           | 100.000             | 15.819      | 8.589            |

| ชุดข้อมูล | ความถูกต้อง<br>$A_c$ | ความไว<br>$S_e$ | ความจำเพาะ<br>$S_p$ | คะแนน $F_1$ | $S_e \times S_p$ |
|-----------|----------------------|-----------------|---------------------|-------------|------------------|
| CHB07     | 99.939               | 55.793          | 100.000             | 71.484      | 55.793           |
| CHB08     | 99.235               | 40.368          | 100.000             | 57.517      | 40.368           |
| CHB09     | 99.983               | 85.357          | 100.000             | 92.100      | 85.357           |
| CHB10     | 99.975               | 90.728          | 99.998              | 94.810      | 90.726           |
| CHB11     | 99.975               | 96.168          | 100.000             | 98.047      | 96.168           |
| CHB12     | 98.926               | 40.132          | 99.989              | 57.036      | 40.128           |
| CHB13     | 99.563               | 5.119           | 100.000             | 9.739       | 5.119            |
| CHB14     | 99.851               | 22.034          | 99.999              | 35.945      | 22.034           |
| CHB15     | 99.463               | 66.899          | 99.925              | 77.691      | 66.849           |
| CHB16     | 99.884               | 15.957          | 100.000             | 27.523      | 15.957           |
| CHB17     | 99.709               | 28.041          | 99.999              | 43.684      | 28.041           |
| CHB18     | 99.890               | 57.658          | 100.000             | 73.143      | 57.658           |
| CHB19     | 99.953               | 78.661          | 100.000             | 88.056      | 78.661           |
| CHB20     | 99.825               | 42.384          | 100.000             | 59.535      | 42.384           |
| CHB21     | 99.835               | 3.941           | 100.000             | 7.583       | 3.941            |
| CHB22     | 99.972               | 85.507          | 99.999              | 91.948      | 85.506           |
| CHB23     | 99.903               | 78.654          | 99.999              | 87.938      | 78.653           |
| CHB24     | 99.781               | 68.121          | 100.000             | 81.038      | 68.121           |

ค่าเฉลี่ยของค่าความถูกต้อง  $A_c$  ค่าความไว  $S_e$  ค่าความจำเพาะ  $S_p$  ค่าคะแนน  $F_1$  และค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  ของการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองสำหรับทั้ง 24 ชุดข้อมูลเท่ากับร้อยละ 99.801 53.091 99.996 63.657 และ 53.089 ตามลำดับ ค่าคะแนน  $F_1$  และค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  ที่ดีที่สุดคือร้อยละ 98.047 และ 96.168 ตามลำดับ ซึ่งเป็นผลของการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองในชุดข้อมูล CHB11

### 3.2.2 การจำแนกคุณลักษณะเฉพาะหลักของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณ

ผลของการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณที่ได้มาจากการคุณลักษณะเฉพาะทั้ง 3 กลุ่ม นั่นคือ ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ค่าด้วยกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา สำหรับแต่ละชุดข้อมูลมีผลดังต่อไปนี้

### ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ท

ค่าความถูกต้อง  $A_c$  ค่าความไว  $S_e$  ค่าความจำเพาะ  $S_p$  ค่าคะแนน  $F_1$  และค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  ของการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองในทุกช่องสัญญาณเมื่อใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ทแสดงอยู่ในตาราง 3.12

ตาราง 3.12 ประสิทธิภาพในการจำแนกเวกเตอร์ของค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ทของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณ

| ชุดข้อมูล | ความถูกต้อง<br>$A_c$ | ความไว<br>$S_e$ | ความจำเพาะ<br>$S_p$ | คะแนน $F_1$ | $S_e \times S_p$ |
|-----------|----------------------|-----------------|---------------------|-------------|------------------|
| CHB01     | 99.781               | 30.067          | 99.996              | 45.763      | 30.066           |
| CHB02     | 99.913               | 38.857          | 99.997              | 55.061      | 38.856           |
| CHB03     | 99.830               | 44.389          | 99.993              | 60.544      | 44.386           |
| CHB04     | 99.934               | 1.862           | 100.000             | 3.655       | 1.862            |
| CHB05     | 99.911               | 84.902          | 99.971              | 88.437      | 84.877           |
| CHB06     | 99.945               | 23.926          | 99.997              | 37.321      | 23.925           |
| CHB07     | 99.880               | 13.720          | 99.998              | 23.747      | 13.720           |
| CHB08     | 99.443               | 63.095          | 99.916              | 74.410      | 63.042           |
| CHB09     | 99.911               | 22.383          | 99.999              | 36.257      | 22.383           |
| CHB10     | 99.966               | 90.337          | 99.990              | 92.948      | 90.328           |
| CHB11     | 99.935               | 92.213          | 99.985              | 94.790      | 92.199           |
| CHB12     | 99.512               | 73.597          | 99.981              | 84.278      | 73.583           |
| CHB13     | 99.707               | 42.230          | 99.973              | 57.037      | 42.219           |
| CHB14     | 99.875               | 35.028          | 99.998              | 51.452      | 35.027           |
| CHB15     | 99.540               | 77.435          | 99.853              | 82.478      | 77.321           |
| CHB16     | 99.887               | 18.085          | 100.000             | 30.631      | 18.085           |
| CHB17     | 99.680               | 20.946          | 99.999              | 34.540      | 20.946           |
| CHB18     | 99.827               | 39.640          | 99.984              | 54.321      | 39.634           |
| CHB19     | 99.824               | 18.803          | 100.000             | 31.655      | 18.803           |
| CHB20     | 99.700               | 1.325           | 100.000             | 2.614       | 1.325            |
| CHB21     | 99.860               | 22.660          | 99.993              | 35.798      | 22.658           |
| CHB22     | 99.949               | 75.845          | 99.994              | 84.636      | 75.840           |
| CHB23     | 99.728               | 44.548          | 99.978              | 59.627      | 44.538           |

| ชุดข้อมูล | ความถูกต้อง<br>$A_c$ | ความไว<br>$S_e$ | ความจำเพาะ<br>$S_p$ | คะแนน $F_1$ | $S_e \times S_p$ |
|-----------|----------------------|-----------------|---------------------|-------------|------------------|
| CHB24     | 99.567               | 37.951          | 99.993              | 54.645      | 37.948           |

ค่าเฉลี่ยของค่าความถูกต้อง  $A_c$  ค่าความไว  $S_e$  ค่าความจำเพาะ  $S_p$  ค่าคะแนน  $F_1$  และค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  ของการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองสำหรับทั้ง 24 ชุดข้อมูลเท่ากับร้อยละ 99.796 42.243 99.983 53.194 และ 42.232 ตามลำดับ ค่าคะแนน  $F_1$  และค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  ที่ดีที่สุดคือร้อยละ 94.790 และ 92.199 ตามลำดับ ซึ่งเป็นผลของการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองในชุดข้อมูล CHB11 โดยมีค่าเฉลี่ยของค่าความถูกต้อง  $A_c$  ค่าความไว  $S_e$  และค่าความจำเพาะ  $S_p$  เท่ากับร้อยละ 99.935 92.213 และ 99.985 ตามลำดับ

#### ค่าตัวยกกำลังสเปกตรัม

ค่าความถูกต้อง  $A_c$  ค่าความไว  $S_e$  ค่าความจำเพาะ  $S_p$  ค่าคะแนน  $F_1$  และค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  ของการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองในทุกช่องสัญญาณเมื่อใช้ค่ายกกำลังสเปกตรัมแสดงอยู่ในตาราง 3.13

ตาราง 3.13 ประสิทธิภาพในการจำแนกเวกเตอร์ของค่ายกกำลังสเปกตรัมของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณ

| ชุดข้อมูล | ความถูกต้อง<br>$A_c$ | ความไว<br>$S_e$ | ความจำเพาะ<br>$S_p$ | คะแนน $F_1$ | $S_e \times S_p$ |
|-----------|----------------------|-----------------|---------------------|-------------|------------------|
| CHB01     | 99.725               | 10.913          | 99.999              | 19.639      | 10.913           |
| CHB02     | 99.910               | 38.286          | 99.995              | 54.032      | 38.284           |
| CHB03     | 99.790               | 28.678          | 99.999              | 44.487      | 28.678           |
| CHB04     | 99.945               | 18.617          | 100.000             | 31.390      | 18.617           |
| CHB05     | 99.855               | 68.739          | 99.981              | 79.222      | 68.726           |
| CHB06     | 99.949               | 30.675          | 99.996              | 45.045      | 30.674           |
| CHB07     | 99.882               | 13.110          | 100.000             | 23.181      | 13.110           |
| CHB08     | 98.892               | 13.636          | 100.000             | 24.000      | 13.636           |
| CHB09     | 99.920               | 29.964          | 100.000             | 45.983      | 29.964           |
| CHB10     | 99.867               | 49.438          | 99.992              | 64.801      | 49.434           |
| CHB11     | 99.652               | 50.927          | 99.969              | 65.397      | 50.911           |
| CHB12     | 99.849               | 91.485          | 100.000             | 95.553      | 91.485           |

| ชุดข้อมูล | ความถูกต้อง<br>$A_c$ | ความไว<br>$S_e$ | ความจำเพาะ<br>$S_p$ | คะแนน $F_1$ | $S_e \times S_p$ |
|-----------|----------------------|-----------------|---------------------|-------------|------------------|
| CHB13     | 99.623               | 18.282          | 99.999              | 30.864      | 18.282           |
| CHB14     | 99.859               | 32.203          | 99.987              | 46.341      | 32.199           |
| CHB15     | 99.820               | 88.569          | 99.980              | 93.225      | 88.551           |
| CHB16     | 99.871               | 6.383           | 100.000             | 12.000      | 6.383            |
| CHB17     | 99.773               | 45.270          | 99.993              | 61.609      | 45.267           |
| CHB18     | 99.835               | 36.937          | 99.998              | 53.712      | 36.936           |
| CHB19     | 99.827               | 20.940          | 99.999              | 34.507      | 20.940           |
| CHB20     | 99.731               | 11.589          | 100.000             | 20.772      | 11.589           |
| CHB21     | 99.863               | 20.690          | 99.999              | 34.146      | 20.690           |
| CHB22     | 99.840               | 13.527          | 100.000             | 23.830      | 13.527           |
| CHB23     | 99.620               | 17.401          | 99.993              | 29.240      | 17.400           |
| CHB24     | 99.607               | 44.592          | 99.988              | 60.960      | 44.587           |

ค่าเฉลี่ยของค่าความถูกต้อง  $A_c$  ค่าความไว  $S_e$  ค่าความจำเพาะ  $S_p$  ค่าคะแนน  $F_1$  และค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  ของการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองสำหรับทั้ง 24 ชุดข้อมูลเท่ากับร้อยละ 99.771 33.369 99.994 45.581 และ 33.366 ตามลำดับ ค่าคะแนน  $F_1$  และค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  ที่ดีที่สุดคือร้อยละ 95.553 และ 91.485 ตามลำดับ ซึ่งเป็นผลของการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองในชุดข้อมูล CHB12 โดยมีค่าเฉลี่ยของค่าความถูกต้อง  $A_c$  ค่าความไว  $S_e$  และค่าความจำเพาะ  $S_p$  เท่ากับร้อยละ 99.849 91.485 และ 100.000 ตามลำดับ

#### ค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา

ค่าความถูกต้อง  $A_c$  ค่าความไว  $S_e$  ค่าความจำเพาะ  $S_p$  ค่าคะแนน  $F_1$  และค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  ของการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองในทุกช่องสัญญาณเมื่อใช้ค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาแสดงอยู่ในตาราง 3.14

ตาราง 3.14 ประสิทธิภาพในการจำแนกเวกเตอร์ของค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณ

| ชุดข้อมูล | ความถูกต้อง<br>$A_c$ | ความไว<br>$S_e$ | ความจำเพาะ<br>$S_p$ | คะแนน $F_1$ | $S_e \times S_p$ |
|-----------|----------------------|-----------------|---------------------|-------------|------------------|
| CHB01     | 99.791               | 34.298          | 99.993              | 50.245      | 34.296           |

| ชุดข้อมูล | ความถูกต้อง<br>$A_c$ | ความไว<br>$S_e$ | ความจำเพาะ<br>$S_p$ | คะแนน $F_1$ | $S_e \times S_p$ |
|-----------|----------------------|-----------------|---------------------|-------------|------------------|
| CHB02     | 99.998               | 98.286          | 100.000             | 99.135      | 98.286           |
| CHB03     | 99.869               | 58.750          | 99.990              | 72.419      | 58.744           |
| CHB04     | 99.981               | 72.800          | 100.000             | 84.129      | 72.800           |
| CHB05     | 99.995               | 98.757          | 100.000             | 99.374      | 98.757           |
| CHB06     | 99.961               | 42.331          | 100.000             | 59.483      | 42.331           |
| CHB07     | 99.979               | 84.756          | 100.000             | 91.749      | 84.756           |
| CHB08     | 99.644               | 72.619          | 99.996              | 83.980      | 72.616           |
| CHB09     | 99.988               | 89.170          | 100.000             | 94.275      | 89.170           |
| CHB10     | 99.989               | 95.740          | 100.000             | 97.824      | 95.740           |
| CHB11     | 99.978               | 96.539          | 100.000             | 98.239      | 96.539           |
| CHB12     | 94.872               | 70.320          | 98.539              | 77.192      | 69.293           |
| CHB13     | 97.288               | 85.813          | 100.000             | 92.679      | 85.813           |
| CHB14     | 99.938               | 67.232          | 100.000             | 80.405      | 67.232           |
| CHB15     | 99.660               | 75.944          | 99.996              | 86.182      | 75.941           |
| CHB16     | 99.983               | 99.105          | 100.000             | 99.559      | 99.105           |
| CHB17     | 99.703               | 28.716          | 99.990              | 43.814      | 28.713           |
| CHB18     | 99.825               | 37.838          | 99.987              | 52.941      | 37.833           |
| CHB19     | 99.985               | 93.191          | 100.000             | 96.476      | 93.191           |
| CHB20     | 99.723               | 7.718           | 100.000             | 14.330      | 7.718            |
| CHB21     | 99.999               | 99.507          | 100.000             | 99.753      | 99.507           |
| CHB22     | 99.957               | 78.744          | 99.996              | 87.166      | 78.741           |
| CHB23     | 99.824               | 63.805          | 99.987              | 76.602      | 63.797           |
| CHB24     | 99.816               | 73.245          | 100.000             | 84.556      | 73.245           |

ค่าเฉลี่ยของค่าความถูกต้อง  $A_c$  ค่าความไว  $S_e$  ค่าความจำเพาะ  $S_p$  ค่าคะแนน  $F_1$  และค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  ของการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองสำหรับทั้ง 24 ชุดข้อมูลเท่ากับร้อยละ 99.573 71.884 99.936 80.104 และ 71.840 ตามลำดับ ค่าคะแนน  $F_1$  และค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  ที่ดีที่สุดคือร้อยละ 99.753 และ 99.507 ตามลำดับ ซึ่งเป็นผลของการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองในชุดข้อมูล CHB21 โดยมี

ค่าเฉลี่ยของค่าความถูกต้อง  $A_c$  ค่าความไว  $S_e$  และค่าความจำเพาะ  $S_p$  เท่ากับร้อยละ 99.999 99.507 และ 100.00 ตามลำดับ

### 3.2.3 ประสิทธิภาพการจำแนกภาวะชักแบบไม่ขึ้นอยู่กับตัวอย่าง

ผลของการจำแนกเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณโดยไม่แบ่งชุดข้อมูลเมื่อใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ค่าตัวยกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาสรุปได้ดังต่อไปนี้ สำหรับการนำค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองเป็นคุณลักษณะเฉพาะ ความถูกต้อง  $A_c$  ความไว  $S_e$  ความจำเพาะ  $S_p$  คะแนน  $F_1$  และผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  มีค่าเท่ากับร้อยละ 99.744 13.033 99.996 22.804 และ 13.033 ตามลำดับ สำหรับการนำค่าตัวยกกำลังสเปกตรัมของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองเป็นคุณลักษณะเฉพาะ ความถูกต้อง  $A_c$  ความไว  $S_e$  ความจำเพาะ  $S_p$  คะแนน  $F_1$  และผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  มีค่าเท่ากับร้อยละ 99.760 11.438 99.999 20.524 และ 11.438 ตามลำดับ และ สำหรับการนำค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองเป็นคุณลักษณะเฉพาะ ความถูกต้อง  $A_c$  ความไว  $S_e$  ความจำเพาะ  $S_p$  คะแนน  $F_1$  และผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  มีค่าเท่ากับร้อยละ 99.752 7.230 99.999 13.478 และ 7.230 ตามลำดับ

### 3.3 ประสิทธิภาพในการตรวจจับภาวะชัก

คุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมอง ซึ่งประกอบด้วย ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ค่าตัวยกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่เป็นคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาถูกนำไปประยุกต์ใช้ในการตรวจจับภาวะชัก ประสิทธิภาพในการตรวจจับภาวะชักซึ่งพิจารณาจาก โดยประสิทธิภาพในการตรวจจับภาวะชักพิจารณาจากความถูกต้องในการตรวจจับภาวะชัก (accuracy) อัตราการตรวจจับเท็จ (false detection rate) และเวลาแฝงของการตรวจจับภาวะชัก (latency) แบ่งออกเป็น การตรวจจับภาวะชักแบบรายช่องสัญญาณและการตรวจจับภาวะชักแบบทุกช่องสัญญาณ

#### 3.3.1 การตรวจจับภาวะชักแบบรายช่องสัญญาณ

ผลการตรวจจับภาวะชักแบบรายช่องสัญญาณเมื่อใช้คุณลักษณะเฉพาะเป็นค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ค่าตัวยกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาซึ่งประกอบด้วยจำนวนภาวะชักจริง จำนวนภาวะชักที่ถูกตรวจจับ จำนวนภาวะชักที่พลาด และจำนวนภาวะชักเท็จที่ดีที่สุดถูกสรุปอยู่ในตาราง 3.15 3.16 และ 3.17 ตามลำดับ

ตาราง 3.15 ผลการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์  
เวฟเล็ตของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณ

| ชุดข้อมูล | จำนวนภาวะชักจริง | จำนวนภาวะชัก<br>ที่ถูกตรวจจับ | จำนวนภาวะชัก<br>ที่พลาด | จำนวนภาวะชักเท็จ |
|-----------|------------------|-------------------------------|-------------------------|------------------|
| CHB01     | 7                | 7                             | 0                       | 0                |
| CHB02     | 3                | 3                             | 0                       | 3                |
| CHB03     | 7                | 7                             | 0                       | 0                |
| CHB04     | 4                | 4                             | 0                       | 0                |
| CHB05     | 5                | 5                             | 0                       | 2                |
| CHB06     | 10               | 9                             | 1                       | 0                |
| CHB07     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB08     | 5                | 5                             | 0                       | 7                |
| CHB09     | 4                | 4                             | 0                       | 1                |
| CHB10     | 7                | 7                             | 0                       | 7                |
| CHB11     | 3                | 3                             | 0                       | 3                |
| CHB12     | 40               | 22                            | 18                      | 0                |
| CHB13     | 12               | 8                             | 4                       | 0                |
| CHB14     | 8                | 8                             | 0                       | 0                |
| CHB15     | 20               | 15                            | 5                       | 0                |
| CHB16     | 10               | 8                             | 2                       | 0                |
| CHB17     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB18     | 6                | 5                             | 1                       | 0                |
| CHB19     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB20     | 8                | 8                             | 0                       | 0                |
| CHB21     | 4                | 4                             | 0                       | 2                |
| CHB22     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB23     | 7                | 7                             | 0                       | 0                |
| CHB24     | 16               | 14                            | 2                       | 3                |
| รวม       | 198              | 165                           | 33                      | 28               |

ตาราง 3.16 ผลการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่ายกกำลังสเปกตรัมของส่วนย่อยของสัญญาณ  
คลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณ

| ชุดข้อมูล | จำนวนภาวะชักจริง | จำนวนภาวะชัก<br>ที่ถูกตรวจจับ | จำนวนภาวะชัก<br>ที่พลาด | จำนวนภาวะชักเท็จ |
|-----------|------------------|-------------------------------|-------------------------|------------------|
| CHB01     | 7                | 6                             | 1                       | 0                |
| CHB02     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB03     | 7                | 2                             | 5                       | 0                |
| CHB04     | 4                | 3                             | 1                       | 0                |
| CHB05     | 5                | 5                             | 0                       | 0                |
| CHB06     | 10               | 6                             | 4                       | 0                |
| CHB07     | 3                | 2                             | 1                       | 0                |
| CHB08     | 5                | 5                             | 0                       | 0                |
| CHB09     | 4                | 4                             | 0                       | 0                |
| CHB10     | 7                | 7                             | 0                       | 0                |
| CHB11     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB12     | 40               | 13                            | 27                      | 0                |
| CHB13     | 12               | 2                             | 10                      | 0                |
| CHB14     | 8                | 6                             | 2                       | 0                |
| CHB15     | 20               | 16                            | 4                       | 0                |
| CHB16     | 10               | 4                             | 6                       | 0                |
| CHB17     | 3                | 2                             | 1                       | 0                |
| CHB18     | 6                | 5                             | 1                       | 0                |
| CHB19     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB20     | 8                | 2                             | 6                       | 0                |
| CHB21     | 4                | 1                             | 3                       | 0                |
| CHB22     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB23     | 7                | 7                             | 0                       | 2                |
| CHB24     | 16               | 14                            | 2                       | 0                |
| รวม       | 198              | 124                           | 74                      | 2                |

ตาราง 3.17 ผลการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา  
ของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณ

| ชุดข้อมูล | จำนวนภาวะชักจริง | จำนวนภาวะชัก<br>ที่ถูกตรวจจับ | จำนวนภาวะชัก<br>ที่พลาด | จำนวนภาวะชักเท็จ |
|-----------|------------------|-------------------------------|-------------------------|------------------|
| CHB01     | 7                | 7                             | 0                       | 0                |
| CHB02     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB03     | 7                | 7                             | 0                       | 0                |
| CHB04     | 4                | 2                             | 2                       | 0                |
| CHB05     | 5                | 5                             | 0                       | 0                |
| CHB06     | 10               | 4                             | 6                       | 0                |
| CHB07     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB08     | 5                | 5                             | 0                       | 0                |
| CHB09     | 4                | 4                             | 0                       | 0                |
| CHB10     | 7                | 7                             | 0                       | 0                |
| CHB11     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB12     | 40               | 24                            | 16                      | 0                |
| CHB13     | 12               | 2                             | 10                      | 0                |
| CHB14     | 8                | 5                             | 3                       | 0                |
| CHB15     | 20               | 20                            | 0                       | 6                |
| CHB16     | 10               | 5                             | 5                       | 0                |
| CHB17     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB18     | 6                | 5                             | 1                       | 0                |
| CHB19     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB20     | 8                | 8                             | 0                       | 0                |
| CHB21     | 4                | 2                             | 2                       | 0                |
| CHB22     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB23     | 7                | 7                             | 0                       | 0                |
| CHB24     | 16               | 14                            | 2                       | 0                |
| รวม       | 198              | 151                           | 47                      | 6                |

จำนวนของภาวะชักที่สามารถตรวจจับได้โดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของ  
สัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ค่ายกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิง

เวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณมีจำนวนเท่ากับ 165 124 และ 151 ตามลำดับ โดยมีจำนวนภาวะชักที่ไม่ถูกตรวจจับจำนวนเท่ากับ 33 74 และ 47 และภาวะชักเท็จที่ถูกตรวจจับจำนวนเท่ากับ 28 2 และ 6 ตามลำดับ

จากผลการตรวจจับภาวะชักโดยใช้สัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณซึ่งแสดงอยู่ในตาราง 3.15 3.16 และ 3.17 คิดเป็นประสิทธิภาพในการตรวจจับภาวะชัก ซึ่งประกอบด้วย ความถูกต้อง อัตราการตรวจจับเท็จ การระบุการเริ่มต้นของภาวะชัก และการระบุการสิ้นสุดของภาวะชักสำหรับแต่ละชุดข้อมูลดังสรุปไว้ในตาราง 3.18 3.19 และ 3.20 ตามลำดับ

ตาราง 3.18 ประสิทธิภาพในการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณ

| ชุดข้อมูล | ความถูกต้อง | อัตราการตรวจจับเท็จ (ครั้ง/) | ผลต่างเวลาในการระบุการเริ่มต้นของภาวะชัก (วินาที) |                   |                | ผลต่างเวลาในการระบุการสิ้นสุดของภาวะชัก (วินาที) |                   |                |
|-----------|-------------|------------------------------|---------------------------------------------------|-------------------|----------------|--------------------------------------------------|-------------------|----------------|
|           |             |                              | ค่าเฉลี่ย                                         | ค่าเฉลี่ยสัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด | ค่าเฉลี่ย                                        | ค่าเฉลี่ยสัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด |
| CHB01     | 100.000     | 0.000                        | 11.29                                             | 11.29             | 4              | -18.57                                           | 18.57             | 1              |
| CHB02     | 100.000     | 0.085                        | 2.33                                              | 2.33              | 0              | -3.00                                            | 3.67              | 1              |
| CHB03     | 100.000     | 0.000                        | 23.71                                             | 23.71             | 17             | -20.14                                           | 20.14             | 10             |
| CHB04     | 100.000     | 0.000                        | 23.25                                             | 23.25             | 9              | -42.75                                           | 42.75             | 29             |
| CHB05     | 100.000     | 0.051                        | 17.00                                             | 17.00             | 9              | -3.40                                            | 3.40              | 0              |
| CHB06     | 90.000      | 0.000                        | 2.11                                              | 2.11              | 1              | -10.00                                           | 10.00             | 6              |
| CHB07     | 100.000     | 0.000                        | 17.67                                             | 17.67             | 2              | -34.67                                           | 34.67             | 10             |
| CHB08     | 100.000     | 0.350                        | 3.40                                              | 3.40              | 1              | -34.20                                           | 34.20             | 9              |
| CHB09     | 100.000     | 0.015                        | 5.25                                              | 5.25              | 2              | -5.25                                            | 5.25              | 1              |
| CHB10     | 100.000     | 0.140                        | 2.43                                              | 2.43              | 0              | -3.86                                            | 3.86              | 0              |
| CHB11     | 100.000     | 0.086                        | -0.33                                             | 1.00              | 0              | -8.67                                            | 8.67              | 2              |
| CHB12     | 55.000      | 0.000                        | 5.09                                              | 5.64              | 0              | 131.09                                           | 144.36            | 2              |
| CHB13     | 66.667      | 0.000                        | 3.75                                              | 19.00             | 5              | -18.38                                           | 18.63             | 1              |
| CHB14     | 100.000     | 0.000                        | 3.63                                              | 3.63              | 3              | -3.75                                            | 4.25              | 1              |
| CHB15     | 75.000      | 0.000                        | 16.72                                             | 16.94             | 0              | -11.28                                           | 11.28             | 1              |
| CHB16     | 80.000      | 0.000                        | -3.50                                             | 4.75              | 1              | -3.75                                            | 5.75              | 3              |
| CHB17     | 100.000     | 0.000                        | 37.00                                             | 37.00             | 7              | -26.67                                           | 27.33             | 1              |
| CHB18     | 83.333      | 0.000                        | 8.60                                              | 8.60              | 6              | -13.20                                           | 13.20             | 2              |
| CHB19     | 100.000     | 0.000                        | 15.00                                             | 15.00             | 9              | 2.67                                             | 18.67             | 5              |
| CHB20     | 100.000     | 0.000                        | 7.38                                              | 7.38              | 2              | -22.88                                           | 22.88             | 2              |
| CHB21     | 100.000     | 0.061                        | 4.75                                              | 4.75              | 3              | -4.75                                            | 4.75              | 3              |

| ชุด<br>ข้อมูล | ความถูกต้อง | อัตราการ<br>ตรวจจับ<br>เท็จ<br>(ครั้ง/ | ผลต่างเวลาในการระบุการเริ่มต้น<br>ของภาวะชัก (วินาที) |                       |                | ผลต่างเวลาในการระบุการสิ้นสุด<br>ของภาวะชัก (วินาที) |                       |                |
|---------------|-------------|----------------------------------------|-------------------------------------------------------|-----------------------|----------------|------------------------------------------------------|-----------------------|----------------|
|               |             |                                        | ค่าเฉลี่ย                                             | ค่าเฉลี่ย<br>สัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด | ค่าเฉลี่ย                                            | ค่าเฉลี่ย<br>สัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด |
| CHB22         | 100.000     | 0.000                                  | 24.67                                                 | 24.67                 | 2              | -7.67                                                | 7.67                  | 3              |
| CHB23         | 100.000     | 0.000                                  | 11.71                                                 | 11.71                 | 4              | -14.14                                               | 14.14                 | 1              |
| CHB24         | 87.500      | 0.141                                  | 7.36                                                  | 7.36                  | 2              | 74.64                                                | 87.93                 | 4              |
| รวม           | 83.333      | 0.028                                  |                                                       |                       |                |                                                      |                       |                |

ตาราง 3.19 ประสิทธิภาพในการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่ายกกำลังสเปกตรัมของส่วนย่อยของ  
สัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณ

| ชุด<br>ข้อมูล | ความถูกต้อง | อัตราการ<br>ตรวจจับ<br>เท็จ<br>(ครั้ง/ | ผลต่างเวลาในการระบุการเริ่มต้น<br>ของภาวะชัก (วินาที) |                       |                | ผลต่างเวลาในการระบุการสิ้นสุด<br>ของภาวะชัก (วินาที) |                       |                |
|---------------|-------------|----------------------------------------|-------------------------------------------------------|-----------------------|----------------|------------------------------------------------------|-----------------------|----------------|
|               |             |                                        | ค่าเฉลี่ย                                             | ค่าเฉลี่ย<br>สัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด | ค่าเฉลี่ย                                            | ค่าเฉลี่ย<br>สัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด |
| CHB01         | 85.714      | 0.000                                  | 21.17                                                 | 21.17                 | 2              | -23.33                                               | 23.33                 | 12             |
| CHB02         | 100.000     | 0.000                                  | 8.33                                                  | 8.33                  | 2              | -24.33                                               | 24.33                 | 5              |
| CHB03         | 28.571      | 0.000                                  | 2.00                                                  | 2.00                  | 2              | -49.00                                               | 49.00                 | 49             |
| CHB04         | 75.000      | 0.000                                  | 9.00                                                  | 9.00                  | 2              | -87.67                                               | 87.67                 | 84             |
| CHB05         | 100.000     | 0.000                                  | 31.40                                                 | 31.40                 | 3              | -36.20                                               | 36.20                 | 14             |
| CHB06         | 60.000      | 0.000                                  | 2.33                                                  | 2.33                  | 1              | -10.50                                               | 10.50                 | 7              |
| CHB07         | 66.667      | 0.000                                  | 36.50                                                 | 36.50                 | 26             | -33.00                                               | 33.00                 | 9              |
| CHB08         | 100.000     | 0.000                                  | 16.00                                                 | 16.00                 | 1              | -93.80                                               | 93.80                 | 12             |
| CHB09         | 100.000     | 0.000                                  | 10.75                                                 | 10.75                 | 5              | -19.50                                               | 19.50                 | 10             |
| CHB10         | 100.000     | 0.000                                  | 27.57                                                 | 27.57                 | 18             | -19.71                                               | 19.71                 | 9              |
| CHB11         | 100.000     | 0.000                                  | 20.00                                                 | -28.33                | 0              | -28.33                                               | 28.33                 | 14             |
| CHB12         | 32.500      | 0.000                                  | 7.92                                                  | 7.92                  | 2              | 53.92                                                | 75.77                 | 8              |
| CHB13         | 16.667      | 0.000                                  | 23.50                                                 | -43.00                | 6              | -43.00                                               | 43.00                 | 28             |
| CHB14         | 75.000      | 0.000                                  | 4.00                                                  | -4.71                 | 3              | -4.71                                                | 4.71                  | 0              |
| CHB15         | 80.000      | 0.000                                  | 11.38                                                 | 12.13                 | 0              | -38.63                                               | 38.63                 | 1              |
| CHB16         | 40.000      | 0.000                                  | 3.25                                                  | -4.00                 | 2              | -4.00                                                | 4.00                  | 3              |
| CHB17         | 66.667      | 0.000                                  | 9.50                                                  | -60.00                | 2              | -60.00                                               | 60.00                 | 8              |
| CHB18         | 83.333      | 0.000                                  | 15.00                                                 | -15.80                | 2              | -15.80                                               | 15.80                 | 2              |
| CHB19         | 100.000     | 0.000                                  | 32.33                                                 | -44.00                | 13             | -44.00                                               | 44.00                 | 14             |
| CHB20         | 25.000      | 0.000                                  | 28.67                                                 | -12.33                | 17             | -12.33                                               | 12.33                 | 3              |
| CHB21         | 25.000      | 0.000                                  | 36.00                                                 | -13.00                | 36             | -13.00                                               | 13.00                 | 13             |

| ชุด<br>ข้อมูล | ความถูกต้อง | อัตราการ<br>ตรวจจับ<br>เท็จ<br>(ครั้ง/ | ผลต่างเวลาในการระบุการเริ่มต้น<br>ของภาวะชัก (วินาที) |                       |                | ผลต่างเวลาในการระบุการสิ้นสุด<br>ของภาวะชัก (วินาที) |                       |                |
|---------------|-------------|----------------------------------------|-------------------------------------------------------|-----------------------|----------------|------------------------------------------------------|-----------------------|----------------|
|               |             |                                        | ค่าเฉลี่ย                                             | ค่าเฉลี่ย<br>สัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด | ค่าเฉลี่ย                                            | ค่าเฉลี่ย<br>สัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด |
| CHB22         | 100.000     | 0.000                                  | 15.67                                                 | -13.00                | 6              | -13.00                                               | 13.00                 | 6              |
| CHB23         | 100.000     | 0.075                                  | 11.00                                                 | -12.43                | 2              | -12.43                                               | 12.43                 | 2              |
| CHB24         | 87.500      | 0.000                                  | 7.79                                                  | 33.71                 | 2              | 33.71                                                | 57.86                 | 3              |
| รวม           | 62.626      | 0.002                                  |                                                       |                       |                |                                                      |                       |                |

