

เนื้อหางานวิจัย

1. บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหา

โรคลมชัก (หรือในภาษาอังกฤษ เรียกว่า epilepsy) [1] เป็นโรคที่เกิดจากความผิดปกติทางสมองที่ซึ่งกลุ่มของเซลล์ประสาทหรือนิวรอน (neuron) ในสมองบางครั้งส่งสัญญาณอย่างผิดปกติ โดยปกตินิวรอนจะสร้างสัญญาณเคมีไฟฟ้ากระตุ้นที่ส่งผลถึงนิวรอนอื่นๆ, ต่อมาต่างๆ, และกล่อมเนื้อเพื่อสร้างความคิด, ความรู้สึก, และการกระทำของมนุษย์ ในโรคลมชักรูปแบบปกติของการกระทำและกิจกรรมของนิวรอนถูกรบกวนทำให้ผู้ป่วยเกิดความรู้สึก, อารมณ์, และพฤติกรรมที่แปลกแตกต่างออกไป หรือบางครั้งอาจจะหมดสติ ในระหว่างการชัก (seizure) นิวรอนอาจจะส่งสัญญาณมากถึง 500 ครั้งต่อวินาทีซึ่งมากกว่าในช่วงปกติมาก ในบางคนการชักอาจจะเกิดขึ้นเพียงแค่ครั้งคราว แต่สำหรับบางคนการชักอาจจะเกิดขึ้นนับร้อยครั้งต่อวัน โรคลมชักไม่ใช่โรคติดต่อ และไม่ใช่โรคที่เกิดจากความเจ็บป่วยหรือความผิดปกติทางจิต บางครั้งการชักส่งผลให้เกิดความเสียหายและการกระทบกระเทือนต่อสมองได้ถ้าหากการชักนั้นรุนแรง แต่อย่างไรก็ตามการชักส่วนใหญ่ดูเหมือนว่าจะไม่ส่งผลให้เกิดความเสียหายแก่สมอง การเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นนั้นส่วนใหญ่จะเพียงเบาบาง และมักจะไม่ใช่ชัดเจนว่าการเปลี่ยนแปลงเหล่านั้นเกิดขึ้นเนื่องจากการชักหรือความผิดปกติที่ก่อให้เกิดการชัก

ในประเทศสหรัฐอเมริกา มีจำนวนมากกว่า 2 ล้านคน หรือประมาณ 1 ใน 100 ของประชากรที่ถูกวินิจฉัยว่าเป็นโรคลมชักหรือเคยมีประสบการณ์การชัก ประมาณร้อยละ 80 ของผู้ที่ถูกวินิจฉัยว่าเป็นโรคลมชัก การชักสามารถถูกควบคุมได้ด้วยยาที่ทันสมัยและด้วยวิธีการผ่าตัด แต่อย่างไรก็ตาม ประมาณร้อยละ 25-30 ของผู้ที่เป็นโรคลมชัก จะยังคงมีอาการชักต่อไปถึงแม้ว่าจะได้รับการบำบัดรักษาที่ดีที่สุดแล้ว แพทย์เรียกสถานะการณ์เช่นนี้ว่า intractable epilepsy โรคลมชักเป็นความผิดปกติที่สามารถเกิดขึ้นได้จากหลายสาเหตุ ซึ่งอาจจะเป็นอะไรก็ได้ที่สามารถส่งผลให้เกิดการรบกวนรูปแบบปกติของการกระทำและกิจกรรมของนิวรอน ตั้งแต่ความเจ็บป่วยไปจนถึงการกระทบกระเทือนทางสมอง แม้กระทั่งพัฒนาการทางสมองที่ผิดปกติ สามารถก่อให้เกิดการชักได้ โรคลมชักอาจจะเกิดขึ้นจากความผิดปกติในการเชื่อมต่อเส้นประสาทในสมองหรือความไม่สมดุลของสารเคมีสำหรับส่งสัญญาณในเซลล์ประสาท

ประเภทของการชักสามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภทหลัก คือ focal seizure และ generalized seizure แต่อย่างไรก็ตามยังคงมีประเภทย่อยของการชักอีกมากมายในแต่ละประเภทหลักนี้ โดยแพทย์ได้บรรยายถึงประเภทต่างๆ ของการชักไว้มากกว่า 30 ประเภท การชักประเภท focal seizure นั้นจะเกิดขึ้นเพียงแค่ส่วนใดส่วนหนึ่งของสมอง ประมาณร้อยละ 60 ของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักเป็น focal seizure การชักประเภทนี้นิยมที่จะถูก

กล่าวถึงโดยบริเวณของสมองที่ซึ่งการชักนั้นกำเริบขึ้น การชักประเภท generalized seizure เป็นผลของการกระทำและกิจกรรมที่ผิดปกติของนิวรอนจากทั้งสองข้างของสมอง การชักประเภทนี้อาจจะก่อให้เกิดการหมดสติ, ล้ม, หรือการชักกระตุกของกล้ามเนื้ออย่างรุนแรง ในทำนองเดียวกันโรคลมชักก็สามารถแบ่งออกเป็นหลายประเภท ประเภทหลักๆ ของโรคลมชัก คือ absence epilepsy, temporal lobe epilepsy, neocortical epilepsy

สำหรับการวินิจฉัยโรคลมชักได้มีการพัฒนาวิธีการตรวจสอบจำนวนมากเพื่อพิจารณาและวินิจฉัยว่าบุคคลคนนั้นเป็นโรคลมชักหรือไม่ ถ้าเป็นแล้วบุคคลคนนั้นมีการชักประเภทใด วิธีการต่างๆ ที่นิยมนำมาใช้ในการตรวจสอบและวินิจฉัยโรคลมชัก คือ การตรวจวัดสัญญาณคลื่นสมอง, การสแกนสมอง, ประวัติทางการแพทย์, การตรวจเลือด, การตรวจสอบทางพัฒนาการ ประสาทวิทยา และทางพฤติกรรม การตรวจวัดสัญญาณคลื่นสมอง (electroencephalogram, EEG) เป็นวิธีการตรวจสอบและวินิจฉัยที่นิยมใช้มากที่สุดสำหรับโรคลมชัก และการตรวจวัดสัญญาณคลื่นสมองสามารถตรวจหาและบ่งบอกถึงความผิดปกติของกิจกรรมหรือพฤติกรรมของสัญญาณไฟฟ้าในสมองได้ ผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชั้มักจะมีการเปลี่ยนแปลงของรูปแบบปกติของสัญญาณคลื่นสมอง ถึงแม้ว่าจะไม่ใช่ช่วงที่มีการชัก การเฝ้าระวังโดยใช้ภาพวิดีโอที่คนนั้นมักจะถูกนำมาใช้ร่วมกับการตรวจวัดสัญญาณคลื่นสมองเพื่อพิจารณาถึงลักษณะของการชักของผู้ป่วย อีกวิธีหนึ่งที่มีความสำคัญที่สุดในการวินิจฉัยโรคลมชักคือการใช้การสแกนสมอง เทคนิคการสแกนสมองที่นิยมใช้

ประกอบด้วย computed tomography (CT), positron emission tomography (PET), magnetic resonance imaging (MRI) ในบางกรณี แพทย์อาจจะใช้วิธีการสแกนสมองที่เรียกว่า magnetoencephalogram (MEG) วิธี MEG นี้ตรวจวัดสัญญาณคลื่นแม่เหล็กที่ซึ่งสร้างขึ้นโดยนิวรอน และยอมให้แพทย์สามารถที่จะตรวจวัดพฤติกรรมและกิจกรรมของสมองที่จุดต่างๆ ในสมอง ณ ช่วงเวลาต่างๆ ได้ และแสดงให้เห็นถึงการทำงานที่แตกต่างกันของสมอง ในขณะที่ MEG มีหลักการคล้ายคลึงกับสัญญาณคลื่นสมอง (EEG), MEG ไม่ต้องการขั้วอิเล็กโทรด และสามารถตรวจวัดสัญญาณจากบริเวณที่ลึกลงไปในสมองได้

ในการบำบัดรักษาผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักนั้น การวินิจฉัยที่แม่นยำถึงประเภทของโรคลมชักของผู้ป่วยนั้นมีความสำคัญอย่างยิ่งต่อการพิจารณาหาวิธีการบำบัดรักษาที่ได้ผลและมีประสิทธิภาพ มีอยู่หลายวิธีสำหรับการบำบัดผู้ป่วยโรคลมชัก เมื่อเร็วๆ นี้ วิธีการบำบัดต่างๆ สามารถควบคุมการชักได้บ้าง ประมาณร้อยละ 80 ของผู้ป่วยโรคลมชัก แต่อย่างไรก็ตามอีกร้อยละ 20 หรือประมาณ 600,000 คนที่ป่วยเป็นโรคลมชักในประเทศสหรัฐอเมริกาที่มีการชักเกิดขึ้นซ้ำหรือยากที่จะรักษา และอีก 400,000 คนรู้สึกว่าคุณเองไม่ได้รับการบรรเทาอย่างเพียงพอจากวิธีการบำบัดรักษาที่มีอยู่ จากสถิตินี้แสดงให้เห็นอย่างชัดเจนว่าวิธีการบำบัดรักษาที่มีประสิทธิผลและประสิทธิภาพมากขึ้นนั้นมีความจำเป็นอย่างยิ่ง จนถึงปัจจุบันนี้วิธีการที่นิยมมากที่สุดสำหรับบำบัดโรคลมชักคือการใช้ยากันชัก (antiepileptic drugs) สำหรับผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักส่วนใหญ่ อาการชักสามารถถูกควบคุม

ได้ด้วยยาเพียงชนิดเดียวที่ปริมาณพอเหมาะ การใช้ยาร่วมกันหลายชนิดมักจะขยายผลของอาการข้างเคียง เช่น อาการเมื่อยล้าและลดความเจริญอาหาร ดังนั้นแพทย์ส่วนใหญ่จะสั่งยาเพียงแค่ชนิดเดียวเมื่อไรก็ตามที่เป็นไปได้

เมื่ออาการชักไม่สามารถถูกควบคุมได้อย่างเพียงพอด้วยยากันชัก แพทย์อาจจะแนะนำให้ผู้ป่วยทำการประเมินและวินิจฉัยสำหรับการผ่าตัด เพื่อตัดสินใจว่าผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักนั้นจะได้รับผลประโยชน์จากการผ่าตัดหรือไม่นั้น แพทย์จะพิจารณาประเภทของการชักของผู้ป่วย นอกจากนี้แพทย์ยังจะต้องคำนึงถึงบริเวณของสมองที่เกี่ยวข้องในการผ่าตัดว่ามีความสำคัญอย่างไรกับพฤติกรรมและการใช้ชีวิตประจำวัน ศัลยแพทย์มักจะหลีกเลี่ยงการผ่าตัดในบริเวณของสมองที่มีส่วนสำคัญสำหรับการพูด, ภาษา, การฟัง, หรือความสามารถที่สำคัญอื่นๆ แพทย์อาจจะตรวจสอบโดยใช้ WADA test เพื่อหาบริเวณของสมองที่ควบคุมการพูดและความจำ แพทย์มักจะเผื่อระวังและตรวจสอบผู้ป่วยอย่างละเอียดถี่ถ้วนก่อนที่จะทำการผ่าตัดเพื่อที่จะวินิจฉัยตำแหน่งในสมองที่เป็นจุดกำเนิดของการชัก นอกจากการตรวจวัดสัญญาณคลื่นสมองจากภายนอกโดยใช้ขั้วอิเล็กโทรดที่บริเวณหนังศีรษะแล้ว แพทย์อาจจะทำการตรวจวัดสัญญาณคลื่นสมองโดยฝังขั้วอิเล็กโทรดไว้บนเปลือกสมองเพื่อตรวจวัดพฤติกรรมและกิจกรรมของสัญญาณไฟฟ้าของสมอง ซึ่งการตรวจวัดเช่นนี้จะให้ข้อมูลที่ดีกว่า

จากการประชุม 1990 National Institutes of Health Consensus Conference on Surgery for Epilepsy ของประเทศสหรัฐอเมริกาได้สรุปออกมาว่ามีประเภทใหญ่ๆ ของโรคลมชักอยู่ 3 ประเภทที่สามารถบำบัดอย่างประสบความสำเร็จได้โดยใช้วิธีการผ่าตัด ซึ่งประกอบด้วย focal seizures, การชักที่มีอาการเริ่มต้นเช่นเดียวกับ focal seizure ก่อนที่จะขยายวงกว้างออกไปสู่บริเวณอื่นของสมอง, และ unilateral multifocal epilepsy with infantile hemiplegia โดยส่วนใหญ่แล้วแพทย์จะแนะนำให้ผ่าตัดหลังจากผู้ป่วยได้ทดลองยาชนิดต่างๆ ไปแล้วสองสามชนิดแล้วไม่ประสบความสำเร็จ จากผลการศึกษาพบว่าการบำบัดรักษาผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักโดยใช้วิธีการผ่าตัดนั้นประสบความสำเร็จมากกว่า โดยที่ผู้ป่วยโรคลมชักนั้นปราศจากการชักอีกหลังจากการผ่าตัดสูงกว่าการใช้ยากันชัก ประเภทของการผ่าตัดสำหรับโรคลมชักที่นิยมที่สุดเป็นการผ่าตัดเพื่อตัดบริเวณจุดกำเนิดหรือจุดศูนย์กลางของการชัก (seizure focus) การผ่าตัดประเภทนี้ ซึ่งแพทย์อาจจะเรียกว่า lobectomy หรือ lesionectomy เหมาะเพียงสำหรับ focal seizure ที่มีจุดกำเนิดจากบริเวณใดบริเวณหนึ่งของสมอง

ผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักส่วนใหญ่จะต้องใช้ชีวิตที่แตกต่างจากชีวิตของคนปกติ สภาวะของโรคลมชักสามารถและส่งผลกระทบต่อการใช้ชีวิตประจำวันต่อผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชัก, ครอบครัวของผู้ป่วย, และเพื่อนๆ ผู้ป่วยที่มีอาการชักอย่างรุนแรงที่ต่อต้านการบำบัดรักษาต่างๆ โดยเฉลี่ยมักจะมีช่วงชีวิตที่สั้นกว่าคนปกติ และมีความเสี่ยงเพิ่มมากขึ้นต่อการสูญเสียความจำ โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อการชักเริ่มมาตั้งแต่ครั้งยังเป็นเด็ก มันเป็น

เรื่องธรรมดาสำหรับผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักโดยเฉพาะสำหรับเด็กที่จะมีปัญหาทางพฤติกรรมและทางจิต บางครั้งปัญหาเหล่านี้สามารถก่อให้เกิดความอับอายหรือความไม่พอใจซึ่งเกี่ยวข้องกับอาการของโรคลมชัก ปัญหาอื่นๆ อาจเกิดมาจากการถูกรังแก, การถูกหยอกล้อ, หรือการถูกแบ่งแยกในโรงเรียนหรือในสภาวะทางสังคมอื่นๆ ผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักมีความเสี่ยงเพิ่มมากขึ้นต่อการเป็นคนที่ภาคภูมิใจตนเองต่ำ, การเป็นโรคซึมเศร้า, และการฆ่าตัวตาย ความเสี่ยงต่อการชักของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักทำให้จำกัดความเป็นอิสระและการพึ่งตนเอง เช่น การขับรถ ในหลายๆ รัฐและ District of Columbia ของประเทศสหรัฐอเมริกา มีกฎหมายที่จะไม่ออกใบขับขี่ให้กับผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชัก นอกเสียจากว่าจะมีเอกสารแสดงให้เห็นว่าผู้ป่วยโรคลมชักนั้นได้ปราศจากการชักมาเป็นระยะเวลาหนึ่ง นอกจากนี้แล้วความเสี่ยงต่อการชักของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักยังจำกัดกิจกรรมสันทนาการหรือพักผ่อนหย่อนใจของผู้ป่วยอีกด้วย สำหรับผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักมีสภาวะที่เสี่ยงและคุกคามต่อชีวิตของผู้ป่วยได้อยู่ 2 สภาวะคือ epilepticus และ sudden unexplained death สภาวะ epilepticus เป็นสภาวะที่เสี่ยงและคุกคามต่อชีวิตที่ซึ่งผู้ป่วยมีอาการชักยาวนานผิดปกติหรือไม่ได้กลับฟื้นคืนสติอย่างสมบูรณ์ระหว่างการชักที่ต่อเนื่องกัน สภาวะ epilepticus มีผลกระทบต่อประมาณ 195,000 คนในแต่ละปีในประเทศสหรัฐอเมริกา และส่งผลให้ผู้ป่วยเสียชีวิตจำนวน 42,000 คน เนื่องจากสาเหตุที่ยังคงไม่เป็นที่เข้าใจอย่างสมบูรณ์ ผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักมีความเสี่ยงที่เพิ่มมากขึ้นต่อการเสียชีวิตโดยฉับพลันโดยไม่ทราบสาเหตุ สภาวะนี้เรียกว่า sudden unexplained death ถึงแม้ว่าสภาวะ sudden unexplained death นี้สามารถเกิดขึ้นกับคนทั่วไปที่ไม่ได้เป็นโรคลมชักด้วยเช่นกัน แต่ความเสี่ยงของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักต่อสภาวะ sudden unexplained death มากกว่าประมาณสองเท่า

ถึงแม้ว่าจะมีการศึกษาวิจัยที่เกี่ยวข้องกับโรคลมชักจำนวนมากซึ่งนำไปสู่ความก้าวหน้าในความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับโรคลมชักและการบำบัดรักษาสำหรับโรคลมชัก ยังคงมีคำถามอีกจำนวนมากที่ยังไม่ได้รับการตอบ ทำให้การศึกษาวินิจฉัยที่เกี่ยวข้องกับโรคลมชักยังคงจะต้องดำเนินต่อไป ไม่ว่าจะเป็นทั้งคำถามเกี่ยวกับการชักนั้นเกิดขึ้นได้อย่างไร, ทำไมการชักจึงเกิดขึ้น, เราจะป้องกันและบำบัดการชักได้อย่างไร, และอาการต่างๆ ของโรคลมชักนั้นมีผลกระทบต่อพฤติกรรมและกิจกรรมของสมองและพัฒนาการทางสมองอย่างไร

โรคลมชักเป็นความผิดปกติทางสมองที่พบบ่อยมากทั่วโลก รวมถึงในประเทศไทย สำหรับในประเทศไทยโรคลมชักเป็นโรคที่ถูกสังคมมองข้ามมานาน โดยมีทัศนคติที่ผิดว่าผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักเป็นผู้ที่พิการไม่สมประกอบ ภายในประเทศไทยได้มีการพัฒนาเกี่ยวกับโรคลมชักรวมถึงการสร้างความรู้ความเข้าใจที่ถูกต้องเกี่ยวกับโรคลมชัก, การดูแลและบำบัดรักษาผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชัก โดยจะเห็นได้จากการที่มีการก่อตั้งสมาคม, มูลนิธิ, และศูนย์การแพทย์ต่างๆ ที่ทำหน้าที่ดูแล บำบัดและรักษาผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักอย่างครบวงจร

โดยได้มีคณะแพทย์ผู้เชี่ยวชาญที่ได้รับการศึกษาและฝึกอบรมด้านโรคลมชักโดยตรงจากต่างประเทศ ดังนั้นจึงได้มีการนำวิทยาการและวิธีการบำบัดรักษาที่ทันสมัยเทียบเท่ากับต่างประเทศมาใช้ในการบำบัดรักษาผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักภายในประเทศ แต่ไม่ว่าจะอยู่ในประเทศใด ไม่ว่าจะเป็นประเทศที่พัฒนาแล้วและถึงแม้ว่าประชากรส่วนใหญ่ในประเทศนั้นมีความรู้ชีวิตที่ดีอย่างไรก็ตาม จะเห็นได้ว่าผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักจะมีข้อจำกัดในการใช้ชีวิตประจำวัน มีรูปแบบการใช้ชีวิตที่แตกต่างจากคนปกติทั่วไป ซึ่งนอกจากตัวผู้ป่วยเองแล้วยังมีผลกระทบต่อครอบครัว คนรอบข้าง เพื่อน และสังคม ซึ่งทำให้มีคุณภาพชีวิตที่ไม่ดี นอกจากนี้แล้วการป่วยเป็นโรคลมชักมีผลกระทบต่อผู้ป่วยทางจิตใจด้วย โดยที่ส่งผลให้มีความเสี่ยงต่อการมีปัญหาทางพฤติกรรมและทางจิต และการป่วยเป็นโรคลมชักนั้นยังมีความเสี่ยงที่เพิ่มมากขึ้นต่อการเสียชีวิต

ถึงแม้ว่าในปัจจุบันได้มีความก้าวหน้าในการพัฒนายาสำหรับควบคุมการเกิดการชักที่ใช้ได้อย่างมีประสิทธิภาพ แต่ยาสำหรับควบคุมการเกิดการชักเหล่านั้นยังคงไม่สามารถควบคุมได้โดยสมบูรณ์และยังคงมีผู้ป่วยอีกจำนวนมากที่ยาต่างๆ ไม่สามารถควบคุมการเกิดการชักได้ สำหรับการบำบัดรักษาโรคลมชักโดยใช้วิธีการผ่าตัดนั้น จากผลการศึกษาวิจัยจำนวนมากรายงานถึงความสำเร็จในการบำบัดรักษาโรคลมชัก โดยมีอัตราในการหายขาดจากอาการชักของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักภายหลังจากการผ่าตัดสูงมาก แต่อย่างไรก็ตามการวินิจฉัยถึงประเภทของโรคลมชัก และจุดกำเนิดหรือจุดศูนย์กลางของการชักที่แม่นยำนั้นมีความสำคัญอย่างยิ่งในการบำบัดรักษาโรคลมชัก วิธีการและเครื่องมือทางการคำนวณสำหรับตรวจหาจุดกำเนิดของการชักหรือบริเวณที่เกี่ยวข้องกับการเกิดการชักที่มีความถูกต้องและแม่นยำสูงนั้นจึงมีบทบาทที่สำคัญอย่างยิ่งเพื่อช่วยให้การบำบัดรักษาโรคลมชักด้วยการผ่าตัดมีอัตราในการหายขาดจากอาการชักของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักเพิ่มมากขึ้น

วิธีการตรวจสอบที่เป็นเครื่องมือที่สำคัญในการประเมินและวินิจฉัยโรคลมชักที่นิยมใช้ประกอบด้วยการตรวจวัดสัญญาณคลื่นสมองประกอบภาพวีดิทัศน์ ข้อดีหลักของการตรวจวัดสัญญาณคลื่นสมอง คือ สามารถทำการตรวจวัดและประเมินผลได้อย่างต่อเนื่อง, สามารถทำการตรวจวัดอย่างต่อเนื่องได้เป็นระยะเวลานาน, สามารถทำการวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณคลื่นสมอง ณ เวลาจริง (real-time analysis) เพื่อประเมินและวินิจฉัยโรคลมชัก, และค่าใช้จ่ายในการตรวจวัดสัญญาณคลื่นสมองไม่สูง นอกจากสัญญาณคลื่นสมองสามารถทำการตรวจวัดและประเมินผลได้อย่างต่อเนื่องแล้ว เครื่องมือและอุปกรณ์สำหรับตรวจวัดและบันทึกผลสัญญาณคลื่นสมองนั้นสามารถถูกสร้างให้มีขนาดเล็กกระทัดรัด เป็นเครื่องมือตรวจวัดแบบพกพาได้ ดังนั้นจึงส่งผลให้การตรวจวัดสัญญาณคลื่นสมองนอกจากจะใช้การประเมินและวินิจฉัยทางคลินิกแล้ว การตรวจวัดสัญญาณคลื่นสมองถูกนำไปประยุกต์เพื่อใช้ในการตรวจหาการชักล่วงหน้า หรือการคาดการณ์หรือทำนายการ

เกิดการชัก ซึ่งทำให้สามารถผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักสามารถทราบล่วงหน้าได้ว่าจะเกิดการชักขึ้นและสามารถที่จะป้องกันการชักได้

จากการตรวจวัดสัญญาณคลื่นสมองที่บันทึกมาจากผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชัก แพทย์จะพิจารณาและประเมินข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองโดยตรวจหาการชักของผู้ป่วย แล้วแพทย์จึงจะตรวจสอบถึงคุณลักษณะของสัญญาณคลื่นสมองของช่องสัญญาณต่างๆ ทั้งก่อนการชัก (pre-ictal), ช่วงขณะมีการชัก (ictal), และหลังการชัก (post-ictal) รวมไปถึงจนถึงคุณลักษณะของสัญญาณคลื่นสมองในช่วงระหว่างการชัก (inter-ictal) ซึ่งห่างจากช่วงที่มีการชัก เพื่อวินิจฉัยผู้ป่วยนี้เป็นผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักประเภทใด การตรวจหาการชักของผู้ป่วยจากข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองจึงถือว่าเป็นขั้นตอนเบื้องต้นและขั้นตอนที่สำคัญที่สุดขั้นตอนหนึ่งสำหรับการตรวจสอบและวินิจฉัยโรคลมชัก นอกจากคุณลักษณะของข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักขณะก่อนการชัก, ระหว่างการชัก, และหลังการชัก และระหว่างการชักแล้ว ข้อมูลอื่นๆ ที่จะได้จากการพิจารณาและประเมินข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองโดยการตรวจหาการชักนั้นก็จะถูกนำมาใช้ในการตรวจสอบและวินิจฉัยถึงคุณลักษณะของโรคลมชักสำหรับผู้ป่วยแต่ละราย โดยข้อมูลอื่นๆ ดังกล่าวที่มีความสำคัญในการตรวจสอบและวินิจฉัยโรคลมชัก ประกอบด้วยความถี่ของการเกิดการชักหรือจำนวนครั้งของการชักในระหว่างช่วงการประเมินและตรวจสอบ, ความยาวของการชักในแต่ละครั้ง, ระยะห่างระหว่างการชัก, จุดกำเนิดของการชักหรือบริเวณที่เกี่ยวข้องกับการเกิดของการชักซึ่งได้มาจากตำแหน่งของขั้วอิเล็กโทรดที่ใช้ตรวจวัดสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้อง

นอกจากนี้แล้วพฤติกรรมและกิจกรรมของสมองในช่วงสภาวะต่างๆ นั้นก็มีความสำคัญอย่างยิ่งในการประเมินและวินิจฉัยโรคลมชัก ซึ่งข้อมูลเหล่านี้ก็สามารถได้มาจากการตรวจสอบและวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมอง โดยคุณลักษณะและคุณสมบัติของสัญญาณคลื่นสมองที่สภาวะต่างๆ รวมทั้งสภาวะทางกายภาพและสภาวะทางพยาธิวิทยา นั้นจะถูกพิจารณาและตรวจสอบโดยใช้วิธีการและเครื่องมือทางการคำนวณต่างๆ ที่อาศัยหลักการและทฤษฎีต่างๆ มาใช้อธิบายถึงปรากฏการณ์ต่างๆ ที่เกิดขึ้นภายในสมองจากสัญญาณคลื่นสมอง ซึ่งการเปลี่ยนแปลงและความแตกต่างของคุณลักษณะและคุณสมบัติของสัญญาณคลื่นสมองที่จะเห็นได้จากการตรวจสอบและวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมองโดยใช้วิธีการและเครื่องมือทางการคำนวณต่างๆ นั้นถูกนำมาเปรียบเทียบ และหาความสัมพันธ์และความสอดคล้องกับสภาวะต่างๆ ข้อมูลที่ได้นี้สามารถนำมาใช้เพื่อค้นหาคำตอบสำหรับคำถามเกี่ยวกับการเกิดขึ้นของการชัก ความผิดปกติของสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชัก โดยอยู่บนพื้นฐานของการเปลี่ยนแปลงและความแตกต่างของคุณลักษณะและคุณสมบัติของสัญญาณคลื่นสมองซึ่งได้มาจากการนำวิธีการและเครื่องมือทางการคำนวณที่อาศัยหลักการและทฤษฎีต่างๆ มาประยุกต์ใช้

ในปัจจุบันในหลายๆ ประเทศโดยเฉพาะในกลุ่มประเทศที่พัฒนาแล้วได้มีการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับโรคลมชักอย่างครบวงจรกันอย่างคร่ำเคร่ง เพื่อที่จะค้นหาคำตอบสำหรับ

คำถามต่างๆ ที่ยังคงไม่สามารถตอบได้ การศึกษาวิจัยเกี่ยวกับโรคลมชักนี้มีความจำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องทำการศึกษาในกลุ่มตัวอย่างขนาดใหญ่ เนื่องจากว่าคุณลักษณะและอาการของโรคลมชักสำหรับผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักแต่ละรายนั้นมีคุณลักษณะเฉพาะและแตกต่างกันออกไป ด้วยเหตุนี้จึงส่งผลให้ข้อมูลที่ได้จากการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับโรคลมชักมีปริมาณมากตามไปด้วย ซึ่งรวมถึงข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง วิธีการและเครื่องมือทางการคำนวณสำหรับตรวจหาการชักอัตโนมัติจากข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองที่มีความถูกต้องและแม่นยำสูง และมีความรวดเร็วจึงมีความสำคัญมากยิ่งขึ้นเรื่อยเมื่อปริมาณของข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักเพิ่มมากขึ้นเรื่อยๆ เมื่อไม่สามารถที่จะมีแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญคอยเฝ้าดูและตรวจสอบสัญญาณคลื่นสมอง ณ เวลาจริงอยู่ตลอดเวลาที่ทำการศึกษา ประเมินและวินิจฉัยโรคลมชักได้ ข้อจำกัดหลักๆ ที่ทำให้เครื่องมือสำหรับตรวจหาการชักอัตโนมัติจากข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองมีดังนี้ จำนวนแพทย์และผู้เชี่ยวชาญทางด้านโรคลมชัก และระยะเวลาที่แพทย์และผู้เชี่ยวชาญสามารถจะทำการประเมินและวินิจฉัยข้อมูล ข้อจำกัดหลักๆ ดังกล่าวนี้อาจจะส่งผลให้การตรวจหาการชักจากข้อมูลขนาดใหญ่จำนวนมากโดยแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญนั้นเป็นสิ่งที่ไม่เหมาะสมหรือเป็นไปได้ในทางปฏิบัติ ซึ่งถ้าหากจะตรวจสอบและพิจารณาข้อมูลทั้งหมดให้เสร็จสิ้นก็อาจจะส่งผลให้เกิดความไม่ละเอียดถี่ถ้วนในการตรวจสอบและทำให้เกิดความผิดพลาดขึ้นได้ ซึ่งได้มีผลการศึกษารายงานถึงการตรวจพบการชักที่ไม่ได้รับการระบุจากแพทย์และผู้เชี่ยวชาญ ทั้งนี้ความเชี่ยวชาญของแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญมีความสำคัญอย่างยิ่งต่อการประเมินและวินิจฉัยโรคลมชัก มาตรฐานของการประเมินและวินิจฉัยก็มีผลเช่นเดียวกัน เพราะความแตกต่างระหว่างแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญแต่ละท่านอาจจะตีความและประเมินผลแตกต่างกัน แต่วิธีการและเครื่องมือทางการคำนวณนั้นจะทำให้การตรวจหาการชักจากข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักอย่างมีระบบและอยู่บนมาตรฐานเดียวกันเสมอ

1.2 วัตถุประสงค์

- 1) เพื่อศึกษาเกี่ยวกับคุณลักษณะต่างๆ ของสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักในสภาวะต่างๆ ของสมองทั้งทางกายภาพและทางพยาธิวิทยา ซึ่งทั้งนี้รวมถึงสภาวะต่างๆ ของการชัก คือ ทั้งก่อนการชัก (pre-ictal), ช่วงขณะมีการชัก (ictal), หลังการชัก (post-ictal), และระหว่างการชัก (inter-ictal) ซึ่งห่างจากช่วงที่มีการชัก
- 2) เพื่อศึกษากลไกการทำงานและพฤติกรรมของสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักในสภาวะต่างๆ ของสมองโดยใช้สัญญาณคลื่นสมอง
- 3) เพื่อพัฒนาและสร้างวิธีการและเครื่องมือทางการคำนวณใหม่สำหรับตรวจหาการชักของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักอัตโนมัติ และตรวจหาจุดกำเนิดของการชักหรือบริเวณที่เกี่ยวข้องกับการเกิดการชักจากข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชัก

- 4) เพื่อพัฒนาและสร้างวิธีการและเครื่องมือทางการคำนวณใหม่สำหรับช่วยแพทย์และผู้เชี่ยวชาญในการประเมินและวินิจฉัยโรคลมชัก เพื่อวางแผนและตัดสินใจก่อนการบำบัดรักษาผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักโดยวิธีการผ่าตัด

