

การพัฒนาระบบเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์สำหรับอุปกรณ์ช่วยฟื้นฟูสมรรถภาพ ด้วยการผสมผสานคลื่นไฟฟ้าสมองจากการจินตนาการการเคลื่อนไหว และการกระตุ้นทางการมองเห็นด้วยภาพเคลื่อนไหวลงตา Development of Brain-Computer Interface System for Rehabilitation Device by Combining Motor Imagery and Visual Illusion Stimulation

นันท์นภัส ศิริบุญญพัฒน์¹ และยรรยงค์ พันธุ์สวัสดิ์¹

Nannaphat Siribunyaphat¹ and Yunyong Punsawad¹

¹ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยศิลปากร

¹Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering and Industrial Technology,
Silpakorn University

Received: June 4, 2020

Revised: July 29, 2020

Accepted: August 5, 2020

บทคัดย่อ

บทความฉบับนี้ได้นำเสนอการเพิ่มประสิทธิภาพให้วิธีการจินตนาการการเคลื่อนไหวเพื่อเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์สำหรับการบำบัดฟื้นฟูสมรรถภาพด้วยการรวมกันกับวิธีการกระตุ้นสมองด้วยภาพเคลื่อนไหวลงตา เนื่องจากวิธีการจินตนาการการเคลื่อนไหวใช้เวลานานในการฝึกฝน วิธีการกระตุ้นจากสิ่งเร้าภายนอกผ่านประสาทสัมผัสจึงเป็นทางเลือกเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพได้ โดยงานวิจัยแบ่งออกเป็นสองส่วนใหญ่ คือ (1) การสำรวจและตรวจสอบรูปแบบของภาพเคลื่อนไหวลงตาเพื่อการเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์ (2) ระบบเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์ด้วยการจินตนาการการเคลื่อนไหวร่วมกับกระตุ้นด้วยภาพเคลื่อนไหวลงตา งานวิจัยนี้ได้เลือกใช้รูปแบบกังหันลมเพื่อกระตุ้นให้สมองเกิดการเปลี่ยนแปลงมีการทดสอบรูปแบบกังหันลมที่มีจำนวนใบพัดแตกต่างกัน พบว่ารูปแบบกังหันลม 96 ใบพัด สามารถกระตุ้นสมองได้ผลดีที่สุด นำรูปแบบที่ได้ไปใช้ร่วมกับวิธีการจินตนาการการเคลื่อนไหว ระบบเชื่อมต่อสมองแบบผสมนี้สามารถสร้างคำสั่งเพื่อควบคุมอุปกรณ์ฟื้นฟูได้สองคำสั่งสำหรับกรายกแขนซ้ายหรือขวาด้วยอัลกอริทึมที่ได้ออกแบบด้วยโปรแกรมเชื่อมต่อที่พัฒนาจากซอฟต์แวร์ LabVIEW มีอาสาสมัครเข้าร่วมการทดลอง จำนวน 8 คน ทำการใช้ระบบเชื่อมต่อสมองด้วยวิธีการจินตนาการการเคลื่อนไหวและวิธีรวมกันเพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพ ผลการทดลองพบว่าวิธีที่นำเสนอสามารถเพิ่มความถูกต้องได้ประมาณ 4% ถึง 6% ความเร็วของการสร้างคำสั่งเพิ่มขึ้นซึ่งเกิดจากการกระตุ้นทางการมองเห็น ดังนั้นผลของวิธีรวมกันอาจเกิดจากวิธีการกระตุ้นสมองด้วยภาพเคลื่อนไหวลงตาเพียงวิธีเดียว อนาคตจะมีการพัฒนาอัลกอริทึมตรวจสอบประสิทธิภาพ และสร้างแนวทางการใช้ที่เหมาะสมต่อการใช้งานจริงเพื่อควบคุมอุปกรณ์ฟื้นฟูสมรรถภาพมือและแขนของผู้ป่วย

คำสำคัญ: การเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์ การจินตนาการการเคลื่อนไหว ภาพเคลื่อนไหวลงตา

Abstract

This article presents an enhancement of Motor Imagery--MI-based Brain-Computer Interface--BCI for rehabilitation by combining a visual motion illusion stimulation method. Since, the motor imagery takes a long time for training, the method of stimulation by external stimuli through the sensory system is an alternative way to increase the efficiency. The research is divided into two parts, mainly: (1) To observe and test the pattern of visual motion illusion for brain-computer interface (2) The proposed system of the BCI by combining motor imagery and visual illusion stimulation. This research uses the windmill pattern to modulate signal at occipital area of the brain. We were testing the windmill pattern with a different number of propellers. It was found that the windmill pattern with 96 propellers can stimulate the brain with the best result. Therefore, we used the obtained pattern to combine with motor imagery. This proposed system can create two commands to control the rehabilitation device for lifting the left or right arm with the designed algorithm, which implemented for the interface program using LabVIEW software. A total of 8 volunteers participated in the experiment, using a brain-computer interface system with motor imagery and combining the methods to compare the efficiency. The results show that the proposed method can increase the accuracy by approximately 4% to 6%. The speed of command creation is increased due to visual stimulation. Therefore, the combined effects may be caused by stimulating the brain with visual motion illusion only. In the future, we will develop algorithms, verify performance, and establish guidelines for use appropriate to control an arm rehabilitation device in reality.

Keywords: brain-computer interface, motor imagery, illusion motion



บทนำ

จากสถิติผู้พิการในประเทศไทย สัดส่วนของผู้พิการต่อประชากรทั้งหมดเท่ากับร้อยละ 2.89 คนพิการทางกายหรือการเคลื่อนไหวเป็นกลุ่มใหญ่ที่สุดในบรรดาคนพิการทุกประเภท (Department of Empowerment of Persons with Disabilities, 2019) อันเนื่องมาจากหลายสาเหตุ ได้แก่ อุบัติเหตุ อาการเจ็บป่วย หรือโรคต่าง ๆ เช่น อัมพาตจากโรคหลอดเลือดสมอง (stroke) กล้ามเนื้ออ่อนแรง (Amyotrophic Lateral Sclerosis--ALS) และ อุบัติเหตุไขสันหลัง (Spinal Cord Injury--SCI) ซึ่งส่งผลต่อการเคลื่อนไหว

จากการรายงานขององค์การอนามัยโลก (WSO) ระบุว่าโรคหลอดเลือดสมองเป็นสาเหตุการเสียชีวิตอันดับ 2 ของโลก สำหรับประเทศไทย กระทรวงสาธารณสุขได้รายงานว่า ในปี พ.ศ. 2561 พบผู้ป่วย 331,086 ราย และมีผู้เสียชีวิตประมาณปีละ 30,000 ราย (Bureau of Non-Communicable Diseases, The Ministry of Public Health, 2018) ผลกระทบที่เกิดจากโรคหลอดเลือดสมองนั้นส่งผลต่อการทำงานของร่างกายรวมถึงสภาพจิตใจของผู้ป่วย ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองมักประสบกับอาการผิดปกติทางร่างกาย เช่น กล้ามเนื้ออ่อนแรง ความผิดปกติในการสื่อสาร อัมพฤกษ์ อัมพาต วิตกกังวล เป็นต้น ซึ่งอาการเหล่านี้ทำให้ผู้ป่วยไม่สามารถดำเนินชีวิตได้ตามปกติ ดังนั้น

การฟื้นฟูสภาพร่างกายของผู้ป่วยหลังจากการรักษาโรคหลอดเลือดสมองจึงเป็นเรื่องสำคัญที่ช่วยให้ร่างกายของผู้ป่วยสามารถกลับมาใช้งานได้ตามปกติ เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถดำเนินชีวิตประจำวันได้ด้วยตนเอง

งานวิจัยนี้มุ่งเน้นไปยังกลุ่มผู้ป่วยหลังจากการรักษาโรคหลอดเลือดสมอง หรือผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก (hemiplegia) ซึ่งสามารถฟื้นฟูคืนสู่สภาพปกติได้ จากความยืดหยุ่นของสมอง (brain plasticity) จึงประยุกต์ใช้การเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์เพื่อควบคุมอุปกรณ์กายภาพบำบัด