ตาราง 3.20 ประสิทธิภาพในการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณ

| ชุด<br>ข้อมูล | ความถูกต้อง | อัตราการ<br>ตรวจจับ<br>เท็จ<br>(ครั้ง/ | ผลต่างเวลาในการระบุการเริ่มต้น<br>ของภาวะชัก (วินาที) |                       |                | ผลต่างเวลาในการระบุการสิ้นสุด<br>ของภาวะชัก (วินาที) |                       |                |
|---------------|-------------|----------------------------------------|-------------------------------------------------------|-----------------------|----------------|------------------------------------------------------|-----------------------|----------------|
|               |             |                                        | ค่าเฉลี่ย                                             | ค่าเฉลี่ย<br>สัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด | ค่าเฉลี่ย                                            | ค่าเฉลี่ย<br>สัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด |
| CHB01         | 100.000     | 0.000                                  | 8.14                                                  | 8.14                  | 3.00           | -16.57                                               | 16.57                 | 1.00           |
| CHB02         | 100.000     | 0.000                                  | 5.67                                                  | 5.67                  | 1.00           | -3.00                                                | 3.00                  | 1.00           |
| CHB03         | 100.000     | 0.000                                  | 10.00                                                 | 10.00                 | 1.00           | -7.43                                                | 7.43                  | 1.00           |
| CHB04         | 50.000      | 0.000                                  | 50.50                                                 | 50.50                 | 32.00          | -40.00                                               | 40.00                 | 33.00          |
| CHB05         | 100.000     | 0.000                                  | 32.20                                                 | 32.20                 | 8.00           | -3.00                                                | 3.00                  | 1.00           |
| CHB06         | 40.000      | 0.000                                  | 11.50                                                 | 11.50                 | 8.00           | -3.50                                                | 3.50                  | 2.00           |
| CHB07         | 100.000     | 0.000                                  | 28.67                                                 | 28.67                 | 25.00          | -25.67                                               | 25.67                 | 2.00           |
| CHB08         | 100.000     | 0.000                                  | 26.40                                                 | 26.40                 | 9.00           | -75.20                                               | 75.20                 | 26.00          |
| CHB09         | 100.000     | 0.000                                  | 9.25                                                  | 9.25                  | 6.00           | -13.00                                               | 13.00                 | 2.00           |
| CHB10         | 100.000     | 0.000                                  | 7.71                                                  | 7.71                  | 3.00           | -12.14                                               | 12.14                 | 0.00           |
| CHB11         | 100.000     | 0.000                                  | 1.33                                                  | 1.33                  | 1.00           | -8.33                                                | 8.33                  | 1.00           |
| CHB12         | 60.000      | 0.000                                  | 7.33                                                  | 7.33                  | 1.00           | 111.13                                               | 118.79                | 0.00           |
| CHB13         | 16.667      | 0.000                                  | 13.00                                                 | 13.00                 | 6.00           | -13.50                                               | 13.50                 | 4.00           |
| CHB14         | 62.500      | 0.000                                  | 6.00                                                  | 6.00                  | 3.00           | -7.20                                                | 7.20                  | 3.00           |
| CHB15         | 100.000     | 0.150                                  | 1.00                                                  | 7.60                  | 0.00           | -6.55                                                | 6.85                  | 0.00           |
| CHB16         | 50.000      | 0.000                                  | 1.60                                                  | 1.60                  | 1.00           | -5.20                                                | 5.20                  | 3.00           |
| CHB17         | 100.000     | 0.000                                  | 29.67                                                 | 29.67                 | 27.00          | -26.00                                               | 26.00                 | 10.00          |
| CHB18         | 83.333      | 0.000                                  | 8.80                                                  | 8.80                  | 6.00           | -7.00                                                | 7.00                  | 2.00           |
| CHB19         | 100.000     | 0.000                                  | 36.00                                                 | 36.00                 | 24.00          | -5.67                                                | 5.67                  | 3.00           |
| CHB20         | 100.000     | 0.000                                  | 18.63                                                 | 18.63                 | 2.00           | -7.63                                                | 7.63                  | 2.00           |
| CHB21         | 50.000      | 0.000                                  | 50.00                                                 | 50.00                 | 45.00          | -8.50                                                | 8.50                  | 0.00           |

| ชุดข้อมูล | ความถูกต้อง | อัตราการตรวจจับเท็จ (ครั้ง/ครั้ง) | ผลต่างเวลาในการระบุการเริ่มต้นของภาวะชัก (วินาที) |                   |                | ผลต่างเวลาในการระบุการสิ้นสุดของภาวะชัก (วินาที) |                   |                |
|-----------|-------------|-----------------------------------|---------------------------------------------------|-------------------|----------------|--------------------------------------------------|-------------------|----------------|
|           |             |                                   | ค่าเฉลี่ย                                         | ค่าเฉลี่ยสัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด | ค่าเฉลี่ย                                        | ค่าเฉลี่ยสัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด |
| CHB22     | 100.000     | 0.000                             | 5.00                                              | 5.00              | 2.00           | -2.33                                            | 2.33              | 2.00           |
| CHB23     | 100.000     | 0.000                             | 6.43                                              | 6.43              | 1.00           | -1.86                                            | 2.43              | 0.00           |
| CHB24     | 87.500      | 0.000                             | 6.50                                              | 6.50              | 2.00           | 41.43                                            | 50.57             | 0.00           |
| รวม       | 76.263      | 0.006                             |                                                   |                   |                |                                                  |                   |                |

ความถูกต้องสำหรับการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเลต ค่ายกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณในทั้ง 24 ชุดข้อมูลมีค่าระหว่างร้อยละ 55.000 และ 100.00 16.667 และ 100.000 และ 16.667 และ 100.00 ตามลำดับ โดยความถูกต้องเฉลี่ยสำหรับการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเลต ค่ายกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณจากทั้ง 24 ชุดข้อมูลมีเท่ากับร้อยละ 83.333 62.626 และ 76.263 ตามลำดับ

ในขณะที่อัตราการตรวจจับเท็จสำหรับการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเลต ค่ายกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณในทั้ง 24 ชุดข้อมูลมีค่าระหว่าง 0.000 และ 0.350 0.000 และ 0.0075 0.000 และ 0.150 ครั้งต่อชั่วโมง โดยอัตราการตรวจจับเท็จเฉลี่ยสำหรับการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเลต ค่ายกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณจากทั้ง 24 ชุดข้อมูลมีค่าเท่ากับ 0.028 0.002 และ 0.006 ครั้งต่อชั่วโมง

ค่าเฉลี่ยสัมบูรณ์ของผลต่างเวลาในการระบุการเริ่มต้นของภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเลต ค่ายกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณมีค่าระหว่าง 1.00 และ 37.00 -60.00 และ 36.50 และ 4.00 และ 93.80 วินาที ในขณะที่ค่าเฉลี่ยสัมบูรณ์ของผลต่างเวลาในการระบุการสิ้นสุดของภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเลต ค่ายกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณมีค่าระหว่าง 3.40 และ 144.36 4.00 และ 93.80 และ 2.33 และ 118.79 วินาที นอกจากนี้ การ

ระบุการเริ่มต้นและการสิ้นสุดของภาวะชักสามารถทำได้โดยสมบูรณ์ นั่นคือ ค่าที่ดีที่สุดในการระบุการเริ่มต้นหรือการสิ้นสุดของการชักมีค่าเท่ากับศูนย์

### 3.3.2 การตรวจจับภาวะชักแบบทุกช่องสัญญาณ

ผลการตรวจจับภาวะชักแบบทุกช่องสัญญาณเมื่อใช้คุณลักษณะเฉพาะเป็นค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ค่าตัวยกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาซึ่งประกอบด้วยจำนวนภาวะชักจริง จำนวนภาวะชักที่ถูกตรวจจับ จำนวนภาวะชักที่พลาด และจำนวนภาวะชักเท็จที่ดีที่สุดถูกสรุปอยู่ในตาราง 3.21 3.22 และ 3.23 ตามลำดับ

ตาราง 3.21 ผลการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณ

| ชุดข้อมูล | จำนวนภาวะชักจริง | จำนวนภาวะชักที่ถูกตรวจจับ | จำนวนภาวะชักที่พลาด | จำนวนภาวะชักเท็จ |
|-----------|------------------|---------------------------|---------------------|------------------|
| CHB01     | 7                | 7                         | 0                   | 0                |
| CHB02     | 3                | 3                         | 0                   | 0                |
| CHB03     | 7                | 7                         | 0                   | 0                |
| CHB04     | 4                | 1                         | 3                   | 0                |
| CHB05     | 5                | 5                         | 0                   | 7                |
| CHB06     | 10               | 8                         | 2                   | 0                |
| CHB07     | 3                | 3                         | 0                   | 0                |
| CHB08     | 5                | 5                         | 0                   | 8                |
| CHB09     | 4                | 4                         | 0                   | 0                |
| CHB10     | 7                | 7                         | 0                   | 3                |
| CHB11     | 3                | 3                         | 0                   | 1                |
| CHB12     | 40               | 26                        | 14                  | 1                |
| CHB13     | 12               | 10                        | 2                   | 0                |
| CHB14     | 8                | 8                         | 0                   | 0                |
| CHB15     | 20               | 20                        | 0                   | 11               |
| CHB16     | 10               | 7                         | 3                   | 1                |
| CHB17     | 3                | 3                         | 0                   | 0                |
| CHB18     | 6                | 5                         | 1                   | 2                |
| CHB19     | 3                | 3                         | 0                   | 0                |

| ชุดข้อมูล | จำนวนภาวะชักจริง | จำนวนภาวะชัก<br>ที่ถูกตรวจจับ | จำนวนภาวะชัก<br>ที่พลาด | จำนวนภาวะชักเท็จ |
|-----------|------------------|-------------------------------|-------------------------|------------------|
| CHB20     | 8                | 1                             | 7                       | 0                |
| CHB21     | 4                | 4                             | 0                       | 0                |
| CHB22     | 3                | 3                             | 0                       | 1                |
| CHB23     | 7                | 7                             | 0                       | 1                |
| CHB24     | 16               | 16                            | 0                       | 4                |
| รวม       | 198              | 166                           | 32                      | 40               |

ตาราง 3.22 ผลการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่ายกกำลังสเปกตรัมของส่วนย่อยของสัญญาณ  
คลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณ

| ชุดข้อมูล | จำนวนภาวะชักจริง | จำนวนภาวะชัก<br>ที่ถูกตรวจจับ | จำนวนภาวะชัก<br>ที่พลาด | จำนวนภาวะชักเท็จ |
|-----------|------------------|-------------------------------|-------------------------|------------------|
| CHB01     | 7                | 4                             | 3                       | 0                |
| CHB02     | 3                | 2                             | 1                       | 0                |
| CHB03     | 7                | 7                             | 0                       | 0                |
| CHB04     | 4                | 4                             | 0                       | 0                |
| CHB05     | 5                | 5                             | 0                       | 4                |
| CHB06     | 10               | 8                             | 2                       | 1                |
| CHB07     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB08     | 5                | 5                             | 0                       | 0                |
| CHB09     | 4                | 4                             | 0                       | 0                |
| CHB10     | 7                | 7                             | 0                       | 1                |
| CHB11     | 3                | 2                             | 1                       | 4                |
| CHB12     | 40               | 24                            | 16                      | 1                |
| CHB13     | 12               | 7                             | 5                       | 0                |
| CHB14     | 8                | 6                             | 2                       | 2                |
| CHB15     | 20               | 20                            | 0                       | 1                |
| CHB16     | 10               | 1                             | 9                       | 0                |
| CHB17     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB18     | 6                | 5                             | 1                       | 0                |
| CHB19     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |

| ชุดข้อมูล | จำนวนภาวะชักจริง | จำนวนภาวะชัก<br>ที่ถูกตรวจจับ | จำนวนภาวะชัก<br>ที่พลาด | จำนวนภาวะชักเท็จ |
|-----------|------------------|-------------------------------|-------------------------|------------------|
| CHB20     | 8                | 4                             | 4                       | 0                |
| CHB21     | 4                | 3                             | 1                       | 0                |
| CHB22     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB23     | 7                | 5                             | 2                       | 0                |
| CHB24     | 16               | 14                            | 2                       | 1                |
| รวม       | 198              | 142                           | 56                      | 15               |

ตาราง 3.23 ผลการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา  
ของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณ

| ชุดข้อมูล | จำนวนภาวะชักจริง | จำนวนภาวะชัก<br>ที่ถูกตรวจจับ | จำนวนภาวะชัก<br>ที่พลาด | จำนวนภาวะชักเท็จ |
|-----------|------------------|-------------------------------|-------------------------|------------------|
| CHB01     | 7                | 6                             | 1                       | 1                |
| CHB02     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB03     | 7                | 7                             | 0                       | 0                |
| CHB04     | 4                | 4                             | 0                       | 0                |
| CHB05     | 5                | 5                             | 0                       | 0                |
| CHB06     | 10               | 7                             | 3                       | 0                |
| CHB07     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB08     | 5                | 5                             | 0                       | 0                |
| CHB09     | 4                | 4                             | 0                       | 0                |
| CHB10     | 7                | 7                             | 0                       | 0                |
| CHB11     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB12     | 40               | 38                            | 2                       | 1                |
| CHB13     | 12               | 11                            | 1                       | 0                |
| CHB14     | 8                | 8                             | 0                       | 0                |
| CHB15     | 20               | 20                            | 0                       | 0                |
| CHB16     | 10               | 10                            | 0                       | 0                |
| CHB17     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB18     | 6                | 5                             | 1                       | 4                |
| CHB19     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |

| ชุดข้อมูล | จำนวนภาวะชักจริง | จำนวนภาวะชัก<br>ที่ถูกตรวจจับ | จำนวนภาวะชัก<br>ที่พลาด | จำนวนภาวะชักเท็จ |
|-----------|------------------|-------------------------------|-------------------------|------------------|
| CHB20     | 8                | 3                             | 5                       | 0                |
| CHB21     | 4                | 4                             | 0                       | 0                |
| CHB22     | 3                | 3                             | 0                       | 0                |
| CHB23     | 7                | 7                             | 0                       | 1                |
| CHB24     | 16               | 14                            | 2                       | 0                |
| รวม       | 198              | 183                           | 15                      | 7                |

จำนวนของภาวะชักที่สามารถตรวจจับได้โดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ค่ายกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณมีจำนวนรวมเท่ากับ 166 149 และ 183 ตามลำดับ โดยมีจำนวนภาวะชักที่ไม่ถูกตรวจจับจำนวนเท่ากับ 32 49 และ 15 และภาวะชักเท็จที่ถูกตรวจจับจำนวนเท่ากับ 40 15 และ 7 ตามลำดับ ตาราง 3.24 3.25 และ 3.26 แสดงประสิทธิภาพในการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ค่ายกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณ ตามลำดับ

ตาราง 3.24 ประสิทธิภาพในการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณ

| ชุดข้อมูล | ความถูกต้อง | การตรวจจับเท็จ<br>(ครั้ง/ชั่วโมง) | ผลต่างเวลาในการระบุการเริ่มต้น<br>ของภาวะชัก (วินาที) |                       |                | ผลต่างเวลาในการระบุการสิ้นสุด<br>ของภาวะชัก (วินาที) |                       |                |
|-----------|-------------|-----------------------------------|-------------------------------------------------------|-----------------------|----------------|------------------------------------------------------|-----------------------|----------------|
|           |             |                                   | ค่าเฉลี่ย                                             | ค่าเฉลี่ย<br>สัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด | ค่าเฉลี่ย                                            | ค่าเฉลี่ย<br>สัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด |
| CHB01     | 100.000     | 0.000                             | 10.57                                                 | 10.57                 | 3              | -21.43                                               | 21.43                 | 1              |
| CHB02     | 100.000     | 0.000                             | 16.67                                                 | 16.67                 | 1              | -4.00                                                | 4.00                  | 1              |
| CHB03     | 100.000     | 0.000                             | 10.57                                                 | 10.57                 | 1              | -1.00                                                | 1.86                  | 0              |
| CHB04     | 25.000      | 0.000                             | 30.00                                                 | 30.00                 | 30             | -81.00                                               | 81.00                 | 81             |
| CHB05     | 100.000     | 0.180                             | 4.00                                                  | 4.00                  | 0              | 60.80                                                | 63.20                 | 0              |
| CHB06     | 80.000      | 0.000                             | 6.86                                                  | 6.86                  | 2              | -3.86                                                | 3.86                  | 1              |
| CHB07     | 100.000     | 0.000                             | 16.67                                                 | 16.67                 | 1              | -4.00                                                | 4.00                  | 1              |
| CHB08     | 100.000     | 0.400                             | 6.60                                                  | 6.60                  | 4              | -15.00                                               | 15.00                 | 3              |
| CHB09     | 100.000     | 0.000                             | 8.75                                                  | 8.75                  | 6              | -34.25                                               | 34.25                 | 18             |
| CHB10     | 100.000     | 0.060                             | 1.71                                                  | 1.71                  | 0              | -2.29                                                | 2.29                  | 0              |
| CHB11     | 100.000     | 0.029                             | 0.00                                                  | 1.33                  | 0              | -8.33                                                | 8.33                  | 1              |

| ชุด<br>ข้อมูล | ความถูกต้อง | การตรวจ<br>จับเท็จ<br>(ครั้ง/<br>ชั่วโมง) | ผลต่างเวลาในการระบุการเริ่มต้น<br>ของภาวะชัก (วินาที) |                       |                | ผลต่างเวลาในการระบุการสิ้นสุด<br>ของภาวะชัก (วินาที) |                       |                |
|---------------|-------------|-------------------------------------------|-------------------------------------------------------|-----------------------|----------------|------------------------------------------------------|-----------------------|----------------|
|               |             |                                           | ค่าเฉลี่ย                                             | ค่าเฉลี่ย<br>สัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด | ค่าเฉลี่ย                                            | ค่าเฉลี่ย<br>สัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด |
| CHB12         | 65.000      | 0.042                                     | -3.19                                                 | 9.81                  | 1              | 122.96                                               | 125.81                | 0              |
| CHB13         | 83.333      | 0.000                                     | 9.30                                                  | 9.30                  | 2              | 4.80                                                 | 8.40                  | 0              |
| CHB14         | 100.000     | 0.000                                     | 7.83                                                  | 7.83                  | 3              | -3.67                                                | 3.67                  | 0              |
| CHB15         | 100.000     | 0.275                                     | 4.30                                                  | 4.80                  | 0              | 22.00                                                | 37.70                 | 0              |
| CHB16         | 70.000      | 0.053                                     | 2.60                                                  | 2.60                  | 1              | -5.40                                                | 5.40                  | 4              |
| CHB17         | 100.000     | 0.000                                     | 15.33                                                 | 15.33                 | 3              | -42.67                                               | 42.67                 | 27             |
| CHB18         | 83.333      | 0.056                                     | 18.40                                                 | 18.40                 | 10             | -6.20                                                | 7.00                  | 2              |
| CHB19         | 100.000     | 0.000                                     | 23.67                                                 | 23.67                 | 7              | -19.67                                               | 19.67                 | 16             |
| CHB20         | 12.500      | 0.000                                     | 11.00                                                 | 11.00                 | 11             | -23.00                                               | 23.00                 | 23             |
| CHB21         | 100.000     | 0.000                                     | 5.75                                                  | 5.75                  | 3              | -7.00                                                | 7.00                  | 2              |
| CHB22         | 100.000     | 0.032                                     | 7.33                                                  | 7.33                  | 2              | -1.67                                                | 1.67                  | 1              |
| CHB23         | 100.000     | 0.038                                     | 7.43                                                  | 7.43                  | 2              | -5.29                                                | 5.29                  | 1              |
| CHB24         | 100.000     | 0.188                                     | 8.92                                                  | 8.92                  | 3              | 42.46                                                | 56.00                 | 3              |
| รวม           | 83.838      | 0.041                                     |                                                       |                       |                |                                                      |                       |                |

ตาราง 3.25 ประสิทธิภาพในการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่ายกกำลังสเปกตรัมของส่วนย่อยของ  
สัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณ

| ชุด<br>ข้อมูล | ความถูกต้อง | การตรวจ<br>จับเท็จ<br>(ครั้ง/<br>ชั่วโมง) | ผลต่างเวลาในการระบุการเริ่มต้น<br>ของภาวะชัก (วินาที) |                       |                | ผลต่างเวลาในการระบุการสิ้นสุด<br>ของภาวะชัก (วินาที) |                       |                |
|---------------|-------------|-------------------------------------------|-------------------------------------------------------|-----------------------|----------------|------------------------------------------------------|-----------------------|----------------|
|               |             |                                           | ค่าเฉลี่ย                                             | ค่าเฉลี่ย<br>สัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด | ค่าเฉลี่ย                                            | ค่าเฉลี่ย<br>สัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด |
| CHB01         | 57.143      | 0.000                                     | 11.75                                                 | 11.75                 | 1              | -30.50                                               | 31.00                 | 1              |
| CHB02         | 66.667      | 0.000                                     | 11.00                                                 | 11.00                 | 6              | -21.00                                               | 21.00                 | 15             |
| CHB03         | 100.000     | 0.000                                     | 18.00                                                 | 18.00                 | 3              | -13.71                                               | 13.71                 | 1              |
| CHB04         | 100.000     | 0.000                                     | 9.75                                                  | 9.75                  | 6              | -51.00                                               | 51.00                 | 6              |
| CHB05         | 100.000     | 0.103                                     | 10.00                                                 | 10.00                 | 4              | 10.80                                                | 14.00                 | 1              |
| CHB06         | 80.000      | 0.015                                     | 4.25                                                  | 4.25                  | 1              | -5.75                                                | 5.75                  | 0              |
| CHB07         | 100.000     | 0.000                                     | 48.00                                                 | 48.00                 | 24             | -28.33                                               | 28.33                 | 6              |
| CHB08         | 100.000     | 0.000                                     | 44.80                                                 | 44.80                 | 3              | -41.60                                               | 41.60                 | 2              |
| CHB09         | 100.000     | 0.000                                     | 10.25                                                 | 10.25                 | 5              | -15.25                                               | 15.25                 | 3              |
| CHB10         | 100.000     | 0.020                                     | 13.43                                                 | 13.43                 | 0              | -10.14                                               | 10.14                 | 0              |
| CHB11         | 66.667      | 0.115                                     | 4.00                                                  | 4.00                  | 2              | -25.50                                               | 25.50                 | 1              |

| ชุด<br>ข้อมูล | ความถูกต้อง | การตรวจ<br>จับเท็จ<br>(ครั้ง/<br>ชั่วโมง) | ผลต่างเวลาในการระบุการเริ่มต้น<br>ของภาวะชัก (วินาที) |                       |                | ผลต่างเวลาในการระบุการสิ้นสุด<br>ของภาวะชัก (วินาที) |                       |                |
|---------------|-------------|-------------------------------------------|-------------------------------------------------------|-----------------------|----------------|------------------------------------------------------|-----------------------|----------------|
|               |             |                                           | ค่าเฉลี่ย                                             | ค่าเฉลี่ย<br>สัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด | ค่าเฉลี่ย                                            | ค่าเฉลี่ย<br>สัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด |
| CHB12         | 60.000      | 0.042                                     | 2.92                                                  | 2.92                  | 1              | 135.96                                               | 136.29                | 0              |
| CHB13         | 58.333      | 0.000                                     | 8.29                                                  | 8.29                  | 2              | -16.86                                               | 16.86                 | 4              |
| CHB14         | 75.000      | 0.077                                     | 5.83                                                  | 5.83                  | 4              | -4.33                                                | 4.33                  | 2              |
| CHB15         | 100.000     | 0.025                                     | 2.85                                                  | 2.95                  | 0              | 2.05                                                 | 8.95                  | 0              |
| CHB16         | 10.000      | 0.000                                     | 2.00                                                  | 2.00                  | 2              | -6.00                                                | 6.00                  | 6              |
| CHB17         | 100.000     | 0.000                                     | 25.00                                                 | 25.00                 | 1              | -13.33                                               | 13.33                 | 8              |
| CHB18         | 83.333      | 0.000                                     | 6.00                                                  | 6.00                  | 1              | -11.20                                               | 11.20                 | 5              |
| CHB19         | 100.000     | 0.000                                     | 9.00                                                  | 9.00                  | 1              | -13.33                                               | 13.33                 | 5              |
| CHB20         | 50.000      | 0.000                                     | 12.75                                                 | 12.75                 | 8              | -12.00                                               | 12.00                 | 2              |
| CHB21         | 75.000      | 0.000                                     | 31.00                                                 | 31.00                 | 26             | -6.33                                                | 6.33                  | 2              |
| CHB22         | 100.000     | 0.000                                     | 26.00                                                 | 26.00                 | 10             | -20.67                                               | 20.67                 | 11             |
| CHB23         | 71.429      | 0.000                                     | 29.40                                                 | 29.40                 | 16             | -6.80                                                | 6.80                  | 0              |
| CHB24         | 87.500      | 0.047                                     | 8.79                                                  | 8.79                  | 3              | 39.64                                                | 51.93                 | 1              |
| รวม           | 75.253      | 0.015                                     |                                                       |                       |                |                                                      |                       |                |

ตาราง 3.26 ประสิทธิภาพในการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณ

| ชุด<br>ข้อมูล | ความถูกต้อง | การตรวจ<br>จับเท็จ<br>(ครั้ง/<br>ชั่วโมง) | ผลต่างเวลาในการระบุการเริ่มต้น<br>ของภาวะชัก (วินาที) |                       |                | ผลต่างเวลาในการระบุการสิ้นสุด<br>ของภาวะชัก (วินาที) |                       |                |
|---------------|-------------|-------------------------------------------|-------------------------------------------------------|-----------------------|----------------|------------------------------------------------------|-----------------------|----------------|
|               |             |                                           | ค่าเฉลี่ย                                             | ค่าเฉลี่ย<br>สัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด | ค่าเฉลี่ย                                            | ค่าเฉลี่ย<br>สัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด |
| CHB01         | 85.714      | 0.025                                     | 11.67                                                 | 11.67                 | 3              | -22.17                                               | 22.17                 | 2              |
| CHB02         | 100.000     | 0.000                                     | 1.33                                                  | 1.33                  | 1              | 0.33                                                 | 1.00                  | 1              |
| CHB03         | 100.000     | 0.000                                     | 11.43                                                 | 11.43                 | 7              | 3.00                                                 | 7.86                  | 1              |
| CHB04         | 100.000     | 0.000                                     | 15.25                                                 | 15.25                 | 8              | -4.50                                                | 4.50                  | 2              |
| CHB05         | 100.000     | 0.000                                     | 1.40                                                  | 1.40                  | 1              | 0.20                                                 | 0.20                  | 0              |
| CHB06         | 70.000      | 0.000                                     | 3.86                                                  | 3.86                  | 1              | -2.29                                                | 2.86                  | 0              |
| CHB07         | 100.000     | 0.000                                     | 4.67                                                  | 4.67                  | 2              | -7.33                                                | 7.33                  | 1              |
| CHB08         | 100.000     | 0.000                                     | 3.00                                                  | 3.00                  | 1              | -10.20                                               | 10.20                 | 0              |
| CHB09         | 100.000     | 0.000                                     | 6.00                                                  | 6.00                  | 4              | -0.75                                                | 0.75                  | 0              |
| CHB10         | 100.000     | 0.000                                     | 1.00                                                  | 1.00                  | 1              | -1.29                                                | 1.57                  | 0              |
| CHB11         | 100.000     | 0.000                                     | 1.67                                                  | 1.67                  | 1              | -6.67                                                | 8.00                  | 1              |
| CHB12         | 95.000      | 0.042                                     | 3.20                                                  | 3.20                  | 2              | 1.58                                                 | 2.00                  | 2              |

| ชุดข้อมูล | ความถูกต้อง | การตรวจจับเท็จ (ครั้ง/ชั่วโมง) | ผลต่างเวลาในการระบุการเริ่มต้นของภาวะชัก (วินาที) |                   |                | ผลต่างเวลาในการระบุการสิ้นสุดของภาวะชัก (วินาที) |                   |                |
|-----------|-------------|--------------------------------|---------------------------------------------------|-------------------|----------------|--------------------------------------------------|-------------------|----------------|
|           |             |                                | ค่าเฉลี่ย                                         | ค่าเฉลี่ยสัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด | ค่าเฉลี่ย                                        | ค่าเฉลี่ยสัมบูรณ์ | ค่าที่ดีที่สุด |
| CHB13     | 91.667      | 0.000                          | 2.00                                              | 2.00              | 2              | -1.76                                            | 2.29              | 1              |
| CHB14     | 100.000     | 0.000                          | 1.50                                              | 1.50              | 1              | -1.13                                            | 1.63              | 0              |
| CHB15     | 100.000     | 0.000                          | 4.40                                              | 4.40              | 1              | -5.95                                            | 6.35              | 1              |
| CHB16     | 100.000     | 0.000                          | 1.00                                              | 1.00              | 1              | 1.00                                             | 1.00              | 1              |
| CHB17     | 100.000     | 0.000                          | 17.00                                             | 18.33             | 2              | -25.67                                           | 27.67             | 3              |
| CHB18     | 83.333      | 0.112                          | 18.60                                             | 18.60             | 11             | -10.20                                           | 11.00             | 2              |
| CHB19     | 100.000     | 0.000                          | 1.00                                              | 1.00              | 1              | -0.33                                            | 0.33              | 0              |
| CHB20     | 37.500      | 0.000                          | 15.00                                             | 15.00             | 12             | -10.33                                           | 10.33             | 3              |
| CHB21     | 100.000     | 0.000                          | 1.00                                              | 1.00              | 1              | 1.00                                             | 1.00              | 1              |
| CHB22     | 100.000     | 0.000                          | 8.67                                              | 8.67              | 2              | -1.67                                            | 1.67              | 1              |
| CHB23     | 100.000     | 0.038                          | 3.86                                              | 3.86              | 1              | -4.14                                            | 4.71              | 1              |
| CHB24     | 87.500      | 0.000                          | 6.07                                              | 6.07              | 1              | -2.71                                            | 3.14              | 0              |
| รวม       | 92.424      | 0.007                          |                                                   |                   |                |                                                  |                   |                |

ความถูกต้องสำหรับการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ค่ายกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณในทั้ง 24 ชุดข้อมูลมีค่าระหว่างร้อยละ 12.500 และ 100 10.000 และ 100.000 และ 37.500 และ 100.00 ตามลำดับ โดยความถูกต้องเฉลี่ยสำหรับการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ค่ายกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณจากทั้ง 24 ชุดข้อมูลมีค่าเท่ากับร้อยละ 83.838 75.253 และ 92.424 ตามลำดับ

ในขณะที่อัตราการตรวจจับเท็จสำหรับการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ค่ายกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณในทั้ง 24 ชุดข้อมูลมีค่าระหว่าง 0.000 และ 0.400 0.000 และ 0.115 0.000 และ 0.112 ครั้งต่อชั่วโมง โดยอัตราการตรวจจับเท็จเฉลี่ยสำหรับการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ค่ายกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณจากทั้ง 24 ชุดข้อมูลมีค่าเท่ากับ 0.041 0.015 และ 0.007 ครั้งต่อชั่วโมง

ค่าเฉลี่ยสัมบูรณ์ของผลต่างเวลาในการระบุการเริ่มต้นของภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ค่ายกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณมีค่าระหว่าง 1.33 และ 30.00 2.00 และ 48.00 และ 1.00 และ 18.60 วินาที ในขณะที่ค่าเฉลี่ยสัมบูรณ์ของผลต่างเวลาในการระบุการสิ้นสุดของภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ค่ายกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณมีค่าระหว่าง 1.67 และ 125.81 4.33 และ 136.29 และ 0.20 และ 27.67 วินาที นอกจากนี้ การระบุการเริ่มต้นและการสิ้นสุดของภาวะชักสามารถทำได้โดยสมบูรณ์ นั่นคือ ค่าที่ดีที่สุดในการระบุการเริ่มต้นหรือการสิ้นสุดของการชักมีค่าเท่ากับศูนย์

### 3.3.3 ประสิทธิภาพในการตรวจจับภาวะชักแบบไม่ขึ้นอยู่กับตัวอย่าง

ความถูกต้องสำหรับการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ค่ายกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองโดยไม่แบ่งชุดข้อมูลมีค่าเท่ากับร้อยละ 22.581 27.391 และ 17.568 ในขณะที่อัตราการตรวจจับเท็จสำหรับการตรวจจับภาวะชักมีค่าเท่ากับ 0.015 0.000 และ 0.000 ครั้งต่อชั่วโมง ตามลำดับ ค่าเฉลี่ยสัมบูรณ์ของผลต่างเวลาในการระบุการเริ่มต้นและการสิ้นสุดของภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ค่ายกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองมีค่าเท่ากับ 16.292 และ 15.521 10.810 และ 7.698 และ 19.731 และ 29.192 ตามลำดับ ค่าที่ดีที่สุดในการระบุการเริ่มต้นและการสิ้นสุดของภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ค่ายกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมอง คือ 2 และ 1 1 และ 0 และ 1 และ 1 วินาที ตามลำดับ

### 3.4 โปรแกรมประยุกต์สำหรับการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมองและตรวจจับภาวะชักของผู้ป่วยโรคลมชัก

นอกจากการพัฒนาขั้นตอนวิธีเชิงคำนวณใหม่สำหรับการตรวจจับภาวะชักและการระบุการเริ่มต้นและการสิ้นสุดของภาวะชักของผู้ป่วยโรคลมชักแล้ว โปรแกรมประยุกต์ เรียกว่า โปรแกรมประยุกต์ EEG Exploration & Detection ได้ถูกพัฒนาขึ้นโดยใช้ MATLAB App Designer สำหรับการวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง การจำแนกสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องของภาวะชักของผู้ป่วยโรคลมชัก และการตรวจจับและระบุภาวะชักของผู้ป่วยโรคลมชัก โปรแกรมประยุกต์ EEG Exploration & Detection ถูกออกแบบโดยอาศัยกระบวนการ

ประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองเช่นเดียวกันกับกระบวนการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองที่ดำเนินการในโครงการวิจัยนี้ซึ่งถูกแสดงไว้ในบทที่ 2

โปรแกรมประยุกต์ EEG Exploration & Detection ถูกแบ่งออกเป็น 4 หมวดหลัก คือ 1) หมวดการตรวจสอบสัญญาณคลื่นสมอง (EEG Trace) 2) หมวดการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมอง (EE Analysis) 3) หมวดการจำแนกสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับภาวะชัก (Epileptic Seizure Classification) และ 4) หมวดการตรวจจับภาวะชัก (Epileptic Seizure Detection) ซึ่งถูกจัดวางไว้ในแต่ละแถบของโปรแกรมประยุกต์ EEG Exploration & Detection นอกจากนี้โปรแกรมประยุกต์ EEG Exploration & Detection มีส่วนแสดงปุ่ม About เพื่อแสดงกิตติกรรมประกาศและสารสนเทศที่เกี่ยวข้องกับโปรแกรม ดังแสดงในรูป 3.1



