SUT7-709-60-12-35

รายงานการวิจัย

การพัฒนาโมดูลไมโครคอนโทรเลอร์ที่สั่งงานด้วยคลื่นสมอง

Development of Microcontroller Module Controlled by Brainwave

ได้รับทุนอุดหนุนการทำวิจัยจาก
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ผลงานวิจัยเป็นความรับผิดชอบของหัวหน้าโครงการวิจัยแต่เพียงผู้เดียว

SUT7-709-60-12-35

รายงานการวิจัย

การพัฒนาโมดูลไมโครคอนโทรเลอร์ที่สั่งงานด้วยคลื่นสมอง

Development of Microcontroller Module Controlled by Brainwave

คณะผู้วิจัย

หัวหน้าโครงการ

รองศาสตราจารย์ ดร. พีระพงษ์ อุฑารสกุล

สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ปีงบประมาณ พ.ศ. 2560

ผลงานวิจัยเป็นความรับผิดชอบของหัวหน้าโครงการวิจัยแต่เพียงผู้เดียว

เมษายน 2562

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารีที่ได้ให้การสนับสนุนทุนวิจัยสำหรับโครงการวิจัยนี้ ขอขอบคุณนักศึกษาในที่ปรึกษาของผู้วิจัยที่ช่วยเก็บผลการทดลอง นายจีระวุธ ภีระจิ่งและขอขอบคุณ รองศาสตราจารย์ ดร. มนต์ทิพย์ภา อุฑารสกุล สำหรับคำแนะนำในเชิงวิชาการที่เป็นประโยชน์

ผู้วิจัย

เมษายน 2562

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บทคัดย่อ

การวิจัยเรื่องคลื่นสมองได้รับความสนใจมาโดยตลอด ส่วนมากเป็นการวิจัยทางการแพทย์เพื่อวิเคราะห์หาสาเหตุของโรคต่างๆ โดยดูจากสัญญาณคลื่นสมองที่เป็นสัญญาณทางไฟฟ้าขนาดเล็ก เกิดขึ้นจากการทำงานของสมองทำให้มีกระแสไฟฟ้าอ่อนๆ รอบศีรษะ การวิจัยทางการแพทย์พบว่าคลื่นสมองสามารถใช้จำแนกภาวะที่แตกต่างกันได้ เช่น ภาวะเข้าสู่การมีสมาธิ ภาวการณ์หลับใน ภาวะที่มีความตั้งใจสูง และภาวะที่มีการการพริบตา เป็นต้น โดยสัญญาณคลื่นสมองนี้จะถูกนำไปแยกตามความถี่ เป็นสัญญาณที่มีชื่อเรียกต่างกัน 5 ชื่อ ได้แก่ Delta Theta Beta Alpha และ Gamma นักวิจัยสามารถหยิบสัญญาณต่างๆ นี้เข้ามาใช้ประโยชน์ในการจำแนกคลื่นสมองออกมาเป็นลักษณะที่บอกภาวะต่างๆ กันได้ อย่างไรก็ตามการเชื่อมโยงข้อมูลต่างๆ นั้นจะอยู่บนการเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์เป็นหลัก ซึ่งต้องการทรัพยากรทั้งการประมวลสัญญาณ ระบบปฏิบัติการ และโปรแกรมคอมไพล์สัญญาณ ในลักษณะที่นิยมเรียกว่า BCI (Brain-Computer Interface)

งานวิจัยที่ผ่านมาใช้ BCI เพื่อให้คอมพิวเตอร์แปลความหมายของสัญญาณคลื่นสมองเพื่อแปลความหมาย หาการจำแนกสัญญาณออกเป็นกลุ่ม และส่งสิ่งที่แยกแยะได้ต่อไปยังอุปกรณ์ต่างๆ ทำให้การสั่งงานจากคลื่นสมองโดยตรงไปยังอุปกรณ์ต่างๆ เป็นเรื่องที่ยุ่งยากมาก ด้วยแนวคิดนี้โครงการวิจัยจึงเสนอแนวทางที่จะพัฒนาโมดูลไมโครคอนโทรเลอร์ที่สามารถรับการสั่งงานจากคลื่นสมองได้โดยตรง ทำให้อุปกรณ์ หุ่นยนต์ หรือเครื่องจักรสามารถทำงานได้ทันทีเมื่อได้รับสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกต้อง การพัฒนาโมดูลนี้จะทำให้เกิดการเชื่อมต่อระหว่างสมองกับอุปกรณ์โดยตรง ที่ไม่ต้องผ่านเครื่องคอมพิวเตอร์ หรือสามารถเรียกการเชื่อมต่อนี้ว่า BDI (Brain-Devices Interface) การใช้ BDI นี้จะทำให้อุปกรณ์ หรือหุ่นยนต์สามารถทำงานตามความต้องการของสมองได้โดยตรง ซึ่งจะเป็นก้าวต่อไปสู่การเปลี่ยนแปลงอุปกรณ์ต่างๆ ที่มีให้สามารถสั่งงานผ่านสมองได้ทันที และผู้วิจัยจะใช้ไมโครคอนโทรเลอร์ที่หาซื้อได้ตามท้องตลาดทั่วไป ราคาถูก ขนาดเล็กและประหยัดพลังงาน เพื่อมารองรับการประมวลสัญญาณคลื่นสมอง โดยพัฒนาให้สมองสามารถสั่งการเปิด-ปิดประตูจำลองได้ ทั้งนี้จะเป็นการส่งสัญญาณโดยตรงจากอุปกรณ์วัดสัญญาณสมองไปยังไมโครคอนโทรเลอร์เพื่อสั่งมอเตอร์เปิด-ปิดทันทีโดยไม่ต้องผ่านคอมพิวเตอร์

Abstract

The research on the topics of brainwave has gained a lot of attention from all researchers. Most research topics are in the area of medical science that aim to analysis the cause of abnormal diagnose. With the small amount of electrical signals generated from brain functions, the researchers can interprest these signals into some useful information for distinguishing the difference between normal and abnormal conditions such as level of meditation, sleeping condition, attention, eye blinking, etc. In general, brainwave signals have been filtered on frequency domains into 5 categories including Delta, Theta, Beta, Alpha, and Gamma. Researchers analyze these 5 signals in order to link between the differenct condition of human and the characteristic of these signals. As a result, the need of high computational resources for signal processing with efficient operating system, named as BCI (Brain-Computer Interface) , is complusary for researchers in this topic.

In literature, the use of BCI to interpret the brainwave signals is not widely applicable. This is because it requires a high performance computer with many interfaces from human to computers. Therefore, this research project propose the development of microcontroller module that can be controlled by brainwave signals. It will be useful to develop any robotic devices to response immediatedly from human brain. This microcontroller module will be functioned without the use of computer as named by BDI (Brain-Devices Interface). This research project use the on-the-shelf microcontroller that is cheap, small and energy saving. This research project develop the door model to open or close by using the command from brainwave. The microcontroller module received signal directly from brainwave detecting device and then directly control motor to open or close without passing through any computer.

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สารบัญ

หน้า

กิตติกรรมประกาศ ..... ก

บทคัดย่อภาษาไทย ..... ข

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ ..... ค

สารบัญ ..... ง

สารบัญรูปภาพ ..... ช

บทที่ 1 บทนำ 1

1.1 ความสำคัญ ที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย 1

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย 2

1.3 แนวทางการดำเนินการวิจัย 2

1.4 ผลสำเร็จของโครงการ 3

1.5 การสำรวจปริทรรศน์วรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับโครงการวิจัย 3

บทที่ 2 ทฤษฎีและความรู้ที่เกี่ยวข้อง 5

2.1 กล่าวนำ 5

2.2 การกำเนิดคลื่นไฟฟ้าสมองปกติที่เกิดเป็นจังหวะ (Rhythmic EEG activity) 5

2.2.1 การวัดคลื่นไฟฟ้าสมองด้วยขั้วไฟฟ้าที่หนังศีรษะ (Recording of EEG with Scalp Electrodes) 6

2.2.2 เครื่องขยายสัญญาณ (Amplifier) 7

2.2.3 สัญญาณรบกวน (Artifacts) 7

2.3 โปรแกรมใช้เขียนคำสั่งบอร์ด Arduino 8

2.3.1 Arduino IDE (Arduino Integrated Development Environment) 8

2.3.2 ขั้นตอนการใช้งานโปรแกรม Arduino IDE 9

2.4 Arduino Mega2560 13

2.5 Bluetooth Serial Module (HC-05 Master/Slave Mode) 15

2.5.1 ขั้นตอนการใช้งาน Bluetooth Serial Module (HC-05 Master/Slave mode) 15

2.5.2 การกำหนดให้ HC-05 ทำงานเป็น Masterและตั้งค่าเพื่อให้เชื่อมต่อกับ Headset EEG 16

2.6 MindWave 18

2.6.1 วิธีการใช้งาน MindWave 19

2.7 โมดูลรีเลย์ 22
2.8 หลอด LED ขนาด 5 mm 25
2.9 DIP Switch (Dual Inline Package) 26
2.10 กล่าวท้ายบท 27
บทที่ 3 การออกแบบอัลกอริทึมและการจำลองระบบ 28
3.1 กล่าวนำ 28
3.2 การออกแบบอัลกอริทึม 29
3.2.1 การกระพริบตาเพื่อยืนยันการเข้าใช้งาน 30
3.2.2 การกระพริบตาเข้ารหัส 31
3.2.3 การเช็ครหัสกระพริบตา 33
3.2.4 ยืนยันการเปิดประตูโดยใช้คลื่นไฟฟ้าสมอง EEG 35
3.2.5 ควบคุมการทำงานของมอเตอร์ 36
3.3 กล่าวท้ายบท 36
บทที่ 4 การทดสอบต้นแบบชิ้นงานที่สามารถสั่งการด้วยสมอง 37
4.1 กล่าวนำ 37
4.2 อุปกรณ์การทดสอบชิ้นงาน 37
4.3 ขั้นตอนการทดสอบ 38
4.4 ผลการทดลอง 38
4.5 วิเคราะห์ผลการทดลอง 40
4.6 กล่าวท้ายบท 41
บทที่ 5 สรุปและข้อเสนอแนะ 42
5.1 สรุป 42
5.2 แนวทางการพัฒนาในอนาคต 43
บรรณานุกรม 45
ภาคผนวก ก การเผยแพร่ผลงานวิจัย 48
ภาคผนวก ข บทความวิจัยที่ตีพิมพ์เผยแพร่ 49
ประวัติผู้วิจัย 54

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สารบัญรูปภาพ

หน้า

รูปที่ 2.1 แสดง Physiologic artifacts จากการลืมตา หลับตา หรือการเคลื่อนไหวของตา....8
รูปที่ 2.2 โปรแกรม Arduino IDE....9
รูปที่ 2.3 ขั้นตอนการใช้งานโปรแกรม Arduino IDE....9
รูปที่ 2.4 ขั้นตอนการใช้งานโปรแกรม Arduino IDE....10
รูปที่ 2.5 ขั้นตอนการใช้งานโปรแกรม Arduino IDE....11
รูปที่ 2.6 ขั้นตอนการใช้งานโปรแกรม Arduino IDE....11
รูปที่ 2.7 ขั้นตอนการใช้งานโปรแกรม Arduino IDE....12
รูปที่ 2.8 ขั้นตอนการใช้งานโปรแกรม Arduino IDE....12
รูปที่ 2.9 ขั้นตอนการใช้งานโปรแกรม Arduino IDE....13
รูปที่ 2.10 ขั้นตอนการใช้งานโปรแกรม Arduino IDE....13
รูปที่ 2.11 Arduino Mega2560 [http://www.arduitronics.com]....14
รูปที่ 2.12 Bluetooth Serial Module (HC-05 Master/Slave mode)....15
รูปที่ 2.13 การต่อสายระหว่าง Arduino กับ Bluetooth HC-05....16
รูปที่ 2.14 การกำหนดให้ HC-05 ทำงานเป็น Master....17
รูปที่ 2.15 MAC Address MindWave....18
รูปที่ 2.16 ตัวเครื่อง MindWave [http://store.neurosky.com/products/mindwave-1]....19
รูปที่ 2.17 เลื่อนตัวเซ็นเซอร์ที่ติดหน้าผากออกมา....19
รูปที่ 2.18 สวมตัว MindWave โดยหันหน้าเข้าเหมือนในรูป....20
รูปที่ 2.19 หนีบตัวเซ็นเซอร์ที่หูข้างซ้าย....20
รูปที่ 2.20 เลื่อนตัวเซ็นเซอร์ที่หน้าผากมาให้แตะบริเวณหน้าผากพอดี....21
รูปที่ 2.21 เปิดปุ่ม Power และการเชื่อมต่อ....21
รูปที่ 2.22 วงจรโมดูลรีเลย์....22
รูปที่ 2.23 สวิทซ์โมดูลรีเลย์....23
รูปที่ 2.24 วงจรโมดูลรีเลย์....23
รูปที่ 2.25 โมดูลรีเลย์ [http://www.mltelectronic.com]....24
รูปที่ 2.26 หลอด LED ขนาด 5 mm....25
รูปที่ 2.27 ส่วนประกอบหลอด LED ขนาด 5 mm....25

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รูปที่ 2.28 DIP Switch แบบ 8 รหัส 26
รูปที่ 3.1 โครงสร้างการทำงานโดยรวม.....28
รูปที่ 3.2 ขั้นตอนการทำงานของระบบโดยรวม 29
รูปที่ 4.1 โมเดลประตู 37
รูปที่ 4.2 รูปแบบการต่อวงจร 38
รูปที่ 4.3 ตัวอย่างแสดงผลการทดลองบน Serial Monitor 39

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บทที่ 1 บทนำ

1.1 ความสำคัญ ที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย

การวิจัยเรื่องคลื่นสมองได้รับความสนใจมาโดยตลอด ส่วนมากเป็นการวิจัยทางการแพทย์เพื่อวิเคราะห์หาสาเหตุของโรคต่างๆ โดยดูจากสัญญาณคลื่นสมองที่เป็นสัญญาณทางไฟฟ้าขนาดเล็ก เกิดขึ้นจากการทำงานของสมองทำให้มีกระแสไฟฟ้าอ่อนๆ รอบศีรษะ การวิจัยทางการแพทย์พบว่าคลื่นสมองสามารถใช้จำแนกภาวะที่แตกต่างกันได้ เช่น ภาวะเข้าสู่การมีสมาธิ ภาวการณ์หลับใน ภาวะที่มีความตั้งใจสูง และภาวะที่มีการการพริบตา เป็นต้น โดยสัญญาณคลื่นสมองนี้จะถูกนำไปแยกตามความถี่ เป็นสัญญาณที่มีชื่อเรียกต่างกัน 5 ชื่อ ได้แก่ Delta Theta Beta Alpha และ Gamma นักวิจัยสามารถหยิบสัญญาณต่างๆ นี้เข้ามาใช้ประโยชน์ในการจำแนกคลื่นสมองออกมาเป็นลักษณะที่บอกภาวะต่างๆ กันได้ อย่างไรก็ตามการเชื่อมโยงข้อมูลต่างๆ นั้นจะอยู่บนการเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์เป็นหลัก ซึ่งต้องการทรัพยากรทั้งการประมวลสัญญาณ ระบบปฏิบัติการ และโปรแกรมคอมไพล์สัญญาณ ในลักษณะที่นิยมเรียกว่า BCI (Brain-Computer Interface)

งานวิจัยที่ผ่านมาใช้ BCI เพื่อให้คอมพิวเตอร์แปลความหมายของสัญญาณคลื่นสมองเพื่อแปลความหมาย หาการจำแนกสัญญาณออกเป็นกลุ่ม และส่งสิ่งที่แยกแยะได้ต่อไปยังอุปกรณ์ต่างๆ ทำให้การสั่งงานจากคลื่นสมองโดยตรงไปยังอุปกรณ์ต่างๆ เป็นเรื่องที่ยุ่งยากมาก ด้วยแนวคิดนี้โครงการวิจัยจึงเสนอแนวทางที่จะพัฒนาโมดูลไมโครคอนโทรเลอร์ที่สามารถรับการสั่งงานจากคลื่นสมองได้โดยตรง ทำให้อุปกรณ์ หุ่นยนต์ หรือเครื่องจักรสามารถทำงานได้ทันทีเมื่อได้รับสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกต้อง การพัฒนาโมดูลนี้จะทำให้เกิดการเชื่อมต่อระหว่างสมองกับอุปกรณ์โดยตรง ที่ไม่ต้องผ่านเครื่องคอมพิวเตอร์ หรือสามารถเรียกการเชื่อมต่อนี้ว่า BDI (Brain-Devices Interface) การใช้ BDI นี้จะทำให้อุปกรณ์ หรือหุ่นยนต์สามารถทำงานตามความต้องการของสมองได้โดยตรง ซึ่งจะเป็นก้าวต่อไปสู่การเปลี่ยนแปลงอุปกรณ์ต่างๆ ที่มีให้สามารถสั่งงานผ่านสมองได้ทันที และผู้วิจัยจะใช้ไมโครคอนโทรเลอร์ที่หาซื้อได้ตามท้องตลาดทั่วไป ราคาถูก ขนาดเล็กและประหยัดพลังงาน เพื่อมารองรับการประมวลสัญญาณคลื่นสมอง