1.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การตรวจหาการชักอัตโนมัติและการตรวจหาจุดกำเนิดของการชักหรือบริเวณที่เกี่ยวข้องกับการเกิดการชักจากสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักเป็นเครื่องมือที่สำคัญอย่างยิ่งสำหรับการประเมินและวินิจฉัยโรคลมชัก ซึ่งการศึกษา วิจัยและพัฒนาเครื่องมือสำหรับตรวจหาการชักอัตโนมัติจากสัญญาณคลื่นสมองนั้นได้เริ่มต้นมาตั้งแต่ในช่วงปีทศวรรษ 1970 [2] วิธีการและเครื่องมือทางการคำนวณที่อาศัยหลักการและทฤษฎีต่างๆ ของระบบเชิงเส้นและระบบแบบไม่เป็นเชิงเส้น รวมถึงระบบที่ซับซ้อนได้ถูกนำไปประยุกต์ใช้อย่างหลากหลายในการตรวจหาการชักอัตโนมัติจากสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชัก [3] ซึ่งรวมถึง correlation dimension, correlation density, phase synchronization, dissimilarity measures, similarity index, dynamical entrainment, accumulated energy, Kolmogorov entropy, synchronization correlation, wavelet analysis เมื่อเร็วๆ นี้ได้มีวิธีการและเครื่องมือทางการคำนวณที่มีความซับซ้อนมากยิ่งขึ้นอีกจำนวนมากที่ถูกนำเสนอและถูกนำมาประยุกต์ใช้ ซึ่งให้ผลการตรวจหาการชักที่มีประสิทธิภาพสูงขึ้น และมีความถูกต้องและแม่นยำเพิ่มมากขึ้น [4] เช่นเดียวกันวิธีการและเครื่องมือทางการคำนวณที่อาศัยหลักการและทฤษฎีต่างๆ ก็ได้ถูกนำไปประยุกต์ใช้ในการตรวจหาจุดกำเนิดของการชักหรือบริเวณที่เกี่ยวข้องกับการเกิดการชัก นอกจากนี้แล้ววิธีการและเครื่องมือทางการคำนวณที่อาศัยหลักการและทฤษฎีต่างๆ เหล่านี้ได้ถูกนำมาใช้เพื่ออธิบายถึงพฤติกรรมของสมองและปรากฏการณ์ต่างๆ ที่เกิดขึ้นภายในสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักจากสัญญาณคลื่นสมอง

เมื่อไม่นานมานี้ได้มีการนำการศึกษาวิจัยในหัวข้อการสั่นแบบความถี่สูง (high-frequency oscillation, HFO) ซึ่งเป็นหัวข้อที่ได้รับความสนใจและกำลังอยู่ระหว่างการตรวจสอบและการศึกษาวิจัยอย่างแพร่หลายในสาขาประสาทวิทยาซึ่งรวมถึงความจำและการจดจำ และการนอนหลับ มาประยุกต์ใช้ในการศึกษาเกี่ยวกับโรคลมชัก ในปัจจุบันการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับคุณลักษณะและพฤติกรรมของการสั่นแบบความถี่สูงกำลังได้รับความสนใจเป็นอย่างมากและได้รับความนิยมอย่างสูงซึ่งได้ถูกนำไปประยุกต์ใช้ในการศึกษาวิจัยโรคลมชัก โดยปกติแล้วการสั่นแบบความถี่สูงนี้หมายถึงการสั่นที่มีความถี่สูงกว่า 30 Hz การสั่นแบบความถี่สูงมีความเชื่อมโยงกับกระบวนการทางประสาทโดยธรรมชาติอย่างมาก ตัวอย่างเช่น ช่วงความถี่ 40-60 Hz มีความสัมพันธ์กับกระบวนการเรียนรู้และความจำ, ช่วงความถี่ 100-200 Hz มีความสัมพันธ์กับการประสาทความจำ, และช่วงความถี่ 600 Hz มีความสัมพันธ์กับประสาทสัมผัสการรับรู้การกระตุ้นจากผิวหนังหรืออวัยวะภายใน [5]

ในการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับการสั่นแบบความถี่สูงในโรคลมชักนี้ ได้มีผลการศึกษาวิจัยจำนวนมากที่รายงานถึงการค้นพบหลักฐานและความสัมพันธ์ระหว่างการสั่นแบบความถี่สูงกับการชักในผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชัก จากการศึกษาวิจัยเมื่อเร็วๆ นี้ได้รายงานถึงความเชื่อมโยงระหว่างคุณลักษณะการสั่นแบบความถี่สูงกับการกำเนิดและการแพร่กระจายของการชัก และการหาตำแหน่งหรือบริเวณของสมองที่เกี่ยวข้องหรือมีอิทธิพลของการชัก ใน [6] ได้มีการศึกษาสัญญาณคลื่นสมองที่ช่วงความถี่ 80-500 Hz และรายงานถึงการค้นพบของการสั่นแบบความถี่สูงว่ามีอยู่จริง โดยการสั่นแบบความถี่สูงนี้ถูกเรียกว่า fast ripple ซึ่งมีความสัมพันธ์อย่างชัดเจนกับบริเวณที่เป็นจุดกำเนิดของการชัก ในทำนองเดียวกันได้มีการค้นพบการสั่นที่ช่วงความถี่ 60-100 Hz ซึ่งถูกเรียกว่า high-frequency epileptiform oscillation (HFEO) โดยการสั่นดังกล่าวปรากฏอยู่ในบริเวณที่เกี่ยวข้องกับการเริ่มต้นของการชัก [7] นอกจากนี้แล้วการศึกษาเกี่ยวกับการกำเนิดการชักและการสั่นแบบความถี่สูงที่ช่วงความถี่ 100-500 Hz โดยใช้สัญญาณคลื่นสมองที่บันทึกด้วย depth macroelectrode [8] ค้นพบการสั่นแบบความถี่สูงที่มีคุณลักษณะโดดเด่นที่อยู่ในบริเวณที่เป็นจุดกำเนิดของการชักและมีการแพร่กระจายของการชัก

ดังนั้นจึงเห็นได้ว่าคุณลักษณะของการสั่นแบบความถี่สูงนี้เป็นสิ่งที่น่าสนใจมากสำหรับโรคลมชัก และสามารถนำมาประยุกต์ใช้สำหรับการประเมินและวินิจฉัยถึงจุดกำเนิดหรือบริเวณที่เกี่ยวข้องกับการชักของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชัก อีกทั้งคุณลักษณะของการสั่นแบบความถี่สูงสามารถที่จะนำมาประยุกต์ใช้เป็นตัวบ่งชี้สำหรับการตรวจหาการชักล่วงหน้า (early seizure detection) หรือการคาดการณ์ว่าจะเกิดการชักได้ นอกจากนี้แล้วการสั่นแบบความถี่สูงยังสามารถนำมาใช้เพื่อป้องกันถึงปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นภายในสมองที่สภาวะต่างๆ ของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชัก รวมถึงกลไกของการกำเนิดของการชักและบริเวณที่เกี่ยวข้อง โดยทั่วไปแล้วการสั่นแบบความถี่สูงเป็นเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นในช่วงระยะเวลาสั้นๆ โดยจะเป็นสัญญาณชั่วคราวที่มีความถี่สูงซึ่งถูกรวมอยู่กับสัญญาณเบื้องหลังซึ่งเป็นสัญญาณคลื่นสมอง [6,9]

โดยปกติวิธีการสำหรับตรวจหาการชักที่มีอยู่จากการสั่นแบบความถี่สูงจะประกอบด้วย 2 ขั้นตอน คือ การประมวลผลสัญญาณเบื้องต้น และการตรวจหา [10] ในขั้นตอนการประมวลผลสัญญาณเบื้องต้น สัญญาณคลื่นสมองจะถูกป้อนเข้าสู่ spectral equalization filter เพื่อชดเชยการสูญเสียของสัญญาณจากการบันทึกสัญญาณในทางคลินิก และเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนที่ไม่ต้องการ จากนั้นแล้วสัญญาณจะถูกส่งต่อไปที่ band-pass filter เพื่อกรองสัญญาณที่ช่วงความถี่ที่ต้องการในการวิเคราะห์ขั้นต่อไป ในขั้นตอนการตรวจหา นั้น เป้าหมายคือการตรวจวัดพลังงานของสัญญาณในช่วงเวลาสั้นๆ และใช้ค่าเปรียบเทียบสำหรับตรวจหาการสั่นแบบความถี่สูง

นอกจากการสั่นแบบความถี่สูงแล้ว คุณลักษณะของสัญญาณคลื่นสมองที่มีการเปลี่ยนแปลงอย่างช้าๆ ซึ่งเรียกว่า direct-current (DC) shift หรือ slow potential เป็นอีก

หัวข้อหนึ่งที่สำคัญสำหรับการศึกษาในสาขาประสาทวิทยา เนื่องจาก DC shift หรือ slow potential ซึ่งได้มาจากการบันทึกสัญญาณคลื่นสมองโดยใช้ค่า time constant ที่ต่ำมาก ๆ [11] สะท้อนถึงการเปลี่ยนแปลงทั้งทางกายภาพและทางพยาธิวิทยาในนิวรอนกลางและ glia [12] DC shift ของสัญญาณคลื่นสมองสามารถสังเกตเห็นได้ภายใต้สภาวะต่างๆ ทั้งทางกายภาพและทางพยาธิวิทยา [13] ตัวอย่างเช่น DC shift ที่เกิดขึ้นในขณะที่กำลังทำการเรียนรู้และจดจำต่างๆ [13] รวมถึงการทดสอบความจำจากการมองและการฟัง [14] โดยทั่วไปศักย์ไฟฟ้าที่บริเวณหนังศีรษะที่เป็นลบคิดว่าสอดคล้องกับการกระตุ้นให้ทำงานของนิวรอน ในขณะที่ศักย์ไฟฟ้าที่บริเวณหนังศีรษะที่เป็นบวกคิดว่าเกิดจากการหยุดทำงานของนิวรอน [12,15,16] ในเบื้องต้นได้มีการรายงานถึงการสังเกตพบ DC shift ที่มีศักย์ไฟฟ้าเป็นลบที่บริเวณจุดกำเนิดของการชัก จากการศึกษาเมื่อเร็วๆ นี้ได้แสดงให้เห็นว่ามีการเชื่อมโยงระหว่าง DC shift ที่เกิดขึ้นที่บริเวณ hippocampus และที่บริเวณ neocortex ซึ่งการค้นพบนี้อาจจะเป็นการเปิดมุมมองใหม่สำหรับการทำนายของการเกิดการชัก [13] นอกจากนี้แล้วจากการศึกษาใน [11,17] ได้รายงานว่า DC shift เกิดขึ้นโดยมีศักย์ไฟฟ้าเป็นลบที่บริเวณผิว โดยเริ่มต้นก่อนที่จะเกิดการชัก

จากการศึกษามีหลักฐานที่แสดงให้เห็นว่าระบบทางชีวภาพต่างๆ ซึ่งรวมถึงสมองมีพฤติกรรมที่เรียกว่า scale invariance หรือ self similarity โดยที่พฤติกรรม scale invariance สะท้อนให้เห็นถึงแนวโน้มของระบบที่ซับซ้อน (complex system) พัฒนาความซับซ้อนที่ถูกจัดระเบียบทั้ง temporal long-range correlation และ spatial long-range correlation [18] ความรู้เกี่ยวกับคุณลักษณะของพฤติกรรม scale invariance สามารถนำไปสู่ความเข้าใจถึงกระบวนการทางชีวภาพในระหว่างสภาวะที่เป็นปกติหรือมีสุขภาพแข็งแรงกับสภาวะที่ผิดปกติหรือเจ็บป่วย หลักการทางคณิตศาสตร์ของ fractal นั้นเกี่ยวข้องกับวัตถุที่มีโครงสร้างหรือรูปแบบที่ไม่เป็นปกติซึ่งแสดงคุณสมบัติของ scale invariance [19,20] รูปแบบของ fractal จะประกอบด้วยโครงสร้างเป็นหน่วยย่อยๆ ที่ประกอบกันเข้าเป็นโครงสร้างของวัตถุขนาดใหญ่ขึ้น [20] ประเภทที่สำคัญของกระบวนการที่เป็น scale invariant หรือ self similar คือ $1/f$ processes [21] การแปลงเวฟเล็ตเป็นเครื่องมือทางการคำนวณที่เหมาะสมสำหรับแสดงถึงคุณลักษณะของสัญญาณที่มีคุณสมบัติ self-similar หรือ scale-invariant โดยธรรมชาติ [21]

การแปลงเวฟเล็ตเป็นเครื่องมือทางการคำนวณหนึ่งสำหรับการประมวลผลสัญญาณที่ถูกนำมาใช้อย่างแพร่หลายในการประยุกต์ใช้งานต่างๆ เป็นจำนวนมากทั้งในด้านการชีววิทยาและการแพทย์ รวมถึงการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมอง [22,23] จากการแปลงฟูเรียร์ (Fourier transform) หรือ spectral analysis ซึ่งนำเสนอสัญญาณในโดเมนความถี่เป็นเสมือนเครื่องมือทางการคำนวณหลักที่ได้ถูกนำไปประยุกต์ใช้อย่างมากมายจนถึงปัจจุบันนี้ เครื่องมือทางการคำนวณดังกล่าวก็ได้ถูกนำมาใช้ในการตรวจหาการชักจากสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชัก และได้มีการปรับการแปลงฟูเรียร์ไปสู่ short-time Fourier

transform เพื่อใช้ในการวิเคราะห์เชิงเวลา-ความถี่ (time-frequency analysis) ซึ่งมีความเหมาะสมสำหรับการวิเคราะห์สัญญาณที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา คล้ายคลึงกับ short-time Fourier transform การแปลงเวฟเล็ตเป็นเครื่องมือทางการคำนวณสำหรับการวิเคราะห์เชิงเวลา-สเกล (time-scale analysis) ซึ่งสัมพันธ์กับการวิเคราะห์เชิงเวลา-ความถี่

เวฟเล็ตได้ถูกเสนอโดย Grossman และ Morlet [24] สำหรับนำเสนอฟังก์ชันใน $L_2(\mathbb{R})$ การแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง (continuous wavelet transform) ของฟังก์ชัน $f \in L_2(\mathbb{R})$ มีนิยามดังนี้ [25]

$$Wf(a, b) = \langle f, \psi_{a,b} \rangle = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad (1)$$

เมื่อ ψ เป็นฟังก์ชันคงที่ซึ่งถูกเรียกว่า mother wavelet ฟังก์ชันเวฟเล็ต $\psi_{a,b}$ เป็นฟังก์ชันที่อยู่ในรูปของ mother wavelet ψ ที่ถูกทำให้กว้างขึ้น (dilation) และถูกเลื่อนที่ (translation) [26,27]:

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad a > 0, \quad b \in \mathbb{R} \quad (2)$$

mother wavelet ψ เป็นฟังก์ชันที่มีนิยามและถูกจัดวางเป็นอย่างดีทั้งในเชิงเวลาและเชิงความถี่ [28] สำหรับที่ค่าสเกล (scale) a มาก เวฟเล็ต $\psi_{a,b}$ จะเป็น mother wavelet ที่อยู่ในรูปแบบที่ถูกยืดออกซึ่งสอดคล้องและสัมพันธ์กับองค์ประกอบที่มีความถี่ต่ำ ในขณะที่สำหรับค่าสเกล a น้อย เวฟเล็ต $\psi_{a,b}$ จะเป็น mother wavelet ที่อยู่ในรูปแบบที่ถูกบีบอัดซึ่งสอดคล้องและสัมพันธ์กับองค์ประกอบที่มีความถี่สูง การแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องสามารถแปลงค่ากลับได้ถ้า mother wavelet ψ ทำให้เงื่อนไข admissibility เป็นจริง [29]:

$$C_\psi = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|\hat{\psi}(\omega)|^2}{|\omega|^2} d\omega < +\infty, \quad (3)$$

เมื่อ $\hat{\psi}(\omega)$ คือผลการแปลงฟูเรียร์ (Fourier transform) ของ mother wavelet เพื่อให้แน่ใจได้ว่าการอินทิกรัลของเงื่อนไข (3) เป็นจำนวนจำกัด, เราจะต้องการว่า $\hat{\psi}(0) = 0$ [29] แล้วฟังก์ชัน f สามารถที่จะถูกสร้างกลับมาได้โดย

$$f(t) = \frac{1}{C_\psi} \int_0^{+\infty} \frac{da}{a^2} \int_{-\infty}^{+\infty} Wf(a, b) \psi_{a,b}(t) db \quad (4)$$

ในกรณีที่พารามิเตอร์ dilation และ translation, a และ b , เป็นค่าไม่ต่อเนื่องซึ่งอยู่บน dyadic grid นั่นคือ $a = 2^m$ และ $b = n2^m$ เมื่อ $m, n \in \mathbb{Z}$ ดังนั้นตระกูลของเวฟเล็ตแบบ dyadic จะเป็นดังนี้ [25]

$$\psi_{m,n} = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \psi(2^{-m}t - n) \quad (5)$$

ตระกูลของเวฟเล็ตแบบ dyadic นี้สามารถถูกสร้างขึ้นโดยมีคุณสมบัติ orthonormal นั่นคือ $\langle \psi_{m,n}, \psi_{k,l} \rangle = \delta_{m,k} \delta_{n,l}$ [25] ดังนั้น การแปลงเวฟเล็ตแบบไม่ต่อเนื่อง (discrete wavelet transform) ของฟังก์ชัน f ถูกนิยามโดย

$$d_{m,n} = \langle f, \psi_{m,n} \rangle = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi^*(2^{-m}t - n) dt, \quad (6)$$

เมื่อ $d_{m,n}$ ถูกเรียกว่าค่าสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต (wavelet coefficient), และ $d_{m,n}^2$ แสดงถึงค่าประมาณของพลังงานของฟังก์ชัน f ณ ช่วงเวลา $t = 2^m n$ นอกจากนี้แล้ว เวฟเล็ต $\psi_{m,n}$ เกี่ยวข้องกับค่าสเกล 2^m หรือค่าความละเอียด (resolution) 2^{-m} จากมุมมองของการประมวลผลสัญญาณ เวฟเล็ตแบบ dyadic orthonormal wavelet นั้นก็คือ octave band filter ดังนั้นการแปลงเวฟเล็ตสามารถถูกนำเสนอว่าเป็นการกรองแบบ constant- Q [25] นอกจากนี้แล้ว การรวมบางส่วนของค่าสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต ซึ่งคือ

$\sum_{n=-\infty}^{+\infty} d_{m,n} \psi_{m,n} = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \langle f, \psi_{m,n} \rangle \psi_{m,n}$ สามารถถูกมองได้ว่าเป็นความแตกต่างระหว่างการประมาณค่าของฟังก์ชัน f ที่ค่าความละเอียด 2^{-m+1} และ 2^{-m} [29]

โดยทั่วไปแล้ว แบบจำลองของ $1/f$ -processes จะถูกนำเสนอโดยใช้คุณลักษณะในโดเมนความถี่ โดนามิกส์ของ $1/f$ -processes แสดงถึงพฤติกรรมของกฎการยกกำลัง (power law) และสามารถถูกแสดงคุณลักษณะในโดเมนความถี่โดย

$$S(\omega) \propto \frac{1}{|\omega|^\gamma} \quad (7)$$

ซึ่ง γ ถูกเรียกว่าค่า spectral exponent ใน [21] การแปลงเวฟเล็ตถูกนำมาประยุกต์ใช้เพื่อนำเสนอ $1/f$ -processes เนื่องจากการแปลงเวฟเล็ตเป็นเครื่องมือสำหรับแสดงถึงคุณลักษณะของสัญญาณที่มีคุณสมบัติ self-similar หรือ scale-invariant โดยธรรมชาติ การแปลงเวฟเล็ตจึงมีบทบาทที่สำคัญในการศึกษาเกี่ยวกับสัญญาณและระบบที่เป็น self-similar [21] ค่า spectral exponent γ บ่งบอกถึงการกระจายของค่ากำลังจากความถี่ต่ำไปความถี่สูงของ $1/f$ -processes การแปลงเวฟเล็ตของสัญญาณในประเภท $1/f$ -processes จะได้ว่า

$$\text{var}(d_{m,n}) = \sigma^2 2^{-\gamma m} \quad (8)$$

ดังนั้นค่า spectral exponent ของสัญญาณในประเภท $1/f$ -processes สามารถคำนวณได้โดยอยู่ในรูปของค่าความชันของกราฟของระหว่าง $\log_2(\text{var}(d_{m,n}))$ กับค่าสเกล m :

$$\gamma = \frac{\Delta \log_2(\text{var}(d_{m,n}))}{\Delta m} \quad (9)$$

1.4 ระเบียบวิธีวิจัย

ขั้นตอนที่ 1 ทบทวนและสำรวจวรรณกรรมเพิ่มเติม

ทำการศึกษาค้นคว้าเพิ่มเติมสำหรับบทความ หนังสือ หรือเอกสารต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับโรคลมชัก เทคนิคการวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณ เครื่องมือและวิธีการทางการคำนวณที่นำไปประยุกต์ใช้ในการวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณคลื่นสมองโดยเฉพาะของผู้ป่วยโรคลมชัก เพื่อเพิ่มพูนความรู้และข้อมูลเพื่อนำไปใช้ในการปรับปรุงและเปรียบเทียบวิธีการและเครื่องมือทางการคำนวณที่จะนำไปใช้ในการศึกษาวิจัย

ขั้นตอนที่ 2 ออกแบบและพัฒนา

ทำการออกแบบและพัฒนาวิธีการและเครื่องมือทางการคำนวณโดยใช้โปรแกรมเพื่อการคำนวณ MATLAB เพื่อใช้ในการวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณคลื่นสมอง สำหรับตรวจหาการชักและตรวจหาบริเวณจุดกำเนิดหรือบริเวณที่เกี่ยวข้องกับการเกิดการชัก

ขั้นตอนที่ 3 ศึกษาคุณลักษณะเบื้องต้นของสัญญาณคลื่นสมอง

ทำการศึกษาคุณลักษณะและคุณสมบัติต่างๆ ของสัญญาณคลื่นสมองจากชุดข้อมูลตัวอย่าง เพื่อคัดเลือกค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ที่เหมาะสมเพื่อใช้ในการวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณคลื่นสมอง

ขั้นตอนที่ 4 วิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณคลื่นสมองเบื้องต้น

นำวิธีการและเครื่องมือทางการคำนวณที่พัฒนาขึ้นมาทดสอบและประยุกต์ใช้กับชุดข้อมูลตัวอย่างของสัญญาณคลื่นสมอง เพื่อที่จะได้ปรับปรุงวิธีการและเครื่องมือทางการคำนวณให้ดียิ่งขึ้น

ขั้นตอนที่ 5 วิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณคลื่นสมอง

ทำการวิเคราะห์และประมวลผลข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองทั้งหมด โดยใช้เครื่องมือและวิธีการทางการคำนวณที่พัฒนาขึ้น และบันทึกผลการทดลอง

ขั้นตอนที่ 6 วิเคราะห์ผลการวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณคลื่นสมอง

ทำการวิเคราะห์ทางสถิติสำหรับผลการวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณคลื่นสมองที่ได้ เพื่อตรวจสอบและเปรียบเทียบประสิทธิภาพของเครื่องมือและวิธีการทางการคำนวณที่พัฒนาขึ้น

ขั้นตอนที่ 7 เผยแพร่ผลการศึกษาวิจัย

จัดเตรียมผลการศึกษาวิจัยเพื่อนำเสนอและเผยแพร่ผลงานทั้งในรูปแบบของบทความในวารสารวิจัยระดับนานาชาติและบทความในการประชุมวิชาการต่างๆ

ขั้นตอนที่ 8 สรุปผลการศึกษาวิจัย

สรุปผลการศึกษาวิจัย และจัดทำรายงานฉบับสมบูรณ์

2. วิธีการทดลอง

2.1 ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองและตัวอย่าง

ชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักที่จะใช้ในการศึกษาวิจัยในโครงการนี้เป็นข้อมูลที่ได้มาจากการศึกษาโรคลมชักในโครงการ Comprehensive Epilepsy Program ที่ Epilepsy Center, University Hospitals – Case Medical Center, Cleveland, Ohio 44106 USA ซึ่งได้รับการรับรองและอนุมัติจากการพิจารณาของคณะกรรมการภายในของโรงพยาบาล และได้รับการยินยอมจากตัวอย่างในการศึกษาของโครงการ โดยข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักเป็นข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองแบบ electrocorticogram (ECoG) ที่ได้มาโดยใช้ทั้งอิเล็กโทรดแบบ intracranial electrodes และแบบ depth electrodes ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองถูกเก็บบันทึกโดยใช้อุปกรณ์และซอฟต์แวร์ของ Nihon Kohden ที่อัตราการสุ่มค่าเท่ากับ 1,000 Hz และใช้การกรองผ่านความถี่ต่ำที่ความถี่คัทออฟเท่ากับ 300 Hz

กลุ่มตัวอย่างหลักในชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักเป็นผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักประเภท temporal lobe epilepsy โดยมีอาการชักประเภท focal seizure ซึ่งเป็นประเภทของโรคลมชักที่ถูกแนะนำให้ได้รับการบำบัดรักษาด้วยวิธีการผ่าตัดและความสำเร็จในการบำบัดรักษาสูง ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองทั้งหมดที่นำมาใช้ในการศึกษาวิจัยในโครงการนี้นั้นก็มาจากผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักจำนวน 6 คน ซึ่งประกอบด้วยอาการชักทั้งสิ้นจำนวน 28 ครั้ง

สภาวะต่างๆ ของสมองถูกแบ่งออกเป็น 4 สภาวะ คือ ระหว่างการชัก (inter-ictal state) ก่อนการชัก (pre-ictal state) ขณะเกิดการชัก (ictal state) และหลังการชัก (post-ictal state) โดยสำหรับการศึกษาวิจัยในโครงการนี้ สภาวะของสมองทั้ง 4 สภาวะ ถูกนิยามไว้ดังนี้

- 1) ระหว่างการชัก คือ ช่วงเวลาภายหลังจากการเกิดการชักครั้งก่อนหน้าเป็นระยะเวลานาน และเป็นช่วงเวลาก่อนการเกิดการชักครั้งต่อไปเป็นระยะเวลานาน โดยในที่นี้เราใช้ช่วงเวลา 5 นาทีก่อนการชักครั้งต่อไปเป็นระยะเวลา 60 นาที
- 2) ก่อนการชัก คือ ช่วงเวลาก่อนหน้าที่จะเกิดการชัก โดยในที่นี้เราใช้ช่วงเวลาระหว่าง 2 นาทีก่อนหน้าที่จะเกิดการชักจนกระทั่งเกิดการชัก
- 3) ขณะเกิดการชัก คือ ช่วงเวลาขณะที่ผู้ป่วยโรคลมชักเกิดอาการชัก
- 4) หลังการชัก คือ ช่วงเวลาหลังจากการชักสิ้นสุดลง โดยในที่นี้เราใช้ช่วงเวลา 2 นาทีภายหลังการชักสิ้นสุดลง

2.2 เครื่องมือทางการคำนวณสำหรับวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณคลื่นสมอง

2.2.1 การประมวลผลสัญญาณคลื่นสมอง

วิธีการการนำเสนอสัญญาณที่มีคุณลักษณะของแฟรกทัล นั่นคือ การมีคุณสมบัติของความไม่แปรเปลี่ยนในระดับต่างๆ หรือความคล้ายคลึงกันในตัวเองที่เสนอโดย G. W. Wornell [21] ถูกนำมาประยุกต์ใช้ในการวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณคลื่นสมอง โดยเฉพาะอย่างยิ่งในกรณีของการศึกษาวิจัยในโครงการนี้ คือ สัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชัก

เทคนิคการเลื่อนหน้าต่าง (sliding window) ถูกนำมาใช้เพื่อแบ่งสัญญาณคลื่นสมองที่จะถูกนำมาวิเคราะห์และประมวลผลซึ่งมีความยาวมากออกเป็นช่วงสั้นๆ ตามขนาดของหน้าต่าง และเลื่อนจุดเริ่มต้นของการแบ่งเป็นช่วงสั้นๆ นี้ต่อไปเรื่อยๆ ตามระยะของการเลื่อนหน้าต่าง

การวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณคลื่นสมอง ประกอบด้วย 3 ขั้นตอนหลักดังต่อไปนี้

1) การแปลงเวฟเล็ต

สัญญาณคลื่นสมองถูกนำมาผ่านการแปลงเวฟเล็ตเพื่อแยกส่วนประกอบของสัญญาณคลื่นสมองออกมาเป็นค่าสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต (wavelet coefficient) $d_{m,n}$ โดยระดับของการแปลงเวฟเล็ต $m=1,2,\dots,M$ เมื่อ M คือระดับย่อยที่สุดของการแปลงเวฟเล็ต โดยในการศึกษาวิจัยในโครงการนี้ทำการแยกส่วนประกอบของสัญญาณออกมาเป็นค่าสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตทั้งหมด 8 ระดับ นั่นคือ $m=1,2,\dots,8$ เวฟเล็ตต้นแบบ (mother wavelet) ที่นำมาใช้ในการศึกษาวิจัยในโครงการนี้ คือ coiflet ซึ่งมีค่าจำนวน vanishing moment สูงที่สุดทั้งสำหรับฟังก์ชัน ϕ และฟังก์ชัน ψ ที่มีขนาดเดียวกัน

2) การคำนวณหาค่าความแปรปรวน

ค่าสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต $d_{m,n}$ ที่ได้ในขั้นตอน 1) ที่แต่ละระดับ m ถูกนำมาคำนวณหาความแปรปรวน ส่งผลให้ได้ค่าความแปรปรวนของค่าสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต $\text{var}(d_{m,n})$ ที่แต่ละระดับ m ค่าสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตที่นำมาใช้ในการคำนวณหาค่าความแปรปรวนสำหรับการศึกษาวิจัยในโครงการนี้ คือ ที่ระดับ $m=2,3,4,5$

3) การคำนวณหาค่ายกกำลังสเปกตรัม

ค่ายกกำลังสเปกตรัม (spectral exponent) ถูกคำนวณจากค่าความชันของกราฟระหว่าง $\log_2(\text{var}(d_{m,n}))$ กับค่าระดับ m นั่นคือ ค่ายกกำลังสเปกตรัม

$$\gamma = \frac{\Delta \log_2(\text{var}(d_{m,n}))}{\Delta m} \quad (10)$$

โดยใช้การประมาณค่าของความชันด้วยวิธีการ linear least-squares regression

2.2.2 การตรวจหาการชัก

เมื่อผ่านกระบวนการวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณคลื่นสมองแล้ว จะส่งผลให้ได้ค่ายกกำลังสเปกตรัมสำหรับแต่ละช่วงย่อยของสัญญาณคลื่นสมอง โดยกำหนดให้ลำดับ $\{y[n]\}$ เป็นค่ายกกำลังสเปกตรัมของช่วงย่อยที่ n ของสัญญาณคลื่นสมอง เมื่อ $n=1,2,\dots,N$ และ N คือจำนวนช่วงย่อยทั้งหมดของสัญญาณคลื่นสมอง

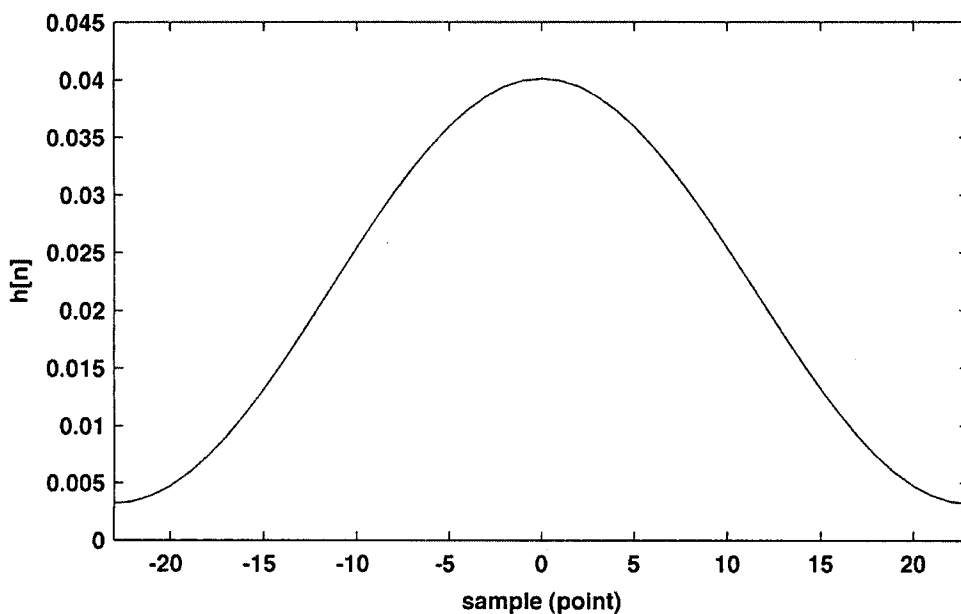
กระบวนการตรวจหาการชักจากสัญญาณคลื่นสมอง ประกอบด้วย 2 ขั้นตอนหลักดังต่อไปนี้

1) การประมวลผลค่ายกกำลังสเปกตรัมเบื้องต้น

ลำดับค่ายกกำลังสเปกตรัม $\{y[n]\}$ ถูกนำมาผ่านกระบวนการกรองความถี่ต่ำผ่าน เพื่อให้ค่ายกกำลังสเปกตรัมมีความราบเรียบมากยิ่งขึ้นและกำจัดการเปลี่ยนแปลงของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่รวดเร็วและผิดปกติ ฟังก์ชันผลตอบสนองอิมพัลส์ของตัวกรองความถี่ต่ำผ่านมีค่าเท่ากับหน้าต่างแฮมมิง (Hamming window) ซึ่งมีค่าดังนี้

$$h[n] = \frac{w[n]}{\sum_n w[n]} \quad (11)$$

เมื่อ $w[n] = 0.54 - 0.46 \cos\left(2\pi \frac{n}{W}\right)$ และ $n=0,1,\dots,W$ โดยในการศึกษาวิจัยในโครงการนี้ค่าขนาดของหน้าต่าง W มีค่าเท่ากับ 47 รูป 1 แสดงฟังก์ชันผลตอบสนองอิมพัลส์ของตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน



รูป 1 ฟังก์ชันผลตอบสนองอิมพัลส์ของตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน

เมื่อลำดับค่ายกกำลังสเปกตรัม $\{\gamma[n]\}$ ผ่านการกรองความถี่ต่ำผ่านแล้ว ส่งผลให้ได้ลำดับค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบ $\{\bar{\gamma}[n]\}$ จากผลการทดลองทำให้สังเกตได้ว่าคุณลักษณะเฉพาะของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชัก คือ ค่ายกกำลังสเปกตรัม γ จะมีค่าเพิ่มสูงขึ้นอย่างยิ่งในขณะสภาวะการชักเมื่อเทียบกับสภาวะก่อนและหลังการชัก ดังนั้น จากคุณลักษณะเฉพาะดังกล่าวนี้ กระบวนการประมวลผลสัญญาณต่อไป คือทำการแยกคุณลักษณะเฉพาะนี้ออกมา ค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบ ณ ตำแหน่งที่กำลังพิจารณาอยู่นั้นจะถูกเปรียบเทียบกับค่าที่น้อยที่สุดของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบในช่วงที่สนใจทั้งที่เกิดขึ้นก่อนหน้าและเกิดขึ้นทีหลัง ผลต่างระหว่างค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบ ณ ตำแหน่งที่กำลังพิจารณาอยู่และค่าที่น้อยที่สุดของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบในช่วงที่สนใจก่อนหน้าและตามหลังจะถูกนำค่ามารวมกัน ทำให้ได้ค่าผลต่างยกกำลังสเปกตรัม $\zeta_1[n]$ โดยค่าผลต่างยกกำลังสเปกตรัม $\lambda[n]$ สามารถคำนวณหาได้โดย

$$\zeta_1[n] = (\bar{\gamma}[n] - \min(\{\bar{\gamma}\}_n)) \cdot (\bar{\gamma}_n - \min(\{\bar{\gamma}\}_{n^+})) \quad (12)$$

เมื่อ $\{\bar{\gamma}\}_n$ และ $\{\bar{\gamma}\}_{n^+}$ คือลำดับค่ายกกำลังสเปกตรัมในช่วงก่อนหน้าตำแหน่ง n ที่กำลังพิจารณาอยู่และในช่วงตามหลังตำแหน่ง n ที่กำลังพิจารณาอยู่ ตามลำดับ โดย $\{\bar{\gamma}\}_n = \{\bar{\gamma}[n-d], \bar{\gamma}[n-d+1], \dots, \bar{\gamma}[n-1]\}$ และ $\{\bar{\gamma}\}_{n^+} = \{\bar{\gamma}[n+1], \bar{\gamma}[n+2], \dots, \bar{\gamma}[n+d]\}$ ในการศึกษาวิจัยในโครงการนี้ ค่าระยะ d กำหนดให้มีค่าเท่ากับ 110

2) การตรวจหา การระบุตำแหน่งการเกิดการชัก และการตัดสินใจ

ค่าผลต่างยกกำลังสเปกตรัม $\zeta_1[n]$ ของสัญญาณคลื่นสมองในขณะเกิดการชักจะมีค่าสูงกว่าค่าผลต่างยกกำลังสเปกตรัม $\zeta_1[n]$ ของสัญญาณคลื่นสมองในขณะสภาวะอื่นๆ อย่างยิ่ง ดังนั้น ค่าผลต่างยกกำลังสเปกตรัม $\zeta_1[n]$ จะถูกนำไปเปรียบเทียบกับค่าอ้างอิง τ นั่นคือ

$$\zeta_2[n] = \begin{cases} 1 & \zeta_1[n] \geq \tau \\ 0 & \zeta_1[n] < \tau \end{cases} \quad (13)$$

โดยค่าอ้างอิง τ ในการศึกษาวิจัยในโครงการนี้มีค่าเท่ากับ 0.71 ถ้าค่าผลต่างยกกำลังสเปกตรัม ณ ตำแหน่งใดที่มีค่าสูงกว่าค่าอ้างอิง แล้วช่วงย่อยของสัญญาณคลื่นสมอง ณ ตำแหน่งนั้นมีความเป็นไปได้ว่าจะเป็นช่วงขณะเกิดการชัก ในอีกคำพูดหนึ่ง นั่นคือ ณ ตำแหน่งที่ $\zeta_2[n]$ ที่มีค่าเท่ากับ 1 นั้นเป็นตำแหน่งที่มีความเป็นไปได้ว่าจะเป็นช่วงขณะเกิดการชัก

ตำแหน่งที่มีความเป็นไปได้ว่าจะเป็นช่วงขณะเกิดการชักจะถูกนำมาพิจารณาตามเงื่อนไขเพื่อตัดสินใจว่าตำแหน่งนั้นเป็นช่วงขณะเกิดการชักจริงหรือไม่ โดยเงื่อนไขมีทั้งหมด 3 ข้อ ดังนี้

1. ณ ตำแหน่ง n ที่ $\zeta_2[n]=1$ ค่าของค่ายกกำลังสเปกตรัม $\gamma[n]$ จะต้องมียค่ามากกว่าหรือเท่ากับ 3.5
 2. ณ ตำแหน่ง n ที่ $\zeta_2[n]=1$ ค่าของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบ $\bar{\gamma}[n]$ จะต้องมียค่ามากกว่าหรือเท่ากับ $0.2 \max(\bar{\gamma}[n])$
 3. การชักจะไม่เกิดขึ้นซ้ำภายในช่วงเวลา 4 นาที
- ถ้าที่ตำแหน่ง n ใดที่คุณสมบัติเป็นไปตามเงื่อนไขทั้ง 3 ข้อนี้ แล้วจะสามารถสรุปได้ว่าที่ตำแหน่ง n นี้เป็นขณะช่วงเกิดการชัก

เมื่อมีการตรวจพบสภาวะการเกิดการชักขึ้น ขั้นตอนต่อไปคือการระบุจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการเกิดสภาวะการชัก จุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการเกิดสภาวะการชักในการศึกษาวิจัยในโครงการนี้เราจะเลือกจุดที่มีค่าความแปรปรวนของค่ายกกำลังสเปกตรัมรอบบริเวณที่สูงที่สุดที่อยู่ทางซ้ายมือ (เกิดก่อน) ตำแหน่ง n ที่ตรวจพบการชักว่าเป็นจุดเริ่มต้นของการชัก ในขณะที่จุดที่มีค่าความแปรปรวนของค่ายกกำลังสเปกตรัมรอบบริเวณที่สูงที่สุดที่อยู่ทางขวามือ (เกิดหลัง) ตำแหน่ง n ที่ตรวจพบการชักว่าเป็นจุดสิ้นสุดของการชัก กำหนดให้ $\chi[n]$ คือค่าความแปรปรวนของค่ายกกำลังสเปกตรัมรอบบริเวณ ซึ่งสามารถคำนวณได้จาก

$$\chi[n] = \frac{1}{21} \sum_{k=n-10}^{n+10} \left(\gamma[k] - \sum_{k=n-10}^{n+10} \frac{\gamma[k]}{21} \right)^2 \quad (14)$$

2.2.3 การตรวจหาจุดกำเนิดของการชักหรือบริเวณที่เกี่ยวข้องกับการเกิดการชัก

การวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักหนึ่งช่องสัญญาณสามารถนำไปสู่การตรวจหาการชักได้ เมื่อนำข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักจำนวนหลายช่องสัญญาณมาผ่านกระบวนการวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณคลื่นสมองโดยใช้เครื่องมือทางการคำนวณที่ถูกพัฒนาขึ้นในการศึกษาวิจัยในโครงการนี้ จะสามารถเห็นความแตกต่างของพฤติกรรมของสมองในบริเวณต่างๆ ณ สภาวะต่างๆ ของสมอง ซึ่งเราจะสามารถสังเกตเห็นการเปลี่ยนแปลงของคุณลักษณะของสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกบันทึกจากภายในบริเวณของสมองที่เกี่ยวข้องกับการเกิดการชัก ในขณะที่สัญญาณคลื่นสมองที่ถูกบันทึกจากภายในบริเวณของสมองที่ไม่เกี่ยวข้องกับการเกิดการชักจะไม่มีการเปลี่ยนแปลงในช่วงสภาวะการเกิดการชัก

ดังนั้น สำหรับการตรวจหาบริเวณของสมองที่เกี่ยวข้องกับการเกิดการชักสามารถทำได้โดยการวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณคลื่นสมองจำนวนหลายช่องสัญญาณในช่วงเวลาที่มีการเกิดการชัก ถ้ามีการตรวจพบการชักจากการวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณคลื่นสมองในช่องสัญญาณใด นั้นแสดงว่าบริเวณของสมองที่สัญญาณคลื่นสมองช่องสัญญาณนั้นถูกวัดค่าออกมาเกี่ยวข้องกับการเกิดการชัก แต่ถ้าช่องสัญญาณใดไม่มี

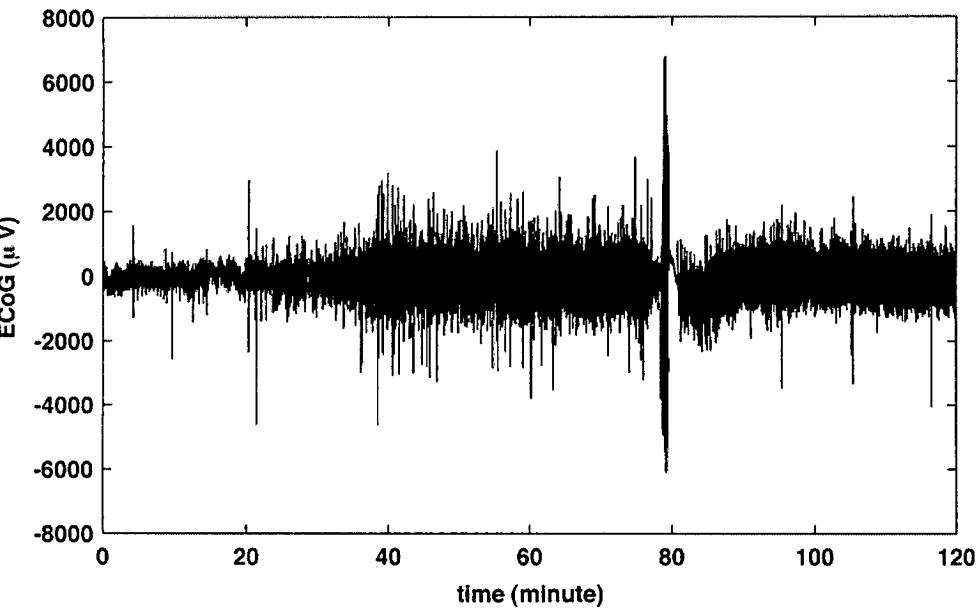
การตรวจพบการชักแสดงว่าบริเวณของสมองที่สัญญาณคลื่นสมองช่องสัญญาณนั้นถูกวัดค่าออกมาไม่เกี่ยวข้องกับการเกิดการชัก

สำหรับจุดกำเนิดของการชักในการศึกษาวิจัยในโครงการนี้ เรานิยามว่าเป็นบริเวณของสมองที่มีการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นเนื่องจากสภาวะการชักก่อนบริเวณของสมองอื่นๆ ดังนั้น การตรวจหาจุดกำเนิดของการชักโดยใช้เครื่องมือทางการคำนวณที่ถูกพัฒนาขึ้นในการศึกษาวิจัยในโครงการนี้ ทำได้โดยพิจารณาว่าสัญญาณคลื่นสมองช่องสัญญาณใดที่มีการเปลี่ยนแปลงของค่ายกกำลังสปেকตรัมที่ราบเรียบ $\bar{f}[n]$ ก่อนช่องสัญญาณอื่นๆ แสดงว่าสัญญาณคลื่นสมองช่องสัญญาณนั้นถูกบันทึกมาจากบริเวณของสมองที่เป็นจุดกำเนิดของการชัก

3. ผลการทดลอง

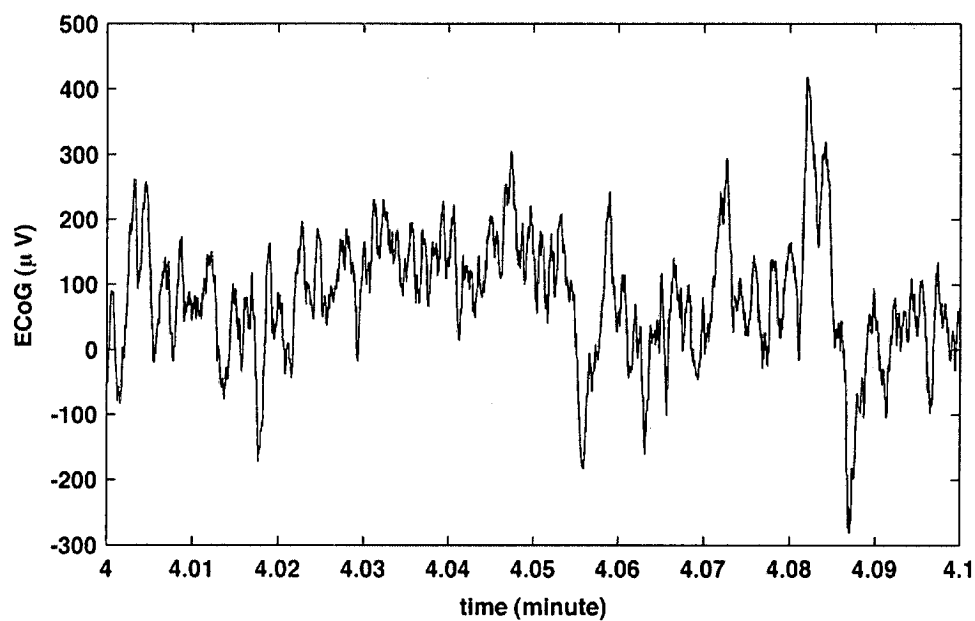
3.1 คุณลักษณะของสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชัก

ตัวอย่างของสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักภายในระยะเวลา 2 ชั่วโมง ซึ่งประกอบด้วยสภาวะต่างๆ ของสมอง นั่นคือ สภาวะระหว่างการชัก ก่อนการชัก ขณะเกิดการชัก และหลังการชัก ถูกแสดงในรูป 2 สำหรับข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองชุดนี้ อาการชักเกิดขึ้นในช่วงเวลาระหว่าง 01:18:21 และ 01:19:34 จากสัญญาณคลื่นสมองที่แสดงในรูป 2 จะเห็นว่าช่วงขณะเกิดการชักจะสามารถสังเกตเห็นได้อย่างชัดเจน แต่ในข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองที่บันทึกจากบางตัวอย่าง หรือข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองบางชุด เราจะไม่สามารถสังเกตเห็นการชักได้อย่างง่ายดายด้วยตาเปล่าจากสัญญาณคลื่นสมอง

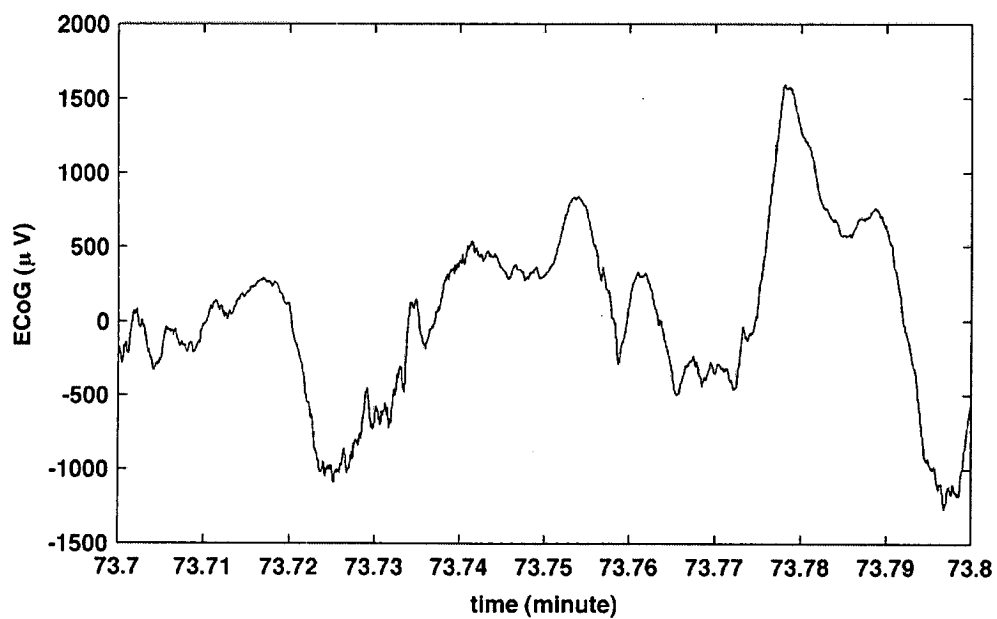


รูป 2 สัญญาณคลื่นสมองตัวอย่างของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชัก

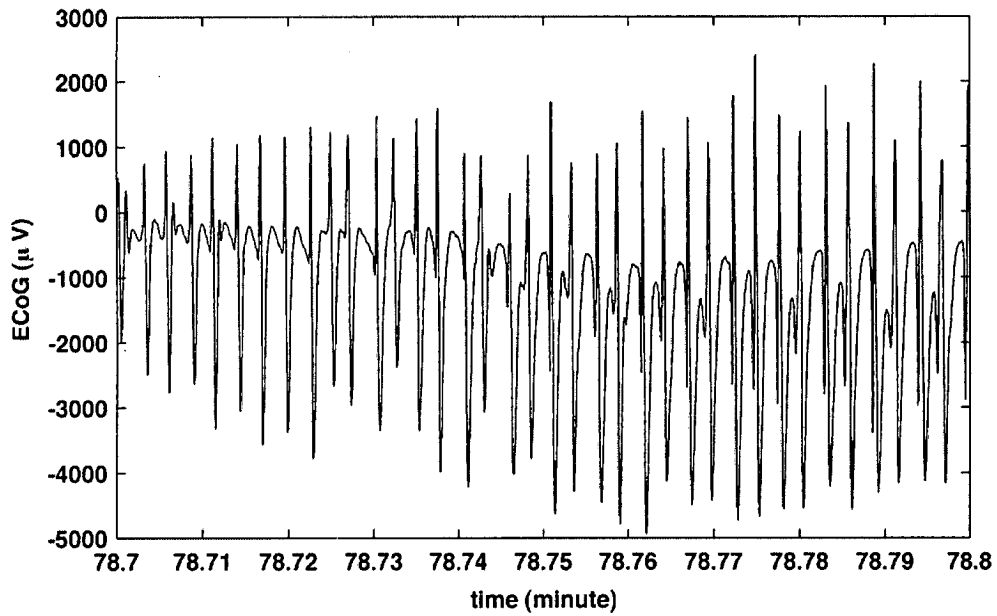
รูป 3(a) (b) (c) และ (d) แสดงช่วงของสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักที่แสดง
ในรูป 2 ในขณะสภาวะระหว่างการชัก ก่อนการชัก ขณะเกิดการชัก และหลังการชัก
ตามลำดับ



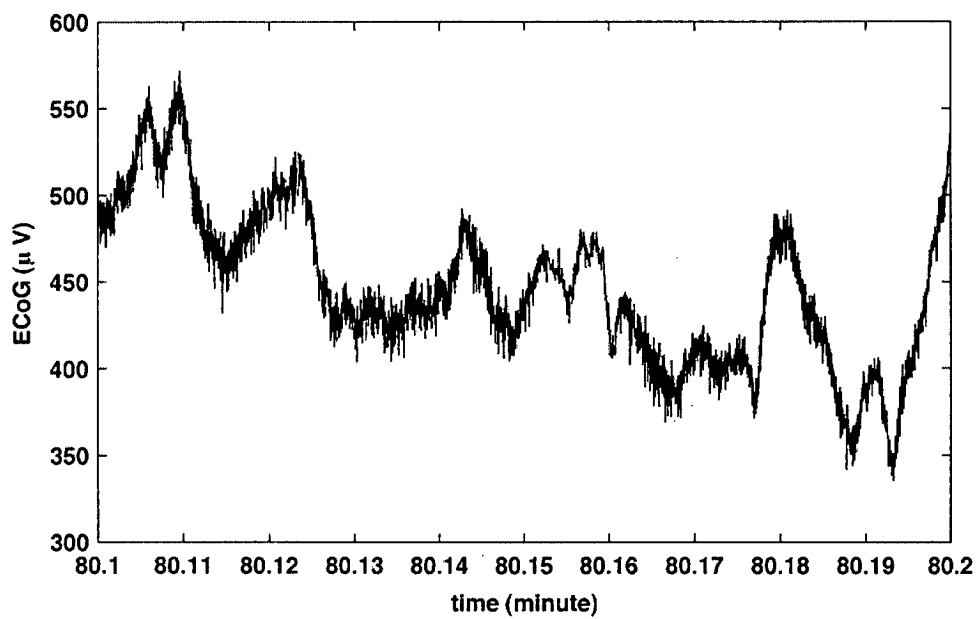
(a) สภาวะระหว่างการชัก



(b) สภาวะก่อนการชัก



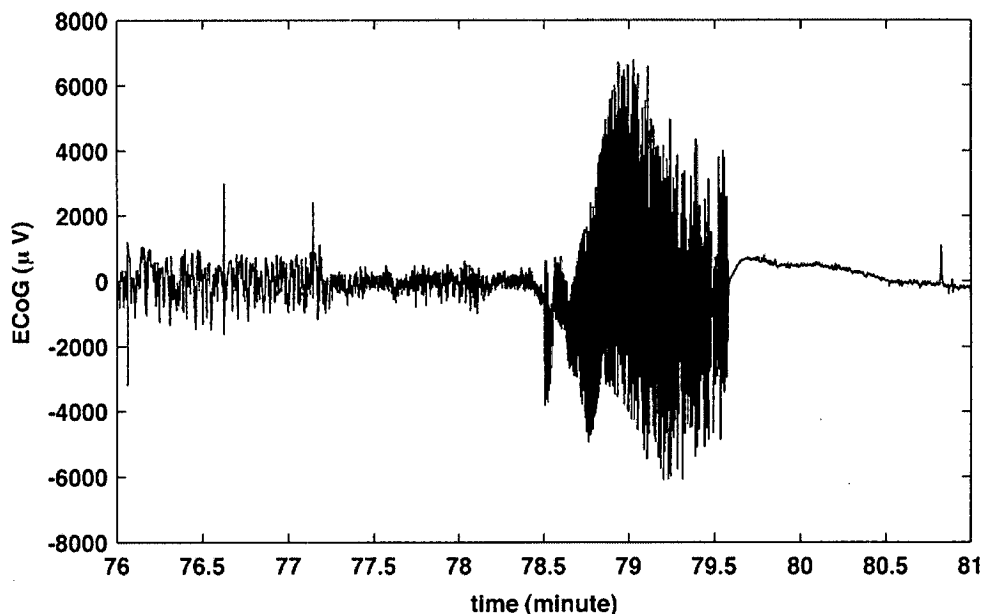
(c) สภาวะขณะเกิดการชัก



(d) สภาวะหลังการชัก

รูป 3 ช่วงของสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่างในขณะสภาวะต่างๆ

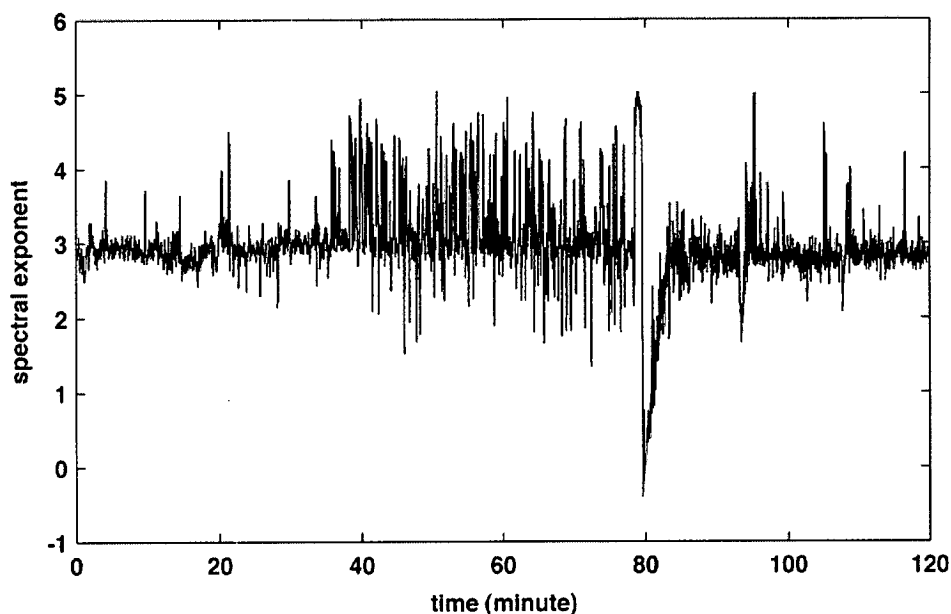
นอกจากนี้แล้ว สัญญาณคลื่นสมองที่แสดงในรูป 2 บริเวณรอบขณะเกิดการชักถูกแสดงในรูป 4



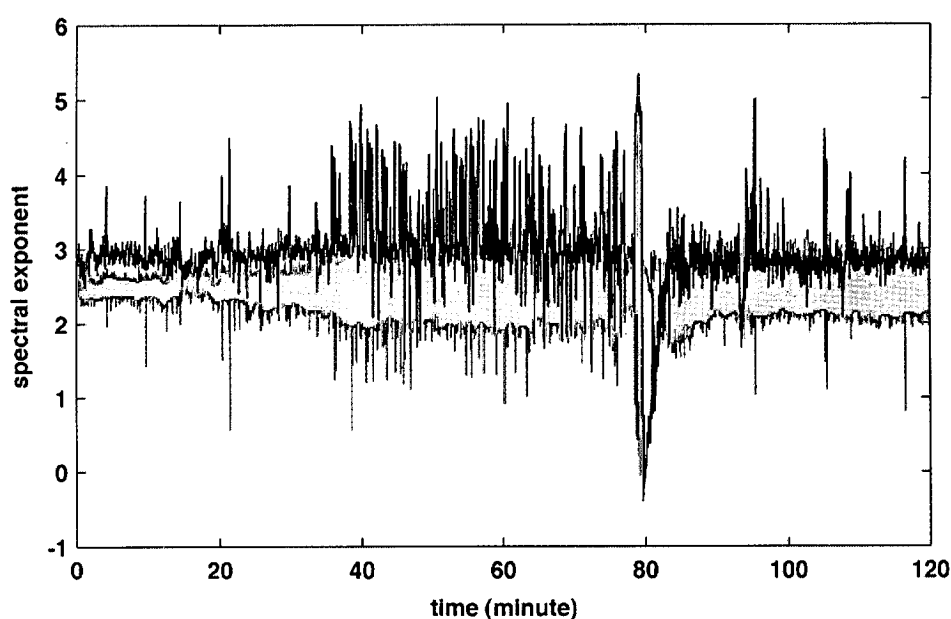
รูป 4 สัญญาณคลื่นสมองตัวอย่างบริเวณรอบขณะเกิดการชัก

จากสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักที่แสดงในรูป 2 3 และ 4 จะเห็นว่าคุณลักษณะและรูปแบบของสัญญาณคลื่นสมองในขณะสภาวะต่างๆ ของสมองนั้นแตกต่างกันออกไป โดยในช่วงขณะระหว่างการชัก สัญญาณคลื่นสมองจะมีลักษณะเหมือนสัญญาณสุ่ม นั่นคือ สัญญาณไม่มีรูปแบบที่แน่นอนและไม่สามารถทำนายค่าได้ แต่สัญญาณคลื่นสมองในขณะเกิดการชักก่อนข้างจะมีรูปแบบที่ชัดเจน และมีลักษณะเป็นคาบหรือเกิดขึ้นซ้ำๆ สัญญาณคลื่นสมองในขณะเกิดการชักมีจังหวะของการเปลี่ยนแปลง นอกจากนี้แล้วในขณะเกิดการชัก สัญญาณคลื่นสมองมีแอมพลิจูดที่เพิ่มมากขึ้น ในทำนองเดียวกันสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะก่อนการชักและในสภาวะหลังการชักก็มีลักษณะและรูปแบบที่แตกต่างออกไป สัญญาณคลื่นสมองในสภาวะก่อนการชักมีการเปลี่ยนแปลงที่ไม่รวดเร็วและมีช่วงแอมพลิจูดที่ค่อนข้างสูง แต่สัญญาณคลื่นสมองในสภาวะหลังการชักมีการเปลี่ยนแปลงที่รวดเร็วและมีช่วงแอมพลิจูดเล็กๆ โดยสำหรับทั้งสองสภาวะนี้ สัญญาณคลื่นสมองจะไม่มีรูปแบบที่แน่นอน

จากสัญญาณคลื่นสมองที่แสดงในรูป 2 เมื่อทำการแบ่งสัญญาณคลื่นสมองออกเป็นช่วงย่อยที่มีขนาดหน้าต่างเท่ากับ 8 วินาทีและระยะของการเลื่อนหน้าต่างเท่ากับ 1 วินาที แล้วทำการคำนวณหาค่ายกกำลังสเปกตรัมของแต่ละช่วงย่อย จะทำให้ได้ค่ายกกำลังสเปกตรัมของช่วงย่อยของสัญญาณคลื่นสมองดังแสดงในรูป 5 นอกจากนี้ รูป 6 เปรียบเทียบระหว่างค่ายกกำลังสเปกตรัมที่พล็อตในเส้นสีดำและสัญญาณคลื่นสมองที่พล็อตในเส้นสีเทา จากรูป 5 จะสังเกตเห็นว่าค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองมีค่าเพิ่มสูงขึ้นอย่างยิ่งในขณะเกิดการชักเมื่อเทียบกับค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในขณะสภาวะอื่นๆ



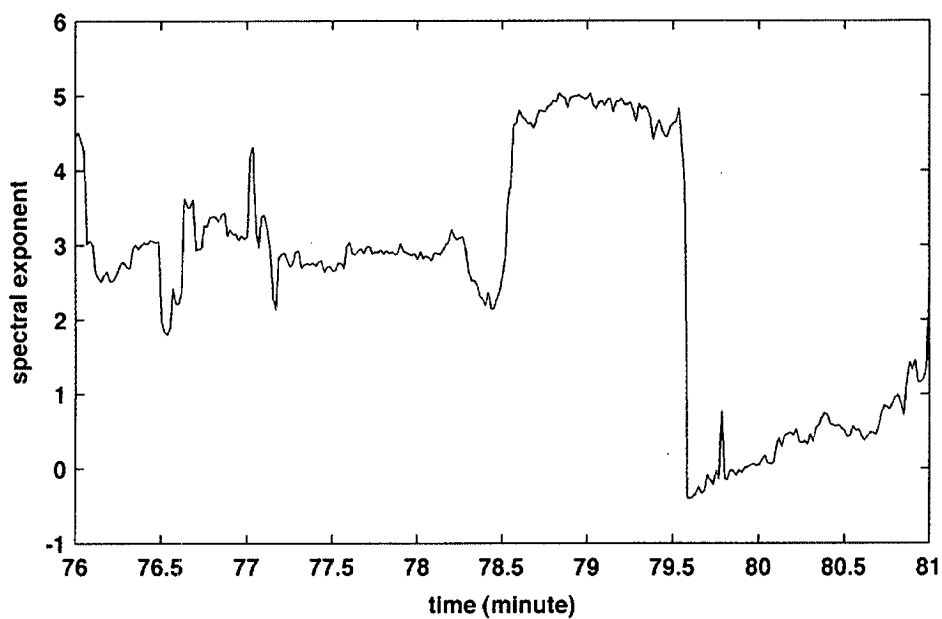
รูป 5 ค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่าง



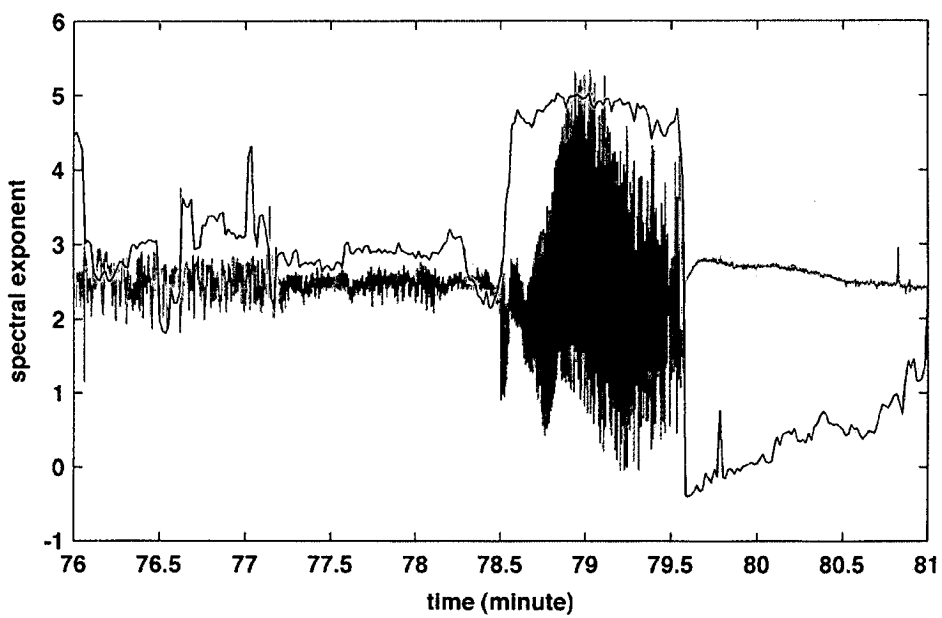
รูป 6 ค่ายกกำลังสเปกตรัม (เส้นสีดำ) เปรียบเทียบกับสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่าง (เส้นสีเทา)