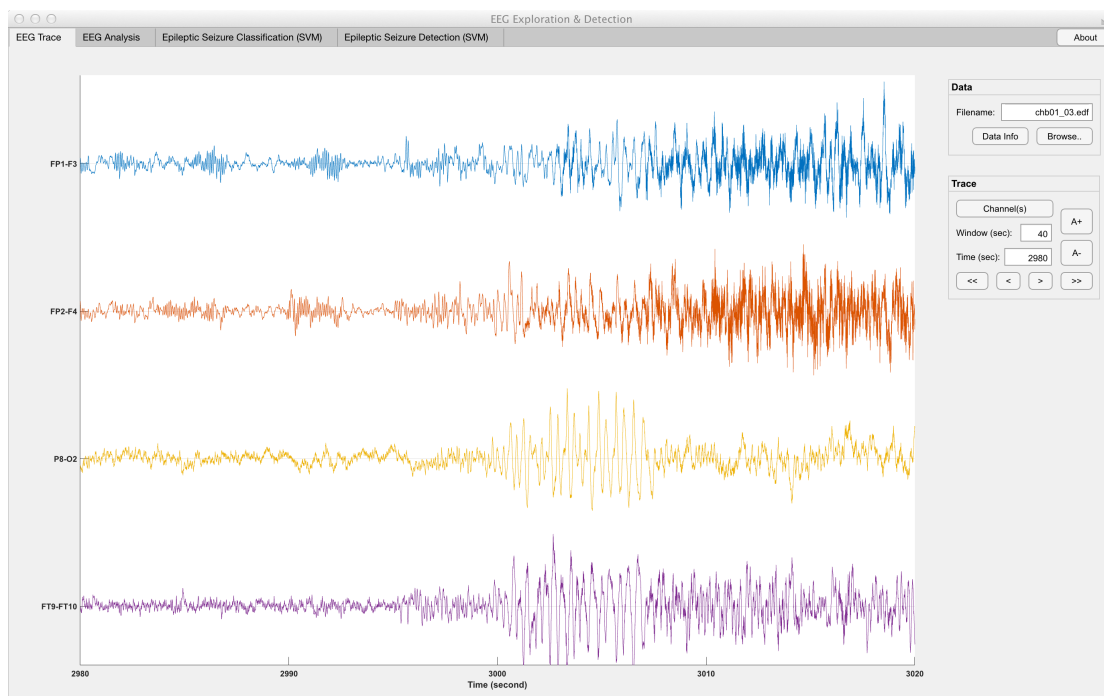
รูป 3.1 กิตติกรรมประกาศและสารสนเทศสำหรับโปรแกรมประยุกต์ EEG Exploration & Detection

### 3.4.1 หมวดการตรวจสอบสัญญาณคลื่นสมอง

หมวดการตรวจสอบสัญญาณคลื่นสมองอยู่ในแถบ EEG Trace ของโปรแกรมประยุกต์ EEG Exploration & Detection เพื่อใช้สำหรับการตรวจสอบสัญญาณคลื่นสมองในโดเมนเวลา โดยจะแสดงรูปคลื่นของช่องสัญญาณต่าง ๆ ของข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง เมื่อผู้ใช้ทำการเปิดข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองที่จะดำเนินการตรวจสอบขึ้นมาแล้ว ผู้ใช้จะสามารถแสดงสารสนเทศของข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง เลือกช่องสัญญาณของข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง ปรับเปลี่ยนเวลาเริ่มต้นของสัญญาณคลื่นสมองที่จะแสดงผลและตรวจสอบ ปรับเปลี่ยนกรอบเวลาของสัญญาณคลื่นสมองที่จะแสดงผลและตรวจสอบ เลื่อนช่วงเวลาของสัญญาณคลื่นสมองที่จะแสดงผลและตรวจสอบ และปรับเปลี่ยนแอมพลิจูดของสัญญาณคลื่นสมองได้

ส่วนประกอบต่างๆ ของหมวดการตรวจสอบสัญญาณคลื่นสมองดังแสดงในรูป 3.2 ถูกแบ่งออกเป็น 3 ส่วนหลัก คือ ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง (Data) ซึ่งใช้สำหรับการเลือกนำเข้าข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง การตั้งค่าแสดงผลรูปคลื่นของสัญญาณคลื่นสมอง (Trace) ซึ่งใช้สำหรับการเลือกรายละเอียดของข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองเพื่อแสดงผล และการแสดงผลรูป

คลื่นของสัญญาณคลื่นสมอง (EEG Axes) ซึ่งใช้สำหรับการแสดงผลและการตรวจดูรูปคลื่นของสัญญาณคลื่นสมอง



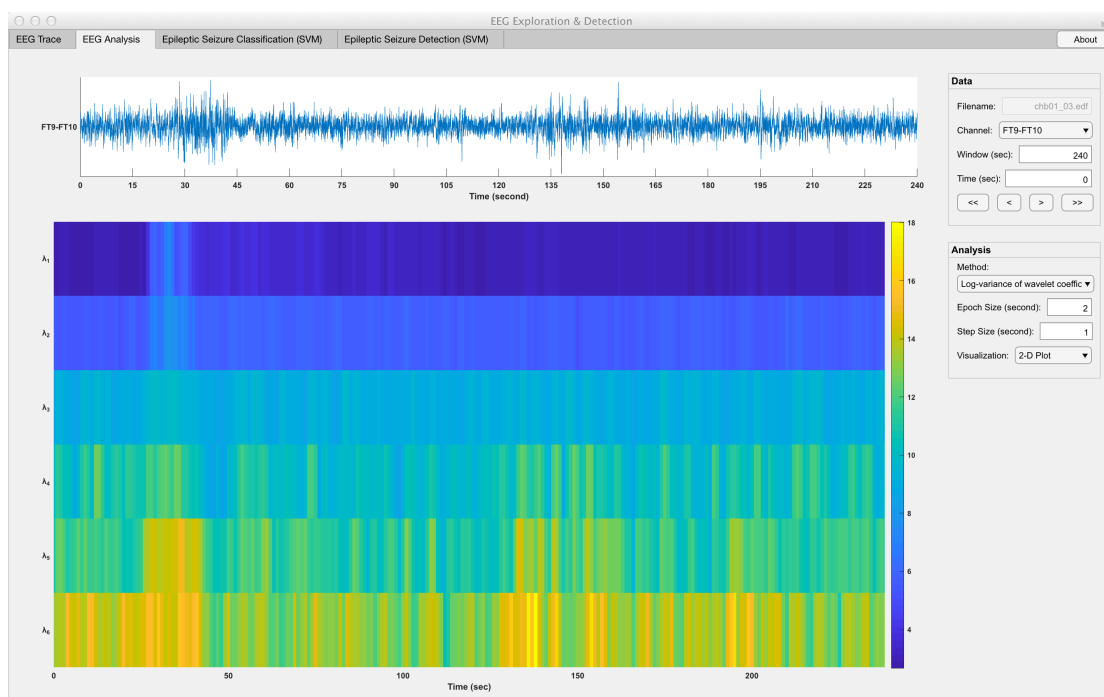
รูป 3.2 หมวดการตรวจสอบสัญญาณคลื่นสมองของโปรแกรมประยุกต์ EEG Exploration & Detection

### 3.4.2 หมวดการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมอง

หมวดการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมองอยู่ในแถบ EEG Analysis ของโปรแกรมประยุกต์ EEG Exploration & Detection เพื่อใช้สำหรับการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมองโดยใช้วิธีการประมวลผลสัญญาณคลื่นสมองเป็นรายชื่อสัญญาณตามขอบเขตของโครงการวิจัยนี้ หมวดการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมองทำงานเชื่อมโยงกับหมวดการตรวจสอบสัญญาณคลื่นสมอง นั่นคือ ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองที่จะใช้ในการวิเคราะห์ในหมวดการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมองจะเป็นข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกเปิดขึ้นแล้วในหมวดการตรวจสอบสัญญาณคลื่นสมอง

ส่วนประกอบต่างๆ ของหมวดการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมองดังแสดงในรูป 3.4 ถูกแบ่งออกเป็น 4 ส่วนหลัก คือ ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง (Data) ซึ่งใช้สำหรับการเลือกรายละเอียดของข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองเพื่อแสดงผล การวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมอง (Analysis) ซึ่งใช้สำหรับการเลือกวิธีการวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง โดยวิธีการวิเคราะห์หลักประกอบด้วยวิธีการวิเคราะห์ทั้งสามที่ใช้ในโครงการวิจัยนี้ นั่นคือ (1) Log-variance of wavelet coefficients (2) Spectral exponents และ (3) Temporal pattern analysis การแสดงผลรูปคลื่นของช่องสัญญาณของสัญญาณคลื่นสมอง (EEG Axes) ซึ่งใช้สำหรับการแสดงผลรูปคลื่น

ของสัญญาณคลื่นสมอง และการแสดงผลการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมอง (Analysis Axes) ซึ่งใช้สำหรับการแสดงผลการวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง



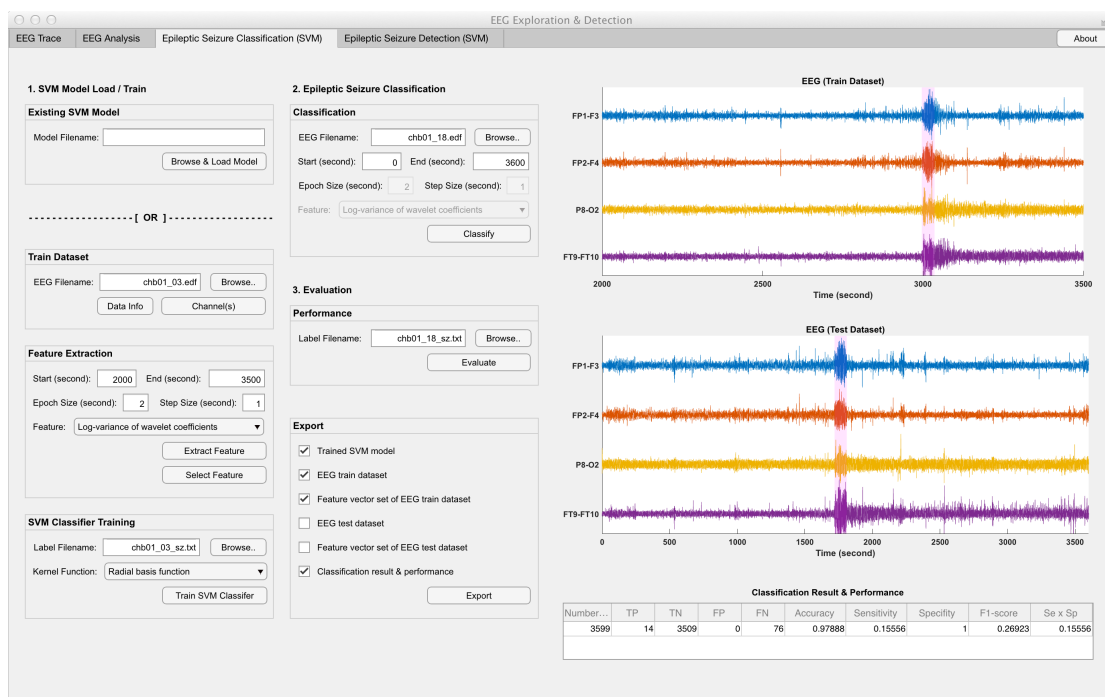
รูป 3.4 หมวดการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมองของโปรแกรมประยุกต์ EEG Exploration & Detection

### 3.4.3 หมวดการจำแนกสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับภาวะชัก

หมวดการจำแนกสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับภาวะชักอยู่ในแถบ Epileptic Seizure Classification (SVM) ของโปรแกรมประยุกต์ EEG Exploration & Detection เพื่อใช้สำหรับการฝึกสอนแบบจำลองของตัวจำแนกแบบเครื่องจักรเวกเตอร์รองรับ (SVM) และการจำแนกภาวะชักโดยใช้ตัวจำแนกแบบเครื่องจักรเวกเตอร์รองรับ (SVM) การใช้งานหมวดการจำแนกสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับภาวะชักมีอยู่ทั้งหมด 4 ลำดับ คือ (1) การโหลดหรือการฝึกสอนแบบจำลองของตัวจำแนกแบบเครื่องจักรเวกเตอร์รองรับ (SVM Model Load/Train) (2) การจำแนกสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับภาวะชัก (Epileptic Seizure Classification) (3) การประเมินประสิทธิภาพในการจำแนกภาวะชัก (Evaluation) และ (4) การบันทึกผลการจำแนกภาวะชัก (Export)

ส่วนประกอบต่างๆ ของหมวดการจำแนกสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับภาวะชักดังแสดงในรูป 3.5 ถูกแบ่งออกเป็น 10 ส่วนหลัก คือ แบบจำลองของตัวจำแนกแบบเครื่องจักรเวกเตอร์รองรับที่มีอยู่แล้ว (Existing SVM Model) ชุดข้อมูลของสัญญาณคลื่นสมองสำหรับการฝึกสอน (Train Dataset) การสกัดคุณลักษณะเฉพาะ (Feature Extraction) การฝึกสอนตัวจำแนกแบบเครื่องจักรเวกเตอร์รองรับ (SVM Classifier Training) การจำแนกภาวะชัก

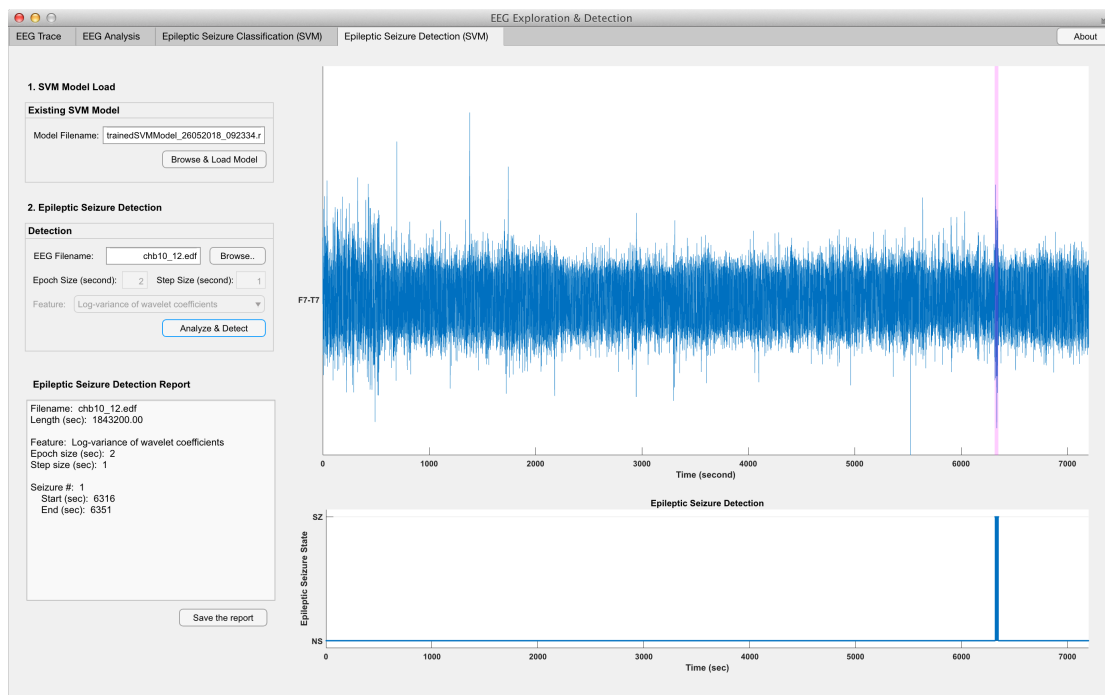
(Classification) การประเมินประสิทธิภาพ (Performance) การบันทึกผลการจำแนกภาวะชัก (Export) การแสดงผลรูปคลื่นของสัญญาณคลื่นสมองสำหรับการฝึกสอน (Train Dataset Axes) การแสดงผลรูปคลื่นของสัญญาณคลื่นสมองสำหรับการจำแนก (Test Dataset Axes) และตารางแสดงผลและประสิทธิภาพในการจำแนก (Classification Result & Performance)



รูป 3.5 หมวดการจำแนกสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับภาวะชักของโปรแกรมประยุกต์ EEG Exploration & Detection

### 3.4.4 หมวดการตรวจจับภาวะชัก

หมวดการตรวจจับภาวะชักในแถบ Epileptic Seizure Detection (SVM) ของโปรแกรมประยุกต์ EEG Exploration & Detection เพื่อใช้สำหรับการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ตัวจำแนกแบบเครื่องจักรเวกเตอร์รองรับ (SVM) การใช้งานหมวดการจำแนกสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับภาวะชักมีอยู่ทั้งหมด 3 ลำดับ คือ (1) การโหลดแบบจำลองของตัวจำแนกแบบเครื่องจักรเวกเตอร์รองรับ (SVM Model Load) (2) การตรวจจับภาวะชัก (Epileptic Seizure Detection) และ (3) รายงานของผลการตรวจจับภาวะชัก ส่วนประกอบต่างๆ ของหมวดการตรวจจับภาวะชักดังแสดงในรูป 3.6 ถูกแบ่งออกเป็น 5 ส่วนหลัก คือ แบบจำลองของตัวจำแนกแบบเครื่องจักรเวกเตอร์รองรับที่มีอยู่แล้ว (Existing SVM Model) การตรวจจับภาวะชัก (Detection) รายงานของผลการตรวจจับภาวะชัก (Epileptic Seizure Detection Report) การแสดงผลรูปคลื่นของสัญญาณคลื่นสมองที่ทำการตรวจจับภาวะชัก (EEG Axes) และการแสดงผลการตรวจจับภาวะชัก (Detection Axes)



รูป 3.6 หมวดการตรวจจับภาวะชักของโปรแกรมประยุกต์ EEG Exploration & Detection

#### 4. สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง

ในโครงการวิจัยนี้ เราได้พัฒนาวิธีเชิงคำนวณใหม่สำหรับการสกัดคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองแบบหนึ่งทิศทางและการตรวจจับภาวะชักของผู้ป่วยโรคลมชักโดยใช้สัญญาณคลื่นสมองแบบหนึ่งทิศทาง นอกจากนี้ วิธีเชิงคำนวณสำหรับการจำแนกภาวะชักและการตรวจจับภาวะชักโดยใช้สัญญาณคลื่นสมองที่ได้พัฒนาขึ้นและประยุกต์ใช้ในโครงการวิจัยนี้ได้ถูกรวบรวมและพัฒนาขึ้นเป็นโปรแกรมประยุกต์ที่อาศัย MATLAB อีกด้วย คุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองที่นำมาประยุกต์ใช้ประกอบด้วยค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเลต ค่าตัวยกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเลตคือคุณลักษณะเฉพาะที่คำนวณมาจากผลการแปลงเวฟเลตของสัญญาณคลื่นสมองซึ่งสัมพันธ์กับพลังงานของสัญญาณคลื่นสมองในช่วงแถบความถี่ต่าง ๆ ค่ายกกำลังสเปกตรัมคือคุณลักษณะเฉพาะที่คำนวณมาจากการประมาณค่าความชันของกราฟระหว่างค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเลตตามหลักการแฟร็กทัลซึ่งอาศัยการแปลงเวฟเลต ค่าตัวชี้วัดที่เป็นคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาคือคุณลักษณะเฉพาะที่บ่งบอกถึงลักษณะของจุดสูงสุดและจุดต่ำสุดของสัญญาณคลื่นสมองในโดเมนเวลาที่สอดคล้องกับช่วงแถบความถี่ต่าง ๆ

กระบวนการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองแบ่งออกเป็น 3 ระยะ ประกอบด้วย 1) ระยะการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะ ซึ่งมีเป้าหมายหลักเพื่อลดจำนวนของ

คุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองลงให้เหลือเพียงแค่คุณลักษณะเฉพาะหลัก 2) ระยะการฝึกสอนตัวจำแนก ซึ่งมีเป้าหมายหลักเพื่อได้รับตัวจำแนกสำหรับการจำแนกเวกเตอร์คุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองว่าส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองดังกล่าวเกี่ยวข้องกับภาวะชักหรือไม่ และ 3) ระยะการตรวจจับภาวะชัก ซึ่งมีเป้าหมายหลักเพื่อแปรผลและสรุปผลการจำแนกภาวะชักออกมาเป็นเหตุการณ์ชัก วิธีการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะเชิงลำดับ (sequential feature selection) โดยมีค่าความสูญเสียแบบสมการกำลังสองเป็นค่าฟังก์ชันเป้าหมายถูกนำมาใช้ในการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะ ในขณะที่ตัวจำแนกแบบเครื่องจักรเวกเตอร์รองรับ (support vector machine (SVM) classifier) ซึ่งมีฟังก์ชันฐานหลักเชิงรัศมี (radial basis function) เป็นฟังก์ชันแก่นกลางถูกนำมาใช้เป็นตัวจำแนกเวกเตอร์คุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมอง

สำหรับการจำแนกและการตรวจจับภาวะชัก กระบวนการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองดำเนินการใน 2 รูปแบบ คือ การประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณ นั่นคือ สัญญาณคลื่นสมองจะถูกนำไปประมวลผลและวิเคราะห์ทีละช่องสัญญาณสำหรับแต่ละชุดข้อมูล และการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณ นั่นคือ สัญญาณคลื่นสมองทุกช่องสัญญาณจะถูกนำไปประมวลผลและวิเคราะห์พร้อมกันสำหรับแต่ละชุดข้อมูล นอกจากนี้การจำแนกและการตรวจจับภาวะชั่วยังกระทำใน 2 ลักษณะ คือ การจำแนกและตรวจจับภาวะชักแบบเฉพาะตัวอย่าง (subject-dependent seizure classification and detection) และการจำแนกและตรวจจับภาวะชักแบบไม่ขึ้นอยู่กัตัวอย่าง (subject-independent seizure classification and detection)

ผลการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะหลักแสดงให้เห็นถึงช่องสัญญาณของสัญญาณคลื่นสมองและคุณลักษณะเฉพาะเด่นในทั้งสามกลุ่มของคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองซึ่งประกอบด้วยค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเลต ค่าตัวยกกำลังสเปกตรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา โดยช่องสัญญาณของสัญญาณคลื่นสมองและคุณลักษณะเฉพาะเด่นเหล่านี้มีลักษณะที่แตกต่างกันระหว่างภาวะชักและภาวะที่ไม่เกี่ยวข้องกับการชักและมีบทบาทสำคัญต่อการจำแนกภาวะชักรวมถึงการตรวจจับการชักสำหรับการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณ โดยรวมแล้วจำนวนของคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองในแต่ละช่องสัญญาณสามารถถูกลดลงไปได้ประมาณกึ่งหนึ่ง สำหรับการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณ คุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองจากทุกช่องสัญญาณมีจำนวนเพียงประมาณครึ่งหนึ่งที่ถูกคัดเลือก ในขณะที่ช่องสัญญาณของสัญญาณคลื่นสมองสามารถถูกลดลงเหลือเพียงแค่ประมาณหนึ่งในหกของจำนวนช่องสัญญาณทั้งหมด

ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ดเด่นของส่วนย่อยของสัญญาณ คลื่นสมองสำหรับการจำแนกภาวะชัก คือ  $\lambda_5$  และ  $\lambda_1$  ซึ่งสัมพันธ์กับช่วงแถบความถี่ 4–8 เฮิร์ตซ์และ 64–128 เฮิร์ตซ์ ตามลำดับ ช่วงแถบความถี่ของสัญญาณคลื่นสมองซึ่งสัมพันธ์กับ ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ด  $\lambda_5$  (นั่นคือ 4–8 เฮิร์ตซ์) และ  $\lambda_1$  (นั่นคือ 64–128 เฮิร์ตซ์) สอดคล้องกับคลื่นเบต้าและคลื่นแกมมาตามลำดับ ค่าตัวยกกำลังสเปกทรัมเด่นของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองสำหรับการจำแนกภาวะชัก คือ  $\gamma_1$  ซึ่งแสดงให้เห็น การเปลี่ยนแปลงของค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ดเมื่อค่าระดับเพิ่มขึ้นในช่วงความถี่ระหว่าง 16 และ 128 เฮิร์ตซ์ของสัญญาณคลื่นสมอง ค่าตัวชี้วัดเด่นที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา คือ ค่าสูงสุดของระยะห่างระหว่างจุดสูงสุดต่ำสุดเฉพาะที่  $I_{\max}$  ที่สกัดออกมาจากสัญญาณส่วนประกอบย่อย  $\{x_1\}$  ของสัญญาณคลื่นสมอง ซึ่งเป็น คุณสมบัติที่บ่งบอกระยะห่างสูงสุดระหว่างจุดสูงสุดเฉพาะที่และจุดต่ำสุดเฉพาะที่ของสัญญาณคลื่นสมองในช่วงแถบความถี่ 64–128 เฮิร์ตซ์

สำหรับประสิทธิภาพในการจำแนกภาวะชัก ความจำเพาะในการจำแนกภาวะชักในทุกชุดข้อมูลมีค่าสูงมากเมื่อใช้คุณลักษณะเฉพาะหลักของสัญญาณคลื่นสมองทั้งสามกลุ่ม ในทำนองเดียวกันความถูกต้องในการจำแนกภาวะชักมีค่าสูงเนื่องจากจำนวนของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองที่ไม่เกี่ยวข้องกับภาวะชักมีจำนวนมากกว่าจำนวนของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับภาวะชักมาก ค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของสัญญาณคลื่นสมองคือคุณลักษณะเฉพาะที่ทำให้ได้ผลการจำแนกภาวะชักที่ดีที่สุดทั้งในการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณและการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณ จากผลการจำแนกภาวะชักแบบรายช่องสัญญาณ คะแนน  $F_1$  และผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  มีค่าระหว่างร้อยละ 7.58 และร้อยละ 98.05 และร้อยละ 3.94 และร้อยละ 96.17 ตามลำดับ และผลการจำแนกภาวะชักแบบทุกช่องสัญญาณ คะแนน  $F_1$  และผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  มีค่าระหว่างร้อยละ 14.33 และร้อยละ 99.75 และร้อยละ 7.72 และร้อยละ 99.51 ตามลำดับ

นอกจากนี้ ผลการจำแนกภาวะชักยังแสดงให้เห็นว่าการใช้คุณลักษณะเฉพาะของทุกช่องสัญญาณของสัญญาณคลื่นสมองร่วมกัน นั่นคือ การจำแนกภาวะชักในการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณ ทำให้ประสิทธิภาพในการจำแนกภาวะชักสูงขึ้นเมื่อเทียบกับการจำแนกภาวะชักโดยใช้คุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองเพียงช่องสัญญาณเดียว จำนวนของชุดข้อมูลของสัญญาณคลื่นสมองที่มีค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  ในการจำแนกภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ด ค่าตัวยกกำลังสเปกทรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาเป็นคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองที่มีค่ามากกว่าร้อยละ 90 เพิ่มขึ้นจาก

จำนวน 1 0 และ 2 ชุดข้อมูลเป็น 2 1 และ 7 ชุดข้อมูล ตามลำดับ ในทำนองเดียวกัน จำนวนของชุดข้อมูลของสัญญาณคลื่นสมองที่มีค่าคะแนน  $F_1$  ของการจำแนกภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเลต ค่าตัวยกกำลังสเปกทรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาเป็นคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองที่มีค่ามากกว่าร้อยละ 90 เพิ่มขึ้นจากจำนวน 1 0 และ 5 ชุดข้อมูลเป็น 2 2 และ 10 ชุดข้อมูล ตามลำดับ

จากผลการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเลต ค่าตัวยกกำลังสเปกทรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมอง เหตุการณ์ชักทั้งหมดสามารถตรวจจับได้โดยสมบูรณ์ใน 17 9 และ 15 ชุดข้อมูล ตามลำดับ สำหรับการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณ และเหตุการณ์ชักทั้งหมดสามารถตรวจจับได้โดยสมบูรณ์ใน 17 10 และ 17 ชุดข้อมูล ตามลำดับ สำหรับการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองแบบทุกช่องสัญญาณ อัตราการตรวจจับเท็จของการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเลต ค่าตัวยกกำลังสเปกทรัม และค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองมีค่าเท่ากับ 0 ครั้งต่อชั่วโมงใน 16 23 และ 23 ชุดข้อมูล ตามลำดับ สำหรับการประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองแบบรายช่องสัญญาณ และเหตุการณ์ชักทั้งหมดสามารถตรวจจับได้โดยสมบูรณ์ใน 13 16 และ 20 ชุดข้อมูล ตามลำดับ ผลการตรวจจับภาวะชักที่ดีที่สุดคือผลการตรวจจับภาวะชักโดยใช้ค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลาของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองจากทุกช่องสัญญาณร่วมกัน ซึ่งทำให้ได้ความถูกต้องและอัตราการตรวจจับเท็จในการตรวจจับภาวะชักในทั้ง 24 ชุดข้อมูลมีค่าเท่ากับร้อยละ 92.42 และ 0.007 ครั้งต่อชั่วโมง (หรือ 0.171 ครั้งต่อวัน) ตามลำดับ โดยการตรวจจับภาวะชักเท็จเกิดขึ้นเพียงใน 4 ชุดข้อมูลเท่านั้น

ผลการตรวจจับภาวะชักแสดงให้เห็นอีกด้วยว่าโดยทั่วไปแล้วการระบุตำแหน่งการเริ่มต้นของการชักมีผลที่ดีกว่าการระบุตำแหน่งการสิ้นสุดของการชัก นั่นคือ การเริ่มต้นของภาวะชักสามารถถูกระบุได้แม่นยำมากกว่าเมื่อเทียบกับการสิ้นสุดของภาวะชัก สำหรับการประยุกต์ใช้งานจริงในการตรวจจับภาวะชัก การระบุตำแหน่งการเริ่มต้นของการชักมีความสำคัญมากกว่าการระบุตำแหน่งการสิ้นสุดของการชัก เนื่องจากการระบุตำแหน่งการเริ่มต้นของการชักเป็นผลลัพธ์แรกที่ได้รับจากการตรวจจับภาวะชัก ซึ่งจะส่งผลต่อการแจ้งเตือนด้วยระบบการแจ้งเตือนภาวะชักหรือการกระตุ้นกลไกของระบบบำบัดรักษาแบบวงปิด ผลของการระบุตำแหน่งการเริ่มต้นและการสิ้นสุดของภาวะชักที่ได้มีทั้งที่ค่าเป็นบวกและเป็นลบ ซึ่งค่าที่เป็นบวกสำหรับการระบุตำแหน่งการเริ่มต้นของภาวะชักหมายความว่าผลการตรวจจับภาวะชักล่าช้ากว่าที่ภาวะชักเริ่มต้นขึ้น และค่าที่เป็นลบสำหรับการระบุตำแหน่งการเริ่มต้นของภาวะชักหมายความว่าผลการตรวจจับภาวะชักเกิดขึ้นก่อนหน้าที่ภาวะชักจะเริ่มต้นขึ้นจริง ในทำนองเดียวกัน ค่าที่เป็น

บวกสำหรับการระบุตำแหน่งการเริ่มต้นของภาวะชักหมายความว่า การบ่งบอกการสิ้นสุดของภาวะชักล่าช้ากว่าที่ภาวะชักสิ้นสุดไปแล้ว และค่าที่เป็นลบสำหรับการระบุตำแหน่งการสิ้นสุดของภาวะชักหมายความว่า การบ่งบอกการสิ้นสุดของภาวะชักเกิดขึ้นก่อนหน้าที่ภาวะชักจะสิ้นสุดลง ความคลาดเคลื่อนของการระบุตำแหน่งการเริ่มต้นและการสิ้นสุดของภาวะชักมีผลสอดคล้องกับค่าความไวของการจำแนกภาวะชัก

ในทางกลับกันสำหรับการจำแนกและการตรวจจับภาวะชักแบบไม่ขึ้นอยู่กับตัวอย่าง ค่าด้วยกัมมันตภาพรังสีแสดงให้เห็นว่าเป็นค่าคุณลักษณะเฉพาะของส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมองที่ทำให้ได้ผลการจำแนกและการตรวจจับภาวะชักที่เหนือกว่าค่าลอการิทึมของความแปรปรวนของสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตและค่าตัวชี้วัดที่ได้มาจากการวิเคราะห์รูปแบบเชิงเวลา โดยมีค่าความถูกต้อง  $A_c$  ค่าความไว  $S_c$  ค่าความจำเพาะ  $S_p$  ค่าคะแนน  $F_1$  และค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  ในการจำแนกภาวะชักเท่ากับร้อยละ 99.760 11.438 99.999 20.524 และ 11.438 ตามลำดับ และความถูกต้องและอัตราการตรวจจับเท็จในการตรวจจับภาวะชักเท่ากับร้อยละ 27.391 และ 0.000 ครั้งต่อชั่วโมง ประสิทธิภาพในการตรวจจับภาวะชักแบบไม่ขึ้นกับตัวอย่างด้อยกว่าประสิทธิภาพในการตรวจจับภาวะชักแบบขึ้นกับตัวอย่างมากตามที่คาดไว้ เนื่องจากความแปรปรวนของลักษณะของสัญญาณคลื่นสมองระหว่างเหตุการณ์การชักหรือความแปรปรวนของลักษณะของโรคลมชักระหว่างผู้ป่วย แต่อย่างไรก็ตามศักยภาพในการระบุตำแหน่งการเริ่มต้นและการสิ้นสุดของภาวะชักในการตรวจจับภาวะชักแบบไม่ขึ้นกับตัวอย่างไม่แตกต่างอย่างมีนัยเมื่อเปรียบเทียบกับความคลาดเคลื่อนในการระบุตำแหน่งการเริ่มต้นและการสิ้นสุดของภาวะชักในการตรวจจับภาวะชักแบบขึ้นกับตัวอย่าง

นอกจากวิธีการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะเชิงลำดับแล้ว วิธีการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะโดยใช้วิธีการอื่น ๆ ซึ่งประกอบด้วย neighborhood component analysis (NCA) และ ReliefF ได้ถูกนำมาประยุกต์ใช้ วิธีการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะเชิงลำดับมีแนวโน้มที่จะให้ได้คุณลักษณะเฉพาะหลักที่ส่งผลให้ได้การจำแนกภาวะชักและการตรวจจับภาวะชักที่มีประสิทธิภาพที่ดีกว่า ถ้าหากไม่มีการประยุกต์ใช้วิธีการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะ แต่ทำการเลือกใช้คุณลักษณะเฉพาะเด่นเป็นคุณลักษณะเฉพาะหลักร่วมกันในทุกชุดข้อมูลแล้ว ผลการจำแนกภาวะชักและการตรวจจับภาวะชักที่ได้รับไม่ดีเทียบเท่ากับผลการจำแนกภาวะชักและการตรวจจับภาวะชักที่ได้เมื่อประยุกต์ใช้วิธีการคัดเลือกคุณลักษณะเฉพาะ ในทำนองเดียวกันตัวจำแนกหรือวิธีการจำแนกรูปแบบอื่น ๆ ที่ได้นำมาประยุกต์ใช้ ซึ่งประกอบด้วย  $k$ -nearest neighbor และ binary decision tree มีแนวโน้มที่จะให้ได้ผลการจำแนกภาวะชักและการตรวจจับภาวะชักที่มีประสิทธิภาพด้อยกว่าเล็กน้อย