คลื่นไฟฟ้าสมองคือข้อมูลทางสมองที่วัดได้ในรูปแบบของศักย์ไฟฟ้าซึ่งได้จากการทำงานของสมอง ได้จากการวางขั้ววัดสัญญาณไฟฟ้าที่บริเวณหนังศีรษะ จะทำให้ได้สัญญาณไฟฟ้าออกมา หรือที่เรียกว่าคลื่นสมอง (Iturrate, Antelis, Kübler & Minguez, 2009; Cecotti, Volosyak & Graser, 2009; Bashir & Abdulhalim, 2014; Zainuddin, Hussain & Isa, 2014; Mebarkia & Reffad, 2019) การสื่อสารระหว่างมนุษย์และอุปกรณ์ภายนอกโดยใช้คอมพิวเตอร์เพื่อแปลงสัญญาณสมองเป็นคำสั่งสำหรับการควบคุมอุปกรณ์ การสื่อสารระหว่างสมองและคอมพิวเตอร์ (Brain-Computer Interface--BCI) มีการประยุกต์ใช้งานอย่างกว้างขวางและต่อเนื่องในหลาย ๆ ด้าน รวมถึงทางการแพทย์ เช่น การวินิจฉัยและการฟื้นฟูสมรรถภาพ (Wolpaw, Birbaumer, McFarland, Pfurtscheller & Vaughan, 2002; Pires, Castelo-Branco & Nunes, 2008; Nicolas-Alonso & Gomez-Gil, 2012; Daly & Huggins, 2015; Van Dokkum, Ward & Laffont, 2015; Cervera et al., 2018) Electroencephalogram--EEG เป็นวิธีการที่ได้รับสัญญาณสมองแบบไม่รุกรานร่างกายสามารถพกพาได้ และราคาไม่สูงมาก นอกจากนี้ยังมีอุปกรณ์ EEG รุ่นใหม่ที่มีประสิทธิภาพสูงในการเก็บและแปลงสัญญาณ วิธีการเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG-BCI) ที่ได้รับความนิยม ได้แก่ (1) Event-Related Desynchronization/Synchronization--ERD/ERS (Bashir, et al., 2014) (2) Event-Related Potentials--ERPs และ (3) Visual Evoked Potentials--VEPs (Rhodes & Robertson, 2002; Zhu, Bieger & Garcia Molina, 2010; Xie, Xu, Wang, Zhang & Zhang,

2012; Yin et al., 2014) การใช้ระบบ BCI สำหรับเพิ่มประสิทธิภาพในการเคลื่อนไหวเป็นวิธีการที่นิยมใช้ช่วยเหลือผู้พิการขั้นรุนแรง ซึ่งนักวิจัยหลายคนตั้งเป้าหมายว่าผู้ป่วยจะสามารถควบคุมอุปกรณ์ช่วยเหลือและฟื้นฟูสมรรถภาพได้ด้วยตัวเอง เช่น การควบคุมรถเข็นไฟฟ้าจากสัญญาณสมองด้วยวิธีการจินตนาการการเคลื่อนไหว (Motor Imagery--MI) เป็นต้น ผู้วิจัยสามารถเก็บข้อมูลจากสมองระหว่างที่สมองกำลังจินตนาการซึ่งต้องมีการฝึกฝนในการสร้างคลื่นไฟฟ้าสมองเพื่อให้เกิดปรากฏการณ์ ERD/ERS (Annett, 1995) ระบบ BCI ที่ใช้การทำงานจาก MI สื่อสารกับอุปกรณ์ด้วยการจินตนาการการเคลื่อนไหวทางร่างกายเพื่อนำสัญญาณจากสมองเพื่อมาแปลงเป็นคำสั่งในการควบคุมอุปกรณ์ อย่างไรก็ตาม วิธีการดังกล่าวยังคงส่งผลกระทบต่อผู้ใช้งานที่ไม่สามารถใช้วิธีการจินตนาการได้ ระบบนี้จำเป็นต้องมีการฝึกซ้อมเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการทำงานของระบบ BCI ที่ใช้งานด้วยวิธีการจินตนาการในงานวิจัยก่อนหน้านี้มีการออกแบบวิธีการการใช้การจินตนาการการเคลื่อนไหวในรูปแบบใหม่ (Verma et al., 2019) รวมถึงการรวมวิธีการจินตนาการการเคลื่อนไหวร่วมกับวิธีการอื่น ๆ ของ EEG (Ma et al., 2019)

งานวิจัยก่อนหน้านี้กล่าวถึงการเพิ่มประสิทธิภาพในการใช้การจินตนาการการเคลื่อนไหวกับระบบ BCI ซึ่งสามารถแบ่งออกได้เป็น 4 วัตถุประสงค์หลัก คือ (1) การพัฒนาการแยกคุณลักษณะและการจำแนกกลุ่ม (Rhodes & Robertson, 2002; Zhu et al., 2010; Leow, Ibrahim & Moghavvemi, 2007; Pfurtscheller, Solis-Escalante, Ortner, Linortner & Muller-Putz, 2010) (2) การตรวจสอบวิธีการจินตนาการการเคลื่อนไหวรูปแบบใหม่และการป้อนข้อมูลกลับ (Ahn, Cho, Ahn & Jun, 2018; Ahn, Cho & Chan Jun, 2014; Allison et al., 2010; Vialatte, Maurice, Dauwels & Cichocki, 2009) (3) แนวทางของระบบการฝึกอบรมผู้ใช้ (Wu, Lai, Xia, Wu & Yao, 2008; Punsawad & Wongsawat, 2017) และ (4) การใช้วิธีการจินตนาการการเคลื่อนไหวร่วมกับวิธีการอื่น (Horki, Solis-Escalante, Neuper & Muller-Putz, 2011; Lupu, Irimia, Ungureanu, Poboroniuc & Moldoveanu, 2018; Verma et al., 2019) สำหรับการทดลองนี้ผู้วิจัยได้พิจารณาหัวข้อที่ 2 เพื่อออกแบบ

การทดลองโดยใช้การรับรู้ของมนุษย์ เช่น (Xiaokang, Lin, Xinjun, Dingguo & Xiangyang, 2017) เสนอการใช้ระบบเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์จากการจินตนาการ การเคลื่อนไหวร่วมกับการกระตุ้นการสัมผัสด้านเดียว (Unilateral Tactile Stimulation--Uni-TS) ซึ่งในการทดลองประกอบด้วยผู้เข้าร่วมการทดลอง 2 กลุ่ม คือ กลุ่มที่ใช้วิธีการจินตนาการการเคลื่อนไหวเพียงอย่างเดียว และกลุ่มที่ใช้วิธีการปรับปรุงด้วยการใช้จินตนาการร่วมกับการสัมผัส ผลลัพธ์ที่ได้นั้นสรุปว่าการใช้ Uni-TS ส่งผลกระทบบ้างมีนัยสำคัญต่อการกระตุ้นเยื่อหุ้มสมองในขณะที่ทำการจินตนาการการเคลื่อนไหวมือ แต่วิธีนี้ไม่เหมาะสมกับผู้ที่มีอาการชาบริเวณมือ นอกจากนี้ Allison และคณะ (Allison et al., 2010) ได้เสนอ 2 วิธีการของการใช้ระบบเชื่อมต่อระหว่างสมองและคอมพิวเตอร์ คือ จากการจินตนาการการเคลื่อนไหวและในสภาวะคงตัวจากการมองเห็น (Steady-State Visual Evoked Potential--SSVEP) บันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองในขณะที่ทำกิจกรรมดังต่อไปนี้ (1) จินตนาการการเคลื่อนไหวของมือซ้ายหรือมือขวา (2) กระตุ้นความสนใจผ่านทางสายตา (3) ใช้ทั้งสองวิธีร่วมกันในเวลาเดียวกัน ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จากการสลับใช้ทั้ง 2 วิธีสามารถเพิ่มความแม่นยำให้กับผู้ใช้บางคนได้ นอกจากนี้ยังมีวิธีการเพิ่มประสิทธิภาพการจินตนาการการเคลื่อนไหวโดยใช้ระบบภาพลวงตาด้วยมือยาง (Song & Kim, 2017) พวกเขานำเสนอการปรับปรุง ERD โดยใช้มือยางลวงตาที่ขับเคลื่อนด้วยมอเตอร์ในการทดลองแรกผู้ทดลองจะต้องพยายามขยับข้อมือขวาเมื่อมีแสงสีเขียวปรากฏขึ้นบนหน้าจอแบบสุ่ม การทดลองที่ 2 จะใช้มือยางในการทดลองแทน โดยจะใช้ผ้าคลุมมือขวาจริงเพื่อป้องกันการสะท้อนกลับของข้อมือขวาจริง แล้วทำการถูข้อมือขวาจริงและข้อมือยางด้านขวาในตำแหน่งเดียวกัน เมื่อผู้ทดสอบรู้สึกว่ามีมือกลายเป็นมือจริงให้จินตนาการว่าเหมือนถูกสัมผัสที่มือจริง ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้สามารถปรับปรุงวิธีการของ MI-ERD ได้ แต่ไม่เพียงพอในการประมวลผลของ ERD จึงเป็นที่มาผลของงานวิจัยเพื่อศึกษาและสำรวจวิธีการกระตุ้นทางการมองเห็นด้วยภาพแบบใหม่เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพให้กับวิธีการจินตนาการการเคลื่อนไหว