ค่ายกกำลังสเปกตรัมของช่วงย่อยของสัญญาณคลื่นสมองบริเวณรอบขณะเกิดการชักถูกแสดงในรูป 7 ในขณะที่สัญญาณคลื่นสมองบริเวณรอบขณะเกิดการชักที่ถูกพล็อตในเส้นสีเทาถูกเปรียบเทียบกับค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ถูกพล็อตในเส้นสีดำในรูป 8 จากรูป 7 จะสังเกตเห็นว่าในช่วงก่อนการชักและเมื่อการชักเริ่มต้น ค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองจะมีค่าลดลงจากค่าฐานของค่ายกกำลัง และหลังจากนั้นค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองจะมีค่าเพิ่มสูงขึ้นอย่างทันทีทันใดเมื่ออาการชักเริ่มแสดงอาการชัดเจนมากยิ่งขึ้น เมื่อสิ้นสุดการชักค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองจะมีค่าลดลงอย่าง

ทันทีทันใด แล้วค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองจึงค่อยมีค่าเพิ่มขึ้นทีละน้อยจนกลับเข้าสู่ค่าฐานของค่ายกกำลังสเปกตรัม



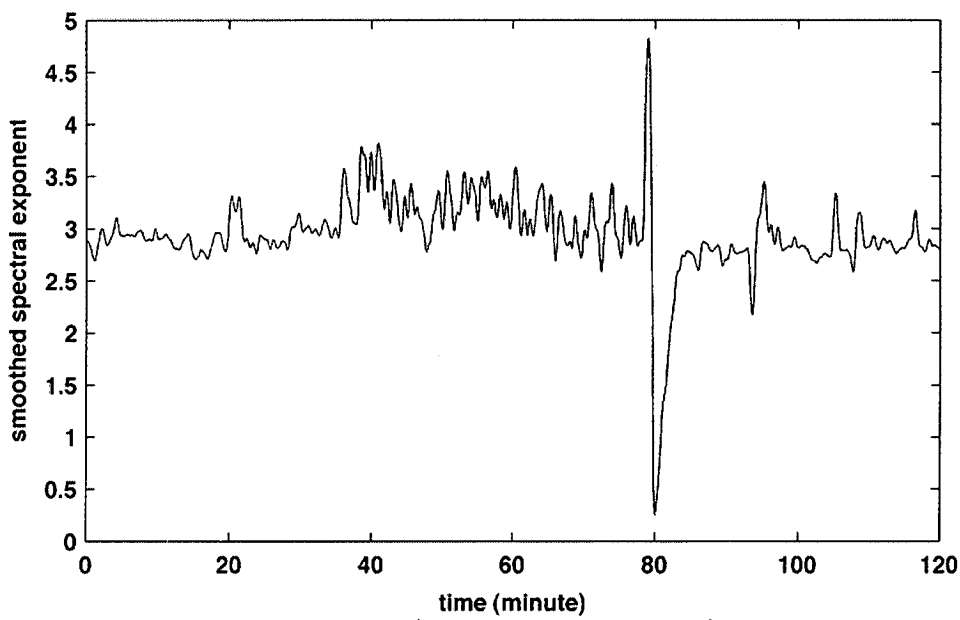
รูป 7 ค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่างบริเวณรอบขณะเกิดการชัก



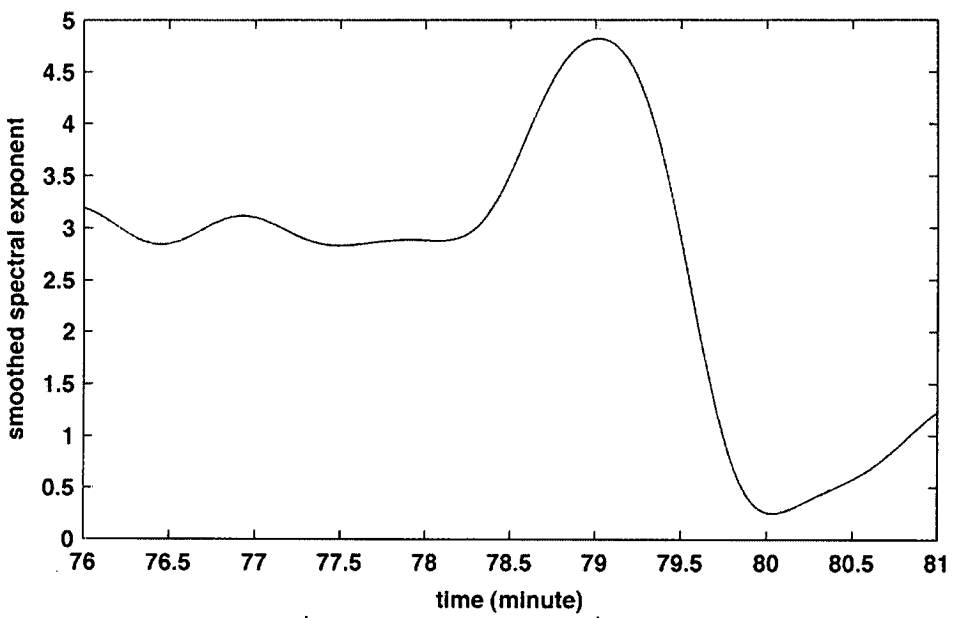
รูป 8 ค่ายกกำลังสเปกตรัม (เส้นสีดำ) เปรียบเทียบกับสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่างบริเวณรอบขณะเกิดการชัก (เส้นสีเทา)

เมื่อนำค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองที่แสดงในรูป 5 มาทำการกรองความถี่ต่ำผ่านเพื่อให้ได้ค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบซึ่งถูกแสดงในรูป 9 จากรูป 9 เราสามารถสังเกตเห็นแนวโน้มของการเปลี่ยนแปลงของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณ

คลื่นสมองในช่วงสภาวะต่างๆ ของสมอง โดยเฉพาะอย่างยิ่งในช่วงขณะเกิดการชัก เราจะ
สามารถสังเกตเห็นค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบที่เพิ่มขึ้นอย่างยิ่งของสัญญาณคลื่น
สมองในช่วงขณะเกิดการชักเมื่อเทียบกับสภาวะอื่นๆ

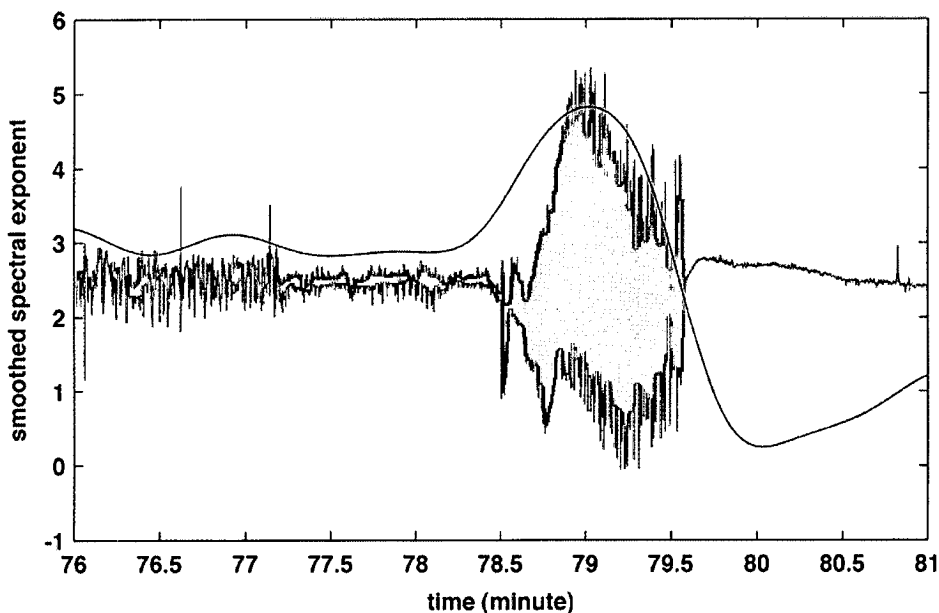


รูป 9 ค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่าง



รูป 10 ค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่างบริเวณรอบขณะเกิด
การชัก

นอกจากนี้ รูป 10 แสดงค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมอง บริเวณรอบขณะเกิดการชัก ในขณะที่ค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบที่ถูกพล็อตในเส้นสีดำ ถูกเปรียบเทียบกับสัญญาณคลื่นสมองบริเวณรอบขณะเกิดการชักในรูป 11

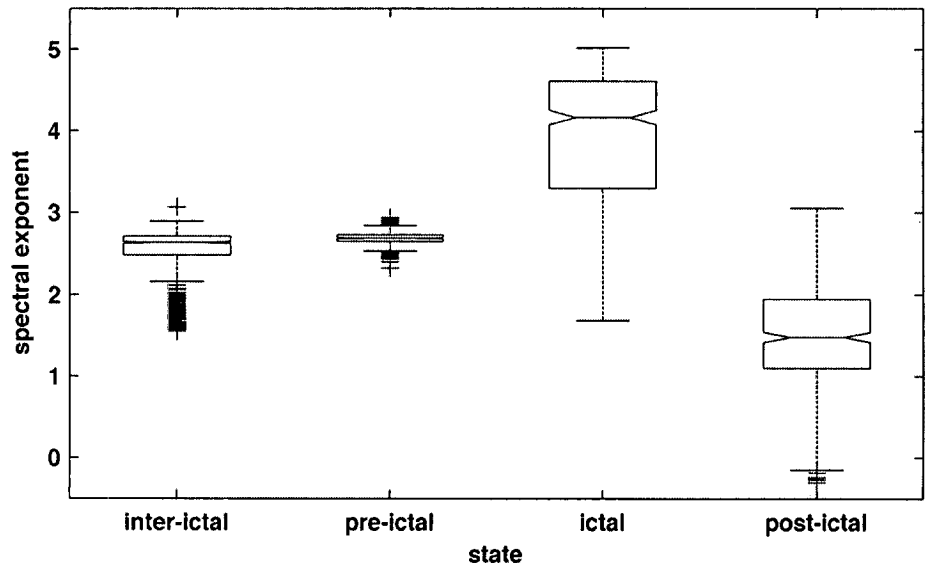


รูป 11 ค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบ (เส้นสีดำ) เปรียบเทียบกับสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่าง บริเวณรอบขณะเกิดการชัก (เส้นสีเทา)

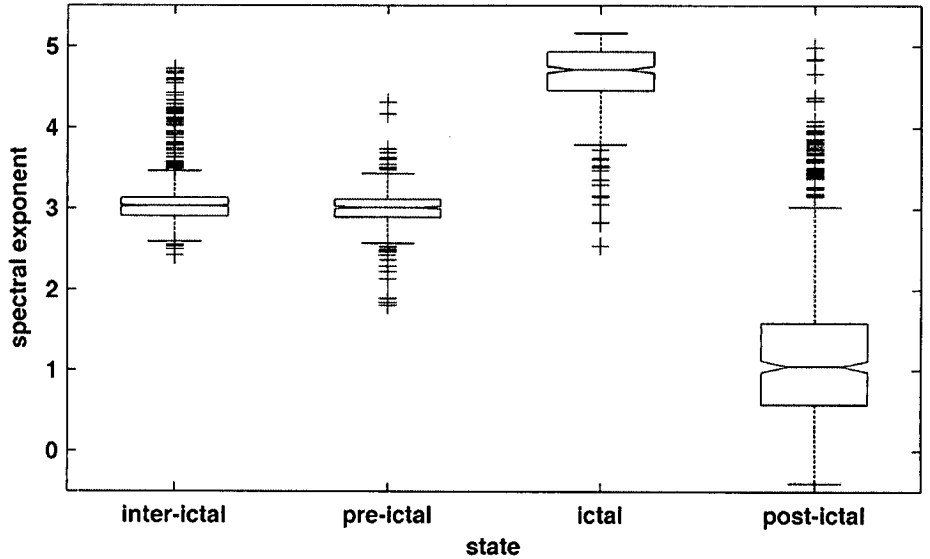
จากทั้งค่ายกกำลังสเปกตรัมและค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบ จะเห็นว่า สัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ ของสมองมีคุณลักษณะของความคล้ายคลึงกันในตัวเอง หรือมีรูปแบบเชิงเวลาที่แตกต่างกันออกไปอย่างเห็นได้ชัด สัญญาณคลื่นสมองในสภาวะ ขณะเกิดการชักมีคุณลักษณะของความคล้ายคลึงกันในตัวเองสูง หรือมีรูปแบบเชิงเวลาที่ ราบเรียบกว่า หรือมีความซับซ้อนน้อยกว่าเมื่อเทียบกับสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะอื่นๆ นอกจากนี้ในช่วงเวลาก่อนการชักเริ่มต้นและช่วงเวลาหลังจากสิ้นสุดการชัก ความคล้ายคลึง กันในตัวเองของสัญญาณคลื่นสมองก็มีคุณลักษณะที่โดดเด่นเช่นเดียวกัน นั่นคือ สัญญาณ คลื่นสมองในช่วงเวลาก่อนการชักเริ่มต้นหรือช่วงเวลาหลังจากสิ้นสุดการชักจะมีคุณลักษณะ ความคล้ายคลึงกันในตัวเองต่ำกว่าสัญญาณคลื่นสมองในช่วงเวลาระหว่างการชัก โดยเฉพาะอย่างยิ่งในช่วงเวลาหลังจากสิ้นสุดการชักนั้น สัญญาณคลื่นสมองจะมีคุณลักษณะ ความคล้ายคลึงกันในตัวเองต่ำมาก หรือมีรูปแบบเชิงเวลาที่ราบเรียบน้อยเป็นช่วงระยะ เวลานาน ในขณะที่คุณลักษณะความคล้ายคลึงกันในตัวเองที่มีค่าต่ำของสัญญาณคลื่น สมองในช่วงเวลาก่อนการชักนั้นจะมีช่วงเวลาเพียงสั้นๆ

3.2 พฤติกรรมของสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักในสภาวะต่าง ๆ

เมื่อพิจารณาค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่าง ๆ ของสมอง นั่นคือ ระหว่างการชัก ก่อนการชัก ขณะเกิดการชัก และหลังการชัก เราจะสามารถสังเกตเห็นความแตกต่างของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่าง ๆ ของสมอง ซึ่งจะบ่งบอกถึงคุณลักษณะและพฤติกรรมของสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักในสภาวะต่าง ๆ ของสมอง

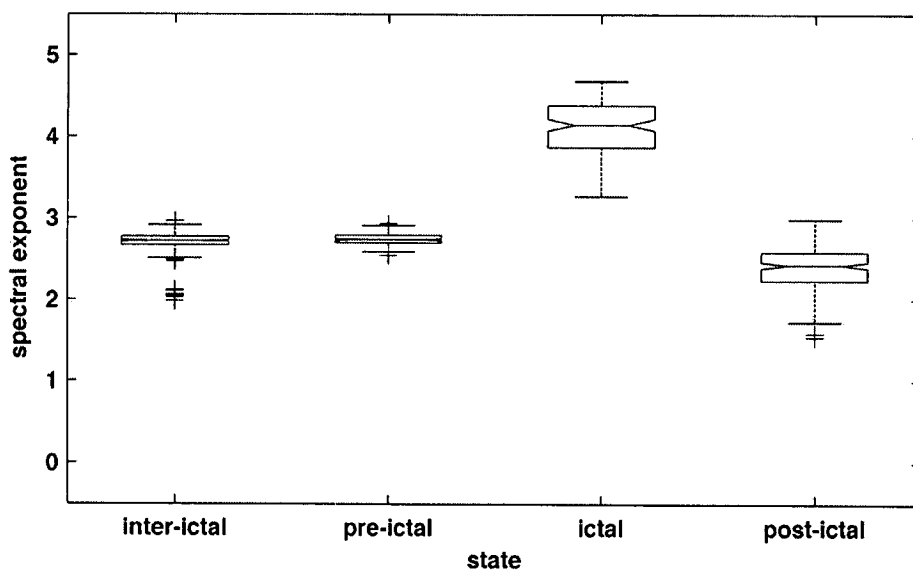


(a) ตัวอย่าง S1

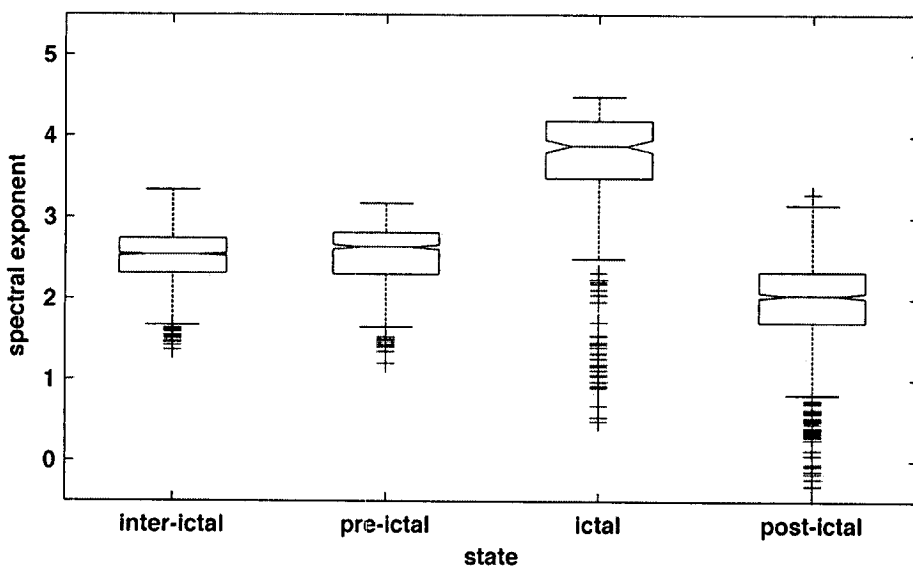


(b) ตัวอย่าง S2

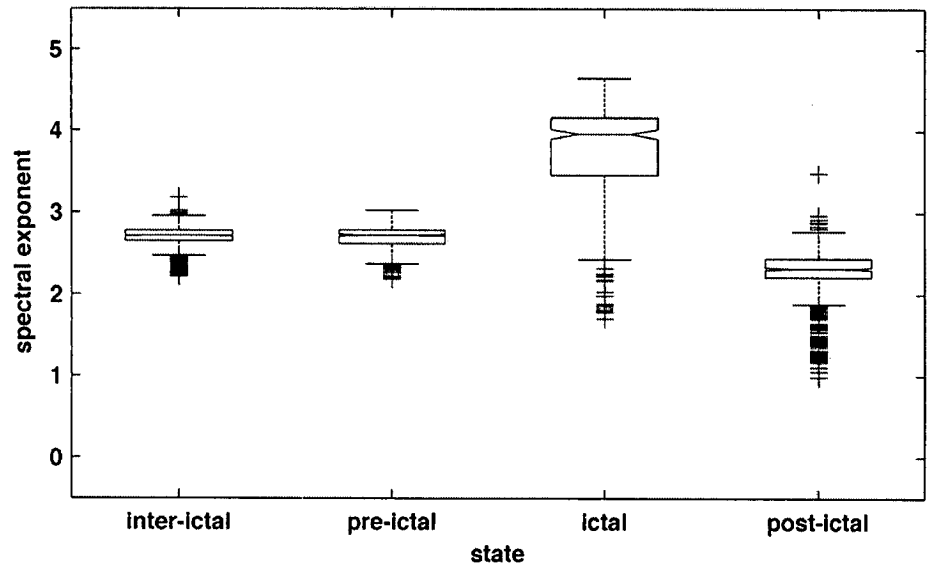
การกระจายตัวของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ ของสมองของตัวอย่าง S1, S2, S3, S4, S5 และ S6 ถูกแสดงในรูป 12(a) (b) (c) (d) (e) และ (f) ตามลำดับ นอกจากนี้แล้วค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ ของสมองของตัวอย่าง S1, S2, S3, S4, S5 และ S6 ถูกสรุปไว้ในตาราง 1



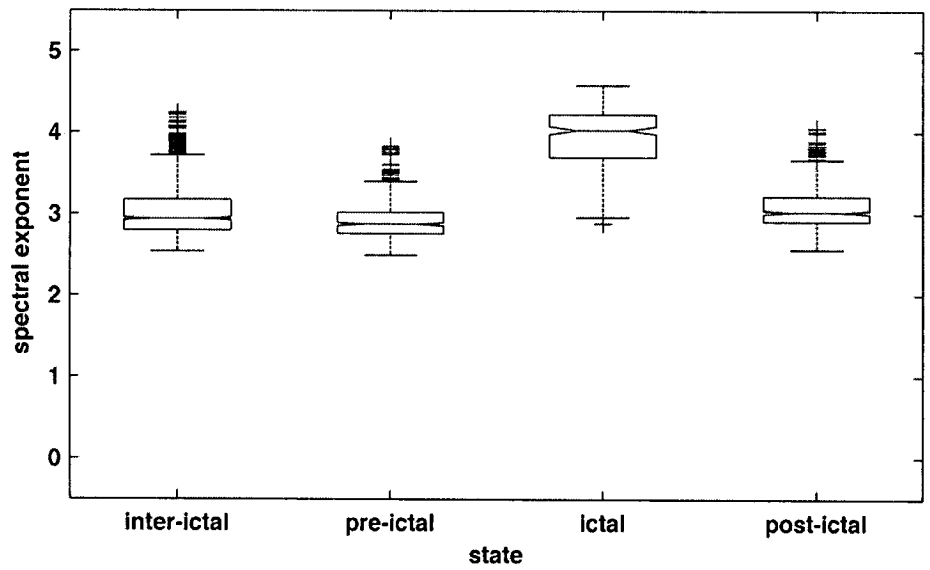
(c) ตัวอย่าง S3



(d) ตัวอย่าง S4



(e) ตัวอย่าง S5



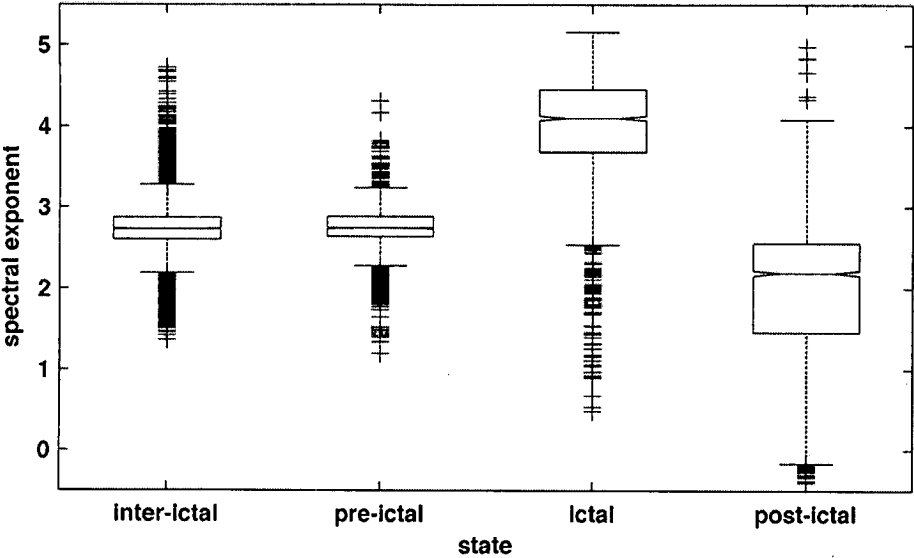
(f) ตัวอย่าง S6

รูป 12 ค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ ของสมอง

ตาราง 1 ค่าทางสถิติของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ ของ
สมอง

สภาวะของสมอง	ค่าเฉลี่ย±ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ของค่ายกกำลังสเปกตรัมของตัวอย่าง					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
ระหว่างการชัก	2.5541± 0.2570	3.0643± 0.2855	2.7113± 0.1095	2.5040± 0.3088	2.7050± 0.1197	3.0195± 0.2939
ก่อนการชัก	2.6858± 0.0821	2.9948± 0.2462	0.7407± 0.0672	2.5512± 0.3284	2.6979± 0.1412	2.9180± 0.2387
ขณะเกิดการชัก	3.9124± 0.8392	4.6133± 0.4507	4.0928± 0.3638	3.5270± 1.0135	3.7494± 0.6133	3.9462± 0.3556
หลังการชัก	1.4998± 0.6354	1.2961± 1.1192	2.3874± 0.2928	1.9365± 0.5911	2.2515± 0.3420	3.0967± 0.2838

รูป 13 แสดงการกระจายตัวของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองใน
สภาวะต่างๆ ของสมองของทุกตัวอย่างรวมกัน ในขณะที่ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน
ของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ ของสมองของทุกตัวอย่าง
ถูกแสดงไว้ในตาราง 2



รูป 13 ค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ ของสมองของทุกตัวอย่าง

ตาราง 2 ค่าทางสถิติของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ ของสมองของทุกตัวอย่าง

สภาวะของสมอง	ค่าเฉลี่ย±ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ของค่ายกกำลังสเปกตรัม
ระหว่างการชัก	2.7318±0.3376
ก่อนการชัก	2.7394±0.2784
ขณะเกิดการชัก	3.9695±0.7520
หลังการชัก	2.0408±0.8474

จากผลที่ได้ดังแสดงในรูป 12 และตาราง 1 จะเห็นว่าค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ มีความแตกต่างกัน โดยค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะขณะชักมีแนวโน้มที่จะมีค่าสูงกว่าค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะอื่นๆ นั่นคือ สภาวะระหว่างการชัก สภาวะก่อนการชัก และสภาวะหลังการชัก ในขณะที่ค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะหลังการชักมีแนวโน้มที่จะมีค่าต่ำกว่าค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะอื่นๆ นั่นคือ สภาวะระหว่างการชัก สภาวะก่อนการชัก และสภาวะขณะเกิดการชัก

ส่วนค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะระหว่างการชักและในสภาวะก่อนการชักมีค่าไม่แตกต่างกัน สำหรับบางตัวอย่างค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะก่อนการชักมีแนวโน้มที่จะมีค่าสูงกว่าค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะระหว่างการชัก แต่สำหรับบางตัวอย่างค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะก่อนการชักมีแนวโน้มที่จะมีค่าต่ำกว่าค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะระหว่างการชัก

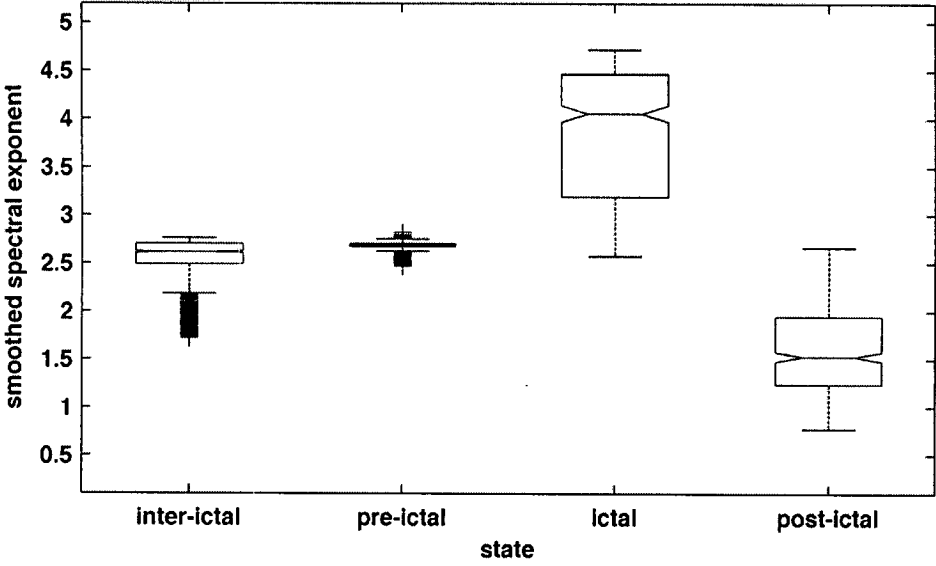
เมื่อทำการวิเคราะห์ทางสถิติโดยใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวน (analysis of variance, ANOVA) ของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ ของสมองของทุกตัวอย่าง ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนถูกสรุปไว้ในตาราง 3 จากผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ ของสมองของทุกตัวอย่าง จะพบว่าสมมติฐาน H_0 ของการทดสอบสามารถถูกปฏิเสธได้ ดังนั้น เราจึงสามารถสรุปได้ว่าค่าเฉลี่ยของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ ของสมองของทุกตัวอย่างมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ในทำนองเดียวกัน เมื่อทำการวิเคราะห์ความแปรปรวนของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ ของสมองของแต่ละตัวอย่างก็จะพบว่าสมมติฐาน H_0 ของการทดสอบสามารถถูกปฏิเสธได้ นั่นแสดงว่าค่าเฉลี่ยของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ ของสมองในแต่ละตัวอย่างก็มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ

นอกจากนี้เมื่อทำการทดสอบทางสถิติเพื่อตรวจสอบความแตกต่างของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองระหว่าง 2 สภาวะ พบว่าค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะขณะเกิดการชักมีค่าสูงกว่าค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะระหว่างการชัก สภาวะก่อนการชัก และสภาวะหลังการชักอย่างมีนัยสำคัญ และค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะหลังการชักมีค่าต่ำกว่าค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะระหว่างการชัก สภาวะก่อนการชัก และสภาวะขณะเกิดการชักอย่างมีนัยสำคัญ ในขณะที่ค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะระหว่างการชักและในสภาวะก่อนการชักไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ

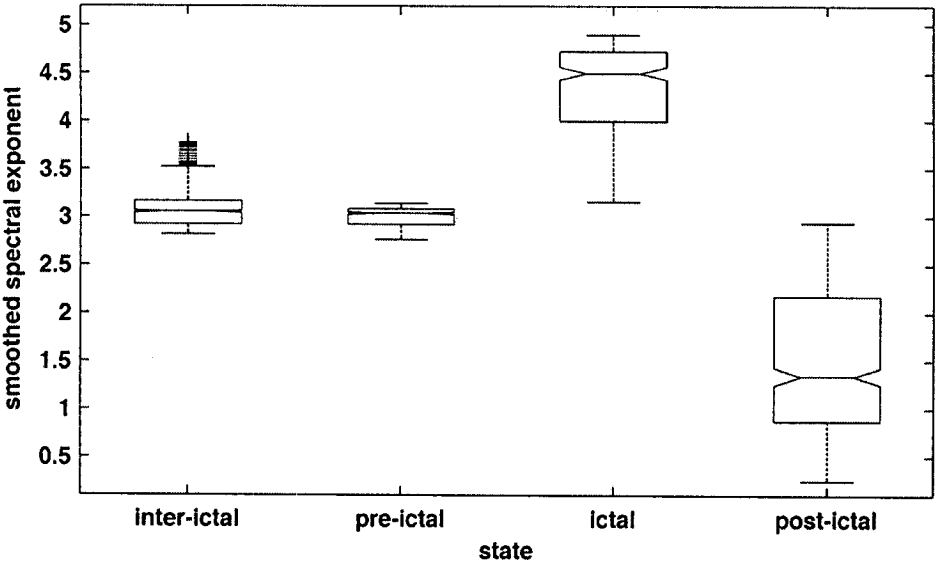
ตาราง 3 การวิเคราะห์ความแปรปรวนของค่ายกกำลังสเปกตรัม

แหล่งความแปรปรวน	Sums of squares (SS)	Degrees of freedom (df)	Mean squares (MS)	F	P
ความแปรปรวนระหว่างกลุ่ม	3.5510×10^3	3	1.1837×10^3	3.3686×10^3	0
ความแปรปรวนในกลุ่ม	2.3725×10^3	6752	0.3514		
ความแปรปรวนทั้งหมด	5.9235×10^3	6755			

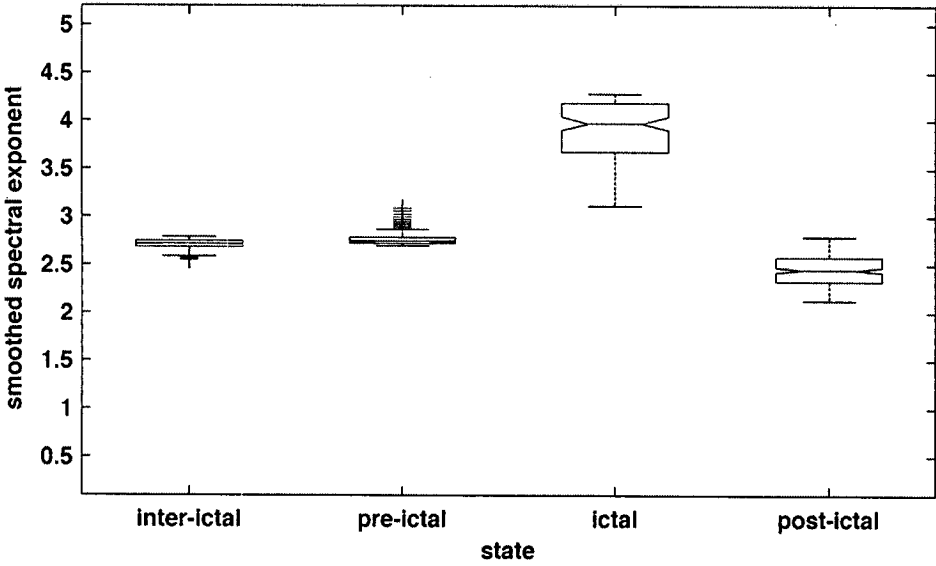
ในทำนองเดียวกัน การกระจายตัวของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ ของสมองของตัวอย่าง S1, S2, S3, S4, S5 และ S6 ถูกแสดงในรูป 14(a) (b) (c) (d) (e) และ (f) ตามลำดับ ในขณะที่รูป 15 แสดงการกระจายตัวของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ ของสมองของทุกตัวอย่าง