## 5. ข้อเสนอแนะสำหรับงานวิจัยในอนาคต

เนื่องจากความแปรปรวนของลักษณะของสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับภาวะชัก และลักษณะของสัญญาณคลื่นสมองที่ไม่เกี่ยวข้องกับภาวะชักเป็นปัจจัยหลักต่อประสิทธิภาพในการตรวจจับภาวะชัก ระยะเวลาของเหตุการณ์ชักและช่วงระยะเวลาระหว่างเหตุการณ์ชักในแต่ละชุดข้อมูลมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ รวมไปถึงจนถึงคุณลักษณะเฉพาะหลักและช่องสัญญาณของสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกคัดเลือกซึ่งแตกต่างกันระหว่างชุดข้อมูลอีกด้วย ผลกระทบจากปัจจัยดังกล่าวสามารถเห็นได้อย่างชัดเจนจากผลที่ได้รับจากการจำแนกและตรวจจับภาวะชักแบบเฉพาะตัวอย่างเมื่อเปรียบเทียบกับผลที่ได้รับจากการจำแนกและตรวจจับภาวะชักแบบไม่ขึ้นอยู่กับตัวอย่าง ผลการตรวจจับภาวะชักที่ได้รับในโครงการวิจัยนี้สามารถปรับปรุงให้มีประสิทธิภาพสูงขึ้นได้โดยการออกแบบกระบวนการตรวจจับภาวะชักเฉพาะแต่ละบุคคลหรือในลักษณะที่เรียกว่า personalized medicine ในที่นี้คือการกำหนดค่ากรอบหน้าต่างเวลา  $N_w$  ซึ่งเป็นพารามิเตอร์ในการแปรผลการจำแนกโดยอาศัยเทคนิคการออกเสียงข้างมาก (majority vote) และระยะเวลา  $T_z$  ซึ่งเป็นพารามิเตอร์ในการกรองผลการตรวจจับให้เหมาะสมสำหรับผู้ป่วยโรคลมชักแต่ละคน

ผลการศึกษาวิจัยจากโครงการวิจัยนี้แสดงให้เห็นว่าผลในการตรวจจับภาวะชักสำหรับหลายชุดข้อมูลมีประสิทธิภาพดีมาก โดยภาวะชักสามารถตรวจจับได้โดยสมบูรณ์และมีค่าเวลาแฝงในการตรวจจับภาวะชักน้อย ดังนั้น ขั้นตอนวิธีเชิงคำนวณที่ได้พัฒนาขึ้นในโครงการวิจัยนี้มีศักยภาพในการนำไปประยุกต์ใช้และต่อยอดไปสู่ระบบการแจ้งเตือนภาวะชักในเวลาจริงได้ นอกจากนี้ ผลจากการระบุเวลาเริ่มต้นของการภาวะชักซึ่งในบางกรณียังเป็นการระบุเวลา ก่อนการเกิดภาวะชัก ผลการตรวจจับภาวะชัสดังกล่าวแสดงให้เห็นถึงความเป็นไปได้ในการตรวจจับล่วงหน้าหรือการคาดการณ์ภาวะชัก ถ้าได้มีการศึกษาวิจัยในรายละเอียดรวมไปถึง ดำเนินการปรับกระบวนการตรวจจับภาวะชักเฉพาะแต่ละบุคคลแล้ว การตรวจจับภาวะชักล่วงหน้าหรือการคาดการณ์ภาวะชักอาจจะสัมฤทธิ์ผลได้ ซึ่งความสำเร็จดังกล่าวนี้จะส่งผลให้ระบบบำบัดรักษาแบบวงปิด นั่นคือ เมื่อการตรวจจับการเริ่มต้นของภาวะชักจะกระตุ้นกลไกที่ช่วยยับยั้งการกำเนิดของการชัก สามารถเกิดขึ้นได้จริง หรืออย่างน้อยการตรวจจับภาวะชักล่วงหน้าสามารถช่วยในการแจ้งเตือนผู้ป่วยโรคลมชักหรือผู้ดูแลเพื่อให้เตรียมตัวได้พร้อมหรือจัดการได้อย่างเหมาะสมเพื่อป้องกันหรือลดความรุนแรงของการชัก

ถึงแม้ว่าค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ  $SS$  และค่าคะแนน  $F_1$  ซึ่งเป็นค่าชี้วัดที่ใช้สำหรับการระบุประสิทธิภาพในการจำแนกภาวะชักมีค่าสอดคล้องกัน ค่าชี้วัดทั้งสองค่านี้ไม่สามารถบ่งบอกถึงประสิทธิภาพในการตรวจจับภาวะชักได้อย่างแท้จริงดังที่สามารถสังเกตเห็นได้จากผลของการจำแนกภาวะชักและผลของตรวจจับภาวะชัก สำหรับผลการจำแนกภาวะชักในบางชุดข้อมูลหรือในบางกรณี ค่าความไวมีค่าน้อยมากซึ่งส่งผลให้ค่าผลคูณระหว่างค่าความไวและค่าความจำเพาะ รวมถึงค่าคะแนน  $F_1$  มีค่าน้อยด้วยเช่นกัน แต่ผลการ

ตรวจจับภาวะชักยังคงเป็นไปได้โดยสมบูรณ์ สาเหตุที่ทำให้เป็นเช่นนี้เนื่องมาจากการประเมินประสิทธิภาพในการจำแนกภาวะชักกระทำโดยคำนวณเทียบต่อเวกเตอร์ของคุณลักษณะเฉพาะหลักหรือต่อส่วนย่อยของสัญญาณคลื่นสมอง ในขณะที่การประเมินประสิทธิภาพในการตรวจจับภาวะชักกระทำโดยคำนวณเทียบต่อเหตุการณ์ชัก การจำแนกภาวะชักได้ถูกต้องจำนวนหนึ่งต่อเหตุการณ์ชักสามารถส่งผลให้การตรวจจับภาวะชักสำเร็จได้ ดังนั้น การสร้างค่าชี้วัดที่จะสามารถบ่งบอกถึงประสิทธิภาพในการจำแนกภาวะชักและการตรวจจับภาวะชักได้อย่างแท้จริงจะช่วยให้การประเมินประสิทธิภาพในการตรวจจับภาวะชักเป็นไปได้อย่างรวดเร็วและแม่นยำจากผลการจำแนกภาวะชัก

ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยโรคลมชักที่นำมาใช้เป็นอีกหนึ่งสิ่งที่มีความสำคัญต่อผลสัมฤทธิ์ของการศึกษาวิจัย ในชุดข้อมูลที่นำมาใช้ในโครงการวิจัยนี้ยังขาดสาระเกี่ยวกับแหล่งกำเนิดหรือบริเวณของสมองที่เกี่ยวข้องกับการชักและรายละเอียดของประเภทลมชักสำหรับผู้ป่วยแต่ละราย ถ้าหากมีสาระเกี่ยวกับแหล่งกำเนิดหรือบริเวณของสมองที่เกี่ยวข้องกับการชักแล้วการเลือกวางตำแหน่งของอิเล็กโทรดเพื่อใช้สำหรับการตรวจจับภาวะชักโดยใช้สัญญาณคลื่นสมองจะสามารถทำได้เหมาะสมและสอดคล้องกับลักษณะเฉพาะตัวบุคคล โดยการวางตำแหน่งของอิเล็กโทรดไม่จำเป็นที่จะต้องเป็นไปตามระบบนานาชาติ เช่น 10-20 หรือ 10-10 เป็นต้น สำหรับการตรวจวัดสัญญาณคลื่นสมองอีกด้วย นอกจากนี้แล้วการเก็บรวบรวมข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองระยะยาวและสร้างฐานข้อมูลขนาดใหญ่เป็นสิ่งจำเป็น เพราะฐานข้อมูลดังกล่าวจะช่วยส่งผลให้สามารถทำการศึกษาวิจัยในเชิงลึกที่ครอบคลุมและกว้างขวางได้ดียิ่งขึ้น

## 6. เอกสารอ้างอิง

- [1] World Health Organization. Epilepsy. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs999/en/> Accessed September 3, 2014.
- [2] Clinical Practice Guidelines for Epilepsy. <http://www.neurothai.org/images/2012/download/epilepsy.pdf> Accessed September 3, 2014.
- [3] National Institute of Neurological Disorders and Stroke. Seizure and Epilepsy: Hope through Research. [http://www.ninds.nih.gov/disorders/epilepsy/detail\\_epilepsy.htm](http://www.ninds.nih.gov/disorders/epilepsy/detail_epilepsy.htm) Accessed September 3, 2014.
- [4] Gotman J. Automatic recognition of epileptic seizure in the EEG. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 1982; 54:530–540.
- [5] Sierra-Marcos A, et al. Seizure detection with automated EEG analysis: a validation study focusing on periodic patterns. *Clinical Neurophysiology* 2014; 126:456–462.
- [6] Van de Vel A, et al. Non-EEG seizure-detection systems and potential SUDEP prevention: state of the art. *Seizure* 2013; 22:345–355.

- [7] Smith SJM EEG in the diagnosis, classification, and management of patients with epilepsy. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2005; 76(Suppl II):ii2–ii7.
- [8] Dudek FE, Staley KJ. Seizure probability in animal models of acquired epilepsy: a perspective on the concept of the preictal state. *Epilepsy Res* 2011; 97:324–31.
- [9] Mormann F, Andrzejak RG, Elger CE, Lehnertz K. Seizure prediction: the long and winding road. *Brain* 2007; 130:314–33.
- [10] Stacey W, Le Van Quyen M, Mormann F, Schulze-Bonhage A. What is the present-day EEG evidence for a preictal state? *Epilepsy Res* 2011;97:243–51.
- [11] Haut SR, Lipton RB. Predicting seizures: a behavioral approach. *Neurol Clin* 2009; 27:925–940.
- [12] Adjouadi M, et al. Interictal spike detection using the Walsh transform. *IEEE Trans Biomed Eng* 2004; 51:868–873.
- [13] Bragin A, Wilson CL, Fields T, Fried I, Engel J. Analysis of seizure onset on the basis of wideband EEG recordings. *Epilepsia* 2005; 46:59–63.
- [14] Calvagno G, Ermani M, Rinaldo R, Sartoretto F. Multiresolution approach to spike detection in EEG. In: *Proceedings of the IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing* 2006; 3582–3585.
- [15] Chander R, Urrestarazu E, Gotman J. Automatic detection of high frequency oscillations in human intracerebral EEGs. *Epilepsia* 2006; 47:37.
- [16] Gotman J. Automatic detection of seizures and spikes. *J Clin Neurophysiol* 1999; 16:130–140.
- [17] Gotman J. Automatic recognition of epileptic seizures in the EEG. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1982; 54:530–540.
- [18] Smart O, Firpi H, Vachtsevanos G. Genetic programming of conventional features to detect seizure precursors. *Eng Appl Artif Intel* 2007; 20:1070–1085.
- [19] Logesparan L, Casson AJ, Rodriguez-Villegas E. Optimal features for online seizure detection. *Med Biol Eng Comput* 2012; 50:659–669.
- [20] Blum DE. Computer-based electroencephalography: technical basics, basis for new applications, and potential pitfalls. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1998; 106:118–126.
- [21] Rangayyan RM. *Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach*. New York: Wiley; 2002.
- [22] Paivinen N, et al. Epileptic seizure detection: a nonlinear viewpoint. *Comput Methods Programs Biomed* 2005; 79:151–159.

- [23] Janjarasjitt S. Spectral exponent characteristics of intracranial EEGs for epileptic seizure classification. *IRBM* 2015; 36:33–39
- [24] Tito M, Cabrerizo M, Ayala M, Jayakar P, Adjouadi M. A comparative study of intracranial EEG files using nonlinear classification methods. *Ann Biomed Eng* 2010; 38:187–199.
- [25] Marton LF, Brassai ST, Bako L, Losonczi L. Detrended fluctuation analysis of EEG signals. *Proc Technol* 2014; 12:125–132.
- [26] Klonowski W. Everything you wanted to ask about EEG but were afraid to get the right answer. *Nonlinear Biomed Phys* 2009; 3:2.
- [27] Goldberger AL. Complex systems. *Proc Am Thorac Soc* 2006; 3:467–472.
- [28] Elger CE, Widman G, Andrzejak R, Dumpelman M. Value of nonlinear time series analysis of the EEG in neocortical epilepsies. In Williamson PD, Siegel AM, Roberts DW, Thadani VM, Gazzaniga MS, editors. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2000.
- [29] Rosenstein MT, Collins JJ. A practical method for calculating largest Lyapunov exponents. *Physica D* 1993; 65:117–134.
- [30] Pritchard WS, Duke DW. Measuring chaos in the brain: a tutorial of EEG dimension estimation. *Brain and Cognition* 1995; 27:353–397.
- [31] Ieva AD, Grizzi F, Jelinek H, Pellionisz AJ, Losa GA. Fractals in the neurosciences, Part I: General principles and basic neurosciences. *Neuroscientist*. <http://dx.doi.org/10.1177/1073858413513927>.
- [32] Ieva AD, Esteban FJ, Grizzi F, Klonowski W, Martin-Landrove M. Fractals in the neurosciences, Part II: Clinical applications and future perspectives. *Neuroscientist*. <http://dx.doi.org/10.1177/1073858413513928>.
- [33] Mandelbrot BB. The fractal geometry of nature. San Francisco: WH Freeman; 1982.
- [34] Wornell GW. Signal processing with fractals: a wavelet-based approach. New Jersey: Prentice Hall; 1995.
- [35] Yuan Q, Zhou W, Liu Y, Wang J. Epileptic seizure detection with linear and nonlinear features. *Epilepsy Behav* 2012; 24:415–21.
- [36] Acharya UR, Sree SV, Alvin AP, Yanti R, Suri JS. Application of non-linear and wavelet based features for the automated identification of epileptic EEG signals. *Int J Neural Syst* 2012; 22:1250002.
- [37] Orosco L, Correa AG, Laciár E. Review: a survey of performance and techniques for automatic epilepsy detection. *J Med Biol Eng* 2013; 33:526–37.

- [38] Watters PA. Fractal structure in the electroencephalogram. Complexity International 5. <http://www.complexity.org.au/ci/vol05/watters/watters.html>.
- [39] Wornell GW. Wavelet-based representations for the 1/f family of fractal processes. Proc IEEE 1993; 81:1428–50.
- [40] Janjarasjitt S., Loparo KA. Comparison of complexity measures using two complex system analysis. J Korean Phys Soc 2013; 63:1659–1665.
- [41] Janjarasjitt S, Loparo KA. Examination of scale-invariant characteristics of epileptic electroencephalograms using wavelet-based analysis. Comput Electr Eng 2014; 40:1766–1773.
- [42] Janjarasjitt S, Loparo KA. Examination of multiple spectral exponents of epileptic ECoG signal. IAENG International Journal of Computer Science 2014; 41:153–162.
- [43] Janjarasjitt S, Loparo KA. Examination of temporal characteristics of epileptic EEG subbands based on the local min-max. In Proceedings of the International MultiConference of Engineers and Computer Scientists 2012; 1095–1099.
- [44] Janjarasjitt S. Examination of temporal characteristic of wavelet subbands of scalp epileptic EEG based on the local min-max. In Proceedings of the International MultiConference of Engineers and Computer Scientists 2013; 657–661.
- [45] Janjarasjitt S. Characteristics of local min-max amplitude of wavelet subbands of scalp epileptic EEG. In the 2013 Biomedical Engineering International Conference 2013; 1–5.
- [46] Hopfengartner R, et al. Automatic seizure detection in long-term scalp EEG using an adaptive threshold technique: a validation study for clinical routine. Clin Neurophysiol 2014; 125:1346–1352.
- [47] Ghosh-Dastidar S, Adeli H, Dadmehr. Principal component analysis-enhanced cosine radial basis function neural network for robust epilepsy and seizure detection. IEEE Trans Biomed Eng 2008; 55:512–518.
- [48] Kobayashi K, Merlet I, Gotman J. Separation of spikes from background by independent component analysis with dipole modeling and comparison to intracranial recording. Clin Neurophysiol 2001; 112:405–413.
- [49] Levan P, Tyvaert L, Gotman J. Model-free detection of bold changes related to epileptic discharges using independent component analysis. Epilepsia 2007; 48:397–398.

- [50] Shoeb AH. Application of machine learning to epileptic seizure onset detection and treatment. Ph.D. Thesis, Massachusetts Institute of Technology 2009.
- [51] Shoeb A, Gutttag J. Application of machine learning to epileptic seizure onset detection. In the 27th International Conference on Machine Learning 2010.
- [52] Shoeb A, et al. Patient-specific seizure onset detection. *Epilepsy Behav* 2004; 5:483–498.
- [53] Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PC, Mark RG et al. PhysioBank, physiotoolkit, and physionet: components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation* 2000; 101(23):e215–e220.

### Output จากโครงการวิจัยที่ได้รับทุนจาก สกว.

1. ผลงานตีพิมพ์ในวารสารวิชาการนานาชาติ (ระบุชื่อผู้แต่ง ชื่อเรื่อง ชื่อวารสาร ปี เล่มที่ เลขที่ และหน้า) พร้อมแจ้งสถานะของการตีพิมพ์ เช่น submitted, accepted, in press, published  
 Janjarasjitt S. Epileptic seizure classifications of single-channel scalp EEG data using wavelet-based features and SVM. Medical and Biological Engineering and Computing 2017; 55:1743–1761. (published)  
 Janjarasjitt S. Performance of epileptic single-channel scalp EEG classifications using single wavelet-based features. Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine 2017; 40:57–67. (published)

### ภาคผนวก ก

บทความเรื่อง Janjarasjitt S. Epileptic seizure classifications of single-channel scalp EEG data using wavelet-based features and SVM. Medical and Biological Engineering and Computing 2017; 55:1743–1761.



## Epileptic seizure classifications of single-channel scalp EEG data using wavelet-based features and SVM

Suparerk Janjarasjitt<sup>1</sup>

Received: 15 April 2016 / Accepted: 25 January 2017 / Published online: 13 February 2017  
 © International Federation for Medical and Biological Engineering 2017

**Abstract** In this study, wavelet-based features of single-channel scalp EEGs recorded from subjects with intractable seizure are examined for epileptic seizure classification. The wavelet-based features extracted from scalp EEGs are simply based on detail and approximation coefficients obtained from the discrete wavelet transform. Support vector machine (SVM), one of the most commonly used classifiers, is applied to classify vectors of wavelet-based features of scalp EEGs into either seizure or non-seizure class. In patient-based epileptic seizure classification, a training data set used to train SVM classifiers is composed of wavelet-based features of scalp EEGs corresponding to the first epileptic seizure event. Overall, the excellent performance on patient-dependent epileptic seizure classification is obtained with the average accuracy, sensitivity, and specificity of, respectively, 0.9687, 0.7299, and 0.9813. The vector composed of two wavelet-based features of scalp EEGs provide the best performance on patient-dependent epileptic seizure classification in most cases, i.e., 19 cases out of 24. The wavelet-based features corresponding to the 32–64, 8–16, and 4–8 Hz subbands of scalp EEGs are the mostly used features providing the best performance on patient-dependent classification. Furthermore, the performance on both patient-dependent and patient-independent epileptic seizure classifications are also validated using tenfold cross-validation. From the patient-independent epileptic seizure classification validated using tenfold cross-validation, it is shown that the best classification performance is

achieved using the wavelet-based features corresponding to the 64–128 and 4–8 Hz subbands of scalp EEGs.

**Keywords** Electroencephalogram · Seizure · Support vector machine · Classification · Wavelet transform

### 1 Introduction

Indeed, machine learning plays a crucial role in a variety of fields and has been widely applied. Ones of the key research fields are biology and medicine. Computational techniques and tools derived from machine learning concepts and theories have been applied to obtain better diagnosis and prognosis of diseases, treatments, and also health monitoring systems. Epilepsy, one of the most common neurological disorders, has been a challenging subject and gained a great attention from researchers. Epilepsy is characterized by recurrent seizures that are physical reactions to sudden, usually brief, excessive electrical discharges in clusters of nerve cells [21]. Approximately 50 million people worldwide have epilepsy, and most of the people with epilepsy live in low- and middle-income countries [21].

An electroencephalogram (EEG) that is recorded using electrodes placed on the scalp is the most common diagnosis test for epilepsy [13]. The EEG that quantifies electrical activity of the brain provides ability to detect abnormalities in the brain. Epileptic seizure classification and detection are a crucial task of epilepsy diagnosis where specific features and patterns of the EEG such as monomorphic waveforms, polymorphic waveforms, spike and sharp wave complexes, or periods of reduced electrocerebral activity [8, 17, 20] are needed to be identified and detected. The scalp EEG is very sensitive to signal attenuation and artifacts, and also has poor spatial resolution. An intracranial EEG

✉ Suparerk Janjarasjitt  
 suparerk.j@ubu.ac.th

<sup>1</sup> Department of Electrical and Electronic Engineering, Ubon Ratchathani University, 85 Sathonlamak Road, Warin Chamrap, Ubon Ratchathani 34190, Thailand

or an electrocorticogram (ECoG) is an alternative approach to detect the electrical activity of the brain by placing electrodes on the cortex. The intracranial EEG therefore provides a better characteristic of brain activity; however, it is a more complicated and expensive diagnostic test. Previously most of studies on epileptic seizure classification and detection examine intracranial EEG data.

A number of quantitative features extracting from either scalp EEG or intracranial EEG including time-domain features, frequency-domain or transform-domain features, and also nonlinear features have been applied and shown to be useful for epileptic seizure classification and detection. Several of those quantitative features have been applied to both scalp and intracranial EEGs for epileptic seizure classification and detection. Some common time-domain features [4, 9, 14, 18] are Hjorth parameters, zero crossing, root mean square (RMS), line length, number of local maxima and minima, and various statistical values such as variance. Average power, total power, powers of spectral subbands, peak frequency, mean frequency, and median frequency are common frequency-domain features that are typically obtained from the discrete Fourier transform, power spectral density (PSD), and the discrete wavelet transform [9, 12, 15]. In particular, the time-domain features of single-channel EEGs that provide the best epileptic seizure classification [9] with respect to the area under receiver operating characteristic (ROC) curve are line length, nonlinear energy, variance, power, and maximum. Recently, several nonlinear quantitative measures [6, 7, 14] such as Shannon entropy, approximate entropy, fractal dimension, maximum Lyapunov exponent, and spectral exponent are common nonlinear features applied for epileptic seizure classification and detection.

Various computational techniques and classifiers have been used to classify EEG into corresponding physiological and pathological states associated with epilepsy such as ictal state (EEG associated with an epileptic seizure event), interictal, pre-ictal, and post-ictal states. Machine learning methods are a popular choice recently applied for classifying a set of multiple quantitative features of EEG. Support vector machine (SVM) classifiers are applied to scalp EEG data [12, 16–18]. However, in [4], a linear discriminant classifier is applied for neonatal seizure detection. Evolutionary neural networks are also applied for epileptic seizure classification [7]. Epileptic seizure classification and detection can be performed using either patient-independent- or patient-dependent-based algorithms. A wide range of success on epileptic seizure classification and detection has been reported. In general, patient-dependent-based algorithms provide better performance on epileptic seizure classification. Also, the performance on epileptic seizure classification and detection depends on seizure morphologies [12].

In particular, for epileptic seizure classification and detection using scalp EEGs, sixty-five quantitative features of multichannel scalp EEGs were examined and utilized in Ref. [9]. All sixty-five quantitative features including features derived from time-domain analyses, the discrete wavelet transform, the continuous wavelet transform, and discrete Fourier transform have been previously applied in various studies. It was shown that there is a performance trade-off between the sensitivity and the specificity. The best performance on seizure classification is achieved using the relative power obtained from the discrete wavelet transform corresponding to a 12.5–25 Hz subband with the sensitivity of 71.32% and the specificity of 79.67% when the optimal threshold is used [9]. On the other hand, averaged and integrated powers of multichannel bipolar EEGs focusing on the 2.5–12 Hz subband were applied for epileptic seizure detection in Ref. [5]. The sensitivity of epileptic seizure detection was 87.3% for subjects with temporal lobe epilepsy (TLE) and extra-temporal lobe epilepsy (ETLE).

The energies determined from the coefficients of discrete wavelet transform corresponding to four subbands of multiple-channel scalp EEGs are used for patient-dependent epileptic seizure detection in Ref. [17]. Overall, 131 of 139 epileptic seizure events are detected for the patient-dependent epileptic seizure detection while there are 15 false detections [17]. In Ref. [12], seven quantitative features of 19-channel scalp EEGs including subband powers obtained from the continuous wavelet transform and various time-domain features and an SVM classifier were applied for epileptic seizure detection where the prior knowledge on diversity of seizure morphologies was taken into account. The high correct detection rate (between 85 and 100%) and low false alarm rates (between 0.2 and 0.4 per hour) were achieved [12]. A large set of quantitative features of scalp EEGs were applied in Ref. [7] for patient-dependent epileptic seizure classification. The main features examined belonged to morphological-based features, time-domain features, frequency-domain, features, and a nonlinear feature. The average sensitivity and specificity obtained were 89.01 and 94.71%, respectively.

In this study, performances on epileptic seizure classification using wavelet-based features are examined by, in particular, focusing on patient-dependent classification. The number of channels of scalp EEGs is minimized which yields a small number of wavelet-based features applied to epileptic seizure classification. The wavelet-based features denoted by  $\lambda_i$  are given by the logarithm to base 2 of variance of detail and approximation coefficients of scalp EEGs. Such wavelet-based features are computationally relevant to the power spectral density (PSD) [1]. The wavelet-based approach, however, allows an unbiased estimate [1]. SVM is used as a binary classifier to discriminate scalp

EEG epochs associated with epileptic seizure event from scalp EEG epochs associated with pre-ictal and post-ictal states, i.e., non-seizure period. The patient-dependent epileptic seizure classification using wavelet-based features is evaluated using two schemes. First, the wavelet-based features of scalp EEG epochs corresponding to the first epileptic seizure event are used as a training data. This approach complies with the actual application when it is applied to real-time or online epileptic seizure classification and detection. Furthermore,  $k$ -fold cross-validation is applied to the patient-dependent epileptic seizure classification using wavelet-based features in the second scheme. The performance on patient-independent epileptic seizure classification is also evaluated using  $k$ -fold cross-validation.

## 2 Materials and methods

### 2.1 Data and subjects

Scalp EEG data of subjects with intractable seizures examined in this study were obtained from the CHB-MIT Scalp EEG Database (available online at <http://www.physionet.org/pn6/chbmit/>). The database was collected at the Children's Hospital Boston [3]. All subjects were monitored for up to several days following withdrawal of anti-seizure medication in order to characterize their seizures and assess their candidacy for surgical intervention [3]. All protected health information (PHI) in the original recordings was replaced with surrogate information in order to protect the privacy of the subjects [3]. The scalp EEG recordings were acquired using a sampling rate of 256 Hz with 16 bit resolution [3]. The international 10–20 system of EEG electrode positions and nomenclature was used for the recordings [3].

There are 24 cases of scalp EEG recordings, referred to as chb01, chb02, chb03, and so on. The first 23 cases, excluding the chb24 case, were recorded from 22 subjects (5 males, ages 3–22 years old, and 17 females, ages 1.5–19 years old) [3]. The chb01 and chb21 cases were obtained from the same subject. There are a total of 198 epileptic seizure events. Further details on scalp EEG data and cases can be obtained at <http://www.physionet.org/pn6/chbmit/>.

### 2.2 Wavelet-based features of scalp EEGs

The discrete wavelet transform is a representation of a signal using a countably infinite set of wavelets that constitutes an orthonormal basis [11]. The wavelet transform can be interpreted as a generalized filter bank [22] as the so-called mother wavelet is typically associated with a bandpass filter. Also, the wavelet transform can be interpreted in the context of multiresolution analysis (MRA)

[10]. The multiresolution analysis generally consists of a sequence of successive approximation spaces [19]. Furthermore, the multiresolution analysis leads to a hierarchical scheme for the computation of the wavelet coefficients of a given function [19].

A signal  $x[n]$  is decomposed into approximations and details using the scaling and wavelet functions that, respectively, correspond to lowpass halfband filter and highpass halfband filter. This can be expressed as

$$x[n] = \sum_k a_0[k] \phi_{0,k}[n] \quad (1)$$

$$= \sum_k a_1[k] \phi_{1,k}[n] + \sum_k d_1[k] \psi_{1,k}[n] \quad (2)$$

where the scaling function  $\phi_{1,k}[n]$  and the wavelet function  $\psi_{1,k}[n]$  are, respectively, an orthonormal basis for the space  $V_1$  and the orthogonal complement of  $V_1$ , denoted by  $W_1$ , and the space  $V_0 = V_1 \oplus W_1$ . The approximation coefficients  $a_1[n]$  and the detail coefficients  $d_1[n]$  can be obtained by

$$a_1[n] = \sum_k a_0[k] h[k - 2n] \quad (3)$$

$$d_1[n] = \sum_k a_0[k] g[k - 2n] \quad (4)$$

where  $h[n]$  and  $g[n]$  are, respectively, the impulse response of lowpass halfband filter and highpass halfband filter.

For a single-level discrete wavelet decomposition at level  $l$ , the approximation coefficients  $a_l[n]$  can be obtained by convolving the approximation coefficients  $a_{l-1}[n]$  with the time-reversed filter of  $h[n]$ , i.e.,  $\tilde{h}[n]$ , followed by the downsampling and, similarly, the detail coefficients  $d_l[n]$  can be obtained by convolving the approximation coefficients  $a_{l-1}[n]$  with the time-reversed filter of  $g[n]$ , i.e.,  $\tilde{g}[n]$ , followed by the downsampling.

From the  $L$ -level discrete wavelet decomposition, there are  $L$  detail coefficients, i.e.,  $d_1, d_2, \dots, d_L$ , and one approximation coefficients, i.e.,  $a_L$ , obtained. Wavelet-based features proposed for epileptic seizure classification in this study are determined by taking the logarithm to base 2 of variance of detail coefficients and approximation coefficients. The wavelet-based features obtained from the detail coefficients  $d_l$  are denoted by  $\lambda_l$ , and the wavelet-based feature obtained from the approximation coefficients  $a_L$  is denoted by  $\lambda_{L+1}$ . Therefore, the wavelet-based features are given by

$$\lambda_l = \log_2(\text{var}(d_l)), \quad \text{where } l = 1, 2, \dots, L \text{ and} \quad (5)$$

$$\lambda_{L+1} = \log_2(\text{var}(a_L)) \quad (6)$$

### 2.3 Data analysis and classification

Segments of single-channel scalp EEGs around epileptic seizure events (12 min before seizure onset and 12 min after seizure offset, unless limited by the beginning, the end of recording, or the contiguous epileptic seizure events) are used in this study. The scalp EEG segments are divided into epochs with length of 512 samples (2 s) and with 50% overlap. Such short length of scalp EEG epochs is chosen to be able to capture characteristics of a brief lapse of epileptic seizure event. Scalp EEG epochs associated with epileptic seizure event are categorized as an SZ class while scalp EEG epochs associated with pre-ictal and post-ictal states are categorized as an NS class. The number of SZ and NS epochs for each case is summarized in Table 1.

The second-order Daubechies wavelets are used for the discrete wavelet decomposition. The Daubechies wavelet family, one of the most commonly used wavelet families, has several nice characteristics including orthogonality and finite compact support. Higher-order Daubechies wavelets corresponds to higher regularity and also a number of

vanishing moments. Scalp EEG epochs are decomposed into 7 levels that are the maximum level of wavelet decomposition using the second-order Daubechies. Accordingly, seven detail coefficients, i.e.,  $d_1, d_2, d_3, d_4, d_5, d_6$  and  $d_7$ , and one approximation coefficients, i.e.,  $a_7$ , are obtained. The coefficients  $d_1, d_2, d_3, d_4, d_5, d_6, d_7$ , and  $a_7$  correspond approximately to 64–128, 32–64, 16–32, 8–16, 4–8, 2–4, 1–2, and 0–1 Hz subbands, respectively.