จากการสำรวจปริทรรศน์วรรณกรรมที่ผ่านมาพบว่ายังไม่มีงานวิจัยใดที่จะศึกษาและพัฒนาโมดูลในลักษณะนี้ เพราะงานวิจัยส่วนใหญ่จะพัฒนาวิธีการจำแนกสัญญาณคลื่นสมองเพื่อการวินิจฉัยโรคและการบอกพฤติกรรมของมนุษย์เป็นหลักซึ่งไม่ได้เชื่อมต่อเข้ากับอุปกรณ์หรือหุ่นยนต์จริง และหลายงานวิจัยที่ต้องอาศัยการทำงานของเครื่องคอมพิวเตอร์โดยไม่พัฒนาลงบนไมโครคอนโทรเลอร์ ถึงแม้ว่าจะมีบางงานวิจัยที่ใช้ไมโครคอนโทรเลอร์แต่ก็เป็นเพียงการส่งสัญญาณคลื่นสมองผ่านไปเท่านั้นไม่ได้มีการประมวลสัญญาณ

เพื่อสั่งงานอุปกรณ์ ดังนั้นการทำวิจัยเรื่องนี้จึงเป็นเรื่องที่น่าจะให้ความสำคัญเร่งด่วนเพราะสามารถสร้างองค์ความรู้ทันกับการพัฒนาประเทศและเป็นปัญหาที่น่าสนใจที่เกิดขึ้นจริงในปัจจุบัน ทำให้เพิ่มโอกาสแข่งขันในระดับสากลมากขึ้น ซึ่งผลสำเร็จจากการวิจัยนี้จะช่วยให้สร้างแนวทางพัฒนางานวิจัยใหม่ๆ ในหลายด้าน และสามารถสร้างนวัตกรรมที่เป็นฝีมือของคนไทย ทำให้งานวิจัยนี้สอดคล้องกับนโยบายและยุทธศาสตร์การวิจัยของ และยังสอดคล้องกับแผนงานวิจัยกับยุทธศาสตร์การพัฒนาประเทศตามแผนพัฒนาเศรษฐกิจและสังคมแห่งชาติ

นอกจากนี้ผลสำเร็จของโครงการวิจัยยังสามารถต่อยอดวิจัยเพื่อประยุกต์ใช้กับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ทุกชนิดในชีวิตประจำวัน เพิ่มโอกาสให้ผู้ป่วยหรือผู้พิการสามารถใช้งานอุปกรณ์ต่างๆได้สะดวกขึ้น อันเป็นการยกระดับคุณภาพชีวิตของกลุ่มเป้าหมาย ด้วยการพัฒนาองค์ความรู้จากนักวิจัยในประเทศไทย จากการสำรวจวรรณกรรมที่ผ่านมาพบว่าเทคนิคที่เสนอในงานวิจัยนี้เป็นเรื่องใหม่ที่ยังไม่เคยมีงานวิจัยใดเสนอมาก่อน นอกจากนี้ผู้วิจัยยังพัฒนาเทคนิคดังกล่าวในลักษณะเป็นการสร้างโปรแกรมประมวลผลสัญญาณคลื่นสมองบนไมโครคอนโทรเลอร์ แล้วพัฒนาจนเป็นต้นแบบที่สามารถใช้งานได้จริง ถือว่าเป็นแนวทางในการพัฒนาที่นำไปสู่การสร้างฐานรากงานวิจัยของอุตสาหกรรมด้านเทคโนโลยีที่ทันสมัยของประเทศ จึงสอดคล้องกับยุทธศาสตร์ที่ 1 : การเพิ่มขีดความสามารถในการแข่งขันของประเทศ เพื่อหลุดพ้นจากประเทศรายได้ปานกลาง (Growth & Competitiveness) ประเด็นหลักที่ 8. การวิจัยและพัฒนา และสอดคล้องกับนโยบาย/เป้าหมายของรัฐบาล เรื่อง 8. การพัฒนาและส่งเสริมการใช้ประโยชน์จากวิทยาศาสตร์ เทคโนโลยี การวิจัยและพัฒนาและนวัตกรรม

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

1. เพื่อศึกษาองค์ความรู้ของการสั่งงานด้วยสัญญาณคลื่นสมอง
2. เพื่อพัฒนาต้นแบบโมดูลไมโครคอนโทรเลอร์ที่สั่งงานด้วยคลื่นสมอง
3. เพื่อสร้างเทคโนโลยีใหม่ที่มีศักยภาพในการแข่งขันกับต่างประเทศได้

1.3 แนวทางการดำเนินการวิจัย

1. ศึกษาสัญญาณคลื่นสมอง ด้วยการจำลองแบบในคอมพิวเตอร์ ณ ห้องปฏิบัติการ F4 ศูนย์เครื่องมือฯ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
2. ศึกษาโมดูลไมโครคอนโทรเลอร์ที่สามารถรับสัญญาณคลื่นสมองได้ โดยใช้การจำลองแบบด้วยโปรแกรม MATLAB ณ ห้องปฏิบัติการ F4 ศูนย์เครื่องมือฯ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
3. ออกแบบและสร้างการเชื่อมต่อโมดูลไมโครคอนโทรเลอร์กับสัญญาณคลื่นสมอง ณ ห้องปฏิบัติการ F4 ศูนย์เครื่องมือฯ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

4. พัฒนาและทดสอบเบื้องต้นของโมดูลที่เสนอขึ้น ณ ห้องปฏิบัติการ F4 ศูนย์เครื่องมือฯ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

5. พัฒนาและสร้างต้นแบบโมดูลไมโครคอนโทรเลอร์ที่สั่งงานด้วยคลื่นสมอง ณ ห้องปฏิบัติการ F4 ศูนย์เครื่องมือฯ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

6. เก็บผลการทดสอบโมดูลเมื่อนำไปประยุกต์ใช้งานจริง ณ พื้นที่บริเวณห้องปฏิบัติการ อาคารศูนย์เครื่องมือ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

7. วิเคราะห์ผลการทดสอบ และเปรียบเทียบกับแนวทางที่เสนอไว้ในงานวิจัยอื่นๆ

8. พัฒนา ปรับปรุง แก้ไข เพื่อให้ได้ผลตามวัตถุประสงค์ที่วางไว้

9. เสนอบทความในงานประชุมวิชาการ

10. นำข้อเสนอแนะในงานประชุมวิชาการมาปรับปรุงงานวิจัย

11. สรุปผลสำเร็จของโครงการและทำรายงานโครงการ

1.4 ผลสำเร็จของโครงการ

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับคือการเผยแพร่ผลงานวิจัยนี้ในงานประชุมวิชาการระดับนานาชาติ 1 บทความ ซึ่งเป็นการนำองค์ความรู้ที่ได้จากงานวิจัยนี้เผยแพร่แก่นักวิจัยที่ทำงานใกล้เคียงกัน ทำให้สามารถนำไปพัฒนาต่อยอดสำหรับงานวิจัยอื่นๆ ได้ ซึ่งหน่วยงานวิจัยทางโทรคมนาคมในประเทศไทยสามารถนำผลงานดังกล่าวไปใช้ได้

1.5 การสำรวจปริทรรศน์วรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับโครงการวิจัย

ที่ผ่านมา การวิเคราะห์สัญญาณสมองทางประสาทวิทยาได้รับความสนใจเป็นอย่างมาก เห็นได้ชัดจากความสำเร็จในการรักษาโรคลมชัก โรคทางสมอง และโรคสมองตายที่ได้ถูกตีพิมพ์ใน [1] โดนเฉพาะอย่างยิ่งในช่วงปี ค.ศ. 1980 การวิเคราะห์คลื่นสมองถูกใช้เป็นครั้งแรกในการออกแบบการตอบโต้ระหว่างมนุษย์และหุ่นยนต์ หรือที่เรียกว่า Human Machine Interface (HMI) และรวมไปถึงการโต้ตอบกันระหว่างสมองและคอมพิวเตอร์ หรือ Brain-Computer Interface (BCI) [2] ที่แสดงการเชื่อมต่อโดยตรงผ่านการวิเคราะห์สัญญาณสมองจากการเก็บสัญญาณผ่านโพรบหลายๆ อัน ระบบ BCI คือระบบการสื่อสารที่ไม่ขึ้นกับการกระทำจากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ [3] การทดลองการใช้คลื่นสมองมีขึ้นครั้งแรกที่แสดงให้เห็นการเลือกตัวอักษรในการสะกดคำ [4] และการทำให้ตัวชี้บนหน้าจอเคลื่อนที่ [5] ในปัจจุบัน การประยุกต์ใช้งานระบบ BCI ได้ถูกนำมาใช้ช่วยเหลือผู้พิการ ตัวอย่างเช่น การควบคุมรถเข็นด้วยความคิด [6] และการประยุกต์อุปกรณ์ในบ้านอัจฉริยะ [7, 8] สำหรับระบบ BCI สัญญาณสมองจะถูกบันทึกและประมวลผลในลักษณะทันทีทันใดและถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณคำสั่งที่ส่งออกไปยังอุปกรณ์เชื่อมต่อภายนอก

หรือหน้าจอคอมพิวเตอร์ ซึ่งการประมวลผลสัญญาณต้องอาศัยทั้งสมการเชิงเส้นและไม่เชิงเส้น [2, 9] นอกจากนี้ สัญญาณ EEG จะมีลักษณะจำเพาะในแต่ละสถานการณ์ จึงได้มีการนำเอาอัลกอริทึมบางอย่างมาปรับใช้เพื่อกระการของ BCI เป็นไปตามความต้องการของผู้ใช้งาน ERP คือผลตอบสนองของคลื่นสมองที่เกิดจากการกระตุ้นภายนอกเช่น การมองเห็น การสัมผัส การได้ยิน การได้กลิ่น หรือการรับรส ในขณะที่ SMR คือการสั่นตัวในช่วงความถี่ 8 ถึง 32 Hz ที่เกิดระหว่างการทำงานของมอเตอร์และการจินตนาการ [9] ในบางห้องทดลองได้มีการพัฒนาระบบ BCI ที่ทำให้ผู้ใช้งานมีชีวิตที่ดีขึ้น Kübler et al ได้เสนอแนวคิดใน [10] ที่พัฒนาการประยุกต์ระบบ BCI ที่ให้หน้าจอแสดงออกมาตาม ERP หรืออีกงานที่ Miranda et al ที่ได้แสดงถึงความเป็นไปได้ในการสร้างอุปกรณ์สำหรับการสันทนาการ และการรักษาโรค [11] โดยการเสนอให้ใช้สัญญาณ EEG ด้วยระบบ BCI เพื่อทำการแสดงดนตรี และได้มีการเสนอแนวคิดของระบบ BCI ที่มีการโต้ตอบกันระหว่างผู้ใช้งานกับหุ่นยนต์ หุ่นยนต์ 2 ตัวจะติดหลอดไฟ LED ทั้งหมด 8 ดวงซึ่งจะทำให้ผู้ใช้งานสามารถกำหนดการเคลื่อนไหวของหุ่นยนต์ได้

จากการสำรวจงานวิจัยที่เกี่ยวข้องพบว่ายังไม่มีการพัฒนาเชื่อมต่อสัญญาณคลื่นสมองตรงไปยังอุปกรณ์ที่จะสั่งงาน หรือเรียกว่า BDI (Brain-Device Interface) เพราะส่วนใหญ่ต้องอาศัยการประมวลผลจากเครื่องคอมพิวเตอร์ที่มีโปรแกรมและทรัพยากรเหลือเฟือ แต่ในโมดูลไมโครคอนโทรเลอร์นั้นมีทรัพยากรที่จำกัดทำให้การใช้งาน BDI จึงไม่เหมือนกัน BCI ซึ่งถือเป็นความท้าทายของโครงการวิจัยนี้และยังไม่เคยมีงานวิจัยใดนำเสนอมาก่อน

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บทที่ 2 ทฤษฎีและความรู้ที่เกี่ยวข้อง

2.1 กล่าวนำ

คลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalogram) ที่ใช้ในทางการแพทย์ส่วนมากจะทำการวัดที่หนังศีรษะ ดังนั้นเราจึงเห็นเฉพาะคลื่นไฟฟ้าสมองที่มีความแรงพอที่จะผ่านเยื่อหุ้มสมอง กะโหลกและผิวหนังศีรษะได้ คลื่นไฟฟ้าสมองที่วัดได้ส่วนมากเกิดจากการรวมกันของประจุที่บริเวณ Dendrite ซึ่งก่อให้เกิดการกระตุ้นหรือการยับยั้งของเซลล์ประสาท (Excitatory & Inhibitory Postsynaptic Potentials , EPSP & IPSP) ที่อยู่ติดผิวนอกของสมอง (Cortex) และแทบจะไม่ได้เกิดจาก Action potential ซึ่งเป็นประจุที่เกิดบริเวณ Axon เลย ทั้งนี้เนื่องจาก Action potential ซึ่งเกิดในส่วนลึกจะเกิดไม่พร้อมกันในแต่ละเซลล์ ทำให้ขนาดของสนามไฟฟ้าที่เห็นได้ที่ผิวสมองมีขนาดเล็ก เมื่อรวมกับระยะเวลาของ Action Potential ซึ่งน้อยกว่าหรือเท่ากับหนึ่งในพันของวินาที ทำให้เราไม่สามารถตรวจวัด Action Potential ที่ผิวสมอง ตรงกันข้ามกับ EPSP และ IPSP ที่มีการกระจายของประจุกว้างในชั้นของ Dendrite ซึ่งอยู่ตื้น รวมทั้งการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้นอย่างช้าๆเราจึงสามารถวัดการเปลี่ยนแปลงนี้ได้มากกว่าทำให้คลื่นไฟฟ้าสมองเกิดจากการรวมกันของประจุที่บริเวณที่ Dendrite เป็นสำคัญ

จากการที่เราสามารถวัดคลื่นสมองที่บริเวณหนังศีรษะได้จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าสมองEEGเราสามารถควบคุมการกระพริบตาและการคิดเพื่อที่จะนำมาใช้ในการควบคุมอุปกรณ์เปิด-ปิดประตูโดยใช้การสั่งการด้วยการกระพริบตาและการใช้ความคิดในการเปิดประตู

2.2 การกำเนิดคลื่นไฟฟ้าสมองปกติที่เกิดเป็นจังหวะ (RHYTHMIC EEG ACTIVITY)

ในคลื่นไฟฟ้าสมองปกติจะมีการเปลี่ยนแปลงเป็นจังหวะ (Rhythmic) เช่น ในผู้ใหญ่จะมี 8-13 Hz Sinusoidal Background Activity การเปลี่ยนแปลงนี้เกิดจากประจุที่ Dendrite ได้รับสัญญาณจากตัวกำเนิดจังหวะที่อยู่ใน Thalamus ผ่าน Projecting Fiber เข้ามาก่อให้เกิด EPSP และ IPSP ที่ Dendrite ของเซลล์ประสาทบริเวณผิวสมอง (Cortical neuron) เป็นบริเวณกว้าง คลื่นไฟฟ้าสมองขณะตื่น หลับตา และกำลังพักจะมีคลื่นที่เกิดเป็นจังหวะ ทั้งที่สมองมีการทำงานที่ซับซ้อนต่างๆมากมาย เชื่อกันว่าตัวกำหนดจังหวะของคลื่นไฟฟ้าสมองที่สำคัญที่สุดอยู่ที่ Thalamus ปรากฏการณ์อีกอย่างหนึ่งที่สำคัญต่อความเข้าใจใน

แหล่งกำเนิดของคลื่นไฟฟ้าสมอง ได้แก่การเกิด Desynchronization ซึ่งหมายถึงการลดลงหรือหายไปของคลื่นสมองที่เป็นจังหวะ เช่น ในกรณีที่ผู้ถูกวัดลืมตา หรือเริ่มใช้ความคิด หรือเมื่อง่วงนอน เชื่อว่ากลไกสำคัญคือ Reticular Activating System (RAS) ซึ่งอยู่ในก้านสมอง โดยปกติระบบนี้จะได้รับสัญญาณจากระบบรับสัมผัสต่างๆ และส่วนต่างๆของสมอง และจะส่งสัญญาณไปสู่เนื้อสมองทั้งโดยตรงและโดยผ่าน Diencephalon

2.2.1 การวัดคลื่นไฟฟ้าสมองด้วยขั้วไฟฟ้าที่หนังศีรษะ (Recording of EEG with Scalp Electrodes)

คลื่นไฟฟ้าสมองที่วัดได้ที่หนังศีรษะมีลักษณะสำคัญ 3 ประเภท คือ

1. ส่วนมากเป็นผลรวมจากการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าสมองที่อยู่ใกล้ขั้วไฟฟ้านั้นๆ
2. ส่วนน้อยเกิดจากการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าในบริเวณที่ห่างไกล
3. เยื่อหุ้มสมองและกะโหลกศีรษะมีคุณสมบัติเป็นตัวกรองโดยลดสัญญาณความถี่สูง

การหาที่มาของสัญญาณในทางประสาทสรีรวิทยา (Electrophysiology) นั้นทำโดยการเปรียบเทียบรูปร่างสัญญาณกับเวลาที่เกิดจากสัญญาณจากตำแหน่งต่างๆว่าเหมือนกันเพียงใด เรียกว่าการหาความสัมพันธ์ (Correlation) ระหว่างสัญญาณจากสองตำแหน่งนั้นส่วนมากเราจะพบว่าคลื่นไฟฟ้าสมองที่หนังศีรษะจะมีรูปร่างคล้ายกับคลื่นไฟฟ้าจากผิวสมอง (Electrocorticogram, ECG) ที่อยู่ใกล้ ในบางกรณีเราพบว่ามีความสัมพันธ์ระหว่าง EEG กับแหล่งกำเนิดสัญญาณในบริเวณที่ห่างไกล พบว่าแหล่งกำเนิดสัญญาณนี้มักจะมีลักษณะพิเศษได้แก่ 1) มีขนาดสัญญาณใหญ่และมีการเรียงตัวของเนื้อสมองในลักษณะที่ทำให้ประจุมารวมกัน (High intensity, spatial orientation) จนสามารถเห็นได้จากที่ห่างไกล เราเรียกปรากฏการณ์นี้ว่ามีการฉายสัญญาณ (Projection) จากบริเวณที่ห่างไกลไปยังขั้วที่ใช้วัด หรือ 2) มีการต่อเชื่อมผ่านใยประสาทเพื่อมาควบคุมเนื้อสมองทั้งสองข้างพร้อมๆกัน (Bilateral Synchrony) ซึ่งแหล่งกำเนิดสัญญาณที่กระจายออกไปยังสมองทั้งสองพร้อมๆกันนี้มักอยู่ในส่วนกลางของสมอง ในกรณีที่สองสัญญาณจะมาจากเนื้อสมองที่อยู่ใต้ขั้ววัดนั้นเอง ในทั้งสองกรณีสัญญาณไฟฟ้าที่มีจุดเริ่มที่ห่างไกลเหล่านี้ถูกเรียกว่า Projected rhythm ตัวอย่างที่เห็นได้ชัดทางคลินิกคือการเกิด Sharp Wave จากสมองส่วน Hippocampus และเนื้อสมองโดยรอบนั้นห่างจากขั้ววัดที่ Temporal Lope หลายเซนติเมตร แต่ก็ยังสามารถ Project มาที่ขั้ววัดได้