นอกจากนี้ จากการรับรู้ของมนุษย์ (Minkyu et al., 2018) ศึกษาประสิทธิภาพในการจินตนาการการ

เคลื่อนไหวด้วยการเชื่อมต่อระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ โดยเน้นไปที่ความรู้สึกของผู้ทดลองมีอิทธิพลโดยตรงต่อการประเมิน MI-BCI ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้นั้นผู้ทดลองสามารถทำนายประสิทธิภาพของวิธีการ MI-BCI ได้อย่างแม่นยำ

จากการทดลอง ERD และ SSVEP สำหรับระบบ MI-BCI (Allison et al., 2010) และการรวบรวมประสาทสัมผัสจากการกระตุ้นด้วยสายตาและการกระตุ้นด้วยความรู้สึก ใช้การทดลองในการตรวจสอบค่าศักย์ไฟฟ้าที่เกี่ยวข้องกับเหตุการณ์ที่เกิดขึ้น (ERPs) โดยใช้การกระตุ้นทางความรู้สึกร่วมกับสายตา ผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่าการกระตุ้นด้วยสายตาเป็นเงื่อนไขอัตโนมัติของการกระตุ้นด้วยความรู้สึก (Tsukasa & Jun'ichi, 2017)

ดังนั้นผู้วิจัยจึงรวบรวมการตอบสนองของสมองจากการจินตนาการการเคลื่อนไหวและการรับรู้ทางสายตา ผู้วิจัยนำเสนอระบบการเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์แบบผสมผสานที่พิจารณาจากกิจกรรมสมองของผู้ทดลอง ระบบนี้แสดงถึงการผสมผสานของระบบการเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์ การผสมผสานของสัญญาณอัลฟาจาก SSVEP และสัญญาณอัลฟาจากการกระตุ้นการเคลื่อนไหว ซึ่งความแปลกใหม่ของระบบที่นำเสนอ คือสามารถใช้งานได้จริงในการช่วยเหลือผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองสำหรับการฟื้นฟูการเคลื่อนไหว

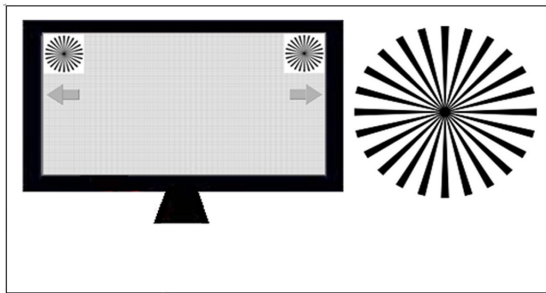
บทความนี้ได้ใช้ปรากฏการณ์ภาพลวงตาผ่านรูปแบบกึ่งหันลมเพื่อนำมาประยุกต์ใช้กับระบบเชื่อมต่อระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์บนพื้นฐานการจินตนาการการเคลื่อนไหว ซึ่งคาดหวังว่าการใช้ปรากฏการณ์ภาพลวงตาจะสามารถเพิ่มประสิทธิภาพในการสร้างคำสั่งเพื่อควบคุมอุปกรณ์ได้

การกระตุ้นทางสายตาด้วยภาพเคลื่อนไหวลวงตา

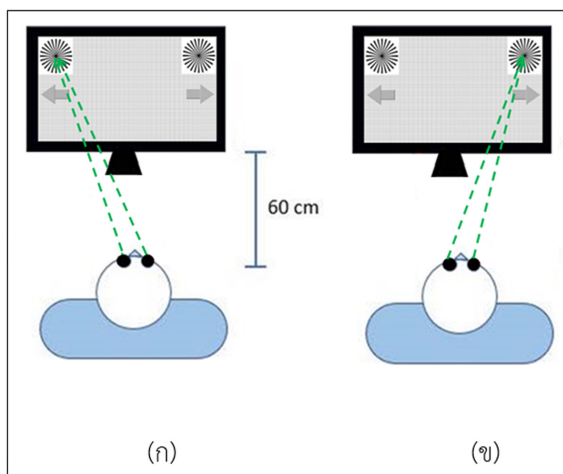
1. รูปแบบของภาพเคลื่อนไหวลวงตา

จากงานวิจัยด้านประสาทวิทยาที่ผ่านมาเกี่ยวกับการศึกษารูปแบบกึ่งหันลม (Sokoliuk & VanRullen, 2013; Rovati, Salvatori, Bulf & Fonda, 2007) รายงานว่าความถี่ของการกะพริบของภาพลวงตา รูปแบบใบพัด กึ่งหันลมมีผลต่อช่วงความถี่ของคลื่นอัลฟาของคลื่นไฟฟ้า

สมองในขณะที่ทำการมองไปที่จุดกึ่งกลางของภาพลวงตาซึ่งสามารถใช้กับระบบเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์ด้วย VEP บทความฉบับนี้จะใช้ความถี่เฉลี่ย 3 ความถี่ของรูปแบบกัณฑ์ 24 ใบพัด 48 ใบพัด และ 96 ใบพัด ตามลำดับ เพื่อค้นหาและตรวจสอบปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นของสมอง



ภาพ 1 สิ่งกระตุ้นการมองเห็นด้วยภาพลวงตาด้วยภาพกัณฑ์ 96 ใบพัด



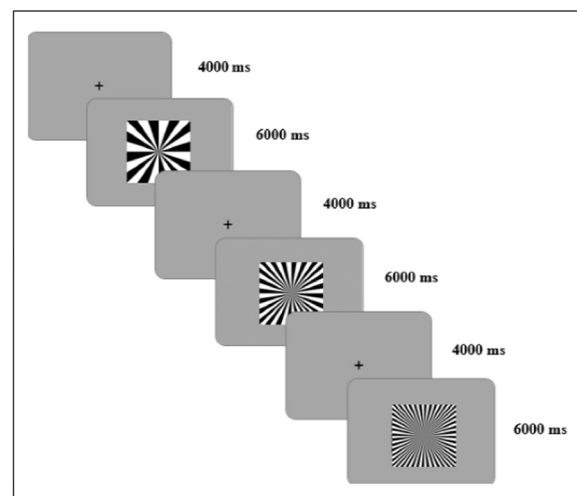
ภาพ 2 (ก) วิธีการมองภาพสำหรับกระตุ้นสายตาทางด้านซ้าย (ข) วิธีการมองภาพสำหรับกระตุ้นสายตาทางด้านขวา

นอกจากนี้ ผู้วิจัยได้ออกแบบเครื่องกระตุ้นทางสายตาโดยนำภาพเคลื่อนไหวลวงตาด้วยรูปแบบกัณฑ์ 96 ใบพัด ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 เซนติเมตร จำนวน 2 รูป วางไว้บริเวณมุมซ้ายบนและมุมขวบนของหน้าจอ LCD เพื่อใช้ในการกระตุ้นสัญญาณสมองบริเวณท้ายทอย (occipital lobe) ดังแสดงในภาพ 1 โดยจะวางรูปแบบกัณฑ์รูปวงกลมเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 เซนติเมตร วางไว้ที่มุมบนซ้ายและมุมบนขวาเพื่อใช้ในการ กระตุ้นการมองเห็น โดยจะปรากฏบนหน้าจอ LCD ขนาด 15.6 นิ้ว เพื่อ