A feature vector applied for epileptic seizure classification is composed of all combinations of wavelet-based features of scalp EEG epochs, ranging from two wavelet-based features, i.e.,  $(\lambda_i, \lambda_j)$  where  $i \neq j$ , to seven wavelet-based features, i.e.,  $(\lambda_i, \lambda_j, \dots, \lambda_n, \lambda_o)$  where  $i \neq j \neq k \neq l \neq m \neq n \neq o$ . Feature vectors of scalp EEG epochs are classified using support vector machine (SVM). The radial basis function (RBF) kernel is used to train an SVM classifier. Scalp EEG epochs of both SZ and NS classes obtained from the first seizure event of each subject are used as training data sets. The classification and the performance evaluation are performed by a case-by-case basis, i.e., patient-dependent epileptic

**Table 1** Details of scalp EEG epochs

| Case  | Seizure duration (s) |     |       | No. of epochs |        |                   |      |
|-------|----------------------|-----|-------|---------------|--------|-------------------|------|
|       | Max                  | Min | Mean  | All seizures  |        | The first seizure |      |
|       |                      |     |       | SZ            | NS     | SZ                | NS   |
| chb01 | 101                  | 27  | 63.1  | 428           | 9147   | 38                | 1281 |
| chb02 | 82                   | 9   | 57.3  | 166           | 3049   | 79                | 1264 |
| chb03 | 69                   | 47  | 57.4  | 388           | 9406   | 50                | 1078 |
| chb04 | 116                  | 49  | 94.5  | 370           | 5744   | 47                | 1436 |
| chb05 | 120                  | 96  | 111.6 | 548           | 6877   | 113               | 1133 |
| chb06 | 20                   | 12  | 15.3  | 133           | 13,151 | 13                | 1436 |
| chb07 | 143                  | 86  | 108.3 | 319           | 3795   | 84                | 1436 |
| chb08 | 264                  | 134 | 183.8 | 909           | 6774   | 169               | 1436 |
| chb09 | 79                   | 62  | 69.0  | 268           | 5364   | 62                | 1436 |
| chb10 | 89                   | 35  | 63.9  | 433           | 9587   | 33                | 1436 |
| chb11 | 752                  | 22  | 268.7 | 800           | 3820   | 20                | 1014 |
| chb12 | 97                   | 13  | 36.9  | 1395          | 25,773 | 59                | 1438 |
| chb13 | 70                   | 17  | 44.6  | 511           | 13,520 | 42                | 1436 |
| chb14 | 41                   | 14  | 21.1  | 153           | 11,099 | 12                | 1436 |
| chb15 | 205                  | 31  | 99.6  | 1952          | 22,497 | 123               | 988  |
| chb16 | 14                   | 6   | 8.4   | 64            | 11,441 | 7                 | 1436 |
| chb17 | 115                  | 88  | 97.7  | 287           | 3730   | 88                | 1436 |
| chb18 | 68                   | 30  | 54.5  | 315           | 6924   | 48                | 790  |
| chb19 | 81                   | 77  | 78.7  | 230           | 3102   | 76                | 1015 |
| chb20 | 49                   | 29  | 36.8  | 278           | 10,360 | 27                | 810  |
| chb21 | 81                   | 12  | 49.8  | 191           | 5338   | 54                | 1436 |
| chb22 | 74                   | 58  | 68.0  | 198           | 3432   | 56                | 892  |
| chb23 | 113                  | 20  | 60.6  | 410           | 9269   | 111               | 1436 |
| chb24 | 70                   | 16  | 31.9  | 479           | 16735  | 23                | 1436 |

**Table 2** Statistical values (Mean $\pm$ SD) of wavelet-based features of scalp EEG epochs

| Case  | Class | Feature         |                 |                 |                 |                 |                 |                 |                 |
|-------|-------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
|       |       | $\lambda_1$     | $\lambda_2$     | $\lambda_3$     | $\lambda_4$     | $\lambda_5$     | $\lambda_6$     | $\lambda_7$     | $\lambda_8$     |
| chb01 | SZ    | 7.64 $\pm$ 1.4  | 9.54 $\pm$ 0.8  | 11.29 $\pm$ 0.6 | 13.96 $\pm$ 0.8 | 16.58 $\pm$ 1.3 | 17.87 $\pm$ 1.8 | 17.96 $\pm$ 1.8 | 19.03 $\pm$ 1.9 |
|       | NS    | 4.56 $\pm$ 1.2  | 8.40 $\pm$ 1.1  | 9.69 $\pm$ 1.0  | 9.96 $\pm$ 0.9  | 11.95 $\pm$ 1.1 | 13.03 $\pm$ 1.4 | 13.59 $\pm$ 1.8 | 14.61 $\pm$ 2.0 |
| chb02 | SZ    | 8.08 $\pm$ 1.5  | 10.93 $\pm$ 1.3 | 13.23 $\pm$ 1.2 | 15.20 $\pm$ 1.0 | 16.69 $\pm$ 1.2 | 17.17 $\pm$ 1.6 | 16.91 $\pm$ 1.9 | 17.74 $\pm$ 2.0 |
|       | NS    | 7.47 $\pm$ 4.7  | 8.39 $\pm$ 4.0  | 9.18 $\pm$ 2.7  | 10.81 $\pm$ 2.0 | 12.38 $\pm$ 1.7 | 13.92 $\pm$ 1.8 | 14.90 $\pm$ 2.0 | 16.13 $\pm$ 2.1 |
| chb03 | SZ    | 9.85 $\pm$ 1.4  | 11.44 $\pm$ 1.5 | 12.38 $\pm$ 1.2 | 12.91 $\pm$ 0.9 | 15.05 $\pm$ 0.8 | 16.12 $\pm$ 1.1 | 16.80 $\pm$ 1.8 | 17.75 $\pm$ 1.9 |
|       | NS    | 5.66 $\pm$ 1.8  | 7.48 $\pm$ 2.1  | 8.58 $\pm$ 2.0  | 8.82 $\pm$ 1.5  | 9.89 $\pm$ 1.6  | 11.61 $\pm$ 2.1 | 12.72 $\pm$ 2.4 | 13.71 $\pm$ 6.6 |
| chb04 | SZ    | 9.03 $\pm$ 2.7  | 9.97 $\pm$ 2.2  | 11.00 $\pm$ 1.7 | 11.50 $\pm$ 0.7 | 13.47 $\pm$ 0.6 | 14.97 $\pm$ 1.1 | 15.10 $\pm$ 1.5 | 15.34 $\pm$ 1.9 |
|       | NS    | 6.69 $\pm$ 5.9  | 8.27 $\pm$ 5.4  | 9.30 $\pm$ 4.2  | 10.26 $\pm$ 3.4 | 11.27 $\pm$ 2.7 | 12.45 $\pm$ 2.7 | 13.28 $\pm$ 2.8 | 15.17 $\pm$ 3.5 |
| chb05 | SZ    | 8.84 $\pm$ 1.0  | 11.54 $\pm$ 0.8 | 13.57 $\pm$ 1.1 | 15.22 $\pm$ 1.5 | 17.16 $\pm$ 1.4 | 18.36 $\pm$ 1.7 | 18.06 $\pm$ 2.1 | 18.48 $\pm$ 2.0 |
|       | NS    | 4.41 $\pm$ 2.0  | 6.05 $\pm$ 2.1  | 8.25 $\pm$ 1.6  | 10.91 $\pm$ 0.9 | 13.57 $\pm$ 1.0 | 14.66 $\pm$ 1.2 | 14.92 $\pm$ 1.6 | 15.90 $\pm$ 1.9 |
| chb06 | SZ    | 8.74 $\pm$ 1.6  | 10.23 $\pm$ 1.1 | 11.26 $\pm$ 0.7 | 12.19 $\pm$ 0.5 | 13.40 $\pm$ 1.5 | 14.96 $\pm$ 1.5 | 14.96 $\pm$ 1.4 | 16.87 $\pm$ 1.4 |
|       | NS    | 7.36 $\pm$ 1.3  | 10.40 $\pm$ 1.3 | 12.28 $\pm$ 1.0 | 13.50 $\pm$ 0.8 | 15.16 $\pm$ 1.0 | 16.15 $\pm$ 1.0 | 16.34 $\pm$ 1.4 | 17.29 $\pm$ 1.7 |
| chb07 | SZ    | 10.27 $\pm$ 2.0 | 11.88 $\pm$ 1.9 | 13.30 $\pm$ 1.5 | 14.67 $\pm$ 0.9 | 16.51 $\pm$ 0.8 | 18.23 $\pm$ 1.4 | 18.49 $\pm$ 1.6 | 18.66 $\pm$ 1.8 |
|       | NS    | 5.93 $\pm$ 1.8  | 7.72 $\pm$ 1.6  | 9.21 $\pm$ 1.4  | 10.94 $\pm$ 1.8 | 13.08 $\pm$ 2.6 | 14.69 $\pm$ 3.2 | 15.37 $\pm$ 3.3 | 16.12 $\pm$ 3.0 |
| chb08 | SZ    | 2.18 $\pm$ 1.3  | 5.44 $\pm$ 1.5  | 8.41 $\pm$ 1.5  | 12.00 $\pm$ 1.4 | 15.42 $\pm$ 1.5 | 17.83 $\pm$ 1.8 | 17.88 $\pm$ 2.1 | 18.90 $\pm$ 2.0 |
|       | NS    | 1.52 $\pm$ 1.1  | 4.77 $\pm$ 1.0  | 7.17 $\pm$ 0.7  | 9.76 $\pm$ 0.9  | 12.29 $\pm$ 1.1 | 13.89 $\pm$ 1.4 | 14.47 $\pm$ 1.6 | 15.57 $\pm$ 1.8 |
| chb09 | SZ    | 7.25 $\pm$ 1.5  | 10.83 $\pm$ 1.5 | 14.30 $\pm$ 1.7 | 16.87 $\pm$ 2.0 | 18.13 $\pm$ 1.6 | 17.95 $\pm$ 1.5 | 18.18 $\pm$ 1.6 | 19.65 $\pm$ 2.1 |
|       | NS    | 2.85 $\pm$ 2.3  | 5.85 $\pm$ 1.6  | 8.69 $\pm$ 1.4  | 11.19 $\pm$ 1.0 | 13.19 $\pm$ 1.1 | 13.92 $\pm$ 2.0 | 14.69 $\pm$ 2.6 | 15.73 $\pm$ 2.4 |
| chb10 | SZ    | 6.03 $\pm$ 0.4  | 10.00 $\pm$ 0.5 | 13.41 $\pm$ 0.7 | 16.33 $\pm$ 0.7 | 18.20 $\pm$ 0.7 | 17.93 $\pm$ 0.9 | 17.69 $\pm$ 1.1 | 18.39 $\pm$ 2.1 |
|       | NS    | 4.76 $\pm$ 1.7  | 7.01 $\pm$ 1.6  | 8.90 $\pm$ 1.1  | 11.53 $\pm$ 0.7 | 14.85 $\pm$ 0.9 | 17.22 $\pm$ 0.9 | 17.73 $\pm$ 1.3 | 18.32 $\pm$ 1.5 |
| chb11 | SZ    | 8.14 $\pm$ 2.2  | 9.50 $\pm$ 1.6  | 11.81 $\pm$ 1.0 | 13.91 $\pm$ 0.7 | 16.05 $\pm$ 0.8 | 16.27 $\pm$ 1.2 | 16.78 $\pm$ 1.0 | 17.30 $\pm$ 1.4 |
|       | NS    | 5.68 $\pm$ 1.6  | 7.53 $\pm$ 1.3  | 8.99 $\pm$ 1.1  | 10.44 $\pm$ 0.9 | 12.28 $\pm$ 1.1 | 13.58 $\pm$ 1.4 | 14.50 $\pm$ 1.7 | 15.64 $\pm$ 1.8 |
| chb12 | SZ    | 3.19 $\pm$ 1.2  | 7.02 $\pm$ 1.4  | 9.82 $\pm$ 1.5  | 12.06 $\pm$ 1.1 | 14.39 $\pm$ 1.2 | 15.41 $\pm$ 2.0 | 15.55 $\pm$ 2.2 | 17.08 $\pm$ 2.3 |
|       | NS    | 2.46 $\pm$ 0.9  | 6.23 $\pm$ 0.9  | 8.85 $\pm$ 0.8  | 10.92 $\pm$ 1.1 | 13.03 $\pm$ 1.5 | 14.11 $\pm$ 1.5 | 14.82 $\pm$ 1.8 | 15.73 $\pm$ 3.6 |
| chb13 | SZ    | 2.60 $\pm$ 0.5  | 5.35 $\pm$ 0.5  | 8.17 $\pm$ 0.4  | 11.64 $\pm$ 0.6 | 14.26 $\pm$ 0.9 | 16.25 $\pm$ 1.0 | 16.19 $\pm$ 1.9 | 16.53 $\pm$ 1.7 |
|       | NS    | 3.57 $\pm$ 1.4  | 6.38 $\pm$ 1.4  | 8.92 $\pm$ 1.2  | 11.93 $\pm$ 1.1 | 14.03 $\pm$ 1.3 | 13.88 $\pm$ 1.4 | 14.28 $\pm$ 1.6 | 15.40 $\pm$ 1.8 |
| chb14 | SZ    | 2.79 $\pm$ 0.5  | 5.74 $\pm$ 0.4  | 7.51 $\pm$ 0.6  | 9.31 $\pm$ 1.1  | 11.04 $\pm$ 1.8 | 11.84 $\pm$ 3.3 | 12.91 $\pm$ 2.7 | 14.53 $\pm$ 3.0 |
|       | NS    | 1.75 $\pm$ 1.2  | 5.26 $\pm$ 0.9  | 8.46 $\pm$ 1.0  | 11.50 $\pm$ 1.1 | 14.15 $\pm$ 1.1 | 15.76 $\pm$ 1.2 | 16.07 $\pm$ 1.5 | 16.46 $\pm$ 1.6 |
| chb15 | SZ    | 2.26 $\pm$ 0.3  | 4.99 $\pm$ 0.4  | 8.01 $\pm$ 0.5  | 10.73 $\pm$ 0.7 | 12.67 $\pm$ 0.9 | 12.38 $\pm$ 1.0 | 11.84 $\pm$ 1.5 | 13.14 $\pm$ 2.0 |
|       | NS    | 2.24 $\pm$ 0.8  | 4.23 $\pm$ 0.8  | 6.14 $\pm$ 0.7  | 8.40 $\pm$ 0.8  | 9.65 $\pm$ 0.9  | 10.55 $\pm$ 1.0 | 10.90 $\pm$ 1.3 | 11.84 $\pm$ 1.8 |
| chb16 | SZ    | 5.83 $\pm$ 0.5  | 9.48 $\pm$ 0.6  | 12.16 $\pm$ 0.4 | 12.37 $\pm$ 0.4 | 12.77 $\pm$ 0.8 | 13.78 $\pm$ 0.9 | 14.59 $\pm$ 1.6 | 16.16 $\pm$ 1.7 |
|       | NS    | 3.83 $\pm$ 1.3  | 6.59 $\pm$ 1.1  | 8.32 $\pm$ 1.0  | 9.52 $\pm$ 1.0  | 11.63 $\pm$ 1.2 | 13.08 $\pm$ 1.6 | 13.88 $\pm$ 1.9 | 15.20 $\pm$ 2.1 |
| chb17 | SZ    | 3.21 $\pm$ 0.7  | 5.05 $\pm$ 0.8  | 7.16 $\pm$ 0.8  | 9.53 $\pm$ 0.9  | 11.88 $\pm$ 0.9 | 13.20 $\pm$ 1.1 | 12.67 $\pm$ 1.7 | 13.60 $\pm$ 1.8 |
|       | NS    | 1.70 $\pm$ 1.1  | 3.19 $\pm$ 0.6  | 4.50 $\pm$ 0.6  | 6.90 $\pm$ 0.7  | 9.50 $\pm$ 0.8  | 10.71 $\pm$ 1.2 | 11.20 $\pm$ 1.8 | 12.25 $\pm$ 2.0 |
| chb18 | SZ    | 5.26 $\pm$ 3.4  | 6.81 $\pm$ 2.6  | 8.23 $\pm$ 1.5  | 10.38 $\pm$ 0.9 | 13.21 $\pm$ 1.1 | 14.57 $\pm$ 1.0 | 14.88 $\pm$ 2.0 | 15.12 $\pm$ 2.7 |
|       | NS    | -0.37 $\pm$ 2.0 | 2.14 $\pm$ 1.6  | 4.78 $\pm$ 1.3  | 7.29 $\pm$ 1.0  | 8.83 $\pm$ 1.1  | 9.23 $\pm$ 1.4  | 9.58 $\pm$ 1.9  | 10.69 $\pm$ 2.3 |
| chb19 | SZ    | 9.18 $\pm$ 3.1  | 10.71 $\pm$ 3.1 | 12.16 $\pm$ 3.0 | 13.48 $\pm$ 3.1 | 14.90 $\pm$ 3.6 | 15.13 $\pm$ 4.4 | 15.08 $\pm$ 4.6 | 16.82 $\pm$ 4.4 |
|       | NS    | 4.31 $\pm$ 2.7  | 6.24 $\pm$ 2.1  | 7.55 $\pm$ 1.8  | 9.06 $\pm$ 1.1  | 10.95 $\pm$ 1.2 | 12.64 $\pm$ 1.8 | 13.87 $\pm$ 2.3 | 15.01 $\pm$ 4.4 |
| chb20 | SZ    | 4.76 $\pm$ 1.0  | 7.41 $\pm$ 1.4  | 9.29 $\pm$ 1.9  | 10.92 $\pm$ 2.0 | 13.09 $\pm$ 2.1 | 14.97 $\pm$ 2.3 | 14.70 $\pm$ 1.9 | 15.88 $\pm$ 2.0 |
|       | NS    | 1.80 $\pm$ 0.4  | 4.95 $\pm$ 0.4  | 7.39 $\pm$ 0.5  | 9.63 $\pm$ 0.7  | 11.55 $\pm$ 0.9 | 12.61 $\pm$ 1.1 | 13.15 $\pm$ 1.4 | 14.04 $\pm$ 1.6 |
| chb21 | SZ    | 2.18 $\pm$ 0.6  | 5.55 $\pm$ 0.4  | 8.91 $\pm$ 0.5  | 11.78 $\pm$ 0.8 | 13.53 $\pm$ 0.9 | 14.09 $\pm$ 1.2 | 15.32 $\pm$ 1.3 | 16.08 $\pm$ 1.5 |
|       | NS    | 1.69 $\pm$ 0.6  | 4.69 $\pm$ 0.4  | 7.37 $\pm$ 0.4  | 9.93 $\pm$ 0.6  | 11.76 $\pm$ 0.7 | 12.61 $\pm$ 1.0 | 13.16 $\pm$ 1.4 | 14.23 $\pm$ 1.7 |
| chb22 | SZ    | 7.27 $\pm$ 2.0  | 8.90 $\pm$ 1.4  | 11.02 $\pm$ 0.6 | 13.66 $\pm$ 0.7 | 16.24 $\pm$ 0.9 | 17.31 $\pm$ 1.0 | 17.20 $\pm$ 1.5 | 17.68 $\pm$ 1.6 |
|       | NS    | 5.65 $\pm$ 2.0  | 7.50 $\pm$ 1.6  | 8.89 $\pm$ 1.3  | 10.00 $\pm$ 0.8 | 11.57 $\pm$ 1.0 | 12.68 $\pm$ 1.5 | 13.48 $\pm$ 1.9 | 14.96 $\pm$ 1.8 |
| chb23 | SZ    | 11.09 $\pm$ 1.5 | 12.49 $\pm$ 1.5 | 13.34 $\pm$ 1.3 | 13.02 $\pm$ 0.9 | 15.08 $\pm$ 1.0 | 17.42 $\pm$ 1.6 | 18.36 $\pm$ 1.6 | 18.75 $\pm$ 1.6 |
|       | NS    | 4.03 $\pm$ 3.2  | 6.63 $\pm$ 2.8  | 8.54 $\pm$ 2.0  | 9.83 $\pm$ 1.1  | 11.19 $\pm$ 1.1 | 12.32 $\pm$ 1.2 | 12.87 $\pm$ 1.6 | 14.04 $\pm$ 1.8 |
| chb24 | SZ    | 5.03 $\pm$ 2.1  | 8.15 $\pm$ 3.0  | 11.47 $\pm$ 2.9 | 14.68 $\pm$ 2.6 | 17.33 $\pm$ 3.0 | 19.65 $\pm$ 4.0 | 19.37 $\pm$ 3.8 | 19.58 $\pm$ 3.6 |
|       | NS    | 2.58 $\pm$ 0.2  | 4.53 $\pm$ 0.3  | 7.16 $\pm$ 0.3  | 9.74 $\pm$ 0.6  | 11.92 $\pm$ 0.7 | 13.19 $\pm$ 0.9 | 14.06 $\pm$ 1.3 | 14.91 $\pm$ 1.3 |

seizure classification. Furthermore, to validate a generalized performance of wavelet-based features on both patient-dependent and patient-independent epileptic seizure classifications, tenfold cross-validations are applied using feature vectors composing of two wavelet-based features, i.e.,  $(\lambda_i, \lambda_j)$ . For each case, the feature vectors of scalp EEG epochs associated with SZ and NS classes are randomly divided into ten subsets. Nine subsets of feature vectors are used as a training set while another subset of feature vectors being used as a testing set. This process is repeated ten times with each of the ten subsets of feature vectors being used once as the training set. The performance of tenfold cross-validation is determined from all ten classifications.

The performance of epileptic seizure classifications is evaluated using three conventional classification performance measures: accuracy, sensitivity, and specificity. The accuracy (Ac), the sensitivity (Se), and the specificity (Sp) are given, respectively, by

$$\text{Ac} = \frac{\text{TP} + \text{TN}}{\text{TP} + \text{TN} + \text{FP} + \text{FN}}$$

$$\text{Se} = \frac{\text{TP}}{\text{TP} + \text{FN}}, \text{ and}$$

$$\text{Sp} = \frac{\text{TN}}{\text{TN} + \text{FP}}$$

where TP, TN, FP, and FN denote a number of true positives, a number of true negatives, a number of false positives, and a number of false negatives, respectively. All channels of bipolar scalp EEG data are analyzed and examined in this study. Nevertheless, only results that are obtained from the channel providing the best performance on epileptic seizure classification for each case with respect to the product of sensitivity and specificity are presented.

In addition, the performance of patient-dependent epileptic seizure classification using the wavelet-based features is compared to that using the best five time-domain

**Table 3** Performance on patient-dependent epileptic seizure classification using 2 wavelet-based features

| Subject | Channel  | Feature                | Accuracy (Ac) | Sensitivity (Se) | Specificity (Sp) | Se $\times$ Sp |
|---------|----------|------------------------|---------------|------------------|------------------|----------------|
| chb01   | FT9-FT10 | $\lambda_2, \lambda_5$ | 0.9752        | 0.9436           | 0.9767           | 0.9216         |
| chb02   | P7-O1    | $\lambda_2, \lambda_4$ | 0.9915        | 0.9080           | 0.9955           | 0.9040         |
| chb03   | T7-FT9   | $\lambda_4, \lambda_5$ | 0.9802        | 0.9083           | 0.9831           | 0.8929         |
| chb04   | C4-P4    | $\lambda_2, \lambda_5$ | 0.9523        | 0.4985           | 0.9863           | 0.4916         |
| chb05   | P8-O2    | $\lambda_5, \lambda_6$ | 0.9856        | 0.8966           | 0.9923           | 0.8897         |
| chb06   | F8-T8    | $\lambda_1, \lambda_3$ | 0.9924        | 0.4417           | 0.9980           | 0.4408         |
| chb07   | FP1-F3   | $\lambda_2, \lambda_3$ | 0.9522        | 0.7106           | 0.9763           | 0.6938         |
| chb08   | FZ-CZ    | $\lambda_4, \lambda_6$ | 0.9503        | 0.7297           | 0.9809           | 0.7158         |
| chb09   | C3-P3    | $\lambda_2, \lambda_4$ | 0.9978        | 0.9806           | 0.9987           | 0.9793         |
| chb10   | F7-T7    | $\lambda_4, \lambda_5$ | 0.9898        | 0.7875           | 0.9998           | 0.7873         |
| chb11   | F7-T7    | $\lambda_3, \lambda_4$ | 0.9071        | 0.6513           | 0.9783           | 0.6371         |
| chb12   | F8-T8    | $\lambda_2, \lambda_4$ | 0.9584        | 0.2515           | 0.9972           | 0.2508         |
| chb13   | FZ-CZ    | $\lambda_2, \lambda_6$ | 0.8425        | 0.5522           | 0.8538           | 0.4715         |
| chb14   | C4-P4    | $\lambda_2, \lambda_6$ | 0.9900        | 0.3617           | 0.9992           | 0.3614         |
| chb15   | T7-P7    | $\lambda_5, \lambda_7$ | 0.9629        | 0.8628           | 0.9714           | 0.8381         |
| chb16   | C4-P4    | $\lambda_2, \lambda_4$ | 0.9847        | 0.1754           | 0.9893           | 0.1736         |
| chb17   | CZ-PZ    | $\lambda_3, \lambda_4$ | 0.9727        | 0.8794           | 0.9808           | 0.8625         |
| chb18   | P8-O2    | $\lambda_6, \lambda_7$ | 0.9561        | 0.7041           | 0.9671           | 0.6809         |
| chb19   | P8-O2    | $\lambda_3, \lambda_4$ | 0.9826        | 0.8831           | 0.9899           | 0.8742         |
| chb20   | C3-P3    | $\lambda_2, \lambda_4$ | 0.9860        | 0.7570           | 0.9920           | 0.7509         |
| chb21   | CZ-PZ    | $\lambda_1, \lambda_3$ | 0.9819        | 0.8029           | 0.9882           | 0.7935         |
| chb22   | F3-C3    | $\lambda_4, \lambda_5$ | 0.9896        | 0.9155           | 0.9937           | 0.9097         |
| chb23   | T7-P7    | $\lambda_4, \lambda_5$ | 0.9791        | 0.8863           | 0.9826           | 0.8709         |
| chb24   | FZ-CZ    | $\lambda_2, \lambda_4$ | 0.9704        | 0.7917           | 0.9757           | 0.7724         |
| Average |          |                        | 0.9680        | 0.7200           | 0.9811           | 0.7069         |

**Table 4** Performance on patient-dependent epileptic seizure classification using 3 wavelet-based features

| Subject | Channel  | Feature                           | Accuracy (Ac) | Sensitivity (Se) | Specificity (Sp) | Se × Sp |
|---------|----------|-----------------------------------|---------------|------------------|------------------|---------|
| chb01   | FT9-FT10 | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_5$ | 0.9790        | 0.8923           | 0.9833           | 0.8774  |
| chb02   | F3-C3    | $\lambda_2, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.9760        | 0.9195           | 0.9787           | 0.9000  |
| chb03   | T7-FT9   | $\lambda_3, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.9796        | 0.8757           | 0.9838           | 0.8615  |
| chb04   | C4-P4    | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_5$ | 0.9471        | 0.4025           | 0.9879           | 0.3976  |
| chb05   | FP1-F7   | $\lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9785        | 0.7448           | 0.9962           | 0.7420  |
| chb06   | F8-T8    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ | 0.9924        | 0.4167           | 0.9983           | 0.4160  |
| chb07   | FP1-F3   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ | 0.9449        | 0.5787           | 0.9813           | 0.5679  |
| chb08   | FZ-CZ    | $\lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9508        | 0.7351           | 0.9807           | 0.7210  |
| chb09   | F7-T7    | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ | 0.9964        | 0.9660           | 0.9980           | 0.9641  |
| chb10   | F7-T7    | $\lambda_3, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.9814        | 0.6075           | 0.9998           | 0.6074  |
| chb11   | FT9-FT10 | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ | 0.8851        | 0.4795           | 0.9979           | 0.4785  |
| chb12   | C4-P4    | $\lambda_1, \lambda_3, \lambda_4$ | 0.9687        | 0.4139           | 0.9992           | 0.4136  |
| chb13   | FZ-CZ    | $\lambda_2, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.8738        | 0.4776           | 0.8892           | 0.4247  |
| chb14   | CZ-PZ    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ | 0.9807        | 0.3191           | 0.9904           | 0.3161  |
| chb15   | T7-P7    | $\lambda_5, \lambda_7, \lambda_8$ | 0.9571        | 0.7797           | 0.9722           | 0.7579  |
| chb16   | F4-C4    | $\lambda_1, \lambda_3, \lambda_4$ | 0.9937        | 0.1930           | 0.9983           | 0.1927  |
| chb17   | CZ-PZ    | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ | 0.9679        | 0.9246           | 0.9717           | 0.8984  |
| chb18   | C4-P4    | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_6$ | 0.9652        | 0.5655           | 0.9826           | 0.5557  |
| chb19   | P8-O2    | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ | 0.9822        | 0.8312           | 0.9933           | 0.8256  |
| chb20   | C3-P3    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ | 0.9875        | 0.7450           | 0.9938           | 0.7404  |
| chb21   | CZ-PZ    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_5$ | 0.9844        | 0.8029           | 0.9908           | 0.7955  |
| chb22   | F3-C3    | $\lambda_2, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.9907        | 0.8803           | 0.9969           | 0.8775  |
| chb23   | T7-P7    | $\lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9818        | 0.8462           | 0.9870           | 0.8351  |
| chb24   | FZ-CZ    | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ | 0.9734        | 0.7829           | 0.9791           | 0.7665  |
| Average |          |                                   | 0.9674        | 0.6742           | 0.9846           | 0.6742  |

features [9], i.e., line length, nonlinear energy, variance, power, and maximum, in terms of the area under ROC curve (AUC). Also, the accuracy, the sensitivity and the specificity obtained from patient-dependent epileptic seizure classification using SVM are compared. The line length  $f_1$ , nonlinear energy  $f_2$ , variance  $f_3$ , power  $f_4$ , and maximum  $f_5$  are, respectively, defined as follows [9]:

$$f_1 = \sum_{n=1}^{N-1} |x[n-1] - x[n]| \quad (7)$$

$$f_2 = \frac{1}{N-2} \sum_{n=1}^{N-2} x^2[n] - x[n-1]x[n+1] \quad (8)$$

$$f_3 = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} (x[n] - \bar{x})^2 \quad (9)$$

$$f_4 = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x^2[n] \quad (10)$$

$$f_5 = \max(x[n]) \quad (11)$$

where  $N$  denotes the length of EEG signal  $x[n]$  and  $\bar{x}$  denotes the mean of  $x[n]$ .

### 3 Results

#### 3.1 Characteristics of wavelet-based features

Means and standard deviations of all wavelet-based features, i.e.,  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ , and  $\lambda_8$ , of both SZ and NS epochs for each case are summarized in Table 2. The characteristics of wavelet-based features vary corresponding to cases and also subbands. In general, wavelet-based features  $\lambda_i$  of SZ epochs tend to be higher than those of NS epochs. From the results of two-sample  $t$ -tests ( $p$ -value of 0.0001), it is suggested that for all cases there is at least one wavelet-based feature that associates with the significant difference between the means of corresponding wavelet-based features of both SZ and NS epochs. The means of any wavelet-based feature, i.e.,  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ , and  $\lambda_8$ , of SZ epochs are significantly different from those of NS epochs in 13 cases (chb01, chb03, chb05, chb07, chb08, chb09, chb11, chb17, chb18, chb21,

**Table 5** Performance on patient-dependent epileptic seizure classification using 4 wavelet-based features

| Subject | Channel  | Feature                                      | Accuracy (Ac) | Sensitivity (Se) | Specificity (Sp) | Se $\times$ Sp |
|---------|----------|----------------------------------------------|---------------|------------------|------------------|----------------|
| chb01   | FT9-FT10 | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ | 0.9824        | 0.7333           | 0.9948           | 0.7295         |
| chb02   | F3-C3    | $\lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_8$ | 0.9754        | 0.7931           | 0.9843           | 0.7807         |
| chb03   | T7-FT9   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ | 0.9678        | 0.7781           | 0.9755           | 0.7590         |
| chb04   | FZ-CZ    | $\lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_7$ | 0.9400        | 0.2477           | 0.9919           | 0.2457         |
| chb05   | FZ-CZ    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ | 0.9659        | 0.6207           | 0.9920           | 0.6157         |
| chb06   | T7-FT9   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ | 0.9910        | 0.3750           | 0.9974           | 0.3740         |
| chb07   | FP1-F3   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ | 0.9341        | 0.4638           | 0.9809           | 0.4550         |
| chb08   | T8-P8    | $\lambda_2, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9462        | 0.6878           | 0.9820           | 0.6755         |
| chb09   | C3-P3    | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.9940        | 0.9078           | 0.9985           | 0.9064         |
| chb10   | F7-T7    | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.9711        | 0.3850           | 0.9999           | 0.3850         |
| chb11   | FT9-FT10 | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_6$ | 0.8664        | 0.3936           | 0.9979           | 0.3927         |
| chb12   | C4-P4    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ | 0.9691        | 0.4214           | 0.9992           | 0.4211         |
| chb13   | FZ-CZ    | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.8925        | 0.3945           | 0.9119           | 0.3597         |
| chb14   | C4-P4    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_6$ | 0.9886        | 0.2128           | 0.9999           | 0.2127         |
| chb15   | T7-P7    | $\lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9402        | 0.5653           | 0.9721           | 0.5495         |
| chb16   | F4-C4    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ | 0.9944        | 0.1579           | 0.9992           | 0.1578         |
| chb17   | CZ-PZ    | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_7$ | 0.9671        | 0.8241           | 0.9795           | 0.8072         |
| chb18   | CZ-PZ    | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9534        | 0.5094           | 0.9728           | 0.4955         |
| chb19   | FP2-F4   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ | 0.9822        | 0.7727           | 0.9976           | 0.7709         |
| chb20   | F3-C3    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_5$ | 0.9883        | 0.6295           | 0.9977           | 0.6280         |
| chb21   | CZ-PZ    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.9807        | 0.7956           | 0.9872           | 0.7854         |
| chb22   | FZ-CZ    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.9899        | 0.8732           | 0.9965           | 0.8701         |
| chb23   | P3-O1    | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9833        | 0.8161           | 0.9897           | 0.8076         |
| chb24   | FZ-CZ    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ | 0.9824        | 0.6491           | 0.9923           | 0.6441         |
| Average |          |                                              | 0.9644        | 0.5836           | 0.9871           | 0.5762         |

chb22, chb23, and chb24). On the contrary, for the case chb06, there is a significant difference between the means of only wavelet-based feature  $\lambda_4$  of both SZ and NS epochs.

All wavelet-based features of all SZ and NS epochs obtained from all subjects are compared in box plots shown in Fig. 1. This obviously shows the tendency of higher values of wavelet-based features of SZ epochs compared to those of NS epochs. In addition, Figs. 2 and 3, respectively, compare all wavelet-based features of all SZ and NS epochs obtained from the case chb09 posing the best performance on epileptic seizure classification and the case chb16 posing the worst performance on epileptic seizure classification. Figure 2 shows that wavelet-based features of SZ epochs are substantially higher than those of NS epochs in the case chb09. On the other hand, even though wavelet-based features of SZ epochs tend to be higher than those of NS epochs in the case chb16, wavelet-based features of SZ epochs are in the spans of wavelet-based features of NS epochs.

### 3.2 Performance of patient-dependent epileptic seizure classification

The performances on patient-dependent epileptic seizure classification using the feature vectors composing of 2, 3, 4, 5, 6, and 7 wavelet-based features of scalp EEG epochs corresponding to the first epileptic seizure event as the training data set are shown in Tables 3, 4, 5, 6, 7, and 8, respectively. The EEG channels and the wavelet-based features that provide the best performance on corresponding epileptic seizure classification are individually reported for each case. Remark that the EEG channel slightly changes from case to case. The performance on epileptic seizure classification tends to decrease as the number of wavelet-based features used as the feature vector increases. The wavelet-based features providing the best performance on epileptic seizure classification also vary from case to case.