เยื่อหุ้มสมองและกะโหลกศีรษะมีคุณสมบัติเป็นตัวกรองลดสัญญาณความถี่สูงลง (High Frequency Filter) การลดทอนของสัญญาณนี้เกิดเพิ่มขึ้นเมื่อความหนาของเยื่อหุ้มและกะโหลกมากขึ้น กับเมื่อมีการ “ลัดวงจร” โดยมีสารที่นำไฟฟ้าได้ดีเช่น Subdural Blood มาขวางระหว่างสมองและขั้วไฟฟ้า

สัญญาณใดๆก็ตามที่มีแหล่งกำเนิดนอกเนื้อสมอง เราถือว่าเป็นสัญญาณรบกวน (Artifacts) ตามที่จะได้กล่าวต่อไป ตัวอย่างเช่น ไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อหรือจากการกลอกลูกตาซึ่งจะมาทำให้คลื่นไฟฟ้าสมองมีลักษณะเปลี่ยนแปลงไป เป็นต้น

2.2.2 เครื่องขยายสัญญาณ (Amplifier)

เครื่องขยายสัญญาณมีหน้าที่หลัก 2 อย่างคือ คัดเลือกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองออกจากสัญญาณรบกวน และขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

การคัดเลือกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองออกจากสัญญาณรบกวน (Discrimination) เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกได้จากหนังศีรษะนอกจากประกอบด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองแล้วยังมีสัญญาณจากสิ่งแวดล้อมอื่นๆ ซึ่งอาจมีขนาดเท่ากับหรือใหญ่กว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง แต่มักมีการกระจายตัวที่กว้างกล่าวคือกระทบส่วนต่างๆของร่างกายเท่าๆกัน ดังนั้นถ้าเรานำสัญญาณจากสองจุดมาหักลบกัน สัญญาณรบกวนจะหมดไปเหลือแต่สัญญาณที่ต่างกันระหว่างสองขั้วเท่านั้น (Differential Amplification) เครื่องขยายสัญญาณแต่ละช่องจึงถูกสร้างให้มีขั้วรับสัญญาณสองขั้วเรียกว่า Input 1 และ Input 2 (Grid 1 , Grid 2) โดยวัดสัญญาณเทียบกับจุดเปรียบเทียบเรียกว่า Ground สัญญาณจากขั้วที่สองจะถูกกลับขั้วแล้วนำไปรวมกับสัญญาณจากขั้วที่หนึ่ง

2.2.3 สัญญาณรบกวน (Artifacts)

การบันทึกและตีความสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่มีขนาดเล็กมากนั้น ทั้งผู้บันทึกและผู้อ่านแปลผลต้องระวังว่าสัญญาณที่เรากำลังศึกษานั้นเกิดจากสมองหรือเป็นสัญญาณรบกวนจากสัญญาณไฟฟ้าที่

เกิดขึ้นในร่างกายหรือสิ่งต่างๆรอบข้าง สัญญาณรบกวนในการตรวจคลื่นไฟฟ้าสมองคือสัญญาณไฟฟ้าใดๆที่เครื่องบันทึกได้แต่ไม่ได้เกิดจากสมอง โดยแบ่งได้เป็น 2 กลุ่ม คือ

สัญญาณรบกวนที่เกิดจากร่างกาย (Physiological Artifacts)

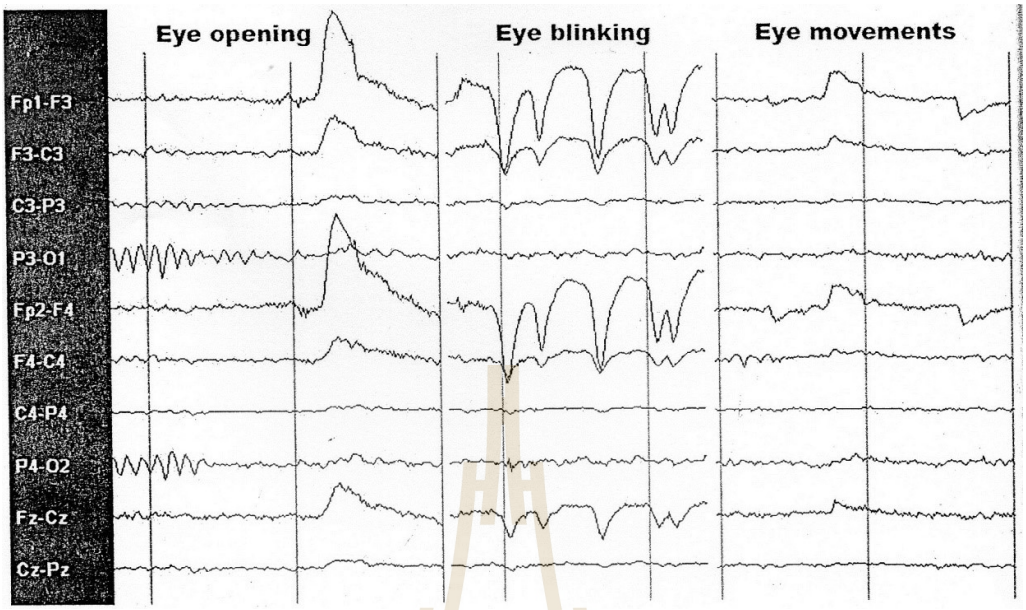
ก. เกิดจากการเคลื่อนไหวของศีรษะ ร่างกาย หรือการเต้นของชีพจร (Movement Artifacts and Pulse Artifact)

ข. สัญญาณไฟฟ้าจากร่างกาย (Bioelectrical Potentials) ได้แก่

1. การเคลื่อนไหวของลูกตา (Eye Movement Artifacts)
2. การเคลื่อนไหวของลิ้น (Tongue Movement Artifacts)
3. การหดตัวของกล้ามเนื้อ (Muscle Artifacts)
4. การเต้นของหัวใจ (EKG Artifacts)
5. การหดตัวของกล้ามเนื้อกลอกตา (Lateral Rectus Artifacts)

ค. การเปลี่ยนความต้านทานของผิวหนัง (Sweet Artifacts and Vasomotor Activity)

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 2.1 แสดง Physiologic artifacts จากการลืมตา กระพริบตา หรือการเคลื่อนไหวของตา (ตำราการตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง)

สัญญาณรบกวนที่ไม่ได้เกิดจากร่างกาย (Non Physiological Artifacts) เกิดจาก

ก. สัญญาณรบกวนจากเครื่องใช้ไฟฟ้า (External Electrical Interference)

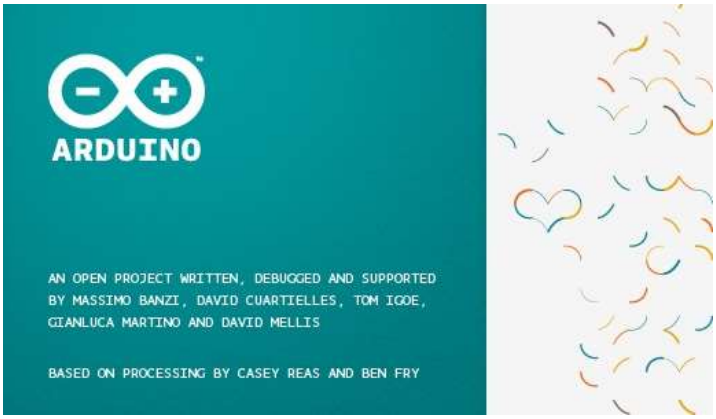
ข. สัญญาณรบกวนจากการทำงานผิดพลาดภายในเครื่องตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง (Internal Electrical Malfunction of the Recording System)

2.3 โปรแกรมใช้เขียนคำสั่งบอร์ด ARDUINO

ในที่นี้เราจะเขียนโปรแกรมโดยใช้ภาษา C โดยใช้ Arduino IDE เป็นชุดโปรแกรมหลักในการพัฒนา

2.3.1 Arduino IDE (Arduino Integrated Development Environment)

Arduino IDE เป็นเครื่องมือที่เราจะใช้เขียนคำสั่งต่างๆผ่านโปรแกรม Arduino IDE เพื่อที่จะใช้ในการสั่งบอร์ด Arduino และในโปรแกรม Arduino IDE ยังสามารถดู Serial Monitor ภายในโปรแกรมของตัวเองได้โดยไม่ต้องเรียกโปรแกรมอื่นมาเสริมในการดู Serial Monitor



รูปที่ 2.2 โปรแกรม Arduino IDE

[http://www.arduitronics.com]

2.3.2 ขั้นตอนการใช้งานโปรแกรม Arduino IDE

1. เปิดโปรแกรม Arduino ที่ได้โหลดมาจาก http://arduino.cc/en/Main/Software
2. เมื่อเปิดโปรแกรมแล้วจะพบกับหน้าต่างของ IDE ดังรูป

รูปที่ 2.3 ขั้นตอนการใช้งานโปรแกรม Arduino IDE

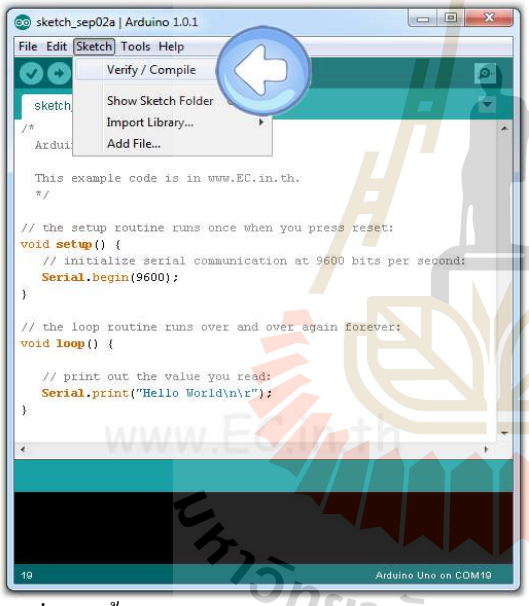
[http://www.ec.in.th/index.php?route=cms/article&article_id=34]

3. ไปที่ Tools->Board แล้วเลือกให้ตรงกับบอร์ดที่ใช้งาน สำหรับ Arduino Mega2560 ให้เลือกบอร์ด Arduino Mega2560

4. เขียนโปรแกรมคำสั่งภาษาซีที่เราจะให้บอร์ด Arduino Mega2560 ทำงาน

```
void setup() {
Serial.begin(9600);
}
void loop() {
Serial.print("Hello World\n\r");
}
```

5. จากนั้นคอมไฟล์โปรแกรมโดยไปที่ Sketch->Verify / Compile

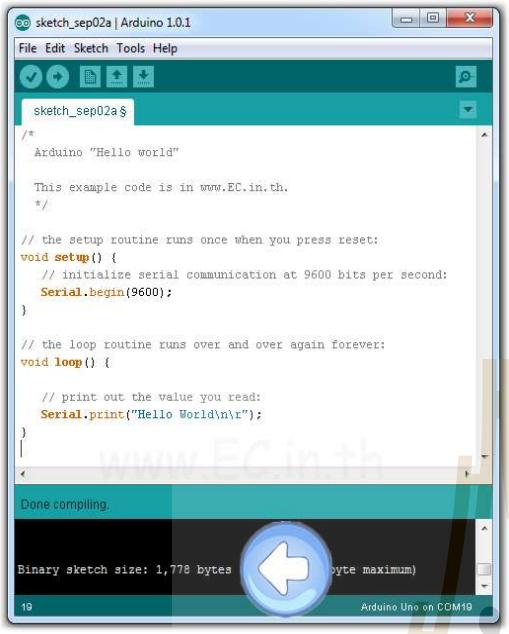


รูปที่ 2.4 ขั้นตอนการใช้งานโปรแกรม Arduino IDE

[http://www.ec.in.th/index.php?route=cms/article&article_id=34]

www.EC.in.th
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

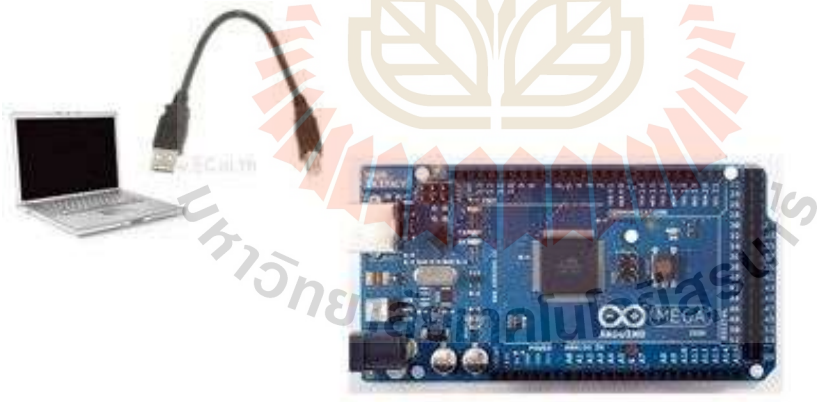
6. เมื่อคอมไฟล์เรียบร้อยจะมีข้อความปรากฏดังรูป



รูปที่ 2.5 ขั้นตอนการใช้งานโปรแกรม Arduino IDE

[http://www.ec.in.th/index.php?route=cms/article&article_id=34]

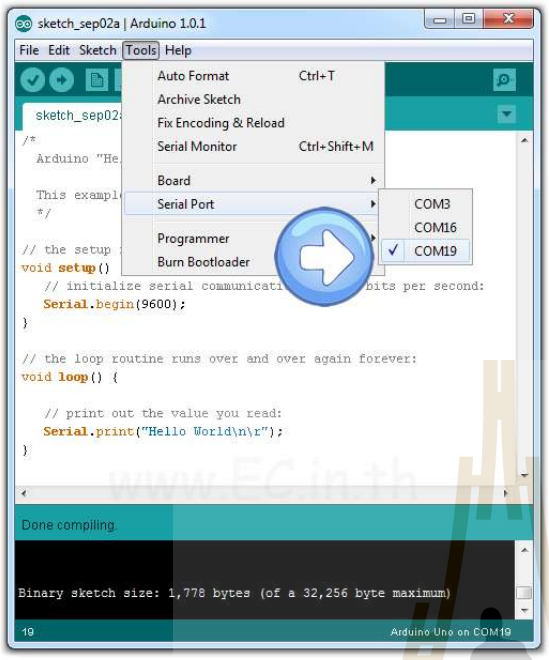
7. ต่อบอร์ด Arduino Mega2560 เข้ากับคอมพิวเตอร์ผ่านทางพอร์ต USB



รูปที่ 2.6 ขั้นตอนการใช้งานโปรแกรม Arduino IDE

[http://www.ec.in.th/index.php?route=cms/article&article_id=34]

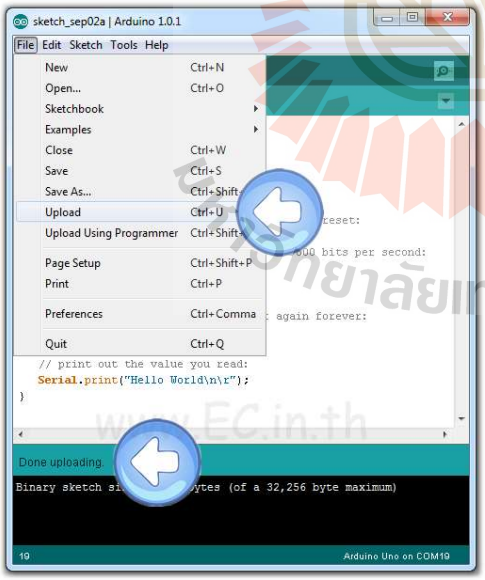
8. จากนั้นให้ไปที่ Tools->Serial Port และเลือกให้ตรงกับบอร์ด Arduino Mega2560ที่ใช้งาน



รูปที่ 2.7 ขั้นตอนการใช้งานโปรแกรม Arduino IDE

[http://www.ec.in.th/index.php?route=cms/article&article_id=34]

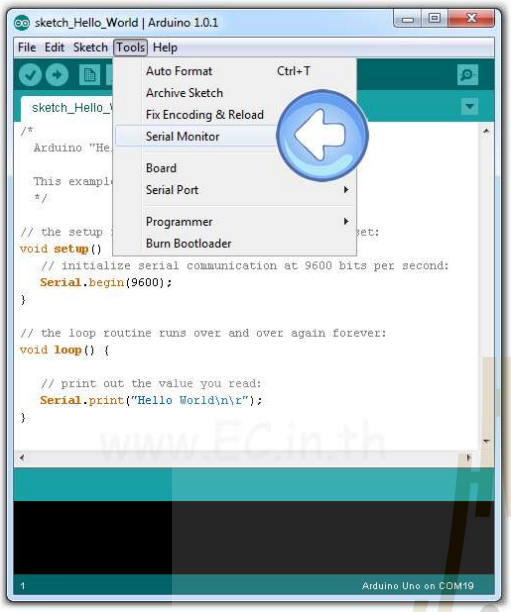
9. โหลดโปรแกรมเข้าบอร์ด Arduino Mega2560 โดยไปที่ File->Upload