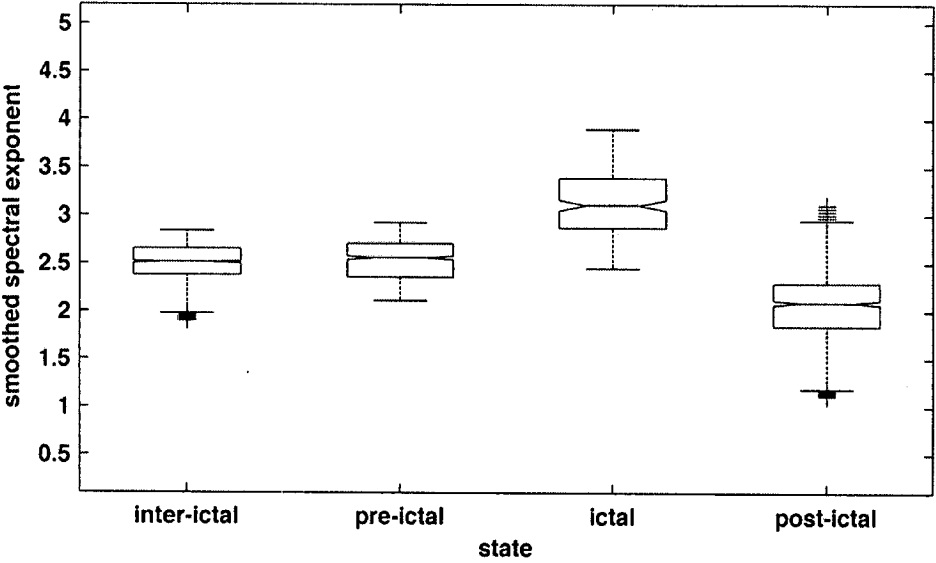
(a) ตัวอย่าง S1



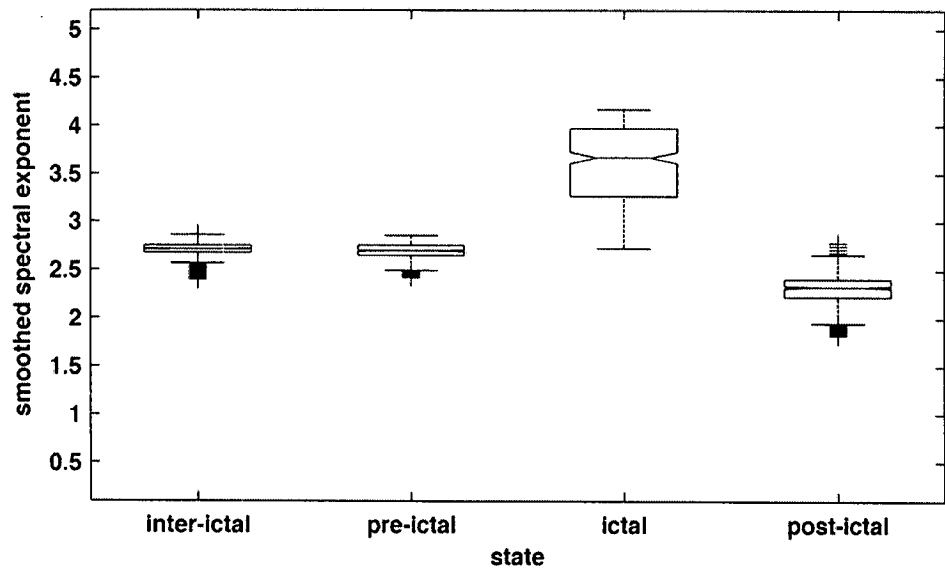
(b) ตัวอย่าง S2



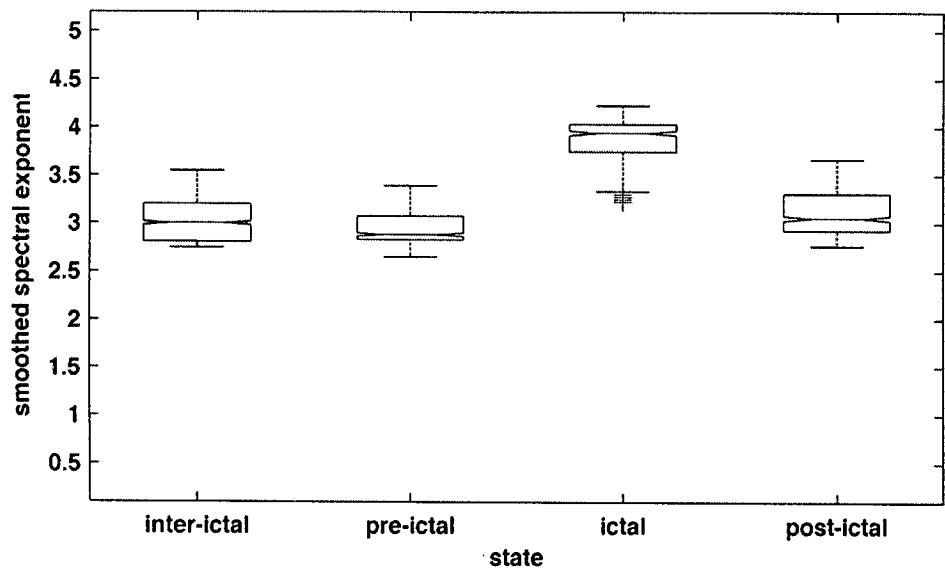
(c) ตัวอย่าง S3



(d) ตัวอย่าง S4

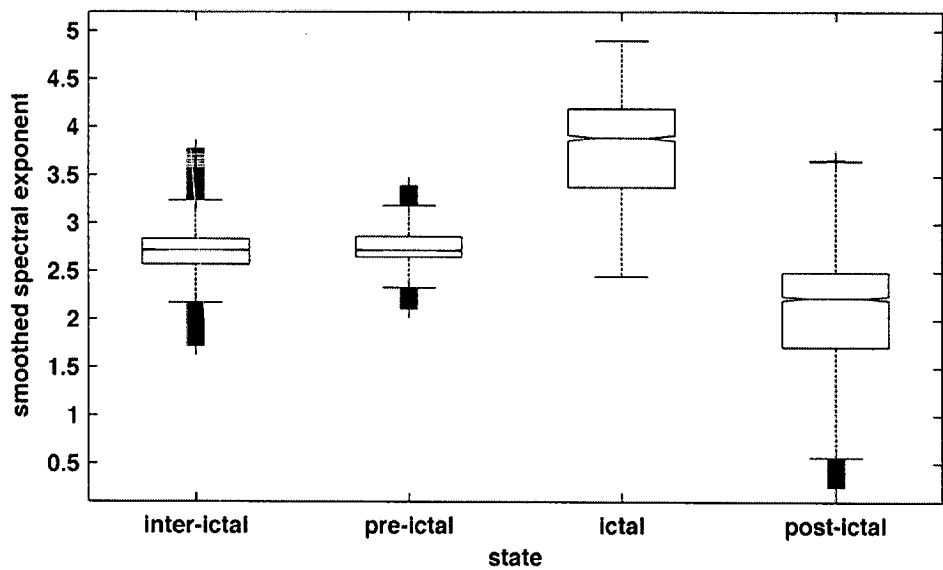


(e) ตัวอย่าง S5



(f) ตัวอย่าง S6

รูป 14 ค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ ของสมอง



รูป 15 ค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ ของสมองของ
ทุกตัวอย่าง

ตาราง 4 แสดงค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่
ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ ของสมองของตัวอย่าง S1, S2, S3, S4,
S5 และ S6 ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของ
สัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ ของสมองของทุกตัวอย่างถูกรวบรวมไว้ในตาราง 5

ตาราง 4 ค่าทางสถิติของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะ
ต่างๆ ของสมอง

สภาวะของสมอง	ค่าเฉลี่ย±ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของตัวอย่าง					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
ระหว่างการชัก	2.5561± 0.2282	3.0631± 0.1735	2.7087± 0.0525	2.5033± 0.1886	2.7034± 0.0805	3.0207± 0.2127
ก่อนการชัก	2.6805± 0.0594	3.0022± 0.0972	2.7618± 0.0632	2.5365± 0.2133	2.6919± 0.0895	2.9344± 0.1945
ขณะเกิดการชัก	3.8165± 0.7271	4.3520± 0.4549	3.9066± 0.3082	3.1380± 0.3517	3.6046± 0.4040	3.8794± 0.2224
หลังการชัก	1.5957± 0.4638	1.4816± 0.7544	2.4485± 0.1571	2.0359± 0.3569	2.2981± 0.1864	3.1336± 0.2365

ตาราง 5 ค่าทางสถิติของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่าง ๆ ของสมองของทุกตัวอย่าง

สภาวะของสมอง	ค่าเฉลี่ย±ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบ
ระหว่างการชัก	2.7314±0.2816
ก่อนการชัก	2.7387±0.2246
ขณะเกิดการชัก	3.8009±0.6011
หลังการชัก	2.1304±0.6743

ตาราง 6 การวิเคราะห์ความแปรปรวนของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบ

แหล่งความแปรปรวน	Sums of squares (SS)	Degrees of freedom (df)	Mean squares (MS)	F	P
ความแปรปรวนระหว่างกลุ่ม	2.6900×10 ³	3	896.6609	4.0411×10 ³	0
ความแปรปรวนในกลุ่ม	1.4982×10 ³	6752	0.2219		
ความแปรปรวนทั้งหมด	4.1882×10 ³	6755			

เช่นเดียวกันกับผลที่ได้จากค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่าง ๆ ค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่าง ๆ มีความแตกต่างกัน ซึ่งจากการวิเคราะห์ความแปรปรวนของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมอง เราสามารถสรุปได้ว่าค่าเฉลี่ยของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะระหว่างการชัก สภาวะก่อนการชัก สภาวะขณะเกิดการชัก และสภาวะหลังการชักมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ

นอกจากนี้เมื่อทำการทดสอบทางสถิติเพื่อตรวจสอบความแตกต่างของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองระหว่าง 2 สภาวะ ก็พบว่าค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะขณะเกิดการชักมีค่าสูงกว่าค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะระหว่างการชัก สภาวะก่อนการชัก และสภาวะหลังการชักอย่างมีนัยสำคัญ และค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะหลังการชักมีค่าต่ำกว่าค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของ

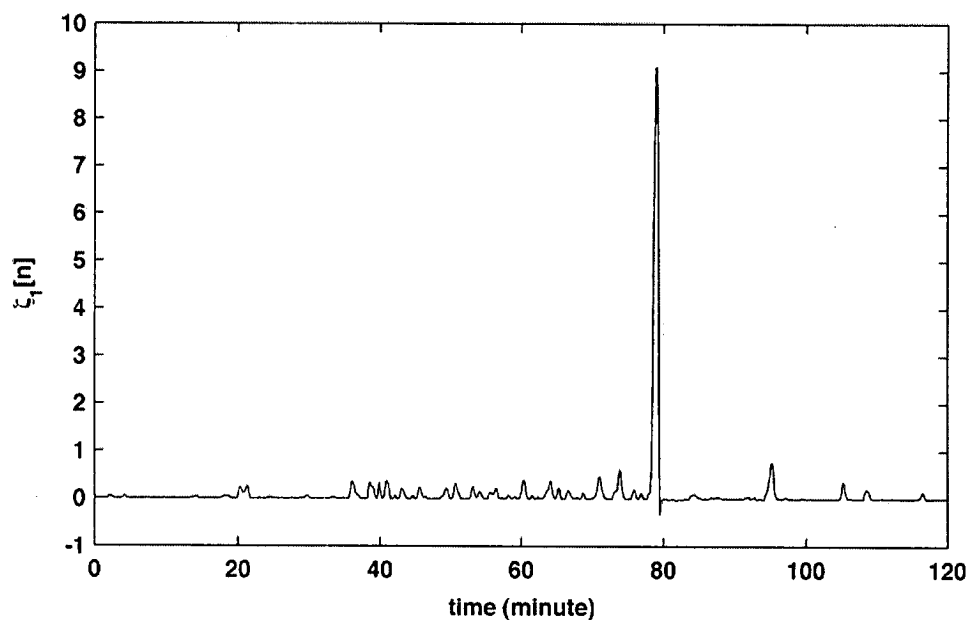
สัญญาณคลื่นสมองในสภาวะระหว่างการชัก สภาวะก่อนการชัก และสภาวะขณะเกิดการชัก อย่างมีนัยสำคัญ ในขณะที่ค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะระหว่างการชักและในสภาวะก่อนการชักไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ

ดังนั้น จากคุณลักษณะของค่ายกกำลังสเปกตรัม รวมถึงค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักในสภาวะต่างๆ ของสมอง เราพบว่าสมองในสภาวะต่างๆ ซึ่งประกอบด้วยสภาวะระหว่างการชัก สภาวะก่อนการชัก สภาวะขณะเกิดการชัก และสภาวะหลังการชักมีพฤติกรรมที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในสภาวะขณะเกิดการชักและในสภาวะหลังการชัก สมองมีพฤติกรรมที่เปลี่ยนแปลงไปอย่างชัดเจน สัญญาณคลื่นสมองในสภาวะขณะเกิดการชักมีความคล้ายคลึงกันในตัวเองสูงกว่าสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะอื่นๆ ของสมองอย่างมีนัยสำคัญ หรืออีกนัยหนึ่งคือสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะขณะเกิดการชักมีรูปแบบเชิงเวลาที่ราบเรียบมากกว่าสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะอื่นๆ ของสมองอย่างมีนัยสำคัญ และเมื่ออาการชักสิ้นสุดลงพฤติกรรมของสมองไม่กลับสู่สภาวะปกติในทันที แต่สภาวะของสมองจะค่อยๆ กลับเข้าสู่สภาวะปกติอย่างช้าๆ โดยสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะหลังการชักมีความคล้ายคลึงกันในตัวเองต่ำกว่าสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะอื่นๆ ของสมองอย่างมีนัยสำคัญ หรืออีกนัยหนึ่งคือสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะขณะเกิดการชักมีรูปแบบเชิงเวลาที่ราบเรียบน้อยกว่าสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะอื่นๆ ของสมองอย่างมีนัยสำคัญ

3.3 การตรวจหาการชักจากสัญญาณคลื่นสมอง

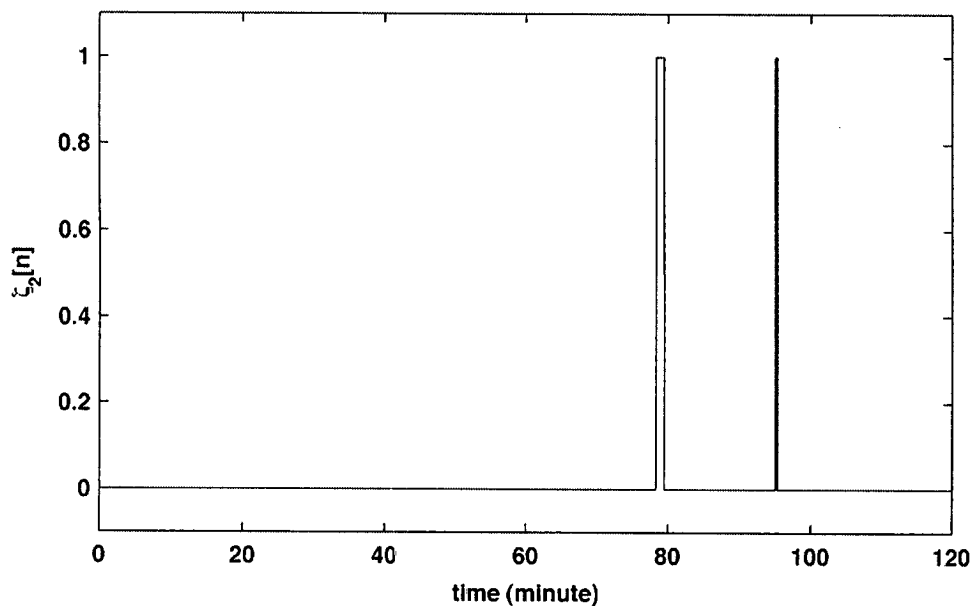
จากสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่างที่ถูกแสดงในรูป 2 เมื่อทำการคำนวณหาค่ายกกำลังสเปกตรัม $\gamma[n]$ ของช่วงย่อยของสัญญาณคลื่นสมองขนาด 8 วินาที โดยทำการเลื่อนหน้าต่างทุกๆ 1 วินาทีให้ได้ค่ายกกำลังสเปกตรัมดังแสดงในรูป 5 และเมื่อผ่านกระบวนการกรองความถี่ต่ำผ่านแล้ว ส่งผลให้ได้ค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบ $\bar{\gamma}[n]$ ดังแสดงในรูป 9 หลังจากนั้นคุณลักษณะเฉพาะของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองที่มีค่าเพิ่มขึ้นอย่างยิ่งในขณะเกิดการชักนั้นถูกสกัดออกมา ค่าผลต่างยกกำลังสเปกตรัม $\zeta_1[n]$ ที่คำนวณมาจากการประมวลผลสัญญาณของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบ $\bar{\gamma}[n]$ จะได้ดังแสดงในรูป 16

จากรูป 16 จะเห็นว่าค่าผลต่างยกกำลังสเปกตรัม $\zeta_1[n]$ ของสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่างในช่วงขณะเกิดการชักนั้นมีค่าสูงมากเมื่อเทียบกับค่าผลต่างยกกำลังสเปกตรัม $\zeta_1[n]$ ของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะอื่นๆ และคุณลักษณะของค่าผลต่างยกกำลังสเปกตรัม $\zeta_1[n]$ ของสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่างในช่วงขณะเกิดการชักนั้นมีความโดดเด่นมากยิ่งขึ้นเมื่อเทียบกับคุณลักษณะของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบ $\bar{\gamma}[n]$ ของสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่างในช่วงขณะเกิดการชัก



รูป 16 ค่าผลต่างยกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่าง

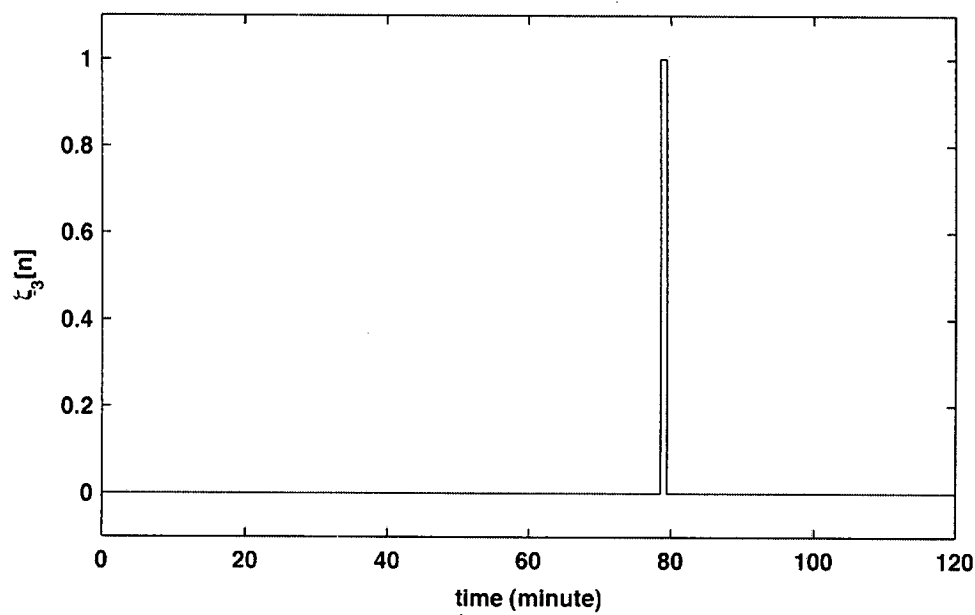
เมื่อนำค่าผลต่างยกกำลังสเปกตรัม $\zeta_1[n]$ ของสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่างไปเปรียบเทียบกับค่าอ้างอิง τ จะทำให้ได้บริเวณที่มีความเป็นไปได้ว่าจะเป็นช่วงเวลาขณะเกิดการชักดังแสดงในรูป 17



รูป 17 ผลการเปรียบเทียบค่าผลต่างยกกำลังสเปกตรัมกับค่าอ้างอิง

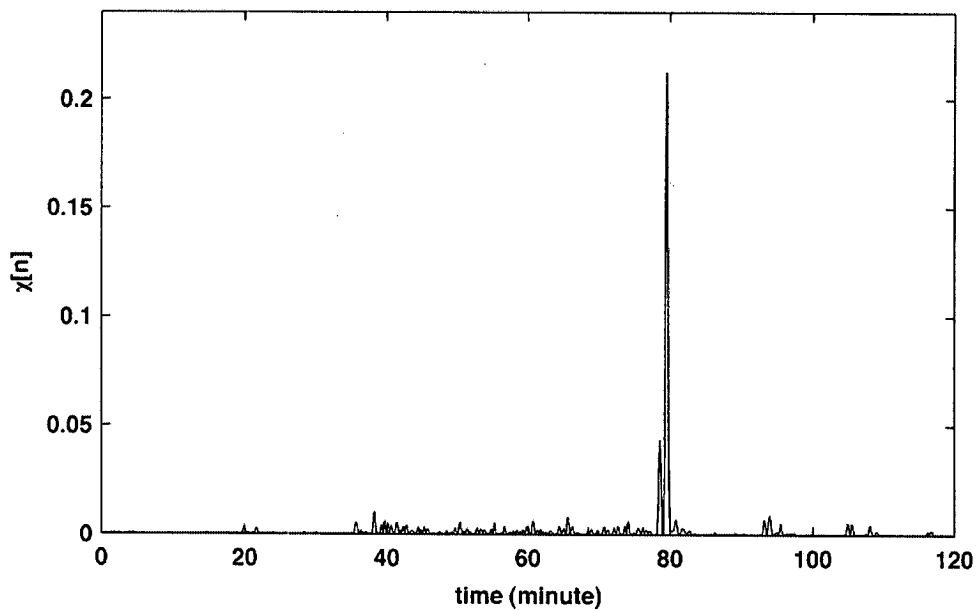
จากรูป 17 จะเห็นว่าผลการเปรียบเทียบค่าผลต่างยกกำลังสเปกตรัม $\zeta_1[n]$ กับค่าอ้างอิง τ นั้นมีอยู่ 2 บริเวณที่ $\zeta_2[n]$ มีค่าเท่ากับ 1 นั้นแสดงให้เห็นว่าในชุดข้อมูลสัญญาณคลื่น

สมมติอย่างนี้มีความเป็นไปได้ว่าผู้ป่วยจะมีการชักเกิดขึ้น 2 ครั้ง โดยบริเวณที่คาดว่าจะ
จะเป็นช่วงเวลาขณะเกิดการชักทั้ง 2 ครั้งคือตำแหน่งที่ $\zeta_2[n]$ มีค่าเท่ากับ 1
เมื่อนำผลที่ได้จากการประมวลผลที่ผ่านมาทั้งหมดไปพิจารณาตามเงื่อนไขทั้ง 3 ข้อ
เพื่อกำหนดตำแหน่งที่คาดว่าจะเกิดการชักนั้นเป็นการชักจริงหรือไม่ และ
จากการพิจารณาตัดสินตามเงื่อนไขทั้ง 3 ข้อนั้นจะพบว่ามีเพียงบริเวณเดียวที่เป็นผลที่
เกิดขึ้นจากการชักจริง ดังแสดงในรูป 18

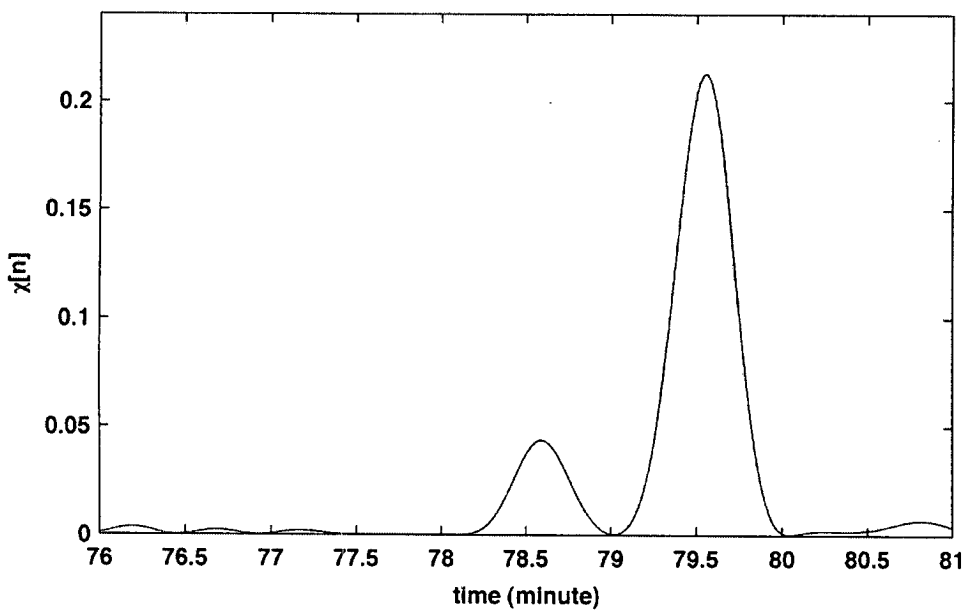


รูป 18 บริเวณที่ตรวจพบการเกิดการชัก

เมื่อมีการตรวจพบการชักจากข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง ขั้นตอนต่อไปคือการ
ตรวจหาจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชักซึ่งพิจารณาจากค่าความแปรปรวนของค่ายก
กำลังสเปกตรัมรอบบริเวณ $\chi[n]$ ของสัญญาณคลื่นสมอง รูป 19 แสดงค่าความแปรปรวน
ของค่ายกกำลังสเปกตรัมรอบบริเวณ $\chi[n]$ ของสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่าง นอกจากนี้ค่า
ความแปรปรวนของค่ายกกำลังสเปกตรัมรอบบริเวณ $\chi[n]$ ของสัญญาณคลื่นสมอง
ตัวอย่างรอบบริเวณขณะเกิดการชักถูกแสดงในรูป 20



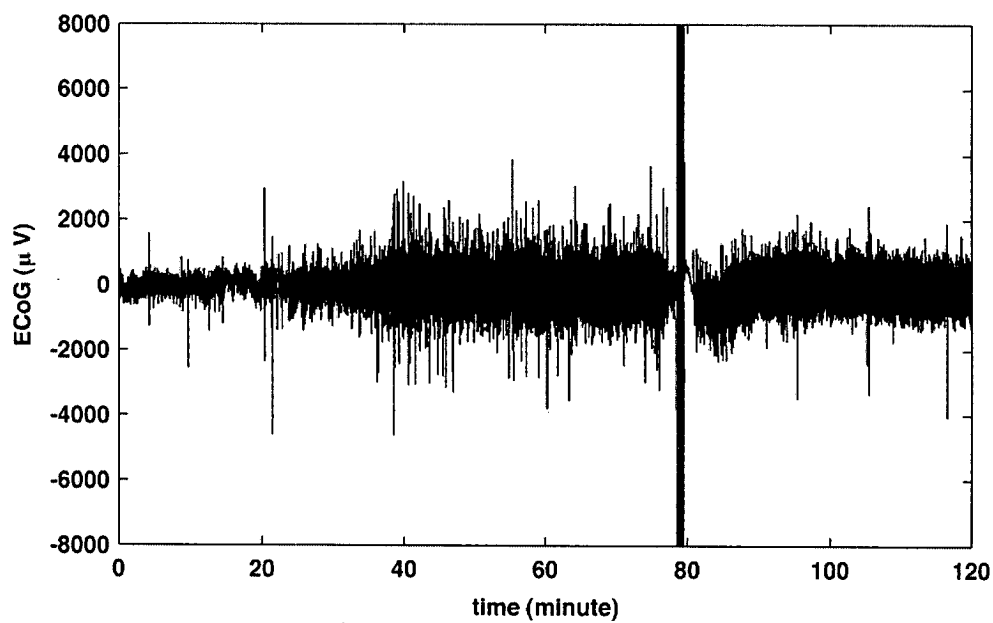
รูป 19 ค่าความแปรปรวนของค่ายกกำลังสเปกตรัมรอบบริเวณของสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่าง



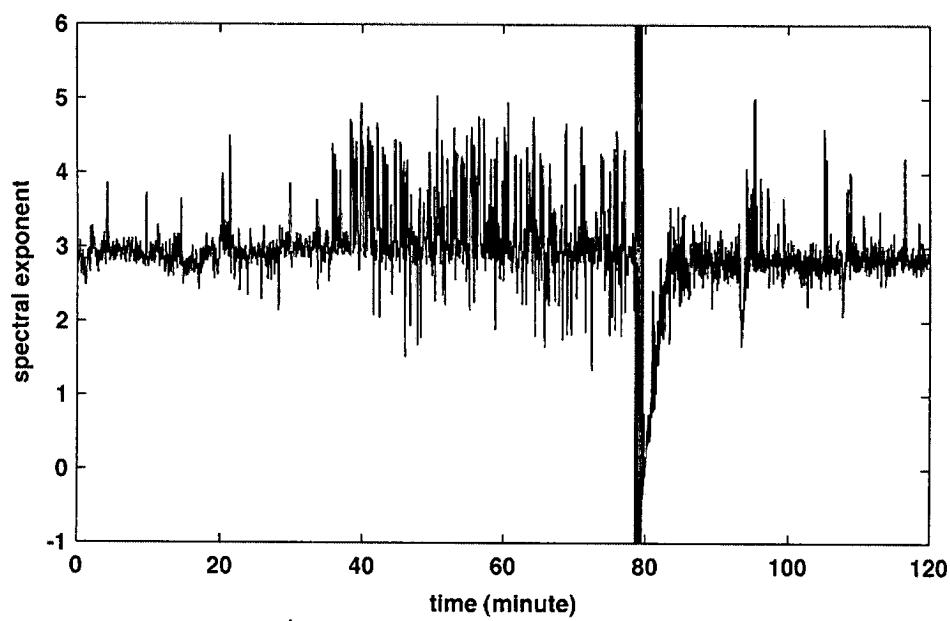
รูป 20 ค่าความแปรปรวนของค่ายกกำลังสเปกตรัมรอบบริเวณของสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่าง
รอบบริเวณขณะเกิดการชัก

จากค่าความแปรปรวนของค่ายกกำลังสเปกตรัมรอบบริเวณ $x[n]$ ของสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่าง จุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชักจะถูกระบุจากจุดสูงสุดของค่าความแปรปรวนของค่ายกกำลังสเปกตรัมรอบบริเวณ $x[n]$ ของสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่างที่อยู่ทางซ้ายมือและทางขวามือของตำแหน่งที่ตรวจพบการชักตามลำดับ ดังนั้นช่วงเวลาระหว่างจุดเริ่มต้นของการชักและจุดสิ้นสุดของการชักสำหรับสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่างถูกแสดงในแถบสีเทาในรูป 21 เปรียบเทียบกับสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่างที่ถูกพล็อตในเส้นสี

ดำ และรูป 22 แสดงผลการระบุตำแหน่งของการชักที่ถูกตรวจพบ โดยช่วงเวลาระหว่างจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชักถูกแสดงในแถบสีเทาเปรียบเทียบกับค่ายกกำลังสเปกตรัม $\gamma[n]$ ของสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่างในเส้นสีดำ

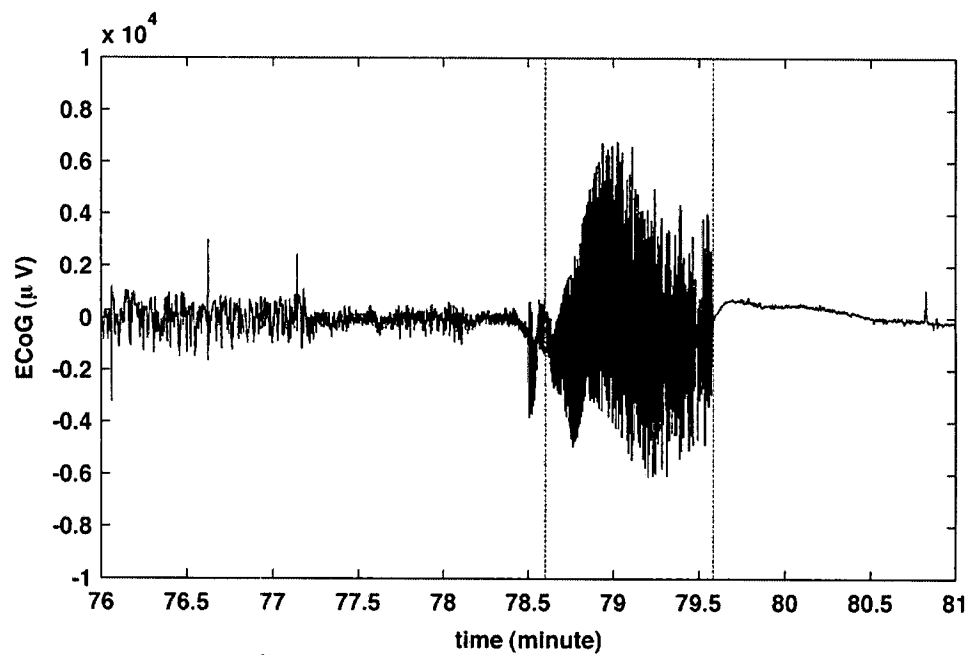


รูป 21 ช่วงเวลาของการชักที่ถูกตรวจพบ (แถบสีเทา) เปรียบเทียบกับสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่าง (เส้นสีดำ)