The best overall performance on patient-dependent epileptic seizure classification is obtained using the feature vector composing of 2 wavelet-based features. There are 19

**Table 6** Performance on patient-dependent epileptic seizure classification using 5 wavelet-based features

| Subject | Channel  | Feature                                                 | Accuracy (Ac) | Sensitivity (Se) | Specificity (Sp) | Se $\times$ Sp |
|---------|----------|---------------------------------------------------------|---------------|------------------|------------------|----------------|
| chb01   | FT9-FT10 | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.9760        | 0.5487           | 0.9972           | 0.5472         |
| chb02   | FZ-CZ    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.9770        | 0.7011           | 0.9905           | 0.6945         |
| chb03   | T7-FT9   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.9784        | 0.6775           | 0.9906           | 0.6712         |
| chb04   | FZ-CZ    | $\lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_7, \lambda_8$ | 0.9369        | 0.1176           | 0.9984           | 0.1175         |
| chb05   | FZ-CZ    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.9625        | 0.5333           | 0.9950           | 0.5306         |
| chb06   | T8-P8    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.9888        | 0.2583           | 0.9962           | 0.2574         |
| chb07   | FP1-F3   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.9306        | 0.3191           | 0.9915           | 0.3164         |
| chb08   | T8-P8    | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9423        | 0.6297           | 0.9856           | 0.6206         |
| chb09   | F4-C4    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.9857        | 0.7476           | 0.9982           | 0.7462         |
| chb10   | F7-T7    | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9640        | 0.2300           | 1.0000           | 0.2300         |
| chb11   | FT9-FT10 | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.8427        | 0.2795           | 0.9993           | 0.2793         |
| chb12   | C4-P4    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_7$ | 0.9584        | 0.2073           | 0.9996           | 0.2073         |
| chb13   | FZ-CZ    | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9095        | 0.3348           | 0.9318           | 0.3119         |
| chb14   | FZ-CZ    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_5, \lambda_7$ | 0.9869        | 0.1418           | 0.9993           | 0.1417         |
| chb15   | C3-P3    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.9110        | 0.3855           | 0.9556           | 0.3684         |
| chb16   | F4-C4    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_6$ | 0.9947        | 0.0877           | 0.9999           | 0.0877         |
| chb17   | CZ-PZ    | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_7$ | 0.9631        | 0.6784           | 0.9878           | 0.6701         |
| chb18   | CZ-PZ    | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9633        | 0.4120           | 0.9873           | 0.4067         |
| chb19   | FP2-F4   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.9634        | 0.4675           | 1.0000           | 0.4675         |
| chb20   | F3-C3    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.9861        | 0.4741           | 0.9996           | 0.4739         |
| chb21   | CZ-PZ    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.9802        | 0.7372           | 0.9887           | 0.7289         |
| chb22   | FZ-CZ    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.9892        | 0.8310           | 0.9980           | 0.8294         |
| chb23   | P3-O1    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9806        | 0.7391           | 0.9898           | 0.7316         |
| chb24   | FZ-CZ    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5$ | 0.9791        | 0.3487           | 0.9978           | 0.3479         |
| Average |          |                                                         | 0.9604        | 0.4537           | 0.9907           | 0.4493         |

cases that the feature vector composing of 2 wavelet-based features provides the best performance on epileptic seizure classification. The best performance on patient-dependent epileptic seizure classification is obtained using the feature vector composing of 3 wavelet-based features for the cases chb10, chb16, chb17, and chb21. The feature vector composing of 4 wavelet-based features is required to obtain the best performance on patient-dependent epileptic seizure classification for the case chb12. The best performances on patient-dependent epileptic seizure classification for each case are summarized in Table 9.

The best performance on patient-dependent epileptic seizure classification is obtained at the case chb09 which corresponds to the accuracy of 0.9978, the sensitivity of 0.9806, and the specificity of 0.9987 using the wavelet-based features  $\lambda_2$  and  $\lambda_4$  as the feature vector. The worst performance on patient-dependent epileptic seizure classification is obtained at the case chb16 which corresponds to the accuracy of 0.9937, the sensitivity of 0.1930, and the specificity of 0.9983 using the wavelet-based features  $\lambda_1, \lambda_3$  and  $\lambda_4$  as the feature vector. The distributions of wavelet-based features of both SZ and NS epochs corresponding to each epileptic seizure event of cases chb09 and chb16 are

compared in box plots shown in Figs. 4 and 5, respectively. These obviously give a justification for the corresponding performances. The wavelet-based features of SZ and NS epochs in the case chb09 slightly vary from one epileptic seizure event to another for all four epileptic seizure events. There are, however, considerable variations on wavelet-based features of SZ and NS epochs within ten epileptic seizure events for the case chb16. Furthermore, in the case of chb16 the range of wavelet-based features of NS epochs is over that of wavelet-based features of SZ epochs. This makes such epileptic seizure classification unfeasible.

### 3.3 Performance evaluation using tenfold cross-validation

Using the same corresponding EEG channels and wavelet-based features providing the best performance reported in Table 3, the results of tenfold cross-validation on patient-dependent epileptic seizure classification are summarized in Table 10. In general, the accuracy and the specificity of patient-dependent epileptic seizure classification are remarkably high. Both accuracy and specificity are higher than 0.90 for all cases. The highest and lowest accuracies

**Table 7** Performance on patient-dependent epileptic seizure classification using 6 wavelet-based features

| Subject | Channel | Feature                                                            | Accuracy (Ac) | Sensitivity (Se) | Specificity (Sp) | Se $\times$ Sp |
|---------|---------|--------------------------------------------------------------------|---------------|------------------|------------------|----------------|
| chb01   | FZ-CZ   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9675        | 0.3974           | 0.9958           | 0.3958         |
| chb02   | F7-T7   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9712        | 0.3793           | 1.0000           | 0.3793         |
| chb03   | T7-FT9  | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9744        | 0.4320           | 0.9964           | 0.4304         |
| chb04   | T7-FT9  | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_7$ | 0.9337        | 0.0650           | 0.9988           | 0.0649         |
| chb05   | FZ-CZ   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9536        | 0.3586           | 0.9986           | 0.3581         |
| chb06   | T8-P8   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9899        | 0.1250           | 0.9987           | 0.1248         |
| chb07   | FP1-F3  | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9171        | 0.1319           | 0.9953           | 0.1313         |
| chb08   | FZ-CZ   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9294        | 0.5662           | 0.9798           | 0.5548         |
| chb09   | F4-C4   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9717        | 0.4466           | 0.9992           | 0.4463         |
| chb10   | C3-P3   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9587        | 0.1600           | 0.9979           | 0.1597         |
| chb11   | FZ-CZ   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.8173        | 0.1654           | 0.9986           | 0.1651         |
| chb12   | F4-C4   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_7$ | 0.9513        | 0.0883           | 0.9987           | 0.0882         |
| chb13   | FZ-CZ   | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9421        | 0.1620           | 0.9724           | 0.1576         |
| chb14   | FZ-CZ   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_7$ | 0.9865        | 0.0922           | 0.9996           | 0.0922         |
| chb15   | P7-O1   | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9380        | 0.2603           | 0.9956           | 0.2591         |
| chb16   | F4-C4   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_6, \lambda_8$ | 0.9945        | 0.0351           | 1.0000           | 0.0351         |
| chb17   | CZ-PZ   | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9410        | 0.3869           | 0.9891           | 0.3827         |
| chb18   | CZ-PZ   | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9658        | 0.2772           | 0.9958           | 0.2760         |
| chb19   | F7-T7   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9433        | 0.1818           | 0.9995           | 0.1817         |
| chb20   | F3-C3   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9800        | 0.2271           | 0.9998           | 0.2270         |
| chb21   | CZ-PZ   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9802        | 0.6423           | 0.9921           | 0.6372         |
| chb22   | FZ-CZ   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_8$ | 0.9773        | 0.5775           | 0.9996           | 0.5772         |
| chb23   | P4-O2   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9595        | 0.6421           | 0.9717           | 0.6239         |
| chb24   | FZ-CZ   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$ | 0.9766        | 0.2018           | 0.9997           | 0.2017         |
| Average |         |                                                                    | 0.9550        | 0.2918           | 0.9947           | 0.2896         |

are, respectively, 0.9959 and 0.9281 while the highest and lowest specificities are, respectively, 0.9997 and 0.9910. On the contrary, the wide range of sensitivity is obtained. The best and worst sensitivities are 0.9295 and 0.0174, respectively. The performance on patient-dependent epileptic seizure classification evaluated using tenfold cross-validation is in general lower than those using the wavelet-based features of scalp EEG epochs corresponding to the first epileptic seizure event as the training data set. The better performance on patient-dependent epileptic seizure classification evaluated using tenfold cross-validation is achieved in the cases chb04, chb10, chb11, chb14, and chb22.

The results of tenfold cross-validation on the patient-independent epileptic seizure classification corresponding to each pair of wavelet-based features are summarized in Table 11. The same EEG channels providing the best performance for all cases reported in Table 3 are used. The highest product of sensitivity and specificity is 0.2004 that is obtained from the patient-independent epileptic seizure classification using the wavelet-based features  $\lambda_1$  and  $\lambda_5$  as the feature vector. The corresponding

accuracy, sensitivity, and specificity are 0.9579, 0.2011, and 0.9965, respectively. On the other hand, the worst performance on the patient-independent epileptic seizure classification is obtained using the wavelet-based features  $\lambda_7$  and  $\lambda_8$  as the feature vector with the accuracy, sensitivity, and specificity of 0.9518, 0.0259, and 0.9990, respectively.

### 3.4 Comparison of performance on patient-dependent epileptic seizure classification

The areas under ROC curve obtained from using the wavelet-based features and the time-domain features are compared in Table 12. The maximum area under ROC curve for each case is written in bold. In general, the wavelet-based features provide better performance on epileptic seizure classification compared to the time-domain features. The wavelet-based features, i.e.,  $\lambda_3$ ,  $\lambda_4$ ,  $\lambda_5$ , and  $\lambda_6$ , provide the best classification performance regarding to the maximum area under ROC curve in 18 cases while the time-domain features, i.e.,  $f_2$ ,  $f_4$ , and  $f_5$

**Table 8** Performance on patient-dependent epileptic seizure classification using 7 wavelet-based features

| Subject | Channel | Feature                                                                       | Accuracy (Ac) | Sensitivity (Se) | Specificity (Sp) | Se $\times$ Sp |
|---------|---------|-------------------------------------------------------------------------------|---------------|------------------|------------------|----------------|
| chb01   | FZ-CZ   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9598        | 0.1513           | 0.9999           | 0.1513         |
| chb02   | P3-O1   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9599        | 0.1609           | 0.9989           | 0.1607         |
| chb03   | T7-FT9  | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9660        | 0.1361           | 0.9996           | 0.1360         |
| chb04   | C3-P3   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9313        | 0.0217           | 0.9995           | 0.0217         |
| chb05   | FZ-CZ   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_8$ | 0.9388        | 0.1356           | 0.9997           | 0.1356         |
| chb06   | T8-P8   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_8$ | 0.9904        | 0.0583           | 0.9999           | 0.0583         |
| chb07   | FP1-F3  | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9113        | 0.0426           | 0.9979           | 0.0425         |
| chb08   | CZ-PZ   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9181        | 0.4135           | 0.9880           | 0.4086         |
| chb09   | T7-FT9  | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9589        | 0.1748           | 1.0000           | 0.1748         |
| chb10   | F3-C3   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9529        | 0.0900           | 0.9952           | 0.0896         |
| chb11   | FZ-CZ   | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7, \lambda_8$ | 0.7858        | 0.0154           | 1.0000           | 0.0154         |
| chb12   | F4-C4   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9487        | 0.0329           | 0.9989           | 0.0329         |
| chb13   | FZ-CZ   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9517        | 0.0768           | 0.9857           | 0.0757         |
| chb14   | C3-P3   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9860        | 0.0284           | 1.0000           | 0.0284         |
| chb15   | P7-O1   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9298        | 0.1258           | 0.9982           | 0.1255         |
| chb16   | FP2-F8  | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_8$ | 0.9944        | 0.0175           | 1.0000           | 0.0175         |
| chb17   | F3-C3   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9262        | 0.1307           | 0.9952           | 0.1300         |
| chb18   | FZ-CZ   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9503        | 0.1199           | 0.9865           | 0.1182         |
| chb19   | F8-T8   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9335        | 0.0325           | 1.0000           | 0.0325         |
| chb20   | CZ-PZ   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9756        | 0.0558           | 0.9998           | 0.0558         |
| chb21   | CZ-PZ   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9757        | 0.4015           | 0.9959           | 0.3998         |
| chb22   | FZ-CZ   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9597        | 0.2465           | 0.9996           | 0.2464         |
| chb23   | P4-O2   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_8$ | 0.9659        | 0.3612           | 0.9890           | 0.3572         |
| chb24   | FZ-CZ   | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7$ | 0.9727        | 0.0570           | 1.0000           | 0.0570         |
| Average |         |                                                                               | 0.9476        | 0.1286           | 0.9970           | 0.1280         |

provide the best classification in the other 6 cases. The wavelet-based features  $\lambda_4$  and  $\lambda_5$  are the wavelet-based features providing the best classification performance among all eight wavelet-based features. The nonlinear energy, i.e.,  $f_2$ , is the time-domain feature providing the best classification performance among all five time-domain features.

Table 13 shows the best performance on patient-dependent epileptic seizure classification using the time-domain features and SVM. The best performance on patient-dependent epileptic seizure classification can be achieved using the feature vector composing of 2, 3, and 4 time-domain features for 13, 7, and 4 cases, respectively. The best performance is obtained at the case chb09 using the line length, the nonlinear energy, the variance, and the maximum as the feature vector while the worst performance is obtained at the case chb16 using the line length and the variance as the feature vector. In general, the wavelet-based features provide the better performance for epileptic seizure classification than the time-domain features. The better performance on patient-dependent epileptic seizure classification can be obtained using the wavelet-based features in 19 cases.

#### 4 Discussion

From the computational results, it is shown that, in general, the wavelet-based features of scalp EEG epochs associated with epileptic seizure event and non-seizure period, i.e., pre-ictal and post-ictal states, are considerably different from each other corresponding to the same case. Furthermore, this suggests that at any spectral subband the power of scalp EEG epochs associated with epileptic seizure event is higher than those of scalp EEG epochs associated with non-seizure period. Such differences between the wavelet-based features lead to an excellent epileptic seizure classification. The average accuracy, sensitivity, and specificity of patient-dependent epileptic seizure classification are, respectively, 0.9680, 0.7200, and 0.9811. This performance is comparable with the computational results of the automated patient-dependent epileptic seizure classification [7] where the corresponding average sensitivity and specificity are 89.01 and 94.71%. However, a larger number of quantitative features were applied in Ref. [7]. The best accuracy, sensitivity, and specificity of patient-dependent epileptic seizure classification are 0.9978, 0.9806, and 0.9998, respectively.

**Table 9** Best performance on patient-dependent epileptic seizure classification

| Subject | Channel  | Feature                                      | Accuracy (Ac) | Sensitivity (Se) | Specificity (Sp) | Se $\times$ Sp |
|---------|----------|----------------------------------------------|---------------|------------------|------------------|----------------|
| chb01   | FT9-FT10 | $\lambda_2, \lambda_5$                       | 0.9752        | 0.9436           | 0.9767           | 0.9216         |
| chb02   | P7-O1    | $\lambda_2, \lambda_4$                       | 0.9915        | 0.9080           | 0.9955           | 0.9040         |
| chb03   | T7-FT9   | $\lambda_4, \lambda_5$                       | 0.9802        | 0.9083           | 0.9831           | 0.8929         |
| chb04   | C4-P4    | $\lambda_2, \lambda_5$                       | 0.9523        | 0.4985           | 0.9863           | 0.4916         |
| chb05   | P8-O2    | $\lambda_5, \lambda_6$                       | 0.9856        | 0.8966           | 0.9923           | 0.8897         |
| chb06   | F8-T8    | $\lambda_1, \lambda_3$                       | 0.9924        | 0.4417           | 0.9980           | 0.4408         |
| chb07   | FP1-F3   | $\lambda_2, \lambda_3$                       | 0.9522        | 0.7106           | 0.9763           | 0.6938         |
| chb08   | FZ-CZ    | $\lambda_4, \lambda_5, \lambda_6$            | 0.9508        | 0.7351           | 0.9807           | 0.7210         |
| chb09   | C3-P3    | $\lambda_2, \lambda_4$                       | 0.9978        | 0.9806           | 0.9987           | 0.9793         |
| chb10   | F7-T7    | $\lambda_4, \lambda_5$                       | 0.9898        | 0.7875           | 0.9998           | 0.7873         |
| chb11   | F7-T7    | $\lambda_3, \lambda_4$                       | 0.9071        | 0.6513           | 0.9783           | 0.6371         |
| chb12   | C4-P4    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ | 0.9691        | 0.4214           | 0.9992           | 0.4211         |
| chb13   | FZ-CZ    | $\lambda_2, \lambda_6$                       | 0.8425        | 0.5522           | 0.8538           | 0.4715         |
| chb14   | C4-P4    | $\lambda_2, \lambda_6$                       | 0.9900        | 0.3617           | 0.9992           | 0.3614         |
| chb15   | T7-P7    | $\lambda_5, \lambda_7$                       | 0.9629        | 0.8628           | 0.9714           | 0.8381         |
| chb16   | F4-C4    | $\lambda_1, \lambda_3, \lambda_4$            | 0.9937        | 0.1930           | 0.9983           | 0.1927         |
| chb17   | CZ-PZ    | $\lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$            | 0.9679        | 0.9246           | 0.9717           | 0.8984         |
| chb18   | P8-O2    | $\lambda_6, \lambda_7$                       | 0.9561        | 0.7041           | 0.9671           | 0.6809         |
| chb19   | P8-O2    | $\lambda_3, \lambda_4$                       | 0.9826        | 0.8831           | 0.9899           | 0.8742         |
| chb20   | C3-P3    | $\lambda_2, \lambda_4$                       | 0.9860        | 0.7570           | 0.9920           | 0.7509         |
| chb21   | CZ-PZ    | $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_5$            | 0.9844        | 0.8029           | 0.9908           | 0.7955         |
| chb22   | F3-C3    | $\lambda_4, \lambda_5$                       | 0.9896        | 0.9155           | 0.9937           | 0.9097         |
| chb23   | T7-P7    | $\lambda_4, \lambda_5$                       | 0.9791        | 0.8863           | 0.9826           | 0.8709         |
| chb24   | FZ-CZ    | $\lambda_2, \lambda_4$                       | 0.9704        | 0.7917           | 0.9757           | 0.7724         |
| Average |          |                                              | 0.9687        | 0.7299           | 0.9813           | 0.7165         |

A variety of wavelet-based features of scalp EEG epochs are incorporated in the feature vectors used to obtain the best performance on patient-dependent epileptic seizure classification for corresponding cases. The number of wavelet-based features of scalp EEG epochs used to obtain the best performance on patient-dependent epileptic seizure classification also varies among cases. Two wavelet-based features of scalp EEG epochs are required to obtain the best patient-dependent epileptic seizure classification in most cases, i.e., 19 cases out of 24. The wavelet-based features  $\lambda_4$ ,  $\lambda_2$ , and  $\lambda_5$  are the wavelet-based features of scalp EEG epochs that are mostly used as feature vectors to obtain the best performance on patient-dependent epileptic seizure classification. These wavelet-based features, i.e.,  $\lambda_2$ ,  $\lambda_4$ , and  $\lambda_5$  correspond to the 32–64, 8–16, and 4–8 Hz subbands of scalp EEG epochs, respectively. The wavelet-based feature  $\lambda_8$  which corresponds to the 0–1 Hz subband of scalp EEG epochs is not associated with the best performance on patient-dependent epileptic seizure classification of any cases.

The best performance on patient-dependent epileptic seizure classification using the wavelet-based features of scalp EEG epochs corresponding to the first epileptic seizure event as the training data set is achieved with the accuracy of 0.9978, the sensitivity of 0.9806, and the specificity of 0.9987. The accuracy, sensitivity, and specificity of patient-dependent epileptic seizure classification using the wavelet-based features of scalp EEG epochs corresponding to the first epileptic seizure event as the training data set are, respectively, 0.9937, 0.1930, and 0.9983 for the worst performance. The wavelet-based features and the time-domain features provides both best and worst performances on patient-dependent epileptic seizure classification for the same cases. Superior performance of the wavelet-based features for epileptic seizure classification suggests that the distinctive characteristics of epileptic seizure manifest in some specific spectral bands of EEG signals rather than the whole bandwidth of EEG signals.

In the case with best performance on epileptic seizure classification, the consistent characteristics of scalp EEG

**Table 10** Performance on patient-dependent epileptic seizure classification using tenfold cross-validation

| Subject | Accuracy (Ac) | Sensitivity (Se) | Specificity (Sp) | Se × Sp |
|---------|---------------|------------------|------------------|---------|
| chb01   | 0.9941        | 0.9081           | 0.9981           | 0.9064  |
| chb02   | 0.9917        | 0.8628           | 0.9987           | 0.8617  |
| chb03   | 0.9808        | 0.6057           | 0.9963           | 0.6034  |
| chb04   | 0.9758        | 0.7165           | 0.9925           | 0.7112  |
| chb05   | 0.9693        | 0.6405           | 0.9955           | 0.6376  |
| chb06   | 0.9927        | 0.3576           | 0.9991           | 0.3572  |
| chb07   | 0.9655        | 0.6343           | 0.9934           | 0.6301  |
| chb08   | 0.9281        | 0.4116           | 0.9975           | 0.4105  |
| chb09   | 0.9959        | 0.9295           | 0.9992           | 0.9288  |
| chb10   | 0.9907        | 0.8001           | 0.9993           | 0.7996  |
| chb11   | 0.9795        | 0.9247           | 0.9910           | 0.9164  |
| chb12   | 0.9592        | 0.2566           | 0.9973           | 0.2559  |
| chb13   | 0.9640        | 0.0622           | 0.9981           | 0.0621  |
| chb14   | 0.9920        | 0.4604           | 0.9993           | 0.4601  |
| chb15   | 0.9590        | 0.5457           | 0.9949           | 0.5429  |
| chb16   | 0.9942        | 0.0174           | 0.9997           | 0.0174  |
| chb17   | 0.9809        | 0.7995           | 0.9949           | 0.7954  |
| chb18   | 0.9621        | 0.2649           | 0.9938           | 0.2633  |
| chb19   | 0.9814        | 0.7758           | 0.9967           | 0.7733  |
| chb20   | 0.9910        | 0.6695           | 0.9997           | 0.6692  |
| chb21   | 0.9886        | 0.7917           | 0.9957           | 0.7883  |
| chb22   | 0.9938        | 0.9293           | 0.9975           | 0.9269  |
| chb23   | 0.9884        | 0.8138           | 0.9962           | 0.8107  |
| chb24   | 0.9904        | 0.6755           | 0.9994           | 0.6751  |
| Average | 0.9796        | 0.6189           | 0.9968           | 0.6168  |

epochs associated with epileptic seizure event and non-seizure periods are observed as their corresponding wavelet-based features are particularly steady among various epileptic seizure events. Furthermore, the durations of epileptic seizure events are sufficiently long. The average duration of 4 epileptic seizure events is 69 s. On the contrary, the characteristics of scalp EEG epochs associated with epileptic seizure event and non-seizure periods relatively vary from one epileptic seizure event to another in the case of worst performance on epileptic seizure classification. The durations of epileptic seizure events are also exceptionally brief. The longest and shortest durations of epileptic seizure events are 14 and 6 s, respectively. This leads to a very small number of scalp EEG epochs associated with epileptic seizure event applied to the classification.

When the tenfold cross-validation is applied, the performance on patient-dependent epileptic seizure classification tends to decrease. In most cases, i.e., 19 cases

**Table 11** Performance on patient-independent epileptic seizure classification using tenfold cross-validation

| Feature                | Accuracy (Ac) | Sensitivity (Se) | Specificity (Sp) | Se × Sp |
|------------------------|---------------|------------------|------------------|---------|
| $\lambda_1, \lambda_2$ | 0.9523        | 0.0439           | 0.9987           | 0.0438  |
| $\lambda_1, \lambda_3$ | 0.9554        | 0.1592           | 0.9960           | 0.1585  |
| $\lambda_1, \lambda_4$ | 0.9570        | 0.1714           | 0.9971           | 0.1709  |
| $\lambda_1, \lambda_5$ | 0.9579        | 0.2011           | 0.9965           | 0.2004  |
| $\lambda_1, \lambda_6$ | 0.9564        | 0.1631           | 0.9969           | 0.1625  |
| $\lambda_1, \lambda_7$ | 0.9532        | 0.0764           | 0.9980           | 0.0763  |
| $\lambda_1, \lambda_8$ | 0.9525        | 0.0586           | 0.9982           | 0.0585  |
| $\lambda_2, \lambda_3$ | 0.9542        | 0.1050           | 0.9976           | 0.1047  |
| $\lambda_2, \lambda_4$ | 0.9561        | 0.1531           | 0.9970           | 0.1527  |
| $\lambda_2, \lambda_5$ | 0.9564        | 0.1626           | 0.9969           | 0.1621  |
| $\lambda_2, \lambda_6$ | 0.9556        | 0.1410           | 0.9972           | 0.1406  |
| $\lambda_2, \lambda_7$ | 0.9533        | 0.0766           | 0.9980           | 0.0764  |
| $\lambda_2, \lambda_8$ | 0.9524        | 0.0505           | 0.9984           | 0.0504  |
| $\lambda_3, \lambda_4$ | 0.9551        | 0.1266           | 0.9974           | 0.1262  |
| $\lambda_3, \lambda_5$ | 0.9564        | 0.1587           | 0.9971           | 0.1582  |
| $\lambda_3, \lambda_6$ | 0.9555        | 0.1327           | 0.9975           | 0.1324  |
| $\lambda_3, \lambda_7$ | 0.9544        | 0.1028           | 0.9979           | 0.1025  |
| $\lambda_3, \lambda_8$ | 0.9526        | 0.0593           | 0.9982           | 0.0592  |
| $\lambda_4, \lambda_5$ | 0.9558        | 0.1389           | 0.9975           | 0.1385  |
| $\lambda_4, \lambda_6$ | 0.9560        | 0.1437           | 0.9975           | 0.1433  |
| $\lambda_4, \lambda_7$ | 0.9552        | 0.1278           | 0.9974           | 0.1275  |
| $\lambda_4, \lambda_8$ | 0.9532        | 0.0912           | 0.9972           | 0.0909  |
| $\lambda_5, \lambda_6$ | 0.9558        | 0.1384           | 0.9976           | 0.1380  |
| $\lambda_5, \lambda_7$ | 0.9552        | 0.1295           | 0.9974           | 0.1292  |
| $\lambda_5, \lambda_8$ | 0.9553        | 0.1285           | 0.9975           | 0.1282  |
| $\lambda_6, \lambda_7$ | 0.9543        | 0.1060           | 0.9976           | 0.1058  |
| $\lambda_6, \lambda_8$ | 0.9539        | 0.0975           | 0.9976           | 0.0973  |
| $\lambda_7, \lambda_8$ | 0.9518        | 0.0259           | 0.9990           | 0.0258  |

out of 24, the performance on patient-dependent epileptic seizure classification using tenfold cross-validations is lower than those using the wavelet-based features of scalp EEG epochs corresponding to the first epileptic seizure event. This suggests that the wavelet-based features of scalp EEG epochs obtained from a single event, i.e., around the first epileptic seizure event, may not well represent the whole classes due to the variation of characteristics of scalp EEG epochs associated with epileptic seizure event and non-seizure period from one epileptic seizure event to another. The performance on patient-independent epileptic seizure classification is relatively low compared to the performance on patient-dependent epileptic seizure classification. The variation of characteristics of scalp EEG epochs associated with epileptic

**Table 12** Area under ROC curve of patient-dependent epileptic seizure classification

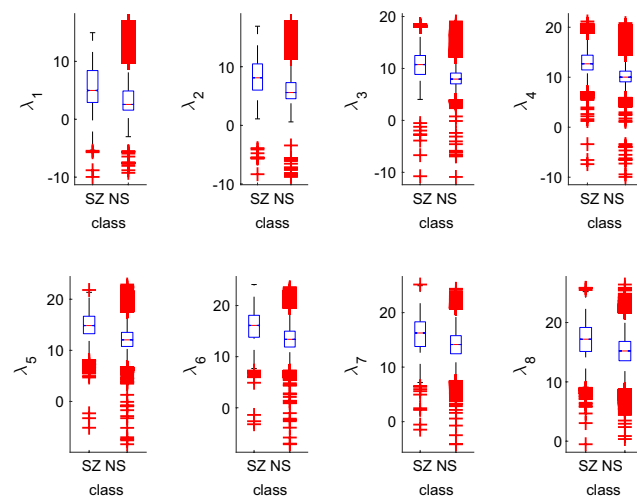
| Case  | Wavelet-based feature |             |              |              |              |              |             |             | Time-domain feature |              |       |              |              |
|-------|-----------------------|-------------|--------------|--------------|--------------|--------------|-------------|-------------|---------------------|--------------|-------|--------------|--------------|
|       | $\lambda_1$           | $\lambda_2$ | $\lambda_3$  | $\lambda_4$  | $\lambda_5$  | $\lambda_6$  | $\lambda_7$ | $\lambda_8$ | $f_1$               | $f_2$        | $f_3$ | $f_4$        | $f_5$        |
| chb01 | 0.882                 | 0.904       | 0.823        | 0.868        | 0.880        | 0.861        | 0.823       | 0.800       | 0.893               | <b>0.921</b> | 0.876 | 0.874        | 0.874        |
| chb02 | 0.609                 | 0.435       | 0.547        | 0.640        | 0.737        | <b>0.743</b> | 0.666       | 0.609       | 0.611               | 0.602        | 0.605 | 0.613        | 0.593        |
| chb03 | 0.866                 | 0.881       | 0.889        | 0.893        | <b>0.901</b> | 0.858        | 0.815       | 0.805       | 0.880               | 0.885        | 0.874 | 0.872        | 0.861        |
| chb04 | 0.840                 | 0.894       | 0.923        | 0.950        | <b>0.972</b> | 0.944        | 0.864       | 0.793       | 0.891               | 0.900        | 0.921 | 0.915        | 0.904        |
| chb05 | 0.816                 | 0.851       | 0.902        | <b>0.945</b> | 0.926        | 0.872        | 0.814       | 0.821       | 0.907               | 0.918        | 0.916 | 0.917        | 0.907        |
| chb06 | 0.636                 | 0.677       | 0.707        | 0.749        | 0.720        | 0.705        | 0.728       | 0.704       | 0.719               | 0.754        | 0.768 | 0.762        | <b>0.775</b> |
| chb07 | 0.934                 | 0.939       | 0.968        | 0.971        | 0.942        | 0.928        | 0.905       | 0.867       | 0.984               | <b>0.988</b> | 0.930 | 0.926        | 0.957        |
| chb08 | 0.691                 | 0.708       | 0.813        | 0.874        | 0.915        | <b>0.936</b> | 0.882       | 0.880       | 0.889               | 0.887        | 0.912 | 0.910        | 0.882        |
| chb09 | 0.981                 | 0.989       | 0.991        | <b>0.993</b> | 0.989        | 0.957        | 0.887       | 0.861       | 0.977               | 0.986        | 0.983 | 0.983        | 0.987        |
| chb10 | 0.849                 | 0.885       | 0.954        | <b>0.986</b> | 0.983        | 0.967        | 0.825       | 0.815       | 0.913               | 0.932        | 0.976 | 0.975        | 0.974        |
| chb11 | 0.742                 | 0.826       | 0.920        | 0.969        | <b>0.978</b> | 0.978        | 0.949       | 0.914       | 0.897               | 0.893        | 0.978 | 0.978        | 0.955        |
| chb12 | 0.660                 | 0.682       | 0.713        | <b>0.741</b> | 0.646        | 0.583        | 0.558       | 0.556       | 0.711               | 0.717        | 0.646 | 0.644        | 0.650        |
| chb13 | 0.521                 | 0.500       | 0.585        | 0.672        | 0.793        | <b>0.871</b> | 0.783       | 0.681       | 0.584               | 0.594        | 0.847 | 0.844        | 0.733        |
| chb14 | 0.785                 | 0.640       | 0.773        | 0.917        | <b>0.947</b> | 0.938        | 0.888       | 0.783       | 0.725               | 0.766        | 0.884 | 0.881        | 0.876        |
| chb15 | 0.708                 | 0.826       | 0.889        | <b>0.907</b> | 0.895        | 0.801        | 0.686       | 0.682       | 0.834               | 0.872        | 0.856 | 0.853        | 0.856        |
| chb16 | 0.709                 | 0.794       | <b>0.883</b> | 0.871        | 0.799        | 0.728        | 0.669       | 0.737       | 0.830               | 0.833        | 0.804 | 0.799        | 0.758        |
| chb17 | 0.792                 | 0.839       | 0.883        | <b>0.945</b> | 0.940        | 0.923        | 0.842       | 0.777       | 0.808               | 0.847        | 0.918 | 0.915        | 0.904        |
| chb18 | 0.774                 | 0.791       | 0.829        | 0.872        | <b>0.892</b> | 0.890        | 0.853       | 0.818       | 0.846               | 0.838        | 0.867 | 0.868        | 0.836        |
| chb19 | 0.808                 | 0.822       | 0.821        | 0.844        | 0.854        | 0.814        | 0.753       | 0.768       | 0.798               | 0.801        | 0.859 | <b>0.859</b> | 0.852        |
| chb20 | 0.839                 | 0.834       | 0.841        | 0.850        | 0.727        | 0.712        | 0.694       | 0.724       | 0.855               | <b>0.866</b> | 0.813 | 0.813        | 0.812        |
| chb21 | 0.797                 | 0.953       | 0.979        | 0.963        | 0.954        | 0.872        | 0.877       | 0.835       | 0.981               | <b>0.983</b> | 0.956 | 0.953        | 0.960        |
| chb22 | 0.848                 | 0.905       | 0.978        | <b>0.991</b> | 0.990        | 0.984        | 0.939       | 0.904       | 0.948               | 0.971        | 0.989 | 0.989        | 0.954        |
| chb23 | 0.938                 | 0.930       | 0.927        | 0.957        | <b>0.978</b> | 0.974        | 0.963       | 0.934       | 0.940               | 0.937        | 0.978 | 0.977        | 0.959        |
| chb24 | 0.751                 | 0.798       | 0.815        | <b>0.818</b> | 0.802        | 0.802        | 0.800       | 0.809       | 0.795               | 0.800        | 0.807 | 0.808        | 0.803        |

seizure event and non-seizure period among cases or subjects is the primary factor of decreasing classification performance. The best performance on patient-independent is achieved using the wavelet-based features  $\lambda_1$  and  $\lambda_5$  which correspond to the 64–128 and 4–8 Hz subbands of scalp EEGs. The 64–128 Hz subband of EEGs is

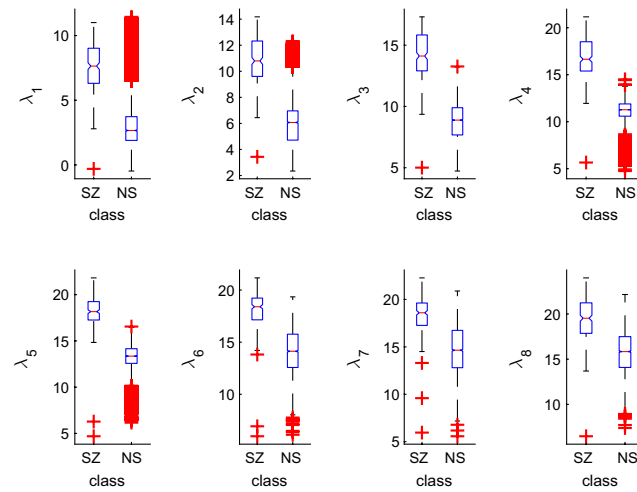
associated with high-frequency oscillations, i.e., gamma (30–80 Hz) and ripple (80–250 Hz) oscillations [23]. There is evidence that high-frequency oscillations, in particular, gamma and ripple oscillations, in scalp EEGs are clinically correlated with the seizure onset zone [2, 23].