รูปที่ 2.8 ขั้นตอนการใช้งานโปรแกรม Arduino IDE

[http://www.ec.in.th/index.php?route=cms/article&article_id=34]

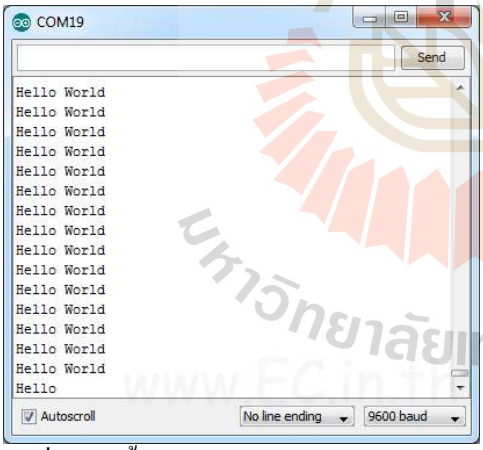
10. จากนั้นเปิด Serial Monitor ของ Arduino IDE โดยไปที่ Tools->Serial Monitor



รูปที่ 2.9 ขั้นตอนการใช้งานโปรแกรม Arduino IDE

[http://www.ec.in.th/index.php?route=cms/article&article_id=34]

11. เมื่อเปิด Serial Monitor จะได้ข้อความดังรูป



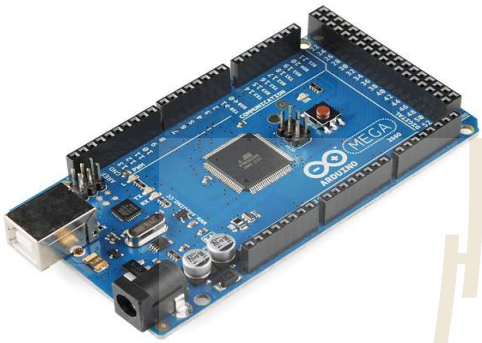
รูปที่ 2.10 ขั้นตอนการใช้งานโปรแกรม Arduino IDE

[http://www.ec.in.th/index.php?route=cms/article&article_id=34]

2.4 ARDUINO MEGA2560

Arduino Mega2560 บอร์ดรุ่นใหญ่ในของตระกูล Arduino มีคุณสมบัติต่างๆ เพิ่มขึ้นจาก Arduino Uno R3 ใช้ชิพ ATmega2560 ที่มีหน่วยความจำ 256 KB แรม 8 KB ใช้ไฟเลี้ยง 7 ถึง 12 V แรงดันของระบบ

อยู่ที่ 5 V มี Digital Input / Output มากถึง 54 ขา (เป็น PWM ได้ 14 ขา) มี Analog Input 16 ขา Serial UART 4 ชุด I2C 1 ชุด SPI 1 ชุด เขียนโปรแกรมบน Arduino IDE และโปรแกรมผ่าน USB เหมาะสำหรับผู้ที่สนใจเริ่มต้นเรียนรู้การพัฒนาไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ต้องการบอร์ด Arduino ที่มีหน่วยความจำและขาสัญญาณต่างๆ ให้ต่อใช้งานมากขึ้น



รูปที่ 2.11 Arduino Mega2560 [**http://www.arduitronics.com**]

รายละเอียดคุณสมบัติของ Arduino Mega2560

Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	54 (of which 14 provide PWM output , 4 UART TTL)
Analog Input Pins	16
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	256 KB of which 8 KB used by bootloader
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Clock Speed	16 MHz

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

2.5 BLUETOOTH SERIAL MODULE (HC-05 MASTER/SLAVE MODE)

โมดูล Bluetooth รุ่น HC-05 ทำให้ Arduino มีความสามารถสื่อสารแบบไร้สายโดยใช้ Bluetooth ใช้งานง่ายด้วยอินเตอร์เฟส Serial Port เขียนโปรแกรมโดยสั่งผ่าน Serial Port ทั่วไป จ่ายไฟ 3.3V ให้กับ Module Bluetooth HC-05 แล้วต่อขา RX กับ TX ไปที่ Arduino ก็สามารถเพิ่มความสามารถสื่อสารไร้สายผ่าน Bluetooth ให้ Arduino ได้แล้ว สามารถสั่งงานควบคุมจากอุปกรณ์ที่มี Bluetooth เช่น เครื่องคอมหรือโทรศัพท์มือถือที่มี Bluetooth ได้

รูปที่ 2.12 Bluetooth Serial Module (HC-05 Master/Slave mode)

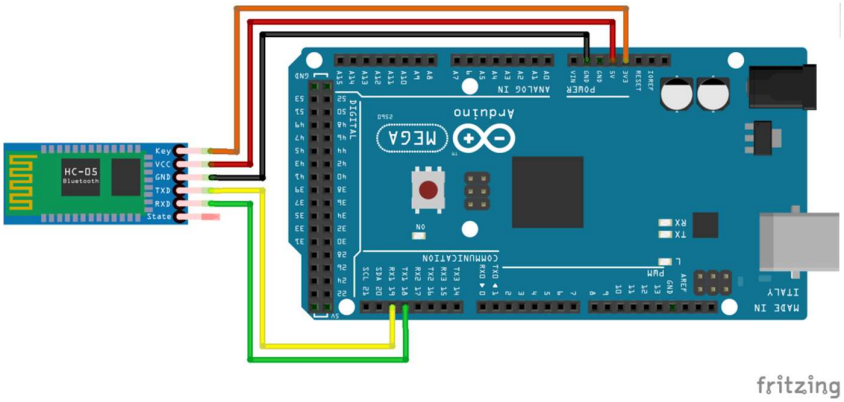
[**http://pixgallarehd.com/arduino+bluetooth+hc-05]**

2.5.1 ขั้นตอนการใช้งาน Bluetooth Serial Module (HC-05 Master/Slave mode)

การต่อสายระหว่าง Arduino กับ Bluetooth HC-05

HC-05		**Arduino**
VCC	**-->**	**5V**
Rx	**-->**	**D7**
Tx	**-->**	**D6**
KEY	**-->**	**D5**
GND	**-->**	**GND**

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 2.13 การต่อสายระหว่าง Arduino กับ Bluetooth HC-05

[**http://www.arduinothai.com**]

2.5.2 การกำหนดให้ HC-05 ทำงานเป็น Masterและตั้งค่าเพื่อให้เชื่อมต่อกับ Headset EEG

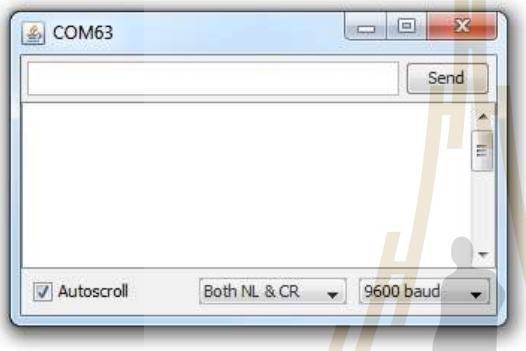
1. ต่อ Arduino เข้ากับคอมพิวเตอร์ แล้วใช้ โค้ดตามนี้ ไปยัง Arduino IDE เพื่อทำการเข้าโหมด AT Command

```
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial BTSerial(6, 7); // RX | TX
void setup()
{
pinMode(5, OUTPUT);  // this pin will pull the HC-05 pin 34 (key pin) HIGH to switch module to AT mode
 digitalWrite(5, HIGH);
 Serial.begin(9600);
 BTSerial.begin(9600);  // HC-05 default speed in AT command more
 delay(1000);
 Serial.println("Enter AT commands:");
}
void loop()
{
 // Keep reading from HC-05 and send to Arduino Serial Monitor
 if (BTSerial.available())
```

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

```
Serial.write(BTSerial.read());
  // Keep reading from Arduino Serial Monitor and send to HC-05
  if (Serial.available())
    BTSerial.write(Serial.read());
}
```

2. เปิดหน้าต่าง Serial Monitor ตั้งค่า Baud Rate เป็น 9600 และเลือก Both NL&CR ดังรูป



รูปที่ 2.14 การกำหนดให้ HC-05 ทำงานเป็น Master

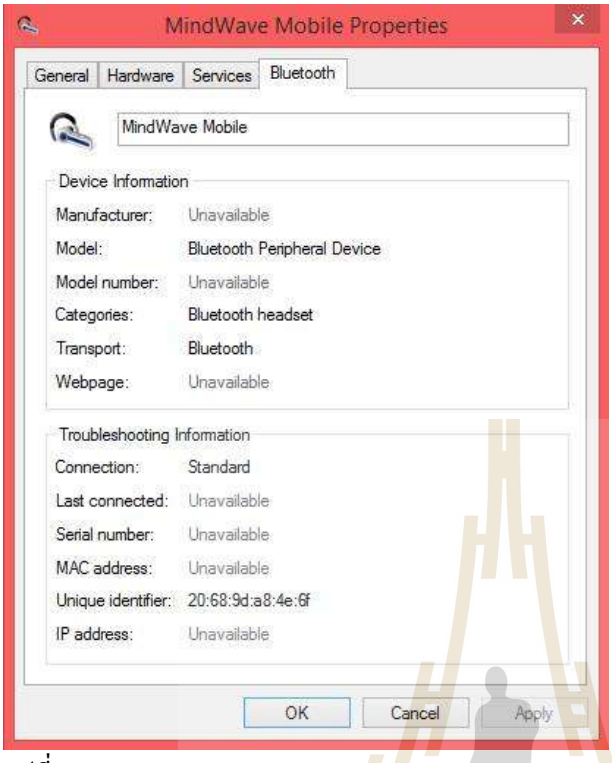
[**http://www.arduinothai.com**]

3. พิมพ์ AT แล้วกด Send หรือ Enter ก็จะคำว่า OK แสดงออกมาให้เห็นที่ Serial Monitor หากไม่มีการตอบสนอง ให้ตรวจสอบการต่อสายต่าง ๆ ตรวจสอบที่ตัว HC-05 ว่ามีปุ่มอะไรให้กดหรือไม่(ลองกดปุ่มดู) หากยังไม่มีการตอบสนอง ให้ปิดหน้าต่าง Serial Monitor แล้วกลับไปทำตามข้อ 2

4. พิมพ์ AT+ROLE=1 เพื่อกำหนดให้ HC-05 ทำหน้าที่เป็น Master

5. พิมพ์ AT+ROLE? เพื่อตรวจสอบให้แน่ชัดว่าเป็น Master Mode จริงๆ ค่าที่แสดงออกมาจะเป็น +ROLE:1 เป็นการเสร็จสิ้นการตั้งค่า Master

6. พิมพ์ AT+BIND=(ตามด้วย MAC Address) จะได้คำสั่งตามนี้ AT+BIND=2068,9d,a84e6f MAC Address เอามาจากค่าที่เราเก็บจากการดู MAC Address ของ Headset EEG เพื่อให้ Bluetooth HC-05เห็นอุปกรณ์ Headset EEG



รูปที่ 2.15 MAC Address MindWave

7. ใช้คำสั่งAT+PAIR=(ตามด้วย MAC Address) เพื่อให้ Bluetooth HC-05 จับแค่ MAC Address ของ Headset EEG เพียงตัวเดียวเท่านั้น โดยใช้คำสั่ง AT+PAIR= 2068,9d,a84e6f

8. ใช้คำสั่ง AT+LINK=(ตามด้วย MAC Address) เพื่อให้ Bluetooth HC-05 ทำการเชื่อมต่อแค่ MAC Address ของ Headset EEG เพียงตัวเดียวเท่านั้น โดยใช้คำสั่ง AT+LINK=2068,9d,a84e6f

2.6 MINDWAVE

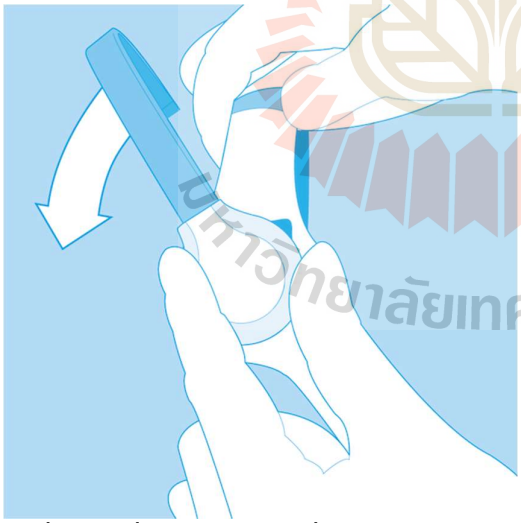
เป็นอุปกรณ์ที่ใช้ส่งคลื่นสัญญาณ EEG ผ่าน Bluetooth มายัง Arduino Mega2560 เพื่อประมวลผลและทำตามคำสั่งเงื่อนไขของ Code ที่อยู่ใน Arduino Mega2560 ตัว MindWave จะมีเซ็นเซอร์ตรวจวัดคลื่นสมองแบบแห้งโดยไม่ต้องใช้เจลเป็นตัวกลางให้ MindWave ดึงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองจากบริเวณหนังศีรษะซึ่งง่ายต่อการใช้งาน MindWave ใช้ถ่าน AAA เพียง1ก้อนในการเป็นแหล่งพลังงานและมีน้ำหนัก 90 g สามารถใช้งานได้นานถึง 8 Hr. และ Bluetooth สามารถใช้งานได้ไกลถึง 10 m เราสามารถนำ MindWave มาใช้กับอุปกรณ์อื่นที่สามารถเชื่อมต่อ Bluetooth ได้เช่น โทรศัพท์มือถือ, เครื่องคอมพิวเตอร์, Note Book, Tablets นอกเหนือจากการตรวจวัดคลื่นสมอง EEG ยังสามารถ ตรวจจับการกระพริบตาเนื่องจากรูปแบบ

คลื่นการกระพริบตาจะมีความต่างจากคลื่นสมองทั่วไปตามรูปที่2.1 และเครื่องสามารถวัด Attention ความสนใจ Meditation การทำสมาธิ Spectrum (Alpha, Beta) ความเข้มของ Alpha, Beta จากการดูผ่าน Application ของทางบริษัท Neurosky

รูปที่ 2.16 ตัวเครื่อง MindWave [http://store.neurosky.com/products/mindwave-1]

2.6.1 วิธีการใช้งาน MindWave

1. เลื่อนตัวเซ็นเซอร์ที่ติดหน้าผากออกมา

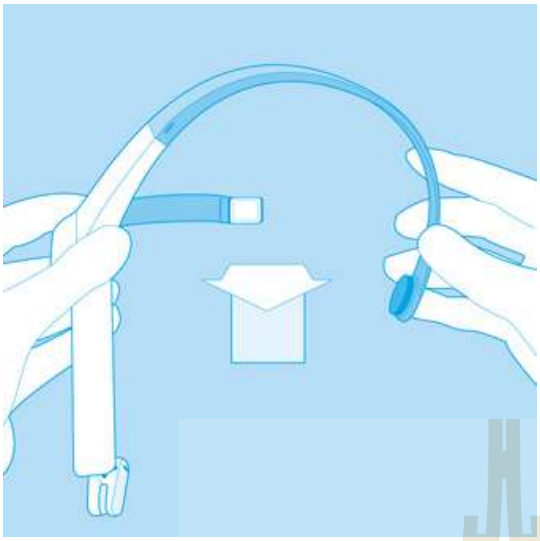


รูปที่ 2.17 เลื่อนตัวเซ็นเซอร์ที่ติดหน้าผากออกมา

[http://support.neurosky.com/kb/mindwave/how-to-properly-wear-the-mindwave]

2. สวมตัว MindWave โดยหันหน้าเข้าเหมือนในรูปที่ 2.18

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 2.18 สวมตัว MindWave โดยหันหน้าเข้าเหมือนในรูป

[**http://support.neurosky.com/kb/mindwave/how-to-properly-wear-the-mindwave]**

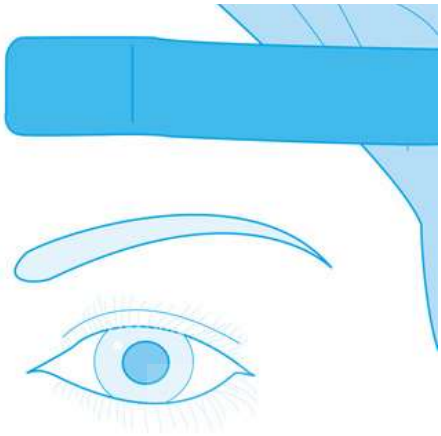
3. หนีบตัวเซ็นเซอร์ที่หูข้างซ้าย

รูปที่ 2.19 หนีบตัวเซ็นเซอร์ที่หูข้างซ้าย

[**http://support.neurosky.com/kb/mindwave/how-to-properly-wear-the-mindwave]**

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

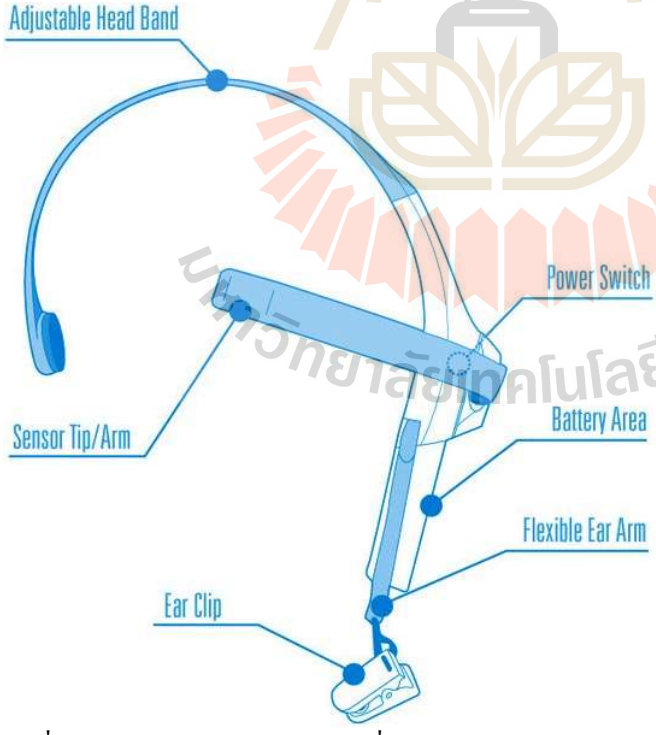
4. เลื่อนตัวเซ็นเซอร์ที่หน้าผากมาให้แตะบริเวณหน้าผากพอดี