ให้มองไปทางซ้ายและขวาดังภาพ 2 (ก) และ 2 (ข) ระยะห่างระหว่างผู้ทดลองกับจอภาพเท่ากับ 60 เซนติเมตร สามารถสร้างค่าสั่งได้ 2 คำสั่ง (ซ้าย/ขวา) สำหรับรูปแบบของภาพเคลื่อนไหวลวงตาที่นำมาใช้งาน ได้มีการทดลองเพื่อหารูปแบบที่เหมาะสมดังหัวข้อที่ 2

2. การสำรวจผลการตอบสนองของสมองต่อการกระตุ้นด้วยภาพเคลื่อนไหวลวงตา

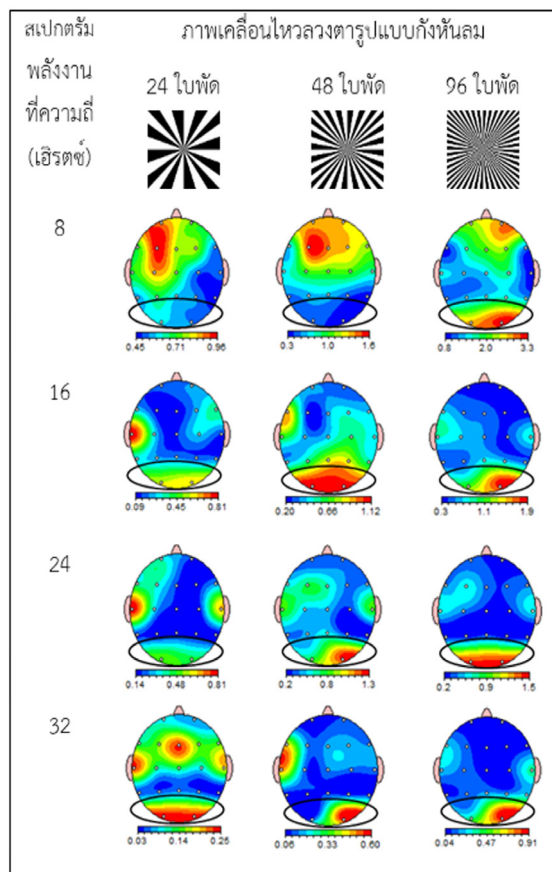
ในการทดลองก่อนหน้า (Punsawad, Siribunyaphat & Wongsawat, 2018) ได้ทำการทดลองโดยให้ผู้ทดลองสุขภาพดี 5 คนทำการกระตุ้นสมองด้วยการมองรูปแบบกัณฑ์ตามแสดงในภาพ 3 คลื่นไฟฟ้าสมองถูกบันทึกโดยใช้ระบบ Brainmaster Discovery 24E ซึ่งขั้วไฟฟ้าจะวางตามระบบการจัดวางขั้วไฟฟ้า 10-20 โดยใช้หมวกใช้ซอฟต์แวร์ NeuroGuide สร้างแผนภาพสมองเพื่อสังเกตการตอบสนองต่อการกระตุ้นด้วยภาพลวงตา ผลลัพธ์ตัวอย่างแสดงในภาพ 4



ภาพ 3 ภาพกระตุ้นสายตาเพื่อสังเกตการตอบสนองของสมอง

Note. From "Self-Flickering Visual Stimulus based on Visual illusion for SSVEP-based BCI System Y. Punsawad, N. Siribunyaphat and Y. Wongsawat, 2018. 11th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON). 21-25 Nov. 2018, pp.1-4. Chiang Mai: BMEiCON

ในการทดลองแรกที่ทำกรกระตุ้นสายตาด้วยภาพเคลื่อนไหวลงตาด้วยภาพใบพัดกังหันลม 24 ชิ้น 48 ชิ้น และ 96 ชิ้น เพื่อกระตุ้นสมองผ่านประสาทสัมผัสการรับรู้ทางการมองเห็น ทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองขณะได้รับการกระตุ้นเพื่อศึกษาปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นเพื่อนำไปสร้างคำสั่งในการควบคุมมีการทดลองจำแนกคำสั่งเพื่อหาประสิทธิภาพเบื้องต้นในการกระตุ้นด้วยภาพเคลื่อนไหวลงตา ได้ความแม่นยำเฉลี่ยรวมทั้ง 3 รูปแบบเท่ากับ 80.5% สำหรับกระตุ้นด้วยภาพใบพัดกังหันลม 96 ชิ้น มีค่าความถูกต้องเฉลี่ยสูงสุดเท่ากับ 84.5% ในขณะที่กระตุ้นด้วยภาพใบพัดกังหันลม 24 ชิ้นให้ค่าความถูกต้องเฉลี่ยต่ำที่สุดที่ 75.5% แต่การกระตุ้นด้วยภาพเคลื่อนไหวลงตาอาจก่อให้เกิดความล้าทางสายตาเมื่อใช้ในระยะเวลาสั้นแต่จะช้ากว่าวิธีการกระตุ้นคงตัวทางสายตา



ภาพ 4 ตัวอย่างผลลัพธ์จากแผนภาพสมองจากการกระตุ้นด้วยการมองเห็น

จากแผนภาพสมองในภาพ 4 ผู้วิจัยได้พิจารณาขอบเขตบริเวณท้ายทอยเพื่อจำแนกการตอบสนองของสมองต่อภาพใบพัดกังหันลม 24 ชิ้น 48 ชิ้น และ 96 ชิ้น ตามลำดับ ซึ่งผลลัพธ์จากภาพเคลื่อนไหวลงตาที่ได้มีความเกี่ยวข้องกับความสัมพันธ์ที่ 8 เฮอร์ตซ์ 16 เฮอร์ตซ์ 24 เฮอร์ตซ์ และ 32 เฮอร์ตซ์ จากการใช้พลังงานสัมบูรณ์ (relative power) โดยสังเกตการตอบสนองที่ตำแหน่ง O1 และ O2 ซึ่งแสดงรายการ ดังนี้

2.1 การตอบสนองที่ตำแหน่ง O1 หรือ O2 ซึ่งการตอบสนองต่อความถี่ที่กะพริบและฮาร์โมนิกทั้งหมดจะเกิดกับรูปแบบกังหันลม 96 ใบพัด ส่วนความถี่ 24 ใบพัดจะเกิดการตอบสนองน้อยกว่า 2 ความถี่

2.2 การตอบสนองที่คล้ายกันระหว่าง O1 กับ O2 เกิดการตอบสนองที่ความถี่ 8 เฮอร์ตซ์ ใกล้เคียงกันเมื่อถ้ากระตุ้นด้วยรูปแบบกังหันลม 96 ใบพัด ส่วนความถี่ 16 เฮอร์ตซ์จะเกิดตรงกันเมื่อถูกกระตุ้นด้วยรูปแบบกังหันลม 48 ใบพัด และที่ความถี่ 24 หรือ 32 เฮอร์ตซ์ จะเกิดตรงกันเมื่อถูกกระตุ้นด้วย 24 ใบพัด

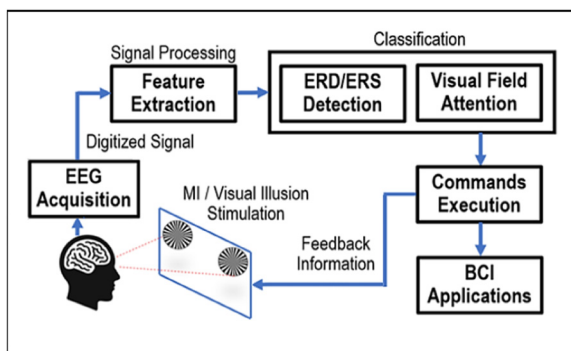
จากการสังเกตการตอบสนองที่กล่าวมานี้ ผู้วิจัยจะพิจารณาที่การตอบสนองที่ตำแหน่ง O1 หรือ O2 (หัวข้อที่ 1) ถึงการใช้คุณสมบัติของ SSVEP สำหรับระบบการเชื่อมต่อระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ในการทดลองต่อจากนี้ สำหรับการตอบสนองที่คล้ายกันที่ตำแหน่ง O1 และ O2 (หัวข้อที่ 2) จะถูกนำเสนอในการทดลองในอนาคต