**Table 13** Best performance on patient-dependent epileptic seizure classification using time-domain features

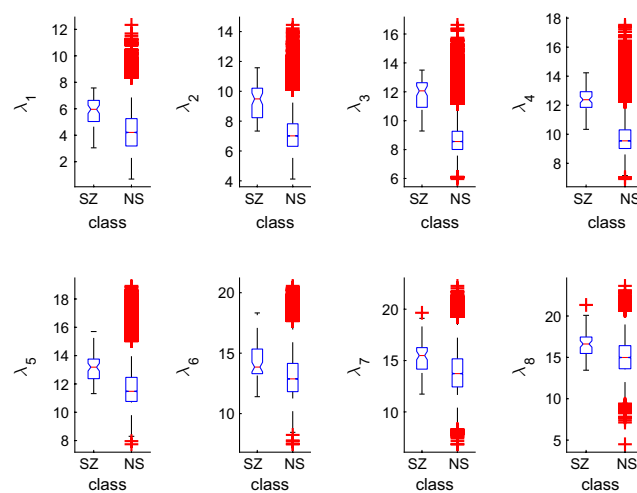
| Subject | Channel  | Feature              | Accuracy (Ac) | Sensitivity (Se) | Specificity (Sp) | Se $\times$ Sp |
|---------|----------|----------------------|---------------|------------------|------------------|----------------|
| chb01   | FT9-FT10 | $f_1, f_2, f_3$      | 0.9634        | 0.8923           | 0.9669           | 0.8628         |
| chb02   | P7-O1    | $f_1, f_2, f_3$      | 0.9679        | 0.7816           | 0.9770           | 0.7637         |
| chb03   | T7-FT9   | $f_3, f_5$           | 0.9298        | 0.7426           | 0.9374           | 0.6961         |
| chb04   | C4-P4    | $f_1, f_3, f_4, f_5$ | 0.9169        | 0.3870           | 0.9566           | 0.3702         |
| chb05   | P8-O2    | $f_1, f_2$           | 0.9600        | 0.9701           | 0.9593           | 0.9306         |
| chb06   | F8-T8    | $f_1, f_2$           | 0.9939        | 0.4500           | 0.9995           | 0.4498         |
| chb07   | FP1-F3   | $f_2, f_5$           | 0.9688        | 0.8170           | 0.9839           | 0.8039         |
| chb08   | FZ-CZ    | $f_1, f_3, f_4$      | 0.9365        | 0.6946           | 0.9700           | 0.6738         |
| chb09   | C3-P3    | $f_1, f_2, f_3, f_5$ | 0.9855        | 0.9903           | 0.9852           | 0.9757         |
| chb10   | F7-T7    | $f_3, f_4$           | 0.9821        | 0.9100           | 0.9856           | 0.8969         |
| chb11   | F7-T7    | $f_2, f_3, f_4$      | 0.8466        | 0.3115           | 0.9954           | 0.3101         |
| chb12   | C4-P4    | $f_1, f_4$           | 0.9512        | 0.4162           | 0.9806           | 0.4081         |
| chb13   | FZ-CZ    | $f_1, f_2, f_3, f_5$ | 0.9317        | 0.2601           | 0.9578           | 0.2491         |
| chb14   | C4-P4    | $f_3, f_4, f_5$      | 0.9876        | 0.4043           | 0.9961           | 0.4027         |
| chb15   | T7-P7    | $f_3, f_5$           | 0.8177        | 0.9579           | 0.8058           | 0.7718         |
| chb16   | F4-C4    | $f_1, f_3$           | 0.9943        | 0.0702           | 0.9996           | 0.0701         |
| chb17   | CZ-PZ    | $f_3, f_5$           | 0.9306        | 0.5779           | 0.9612           | 0.5555         |
| chb18   | P8-O2    | $f_2, f_3, f_4$      | 0.9419        | 0.6367           | 0.9552           | 0.6082         |
| chb19   | P8-O2    | $f_2, f_3, f_5$      | 0.9639        | 0.7208           | 0.9818           | 0.7077         |
| chb20   | C3-P3    | $f_2, f_5$           | 0.9848        | 0.7052           | 0.9921           | 0.6996         |
| chb21   | CZ-PZ    | $f_2, f_4$           | 0.9804        | 0.7226           | 0.9895           | 0.7150         |
| chb22   | F3-C3    | $f_1, f_2$           | 0.9761        | 0.8310           | 0.9843           | 0.8179         |
| chb23   | T7-P7    | $f_1, f_3, f_4, f_5$ | 0.9683        | 0.8863           | 0.9714           | 0.8609         |
| chb24   | FZ-CZ    | $f_1, f_5$           | 0.9605        | 0.7873           | 0.9656           | 0.7602         |
| Average |          |                      | 0.9517        | 0.6635           | 0.9691           | 0.6400         |

**Fig. 1** Comparison between the wavelet-based features of scalp EEG epochs associated with non-seizure periods and those associated with epileptic seizure events of all subjects

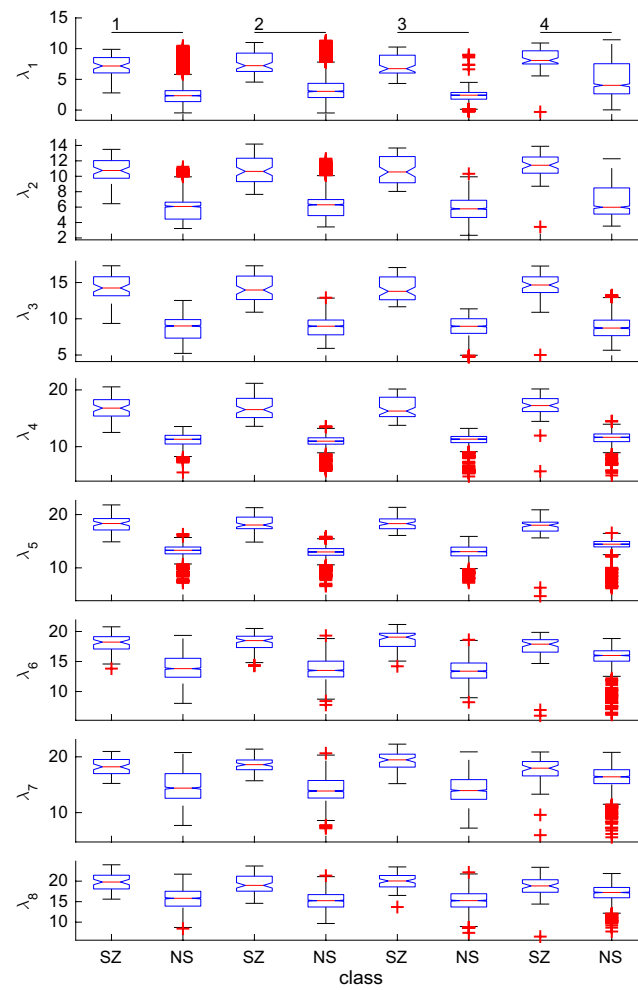
**Fig. 2** Comparison between the wavelet-based features of scalp EEG epochs associated with non-seizure periods and those associated with epileptic seizure events of case chb09



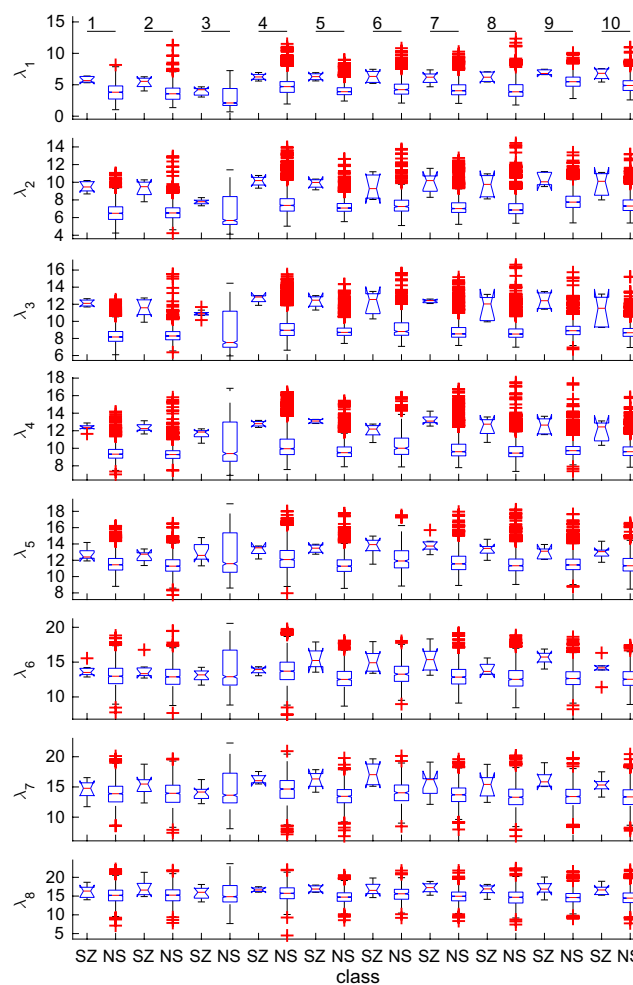
**Fig. 3** Comparison between the wavelet-based features of scalp EEG epochs associated with non-seizure periods and those associated with epileptic seizure events of case chb16



**Fig. 4** Comparison of the wavelet-based features of SZ and NS epochs of case chb09 corresponding to each epileptic seizure event



**Fig. 5** Comparison of the wavelet-based features of SZ and NS epochs of case chb16 corresponding to each epileptic seizure event



## 5 Conclusions

The computational results suggest that the wavelet-based features obtained from the logarithm of variance of detail and approximation coefficients are a promising quantitative feature for epileptic seizure classification. Accompanied with SVM, an excellent performance on patient-dependent epileptic seizure classification can be achieved

using wavelet-based features of a single channel of scalp EEG. Three key factors having an effect on the performance of epileptic seizure classification are consistency of features/patterns of epileptic seizure activity (epileptiform activity), duration of epileptic seizures, and amount of training data. In cases whose characteristics of scalp EEGs associated with epileptic seizure activity and non-seizure period are consistent, only two wavelet-based

features of a single channel of scalp EEGs are required to achieve an excellent epileptic seizure classification. The performance on epileptic seizure classification can, however, be further improved by refining relevant parameters. This will be studied in future works. Also, the epileptic seizure classification can be potentially applied for real-time (online) epileptic seizure detection and monitoring system.

**Acknowledgements** This work is supported by a TRF Research Career Development Grant, jointly funded by the Thailand Research Fund (TRF) and Ubon Ratchathani University, under the Contract No. RSA5880030.

## References

1. Abry P, Goncalves P, Flandrin P (1993) Wavelet-based spectral analysis of  $1/f$  processes. IEEE international conference on acoustics, speech, and signal processing, p. III-237–III-240
2. Andrade-Valenca LP, Dubeau F, Mari F, Zelmann R, Gotman J (2011) Interictal scalp fast oscillations as a marker of the seizure onset zone. *Neurology* 77:524–531
3. Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PC, Mark RG et al (2000) PhysioBank, physiotoolkit, and physionet: components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation* 101(23):e215–e220
4. Greene BR, Faul S, Marnane WP, Lightbody G, Korotchikova I, Boylan GB (2008) A comparison of quantitative EEG features for neonatal seizure detection. *Clin Neurophysiol* 119:1248–1261
5. Hopfengärtner R, Kasper BS, Graf W, Gollwitzer S, Kreiselmeier G, Stefan H et al (2014) Automatic seizure detection in long-term scalp EEG using an adaptive thresholding technique: a validation study for clinical routine. *Clin Neurophysiol* 125:1346–1352
6. Janjarasjitt S (2015) Spectral exponent characteristics of intracranial EEGs for epileptic seizure classification. *IRBM* 36:33–39
7. Kiranyaz S, Ince T, Zabihi M, Ince D (2014) Automated patient-specific classification of long-term electroencephalography. *J Biomed Inform* 49:16–31
8. Klass D, Daly D (1979) Current practice of clinical electroencephalography. Raven Press, New York
9. Logesparan L, Casson AJ, Rodriguez-Villegas E (2012) Optimal features for online seizure detection. *Med Biol Eng Comput* 50:659–669
10. Mallat SG (1989) A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 11:674–693
11. Mallat S (1998) A wavelet tour of signal processing. Academic Press, San Diego
12. Meier R, Dittrich H, Schulze-Bonhage A, Aertsen A (2008) Detecting epileptic seizures in long-term human EEG: a new approach to automatic online and real-time detection and classification of polymorphic seizure patterns. *J Clin Neurophysiol* 25:1–13
13. National Institute of Neurological Disorders and Stroke (2016) The epilepsies and seizures: hope through research [cited April 8, 2016]. [http://www.ninds.nih.gov/disorders/epilepsy/detail\\_epilepsy.htm#192723109](http://www.ninds.nih.gov/disorders/epilepsy/detail_epilepsy.htm#192723109)
14. Paivinen N, Lammi S, Pitkanen A, Nissinen J, Penttonen M, Gronfors T (2005) Epileptic seizure detection: a nonlinear viewpoint. *Comput Methods Progr Biomed* 79:151–159
15. Saab ME, Gotman J (2005) A system to detect the onset of epileptic seizures in scalp EEG. *Clin Neurophysiol* 116:427–442
16. Shoeb AH (2009) Application of machine learning to epileptic seizure onset detection and treatment. Massachusetts Institute of Technology
17. Shoeb A, Edwards H, Connolly J, Bourgeois B, Treves S, Guttag J (2004) Patient-specific seizure onset detection. *Epilepsy Behav* 5:483–498
18. Temko A, Thomas E, Marnane W, Lightbody G, Boylan G (2011) EEG-based neonatal seizure detection with support vector machines. *Clin Neurophysiol* 122:464–473
19. Daubechies I (1992) Ten lectures on wavelets. SIAM, Philadelphia
20. Tyner FS, Knott JR, Mayer WB (1983) In: Fundamentals of EEG technology: basic concepts and methods, vol 1. Lippincott Williams & Wilkins
21. World Health Organization (2016) Epilepsy [cited April 8, 2016]. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs999/en/>
22. Wornell GW (1993) Wavelet-based representations for the  $1/f$  family of fractal processes. *Proc IEEE* 81:1428–1450
23. Worrell G (2012) High-frequency oscillations recorded on scalp EEG. *Epilepsy Curr* 12:57–58



**Suparerk Janjarasjitt** is currently an Assistant Professor at the Department of Electrical and Electronic Engineering, Ubon Ratchathani University in Ubon Ratchathani, Thailand. His main research interest is the development of advanced computational tools and techniques for various applications spanning from engineering to biology and medicine.

### ภาคผนวก ข

บทความเรื่อง Janjarasjitt S. Performance of epileptic single-channel scalp EEG classifications using single wavelet-based features. Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine 2017; 40:57–67.



## Performance of epileptic single-channel scalp EEG classifications using single wavelet-based features

Suparerk Janjarasjitt<sup>1</sup>

Received: 8 September 2016 / Accepted: 28 December 2016 / Published online: 2 March 2017  
 © Australasian College of Physical Scientists and Engineers in Medicine 2017

**Abstract** Classification of epileptic scalp EEGs are certainly ones of the most crucial tasks in diagnosis of epilepsy. Rather than using multiple quantitative features, a single quantitative feature of single-channel scalp EEG is applied for classifying its corresponding state of the brain, i.e., during seizure activity or non-seizure period. The quantitative features proposed are wavelet-based features obtained from the logarithm of variance of detail and approximation coefficients of single-channel scalp EEG signals. The performance on patient-dependent based epileptic seizure classifications using single wavelet-based features are examined on scalp EEG data of 12 children subjects containing 79 seizures. The 4-fold cross validation is applied to evaluate the performance on patient-dependent based epileptic seizure classifications using single wavelet-based features. From the computational results, it is shown that the wavelet-based features can provide an outstanding performance on patient-dependent based epileptic seizure classification. The average accuracy, sensitivity, and specificity of patient-dependent based epileptic seizure classification are, respectively, 93.24%, 83.34%, and 93.53%.

**Keywords** Electroencephalogram · Seizure · Classification · Wavelet transform · Patient dependent

## Introduction

Epilepsy, one of the most common neurological disorders, remains a challenging topic to researchers in many aspects. In epilepsy, the normal pattern of neuron activity is disturbed, and sometimes clusters of neurons in the brain signal abnormally [1]. Epilepsy is characterized by recurrent seizures that are physical reactions to sudden, usually brief, excessive electrical discharges in clusters of nerve cells [2]. There are many possible causes for seizures ranging from illness to brain damage to abnormal brain development [1]. Approximately 50 million people worldwide have epilepsy and most of the people with epilepsy live in low- and middle-income countries [2]. In Thailand, there are between 380,000 and 470,000 people estimated to have epilepsy [3].

EEGs that quantify electrical activity of the brain are the most fundamental diagnostic test for epilepsy. Typically, EEGs are recorded using electrodes placed on the scalp. Scalp EEGs have several advantages including simplicity, non-invasiveness and also inexpensiveness. Scalp EEGs are however very sensitive to artifacts and have a poor spatial resolution. Intracranial EEGs are an alternative approach to measure the electrical activity of the brain by placing electrodes on the cortex. As intracranial EEGs provide better temporal and spatial characteristics of electrical activity of the brain compared to scalp EEGs, intracranial EEGs are more suitable for comprehensive diagnosis of epilepsy. Therefore, intracranial EEGs are used in most of studies, in particular, epileptic seizure classification and detection which are one of the most crucial tasks in diagnosis of epilepsy.

In epileptic seizure classification, corresponding states of the brain epochs of EEGs associated with, namely, ictal state (during epileptic seizure activity), and pre-ictal and post-ictal states (during non-seizure periods), are identified

✉ Suparerk Janjarasjitt  
 suparerk.j@ubu.ac.th

<sup>1</sup> Department of Electrical and Electronic Engineering, Ubon Ratchathani University, 85 Sathonlamak Road, Warin Chamrap, Ubon Ratchathani 34190, Thailand

based on specific features and patterns of EEGs such as monomorphic waveforms, polymorphic waveforms, spike and sharp wave complexes, or periods of reduced electrocerebral activity [4–6]. A variety of quantitative features extracted from either scalp EEGs or intracranial EEGs have been shown to be useful for epileptic seizure classification and detection. A wide range of success on epileptic seizure classification and detection has been reported. The superior performance on epileptic seizure classification and detection using intracranial EEGs can in general be obtained.

In particular, the quantitative features applied for epileptic seizure classification and detection using scalp EEGs can be classified into a number of categories. Various time-domain features [7–10] such as line length, zero crossing, RMS, higher order moments, entropies, and Hjorth parameters are fundamental and simple quantitative features applied for epileptic seizure classification. Energy based features [4, 8–14] derived from Fourier transform and wavelet transforms are the most common quantitative features applied for various applications of EEG analysis including epileptic seizure classification and detection. Quantitative features derived from nonlinear methods [9] including Lyapunov exponents are novel quantitative features applied to epileptic seizure classification and detection.

Furthermore, a number of computational techniques and tools have been applied for classifying quantitative features of scalp EEGs into classes corresponding to physiological states, basically, seizure and non-seizure periods. Such computational techniques and tools ranging from simplest techniques such as thresholding to complex and advanced approaches based on concepts of computational intelligence, artificial neural networks, and machine learning. Support vector machines (SVMs) are one of the most common classifiers applied for epileptic seizure classification and detection [4, 8, 10, 12–15]. Evolutionary neural networks is another approach recently applied for epileptic seizure classification and detection [9].

In this study, wavelet-based features of scalp EEGs of children subjects with epilepsy are applied for patient-dependent based epileptic seizure classification. The wavelet-based features used are computationally relevant to the power spectral density (PSD) [16]. The wavelet-based approach however allows an unbiased estimate [16]. It is focused on assessing the performance of epileptic seizure classification using only single quantitative feature of single-channel scalp EEG rather than using multiple and complex quantitative features of single or multiple channels of scalp EEGs. Accordingly, as opposed to complicated classifiers, a simple thresholding technique can be applied to classify scalp EEGs into their corresponding states. The performance of three schemes of epileptic scalp EEG classifications using wavelet-based features is examined.

## Materials and methods

### EEG data and subjects

Scalp EEG data of twelve children subjects (3 males and 9 females) with intractable seizures examined in this study were obtained from the CHB-MIT Scalp EEG Database (available online at <http://www.physionet.org/pn6/chb-mit/>). The database was collected at the Children's Hospital Boston [17] and originally studied in Refs. [4, 12]. All subjects were monitored for up to several days following withdrawal of anti-seizure medication in order to characterize their seizures and assess their candidacy for surgical intervention [17]. All protected health information (PHI) in the original recordings was replaced with surrogate information in order to protect the privacy of the subjects [17].

The subjects are referred to as chb01, chb02, chb05, chb08, chb09, chb10, chb13, chb14, chb16, chb20, chb22 and chb23, and age between 2 and 11 years old. A chosen single channel of scalp EEG signals is examined for each subject. The scalp EEG signals were acquired using a sampling rate of 256 Hz with 16-bit resolution [17]. The international 10–20 system of EEG electrode positions and nomenclature was used for the recordings [17]. There are a total of 79 epileptic seizure events. Segments of scalp EEG signals around epileptic seizure events (12 min before seizure onset and 12 min after seizure offset, unless limited by the beginning and the end of recording) are used in this study.

The scalp EEG segments are divided into epochs with length of 512 samples (2 s) and with 50% overlap. Scalp EEG epochs associated with epileptic seizure event are categorized as an SZ class while scalp EEG epochs associated with pre-ictal and post-ictal states are categorized as Pr and Po classes. The description of all twelve subjects and the number of SZ, Pr and Po epochs for each subject are summarized in Table 1.

### Discrete wavelet transform

The discrete wavelet transform (DWT) is certainly one of the most powerful and widely used signal processing techniques. The DWT is a representation of a signal using a countably-infinite set of wavelets that constitutes an orthonormal basis [18]. The wavelet transform can be interpreted as a generalized filter bank [19] and also in the context of multiresolution analysis (MRA) [20]. The MRA generally consists of a sequence of successive approximation spaces [21]. Furthermore, the multiresolution analysis leads to a hierarchical scheme for the computation of the wavelet coefficients of a given function [21].

**Table 1** Description of subjects and scalp EEG data

| Subject | Age<br>(year) | Channel  | No. of EEG epochs |     |      |
|---------|---------------|----------|-------------------|-----|------|
|         |               |          | Pr                | SZ  | Po   |
| chb01   | 11            | FT9-FT10 | 4633              | 421 | 4517 |
| chb02   | 11            | FP2-F4   | 1564              | 163 | 1484 |
| chb05   | 7             | P4-O2    | 3287              | 543 | 3595 |
| chb08   | 3.5           | F4-C4    | 3590              | 904 | 3185 |
| chb09   | 10            | F4-C4    | 2872              | 264 | 2494 |
| chb10   | 3             | T7-FT9   | 5026              | 426 | 4566 |
| chb13   | 3             | F7-T7    | 7504              | 499 | 8106 |
| chb14   | 9             | C4-P4    | 5744              | 145 | 5372 |
| chb16   | 7             | F8-T8    | 6594              | 54  | 6771 |
| chb20   | 6             | F8-T8    | 4788              | 270 | 5752 |
| chb22   | 9             | F3-C3    | 2154              | 195 | 1277 |
| chb23   | 6             | F7-T7    | 4631              | 403 | 5033 |

A signal  $x[n]$  is decomposed into approximations and details using scaling functions  $\phi$  and wavelet functions  $\psi$  that, respectively, correspond to halfband lowpass filter and halfband highpass filter. This can be expressed as

$$x[n] = \sum_k a_0[k] \phi_{0,k}[n] + \sum_k d_1[k] \psi_{1,k}[n] \quad (1)$$

where the scaling function  $\phi_{1,k}[n]$  and the wavelet function  $\psi_{1,k}[n]$  are, respectively, an orthonormal basis for the space  $V_1$  and the orthogonal complement of  $V_1$ , denoted by  $W_1$ , and the space  $V_0 = V_1 \oplus W_1$ . The approximation coefficients  $a_1[n]$  and the detail coefficients  $d_1[n]$  can be obtained by

$$a_1[n] = \sum_k a_0[k] h[k - 2n] \quad (2)$$

$$d_1[n] = \sum_k a_0[k] g[k - 2n] \quad (3)$$

where  $h[n]$  and  $g[n]$  are, respectively, the impulse response of halfband lowpass filter and halfband highpass filter.

For a single-level discrete wavelet decomposition at level  $l$ , the approximation coefficients  $a_l[n]$  can be obtained by convolving the approximation coefficients  $a_{l-1}[n]$  with the time-reversed filter of  $h[n]$ , i.e.,  $\tilde{h}[n]$ , followed by the downsampling and, similarly, the detail coefficients  $d_l[n]$  can be obtained by convolving the approximation coefficients  $a_{l-1}[n]$  with the time-reversed filter of  $g[n]$ , i.e.,  $\tilde{g}[n]$ , followed by the downsampling. Therefore, there are  $L$  detail coefficients, i.e.,  $d_1, d_2, \dots, d_L$ , and one approximation coefficients, i.e.,  $a_L$ , obtained from the  $L$ -level discrete wavelet decomposition.

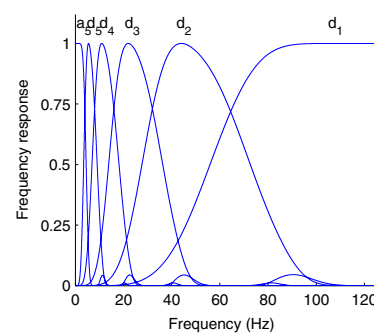
### Wavelet-based features and data analysis

Quantitative features examined in this study are obtained from the detail coefficients  $d_l[n]$  and the approximation coefficients  $a_l[n]$ . The proposed wavelet-based features  $\lambda_l$  are the logarithm of variance of detail coefficients and approximation coefficients. The wavelet-based features obtained from the detail coefficients  $d_l$  are denoted by  $\lambda_k$  where  $k = l$  and the wavelet-based feature obtained from the approximation coefficients  $a_L$  is denoted by  $\lambda_{L+1}$ . Therefore, the wavelet-based features are given by

$$\lambda_k = \log_2(\text{var}(d_l)), \quad \text{where } k = \{l | l = 1, 2, \dots, L\} \text{ and} \quad (4)$$

$$\lambda_{L+1} = \log_2(\text{var}(a_L)). \quad (5)$$

Scalp EEG epochs are decomposed into five levels, that yield five detail coefficients  $d_1, d_2, d_3, d_4$ , and  $d_5$  and one approximation coefficients  $a_5$ , using the 6th order Daubechies wavelets. The Daubechies wavelet family is one of the most commonly used wavelet families which has several nice characteristics including orthogonality and finite compact support. A higher order Daubechies wavelets corresponds to higher regularity and also a number of vanishing moments. Furthermore, the five levels of wavelet decomposition is the maximum number of levels of wavelet decomposition of scalp EEG epochs with length of 512 samples (2 s) using the 6th order Daubechies wavelets. The coefficients  $d_1, d_2, d_3, d_4, d_5$ , and  $a_5$  approximately correspond to 64–128, 32–64, 16–32, 8–16, 4–8, and 0–4-Hz subbands, respectively, which coincide with conventional EEG bands, namely,  $\gamma, \beta, \alpha, \theta$ , and  $\delta$ . The frequency responses of the 6th order Daubechies wavelets corresponding to the coefficients  $d_1, d_2, d_3, d_4, d_5$ , and  $a_5$  are shown in Fig. 1.



**Fig. 1** The corresponding spectral subbands of the 6th order Daubechies wavelets

### EEG classification and validation

A single feature  $\lambda_k$  is applied to classify corresponding scalp EEG epochs into one of classes, i.e., SZ, Pr, Po, and NS (non-seizure period) classes using a thresholding technique. Three classifications performed in this study include (1) classification between scalp EEG epochs associated with the SZ class and those associated with the Pr class; (2) classification between scalp EEG epochs associated with the SZ class and those associated with the Po class; and (3) classification between scalp EEG epochs associated with the SZ class and those associated with the Pr or Po classes (NS class).

The classification is performed by a subject-by-subject basis. The scalp EEG epochs obtained from within the same subject are applied for each classification. Performance of epileptic seizure classification is evaluated using three conventional classification performance measures: accuracy, sensitivity, and specificity. The accuracy ( $Ac$ ), the sensitivity ( $Se$ ), and the specificity ( $Sp$ ) are given, respectively, by

$$Ac = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN}$$

$$Se = \frac{TP}{TP + FN}, \text{ and}$$

$$Sp = \frac{TN}{TN + FP}$$

where TP, TN, FP, and FN denote a number of true positives, a number of true negatives, a number of false positives, and a number of false negatives, respectively. In addition, the product of sensitivity and specificity is also determined as a performance measure that justifies both the true positive rate and the true negative rate.

The 4-fold cross validation is used to validate the performance of classifications. For each subject, the set of wavelet-based features of scalp EEG epochs associated with various classes are divided into four subsets. Three subsets of wavelet-based features are used to as a training set while another subset of wavelet-based features is used to as a testing set. A threshold  $\tau$  is determined from the training set of wavelet-based features corresponding to both positive and negative classes, respectively, denoted by  $Z_p$  and  $Z_N$  as follows:

$$\tau = \begin{cases} \frac{\max Z_p + \min Z_N}{2} & \text{if } \bar{Z}_p < \bar{Z}_N \\ \frac{\min Z_p + \max Z_N}{2} & \text{if } \bar{Z}_p > \bar{Z}_N \end{cases} \quad (6)$$

where  $\bar{Z}_p$  and  $\bar{Z}_N$  are, respectively, the means of wavelet-based features corresponding to positive and negative classes. The positive class refers to the SZ class and the negative class refers to either the Pr, Po, or NS class.

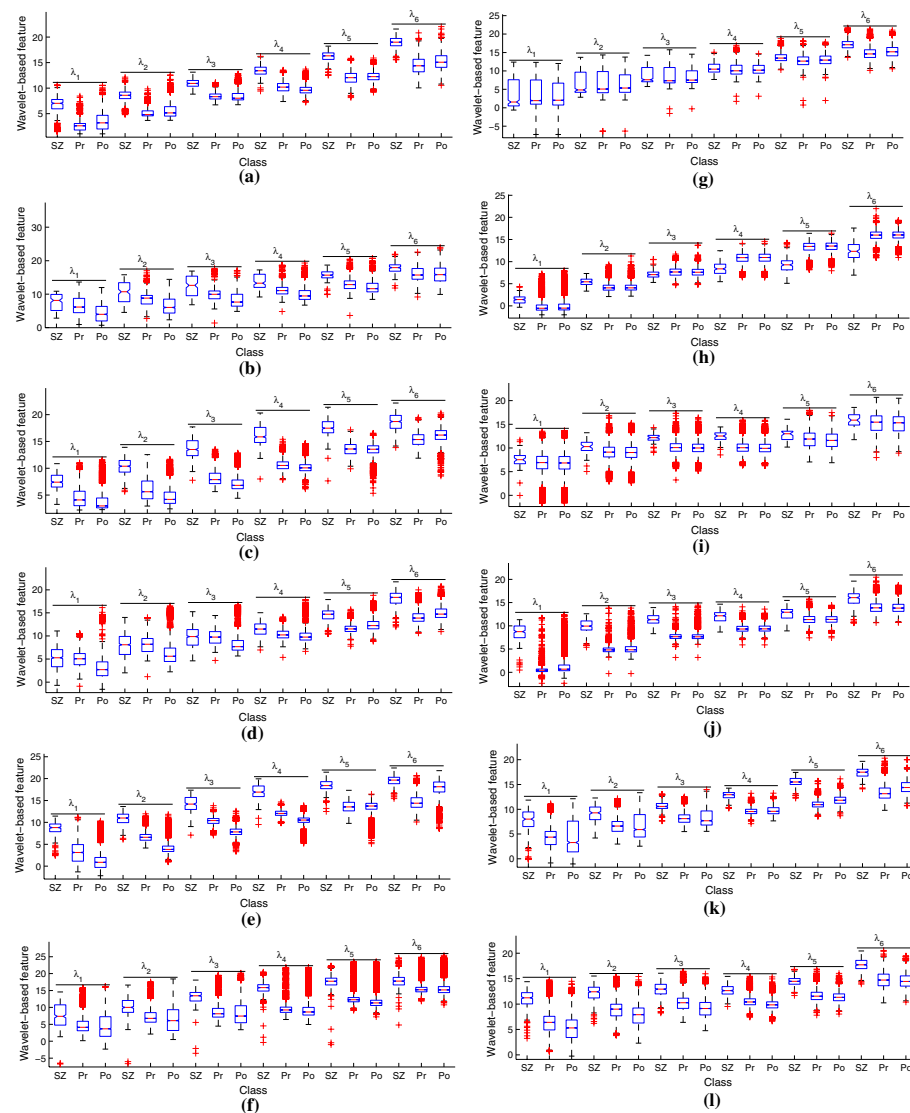
The classification is simply performed using a thresholding technique with the following rules of logical comparison. In the first case, i.e.,  $\bar{Z}_p < \bar{Z}_N$ , a scalp EEG epochs of testing set is classified to belong to a positive class if the corresponding wavelet-based feature  $\lambda_k$  is less than or equal to the threshold; and a negative class, otherwise. On the contrary, in another case,  $\bar{Z}_p > \bar{Z}_N$ , a scalp EEG epochs of testing sets is classified to belong to a positive class if the corresponding wavelet-based feature  $\lambda_k$  is greater than or equal to the threshold; and a negative class, otherwise. The cross validation is repeated 4 times with each of the four subsets of wavelet-based features is used once as the testing set. The performance of 4-fold cross validation is determined from all four classifications.

## Results

### Characteristics of wavelet-based features

The wavelet-based features, i.e.,  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$ ,  $\lambda_3$ ,  $\lambda_4$ ,  $\lambda_5$  and  $\lambda_6$ , of scalp EEG epochs associated with the SZ, Pr and Po classes of subjects chb01, chb02, chb05, chb08, chb09, chb10, chb13, chb14, chb16, chb20, chb22, and chb23 are compared in box plots shown in Fig. 2a–l. A variety of characteristics of wavelet-based features of scalp EEG epochs are observed. It is shown that the wavelet-based features vary corresponding to subjects, classes, and even levels of wavelet decomposition. In most of cases, the wavelet-based features  $\lambda_k$  of scalp EEG epochs associated with the SZ class tend to be greater than those of scalp EEG epochs associated with the Pr and Po classes. In addition, means and standard deviations of wavelet-based features of scalp EEG epochs associated with any class of all subjects are summarized in Table 2.

For comparative purposes, the one-way analysis of variance (ANOVA) is performed to assess differences in the wavelet-based features of scalp EEG epochs associated with various classes, i.e., SZ, Pr, and Po classes. The  $p$ -values and the  $F$ -statistic (shown in parentheses) yielded from the ANOVA are summarized in Table 3. In general, it is shown that probabilities of the identical means of wavelet-based features of scalp EEG epochs associated with various classes are very low, except for the wavelet-based features  $\lambda_2$  of scalp EEG epochs of the subject chb13, and the wavelet-based features  $\lambda_1$  and  $\lambda_6$  of scalp EEG epochs of the subject chb16. This therefore suggests that there are significant differences among the wavelet-based features of scalp EEG epochs associated with SZ, Pr, and Po classes in most cases.