รูปที่ 2.20 เลื่อนตัวเซ็นเซอร์ที่หน้าผากมาให้แตะบริเวณหน้าผากพอดี

[**http://support.neurosky.com/kb/mindwave/how-to-properly-wear-the-mindwave**]

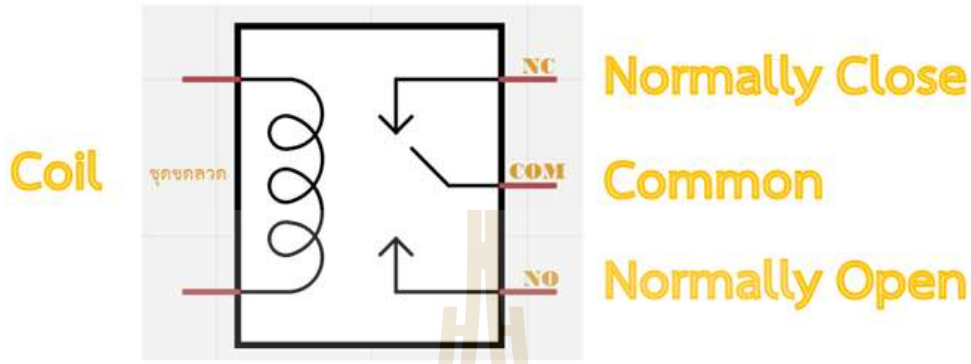
5. เปิดปุ่ม Power โดยเลื่อนปุ่มไปที่ ON และถ้าหากจะทำให้เครื่องค้นหาอุปกรณ์ที่จะเชื่อมต่อให้ดันปุ่มขึ้นที่ ON ค้างไว้ 5 วินาทีและปล่อยถ้าไฟสีน้ำเงินหยุดกระพริบแสดงว่าเครื่องทำการเชื่อมต่อกันแล้ว



รูปที่ 2.21 เปิดปุ่ม Power และการเชื่อมต่อ

[**http://support.neurosky.com/kb/mindwave/how-to-properly-wear-the-mindwave**]

2.7 โมดูลรีเลย์



รูปที่ 2.22 ลักษณะวงจรโมดูลรีเลย์

[**http://thaieasyelec.com**]

รีเลย์ (Relay) เป็นอุปกรณ์ไฟฟ้าชนิดหนึ่ง ซึ่งทำหน้าที่ตัดต่อวงจรแบบเดียวกับสวิตช์ โดยควบคุมการทำงานด้วยไฟฟ้า Relay มีหลายประเภท ตั้งแต่ Relay ขนาดเล็กที่ใช้ในงานอิเล็กทรอนิกส์ทั่วไป จนถึง Relay ขนาดใหญ่ที่ใช้ในงานไฟฟ้าแรงสูง โดยมีรูปร่างหน้าตาแตกต่างกันออกไป แต่มีหลักการทำงานที่คล้ายคลึงกัน สำหรับการนำ Relay ไปใช้งาน จะใช้ในการตัดต่อวงจร ทั้งนี้ Relay ยังสามารถเลือกใช้งานได้หลากหลายรูปแบบ ภายในรีเลย์จะประกอบไปด้วยขดลวดและหน้าสัมผัส

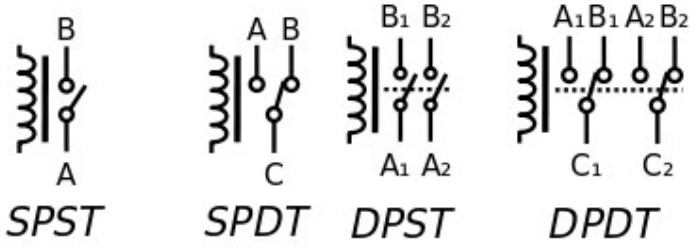
หน้าสัมผัส NC (Normally Close) เป็นหน้าสัมผัสปกติปิด โดยในสภาวะปกติหน้าสัมผัสนี้จะต่อเข้ากับขา COM (Common) และจะลอยหรือไม่สัมผัสกันเมื่อมีกระแสไฟฟ้าไหลผ่านขดลวด

หน้าสัมผัส NO (Normally Open) เป็นหน้าสัมผัสปกติเปิด โดยในสภาวะปกติจะลอยอยู่ ไม่ถูกต่อกับขา COM (Common) แต่จะเชื่อมต่อกันเมื่อมีกระแสไฟไหลผ่านขดลวด

ขา COM (Common) เป็นขาที่ถูกใช้งานร่วมกันระหว่าง NC และ NO ขึ้นอยู่กับว่า ขณะนั้นมีกระแสไฟฟ้าไหลผ่านขดลวดหรือไม่ หน้าสัมผัสใน Relay 1 ตัวอาจมีมากกว่า 1 ชุด ขึ้นอยู่กับผู้ผลิตและลักษณะของงานที่ถูกนำไปใช้ จำนวนหน้าสัมผัสถูกแบ่งออกดังนี้

สวิตช์จะถูกแยกประเภทตามจำนวน Pole และจำนวน Throw ซึ่งจำนวน Pole (SP-Single Pole, DP-Double Pole, 3P-Triple Pole, Etc.) จะบอกถึงจำนวนวงจรที่ทำการเปิด-ปิด หรือ จำนวนของขา COM นั่นเอง และจำนวน Throw (ST, DT) จะบอกถึงจำนวนของตัวเลือกของ Pole ตัวอย่างเช่น SPST- Single Pole Single Throw สวิตช์จะสามารถเลือกได้เพียงอย่างเดียวโดยจะเป็นปกติเปิด (NO-Normally Open) หรือ

ปกติปิด (NC-Normally Close) แต่ถ้าเป็น SPDT- Single Pole Double Throw สวิตช์จะมีหนึ่งคู่เป็นปกติเปิด (NO) และอีกหนึ่งคู่เป็นปกติปิดเสมอ (NC) ดังรูปด้านล่าง



รูปที่ 2.23 สวิทช์โมดูลรีเลย์

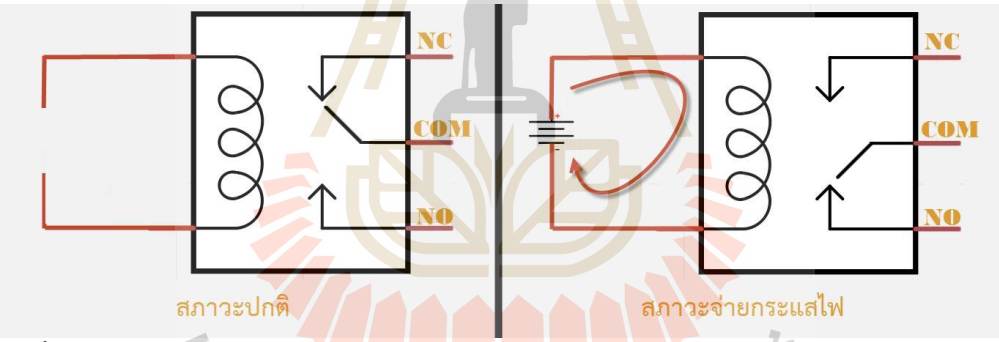
http://thaieasyelec.com

SPST คือ Single Pole Single Throw

SPDT คือ Single Pole Double Throw

DPST คือ Double Pole Single Throw

DPDT คือ Double Pole Double Throw



รูปที่ 2.24 วงจรสมมูลของโมดูลรีเลย์

[**http://thaieasyelec.com**]

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รูปที่ 2.25 โมดูลรีเลย์ [**http://www.mltelectronic.com**]

จากส่วนประกอบข้างต้นที่ได้กล่าวไป เราจะใช้งาน Relay แบบ SPDT (Single Pole Double Throw) หลักการทำงานของ Relay นั้น ในส่วนของขดลวด เมื่อมีกระแสไฟฟ้าไหลผ่าน จะทำให้ขดลวดเกิดการเหนี่ยวนำและทำหน้าที่เสมือนแม่เหล็กไฟฟ้า ส่งผลให้ขา COM ที่เชื่อมต่ออยู่กับหน้าสัมผัส NC (ในสภาวะที่ยังไม่เกิดการเหนี่ยวนำ) ย้ายกลับเชื่อมต่อกับหน้าสัมผัส NO แทน และปล่อยให้ขา NC ลอย เมื่อมองที่ขา NC กับ COM และ NO กับ COM แล้วจะเห็นว่ามีการทำงานติด-ดับลักษณะคล้ายการทำงานของสวิตซ์ เราสามารถอาศัยคุณสมบัตินี้ไปประยุกต์ใช้งานได้

Specification:

ไฟเลี้ยงโมดูลรีเลย์ VCC = 5VDC.

ควบคุมโหลดได้ทั้งแรงดันไฟฟ้า AC ได้สูงสุด 250VAC 10A หรือ แรงดันไฟฟ้า DC ได้สูงสุด 30VDC 10A (Maximum Load)

ระดับสัญญาณอินพุทควบคุมแบบ TTL ทำงานด้วยสัญญาณแบบ Active Low

กระแสขับรีเลย์ (Drive Current) 15-20mA.

มีการออกแบบให้เป็น Isolate ด้วย Optocoupler

มี LED แสดงสถานะ Relay

โมดูลขนาด 3.85cm.(กว้าง) x 5.05cm.(ยาว) x 1.85cm.(สูง)

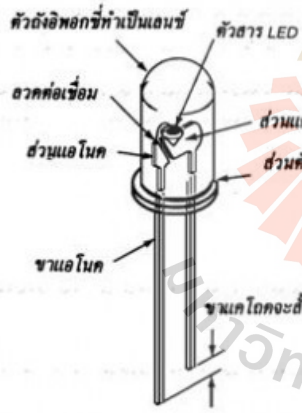
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

2.8 หลอด LED ขนาด 5 MM

LED ย่อจาก Light Emitting Diodes มีให้เห็นได้ทั่วไปในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ บางครั้งคุณเห็นได้ในนาฬิกาดิจิตอล รีโมทคอนโทรล หน้าปัดอุปกรณ์ไฟฟ้า โทรทัศน์จัมโบ้ หรือแม้แต่ไฟจราจรตามสี่แยกเป็นต้น ที่จริงแล้วหลอด LED คือหลอดไฟขนาดเล็ก แต่มีหลักการทำงานแตกต่างจากหลอดไฟมีไส้ เพราะว่าไม่มีการเผาไส้หลอด ดังนั้น หลอด LED จึงไม่เกิดความร้อน แสงสว่างเกิดขึ้นจากการเคลื่อนของอิเล็กตรอนภายในสารกึ่งตัวนำ ซึ่งเป็นวัสดุแบบเดียวกับที่ใช้ในการทำทรานซิสเตอร์

รูปที่ 2.26 หลอด LED ขนาด 5 mm

[**http://imerlighting.blogspot.com/2014/04/led.html**]



รูปที่ 2.27 ส่วนประกอบหลอด LED ขนาด 5 mm

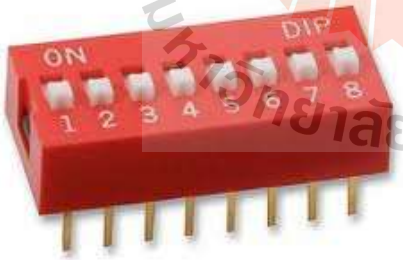
[**http://industrial.hidofree.com**]

ตารางที่ 2.1 คุณสมบัติหลอด LED

สี	ความยาวคลื่น (nm)	แรงดันไฟฟ้า (v)	กระแส (mA)	แรงดันย้อนกลับ (v)	อายุการใช้งาน (Hr)
ขาว		3 v - 3.4	10 - 20	6	50,000
เหลือง	588 - 590	1.9 v - 2.1	10 - 20	6	50,000
แดง	620 - 625	1.9 v - 2.1	10 - 20	6	50,000
น้ำเงิน	460 - 463	3 v - 3.4	10 - 20	6	50,000
เขียว	520 - 525	3 v - 3.4	10 - 20	6	50,000

2.9 DIP SWITCH (DUAL INLINE PACKAGE)

เป็นสวิตช์ขนาดเล็กใช้งานร่วมกับวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่สร้างขึ้นในรูปชิพ (Chip) ที่มีขนาดเล็กๆ หรือใช้งานกับไอซี (IC = Integrated Circuit) ลักษณะสวิตช์สามารถตัดหรือต่อวงจรได้ การควบคุมตัดต่อ DIP Switch จะต้องใช้ปลายมปากกาหรือปลายดินสอในการปรับเลื่อนสวิตช์ DIP Switch มักถูกติดตั้งบนแผ่นวงจรพิมพ์ (Printed Circuit Board) ใช้กับกระแสไม่เกิน 30mA ที่แรงดัน 30VDC



รูปที่ 2.28 DIP Switch แบบ 8 รหัส

[http://www.myarduino.net]

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

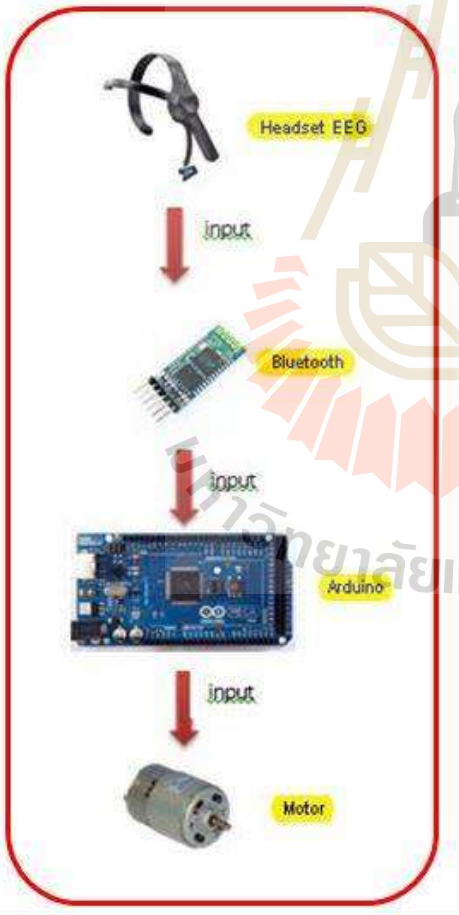
2.10 กล่าวท้ายบท

ในเนื้อหาทั้งหมดของบทที่สองจะกล่าวถึงข้อมูลพื้นฐานที่มีความจำเป็นต่อการพัฒนาอุปกรณ์ไมโครคอนโทรเลอร์ที่สามารถควบคุมได้จากคลื่นสมอง โดยที่มีเนื้อหาที่เกี่ยวข้องเป็นอุปกรณ์เชื่อมต่อหลายส่วน ส่วนแรกเป็นอุปกรณ์รับส่งคลื่นสมอง ซึ่งจะทำหน้าที่ในการรับสัญญาณจากคลื่นสมองเพื่อส่งต่อไปยังอุปกรณ์อื่นๆ ด้วยสัญญาณบลูทูธ ส่วนถัดมานั้นคือการรับสัญญาณจากสัญญาณบลูทูธเพื่อเชื่อมโยงเข้าสู่การประมวลผลสัญญาณในไมโครคอนโทรเลอร์