ระบบที่นำเสนอ

1. ระบบที่นำเสนอ

จากการผลการทดลองข้างต้น ผู้วิจัยได้ออกแบบระบบเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์โดยใช้การกระตุ้นด้วยภาพเคลื่อนไหวลงตาร่วมกับการจินตนาการการเคลื่อนไหว การกระตุ้นด้วยภาพเคลื่อนไหวลงตาจะใช้รูปแบบกังหันลมที่อยู่บริเวณมุมซ้ายและมุมขวาของจอภาพในการกระตุ้นผ่านทางสายตา สำหรับการจินตนาการการเคลื่อนไหว จะใช้การจินตนาการว่ากำลังยกแขนซ้ายหรือขวา โดยทั้ง 2 วิธีจะทำพร้อมกันในทิศทางเดียวกันเพื่อกระตุ้นสัญญาณสมอง ตัวอย่างเช่น มองรูปกังหันลมทางด้านซ้ายพร้อม

จินตนาการว่ากำลังยกแขนซ้าย หลังจากที่ได้มองได้รับการกระตุ้น นำสัญญาณที่ได้เข้ามาผ่านการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล แล้วนำสัญญาณที่แปลงแล้วเข้าไปประมวลผลด้วย Feature Extraction และทำการจำแนกกลุ่มของสัญญาณหลังจากประมวลผลด้วย ERD/ERS Detection ร่วมกับ Visual Field Attention เพื่อสร้างคำสั่งไปควบคุมแอปพลิเคชันและป้อนกลับคำสั่งที่ได้ไปยังผู้ทดลอง ดังแสดงในภาพ 5



ภาพ 5 แผนภาพระบบที่นำเสนอ

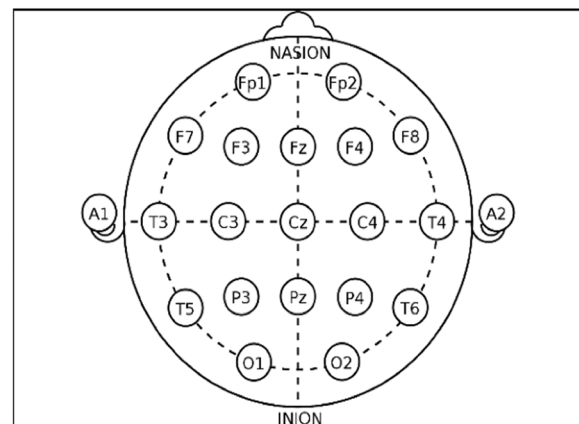
2. การวัดคลื่นไฟฟ้าสมองและการประมวลผล

จากการสังเกตการตอบสนองของสมองต่อสิ่งเร้าทางสายตาที่ได้นำเสนอไป ผู้วิจัยได้เลือกคลื่นไฟฟ้าสมองบริเวณท้ายทอยสำหรับการใช้วิธีการทาง VEP ตามระบบการจัดวางขั้วไฟฟ้า 10-20 โดยเลือกใช้คลื่นไฟฟ้าสมอง 2 ขั้ว ที่ตำแหน่ง O1-C3 และ O2-C4 ซึ่งเป็นบริเวณที่มีการตอบสนองจากการมองภาพเคลื่อนไหวลงตาและการจินตนาการการเคลื่อนไหว ส่วนตำแหน่ง A1 และ A2 จะใช้เป็นขั้วไฟฟ้าสำหรับเปรียบเทียบ (ground electrode) สำหรับอุปกรณ์ขยายคลื่นไฟฟ้าสมองจะถูกรวมกับระบบ BIOPAC™ ซึ่งมีกำลังขยายอยู่ที่ 50,000 เท่า คลื่นไฟฟ้าสมองที่ได้มานั้นจะผ่านตัวกรองสัญญาณแอนะล็อกแบบความถี่แถบผ่าน (Analog band pass filter) โดยมีความถี่ตัดผ่านที่ 1 ถึง 35 เฮิรตซ์ และผ่านตัวกรองสัญญาณแอนะล็อกแบบความถี่แถบตัดช่วงสั้น ๆ (notch filter) ที่ 50 เฮิรตซ์ เพื่อลบสัญญาณที่มาจากสายไฟ ใช้ NI USB 6009 multi-function data acquisition card ในการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลด้วยอัตราสุ่มตัวอย่าง 256 เฮิรตซ์ ซึ่งอัลกอริทึมตรวจจับการจินตนาการการเคลื่อนไหวและ

การกระตุ้นด้วยภาพเคลื่อนไหวลงตาที่เสนอจะถูกนำไปใช้ใน LabVIEW™

3 อัลกอริทึม

3.1 การตั้งค่าพารามิเตอร์: P_{O1} และ P_{O2} ถูกกำหนดเป็นความหนาแน่นของสเปกตรัมกำลังโดยเฉลี่ยของคลื่นความถี่ในช่วงอัลฟา ($\alpha=10-12$ Hz) บริเวณตำแหน่ง O1 และตำแหน่ง O2 สำหรับการตรวจสอบคลื่นไฟฟ้าสมองในส่วนการมองเห็น สำหรับการตรวจสอบการจินตนาการการเคลื่อนไหว P_{C3} P_{C4} P_{P3} และ P_{P4} ถูกกำหนดเป็นความหนาแน่นของสเปกตรัมกำลังโดยเฉลี่ยของคลื่นความถี่ในช่วงอัลฟา บริเวณตำแหน่ง C3 ตำแหน่ง C4 ตำแหน่ง P3 และตำแหน่ง P4 ตามลำดับ โดยตำแหน่งจะแสดงดังภาพ 6



ภาพ 6 ตำแหน่งของสมองตามระบบ 10-20

Note. From “Electrode locations of International 10-20 system for EEG (electroencephalography) recording,” by wikipedia, retrieved from [https://en.m.wikipedia.org/wiki/10-20_system_\(EEG\)](https://en.m.wikipedia.org/wiki/10-20_system_(EEG))

3.2 การสอบเทียบ: การสอบเทียบจะใช้วิธีการที่คล้ายคลึงกับการสำรวจผลการทำงานของสัญญาณสมองจากการกระตุ้นทางสายตาด้วยภาพเคลื่อนไหวลงตา โดยในการสอบเทียบทางสายตาโดยมองหน้าจอที่ว่างเปล่า 4 วินาทีทั้งหมด 3 ครั้ง สำหรับการจินตนาการการเคลื่อนไหวจะให้นั่งปล่อยตัวตามสบาย ซึ่งค่าพื้นฐานที่ทำการบันทึกจะเป็นไปดังสมการต่อไปนี้

$$BL_{O1} = \max (P_{O1(1)}, P_{O2(2)}, P_{O2(3)}) \quad (1)$$

$$BL_{O2} = \max (P_{O2(1)}, P_{O2(2)}, P_{O2(3)}) \quad (2)$$

$$BL_{C3} = \max (P_{C3(1)}, P_{C3(2)}, P_{C3(3)}) \quad (3)$$

$$BL_{C4} = \max (P_{C4(1)}, P_{C4(2)}, P_{C4(3)}) \quad (4)$$

$$BL_{P3} = \max (P_{P3(1)}, P_{P3(2)}, P_{P3(3)}) \quad (5)$$

$$BL_{P4} = \max (P_{P4(1)}, P_{P4(2)}, P_{P4(3)}) \quad (6)$$

เมื่อ BL_{O1} เป็นค่าสอบเทียบทางสายตาที่ตำแหน่ง O1, BL_{O2} เป็นค่าสอบเทียบทางสายตาที่ตำแหน่ง O2, BL_{C3} เป็นค่าสอบเทียบการจินตนาการการเคลื่อนไหวที่ตำแหน่ง C3, BL_{C4} เป็นค่าสอบเทียบการจินตนาการการเคลื่อนไหวที่ตำแหน่ง C4, BL_{P3} เป็นค่าสอบเทียบการจินตนาการการเคลื่อนไหวที่ตำแหน่ง P3 และ BL_{P4} เป็นค่าสอบเทียบการจินตนาการการเคลื่อนไหวที่ตำแหน่ง P4