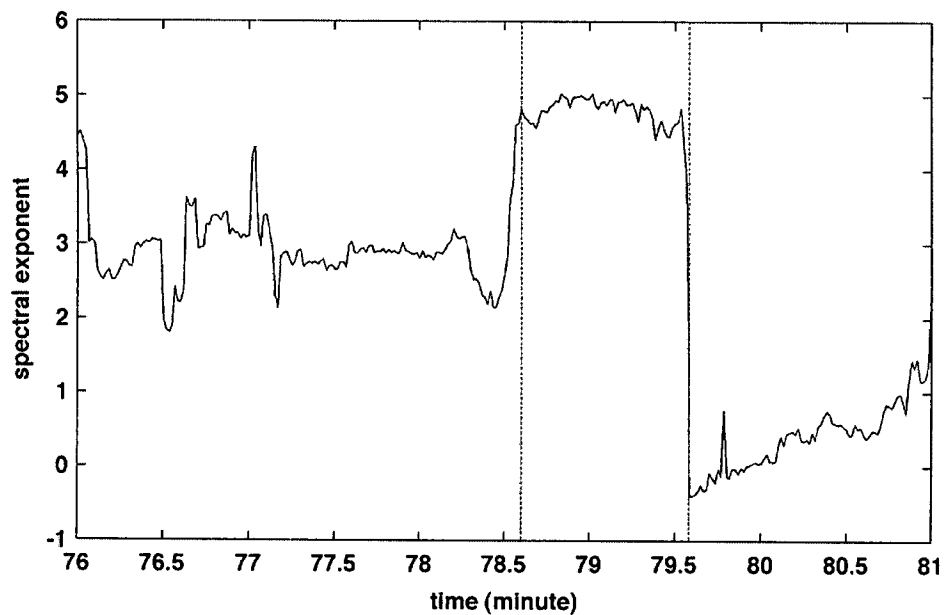


รูป 22 ช่วงเวลาของการชักที่ถูกตรวจพบ (แถบสีเทา) เปรียบเทียบกับค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่าง (เส้นสีดำ)

เมื่อพิจารณาขอบบริเวณขณะเกิดการชัก จุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของอาการชักถูกแสดงโดยเส้นประสีเทาเปรียบเทียบกับสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่างและค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่างในรูป 23 และรูป 24 ตามลำดับ



รูป 23 จุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชัก (เส้นประสีเทา) เปรียบเทียบกับสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่าง (เส้นสีดำ) รอบบริเวณขณะเกิดการชัก



รูป 24 จุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชัก (เส้นประสีเทา) เปรียบเทียบกับค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองตัวอย่าง (เส้นสีดำ)

สำหรับคลื่นสมองตัวอย่าง ผลการตรวจหาการชักจากสัญญาณคลื่นสมองระบุว่า
อาการชัก 1 ครั้งที่ตรวจพบว่าเกิดขึ้นภายในข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองชุดนี้มีจุดเริ่มต้นที่
เวลา 01:18:36 และจุดสิ้นสุดที่เวลา 01:19:35 เมื่อเปรียบเทียบกับข้อมูลทางคลินิกที่ถูก
บันทึกไว้โดยแพทย์เฉพาะทางที่เชี่ยวชาญว่าจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของอาการชักสำหรับ
ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองชุดนี้อยู่ที่เวลา 01:18:21 และ 01:19:34 ตามลำดับ ดังนั้นจะเห็น
ว่าผลการตรวจหาการชัก และการระบุตำแหน่งเวลาของจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชัก
จากสัญญาณคลื่นสมองโดยใช้เครื่องมือทางการคำนวณที่ถูกพัฒนาขึ้นในโครงการวิจัยนี้ มี
ความแม่นยำพอสมควร โดยจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชักที่ถูกตรวจพบโดยเครื่องมือ
ทางการคำนวณที่ถูกพัฒนาขึ้นในโครงการวิจัยนี้ล่าช้าไป 15 วินาทีและ 1 วินาที ตามลำดับ

จากผลการศึกษาวิจัยในโครงการ พบว่าผลการตรวจหาการชักจากสัญญาณคลื่น
สมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักโดยใช้เครื่องมือทางการคำนวณที่ถูกพัฒนาขึ้นเป็นดังแสดง
ในตาราง 7 การชักทั้งหมด 28 ครั้งถูกตรวจพบทั้งหมดอย่างถูกต้องทั้ง 28 ครั้ง โดยไม่มี
การตรวจพบที่ผิดพลาด

ตาราง 7 ผลการตรวจหาการชักจากสัญญาณคลื่นสมอง

ตัวอย่าง	จำนวนการชัก (ครั้ง)	จำนวนการชัก ที่ตรวจพบ (ครั้ง)	จำนวนการชัก ที่ตรวจพบ ถูกต้อง (ครั้ง)	จำนวนการชัก ที่ตรวจพบ ผิดพลาด (ครั้ง)
S1	4	4	4	0
S2	4	4	4	0
S3	4	4	4	0
S4	7	7	7	0
S5	5	5	5	0
S6	4	4	4	0
รวม	28	28	28	0

เมื่อพิจารณาผลการระบุเวลาของจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชักโดยใช้เครื่องมือ
ทางการคำนวณที่ถูกพัฒนาขึ้น โดยเปรียบเทียบกับข้อมูลทางคลินิกพบว่าค่าผิดพลาดของ
จุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชักเป็นดังแสดงในตาราง 8 ซึ่งรวบรวมค่าเฉลี่ยและค่า
เบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าผิดพลาดของการระบุเวลาของจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชัก
สำหรับการระบุเวลาของจุดเริ่มต้นของการชักโดยใช้เครื่องมือทางการคำนวณจากสัญญาณ
คลื่นสมองที่ถูกพัฒนาขึ้นมีแนวโน้มที่จะระบุเวลาหรือตำแหน่งของจุดเริ่มต้นของการชัก

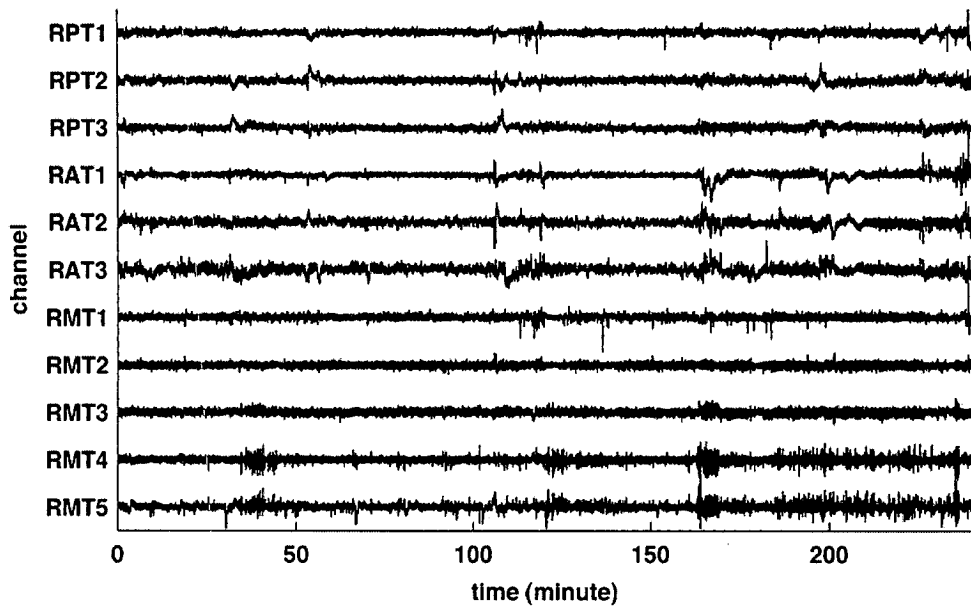
ล่าช้าไปกว่าการเริ่มต้นจริงของการชัก ในขณะที่การระบุเวลาของจุดสิ้นสุดของการชักโดยใช้เครื่องมือทางการคำนวณจากสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกพัฒนาขึ้นมีแนวโน้มที่จะระบุเวลาหรือตำแหน่งของจุดสิ้นสุดของการชักก่อนการสิ้นสุดจริงของการชัก นอกจากนี้แล้วการระบุเวลาหรือตำแหน่งของจุดสิ้นสุดของการชักนั้นก็มีแนวโน้มที่จะแม่นยำกว่าการระบุเวลาหรือตำแหน่งของจุดเริ่มต้นของการชัก

ตาราง 8 ค่าทางสถิติของความผิดพลาดในการระบุเวลาของจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชัก

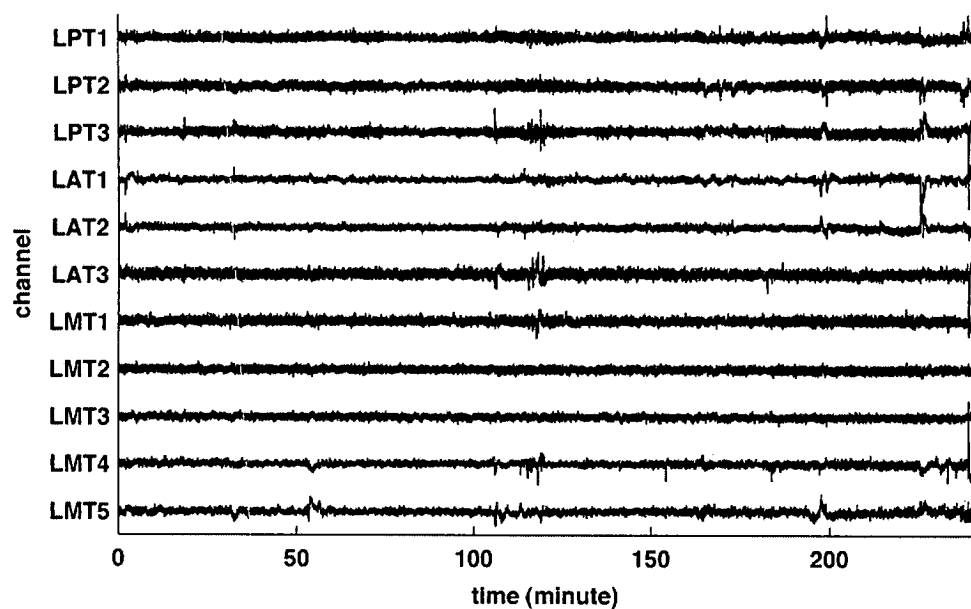
ตัวอย่าง	ค่าเฉลี่ย±ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน	
	ค่าผิดพลาดของจุดเริ่มต้นของการชัก (วินาที)	ค่าผิดพลาดของจุดสิ้นสุดของการชัก (วินาที)
S1	12.2500±2.6300	-5.7500±6.8981
S2	8.2500±1.7078	-1.5000±1.7321
S3	5.5000±2.1213	-4.5000±0.7071
S4	6.8571±3.7161	0±2.0817
S5	9.8000±4.0866	-6.2000±4.0249
S6	5.0000±8.1240	0.5000±1.2910
รวม	8.0769±4.5950	-2.5769±4.2443

3.4 การตรวจหาจุดกำเนิดของการชักหรือบริเวณที่เกี่ยวข้องกับการเกิดการชัก

เมื่อทำการวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณคลื่นสมองจำนวนหลายช่องสัญญาณ เราจะสามารถสังเกตเห็นพฤติกรรมของสมองในบริเวณต่างๆ ได้ จากข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองของตัวอย่าง S6 จำนวนทั้งสิ้น 22 ช่องสัญญาณ ซึ่งถูกบันทึกมาจากทั้งซีกขวามือและซีกซ้ายมือของสมอง โดยแบ่งออกเป็น 6 บริเวณ ดังต่อไปนี้ บริเวณ posterior basal temporal lobe ทางขวาจำนวน 3 ช่องสัญญาณ (เรียกว่า RPT1, RPT2 และ RPT3) บริเวณ posterior basal temporal lobe ทางซ้ายจำนวน 3 ช่องสัญญาณ (เรียกว่า RPT1, RPT2 และ RPT3) บริเวณ anterior basal temporal lobe ทางขวาจำนวน 3 ช่องสัญญาณ (เรียกว่า RAT1, RAT2 และ RAT3) บริเวณ anterior basal temporal lobe ทางซ้ายจำนวน 3 ช่องสัญญาณ (เรียกว่า LAT1, LAT2 และ LAT3) บริเวณ mesial temporal lobe ทางขวาจำนวน 5 ช่องสัญญาณ (เรียกว่า RMT1, RMT2, RMT3, RMT4 และ RMT5) และบริเวณ mesial temporal lobe ทางซ้ายจำนวน 5 ช่องสัญญาณ (เรียกว่า LMT1, LMT2, LMT3, LMT4 และ LMT5)



(a) บริเวณซีกขวามือของสมอง

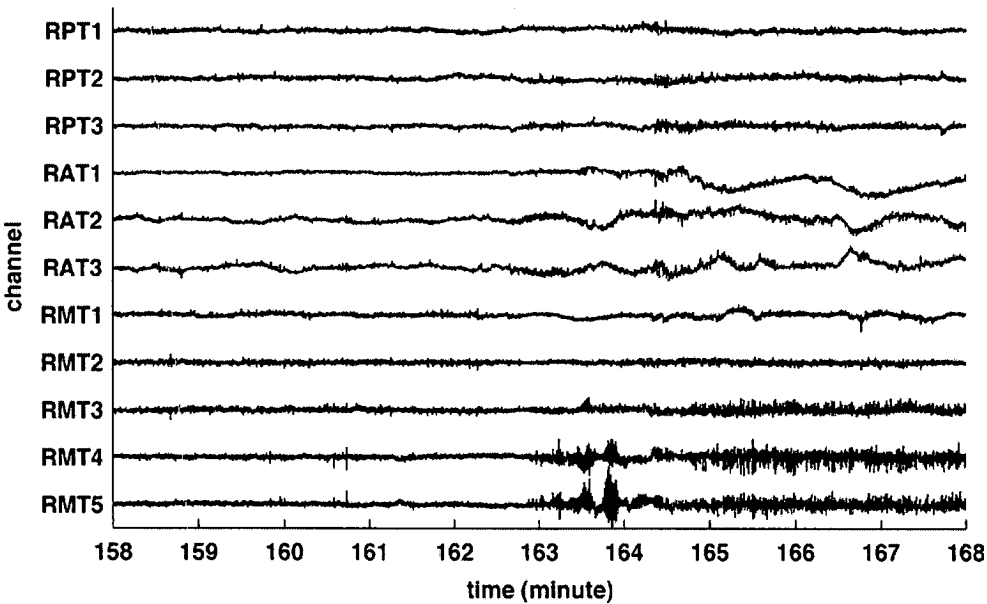


(b) บริเวณซีกซ้ายมือของสมอง

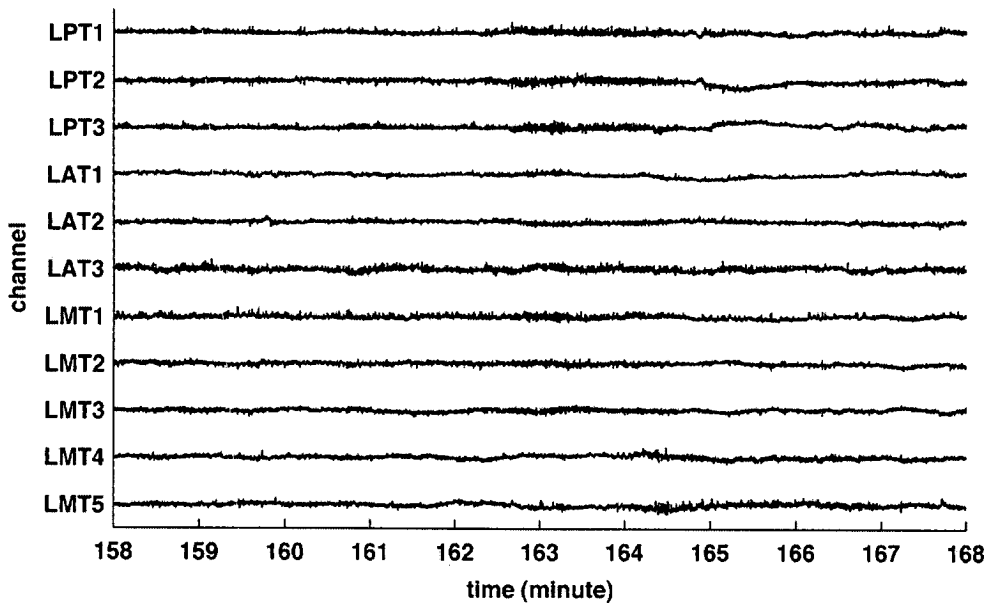
รูป 25 สัญญาณคลื่นสมองแบบหลายช่องสัญญาณ

รูป 25(a) และ 25(b) แสดงสัญญาณคลื่นสมองแบบหลายช่องสัญญาณของตัวอย่าง S6 ที่ถูกบันทึกมาจากซีกขวามือและซีกซ้ายมือของสมอง ตามลำดับ โดยในข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองในส่วนนี้ มีอาการชักเกิดขึ้นจำนวนทั้งสิ้น 2 ครั้ง โดยสัญญาณคลื่นสมองแบบหลายช่องสัญญาณที่ถูกบันทึกมาจากซีกขวามือและซีกซ้ายมือของสมองบริเวณรอบขณะเกิดการชักครั้งที่หนึ่งถูกแสดงในรูป 26(a) และ 26(b) ตามลำดับ ในขณะที่รูป 27(a) และ 27(b) แสดงสัญญาณคลื่นสมองแบบหลายช่องสัญญาณที่ถูกบันทึกมาจากซีกขวามือและซีก

ซ้ายมือของสมองบริเวณรอบขณะเกิดการชักที่สอง ตามลำดับ จากรูป 25 รูป 26 และรูป 27 จะสังเกตเห็นว่าสัญญาณคลื่นสมองมีการเปลี่ยนแปลงคุณลักษณะในเพียงบางช่องสัญญาณเท่านั้น โดยเฉพาะอย่างยิ่งในบริเวณซีกขวามือของสมอง

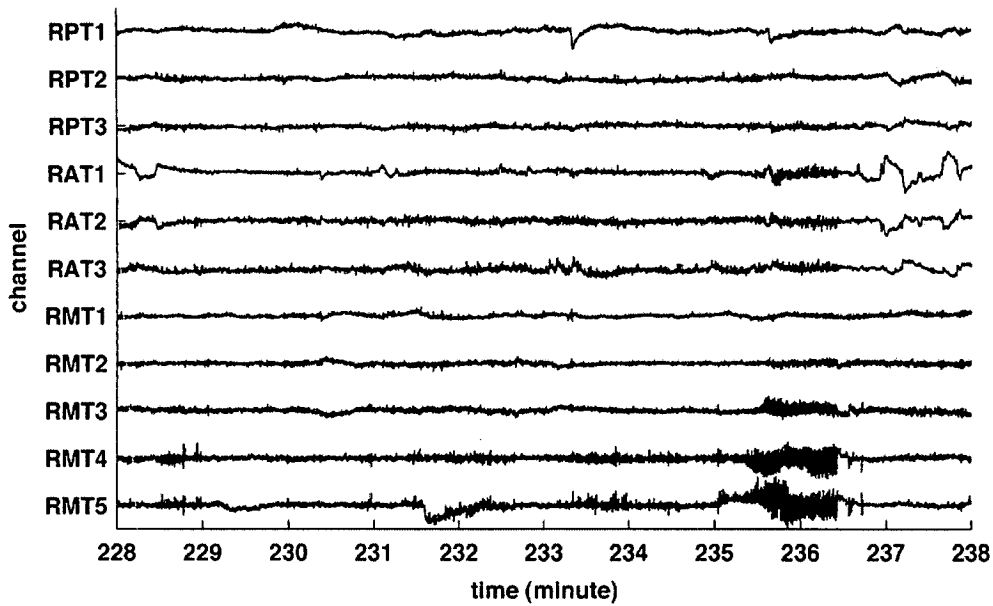


(a) บริเวณซีกขวามือของสมอง

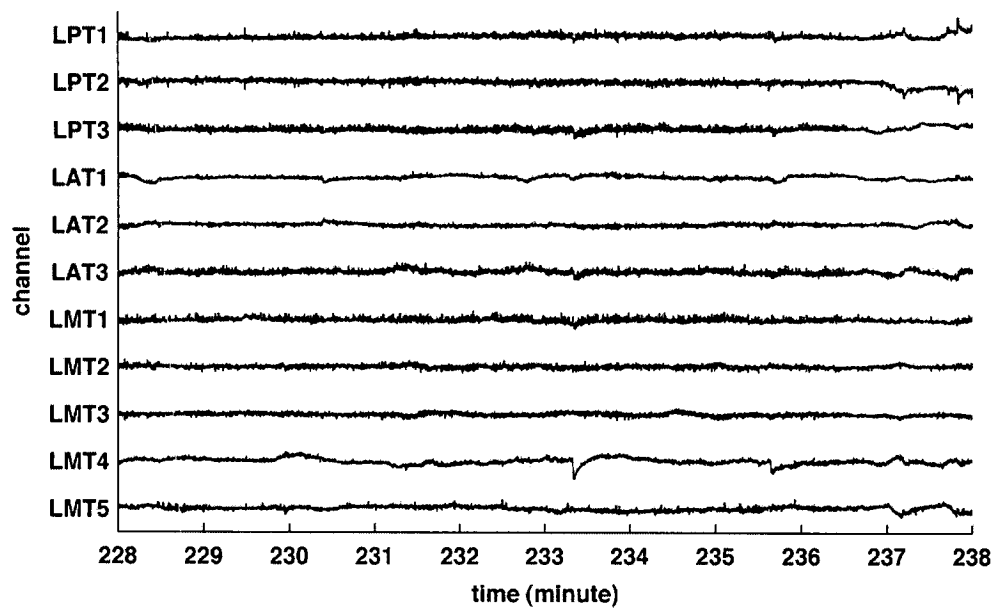


(b) บริเวณซีกซ้ายมือของสมอง

รูป 26 สัญญาณคลื่นสมองแบบหลายช่องสัญญาณบริเวณรอบขณะเกิดการชักครั้งที่หนึ่ง



(a) บริเวณซีกขวามือของสมอง

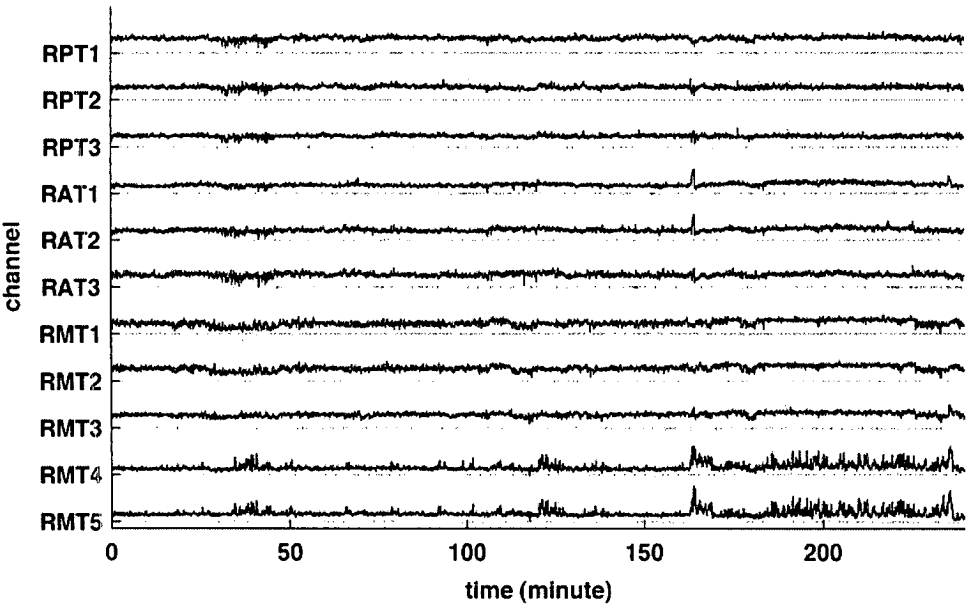


(b) บริเวณซีกซ้ายมือของสมอง

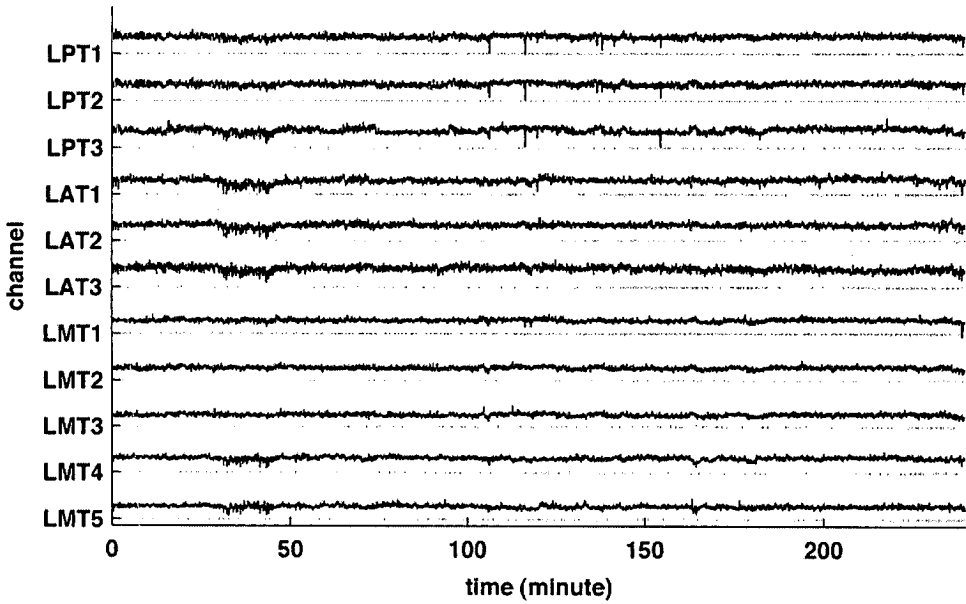
รูป 27 สัญญาณคลื่นสมองแบบหลายช่องสัญญาณบริเวณรอบขณะเกิดการชักครั้งที่สอง

ค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในแต่ละช่องสัญญาณที่ถูกบันทึกมาจากซีกขวามือและซีกซ้ายมือของสมองถูกแสดงในรูป 28(a) และ 28(b) ตามลำดับ โดยรูป 29(a) และ 29(b) แสดงค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในแต่ละช่องสัญญาณที่ถูกบันทึกมาจากซีกขวามือและซีกซ้ายมือของสมองในรูปแบบของรหัสสี ตามลำดับ เราสามารถสังเกตเห็นการเปลี่ยนแปลงของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองที่เป็นคุณลักษณะเฉพาะของการชักในบางช่องสัญญาณของบริเวณซีกขวามือของสมอง นั่นคือ

ค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองมีค่าเพิ่มสูงขึ้นมากขณะเกิดการชัก แล้วค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองมีค่าลดลงอย่างทันทีทันใดหลังจากการชักสิ้นสุดลง ก่อนที่ค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองจะมีค่ากลับเข้าสู่ค่าพื้นฐานอย่างช้าๆ ในขณะที่ค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกบันทึกจากซีกซ้ายมือของสมอง ไม่แสดงถึงคุณลักษณะเฉพาะของการชักดังกล่าว

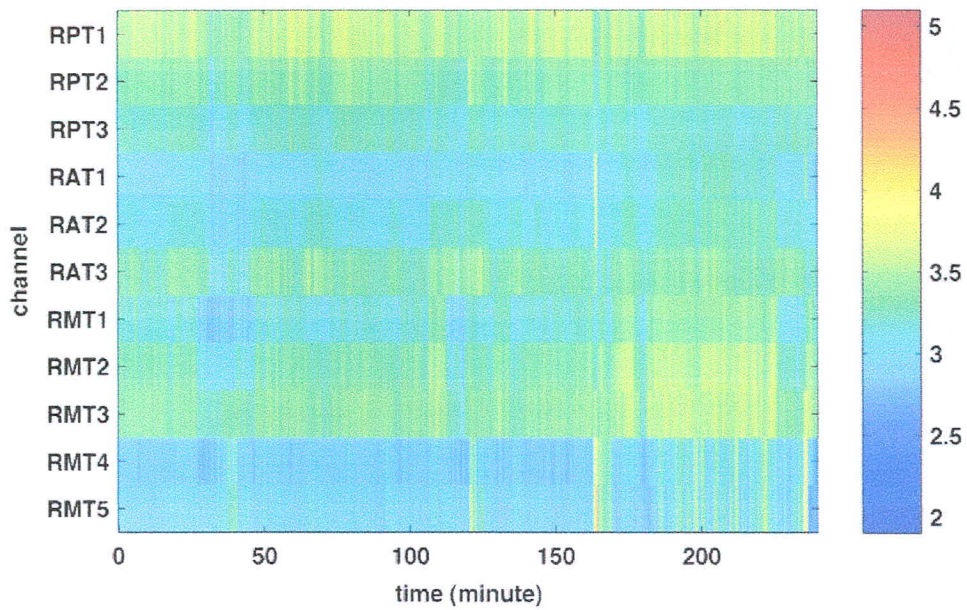


(a) บริเวณซีกขวามือของสมอง

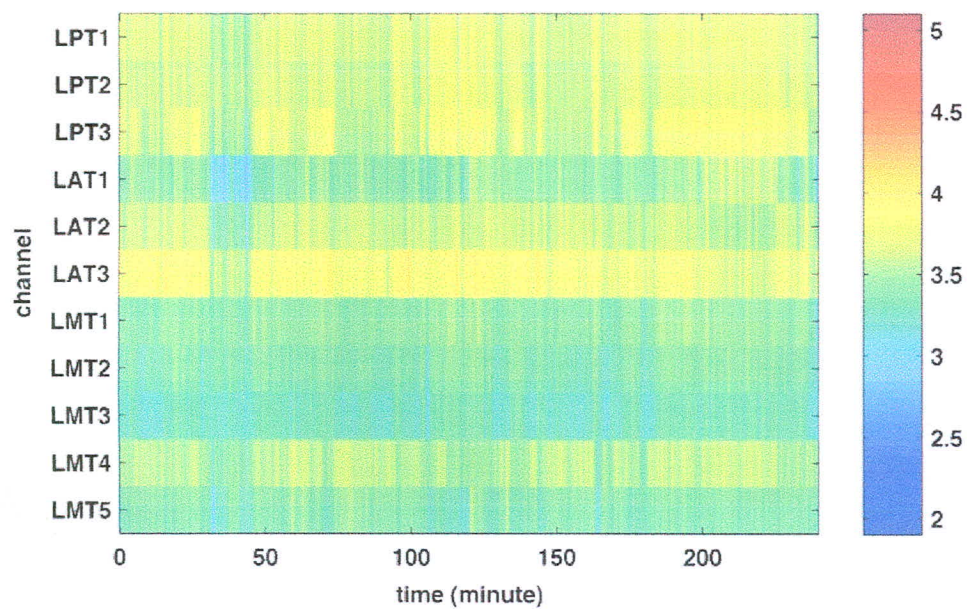


(b) บริเวณซีกซ้ายมือของสมอง

รูป 28 ค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองแบบหลายช่องสัญญาณ



(a) บริเวณซีกขวามือของสมอง

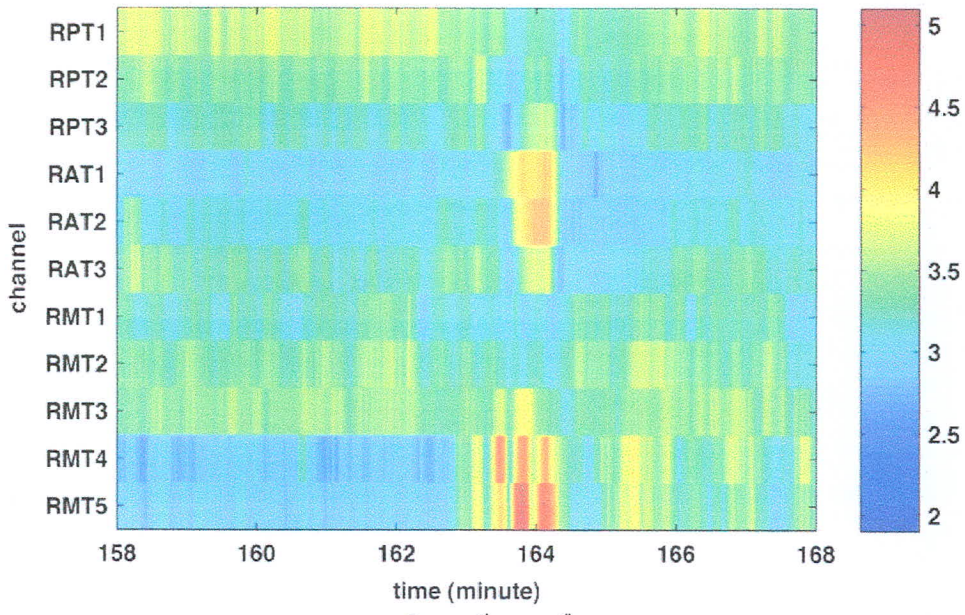


(b) บริเวณซีกซ้ายมือของสมอง

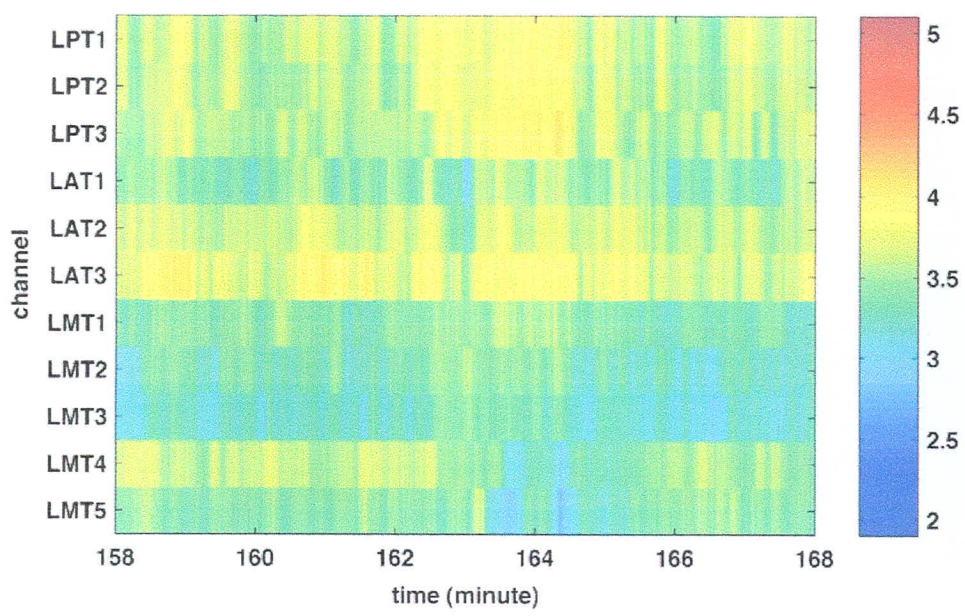
รูป 29 ค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองแบบหลายช่องสัญญาณในรูปแบบรหัสสี