บทที่ 3 การออกแบบอัลกอริทึมและการจำลองระบบ

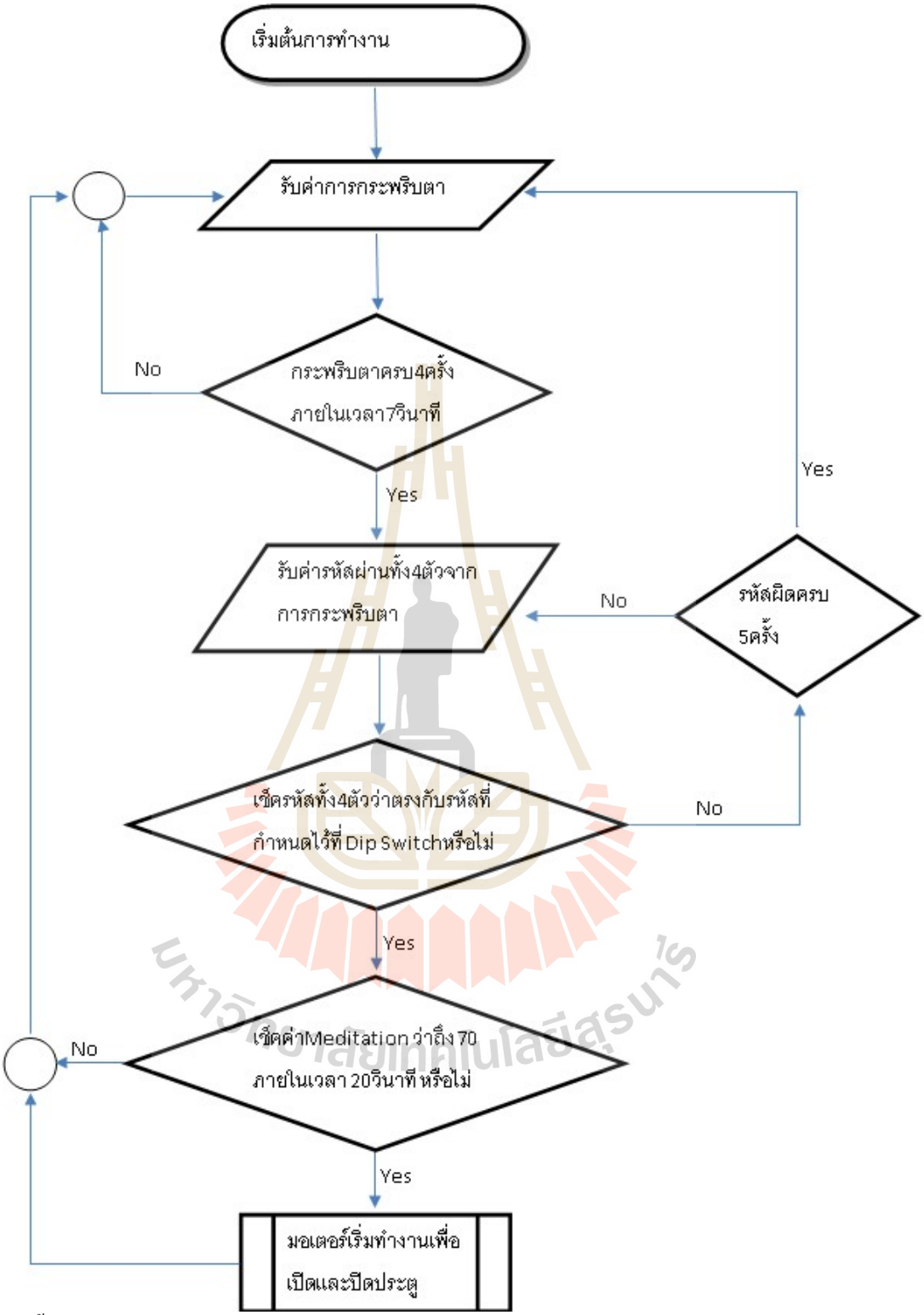
3.1 กล่าวนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงการออกแบบระบบการทำงานของประตูว่ามีขั้นตอนการทำงานอย่างไรตามที่แสดงในรูปที่ 3.1 และกล่าวถึงการเขียนโปรแกรมที่ใช้ในการสั่งการโดยขั้นแรกเป็นการกระพริบตาเพื่อยืนยันการเข้าใช้งานระบบ จากนั้นเป็นการกระพริบตาเข้ารหัส เมื่อกระพริบตาเข้ารหัสถูกต้องตามที่ตั้งค่ารหัสไว้ระบบจะรอการยืนยันการเปิดประตูอีกครั้งโดยการนำค่า Meditation มาสร้างเงื่อนไขเป็นขั้นตอนสุดท้าย ตามที่แสดงในรูปที่ 3.2 และยังมีรูปแบบการทำงานที่แสดงอยู่ในรูปของ Flow Chart อธิบายหลักการทำงานอย่างละเอียด ตามรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.1 โครงสร้างการทำงานโดยรวม

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 3.2 ขั้นตอนการทำงานของระบบโดยรวมการออกแบบอัลกอริทึม

3.1.1 การกระพริบตาเพื่อยืนยันการเข้าใช้งาน

```
1  void Eye_Blink ()
2  {
3    if (Eye_Enable)
4    {
5      if (On_Flag == 1 && Off_Flag == 0)
6      {
7        if ((Avg_Raw > Theshold_Eyeblink) && (Avg_Raw < 350))
8        { numE++;
9          digitalWrite(LED, HIGH);
10          Serial.print(numE);
11          Serial.print(" = ");
12          Serial.println( millis()/ 1000 );
13          if (numE == 1) {
14            starttime = millis() / 1000;
15          }
16          if (numE == 4) {
17            stoptime = millis() / 1000;
18          }
19      }
```

คำสั่งใน Loop นี้จะทำการเช็คว่ามีการกระพริบตาหรือไม่ โดยถ้ามีการกระพริบตานั้นจะเข้าไปทำงาน โดยเพิ่มค่าตัวแปร “numE” ขึ้นไป 1 ค่า โดยค่าตัวแปลดังกล่าวทำหน้าที่บอกจำนวนครั้งที่กระพริบตาและจะเก็บ เวลาของการกระพริบตาครั้งที่1และครั้งที่4

```
1  if ( numE >3 && stoptime - starttime < 7) {
2    finish=0;
3    Serial.print("Total time = ");
4    Serial.println(stoptime - starttime);
5    Serial.println("Ready to Enter password !!! ");
6    while ( finish ==0) loop1();
7  }
```

คำสั่งใน Loop นี้เป็นการสร้างเงื่อนไขขึ้นมาเพื่อยืนยันว่าต้องการจะเริ่มใช้งานอุปกรณ์ โดยจะทำการเช็คว่ามีการกระพริบตาครบ 4 ครั้ง และใช้เวลาในการกระพริบตาน้อยกว่า 7 วินาที หรือไม่ โดยถ้ากระพริบตาตรงตามเงื่อนไข ตัวแปร “finish” จะเก็บค่าเป็น 0 จากนั้นทำการแสดงระยะเวลาที่กระพริบตาได้ตรงตามเงื่อนไขใน “Total time” โดยแสดงออกทาง Serial Monitor และแสดง “Ready to Enter Password!!!” ใน Serial Monitor เช่นกัน และเข้าไปเช็คเงื่อนไขใน Loop While โดยเงื่อนไขคือถ้า finish = 0 ให้ไปทำงานที่ Loop1 ต่อไป

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

```
if (numE > 3&& stoptime - starttime > 7 ) {
  numE = 0;
  digitalWrite(LEDpassW,HIGH);
  delay (200);
  digitalWrite(LEDpassW,LOW);
  delay (200);
  digitalWrite(LEDpassW,HIGH);
  delay (200);
  digitalWrite(LEDpassW,LOW);
  delay (200);
  digitalWrite(LEDpassW,HIGH);
  delay (200);
  digitalWrite(LEDpassW,LOW);
  delay (200);

}
```

คำสั่งใน Loop นี้จะทำการเช็คว่ามีการกระพริบตาครบ 4 ครั้ง และใช้เวลาในการกระพริบตามากกว่า 7 วินาที หรือไม่ ถ้ากระพริบตาเกิน 7 วินาที ตัวแปล numE จะเคลียค่าเป็น 0 และ LED สีแดงจะกระพริบ 3 ครั้ง จากนั้นจะวนกลับไปเริ่มต้นทำงานใหม่ เพื่อรับค่าการกระพริบตา 4 ครั้งใหม่

3.1.2 การกระพริบตาเข้ารหัส

```
void Eye_Blink1 ()
{ i++;
  digitalWrite(LEDST, LOW);
  delay(1000);
  pass = 0;
  if (Eye_Enable)
  {
    if (On_Flag == 1 && Off_Flag == 0)
    {
       if ((Avg_Raw > Theshold_Eyeblink) && (Avg_Raw < 350))
       {
         digitalWrite(LED, HIGH);
         pass = 1;
       }
```

หลังจากกระพริบตาครบ 4 ครั้งภายในเวลา 7 วินาทีแล้วจะเข้ามาทำงานใน Loop การเข้ารหัส โดยคำสั่งใน Loop นี้ ตัวแปร “i” จะเพิ่มขึ้นทุกครั้งที่เข้ามาทำงานใน Loop โดยแสดงเป็นรหัสตัวที่ 1-4 จากนั้นจะเข้ามาเช็คเงื่อนไขภายใน Loop การกระพริบตาว่ามีการกระพริบตาหรือไม่ ถ้ามีการกระพริบตา LED ของ

รหัสตัวนั้นๆจะติด และตัวแปร “pass” จะเก็บค่าเป็น 1 แต่ถ้าไม่มีการกระพริบตา LED ของรหัสตัวนั้นๆจะไม่ติด และตัวแปร “pass” จะเก็บค่าเป็น 0

```
if (i == 1) {
   p1 = pass;
    digitalWrite(LEDp1, p1);
    Serial.print("p1 = ");
    Serial.println(p1);
  }
 if (i == 2) {
    p2 = pass;
    digitalWrite(LEDp2, p2);
     Serial.print("p2 = ");
     Serial.println(p2);
  }
 if (i == 3) {
    p3 = pass;
    digitalWrite(LEDp3, p3);
    Serial.print("p3 = ");
    Serial.println(p3);
  }
 if (i == 4) {
    p4 = pass;
    digitalWrite(LEDp4, p4);
    Serial.print("p4 = ");
    Serial.println(p4);
  }
```

คำสั่งในชุดนี้จะเช็คค่าตัวแปร “i” ถ้ามีค่าเป็น 1 หมายถึง Password ตัวที่ 1 หลังจากนั้นนำค่าในตัวแปร “pass” มาเก็บไว้ใน p1 โดยถ้า p1 มีค่าเป็น 1 LEDp1 จะติด แต่ถ้า p1 มีค่าเป็น 0 LEDp1 จะไม่ติด คำสั่งในลูปนี้จะเช็คค่าตัวแปล “i” วนถึง i มีค่าเท่ากับ 4 ซึ่งหมายถึง Password ตัวที่ 4

```
if (i > 4) {
  pass = 0;
  i = 0;
  Serial.println("Check password !!! ");
  loop2();
  }
```

คำสั่งใน Loop นี้จะเช็คค่าตัวแปร “i” ที่มีค่ามากกว่า 4 โดยจะเคลียค่าตัวแปล pass และตัวแปล i เป็น 0 และแสดง Check Password!!! ใน Serial Monitor จากนั้นไปทำงานที่ Loop2

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

3.1.3 การเช็ครหัสกระพริบตา

```
1   void setup2() {
2     pinMode(LEDp1, OUTPUT);
3     pinMode(LEDp2, OUTPUT);
4     pinMode(LEDp3, OUTPUT);
5     pinMode(LEDp4, OUTPUT);
6     pinMode(S1,INPUT);
7     pinMode(S2,INPUT);
8     pinMode(S3,INPUT);
9     pinMode(S4,INPUT);
10    }
11  void loop2() {
12    p1state = digitalRead(S1);
13    p2state = digitalRead(S2);
14    p3state = digitalRead(S3);
15    p4state = digitalRead(S4);
```

ใน Setup2 ( ) นั้นจะเป็นการตังค่า Pin Mode ของหลอด LEDที่ใช้แสดงค่ารหัสผ่านให้เป็น OUTPUT และกำหนด Pin Mode ของ S1-S4 ให้เป็น INPUT เพื่อที่ให้บอร์ดอ่านค่ารหัสผ่านที่เรากำหนดผ่านทาง Dip Switch ได้ โดยใน Loop2 ( ) นั้นจะเป็นการอ่านค่าจาก Dip Switch แล้วนำไปเก็บไว้ที่ตัวแปร p1state-p4state ซึ่งจะนำไปใช้เป็นรหัสผ่านที่เรากำหนดไว้

```
1     if (p1 == p1state && p2 == p2state && p3 == p3state && p4 == p4state) {
2         digitalWrite(LEDp1,LOW);
3         digitalWrite(LEDp2,LOW);
4         digitalWrite(LEDp3,LOW);
5         digitalWrite(LEDp4,LOW);
6         digitalWrite(LEDpassC, HIGH);
7         delay(500);
8         digitalWrite(LEDpassC, LOW);
9         delay(500);
10         digitalWrite(LEDpassC, HIGH);
11         delay(500);
12         digitalWrite(LEDpassC, LOW);
13         delay(500);
14         digitalWrite(LEDpassC, HIGH);
15         delay(500);
16         digitalWrite(LEDpassC, LOW);
17         long tryopentime = millis();
18         Serial.println("password correct");
19         zzz = 0;
20         while (millis() - tryopentime < 20000)loop3();
21       }
22     }
```

คำสั่งใน Loop นี้จะนำค่า Password ในตัวแปร p1-p4 มาเช็คกับค่า p1state-p4state ซึ่งเป็นรหัสที่ได้มากจากการอ่านค่า Dip Switch โดยถ้ารหัสแต่ละตัวตรงตามที่กำหนดไว้ LEDpassC จะกระพริบสามครั้ง จากนั้นเข้าไปทำงานใน Loop3 โดยใช้เวลา 20 วินาที ถ้าเกิน 20 วินาที จะหลุดจาก Loop3

```
1    else {
2        w++;
3        digitalWrite(LEDpassW, HIGH);
4        delay(200);
5        digitalWrite(LEDpassW, LOW);
6        delay(200);
7        digitalWrite(LEDpassW, HIGH);
8        delay(200);
9        digitalWrite(LEDpassW, LOW);
10        delay(200);
11        digitalWrite(LEDpassW, HIGH);
12        delay(200);
13        digitalWrite(LEDpassW, LOW);
14        delay(200);
15        Serial.println(" password Wrong!!! ");
16        Serial.print("Password wrong = ");
17        Serial.println(w);
18        if (w == 5) {  finish=1;
19                      p1=0,p2=0,p3=0,p4=0;
20                     numE=0;
21                i=0;
22        }
23     }
```

คำสั่งใน Loop นี้จะตรวจสอบว่า ถ้าค่า Password ในตัวแปร “p1-p4” มีค่าไม่เท่ากับ p1state-p4state หรือ Password ตัวใดตัวหนึ่งมีค่าไม่ตรงตามรหัสที่ตั้งไว้ แสดงว่ากระพริบตาใส่รหัสผิดพร้อมแสดง LEDpassW กระพริบสามครั้ง และตัวแปล “w” จะเก็บค่าเพิ่มขึ้นทุกครั้งที่ใส่รหัสผิด เมื่อใส่รหัสผิดครบ 5 ครั้ง ตัวแปล “p1-p4” จะถูกเก็บค่าเป็น 0 ตัวแปล “numE” จะถูกเก็บค่าเป็น 0 ตัวแปล “i” จะถูกเก็บค่าเป็น 0 และตัวแปร “finish” จะถูกเก็บค่าเป็น 1 ซึ่งหมายถึงคำสั่งจบการทำงาน โดยให้กลับไปเริ่มต้นการกระพริบตาเพื่อยืนยันการใช้งานใหม่

3.1.4 ยืนยันการเปิดประตูโดยใช้คลื่นไฟฟ้าสมอง EEG

```
switch(meditation / 10)
      {
      case 0:
        digitalWrite(GREENLED1, HIGH);
        digitalWrite(GREENLED2, LOW);
        digitalWrite(GREENLED3, LOW);
        digitalWrite(YELLOWLED1, LOW);
        digitalWrite(YELLOWLED2, LOW);
        digitalWrite(YELLOWLED3, LOW);
         digitalWrite(YELLOWLED4, LOW);
         digitalWrite(REDLED1, LOW);
         digitalWrite(REDLED2, LOW);
         digitalWrite(REDLED3, LOW);
         break;
```

คำสั่งใน Loop นี้จะนำค่า Meditation มาหาร 10 แล้วนำผลที่ได้มาเปรียบเทียบกับ case ว่าจะตรง case ไหน โดยตั้งแต่ case 0-6 หลอด LED1-7 จะติดเพิ่มขึ้นตามลำดับ

```
      case 7:
        digitalWrite(GREENLED1, HIGH);
        digitalWrite(GREENLED2, HIGH);
        digitalWrite(GREENLED3, HIGH);
        digitalWrite(YELLOWLED1, HIGH);
        digitalWrite(YELLOWLED2, HIGH);
        digitalWrite(YELLOWLED3, HIGH);
        digitalWrite(YELLOWLED4, HIGH);
        digitalWrite(REDLED1, HIGH);
        digitalWrite(REDLED2, HIGH);
        digitalWrite(REDLED3, HIGH);
        Serial.println("Go to motor !!!");
        loop4();
        zzz=1;
        numE=0;
        break;
```

ใน case 7-10 นั้นหลอด LEDจะติดครบทุกหลอด จากนั้นจะเข้าไปทำงานที่ Loop4 และเมื่อทำงานที่ Loop4 เสร็จเรียบร้อยจะกำหนดค่าตัวแปร “zzz” ให้มีค่าเป็น 1 โดยที่เมื่อทำงาน จนจบ ฟังก์ชัน switch แล้วจะนำค่า zzz ไปเช็คถ้าเป็น 1 จะกลับไปทำงานใน Loop ต่อเท่ากับว่าเป็นการจบการทำงานแล้วรอรับการกระพริบตาเพื่อยืนยันการเข้าใช้งานอีกครั้ง

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

3.1.5 ควบคุมการทำงานของมอเตอร์

```
1     void loop4() {
2       delay(2000);
3       digitalWrite(RELAY1, HIGH);
4       delay(400);
5       digitalWrite(RELAY1, LOW);
6       delay(5000);
7       digitalWrite(RELAY2, HIGH);
8       delay(400);
9       digitalWrite(RELAY2, LOW);
10      delay(5000);
11      p1 = 0;
12      p2 = 0;
13      p3 = 0;
14      p4 = 0;
15      numE = 0;
16      i = 0;
17     }
```

ใน Loop นี้เริ่มต้นมาจะสั่งให้ DC มอเตอร์ทำงานเพื่อเป็นการเปิดประตู โดยจะเปิดประตูทิ้งไว้เป็นเวลา 5 วินาทีหลังจากนั้นมอเตอร์จะหมุนในทิศตรงกันข้ามครั้งแรกเพื่อปิดประตู หลังจากปิดประตูแล้วจะสั่งเปลี่ยนค่าของตัวแปร p1-p4,numE,i ให้มีค่าเป็น 0 เพื่อพร้อมที่จะเริ่มทำงานใหม่

```
1     if (zzz == 1) {
2        finish = 1;
3      }
```