3.3 การสกัดคุณลักษณะ: ความแตกต่างระหว่างความหนาแน่นของสเปกตรัมกำลังของช่วงความถี่อัลฟาของตำแหน่งของสมองระหว่างซีกซ้ายกับซีกขวา ถูกนำมาคำนวณเพื่อใช้เป็นเกณฑ์ในการตัดสินใจดังสมการที่ 7-9 โดยสมการที่ 7 เป็นการสกัดคุณลักษณะจากการกระตุ้นทางสายตา ส่วนสมการที่ 8-9 เป็นการสกัดคุณลักษณะจากการจินตนาการการเคลื่อนไหว

$$P_{Os} = P_{O1} - P_{O2} \quad (7)$$

$$P_{Cs} = P_{C3} - P_{C4} \quad (8)$$

$$P_{Ps} = P_{P3} - P_{P4} \quad (9)$$

เมื่อ P_{O1} เป็นค่าที่ได้จากการกระตุ้นด้วยสายตาด้วยภาพเคลื่อนไหวลงตาที่ตำแหน่ง O1, P_{O2} เป็นค่าที่ได้จากการกระตุ้นด้วยสายตาด้วยภาพเคลื่อนไหวลงตาที่ตำแหน่ง O2, P_{Os} เป็นค่าที่ได้จากผลต่างของการกระตุ้นด้วยสายตาด้วยภาพเคลื่อนไหวลงตาที่ตำแหน่ง O1 และ O2, P_{C3} เป็นค่าที่ได้จากการจินตนาการการเคลื่อนไหวที่ตำแหน่ง C3, P_{C4} เป็นค่าที่ได้จากการจินตนาการการเคลื่อนไหวที่ตำแหน่ง C4, P_{Cs} เป็นค่าที่ได้จากผลต่างของการจินตนาการการเคลื่อนไหวที่ตำแหน่ง C3 และ C4, P_{P3} เป็นค่าที่ได้จากการจินตนาการการเคลื่อนไหวที่ตำแหน่ง P3, P_{P4} เป็นค่าที่ได้จากการจินตนาการการเคลื่อนไหว

ที่ตำแหน่ง P4 และ P_{Ps} เป็นค่าที่ได้จากผลต่างของการจินตนาการการเคลื่อนไหวที่ตำแหน่ง P3 และ P4

จากนั้นจึงนำเกณฑ์ที่ได้มากำหนดเป็นคะแนนเพื่อใช้ในการตัดสินใจในการเลือกคำสั่งในลำดับถัดไป ซึ่งสามารถกำหนดคะแนนได้ดังสมการที่ 10-12 โดยสมการที่ 10 เป็นการจำแนกกลุ่มจากการกระตุ้นทางสายตา ส่วนสมการที่ 11-12 เป็นการจำแนกกลุ่มจากการจินตนาการการเคลื่อนไหว

$$D_o = \begin{cases} 1, & P_{Os} > 0 \text{ and } P_{O1} > BL_{O1} \\ 0, & P_{Os} < 0 \text{ and } P_{O2} > BL_{O2} \end{cases} \quad (10)$$

$$D_c = \begin{cases} 1, & P_{Cs} > 0 \text{ and } P_{C3} > BL_{C3} \\ 0, & P_{Cs} < 0 \text{ and } P_{C4} > BL_{C4} \end{cases} \quad (11)$$

$$D_p = \begin{cases} 1, & P_{Ps} > 0 \text{ and } P_{P3} > BL_{P3} \\ 0, & P_{Ps} < 0 \text{ and } P_{P4} > BL_{P4} \end{cases} \quad (12)$$

เมื่อ D_o เป็นค่าคะแนนจากการกระตุ้นการเคลื่อนไหวจากตำแหน่ง O1 และ O2, D_c เป็นค่าคะแนนจากการจินตนาการการเคลื่อนไหวจากตำแหน่ง C3 และ C4 และ D_p เป็นค่าคะแนนจากการจินตนาการการเคลื่อนไหวจากตำแหน่ง P3 และ P4

3.4 การตัดสินใจ: การพิจารณาพารามิเตอร์อย่างรอบคอบนั้นจะใช้กฎการตัดสินใจอย่างง่ายในการตัดสินใจเลือกซ้ายหรือขวา สำหรับการทดสอบโดยใช้การจินตนาการการเคลื่อนไหวเพียงอย่างเดียวจะสามารถสร้างการตัดสินใจได้ ดังนี้

ถ้า $D_c = D_p = 0$ กำหนดเป็น “ซ้าย”

ถ้า $D_c = D_p = 1$ กำหนดเป็น “ขวา”

ถ้า $D_c \neq D_p$ ไม่มีการจำแนก

สำหรับการทดสอบโดยใช้การจินตนาการการเคลื่อนไหวผสมผสานกับการกระตุ้นทางสายตาด้วยภาพลงตา จะสามารถสร้างการตัดสินใจได้ ดังนี้

ถ้า $D_c = D_p = D_o = 0$ กำหนดเป็น “ซ้าย”

ถ้า $D_c = D_p = D_o = 1$ กำหนดเป็น “ขวา”

ถ้า $D_c \neq D_p \neq D_o$ ไม่มีการจำแนก

ผลลัพธ์ที่ได้จากการตัดสินใจจะแสดงผลในรูปของแสงจากหลอด LED ที่จำลองในโปรแกรม LabVIEW เพื่อให้ผู้ทดลองรับทราบว่าผลการตัดสินใจนั้นมีความถูกต้องหรือไม่

อาสาสมัครสุขภาพดี 8 คน อายุเฉลี่ย 23 ± 1.8 ปี เป็นเพศชาย 3 คน เพศหญิง 5 คน ก่อนทำการทดลองอาสาสมัครแต่ละคนจะได้รับการฝึกฝนการใช้งานเป็นเวลา 20 นาที แบ่งออกเป็นงานจินตนาการการเคลื่อนไหว 10 นาที และการมองภาพเคลื่อนไหวลงตา 10 นาที จากนั้นจะเข้าสู่การทำการทดลองจริงเพื่อเก็บค่าความถูกต้องดังภาพ 7 และเวลาในการสร้างคำสั่งเพื่อประเมินประสิทธิภาพของระบบที่นำเสนอ อาสาสมัครแต่ละคนต้องสร้างคำสั่งซ้ายและขวารวมกันจำนวน 10 คำสั่ง ดังตาราง 1 โดยทดลองทั้งสิ้น 4 รอบ จำนวนทั้งสิ้น 40 คำสั่ง ประกอบด้วยวิธีการจินตนาการการเคลื่อนไหวเพียงวิธีเดียวจำนวน 20 คำสั่ง และการจินตนาการการเคลื่อนไหวรวมกับการกระตุ้นด้วยภาพเคลื่อนไหวลงตาจำนวน 20 คำสั่ง บันทึกค่าความถูกต้องและเวลาในการสร้างคำสั่งดังแสดงในตาราง 2

การทดลองและผลการทดลอง

ผลลัพธ์ในตาราง 2 แสดงค่าความแม่นยำเฉลี่ย

จากการตัดสินใจเลือกคำสั่งของระบบที่นำเสนอ สำหรับงานจินตนาการการเคลื่อนไหวเพียงอย่างเดียว ค่าความแม่นยำเฉลี่ยของคำสั่งซ้ายอยู่ที่ 74.3% มีความเร็วเฉลี่ยในการทำคำสั่งอยู่ที่ 4.08 วินาที และมีค่าความแม่นยำเฉลี่ยของคำสั่งขวาอยู่ที่ 75.7% มีความเร็วในการทำคำสั่งเฉลี่ยอยู่ที่ 4.47 วินาที สำหรับงานจินตนาการการเคลื่อนไหวร่วมกับกระตุ้นสายตาด้วยภาพเคลื่อนไหวลงตา คำสั่งซ้ายมีค่าความถูกต้องเฉลี่ยอยู่ที่ 79.0% มีความเร็วในการทำคำสั่งเฉลี่ยที่ 3.43 วินาที ส่วนคำสั่งขวามีค่าความถูกต้องเฉลี่ยที่ 83.3% มีความเร็วในการทำคำสั่งเฉลี่ยที่ 4.15 วินาที