**Fig. 2** Comparison between the wavelet-based features of scalp EEG epochs associated with the SZ, Pr and Po classes

**Table 2** Statistical values (Mean $\pm$ S.D.) of wavelet-based features of scalp EEG epochs

| Subject | Class | Feature      |              |              |              |              |              |
|---------|-------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
|         |       | $\lambda_1$  | $\lambda_2$  | $\lambda_3$  | $\lambda_4$  | $\lambda_5$  | $\lambda_6$  |
| chb01   | SZ    | 6.6287       | 8.4568       | 10.9442      | 13.4406      | 16.1876      | 18.9825      |
|         |       | $\pm 1.9952$ | $\pm 1.3919$ | $\pm 0.8740$ | $\pm 1.0615$ | $\pm 0.9209$ | $\pm 1.0896$ |
|         | Pr    | 2.5195       | 5.0179       | 8.3729       | 10.2162      | 12.0625      | 14.4906      |
|         |       | $\pm 0.8310$ | $\pm 0.6443$ | $\pm 0.6299$ | $\pm 0.9968$ | $\pm 1.2072$ | $\pm 1.6421$ |
|         | Po    | 3.4485       | 5.6258       | 8.5076       | 9.6827       | 12.2851      | 15.2157      |
|         |       | $\pm 1.5918$ | $\pm 1.3538$ | $\pm 1.1643$ | $\pm 0.8727$ | $\pm 0.9218$ | $\pm 1.5378$ |
| chb02   | SZ    | 7.5183       | 10.4664      | 12.4426      | 13.8604      | 15.6579      | 17.8267      |
|         |       | $\pm 2.5635$ | $\pm 3.1395$ | $\pm 3.0063$ | $\pm 2.0935$ | $\pm 1.4272$ | $\pm 1.4808$ |
|         | Pr    | 6.5488       | 8.4669       | 9.8869       | 11.1460      | 12.9414      | 15.8717      |
|         |       | $\pm 2.5090$ | $\pm 2.0734$ | $\pm 1.7713$ | $\pm 1.5153$ | $\pm 1.8095$ | $\pm 4.8464$ |
|         | Po    | 4.4578       | 6.6188       | 8.4059       | 10.0235      | 12.2254      | 16.0619      |
|         |       | $\pm 2.6892$ | $\pm 2.6555$ | $\pm 2.4001$ | $\pm 2.1643$ | $\pm 2.1518$ | $\pm 2.6234$ |
| chb05   | SZ    | 7.4822       | 10.3704      | 13.7127      | 16.1397      | 17.6216      | 18.6036      |
|         |       | $\pm 1.5232$ | $\pm 1.5979$ | $\pm 1.7393$ | $\pm 1.7906$ | $\pm 1.5899$ | $\pm 1.5878$ |
|         | Pr    | 4.4955       | 6.0566       | 8.2006       | 10.5811      | 13.5692      | 15.3415      |
|         |       | $\pm 1.7468$ | $\pm 1.9404$ | $\pm 1.3950$ | $\pm 0.9618$ | $\pm 1.1351$ | $\pm 1.2584$ |
|         | Po    | 3.8382       | 4.8550       | 7.2079       | 10.1620      | 13.4400      | 16.1543      |
|         |       | $\pm 1.8498$ | $\pm 1.9213$ | $\pm 1.5165$ | $\pm 0.9982$ | $\pm 1.1931$ | $\pm 1.3207$ |
| chb08   | SZ    | 5.1461       | 8.0370       | 9.8464       | 11.4802      | 14.5328      | 18.1211      |
|         |       | $\pm 2.5616$ | $\pm 2.4900$ | $\pm 2.1613$ | $\pm 1.4573$ | $\pm 1.3318$ | $\pm 1.5930$ |
|         | Pr    | 5.0728       | 8.1933       | 9.8271       | 10.3745      | 11.5928      | 14.0999      |
|         |       | $\pm 1.7320$ | $\pm 1.8753$ | $\pm 1.6315$ | $\pm 1.0427$ | $\pm 0.9133$ | $\pm 1.3089$ |
|         | Po    | 3.6598       | 6.6884       | 8.7140       | 10.3888      | 12.5549      | 15.0254      |
|         |       | $\pm 4.1051$ | $\pm 3.4106$ | $\pm 2.8057$ | $\pm 2.1327$ | $\pm 1.4987$ | $\pm 1.4438$ |
| chb09   | SZ    | 8.5817       | 10.8286      | 14.2112      | 16.9356      | 18.4499      | 19.0741      |
|         |       | $\pm 1.5432$ | $\pm 1.3744$ | $\pm 1.7586$ | $\pm 1.6716$ | $\pm 1.3911$ | $\pm 7.5684$ |
|         | Pr    | 3.2773       | 6.7227       | 10.2232      | 12.0630      | 13.6581      | 14.6536      |
|         |       | $\pm 2.5508$ | $\pm 1.1438$ | $\pm 0.9907$ | $\pm 0.6813$ | $\pm 1.2994$ | $\pm 1.6843$ |
|         | Po    | 1.2433       | 4.1909       | 7.8570       | 10.3876      | 13.4543      | 17.8999      |
|         |       | $\pm 2.2626$ | $\pm 1.4220$ | $\pm 1.0153$ | $\pm 1.0744$ | $\pm 1.5118$ | $\pm 1.8689$ |
| chb10   | SZ    | 7.6707       | 10.2179      | 13.1721      | 15.6550      | 17.5727      | 17.3363      |
|         |       | $\pm 3.2603$ | $\pm 2.4969$ | $\pm 2.0693$ | $\pm 2.0022$ | $\pm 2.2325$ | $\pm 8.3229$ |
|         | Pr    | 4.7488       | 7.2206       | 8.5943       | 9.6048       | 12.4542      | 15.4374      |
|         |       | $\pm 2.4495$ | $\pm 2.3524$ | $\pm 2.1326$ | $\pm 1.8392$ | $\pm 1.4837$ | $\pm 1.4495$ |
|         | Po    | 4.5996       | 6.6639       | 8.3200       | 9.4948       | 11.9262      | 15.7294      |
|         |       | $\pm 4.1748$ | $\pm 4.0700$ | $\pm 3.4590$ | $\pm 2.9585$ | $\pm 2.5411$ | $\pm 2.2504$ |
| chb13   | SZ    | 3.8395       | 6.6823       | 8.8202       | 10.7626      | 13.7026      | 17.2294      |
|         |       | $\pm 3.9457$ | $\pm 3.1561$ | $\pm 2.2190$ | $\pm 1.3935$ | $\pm 1.4292$ | $\pm 1.4242$ |
|         | Pr    | 3.8632       | 6.6297       | 8.5787       | 10.3618      | 12.7589      | 14.7254      |
|         |       | $\pm 3.5257$ | $\pm 3.0752$ | $\pm 2.3645$ | $\pm 1.4723$ | $\pm 1.4141$ | $\pm 2.4477$ |
|         | Po    | 3.5740       | 6.4785       | 8.4499       | 10.4186      | 12.9909      | 15.2597      |
|         |       | $\pm 3.3259$ | $\pm 2.7703$ | $\pm 2.0833$ | $\pm 1.3236$ | $\pm 1.4111$ | $\pm 1.5976$ |
| chb14   | SZ    | 1.4103       | 5.4052       | 7.1245       | 8.4113       | 9.2893       | 12.4497      |
|         |       | $\pm 0.9324$ | $\pm 0.8706$ | $\pm 0.9527$ | $\pm 1.4289$ | $\pm 1.6622$ | $\pm 2.1553$ |
|         | Pr    | -0.1081      | 4.1840       | 7.6330       | 10.7932      | 13.2712      | 15.9291      |
|         |       | $\pm 1.3834$ | $\pm 0.8909$ | $\pm 1.0076$ | $\pm 1.1977$ | $\pm 1.2022$ | $\pm 1.1348$ |
|         | Po    | 0.0721       | 4.2333       | 7.6250       | 10.8245      | 13.3803      | 15.9608      |
|         |       | $\pm 1.5816$ | $\pm 0.9645$ | $\pm 0.9498$ | $\pm 1.1625$ | $\pm 1.1167$ | $\pm 1.0589$ |
| chb16   | SZ    | 7.6381       | 10.2524      | 12.0917      | 12.4086      | 12.8099      | 15.6339      |
|         |       | $\pm 1.9693$ | $\pm 1.4677$ | $\pm 1.0787$ | $\pm 1.2311$ | $\pm 1.2756$ | $\pm 1.6457$ |
|         | Pr    | 6.5017       | 9.0354       | 10.0736      | 10.1094      | 11.8267      | 15.1486      |
|         |       | $\pm 2.8348$ | $\pm 1.8989$ | $\pm 1.4435$ | $\pm 1.3242$ | $\pm 1.7293$ | $\pm 2.9055$ |

**Table 2** (continued)

| Subject | Class | Feature      |              |              |              |              |              |
|---------|-------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
|         |       | $\lambda_1$  | $\lambda_2$  | $\lambda_3$  | $\lambda_4$  | $\lambda_5$  | $\lambda_6$  |
| chb20   | Po    | 6.4623       | 8.9670       | 9.9779       | 10.0265      | 11.6523      | 15.0727      |
|         |       | $\pm 2.8486$ | $\pm 1.9430$ | $\pm 1.4698$ | $\pm 1.3488$ | $\pm 1.7038$ | $\pm 2.0498$ |
|         | SZ    | 8.5072       | 9.9786       | 11.3826      | 11.9010      | 12.5947      | 15.7773      |
|         |       | $\pm 1.8207$ | $\pm 1.4231$ | $\pm 1.1572$ | $\pm 1.2846$ | $\pm 1.3902$ | $\pm 1.6482$ |
|         | Pr    | 0.4535       | 4.8787       | 7.7156       | 9.4214       | 11.3773      | 13.9828      |
|         |       | $\pm 0.8160$ | $\pm 0.7171$ | $\pm 0.6819$ | $\pm 0.8185$ | $\pm 0.9555$ | $\pm 1.2480$ |
| chb22   | Po    | 1.3325       | 5.1767       | 7.7903       | 9.4593       | 11.3899      | 13.9077      |
|         |       | $\pm 1.9545$ | $\pm 1.2828$ | $\pm 0.8855$ | $\pm 0.8129$ | $\pm 0.8866$ | $\pm 1.1633$ |
|         | SZ    | 7.5442       | 9.0416       | 10.6315      | 12.8188      | 15.4922      | 17.3781      |
|         |       | $\pm 2.5117$ | $\pm 1.8639$ | $\pm 0.9496$ | $\pm 0.7455$ | $\pm 0.9696$ | $\pm 1.0162$ |
|         | Pr    | 4.1816       | 6.5538       | 8.2137       | 9.5921       | 11.0114      | 13.3812      |
|         |       | $\pm 2.3785$ | $\pm 1.7431$ | $\pm 1.2103$ | $\pm 0.7063$ | $\pm 0.8402$ | $\pm 1.5822$ |
| chb23   | Po    | 4.2253       | 6.6122       | 8.3653       | 9.7752       | 11.8681      | 14.4637      |
|         |       | $\pm 3.7632$ | $\pm 2.7824$ | $\pm 1.9898$ | $\pm 0.9327$ | $\pm 0.9552$ | $\pm 1.3435$ |
|         | SZ    | 11.0134      | 12.2340      | 12.8540      | 12.6699      | 14.4533      | 17.7460      |
|         |       | $\pm 1.7954$ | $\pm 1.5732$ | $\pm 1.3631$ | $\pm 1.0328$ | $\pm 0.8681$ | $\pm 1.1313$ |
|         | Pr    | 6.3472       | 8.8818       | 10.2033      | 10.5132      | 11.6496      | 14.7702      |
|         |       | $\pm 2.3357$ | $\pm 1.8823$ | $\pm 1.5718$ | $\pm 1.0520$ | $\pm 1.1174$ | $\pm 1.5334$ |
|         | Po    | 5.1976       | 7.6905       | 9.0974       | 9.8769       | 11.3606      | 14.5662      |
|         |       | $\pm 2.7825$ | $\pm 2.2764$ | $\pm 1.7954$ | $\pm 1.0073$ | $\pm 1.0075$ | $\pm 1.4255$ |

**Table 3** Results of one-way ANOVA using the wavelet-based features

| Subject | Feature                  |                          |                          |                          |                          |                          |
|---------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
|         | $\lambda_1$              | $\lambda_2$              | $\lambda_3$              | $\lambda_4$              | $\lambda_5$              | $\lambda_6$              |
| chb01   | 0<br>(2151.83)           | 0<br>(2089.45)           | 0<br>(1482.91)           | 0<br>(3116.24)           | 0<br>(2886.07)           | 0<br>(1633.33)           |
| chb02   | $\ll 0.0001$<br>(292.12) | $\ll 0.0001$<br>(333.18) | $\ll 0.0001$<br>(358.26) | $\ll 0.0001$<br>(371.38) | $\ll 0.0001$<br>(240.16) | $\ll 0.0001$<br>(19.14)  |
| chb05   | 0<br>(995.05)            | 0<br>(2028.19)           | 0<br>(4552.60)           | 0<br>(7592.90)           | 0<br>(2967.20)           | 0<br>(1499.17)           |
| chb08   | $\ll 0.0001$<br>(207.51) | $\ll 0.0001$<br>(282.31) | $\ll 0.0001$<br>(229.87) | $\ll 0.0001$<br>(182.17) | 0<br>(2123.19)           | 0<br>(2978.87)           |
| chb09   | 0<br>(1343.46)           | 0<br>(4708.45)           | 0<br>(6337.20)           | 0<br>(6689.72)           | 0<br>(1537.83)           | 0<br>(1428.09)           |
| chb10   | $\ll 0.0001$<br>(161.78) | $\ll 0.0001$<br>(238.97) | $\ll 0.0001$<br>(579.79) | 0<br>(1293.33)           | 0<br>(1452.77)           | $\ll 0.0001$<br>(116.41) |
| chb13   | $\ll 0.0001$<br>(14.09)  | 0.0034<br>(5.68)         | $\ll 0.0001$<br>(11.20)  | $\ll 0.0001$<br>(20.29)  | $\ll 0.0001$<br>(134.57) | $\ll 0.0001$<br>(424.05) |
| chb14   | $\ll 0.0001$<br>(87.88)  | $\ll 0.0001$<br>(123.49) | $\ll 0.0001$<br>(19.08)  | $\ll 0.0001$<br>(294.14) | 0<br>(863.91)            | $\ll 0.0001$<br>(699.64) |
| chb16   | 0.0084<br>(4.78)         | $\ll 0.0001$<br>(13.55)  | $\ll 0.0001$<br>(61.42)  | $\ll 0.0001$<br>(88.97)  | $\ll 0.0001$<br>(27.77)  | 0.0667<br>(2.71)         |
| chb20   | 0<br>(3551.56)           | 0<br>(2881.03)           | 0<br>(2647.23)           | 0<br>(1157.04)           | $\ll 0.0001$<br>(221.72) | $\ll 0.0001$<br>(305.09) |
| chb22   | $\ll 0.0001$<br>(119.00) | $\ll 0.0001$<br>(119.20) | $\ll 0.0001$<br>(226.38) | 0<br>(1476.23)           | 0<br>(2391.63)           | $\ll 0.0001$<br>(762.51) |
| chb23   | 0<br>(1068.48)           | 0<br>(1102.86)           | 0<br>(1235.99)           | 0<br>(1591.51)           | 0<br>(1608.61)           | 0<br>(878.46)            |

**Table 4** The product of sensitivity and specificity of epileptic seizure classification using the wavelet-based features

| Subject | Class. | Feature      |              |             |              |              |              |
|---------|--------|--------------|--------------|-------------|--------------|--------------|--------------|
|         |        | $\lambda_1$  | $\lambda_2$  | $\lambda_3$ | $\lambda_4$  | $\lambda_5$  | $\lambda_6$  |
| chb01   | SZ-NS  | 72.55        | 49.63        | 53.02       | 90.16        | <b>94.08</b> | 60.58        |
|         | SZ-Pr  | 85.30        | 82.91        | 86.21       | 86.70        | <b>93.15</b> | 79.78        |
|         | SZ-Po  | 69.28        | 44.29        | 50.86       | 92.51        | <b>94.68</b> | 60.18        |
| chb02   | SZ-NS  | 38.31        | 44.84        | 47.35       | 43.31        | <b>59.58</b> | 40.06        |
|         | SZ-Pr  | 31.85        | 43.96        | 48.77       | 43.68        | <b>63.46</b> | 46.92        |
|         | SZ-Po  | 47.98        | 47.28        | 47.37       | 41.64        | <b>59.35</b> | 31.36        |
| chb05   | SZ-NS  | 43.91        | 76.31        | 89.70       | <b>93.89</b> | 51.64        | 68.79        |
|         | SZ-Pr  | 46.57        | 80.86        | 89.96       | <b>91.57</b> | 54.50        | 76.95        |
|         | SZ-Po  | 42.21        | 75.21        | 89.28       | <b>93.64</b> | 43.60        | 63.03        |
| chb08   | SZ-NS  | 15.58        | 24.20        | 25.91       | 25.88        | 51.94        | <b>76.07</b> |
|         | SZ-Pr  | 24.65        | 25.89        | 24.35       | 44.08        | 79.55        | <b>81.06</b> |
|         | SZ-Po  | 15.19        | 26.65        | 29.06       | 23.23        | 48.52        | <b>71.13</b> |
| chb09   | SZ-NS  | 86.37        | <b>89.14</b> | 87.63       | 63.84        | 63.77        | 58.00        |
|         | SZ-Pr  | 81.39        | <b>85.58</b> | 81.35       | 43.05        | 42.16        | 67.59        |
|         | SZ-Po  | 91.32        | <b>92.67</b> | 95.26       | 79.34        | 66.40        | 33.74        |
| chb10   | SZ-NS  | 43.95        | 43.03        | 56.65       | <b>84.47</b> | 43.85        | 47.72        |
|         | SZ-Pr  | 43.78        | 33.31        | 48.58       | <b>85.76</b> | 29.96        | 41.52        |
|         | SZ-Po  | 43.53        | 47.91        | 58.08       | <b>82.78</b> | 57.63        | 47.98        |
| chb13   | SZ-NS  | 25.63        | 25.23        | 21.19       | 14.63        | 24.07        | <b>35.67</b> |
|         | SZ-Pr  | 25.14        | 18.18        | 20.12       | 13.91        | 24.70        | <b>36.73</b> |
|         | SZ-Po  | 26.34        | 26.57        | 24.80       | 25.51        | 27.73        | <b>39.94</b> |
| chb14   | SZ-NS  | 1.33         | 0.00         | 37.82       | 64.76        | <b>86.62</b> | 76.10        |
|         | SZ-Pr  | 1.99         | 16.18        | 38.68       | 65.54        | <b>85.49</b> | 75.57        |
|         | SZ-Po  | 1.31         | 0.00         | 37.82       | 64.61        | <b>87.83</b> | 76.51        |
| chb16   | SZ-NS  | 39.02        | 27.76        | 12.67       | <b>57.42</b> | 8.47         | 26.94        |
|         | SZ-Pr  | 33.95        | 29.12        | 10.92       | <b>59.15</b> | 8.42         | 27.48        |
|         | SZ-Po  | 33.89        | 36.00        | 19.68       | <b>60.73</b> | 16.37        | 30.48        |
| chb20   | SZ-NS  | <b>87.17</b> | 60.48        | 48.91       | 68.92        | 57.21        | 56.69        |
|         | SZ-Pr  | <b>91.82</b> | 62.44        | 53.58       | 69.29        | 57.61        | 54.85        |
|         | SZ-Po  | <b>85.77</b> | 62.23        | 48.69       | 72.83        | 47.17        | 59.83        |
| chb22   | SZ-NS  | 59.85        | 51.84        | 35.74       | 91.48        | <b>93.19</b> | 54.77        |
|         | SZ-Pr  | 61.56        | 61.36        | 73.36       | 92.64        | <b>95.59</b> | 58.75        |
|         | SZ-Po  | 53.64        | 44.92        | 31.98       | 89.93        | <b>92.30</b> | 59.76        |
| chb23   | SZ-NS  | <b>79.30</b> | 73.61        | 64.48       | 51.98        | 55.13        | 63.35        |
|         | SZ-Pr  | <b>78.63</b> | 71.67        | 63.15       | 51.42        | 55.68        | 62.89        |
|         | SZ-Po  | <b>81.60</b> | 77.76        | 70.83       | 56.86        | 73.79        | 75.72        |

The best performance for each classification is individually written in bold

#### Performance of epileptic scalp EEG classifications

The products of sensitivity and specificity obtained from the scalp EEG classifications using the wavelet-based features, i.e.,  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$ ,  $\lambda_3$ ,  $\lambda_4$ ,  $\lambda_5$ , and  $\lambda_6$ , are summarized in Table 4. The best performance for each classification is individually written in bold. The wavelet-based features  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$ ,  $\lambda_4$ ,  $\lambda_5$ , and  $\lambda_6$  are the quantitative features that provide the best classification performance in terms of product of sensitivity and specificity. The products of sensitivity

and specificity of the classification between scalp EEG epochs associated with SZ and NS classes, the classification between scalp EEG epochs associated with SZ and Pr classes, and the classification between scalp EEG epochs associated with SZ and Po classes range between 35.67% and 94.08%, between 36.73% and 93.19%, and between 39.94% and 94.68%. The best products of sensitivity and specificity for the classification between scalp EEG epochs associated with SZ and NS classes, the classification between scalp EEG epochs associated with SZ and Pr

**Table 5** The best individual performance on epileptic seizure classification

| Subject | Class. | Feature     | Accuracy ( <i>Ac</i> ) | Sensitivity ( <i>Se</i> ) | Specificity ( <i>Sp</i> ) | <i>Se</i> × <i>Sp</i> |
|---------|--------|-------------|------------------------|---------------------------|---------------------------|-----------------------|
| chb01   | SZ-NS  | $\lambda_5$ | 97.28                  | 96.67                     | 97.31                     | 94.08                 |
|         | SZ-Pr  | $\lambda_5$ | 96.18                  | 96.91                     | 96.11                     | 93.15                 |
|         | SZ-Po  | $\lambda_5$ | 97.63                  | 96.91                     | 97.70                     | 94.68                 |
| chb02   | SZ-NS  | $\lambda_5$ | 88.72                  | 66.26                     | 89.92                     | 59.58                 |
|         | SZ-Pr  | $\lambda_5$ | 86.84                  | 71.78                     | 88.41                     | 63.46                 |
|         | SZ-Po  | $\lambda_5$ | 86.58                  | 66.87                     | 88.75                     | 59.35                 |
| chb05   | SZ-NS  | $\lambda_4$ | 96.30                  | 97.61                     | 96.19                     | 93.89                 |
|         | SZ-Pr  | $\lambda_4$ | 95.25                  | 96.32                     | 95.07                     | 91.57                 |
|         | SZ-Po  | $\lambda_4$ | 95.89                  | 97.97                     | 95.58                     | 93.64                 |
| chb08   | SZ-NS  | $\lambda_6$ | 88.29                  | 85.84                     | 88.62                     | 76.07                 |
|         | SZ-Pr  | $\lambda_6$ | 90.83                  | 88.72                     | 91.36                     | 81.06                 |
|         | SZ-Po  | $\lambda_6$ | 83.52                  | 85.84                     | 82.86                     | 71.13                 |
| chb09   | SZ-NS  | $\lambda_2$ | 94.17                  | 94.68                     | 94.15                     | 89.14                 |
|         | SZ-Pr  | $\lambda_2$ | 90.75                  | 94.68                     | 90.39                     | 85.58                 |
|         | SZ-Po  | $\lambda_3$ | 96.30                  | 99.24                     | 95.99                     | 95.26                 |
| chb10   | SZ-NS  | $\lambda_4$ | 86.41                  | 98.35                     | 85.88                     | 84.47                 |
|         | SZ-Pr  | $\lambda_4$ | 87.89                  | 98.58                     | 86.99                     | 85.76                 |
|         | SZ-Po  | $\lambda_4$ | 85.21                  | 98.58                     | 83.97                     | 82.78                 |
| chb13   | SZ-NS  | $\lambda_6$ | 91.48                  | 38.28                     | 93.18                     | 35.67                 |
|         | SZ-Pr  | $\lambda_6$ | 91.46                  | 38.68                     | 94.97                     | 36.73                 |
|         | SZ-Po  | $\lambda_6$ | 86.78                  | 44.69                     | 89.37                     | 39.94                 |
| chb14   | SZ-NS  | $\lambda_5$ | 95.10                  | 91.03                     | 95.15                     | 86.62                 |
|         | SZ-Pr  | $\lambda_5$ | 93.84                  | 91.03                     | 93.91                     | 85.49                 |
|         | SZ-Po  | $\lambda_5$ | 95.65                  | 91.72                     | 95.76                     | 87.83                 |
| chb16   | SZ-NS  | $\lambda_4$ | 93.82                  | 61.11                     | 93.95                     | 57.42                 |
|         | SZ-Pr  | $\lambda_4$ | 93.70                  | 62.96                     | 93.95                     | 59.15                 |
|         | SZ-Po  | $\lambda_4$ | 93.47                  | 64.81                     | 93.69                     | 60.73                 |
| chb20   | SZ-NS  | $\lambda_1$ | 97.45                  | 89.26                     | 97.66                     | 87.17                 |
|         | SZ-Pr  | $\lambda_1$ | 99.17                  | 92.22                     | 99.56                     | 91.82                 |
|         | SZ-Po  | $\lambda_1$ | 95.78                  | 89.26                     | 96.09                     | 85.77                 |
| chb22   | SZ-NS  | $\lambda_5$ | 99.01                  | 93.85                     | 99.30                     | 93.19                 |
|         | SZ-Pr  | $\lambda_5$ | 99.36                  | 95.90                     | 99.68                     | 95.59                 |
|         | SZ-Po  | $\lambda_5$ | 97.76                  | 93.85                     | 98.36                     | 92.30                 |
| chb23   | SZ-NS  | $\lambda_1$ | 90.89                  | 87.10                     | 91.05                     | 79.30                 |
|         | SZ-Pr  | $\lambda_1$ | 90.03                  | 87.10                     | 90.28                     | 78.63                 |
|         | SZ-Po  | $\lambda_1$ | 90.77                  | 89.83                     | 90.84                     | 81.60                 |
| Average | SZ-NS  |             | 93.24                  | 83.34                     | 93.53                     | 78.05                 |
|         | SZ-Pr  |             | 92.94                  | 84.57                     | 93.39                     | 79.00                 |
|         | SZ-Po  |             | 92.11                  | 84.97                     | 92.41                     | 78.75                 |

classes, and the classification between scalp EEG epochs associated with SZ and Po classes are 94.08% (chb01), 95.59% (chb22), and 94.68% (chb01), respectively.

The accuracy, the sensitivity, and the specificity corresponding to the best classification performances in terms of products of sensitivity and specificity shown in Table 4 are further shown in Table 5. The accuracies of the classification between scalp EEG epochs associated with SZ and NS classes, the classification between scalp EEG epochs associated with SZ and Pr classes, and the classification between scalp EEG epochs associated with SZ and Po classes range between 38.28% and 98.35%, between 38.68% and 98.58%, and between 44.69% and 99.24%.

and the classification between scalp EEG epochs associated with SZ and Po classes range between 86.41% and 99.21%, between 86.84% and 99.36%, and between 83.52% and 97.76%. The sensitivities of the classification between scalp EEG epochs associated with SZ and NS classes, the classification between scalp EEG epochs associated with SZ and Pr classes, and the classification between scalp EEG epochs associated with SZ and Po classes range between 38.28% and 98.35%, between 38.68% and 98.58%, and between 44.69% and 99.24%.

The specificities of the classification between scalp EEG epochs associated with SZ and NS classes, the classification between scalp EEG epochs associated with SZ and Pr classes, and the classification between scalp EEG epochs associated with SZ and Po classes range between 35.67% and 94.08%, between 36.73% and 95.59%, and between 39.94% and 95.26%.

## Discussion

The wavelet-based features  $\lambda_5$  and  $\lambda_4$  are the two quantitative features that provide the best performance of epileptic seizure classification in terms of the product of sensitivity and specificity in most subjects. The wavelet-based features  $\lambda_5$  and  $\lambda_4$  correspond to the  $\theta$  (4–8-Hz spectral subband) and  $\alpha$  (8–16-Hz spectral subband) bands. The feature  $\lambda_3$  corresponding to the  $\beta$  (16–32-Hz spectral subband) band is the only wavelet-based feature that does not provide the best performance of epileptic seizure classification. The best performance on classification between scalp EEG epochs associated with epileptic seizure event and those associated with pre-ictal state is obtained in the subject chb22 with the product of sensitivity and specificity of 95.59%. The best performance on classification between scalp EEG epochs associated with epileptic seizure event and those associated with post-ictal state is obtained in the subject chb09 with the product of sensitivity and specificity of 95.26%. The best performance on classification between scalp EEG epochs associated with epileptic seizure event and those associated with non-seizure period is obtained in the subject chb01 with the product of sensitivity and specificity of 94.08%.

The average accuracy and specificity of all three classifications are higher than 90%. In general, the accuracy of epileptic seizure classifications correlates with the corresponding specificity because the number of scalp EEG epochs associated with non-seizure period, i.e., pre-ictal or post-ictal states, dominates the number of scalp EEG epochs associated with epileptic seizure event. The average sensitivity of all three classifications are higher than 80%. Interestingly, the average performance on epileptic seizure classifications between scalp EEG epochs associated with epileptic seizure event and those associated with pre-ictal state is comparable to the average performance on epileptic seizure classifications between scalp EEG epochs associated with epileptic seizure event and those associated with post-ictal state. However, there are some significant differences between those two classifications in some subjects.

To provide some general picture on the performance on epileptic seizure classifications obtained using single wavelet-based features of scalp EEGs, the performances

on epileptic seizure classifications and detections examined using the same source of epileptic scalp EEG data, i.e., the CHB-MIT Scalp EEG Database, are summarized as follows. The sensitivity of epileptic seizure classification and detection reported in literature ranges between 95.2% and 71.3% (95.2% [13], 94.91% [8], 87.3% [11], 71.32% [7]) while the specificity of epileptic seizure classification and detection was reported to be higher than 93% [9] and 79.7% [7]. In addition, the false detection rate ranges between 0.11 and 1.53 per hour (0.11 per hour [10], 0.59 per hour [13], 0.83 per hour [12, 14], 1.52 per hour [15], 1.53 per hour [8]). The latency of seizure detection ranges between 3 and 9.3 s (3 [12, 14], 6.43 [13], 7.8 [10], 9.3 [15]). However, it needs to be remarked that the experimental setups vary from study to study.

## Conclusions

In this study, the logarithm of variance of detail and approximation coefficients of epochs of single-channel scalp EEGs are used as quantitative features for patient-dependent based epileptic seizure classification. The performance on patient-dependent based epileptic seizure classification using single wavelet-based features in a group of children subjects with age ranging between 2 and 11 years old are examined. Rather than aiming to achieve the best classification performance using computationally complicated algorithms as other studies, this study aims to provide a baseline of performance on patient-dependent based epileptic seizure classification, in particular, using single wavelet-based feature of single-channel scalp EEGs with the thresholding technique. The computational results evaluated using 4-fold cross validations show that an excellent performance on epileptic seizure classification can be obtained using only a single wavelet-based feature  $\lambda_k$  in a number of subjects. Such promising results suggest that a single wavelet-based feature  $\lambda_k$  of single-channel scalp EEGs can be further applied for epileptic seizure detection.

**Acknowledgements** This work is supported by a TRF Research Career Development Grant, jointly funded by the Thailand Research Fund (TRF) and the Ubon Ratchathani University, under the Contract No. RSA5880030.

## Compliance with Ethical Standards

**Conflicts of interest** The authors declare that they have no conflicts of interest.

**Ethical approval** This article does not contain any studies with human participants or animals performed by any of the authors.

## References

1. National Institute of Neurological Disorders and Stroke (2016) The epilepsies and seizures: hope through research. National Institute of Neurological Disorders and Stroke, Bethesda
2. World Health Organization (2016) Epilepsy. World Health Organization, Geneva
3. Clinical Practice Guidelines for Epilepsy (2012) <http://www.neurothai.org/images/2012/download/epilepsy.pdf>
4. Shoeb A, Edwards H, Connolly J, Bourgeois B, Treves S, Gutttag J (2004) Patient-specific seizure onset detection. *Epilepsy Behav* 5:483–498
5. Tyner FS, Knott JR, Mayer WB (1983) Fundamentals of EEG technology: basic concepts and methods. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia
6. Klass D, Daly D (1979) Current practice of clinical electroencephalography. Raven Press, New York
7. Logesparan L, Casson AJ, Rodriguez-Villegas E (2012) Optimal features for online seizure detection. *Med Biol Eng Comput* 50:659–669
8. Chiang J, Ward RK (2014) Energy-efficient data reduction techniques for wireless seizure detection systems. *Sensors* 14:2036–2051
9. Kiranyaz S, Ince T, Zabihi M, Ince D (2014) Automated patient-specific classification of long-term electroencephalography. *J Biomed Inform* 49:16–31
10. Hunyadi B, Signorello M, van Paesschen W, Suykens JAK, van Huffel S, de Vos M (2012) Incorporating structural information from the multichannel EEG improves patient-specific seizure detection. *Clin Neurophysiol* 123:2352–2361
11. Hopfengärtner R, Kasper BS, Graf W, Gollwitzer S, Kreselmeyer G, Stefan H, Hamer H (2014) Automatic seizure detection in long-term scalp EEG using an adaptive thresholding technique: a validation study for clinical routine. *Clin Neurophysiol* 125:1346–1352
12. Shoeb AH (2009) Application of machine learning to epileptic seizure onset detection and treatment. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge
13. Qaraqe M, Ismail M, Serpendin E (2015) Band-sensitive seizure onset detection via CSP-enhanced EEG features. *Epilepsy Behav* 50:77–87
14. Shoeb H, Gutttag J (2010) Application of machine learning to epileptic seizure detection. In: Proceedings of the 27th International Conference on Machine Learning, 2010
15. van Esbroeck A, Smith L, Syed Z, Singh S, Karam Z (2016) Multi-task seizure detection: addressing intra-patient variation in seizure morphologies. *Mach Learn* 102:309–321
16. Abry P, Goncalves P, Flandrin P (1993) Wavelet-based spectral analysis of  $1/f$  processes. In: IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing, pp III-237–III-240
17. Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng C-K, Stanley HE (2000) Physiobank, physiotoolkit, and physionet: components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation* 101(23):e215–e220
18. Mallat S (1998) A wavelet tour of signal processing. Academic Press, San Diego
19. Wornell GW (1993) Wavelet-based representations for the  $1/f$  family of fractal processes. *Proc. IEEE* 81:1428–1450
20. Mallat SG (1989) A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 11:674–693
21. Daubechies I (1992) Ten lectures on wavelets. SIAM, Philadelphia