หลังจากที่มอเตอร์เปิดและปิดประตูเสร็จแล้ว กลับไปทำงานต่อใน Loop เดิม คือการเพิ่มค่า zzz ให้เป็น 1 แล้มาตรวจค่า zzz ในฟังก์ชัน if ถ้า zzz = 1 ทำการตั้งค่าตัวแปร finish ให้เป็น1 ซึ่งก็คือการสั่งให้จบการทำงาน แล้วกลับไปทำงานใน Loop หลักต่อ นั่นก็คือการรอการกระพริบตาเพื่อยืนยันการเข้าใช้งานครั้งต่อไป

3.2 กล่าวท้ายบท

เนื้อหาบทนี้อธิบายถึงอัลกอริทึมที่นำสัญญาณคลื่นสมองมาใช้สั่งการบนชุดคำสั่งของไมโครคอนโทรเลอร์ โดยแบ่งเป็นขั้นตอนแสดงรายละเอียดการทำงานที่สามารถนำไปทดสอบได้ต่อไป

บทที่ 4 การทดสอบต้นแบบชิ้นงานที่สามารถสั่งการด้วยสมอง

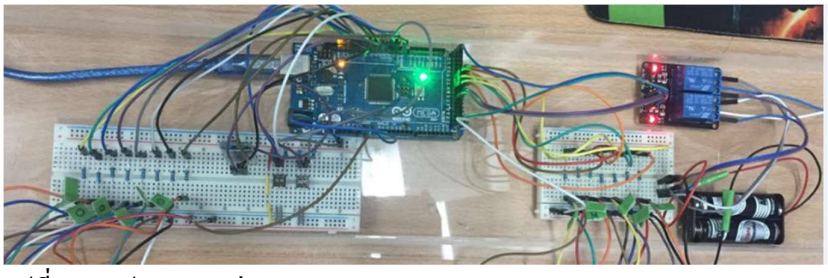
4.1 กล่าวนำ

บทนี้จะกล่าวถึงการทดสอบอุปกรณ์ว่าระยะทางที่เพิ่มขึ้นจะส่งผลต่อระยะเวลาในการเปิดประตูหรือไม่ อย่างไร และมีปัจจัยอย่างอื่นที่มีผลกระทบต่อการเปิดประตูหรือไม่ โดยให้ผู้ทดลองยืนที่ตำแหน่งที่ได้กำหนดระยะทางไว้แล้วทำการเปิดประตูตามขั้นตอนจากนั้นทำการเก็บค่าระยะเวลาจาก Serial Monitor ว่าใช้เวลาเท่าไหร่ โดยผู้ทดลองจะทำการทดลองแต่ละตำแหน่ง 5 ครั้งแล้วนำค่าเวลาที่ได้ในแต่ละตำแหน่งมาเฉลี่ยกัน จากนั้นนำเวลาเฉลี่ยของแต่ละตำแหน่งมาเปรียบเทียบกันว่ามีผลต่อการเปิดประตูหรือไม่

4.2 อุปกรณ์การทดสอบชิ้นงาน

ผู้จัดทำได้สร้างโมเดลจำลองสำหรับประตูเลื่อนอัตโนมัติ ตามรูปที่ 4.1 โดยภายใต้ฐานของโมเดลมีวงจรการทำงานคอยควบคุมการเปิด-ปิดประตูตามรูปที่ 4.2 จากรูปเห็นว่าทางผู้จัดทำได้เจาะรูโมเดลเพื่อสอดหลอด LED ขึ้นมาด้านบนฐานเพื่อความเป็นระเบียบเรียบร้อย และสังเกตได้ง่ายอีกด้วย

รูปที่ 4.1 โมเดลประตู



รูปที่ 4.2 รูปแบบการต่อวงจร

4.3 ขั้นตอนการทดสอบ

1. กำหนดระยะทางการทดสอบ 2-10 เมตร
2. ผู้ทดลองยืน ณ ตำแหน่ง 2 เมตร
3. ผู้ทดลองสวม Headset EEG และทำการ Connect Bluetooth
4. ทดลองเปิดประตูตามขั้นตอนโดยกระพริบตา 4 ครั้งเพื่อยืนยันการเข้าใช้ระบบ ต่อมาการพริบตาเข้ารหัสตามที่ตั้งไว้ สุดท้ายทำการยืนยันการเปิดประตูโดยใช้คลื่นสมอง EEG
5. บันทึกค่าเวลาที่แสดงบน Serial Monitor
6. ทำการทดลองซ้ำอีก 4 ครั้ง
7. ผู้ทดลองยืนที่ตำแหน่งต่อไปตามที่กำหนดไว้ที่ขั้นตอนที่ 4.3.1 และทำตามขั้นตอนการทดลองที่ 4.3.2-4.3.6
8. นำบันทึกผลการทดลองแต่ละตำแหน่งมาเฉลี่ยพร้อมบันทึกผลเฉลี่ย

4.4 ผลการทดลอง

ผลการทดสอบถูกบันทึกในคอมพิวเตอร์โดยสามารถแสดงตัวอย่างแสดงผลการทดลองบน Serial Monitor ในรูปที่ 4.3

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

```
1 = 582
2 = 583
3 = 584
4 = 585
Total time = 3
Ready to Enter password !!!
p1 = 1
p2 = 0
p3 = 0
p4 = 1
Check password !!!
 password Wrong!!!
Password wrong = 1
p1 = 1
p2 = 0
p3 = 1
p4 = 0
Check password !!!
password correct
PoorQuality: 0 Meditation: 57 Time since last packet: 613009
PoorQuality: 0 Meditation: 51 Time since last packet: 977
PoorQuality: 0 Meditation: 35 Time since last packet: 996
PoorQuality: 0 Meditation: 37 Time since last packet: 990
PoorQuality: 0 Meditation: 48 Time since last packet: 1001
PoorQuality: 0 Meditation: 43 Time since last packet: 987
PoorQuality: 0 Meditation: 53 Time since last packet: 1000
PoorQuality: 0 Meditation: 54 Time since last packet: 992
PoorQuality: 0 Meditation: 56 Time since last packet: 991
PoorQuality: 0 Meditation: 64 Time since last packet: 1001
PoorQuality: 0 Meditation: 74 Time since last packet: 989
Go to motor !!!
```

รูปที่ 4.3 ตัวอย่างแสดงผลการทดลองบน Serial Monitor

ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงผลการทดลองของผู้ทดลองคนที่ 1

ครั้งที่	ระยะเวลาในการเปิดประตู (วินาที)				
	2 เมตร	4 เมตร	6 เมตร	8 เมตร	10 เมตร
1	36	62	54	37	61
2	52	48	44	51	45
3	41	36	56	73	37
4	55	42	32	54	35
5	68	27	30	35	54
เฉลี่ย	50.4	43	43.2	50	46.4

ตารางที่ 4.2 ตารางแสดงผลการทดลองของผู้ทดลองคนที่ 2

ครั้งที่	ระยะเวลาในการเปิดประตู (วินาที)				
	2 เมตร	4 เมตร	6 เมตร	8 เมตร	10 เมตร
1	54	48	49	64	56
2	57	52	38	24	34
3	36	63	64	45	25
4	43	25	57	36	47
5	57	46	25	47	26
เฉลี่ย	49.4	46.8	46.6	43.2	37.6

ตารางที่ 4.3 ตารางแสดงผลการทดลองของผู้ทดลองคนที่ 3

ครั้งที่	ระยะเวลาในการเปิดประตู (วินาที)				
	2 เมตร	4 เมตร	6 เมตร	8 เมตร	10 เมตร
1	58	36	46	57	53
2	43	47	44	37	35
3	64	53	36	48	34
4	36	47	37	43	51
5	35	24	27	45	42
เฉลี่ย	47.2	41.4	38	46	43

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

4.5 วิเคราะห์ผลการทดลอง

จากรูปแสดงผลการทดลองที่ 4.1 เป็นตัวอย่างการแสดงผลทาง Serial Monitor โดยค่า PoorQuality คือค่าความเสถียรของสัญญาณไฟฟ้าสมอง EEG ที่ออกมาจาก Headset ถ้าค่า PoorQuality เป็น 0 แสดงว่าสัญญาณมีความเสถียรมาก แต่ถ้าค่า PoorQuality มีค่ามากกว่า 0 แสดงว่าสัญญาณที่รับได้ไม่เสถียร [http://support.neurosky.com] ซึ่งจะส่งผลต่อการเปิดประตู โดยจะใช้เวลานานในการเปิดประตูเพราะ

สัญญาณไม่เสถียร สิ่งที่ทำให้ค่า PoorQuality มีค่ามากกว่า 0 มีหลายสาเหตุ เช่น เซนเซอร์ของ Headset ไม่แตะกับผิวหนังของผู้ทดลอง หรือมีเส้นผมมาบดบังระหว่างเซนเซอร์กับผิวหนัง ส่วนค่า Meditation คือค่าที่ Headset ประมวลผลคลื่นไฟฟ้าสมองให้อยู่ในช่วง 0-100 โดยถ้าค่า Meditation มีค่าเป็น 0 แสดงว่าผู้ทดลองไม่มีสมาธิ แต่ถ้าค่า Meditation มีค่าเป็น 100 แสดงว่าผู้ทดลองมีสมาธิมาก [http://support.neurosky.com] ณ ที่นี้ค่า Meditation ที่นำมาใช้เป็นเงื่อนไขในการเปิดประตูอยู่ที่ช่วง 70 ขึ้นไป ซึ่งเป็นช่วงที่ต้องมีสมาธิมากและมีความตั้งใจจริงๆ โดยในชีวิตประจำวันคลื่นไฟฟ้าสมองของคนทั่วไปจะมีค่า Meditation อยู่ที่ช่วง 40-60 โดยผู้ทดลองจะต้องทำสมาธิควบคุมให้ค่า Meditation มีค่าถึง 70 ให้ได้ภายในระยะเวลา 20 วินาทีประตูถึงจะเปิด ส่วนค่า Time Since Last Packet คือ เวลาตั้งแต่ข้อมูลก่อนหน้าถึงข้อมูลที่ส่งมาล่าสุดว่าให้ระยะเวลาเท่าไรในการส่งข้อมูลโดยส่วนมากจะใช้เวลา 1 วินาทีในการส่งข้อมูล Meditation มา 1 ค่า

จากตารางที่ 4.1 ตารางที่ 4.2 และตารางที่ 4.3 จะเป็นตารางแสดงผลการทดลองของแต่ละคน โดยใช้การจับเวลามาหาว่า ที่ระยะ 2-10 เมตร แต่ละระยะทางจะใช้ระยะเวลาในการเปิดประตูนานเท่าไหร่ เมื่อดูจากตารางผลการทดลองแล้วสังเกตได้ว่าระยะทาง 2-10 เมตร ผู้ทำการทดลองแต่ละคนใช้เวลาในการเปิดประตูไม่ต่างกันมาก ซึ่งอยู่ในช่วง 37-50 วินาที โดยที่ค่า PoorQuality มีค่าเป็น 0 คือสัญญาณมีความเสถียรมากที่สุด ส่วนค่า Meditation จะมีค่าเท่ากับ 70 ประตูถึงเปิด และค่า Time Since Last Packet ระยะเวลาการส่งข้อมูล ข้อมูลละประมาณ 1 วินาที

4.6 กล่าวท้ายบท

จากตารางผลการทดลอง สรุปว่าภายในระยะทาง 10 เมตร อุปกรณ์การเปิด-ปิดประตูยังสามารถทำงานได้ปกติ สัญญาณคลื่นไฟฟ้ามีความเสถียรและใช้ระยะเวลาในการเปิดประตูไม่นานจนเกินไป แต่ทั้งนี้ยังขึ้นอยู่กับความเคยชินต่อการใช้อุปกรณ์ของแต่ละคน ว่าจะใช้ระยะเวลาในการเปิดประตูนานเท่าไร อย่างไรก็ตามงานวิจัยนี้ได้แสดงให้เห็นความสำเร็จในการพัฒนาโมดูลไมโครคอนโทรเลอร์ที่สามารถรับคำสั่งจากสัญญาณคลื่นสมองเพื่อนำไปประยุกต์ใช้งานได้ทางปฏิบัติ

บทที่ 5 สรุปและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุป

โครงการวิจัยจึงเสนอแนวทางที่จะพัฒนาโมดูลไมโครคอนโทรเลอร์ที่สามารถรับการสั่งงานจากคลื่นสมองได้โดยตรง ทำให้อุปกรณ์ หุ่นยนต์ หรือเครื่องจักรสามารถทำงานได้ทันทีเมื่อได้รับสัญญาณคลื่นสมองที่ถูกต้อง การพัฒนาโมดูลนี้จะทำให้เกิดการเชื่อมต่อระหว่างสมองกับอุปกรณ์โดยตรง ที่ไม่ต้องผ่านเครื่องคอมพิวเตอร์ หรือสามารถเรียกการเชื่อมต่อนี้ว่า BDI (Brain-Devices Interface) การใช้ BDI นี้จะทำให้อุปกรณ์ หรือหุ่นยนต์สามารถทำงานตามความต้องการของสมองได้โดยตรง ซึ่งจะเป็นก้าวต่อไปสู่การเปลี่ยนแปลงอุปกรณ์ต่างๆ ที่มีให้สามารถสั่งงานผ่านสมองได้ทันที และผู้วิจัยจะใช้ไมโครคอนโทรเลอร์ที่หาซื้อได้ตามท้องตลาดทั่วไป ราคาถูก ขนาดเล็กและประหยัดพลังงาน เพื่อมารองรับการประมวลสัญญาณคลื่นสมอง โดยพัฒนาให้สมองสามารถสั่งการเปิด-ปิดประตูจำลองได้ ทั้งนี้จะเป็นการส่งสัญญาณโดยตรงจากอุปกรณ์วัดสัญญาณสมองไปยังไมโครคอนโทรเลอร์เพื่อสั่งมอเตอร์เปิด-ปิดทันทีโดยไม่ต้องผ่านคอมพิวเตอร์

อุปกรณ์ควบคุมการเปิด - ปิดประตูโดยใช้คลื่นไฟฟ้าสมอง EEG เป็นการพัฒนาโปรแกรมของเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าสมองมาใช้งานในชีวิตประจำวันด้านการรักษาความปลอดภัยเนื่องจากตัวเครื่องสามารถตรวจจับความเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าสมองขณะที่เรามีความตั้งใจที่จะทำกิจกรรมบางอย่างและตอนที่เราเริ่มมีสมาธิ เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าสมองยังสามารถตรวจจับการกระพริบตาจากคลื่นไฟฟ้าสมองได้เราจึงนำการกระพริบตามาเป็นส่วนหนึ่งของการรักษาความปลอดภัยของการเข้ารหัสที่เราได้ทำการโปรแกรมให้กับบอร์ด Arduino เนื่องจากกลุ่มเราเล็งเห็นว่าการกระพริบตาจะเป็นการช่วยรักษาความปลอดภัยของระบบ เพราะจะทำให้ผู้อื่นที่ไม่ใช่ผู้ที่รู้รหัสสังเกตได้ยาก และหลังจากการเข้ารหัสด้วยการกระพริบตา เราจะต้องผ่านการเข้ารหัสแบบคลื่นไฟฟ้าสมองอีกครั้งหนึ่งโดยผู้เข้ารหัสจะต้องทำให้ค่า Meditation มีค่า 70 ขึ้นไป จากนั้นตรวจสอบค่าให้ตรงกับที่กำหนดไว้และอยู่ในระยะเวลาที่กำหนดประตูถึงจะเปิดออก ถ้าไม่สามรถทำให้ค่า Meditation ถึง 70 ได้หรือระยะเวลาเกินที่กำหนดไว้ ระบบจะให้เรากลับไปเข้ารับการกระพริบตาเพื่อยืนยันการใช้ระบบใหม่

5.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ

1. มอเตอร์ปิดประตูเลื่อน เลื่อนเกินรางเฟือง สามารถแก้ไข โดยปรับแรงดันของมอเตอร์ให้ต่ำลง วัดระยะรางเฟืองใหม่ปรับให้พอดีกับระยะที่เฟืองจะหมุนไปสุดราง

2. การใส่รหัสผ่านด้วยการกระพริบตานั้นทำได้ยาก เนื่องจากจังหวะและเวลาในการใส่รหัสแต่ละตัวนั้นค่อนข้างสั้น สามารถแก้ไข ทำการเปลี่ยนค่า Delay เพื่อทำให้จับจังหวะที่จะใส่รหัสได้ง่ายขึ้นและ เพิ่มหลอด LED เพื่อบอกจังหวะการใส่รหัสให้กับผู้ใช้งาน

3. Bluetooth ไม่ทำการเชื่อมต่อกับ Headset EEG สามารถแก้ไข โดยการเข้าไปเช็คค่าที่ AT Command และทำการตั้งค่าให้ Bluetooth เป็นMaster และจับเฉพาะ MAC Address ของ Headset EEG เท่านั้น

4. มีข้อเสนอแนะคือ อุปกรณ์เซ็นเซอร์ที่เชื่อมต่อจากบอร์ด อาศัยแรงดันไฟฟ้าและกระแสจากบอร์ดรวมถึงส่งสัญญาณที่มีค่าแรงดันเฉพาะ ดังนั้นเพื่อความปลอดภัยต่อบอร์ด Arduino และตัวโมดูลที่ใช้ควรใช้แรงดันที่เหมาะสมกับอุปกรณ์

5.3 แนวทางการพัฒนาในอนาคต

งานวิจัยชิ้นนี้เป็นต้นแบบการใช้งานของคลื่นไฟฟ้าสมองEEGในการนำมาช่วยงานในชีวิตประจำวันเพื่อใช้ในการรักษาความปลอดภัยและยังสามารถช่วยเหลือผู้ทุพพลภาพหรือผู้ป่วยที่ยังสามารถใช้การกระพริบตาในการสื่อสารได้ เช่น ผู้ป่วยที่ขยับตัวไม่ได้แต่ยังใช้การกระพริบตาได้ งานวิจัยชิ้นนี้จะเป็นต้นแบบในการพัฒนาอุปกรณ์อื่นๆที่จะช่วยให้ความสะดวกและความปลอดภัยในชีวิตประจำวันมากขึ้นประตู

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บรรณานุกรม

[1] B. Abou-Khalil and K. E. Musilus, Atlas of EEG and Seizure Semiology, Maryland Heights, MO: Butterworth-Heinemann (Elsevier), 2006.