เมื่อเปรียบเทียบสองวิธีการที่ได้การทดลอง พบว่า ค่าความถูกต้องเฉลี่ยของระบบที่ใช้การกระตุ้นสายตาร่วมกับการจินตนาการการเคลื่อนไหวนั้นมีความแม่นยำสูงกว่าการจินตนาการการเคลื่อนไหวเพียงอย่างเดียว อย่างไรก็ตาม ในการใช้สัญญาณสมองเพื่อควบคุมอุปกรณ์ ต้องมีการฝึกอบรมเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของผู้ใช้งานและระบบ



ภาพ 7 การทดลองการการมองภาพเคลื่อนไหวลงตาและการจินตนาการการเคลื่อนไหว

ตาราง 1

ลำดับการสร้างคำสั่งของการทดลอง 1 รอบ

ครั้งที่	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
คำสั่ง	R	L	L	R	R	L	R	L	R	L

L แทนคำสั่ง “ซ้าย” และ R แทนคำสั่ง “ขวา”

ตาราง 2

ประสิทธิภาพของวิธีการเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์ที่นำเสนอ

วิธีการเชื่อมต่อสมองกับ คอมพิวเตอร์	ค่าความถูกต้องเฉลี่ย (%)			
	การจินตนาการการเคลื่อนไหว		การจินตนาการการเคลื่อนไหวร่วมกับ การกระตุ้นด้วยภาพเคลื่อนไหวลงตา	
อาสาสมัครคนที่	ซ้าย	ขวา	ซ้าย	ขวา
1	80.0	73.3	83.3	76.7
2	76.7	83.3	86.7	90.0
3	83.3	80.0	83.3	93.3
4	63.3	73.3	73.3	83.3
5	66.7	73.3	80.0	86.7
6	80.0	76.7	76.7	83.3
7	73.3	80.0	76.7	80.0
8	73.3	66.7	76.7	73.3
ค่าความถูกต้องเฉลี่ย	74.6 ± 6.88	75.8 ± 5.26	78.7 ± 4.52	83.3 ± 6.66
เวลาเฉลี่ยที่ใช้ต่อหนึ่งคำสั่ง (วินาที)	4.08	4.47	3.43	4.11

อภิปรายผล

บทความฉบับนี้นำเสนอการพัฒนาระบบเชื่อมต่อเครื่องจักรกับมนุษย์ด้วยสัญญาณชีวการแพทย์เพื่อฟื้นฟูสมรรถภาพมือ โดยการประยุกต์ใช้คลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดจากการกระตุ้นทางสายตาร่วมกับการจินตนาการการเคลื่อนไหวเพื่อใช้ควบคุมอุปกรณ์ในการฟื้นฟูสมรรถภาพมือสำหรับกลุ่มผู้พิการขั้นรุนแรง โดยการทดลองได้ศึกษาการเปลี่ยนแปลงคลื่นไฟฟ้าสมองขณะมองภาพเคลื่อนไหวลงตาในรูปแบบกึ่งหันลมเพื่อหาความสัมพันธ์ในการเปลี่ยนแปลงระหว่างจำนวนไบพีดของภาพกึ่งหันลมและความถี่ของคลื่นไฟฟ้าสมอง จากนั้นจึงศึกษาการเปลี่ยนแปลงคลื่นไฟฟ้าสมองด้วยวิธีการจินตนาการการยกแขนซ้ายและแขนขวา และนำการศึกษาทั้งสองมาใช้ร่วมกัน

จากนั้นจึงทำการทดลองด้วยการใช้การจินตนาการการเคลื่อนไหวโดยการจินตนาการการยกแขนเพื่อสร้างคำสั่ง แบ่งออกเป็น 2 คำสั่ง คือ ซ้ายและขวา ซึ่งให้ค่าความถูกต้องเฉลี่ยอยู่ที่ 74.6% ความเร็วต่อการตอบสนองคำสั่ง

เฉลี่ยอยู่ที่ 4.08 วินาที สำหรับคำสั่งซ้าย และค่าความถูกต้องเฉลี่ยอยู่ที่ 75.8% ความเร็วต่อการตอบสนองคำสั่งเฉลี่ยอยู่ที่ 4.47 วินาที สำหรับคำสั่งขวา และเมื่อนำการกระตุ้นคลื่นไฟฟ้าสมองทั้งสองวิธีมารวมกัน จะเห็นได้ว่าค่าความถูกต้องเฉลี่ยของคำสั่งซ้ายอยู่ที่ 78.7% ความเร็วต่อการตอบสนองคำสั่งเฉลี่ยอยู่ที่ 3.43 วินาที และคำสั่งขวามีค่าความถูกต้องเฉลี่ย 83.3% ความเร็วต่อการตอบสนองคำสั่งเฉลี่ยเป็น 4.11 วินาที พบว่า การใช้การกระตุ้นด้วยสายตาร่วมกับการจินตนาการการเคลื่อนไหวนั้นมีค่าความถูกต้องเพิ่มขึ้นและใช้เวลาในการตอบสนองเพื่อสร้างคำสั่งได้เร็วกว่าวิธีจินตนาการการเคลื่อนไหวเพียงอย่างเดียว

จากผลการทดลองพบว่า ให้ประสิทธิภาพอยู่ในระดับที่น่าพอใจ สามารถควบคุมอุปกรณ์แบบเวลาจริงได้ อย่างไรก็ตามควรมีการปรับปรุงการทดลองและเพิ่มเพิ่มจำนวนคำสั่งในการควบคุมอุปกรณ์ รวมถึงมีการพัฒนาอุปกรณ์ที่ช่วยในการบำบัดมือให้สามารถใช้งานง่ายเพื่อช่วยเหลือและเพิ่มคุณภาพชีวิตให้แก่ผู้พิการ

ข้อเสนอแนะ

จากผลลัพธ์ที่ได้จากการทดลองสามารถนำไปปรับปรุงการทดลองและมีการทดลองเพิ่มเติมเพื่อสร้าง

จำนวนคำสั่งในเพื่อให้ในการควบคุมที่ดีขึ้นในอนาคต รวมถึงการพัฒนาเพิ่มเติมเพื่อใช้งานกับผู้ป่วยจริงในอนาคต เพื่อเพิ่มคุณภาพชีวิตของผู้พิการให้ดียิ่งขึ้น



References

- Ahn, M., Cho, H., Ahn, S., & Jun, S. C. (2018). User's Self-Prediction of Performance in Motor Imagery Brain-Computer Interface. *Frontiers in Human Neuroscience*, 12, 59. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2018.00059>
- Ahn, S., Ahn, M., Cho, H., & Chan Jun, S. (2014). Achieving a hybrid brain-computer interface with tactile selective attention and motor imagery. *Journal of neural engineering*, 11(6), 1-14. <https://doi.org/10.1088/1741-2560/11/6/066004>
- Allison, B. Z., Brunner, C., Kaiser, V., Müller-Putz, G. R., Neuper, C., & Pfurtscheller, G. (2010). Toward a hybrid brain-computer interface based on imagined movement and visual attention. *Journal of Neural Engineering*, 7, 1-9. doi: 10.1088/1741-2560/7/2/026007.
- Annett, J. (1995). Motor imagery: Perception or action? *Neuropsychologia*, 33(11), 1395-1417. [https://doi.org/10.1016/0028-3932\(95\)00072-B](https://doi.org/10.1016/0028-3932(95)00072-B).
- Bashir, M., & Abdulhalim, K. (2014). A brief review of brain signal monitoring Technologies of BCI applications: Challenges and prospects. *Journal of Bioengineering & Biomedical Science*, 4(1), 1-10. doi: 10.4172/2155-9538.10000141.
- Bureau of Non-Communicable Diseases, The Ministry of Public Health. (2018). *Number and rate of non-communicable diseases*. Retrieved from <http://www.thaincd.com/2016/mission3>. (in Thai)
- Cecotti, H., Volosyak, I., & Graser, A. (2009). Evaluation of a SSVEP based Brain-Computer Interface on the command and application levels. *4th International Conference of Neural Engineering NER*, (pp. 474-477). Antalya: NER. doi: 10.1109/NER.2009.5109336.
- Cervera, M. A., Soekadar, S. R., Ushiba, J., Millán, J., del, R., Lui, M., Birbaumer, N., & Garipelli, G. (2018). Brain-computer interface for post-stroke motor rehabilitation: A meta-analysis. *Annals of Clinical and Translational Neurology*, 5(5), 651-663. doi: 10.1002/acn3.544.
- Daly, J. J., & Huggins, J. E. (2015). Brain-Computer Interface: Current and Emerging Rehabilitation Applications. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96(3), S1-S7. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.01.007>.
- Department of Empowerment of Persons with Disabilities. (2019). *Situation for the disabled*. Retrieved from <http://dep.go.th/Content/View/5805/1>. (in Thai)