นอกจากนี้ ค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในแต่ละช่องสัญญาณที่ถูกบันทึกมาจากซีกขวามือและซีกซ้ายมือของสมองบริเวณรอบขณะเกิดการชักครั้งที่หนึ่งและขณะเกิดการชักครั้งที่สองถูกแสดงในรูป 30(a) และ 30(b) และรูป 31(a) และ 31(b) ตามลำดับ จากรูป 30 และรูป 31 เราจะเห็นได้อย่างชัดเจนถึงการเปลี่ยนแปลงของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในขณะเกิดการชักทั้งสองครั้ง โดยเราสามารถสังเกตเห็นว่าในขณะเกิดการชักทั้งสองครั้ง คุณลักษณะเฉพาะของค่ายกกำลังสเปกตรัมของ

สัญญาณคลื่นสมองเกิดขึ้นในช่วงสัญญาณ RMT4 และ RMT5 ในขณะที่มีการเปลี่ยนแปลงของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองแสดงให้เห็นในช่วงสัญญาณ RAT1 และ RAT2 ในขณะเกิดการชักครั้งที่หนึ่ง

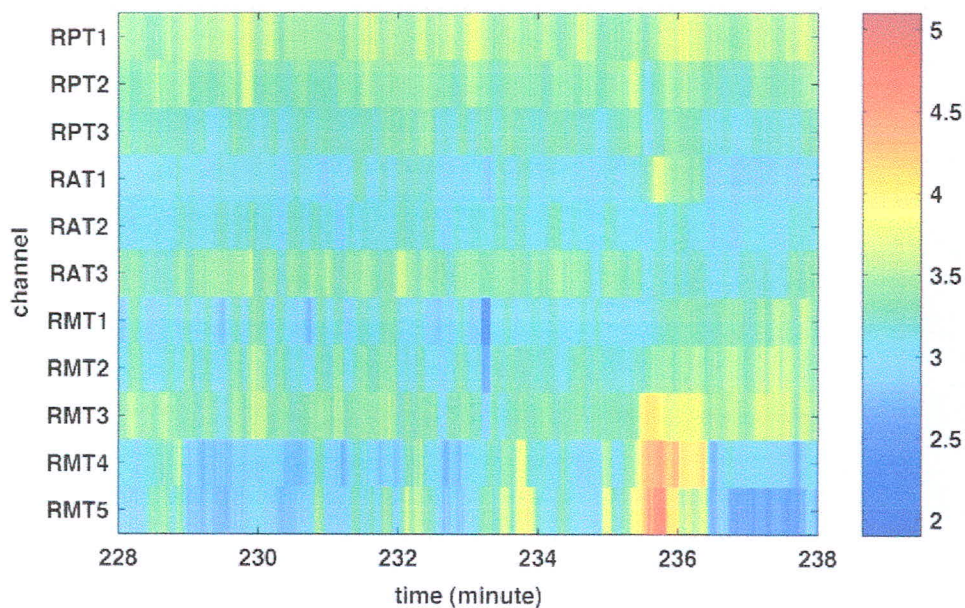


(a) บริเวณชักขวามือของสมอง

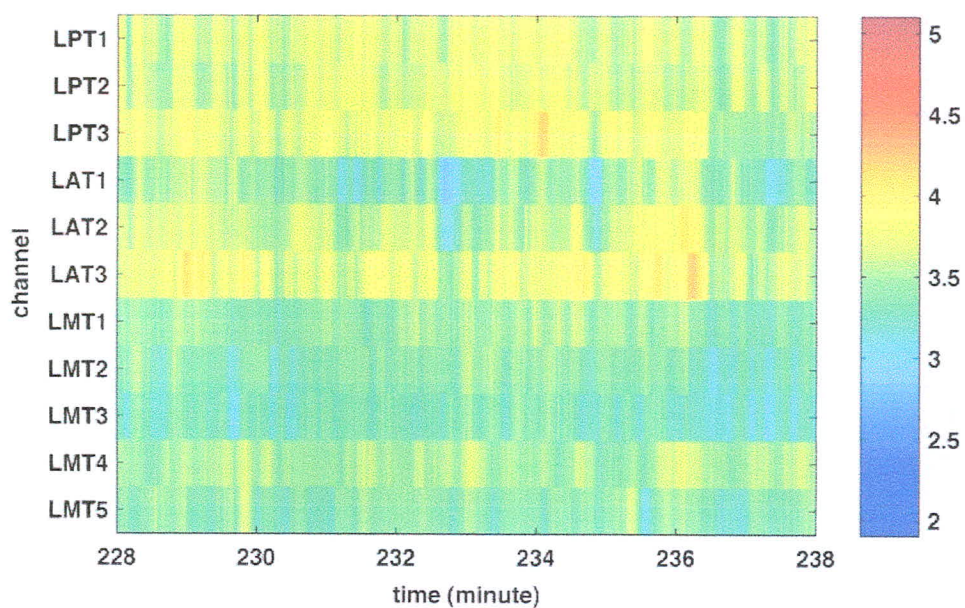


(b) บริเวณชักซ้ายมือของสมอง

รูป 30 ค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองแบบหลายช่องสัญญาณบริเวณรอบขณะเกิดการชักครั้งที่หนึ่งในรูปแบบรหัสสี



(a) บริเวณซีกขวามือของสมอง

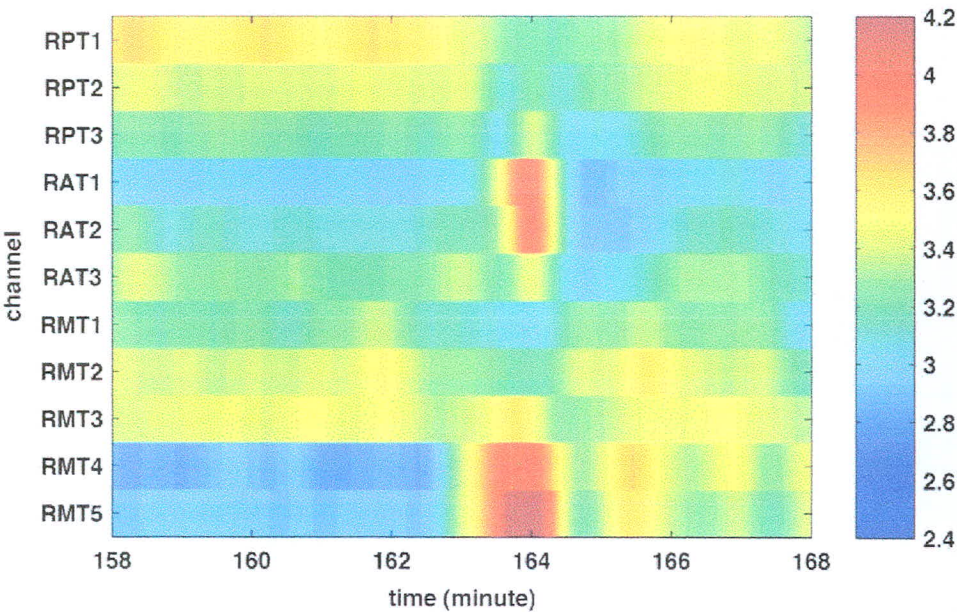


(b) บริเวณซีกซ้ายมือของสมอง

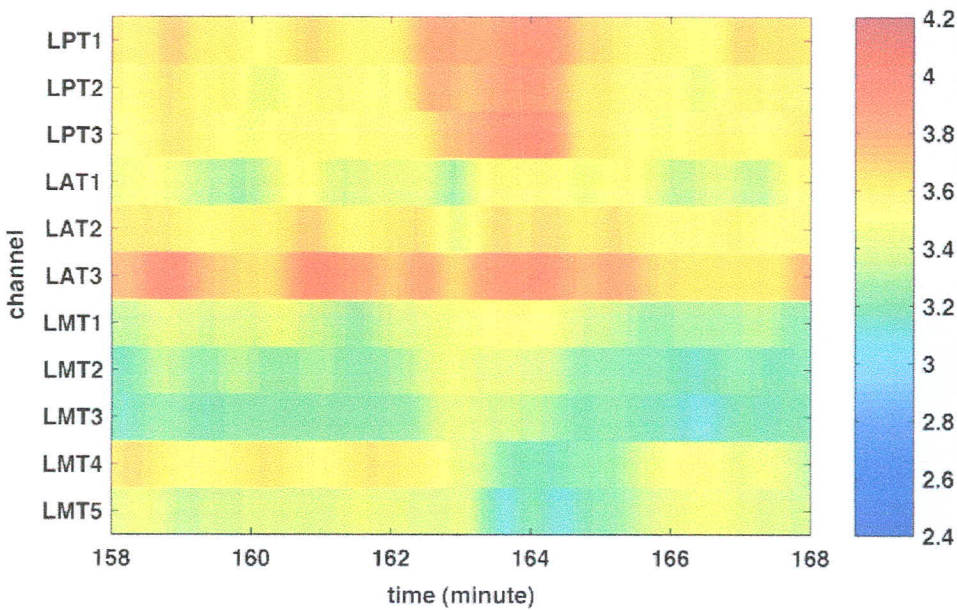
รูป 31 ค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองแบบหลายช่องสัญญาณบริเวณรอบขณะ
เกิดการชักครั้งที่สองในรูปแบบรหัสสี

ในทำนองเดียวกัน เราสามารถสังเกตเห็นคุณลักษณะเฉพาะของการชักในค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบ โดยรูป 32(a) และ 32(b) แสดงค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองในแต่ละช่องสัญญาณที่ถูกบันทึกมาจากซีกขวามือและซีกซ้ายมือของสมองบริเวณรอบขณะเกิดการชักครั้งที่หนึ่งในรูปแบบรหัสสีตามลำดับ และค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองในแต่ละช่องสัญญาณที่ถูกบันทึกมาจากซีก

ขวามือและซีกซ้ายมือของสมองบริเวณรอบขณะเกิดการชักครั้งที่สองในรูปแบบรหัสสีถูกแสดงในรูป 33(a) และ 33(b) ตามลำดับ

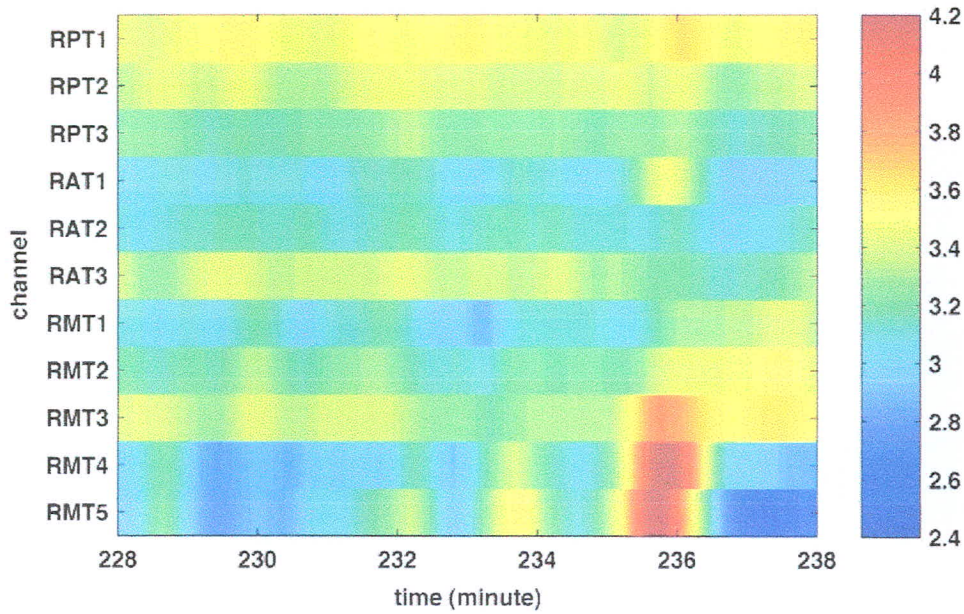


(a) บริเวณซีกขวามือของสมอง

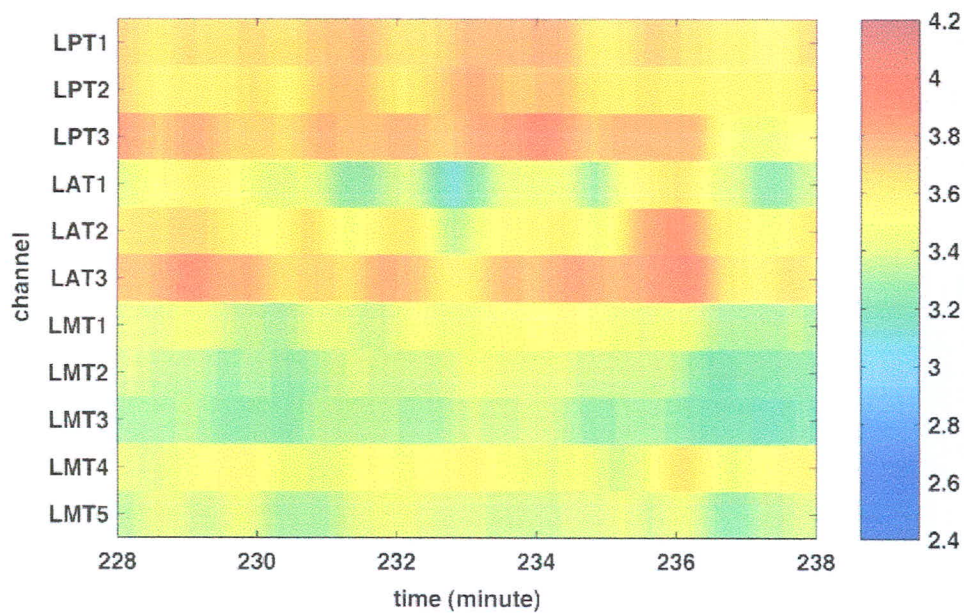


(b) บริเวณซีกซ้ายมือของสมอง

รูป 32 ค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองแบบหลายช่องสัญญาณบริเวณรอบขณะเกิดการชักครั้งที่หนึ่งในรูปแบบรหัสสี



(a) บริเวณซีกขวามือของสมอง

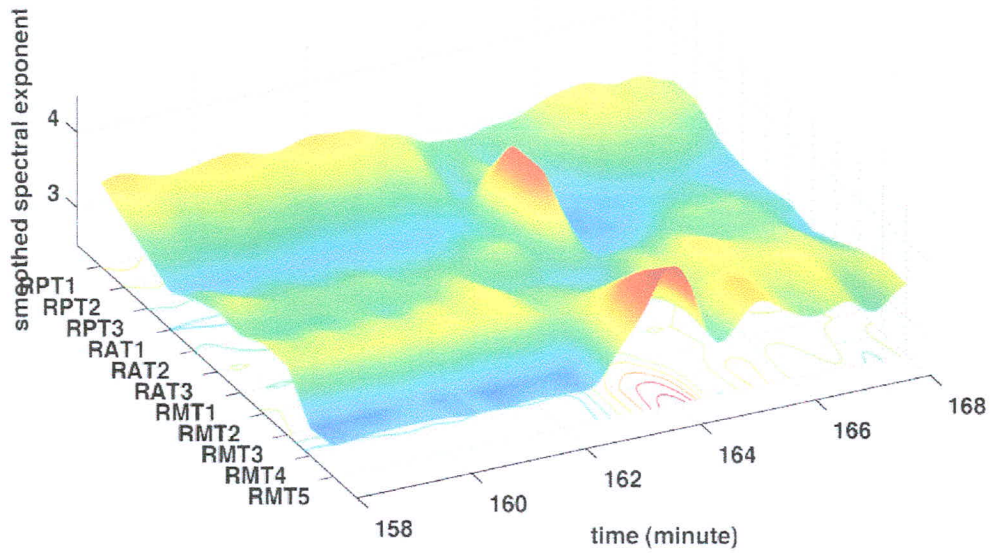


(b) บริเวณซีกซ้ายมือของสมอง

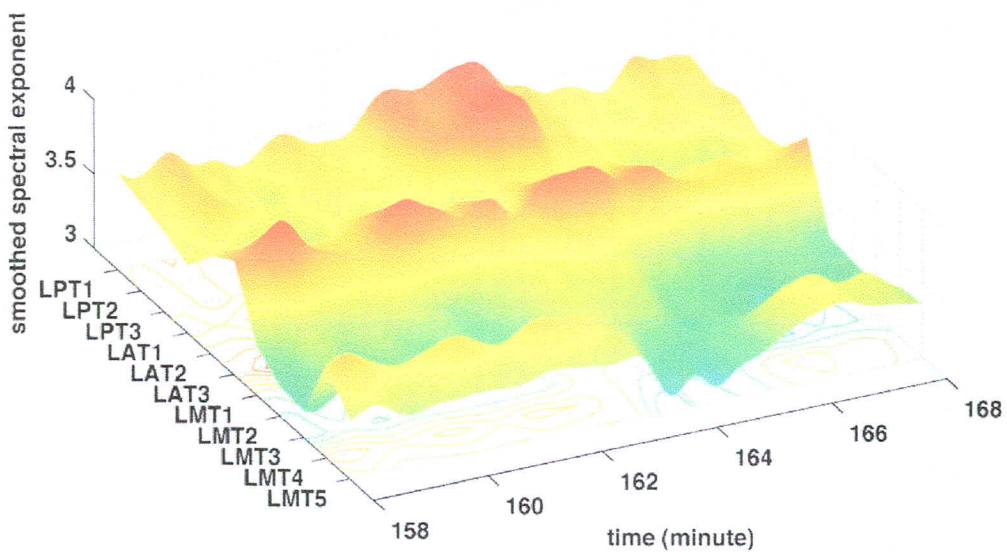
รูป 33 ค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองแบบหลายช่องสัญญาณบริเวณรอบขณะเกิดการชักครั้งที่สองในรูปแบบรหัสสี

นอกจากนี้เพื่อแสดงให้เห็นถึงการเปลี่ยนแปลงของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองในช่องสัญญาณต่างๆ เราพล็อตค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองในแต่ละช่องสัญญาณที่ถูกบันทึกมาจากซีกขวามือและซีกซ้ายมือของสมองบริเวณรอบขณะเกิดการชักครั้งที่หนึ่งและครั้งที่สองในรูปแบบ 3 มิติในรูป 34(a) และ 34(b) และรูป 35(a) และ 35(b) ตามลำดับ ในทำนองเดียวกัน รูป 36(a) และ 36(b)

และรูป 37(a) และ 37(b) แสดงค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองในแต่ละช่องสัญญาณที่ถูกบันทึกมาจากซีกขวามือและซีกซ้ายมือของสมองบริเวณรอบขณะเกิดการชักครั้งที่หนึ่งและครั้งที่สองในรูปแบบคอนทัวร์

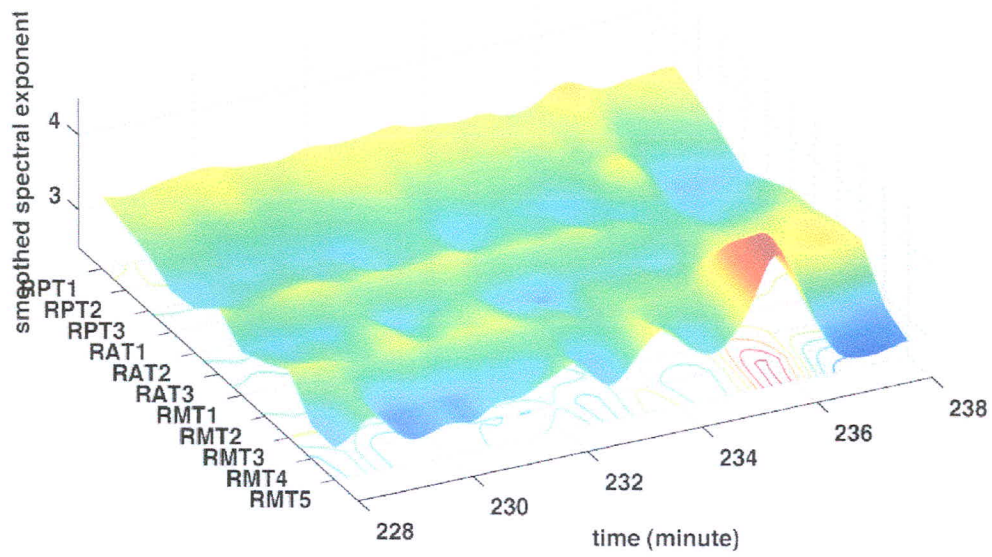


(a) บริเวณซีกขวามือของสมอง

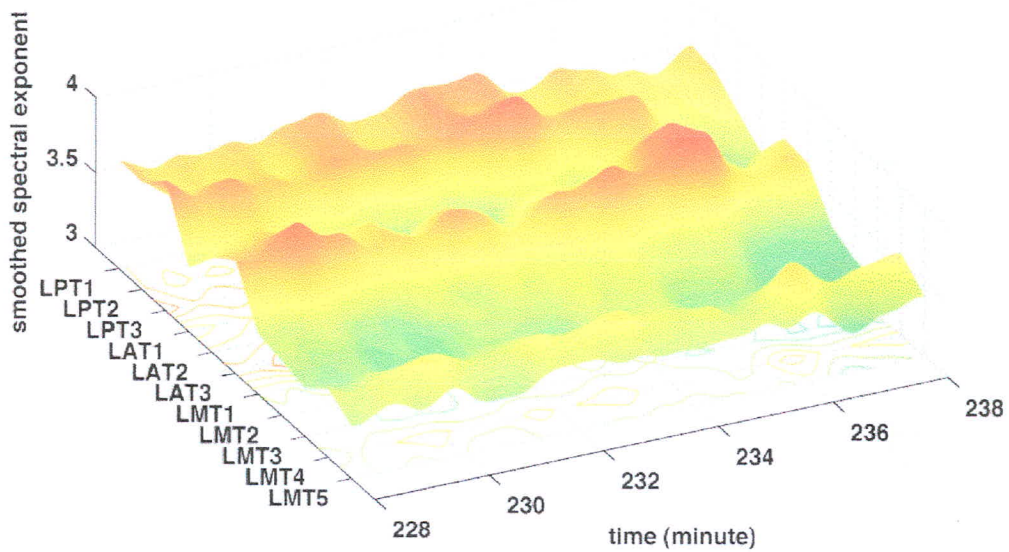


(b) บริเวณซีกซ้ายมือของสมอง

รูป 34 ค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองแบบหลายช่องสัญญาณบริเวณรอบขณะเกิดการชักครั้งที่หนึ่งในรูปแบบ 3 มิติ

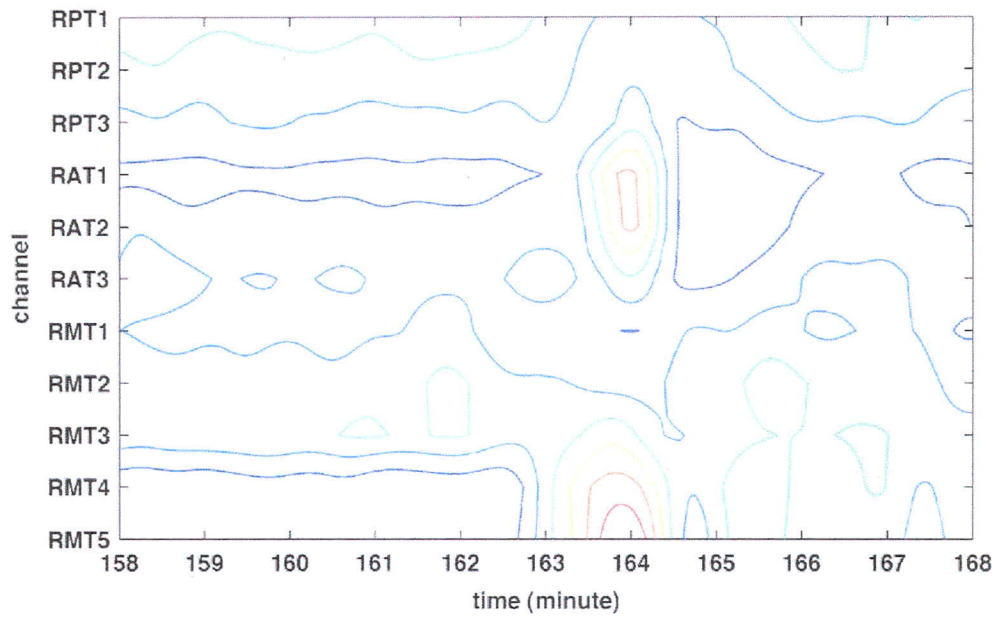


(a) บริเวณซีกขวามือของสมอง

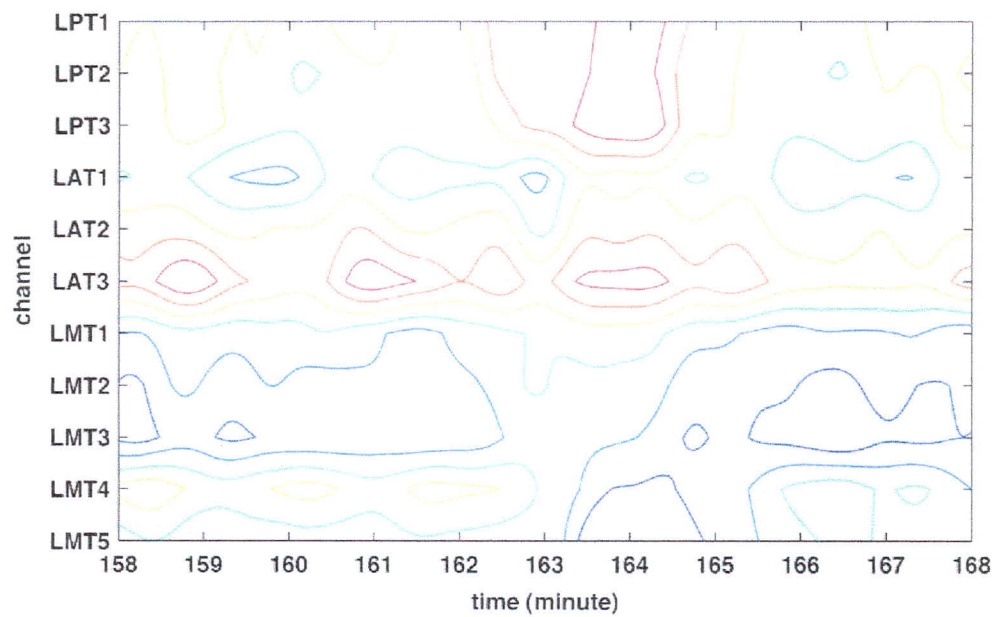


(b) บริเวณซีกซ้ายมือของสมอง

รูป 35 ค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองแบบหลายช่องสัญญาณบริเวณรอบขณะเกิดการชักครั้งที่สองในรูปแบบ 3 มิติ

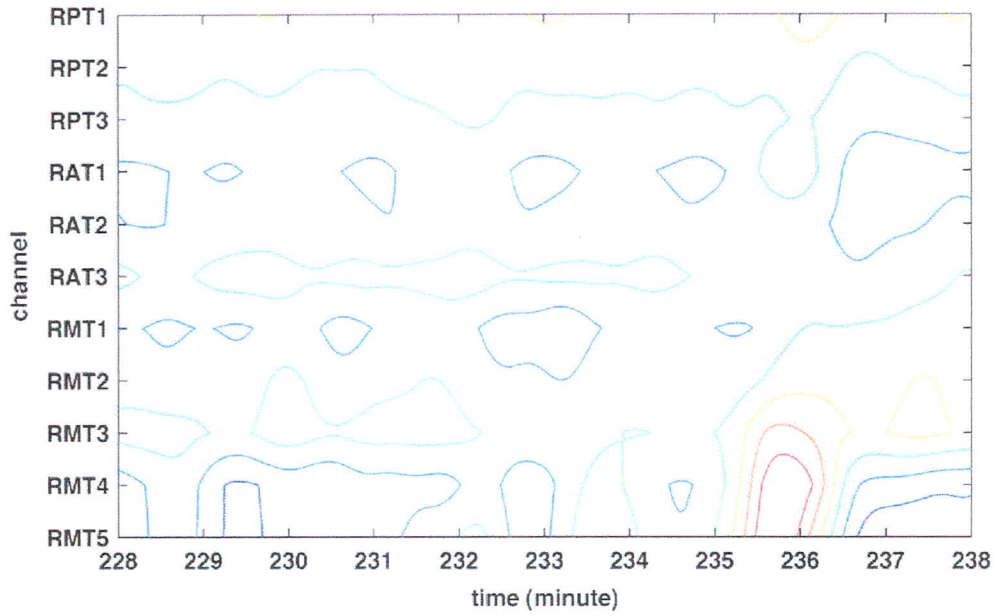


(a) บริเวณซีกขวามือของสมอง

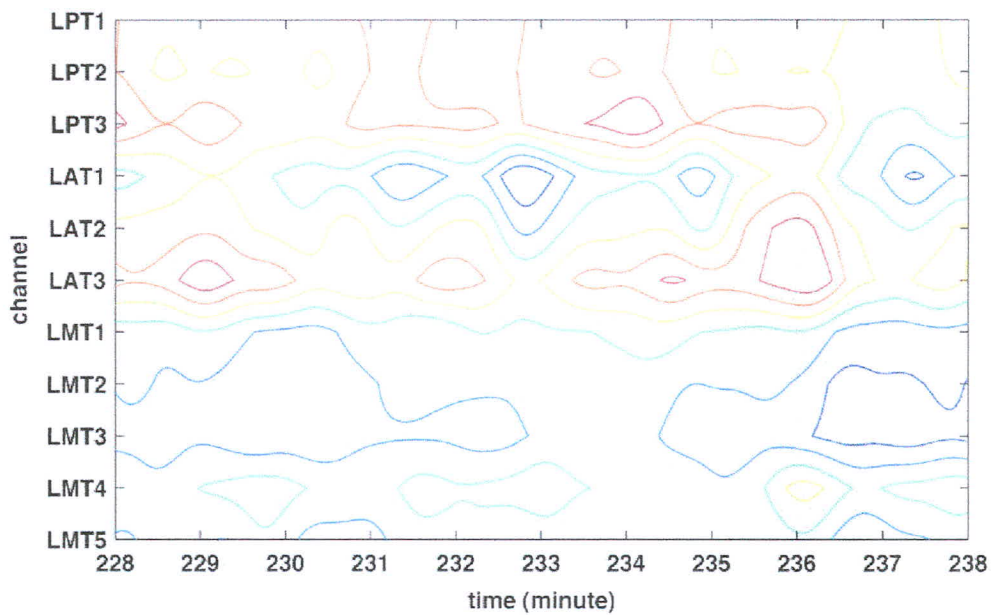


(b) บริเวณซีกซ้ายมือของสมอง

รูป 36 ค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองแบบหลายช่องสัญญาณบริเวณรอบขณะเกิดการชักครั้งที่หนึ่งในรูปแบบคอนทัวร์



(a) บริเวณซีกขวามือของสมอง

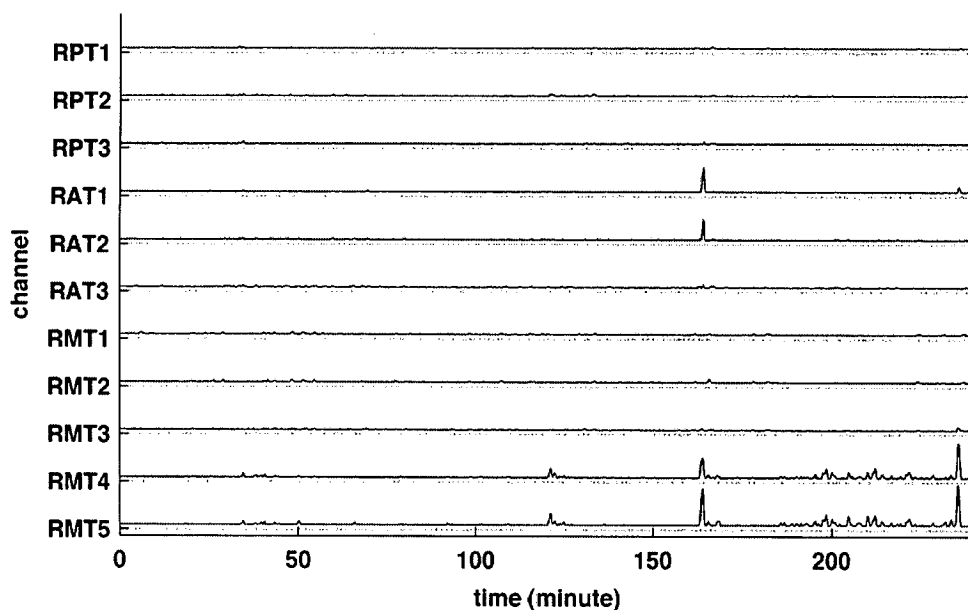


(b) บริเวณซีกซ้ายมือของสมอง

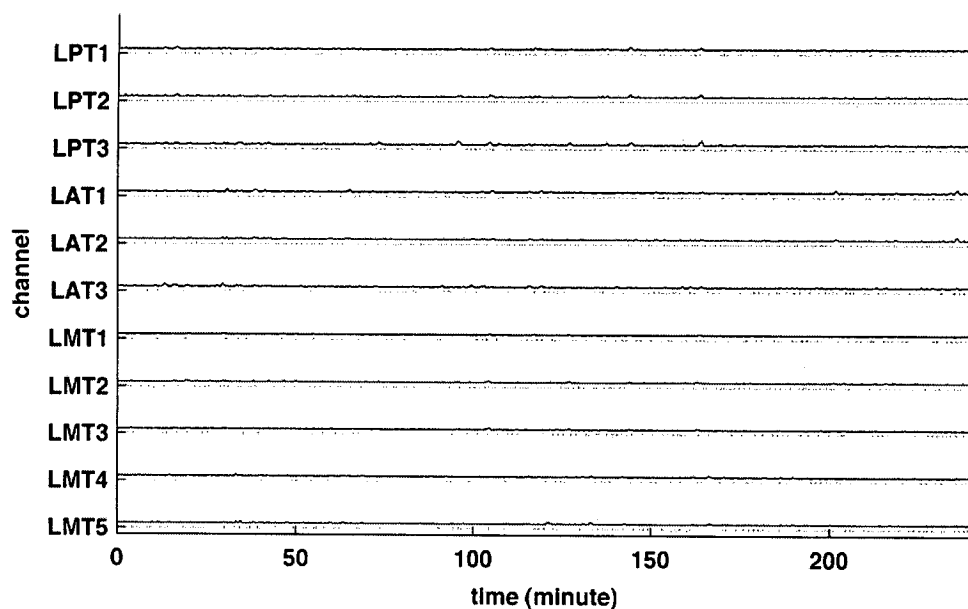
รูป 37 ค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองแบบหลายช่องสัญญาณบริเวณรอบขณะเกิดการชักครั้งที่สองในรูปแบบคอนทัวร์

จากการแสดงผลของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองในรูปแบบต่างๆ นี้ส่งผลให้เราสามารถสังเกตเห็นคุณลักษณะของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบของสัญญาณคลื่นสมองในบริเวณต่างๆ ของสมองได้ ซึ่งจากรูป 30 ถึงรูป 37 จะเห็นว่าคุณลักษณะเฉพาะของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่เกิดขึ้นในขณะเกิดการชักนั้นสามารถ

สังเกตได้ในช่องสัญญาณ RMT4 และ RMT5 สำหรับการชักทั้งสองครั้ง และในช่องสัญญาณ RAT1 และ RAT2 เฉพาะสำหรับการชักครั้งที่หนึ่งเท่านั้น



(a) บริเวณซีกขวามือของสมอง



(b) บริเวณซีกซ้ายมือของสมอง

รูป 38 ค่าผลต่างยกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองแบบหลายช่องสัญญาณ

เมื่อทำการคำนวณหาค่าผลต่างยกกำลังสเปกตรัม จะได้ว่าค่าผลต่างยกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในแต่ละช่องสัญญาณที่ถูกบันทึกมาจากซีกขวามือและซีกซ้ายมืองดังแสดงในรูป 38(a) และ 38(b) ตามลำดับ จากรูป 38 จะเห็นว่าคุณลักษณะเฉพาะ

ของค่ายกกำลังสเปกตรัมที่ราบเรียบที่เกิดขึ้นในขณะเกิดการชักนั้นถูกสกัดออกมาให้เห็นได้ชัดเจนยิ่งขึ้น ซึ่งทำให้เราได้ข้อสรุปเช่นเดียวกับที่ได้ก่อนหน้านี้

เมื่อผ่านกระบวนการวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณคลื่นสมองในแต่ละช่องสัญญาณโดยใช้เครื่องมือทางการคำนวณที่ถูกพัฒนาขึ้น พบว่ามีการตรวจพบการชักจากสัญญาณคลื่นสมองในช่องสัญญาณ RMT 4 และ RMT5 จำนวน 2 ครั้งซึ่งตรงกับข้อมูลทางคลินิกสำหรับข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองชุดนี้ ในขณะที่มีการตรวจพบการชักจากสัญญาณคลื่นสมองในช่องสัญญาณ RAT1 และ RAT2 เพียง 1 ครั้ง

เมื่อพิจารณาหาจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชักทั้งหมดที่ตรวจพบ จะได้ว่าสำหรับสัญญาณคลื่นสมองในช่องสัญญาณ RAT1 ระยะเวลาของจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชักโดยใช้เครื่องมือทางการคำนวณที่ถูกพัฒนาขึ้นที่เวลา 02:43:35 และ 02:44:19 สัญญาณคลื่นสมองในช่องสัญญาณ RAT2 ระยะเวลาของจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชักที่เวลา 02:43:43 และ 02:44:19 ในขณะที่สัญญาณคลื่นสมองในช่องสัญญาณ RMT4 ระยะเวลาของจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชักครั้งที่หนึ่งที่เวลา 02:42:55 และ 02:44:20 และจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชักครั้งที่สองที่เวลา 03:55:25 และ 03:56:22 และสัญญาณคลื่นสมองในช่องสัญญาณ RMT5 ระยะเวลาของจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชักครั้งที่หนึ่งที่เวลา 02:42:54 และ 02:44:21 และจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชักครั้งที่สองที่เวลา 03:54:02 และ 03:56:18

จากผลการระบุเวลาและตำแหน่งของจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชักโดยใช้เครื่องมือทางการคำนวณที่ถูกพัฒนาขึ้น เราจะพบว่าอาการชักของตัวอย่างเริ่มแสดงให้เห็นในสัญญาณคลื่นสมองในช่องสัญญาณ RMT5 ในขณะที่เวลาและตำแหน่งของจุดเริ่มต้นของการชักที่ถูกตรวจพบจากสัญญาณคลื่นสมองในช่องสัญญาณ RMT4 ไม่แตกต่างออกไปมากนัก แต่จากสัญญาณคลื่นสมองในช่องสัญญาณ RAT1 และ RAT2 การชักถูกระบุเวลาว่ามีจุดเริ่มต้นล่าช้ากว่าที่ถูกระบุจากสัญญาณคลื่นสมองในช่องสัญญาณ RMT5 และ RMT4 มากกว่า 40 วินาที สำหรับระยะเวลาของการชักที่ถูกตรวจพบและถูกระบุโดยเครื่องมือทางการคำนวณที่ถูกพัฒนาขึ้นมานี้ เราจะพบว่าการชักที่เกิดขึ้นในช่องสัญญาณ RMT5 และ RMT4 นั้นมีระยะเวลายาวนานกว่าการชักที่เกิดขึ้นในช่องสัญญาณ RAT1 และ RAT2

นอกจากการชักทั้งสองครั้งที่เกิดขึ้นในข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองของตัวอย่าง S6 ซึ่งถูกแสดงให้เห็นเป็นตัวอย่างเบื้องต้นนี้แล้ว ยังมีการชักอีก 2 ครั้งที่เกิดขึ้นในข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองของตัวอย่าง S6 ที่ถูกนำมาศึกษาวิจัยในโครงการนี้ ในทำนองเดียวกันกับผลการวิเคราะห์ที่ได้จากการชักทั้งสองครั้งที่ถูกแสดงให้เห็นข้างต้น การชักอีก 2 ครั้งที่เหลือสำหรับข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองของตัวอย่าง S6 ถูกตรวจพบจากสัญญาณคลื่นสมองเพียงในช่องสัญญาณ RMT4 และ RMT5 เท่านั้น โดยจุดเริ่มต้นของการชักที่ถูกตรวจพบในช่องสัญญาณ RMT4 และ RMT5 นั้นมีตำแหน่งไม่แตกต่างกัน

ดังนั้น จากการนำเครื่องมือทางการคำนวณที่ถูกพัฒนาขึ้นไปใช้ในการวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณคลื่นสมองแบบหลายช่องสัญญาณ เราพบว่าคุณลักษณะเฉพาะของการชักทั้งสี่ครั้งแสดงให้เห็นในสัญญาณคลื่นสมองในช่องสัญญาณ RMT4 และ RMT5 เราจึงสามารถสรุปได้ว่าบริเวณที่เกี่ยวข้องกับการชักของตัวอย่าง S6 นี้คือบริเวณ mesial temporal lobe ทางขวา ซึ่งถูกต้องตรงตามที่แพทย์ผู้เชี่ยวชาญได้สรุปไว้ในข้อมูลทางคลินิก ในขณะที่จุดกำเนิดของการชักนั้นอยู่ที่ช่องสัญญาณ RMT5 และ RMT4

4. บทวิจารณ์

4.1 สรุปผลการทดลอง

ในการศึกษาวิจัยในโครงการนี้ เครื่องมือทางการคำนวณใหม่สำหรับตรวจหาการชักและตรวจหาจุดกำเนิดของการชักหรือบริเวณที่เกี่ยวข้องกับการเกิดการชักจากข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองถูกพัฒนาขึ้น โดยการประมวลผลสัญญาณคลื่นสมองหลักของเครื่องมือทางการคำนวณใหม่ที่ถูกพัฒนาขึ้นอาศัยหลักการแฟรกทัล หลักการทางคณิตศาสตร์ของแฟรกทัลเกี่ยวข้องกับวัตถุที่มีโครงสร้างหรือรูปแบบที่ไม่เป็นปกติซึ่งแสดงคุณสมบัติของความคล้ายคลึงกันในตัวเอง (self similarity) หรือความไม่แปรเปลี่ยนในระดับต่างๆ (scale invariance) จากการศึกษาที่มีหลักฐานที่แสดงให้เห็นว่าระบบทางชีวภาพต่างๆ ซึ่งรวมถึงสมองมีพฤติกรรมของความคล้ายคลึงกันในตัวเองหรือความไม่แปรเปลี่ยนในระดับต่างๆ โดยที่พฤติกรรมของความไม่แปรเปลี่ยนในระดับต่างๆ สะท้อนให้เห็นถึงแนวโน้มของระบบที่ซับซ้อน (complex system) พัฒนาความซับซ้อนซึ่งถูกจัดระเบียบทั้ง temporal long-range correlation และ spatial long-range correlation ความรู้เกี่ยวกับคุณลักษณะของพฤติกรรมของความไม่แปรเปลี่ยนในระดับต่างๆ สามารถนำไปสู่ความเข้าใจถึงกระบวนการทางชีวภาพในระหว่างสภาวะที่เป็นปกติหรือมีสุขภาพแข็งแรงกับสภาวะที่ผิดปกติหรือเจ็บป่วย

วิธีการนำเสนอสัญญาณโดยใช้การแปลงเวฟเล็ตที่ถูกเสนอโดย G. W. Wornell ถูกนำมาประยุกต์ใช้ในเครื่องมือทางการคำนวณใหม่สำหรับตรวจหาการชักและตรวจหาจุดกำเนิดของการชักหรือบริเวณที่เกี่ยวข้องกับการเกิดการชักจากข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง โดยเรียกกระบวนการนี้ว่า การวิเคราะห์แฟรกทัลโดยอาศัยเวฟเล็ต จากการวิเคราะห์แฟรกทัลโดยอาศัยเวฟเล็ตส่งผลให้ได้ค่ายกกำลังสเปกตรัม (spectral exponent) ซึ่งบ่งบอกถึงการกระจายตัวของส่วนประกอบสเปกตรัมของสัญญาณจากส่วนประกอบความถี่ต่ำไปสู่ส่วนประกอบความถี่สูง โดยการเพิ่มขึ้นของค่ายกกำลังสเปกตรัมแสดงให้เห็นว่าสัญญาณมีรูปแบบเชิงเวลาที่ราบเรียบมากยิ่งขึ้นหรือมีความซับซ้อนลดลง

ดังนั้น ขั้นตอนพื้นฐานของการตรวจหาการชักและการตรวจหาจุดกำเนิดของการชักหรือบริเวณที่เกี่ยวข้องกับการเกิดการชักจากข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองสำหรับเครื่องมือ

ทางการคำนวณใหม่ที่ถูกพัฒนาขึ้น คือ การคำนวณหาค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกแบ่งออกเป็นช่วงย่อยๆ

กระบวนการตรวจหาการชักจากสัญญาณคลื่นสมองประกอบด้วย 2 ขั้นตอนหลัก คือ 1) การประมวลผลค่ายกกำลังสเปกตรัมเบื้องต้น และ 2) การตรวจหา การระบุตำแหน่ง การเกิดการชัก และการตัดสินใจ โดยในขั้นตอนแรก ค่ายกกำลังสเปกตรัมของช่วงย่อยของสัญญาณคลื่นสมองจะถูกนำมาประมวลผลเพื่อสกัดคุณลักษณะเฉพาะของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในขณะเกิดการชักออกมาให้โดดเด่น และในขั้นตอนที่สองคุณลักษณะเฉพาะขณะเกิดการชักที่ถูกสกัดออกมานี้จะถูกนำมาประมวลผลและวิเคราะห์เพื่อพิจารณาตัดสินใจตามเงื่อนไขว่าในข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองมีการชักเกิดขึ้นหรือไม่ ถ้าหากมีการชักเกิดขึ้นและถูกตรวจพบ จะมีการระบุเวลาและตำแหน่งของการเกิดการชักนั้น

กระบวนการทางการคำนวณสำหรับตรวจหาการชักจากสัญญาณคลื่นสมองถูกนำมาประยุกต์ใช้กับสัญญาณคลื่นสมองแบบหลายช่องสัญญาณเพื่อตรวจหาจุดกำเนิดของการชักหรือบริเวณที่เกี่ยวข้องกับการเกิดการชัก สัญญาณคลื่นสมองที่ถูกบันทึกมาจากบริเวณของสมองที่เกี่ยวข้องกับการเกิดการชักนั้นจะแสดงให้เห็นถึงการเปลี่ยนแปลงของคุณลักษณะและรูปแบบของสัญญาณในสภาวะต่างๆ ของสมอง โดยเฉพาะอย่างยิ่งในสภาวะขณะเกิดการชัก ดังนั้น ค่ายกกำลังสเปกตรัมของช่วงย่อยของสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกบันทึกมาจากบริเวณของสมองที่เกี่ยวข้องกับการเกิดการชักจึงต้องมีการแสดงให้เห็นถึงคุณลักษณะเฉพาะที่เกิดจากสภาวะต่างๆ ของสมองที่เกี่ยวข้องกับการชัก ส่วนบริเวณของสมองที่เป็นจุดกำเนิดของการชักนั้นการเปลี่ยนแปลงของคุณลักษณะและพฤติกรรมที่เกิดจากการชักจะแสดงออกให้เห็นก่อนบริเวณอื่นๆ ดังนั้น คุณลักษณะเฉพาะของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับการชักจะต้องเกิดขึ้นก่อนบริเวณอื่นๆ ของสมอง

จากผลการทดลอง เราสามารถสังเกตเห็นว่าสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักในสภาวะต่างๆ ของสมองมีคุณลักษณะและรูปแบบเชิงเวลาที่แตกต่างกันออกไป โดยในสภาวะระหว่างการชัก (ซึ่งเปรียบเสมือนกับสภาวะปกติของสมองของคนที่มีสุขภาพสมบูรณ์แข็งแรง) สัญญาณคลื่นสมองมีลักษณะเหมือนสัญญาณสุ่ม นั่นคือ สัญญาณไม่มีรูปแบบที่แน่นอนและไม่สามารถทำนายค่าได้ แต่ในสภาวะขณะเกิดการชัก สัญญาณคลื่นสมองค่อนข้างมีรูปแบบที่ชัดเจนและมีลักษณะเป็นคาบ โดยแอมพลิจูดของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะขณะเกิดการชักมีขนาดใหญ่มากเมื่อเทียบกับแอมพลิจูดของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะระหว่างการชัก นอกจากนี้แล้วสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะก่อนการชักและในสภาวะหลังการชักก็มีคุณลักษณะและรูปแบบเชิงเวลาที่แตกต่างกันออกไป โดยสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะก่อนการชักมีการเปลี่ยนแปลงที่ไม่รวดเร็วและมีแอมพลิจูดที่ค่อนข้างสูง

ในขณะที่สัญญาณคลื่นสมองในสภาวะหลังการชักมีการเปลี่ยนแปลงที่รวดเร็วและมีช่วงแอมพลิจูดที่แคบมาก

สำหรับค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักในสภาวะต่างๆ ของสมอง เราพบว่าค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ ของสมองมีคุณลักษณะที่แตกต่างกัน ซึ่งจากผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าในช่วงที่การชักเริ่มต้นขึ้นค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองมีแนวโน้มที่จะมีค่าลดลงเล็กน้อยก่อนที่จะมีค่าเพิ่มสูงขึ้นมากเมื่อเทียบกับค่าฐานของค่ายกกำลังสเปกตรัม (ค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะระหว่างการชัก) และค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองยังคงมีค่าสูงจนกระทั่งการชักสิ้นสุดลงซึ่งค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองจะมีค่าลดลงอย่างทันทีทันใด แล้วค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองจึงค่อยๆ มีค่าเพิ่มขึ้นทีละน้อยจนกลับเข้าสู่ค่าฐานของค่ายกกำลังสเปกตรัม

เมื่อพิจารณาค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะต่างๆ ของสมอง เราสามารถสรุปได้ว่าค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะขณะเกิดการชักมีค่าสูงกว่าค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะอื่นๆ ของสมอง นั่นคือ สภาวะระหว่างการชัก สภาวะก่อนการชัก และสภาวะหลังการชักอย่างมีนัยสำคัญ ซึ่งจากผลดังกล่าวนี้แสดงให้เห็นว่าสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะขณะเกิดการชักมีความคล้ายคลึงกันในตัวเองสูงเมื่อเทียบกับสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะอื่นๆ ของสมอง หรืออีกนัยหนึ่งคือสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะขณะเกิดการชักมีรูปแบบเชิงเวลาที่ซับซ้อนน้อยกว่าสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะอื่นๆ ของสมอง ส่วนค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะหลังการชักมีค่าต่ำกว่าค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะระหว่างการชัก สภาวะก่อนการชัก และสภาวะขณะเกิดการชักอย่างมีนัยสำคัญ นอกจากนี้ค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะระหว่างการชักและสภาวะก่อนการชักไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ

เมื่อนำเครื่องมือทางการคำนวณที่ถูกพัฒนาขึ้นไปใช้เพื่อตรวจหาการชักจากข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักพบว่าเหตุการณ์ชักทั้งหมดถูกตรวจพบอย่างถูกต้อง และเครื่องมือทางการคำนวณที่ถูกพัฒนาขึ้นนี้สามารถระบุตำแหน่งของเหตุการณ์ชัก หรือระยะเวลาของจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชักได้ค่อนข้างแม่นยำ โดยเครื่องมือทางการคำนวณที่ถูกพัฒนาขึ้นมีแนวโน้มที่จะระบุเวลาของจุดเริ่มต้นของการชักล่าช้าไปกว่าการเริ่มต้นจริงของการชัก ในขณะที่เครื่องมือทางการคำนวณที่ถูกพัฒนาขึ้นมีแนวโน้มที่จะระบุเวลาของจุดสิ้นสุดของการชักก่อนการสิ้นสุดจริงของการชัก ค่าผิดพลาดเฉลี่ยของการระบุเวลาของจุดเริ่มต้นของการชักคือ 8.08 วินาทีและค่าผิดพลาดเฉลี่ยของการระบุเวลาของจุดสิ้นสุดของการชักคือ -2.58 วินาที จากผลดังกล่าวจะเห็นว่าการระบุเวลาของจุดสิ้นสุดของการชักนั้นมีความแม่นยำมากกว่าการระบุเวลาของจุดเริ่มต้นของการชัก นั่นเป็นเพราะว่าสัญญาณคลื่นสมองมีคุณลักษณะและรูปแบบเชิงเวลาที่เปลี่ยนแปลงไปอย่าง

ชัดเจนเมื่อการชักเส้นลดลง ส่งผลให้ค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองเมื่อการชักเส้นลดลงมีคุณลักษณะเฉพาะที่โดดเด่นสามารถถูกตรวจหาได้ง่าย ในขณะที่สัญญาณคลื่นสมองเมื่อการชักเริ่มต้นขึ้นมีคุณลักษณะและรูปแบบเชิงเวลาที่แตกต่างกันออกไปตามแต่ละตัวอย่าง ซึ่งในการชักบางครั้งสัญญาณคลื่นสมองมีคุณลักษณะที่เปลี่ยนแปลงไปที่ละน้อยจึงส่งผลให้ค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองไม่มีค่าเปลี่ยนแปลงไปมากนักเมื่อเทียบกับค่าฐานของค่ายกกำลังสเปกตรัม

จากค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองแบบหลายช่องสัญญาณซึ่งถูกบันทึกมาจากบริเวณต่างๆ ของสมอง เราสามารถสังเกตเห็นได้ว่าค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในช่องสัญญาณที่ได้มาจากบริเวณต่างๆ ของสมองมีคุณลักษณะที่แตกต่างกันออกไปถึงแม้ว่าจะอยู่ในสภาวะของสมองเดียวกัน คุณลักษณะเฉพาะของค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในสภาวะขณะเกิดการชัก นั่นคือ การเพิ่มสูงขึ้นของค่ายกกำลังสเปกตรัม แสดงให้เห็นในช่องสัญญาณที่ได้มาจากบริเวณของสมองที่เกี่ยวข้องกับการชัก โดยการนำเสนอผลค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองแบบหลายช่องสัญญาณในรูปแบบต่างๆ ช่วยให้เราสามารถทราบถึงการเปลี่ยนแปลงของคุณลักษณะและรูปแบบเชิงเวลาของสัญญาณคลื่นสมองในช่วงเวลาต่างๆ (หรือในสภาวะต่างๆ ของสมอง) และในบริเวณต่างๆ ของสมองจากค่ายกกำลังสเปกตรัม ซึ่งช่วยให้เราสามารถระบุถึงเหตุการณ์ชักทั้งในเชิงของเวลาและในเชิงพื้นที่ นั่นคือ สามารถระบุตำแหน่งเวลาของการชักและระบุบริเวณของสมองที่เกี่ยวข้องกับการชักได้ นอกจากนี้แล้วการระบุเวลาของจุดเริ่มต้นของการชักจากค่ายกกำลังสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นสมองในช่องสัญญาณที่ได้มาจากบริเวณต่างๆ ของสมองช่วยให้เราสามารถทราบถึงจุดกำเนิดของการชักได้

จากผลการศึกษาวิจัยที่ได้รับในโครงการวิจัยนี้ การวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักโดยใช้วิธีการวิเคราะห์แฟร็กทัลโดยอาศัยเวฟเล็ตแสดงให้เห็นถึงคุณลักษณะของสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักในสภาวะต่างๆ ของสมองผ่านค่ายกกำลังสเปกตรัม และส่งผลให้เราได้รับรู้และทราบถึงกลไกการทำงานและพฤติกรรมของระบบ นั่นคือ สมองหรือระบบเครือข่ายประสาทซึ่งก่อให้เกิดสัญญาณคลื่นสมองดังกล่าวขึ้น ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าสมองประกอบด้วยระบบเครือข่ายประสาทย่อยๆ โดยอาการชักที่เกิดขึ้นนั้นเกี่ยวข้องกับบางระบบเครือข่ายประสาทย่อยๆ หรือเกี่ยวข้องกับบางบริเวณของสมอง เครื่องมือทางการคำนวณที่ถูกพัฒนาขึ้นในโครงการวิจัยนี้ทำหน้าที่ตรวจหาการชักจากสัญญาณคลื่นสมอง และระบุตำแหน่งของการชักทั้งเวลาของจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการชักและบริเวณของสมองที่เกี่ยวข้องกับการชัก การตรวจหาการชักและการระบุตำแหน่งของการชักเป็นกระบวนการพื้นฐานในการตรวจวินิจฉัยโรคลมชัก ดังนั้น เครื่องมือทางการคำนวณใหม่ที่ถูกพัฒนาขึ้นมาจะสามารถนำไปใช้เพื่อช่วยในการวางแผนและตัดสินใจก่อนการบำบัดรักษาผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักในการตรวจวินิจฉัยโรคลมชักสำหรับแพทย์และผู้เชี่ยวชาญ

4.2 วิจัยผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

ในการศึกษาวิจัยในโครงการนี้ เราใช้ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองที่บันทึกจากตัวอย่างผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักจำนวนทั้งสิ้น 6 ตัวอย่าง และจำนวนการชักทั้งสิ้น 28 ครั้ง ซึ่งยังคงเป็นกลุ่มตัวอย่างขนาดเล็ก แต่นับว่าเป็นกลุ่มตัวอย่างที่ดี และเป็นกลุ่มตัวอย่างที่อยู่ในกลุ่มที่มีแนวโน้มว่าจะสามารถบำบัดรักษาให้โรคลมชักนั้นมีความรุนแรงลดลงหรือหายจากอาการชักได้ จากข้อมูลประกอบทางคลินิกหลังการผ่าตัดบำบัดรักษาโรคลมชักสำหรับบางตัวอย่าง (เท่าที่พอจะมีข้อมูลประกอบ) ยืนยันว่าอาการชักมีความรุนแรงลดลงหรือปลอดจากอาการชัก ดังนั้น การขยายขนาดของกลุ่มตัวอย่างจากที่ศึกษาวิจัยในโครงการนี้ ทั้งในแง่ของจำนวนตัวอย่างและจำนวนการชัก จึงเป็นสิ่งจำเป็นที่ควรจะต้องกระทำ

ข้อมูลประกอบทางคลินิกสำหรับชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองของผู้ป่วยที่เป็นโรคลมชักที่นำมาใช้ในการศึกษาวิจัยในโครงการนี้นั้นไม่ละเอียดครบถ้วนสมบูรณ์ กล่าวคือ ข้อมูลประกอบทางคลินิกนั้นเพียงแคระบุถึงเหตุการณ์ของอาการชักที่เกิดขึ้น แต่ไม่ได้ระบุจำเพาะเจาะจงลงไปว่าเหตุการณ์ของอาการชักนั้นเริ่มเกิดขึ้นจากช่องสัญญาณใดหรือเกิดขึ้นในบริเวณใดของสมอง ซึ่งการขาดแคลนข้อมูลประกอบนี้ส่งผลให้การศึกษาวิจัยเกี่ยวกับจุดกำเนิดของการชักหรือบริเวณที่เกี่ยวข้องกับการเกิดการชักนั้นไม่สามารถกระทำได้

นอกจากนี้แล้วการระบุถึงเวลาเริ่มต้นของอาการชักของแต่ละตัวอย่างในข้อมูลประกอบทางคลินิกนั้นไม่ได้ระบุว่าเวลาเริ่มต้นของอาการชักนั้นเป็นเวลาที่ยบันทึกจากอาการทางคลินิกหรือการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณไฟฟ้าสรีรศาสตร์ ซึ่งส่งผลถึงการพิจารณาความแม่นยำของการระบุเวลาหรือตำแหน่งเริ่มต้นในการศึกษาวิจัยนี้ เนื่องจากเครื่องมือทางการคำนวณที่ถูกพัฒนาขึ้นนั้นจะระบุเวลาหรือตำแหน่งเริ่มต้นของการชักจากการเปลี่ยนแปลงของคุณลักษณะของสัญญาณคลื่นสมอง ดังนั้น จึงเป็นการระบุเวลาหรือตำแหน่งเริ่มต้นของการชักจากสัญญาณไฟฟ้าสรีรศาสตร์

ในบางตัวอย่างเราพบว่าการเปลี่ยนแปลงของคุณลักษณะของสัญญาณคลื่นสมองที่สามารถสังเกตได้ก่อนอาการชักจะเริ่มต้นขึ้น ดังนั้น ถ้าเราสามารถตรวจพบการเปลี่ยนแปลงของคุณลักษณะของสัญญาณคลื่นสมองสำหรับตัวอย่างนั้นๆ ดังกล่าวนี้นี้ได้ เราจะสามารถทำนายได้ว่าอาการชักกำลังจะเกิดขึ้นตามมาหลังจากนี้ การที่เรารู้ล่วงหน้าว่ากำลังจะมีอาการชักเกิดขึ้นส่งผลให้เราสามารถป้องกันการเกิดขึ้นของอาการชักของผู้ป่วยโรคลมชักหรือเตรียมตัวรับมือกับเหตุการณ์ที่กำลังจะเกิดขึ้น นี่เป็นอีกหัวข้อวิจัยหนึ่งในการวิจัยโรคลมชักที่เริ่มได้รับความสนใจอย่างยิ่งในช่วงเวลาไม่กี่ปีที่ผ่านมา ซึ่งกระบวนการวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกพัฒนาขึ้นสำหรับเครื่องมือทางการคำนวณใหม่สำหรับการศึกษาวิจัยในโครงการนี้สามารถถูกนำไปประยุกต์ใช้หรือขยายผลไปสู่การศึกษาวิจัยเกี่ยวกับการทำนายการชักได้ต่อไป

ชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองที่นำมาใช้ในการศึกษาวิจัยในโครงการนี้นั้นเป็นข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองแบบ ECoG (electrocorticograph) ซึ่งเป็นวิธีการวัดสัญญาณไฟฟ้าบนเปลือกสมองหรือในเนื้อสมอง โดยจะต้องมีการผ่าตัดเปิดกระโหลกของตัวอย่างเพื่อติดตั้งอิเล็กโทรดสำหรับการวัดและบันทึกข้อมูล ดังนั้นการวัดและบันทึกข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองในรูปแบบจึงมีความยุ่งยาก ต้องใช้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญ รวมทั้งมีค่าใช้จ่ายสูง นี่จึงส่งผลให้การบำบัดรักษาโรคลมชักด้วยวิธีการดังกล่าวมีข้อจำกัด การศึกษาวิจัยในโครงการนี้จึงควรจะถูกขยายผลไปสู่การศึกษาวิจัยโดยใช้ข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองแบบติดบนหนังศีรษะ (scalp electroencephalograph)

5. เอกสารอ้างอิง

- [1] Seizure and Epilepsy: Hope through Research National Institute of Neurological Disorders and Stroke (NINDS), Bethesda, MD, 2004 [Online]. Available: http://www.ninds.nih.gov/disorders/epilepsy/detail_epilepsy.htm
- [2] Gotman J. Automatic detection of seizures and spikes. J. Clinical Neurophysiology 1999; 16: 130-140.
- [3] Mormann F, et al. Seizure prediction: the long and winding road. Brain 2007; 130: 314-333.
- [4] Schuyler R, White A, Staley K, Cios KJ. Epileptic seizure detection. IEEE Eng. Med. Biol. Mag. 2007; March/April: 74-81.
- [5] Firpi H, et al. High-frequency oscillations detected in epileptic networks using swarmed neural-network features. Annals of Biomedical Engineering 2007; 35: 1573-1584.
- [6] Staba RJ, et al. Quantitative analysis of high-frequency oscillations (80-500 Hz) recorded in human epileptic hippocampus and entorhinal cortex. J. Neurophysiol. 2002; 88: 1743-1752.
- [7] Worrell GA, et al. High frequency oscillations and seizure generation in neocortical epilepsy. Brain 2004; 127: 1-11.
- [8] Jirsch JD, et al. High-frequency oscillations during human focal seizure. Brain 2006; 129: 1593-1608.
- [9] Khalilov I, et al. Epileptogenic actions of GABA and fast oscillations in the developing hippocampus. Neuron 2005; 48: 787-796.
- [10] Gardner AB, et al. Human and automated detection of high-frequency oscillations in clinical intracranial EEG recordings. Clin. Neurophysiol. 2007; 118: 1134-1143.

- [11] Ikeda A, et al. Focal ictal direct current shifts in human epilepsy as studied by subdural and scalp recording. *Brain* 1999; 122: 827-838.
- [12] Speckmann EJ, Elger CE. Introduction to the neurophysiological basis of the EEG, DC potentials. In Niedermeyer E, Lopes da Silva F, editors. *Electroencephalography*. Baltimore: Williams and Wilkins. pp. 15-27, 1993.
- [13] Fell J, et al. Human neocortical and hippocampal near-DC shifts are interconnected. *Hippocampus* 2007; 17: 413-419.
- [14] Lang W, et al. Cortical DC potential shifts accompanying auditory and visual short-term memory. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 1992; 82: 285-295.
- [15] Birbaumer N, et al. Slow potentials of the cerebral cortex and behavior. *Physiol. Rev.* 1990; 70: 1-41.
- [16] Vanhatalo S, et al. Infraslow oscillations modulate excitability and interictal epileptic activity in the human cortex during sleep. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* 2004; 101: 5053-5057.
- [17] Ikeda A, et al. Subdural recording of ictal DC shifts in neocortical seizures in humans. *Epilepsia* 1996; 37 662-674.
- [18] Bak P. *How nature works*. Oxford UP, Oxford, 1997.
- [19] Mandelbrot BB. *The fractal geometry of nature*. WH Freeman, San Francisco, 1982.
- [20] Goldberger AL. Complex systems. *Proc. Am. Thorac. Soc.* 2006; 3: 467-472.
- [21] Wornell GW. *Signal processing with fractals: a wavelet-based approach*. Prentice Hall, New Jersey, 1995.
- [22] Khan YU, Gotman J. Wavelet based automatic seizure detection in intracerebral electroencephalogram. *Clin. Neurophysiol.* 2003; 114: 898-908.
- [23] Unser M, Aldroubi A. A review of wavelets in biomedical applications. *Proceedings of the IEEE* 1996; 84: 626-638.
- [24] Grossman A, Morlet J. Decomposition of Hardy functions into square integrable wavelets of constant shape. *SIAM J. Math.* 1984; 15: 723-736.
- [25] Vetterli M, Herley C. Wavelets and filter banks: theory and design. *IEEE Trans. Signal Processing* 1992; 40: 2207-2232.
- [26] Daubechies I. Orthonormal bases of compactly supported wavelets. *Commun. Pure Appl. Math.* 1988; XLI: 909-996.

- [27] Mallat SG. A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation. IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence 1989; 11: 674-693.
- [28] Cohen A, Kovacevic J. Wavelets: the mathematical background. Proceedings of the IEEE 1996; 84: 514-522.
- [29] Mallat S. A wavelet tour of signal processing. Academic Press, San Diego, 1998.