- Horki, P., Solis-Escalante, T., Neuper, C., & Muller-Putz, G. (2011). Combined motor imagery and SSVEP based BCI control of 2 DoF artificial upper limb. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 49, 567-577. doi: 10.1007/s11517-011-07750-2.
- Iturrate, I., Antelis, J. M., Kübler, A., & Minguez, J. (2009). A noninvasive brain-actuated wheelchair based on a P300 neurophysiological protocol and automated navigation. *IEEE Transactions on Robotics*, 25(3), 614-627. doi: 10.1109/TRO.2009.2020347
- Leow, R. S., Ibrahim, F., & Moghavvemi, M. (2007). Development of a Steady State Visual Evoked Potential (SSVEP)-based Brain Computer Interface (BCI) system. *2007 International Conference in Intelligent and Advanced Systems* (pp. 321-324). Kuala Lumpur: IEEE. doi: 10.1109/ICIAS.2007.4658399
- Lupu, R. G., Irimia, D. C., Ungureanu, F., Poboroniuc, M. S., & Moldoveanu, A. (2018). BCI and FES based therapy for stroke rehabilitation using VR facilities. *Wireless Communications and Mobile Computing*, 2018, 1-8. doi: 10.1155/2018/4798359.
- Mebarkia, K., & Reffad, A. (2019). Multi optimized SVM classifiers for motor imagery left and right hand movement identification. *Journal of Bioengineering & Biomedical Sciences*, 42(4), 949-958. doi: 10.1007/s13246-019-00793-y.
- Nicolas-Alonso, L. F., & Gomez-Gil, J. (2012). Brain Computer Interface. *A Review Sensor*, 12(2), 1211-1279. doi: 10.3390/s120201211.
- Pfurtscheller, G., Solis-Escalante, T., Ortner, R., Linortner, P. & Muller-Putz, G. R. (2010). Self-paced operation of an SSVEP-based orthosis with and without an imagery-based & brain switch: A feasibility study towards a hybrid BCI. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18(4), 409-414. doi: 10.1109/TNSRE.2010.2040837.
- Pires, G., Castelo-Branco, M., & Nunes, U. (2008). Visual P300-based BCI to steer a wheelchair: A Bayesian approach. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference*, 2008, 658-661. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2008.4649238>
- Punsawad, Y., & Wongsawat, Y. (2017). Multi-command SSVEP-based BCI system with training sessions for SSVEP during an eye fatigue state. *IEEE Transactions on Electronics, Information and Systems*, 12(S1), S89-S94. <https://doi.org/10.1002/tee.22441>.
- Punsawad, Y., Siribunyaphat, N., & Wongsawat, Y. (2018). Self-flickering visual stimulus based on visual illusion for SSVEP-based BCI System. *2018 11th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON)*, 21-25 Nov. 2018 (pp. 1-4). Chiang Mai. IEEE. doi: 10.1109/BMEiCON.2018.8610000.
- Rhodes, D. L., & Robertson, L. C. (2002). Visual field asymmetries and allocation of attention in visual scenes. *Brain and Cognition*, 50(1), 95-115. [https://doi.org/10.1016/S0278-2626\(02\)00014-3](https://doi.org/10.1016/S0278-2626(02)00014-3).

- Rovati, L., Salvatori, G., Bulf, L., & Fonda, S. (2007). Optical and electrical recording of neural activity evoked by graded contrast visual stimulus. *Biomedical Engineering Online*, 28(6), 2-28. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-6-28>.
- Sokoliuk, R., & VanRullen, R. (2013). The flickering wheel illusion: When α rhythms make a static wheel flicker. *The Journal of Neuroscience: The Official Journal of the Society for Neuroscience*, 33(33), 13498–13504. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.5647-12.2013>
- Song, M., & Kim, J. (2017). Motor imagery enhancement paradigm using moving rubber hand illusion system. *2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* (pp. 1146-1149). Seogwipo: IEEE. doi: 10.1109/EMBC.2017.8037032.
- Ma, T., Li, H., Deng, L., Yang, H., Lv, X., Li, P., Li, F., Zhang, R., Liu, T., Yao, D., & Xu, P. (2017). The hybrid BCI system for movement control by combining motor imagery and moving onset visual evoked potential. *Journal of neural engineering*, 14(2), 1-20. doi: 10.1088/1741-2552/aa5d5f.
- Tsukasa, K., & Jun'ichi, K. (2017). Regularity of approaching visual stimuli influences spatial expectations for subsequent somatosensory stimuli. *Experimental Brain Research*, 235(6), 1657-1663. doi: 10.1007/s00221-016-4863-6.
- Van Dokkum, L. E. H., Ward, T., & Laffont, I. (2015). Brain computer interfaces for neurorehabilitation – its current status as a rehabilitation strategy post-stroke. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 58(1), 3-8. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2014.09.016>.
- Verma, P. A., Heilinger, A., Reitner, P., Grünwald, J., Guger, C., & Franklin, D. (2019). Performance investigation of Brain-Computer Interface that Combine EEG and fNIRS for Motor Imagery Tasks. *2019 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics (SMC)* (pp. 259-263). Bari, Italy: IEEE. doi: 10.1109/SMC.20198914083.
- Vialatte, F. B., Maurice, M., Dauwels, J., & Cichocki, A. (2009). Steady-state visually evoked potentials: Focus on essential paradigms and future perspectives. *Journal Progress in Neurobiology*, 90(4), 418-438. <https://doi.org/10.1016/j.pneurobio.2009.11.005>.
- Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., McFarland, D. J., Pfurtscheller, G., & Vaughan, T. M. (2002). Brain-Computer Interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 113(6), 767–791. [https://doi.org/10.1016/s1388-2457\(02\)00057-3](https://doi.org/10.1016/s1388-2457(02)00057-3)
- Wu, Z., Lai, Y., Xia, Y., Wu, D., & Yao, D. (2008). Stimulator selection in SSVEP-based BCI. *Medical Engineering & Physic*, 30(8), 1079-1088. <http://doi.org/10.1016/j.medengphy.2008.01.004>.
- Xiaokang, S., Lin, Y., Xinjun, S., Dingguo, Z., & Xiangyang, Z. (2017). Enhanced motor imagery-based BCI performance via tactile stimulation on unilateral hand. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11, 585. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00585>.

- Xie, J., Xu, G., Wang, J., Zhang, F. & Zhang, Y. (2012). Steady-State Motion Visual Evoked Potentials by Oscillating Newton's Rings: Implications for Brain-Computer Interfaces. *PLoS ONE*, 7(6), 1-8. doi: 10.1371/journal.pone.0039707.
- Yin, E., Zeyl, T., Saab, R., Chau, T., Hu, D. & Zhou, Z. (2014). A hybrid Brain-Computer Interface based on the fusion of P300 and SSVEP Scores. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 23(4), 1-9. doi: 10.1109/TNSRE.2015.2403270.
- Zainuddin, B. S., Hussain, Z., & Isa, I. S. (2014), Alpha and beta EEG brainwave signal classification technique: A conceptual study. *IEEE 10 th International Colloquium on Signal Processing and its Application* (pp. 233-237). Kuala Lumpur, Malaysia: IEEE. doi: 10.1109/CSPA.2014.6805755.
- Zhu, D., Bieger, J., & Garcia Molina, G., (2010). A survey of stimulation methods used in SSVEP-based BCIs. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2010, 1-12. doi: 10.1155/2010/702357.