[2] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, W. J. Heetderks, et al., "Brain-Computer Interface Technology: A Review of the First International Meeting," IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 8(2), 2000 pp. 164–173. doi:10.1109/TRE.2000.847807.

[3] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, et al., " Brain-Computer Interfaces for Communication and Control," Clinical Neurophysiology,113(6), 2002 pp. 767–791.

[4] K. Smith, " Brain Implant Allows Mute Man to Speak," Nature, 2008. doi:10.1038/news.2008.1247.

[5] J. R. Wolpaw, D. J. McFarland, and T. M. Vaughan, "Brain-Computer Interface Research at the Wadsworth Center," IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 8(2), 2000 pp. 222–226. doi:10.1109/86.847823.

[6] B. Rebsamen, E. Burdet, C. Guan, et al., " Controlling a Wheel chairIndoors Using Thought," IEEE Intelligent Systems, 22(2), 2007pp. 18–24. doi:10.1109/MIS.2007.26.

[7] J. del R. Millàn, F. Renkens, J. Mourino, et al., "Noninvasive Brain Actuated Control of a Mobile Robot by Human EEG," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 51(6), 2004 pp. 1026–1033.doi:10.1109/TBME.2004.827086.

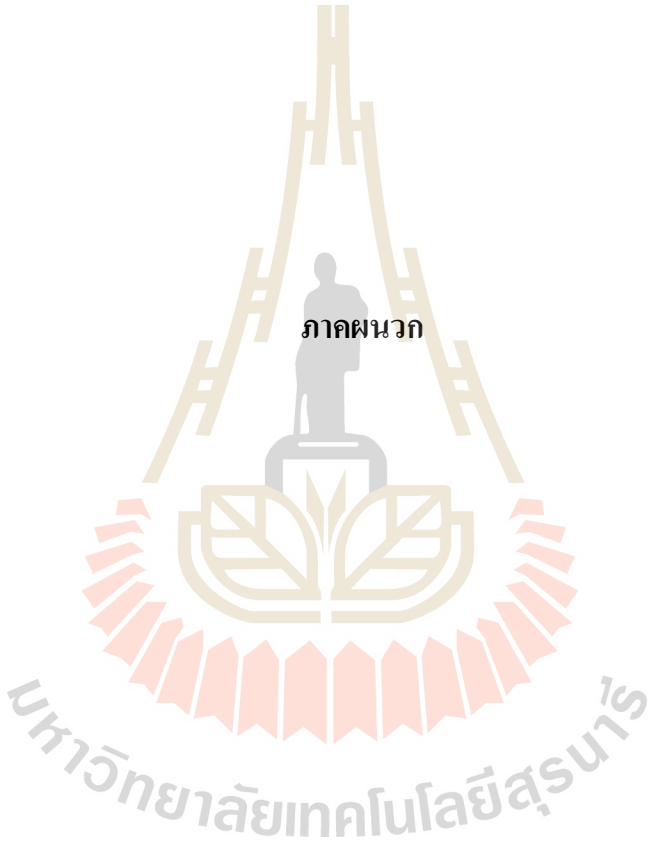
[8] F. Babiloni, F. Cincotti, M. Marciani, et al., " The Estimation of Cortical Activity for Brain-Computer Interface: Applications in a Domotic Context," Computational Intelligence and Neuroscience, 2007, 2007.doi:10.1155/2007/91651.

[9] J. R. Wolpaw and D. J. McFarland, " Control of a Two-Dimensional Movement Signal by a Noninvasive Brain-Computer Interface in Humans," Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, 101(51), 2004 pp. 17849–17854.doi:10.1073/pnas.0403504101.

[10] A. Kübler, A. Furdea, S. Halder, and A. Hösle, "Brain Painting—BCI Meets Art," in Proceedings of the 4th International Brain-Computer Interface Workshop and Training Course, Graz, Austria, 2008 pp. 361–366.

[11] E. R. Miranda, “ Brain-Computer Music Interface for Composition and Performance,” International Journal on Disability and Human Development, 5(2), 2006 pp. 61–67.

ภาคผนวก



ภาคผนวก ก
การเผยแพร่ผลงานวิจัย

บทความวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในงานประชุมวิชาการนานาชาติ

Jumphoo, T., Uthansakul, M., and Uthansakul, P. (2017 June). Analysis of Suitable Electrode Positions for Writing Imagination. In Proceedings of 2017 International Workshop on Computer Science and Engineering, (pp. 1-5).

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ภาคผนวก ข
บทความวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

ISBN 978-1-84626-xxx-x
Proceedings of 2017 International Workshop on Computer Science and Engineering
(WCSE 2017)
place, xxx June, 2017, pp. xxx-xxx

Analysis of Suitable Electrode Positions for Writing Imagination

Talit Jumphoo [1], Monthippa Uthansakul [1] and Peerapong Uthansakul [1] *

[1] School of Telecommunication Engineering, Suranaree University of Technology, NakhonRatchasima, Thailand 30000

Abstract. The human brain has many different functions and it is so complicated that each position on human head provides the different electroencephalography signal. It is interesting to find out the suitable electrode positions for a specific brain function. In this work, the writing imagination is on focus because it is curious which brain functions such as imagination, movement, memory, language and perception play the main role on the writing imagination. This paper analyzes to find the suitable electrode positions for recording the electroencephalography signals when we imagine to write either circle or straight line by using artificial neural networks. The results reveal that the suitable electrode positions are the frontal pair of F3 and F4 channels. This outcome is very helpful for studying further on writing imagination in the future application.

Keywords: Frontal lobe, Electroencephalography, Cognitive, Artificial Neural Networks

1. Introduction

In the past, Electroencephalography (EEG) signals recorded from medical equipment was expensive and complicated. But now the development of technology can create an affordable product such as the EEG headset providing a wireless connector such as Emotiv EPOC. It is inexpensive and easy to use so it is very popular in research [1], [2], [3]. Eomtiv EPOC has 14 electrodes (AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, and AF4) [4]. Fig. 1 shows Emotiv's electrodes placement (Red) and the letters F, T, C, P and O stand for frontal, temporal, central, parietal, and occipital lobes, respectively. To choose a suitable electrode positions for each brain function allows a direct analysis and time saving. In [5], it is shown that the suitable electrode positions according to the brain function of emotion are T7 and T8. In another research studying the hand movement [6] [7], the suitable electrode positions are C3 and C4. In this study, the analysis of the suitable EEG electrodes for writing imagination without using arm muscle has been presented. This can be very useful for any future research that involves a writing imagination.

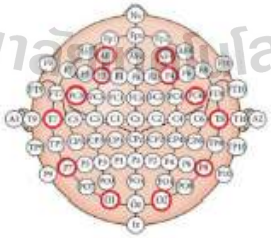


Fig. 1: International 10–20 system of electrode placement [5] and Emotiv's electrodes placement (Red).

* Corresponding author. Tel.: +66850865588; fax: +6644224603.
E-mail address: uthansakul@sut.ac.th

2. Methodology

2.1. Data Collection

The data was collected by researcher. He wore an Emotiv EPOC headset and performed to look the animation of circle or straight line as shown in Fig.2. Then, the researcher imagined to write either circle or straight line. The EEG data was obtained by recording from the fourteen electrodes using raw EEG and the bandwidth: 0.2 – 43 Hz, digital notch filters at 50 Hz and 60 Hz [4]. The duration of imagination is 8 seconds for each image. Fig.3 shows the process of data collection which researcher imagines writing the circle in his imagination during the experiment. In this experiment, All EEG datasets were collected from imagining to an animation of circle for100 datasets and straight line for 100 datasets. The measured EEG datasets will be used to train the artificial neural network learning later.

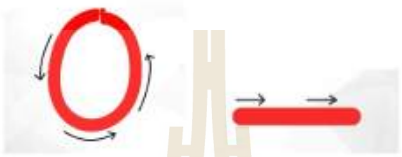


Fig. 2: The image of circle and straight line for collecting the EEG signals.

Fig. 3: Researcher imagines writing the circle in his imagination during the experiment.

2.2. Learning artificial neural network

The EEG datasets are measured from 14 electrodes named as AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8 and AF4. The patterns of EEG signals are learnt by artificial neural network and then they will be compared between each other to find the suitable electrodes based on the correlation coefficients. The correlation coefficients provide the statistical relationships between two or more random variables and observed data values [8], [9] as shown in (1):

$$r = \frac{\sum_{i=1}^{n}(x_i-\bar{x})(y_i-\bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^{n}(x_i-\bar{x})^2 \sum_{i=1}^{n}(y_i-\bar{y})^3}} \qquad (1)$$

The EEG datasets were normalized by scaling between 0 and 1 as shown in (2) in order to reduce variability [5], [10]:

$$\text{normalize}\,(X_i) - \frac{X_i - X_{min}}{X_{max} - X_{min}} \qquad (2)$$

Fig. 4 shows the EEG signals of electrodes F3 and F4 which have the most correlation coefficients for recoding the writing imagination of circle(above) and straight line(below). Each electrode is used as input to the learning of individual neural networks. Fig. 5 shows a model of EEG data input of the artificial neural network and vectors of two components are defined as the output targets, Circle [0 1], Line [1 0].

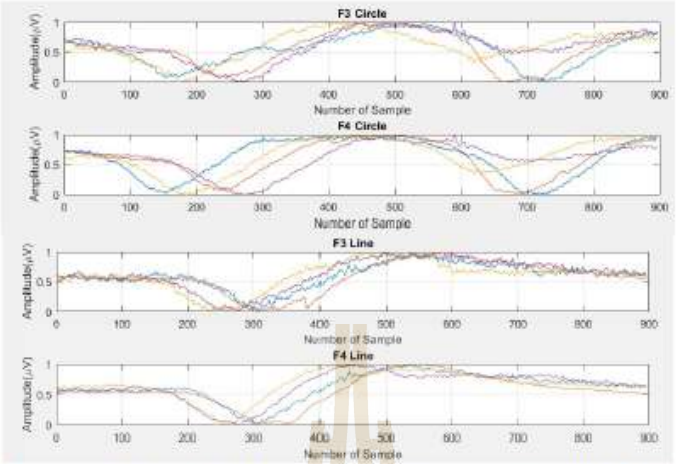


Fig. 4: EEG signals of electrodes F3 and F4 which have the most correlation coefficients for recoding the writing imagination of circle(above) and straight line(below).

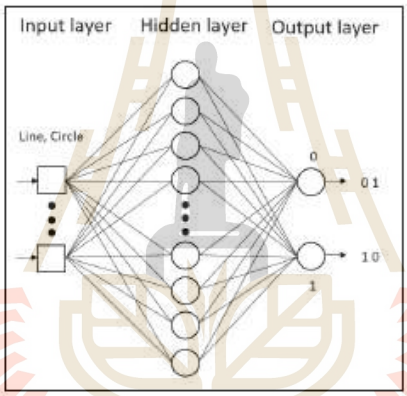


Fig. 5: Input and output of artificial neural network.

2.3. Testing artificial neural network

In this testing, the researchers who have no neuro disorder histories record their EEG signals in order to perform two tasks. For the first task, the researchers imagine to write a circle for 100 times and relax about 1 hour before starting the second task which is the recording of a straight line for 100 times. Then the recorded signals are used as data for testing artificial neural network.

3. Experimental Results and Discussions

Table 1 presents the classification accuracy of 14 electrodes (AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8 and AF4) when imagining to write a circle. The results reveal that the top-two highest average accuracies can be achieved at positions of F3 and F4 which the accuracies are 70% and 72.86%, respectively. Table 2 presents the classification accuracy of 14 electrodes when researchers imagine writing a straight line.

Interestingly, it can be found that the top-two highest average accuracies are at positions of F3 and F4 which the accuracies are 68.57% and 70%, respectively. As seen from both tables, it can be seen that the electrode positions at AF3, F7, F3, F4, F8, and AF4 give the correct results more than 50% when researchers imagine writing a circle and a straight line. From these experimental results, it can be explained that the electrode positions at AF3, F7, F3, F4, F8, and AF4 are placed on frontal lobe area which acts to control concentrating, thinking (such as ideation, imagination) and problem-solving. These experimental results get along with the area of frontal lobe which was described in Fig. 6 [11]. Note that the important problem in analysing EEG signals is that EEG signals can be generated when a muscle is shifting of the facial such as rise of brow or furrow of brow.

In [12], it was shown that the EEG signals were occurred by facial expressions in each electrode position. Remarkably, it was found that a pair of F3 and F4 channels provided the EEG signals with the minimum correlation to the facial expressions. The outcome of this work also presents the consistency with the research in [13] which a pair of F3 and F4 channels have an important role in the perception of information.

Table 1: Classification accuracy of 14 electrodes when researchers imagine writing a circle.

Circle	AF3	F7	F3	FC5	T7	P7	O1	O2	P8	T8	FC6	F4	F8	AF4
Circle(%) [0 1]	65.71	68.57	70	40	47.14	42.86	64.29	62.86	58.57	44.29	48.57	72.86	61.43	67.14
Line(%) [1 0]	33.28	31.43	30	60	52.86	57.14	35.71	37.14	41.43	55.71	51.43	27.14	38.57	32.86

Table 2: Classification accuracy of 14 electrodes when researchers imagine writing a straight line.

Line	AF3	F7	F3	FC5	T7	P7	O1	O2	P8	T8	FC6	F4	F8	AF4
Circle(%) [0 1]	32.86	34.29	31.43	37.14	38.57	41.43	68.57	65.71	57.14	37.14	38.57	30	37.14	34.29
Line(%) [1 0]	67.14	65.71	68.57	62.86	61.43	58.57	31.43	33.28	42.86	62.86	61.43	70	62.86	65.71

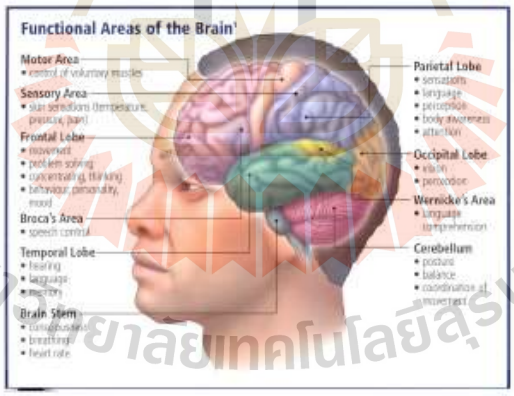


Fig. 6: Functional areas of the Brain [11].

4. Conclusion

Among all electrode positions on frontal area, the F3 and F4 positions are the suitable electrodes to record the EEG signals for studying writing imagination. These results are considered by using the correlation coefficients in the artificial neural networks. This conclusion is very helpful to investigate the EEG signals in the future because it can save more time and provide a direct analysis on this specific problem.

5. Acknowledgement

This work is financially supported from the Thailand Research Fund through the Royal Golden Jubilee Ph.D. Program (Grant No. PHD/0148/2557)

6. References

[1] D. Prince, M. Edmonds, A. Sutter, M. Cusumano, W.Lu, and V. Asari, "Brain Machine Interface Using Emotiv EPOC To Control Robai Cyton Robotic Arm," Aerospace and Electronics Conference (NAECON) - 2015, 2379-2027, 15-19 June 2015.

[2] D. S. Benítez, S. Toscano and A. Silva, "On the use of the Emotiv EPOC neuroheadset as a low cost alternative for EEG signal acquisition ," Communications and Computing (COLCOM) – 2016, 27-29 April 2016

[3] Vourvopoulos, Athanasios, and Fotis Liarokapis. "Brain-controlled NXT Robot: Tele-operating a robot through brain electrical activity." Games and Virtual Worlds for Serious Applications (VS-GAMES), 2011 Third International Conference on. IEEE, 2011.

[4] Available at https://www.emotiv.com

[5] Jatupaiboon, Noppadon, Setha Pan-ngum, and Pasin Israsena. "Real-time EEG-based happiness detection system." The Scientific World Journal 2013 (2013).

[6] Upadhyay, R., et al. "Extraction and classification of Electroencephalogram signals." Computational Intelligence & Computing Research (ICCIC), 2012 IEEE International Conference on. IEEE, 2012.

[7] Fadzal, CWNF Che Wan, W. Mansor, and L. Y. Khuan. "An analysis of EEG signal generated from grasping and writing." Computer Applications and Industrial Electronics (ICCAIE), 2011 IEEE International Conference on. IEEE, 2011.

[8] Üstündağ, Mehmet, et al. "Denoising of weak ECG signals by using wavelet analysis and fuzzy thresholding." Network Modeling Analysis in Health Informatics and Bioinformatics 1.4 (2012): 135-140.

[9] ÜSTÜNDAĞ, Mehmet, et al. "Performance comparison of wavelet thresholding techniques on weak ECG signal denoising." Przegląd Elektrotechniczny 89.5 (2013): 63-66.

[10] Liu, Yuan-Pin, et al. "Support vector machine for EEG signal classification during listening to emotional music." Multimedia Signal Processing, 2008 IEEE 10th Workshop on. IEEE, 2008.

[11] Available at https://avinashkm- neurosurgery.blogspot.com/2013/06/my-philosophy-of-neurosurgery.html

[12] L. Vokorokos, N. Ádám, B. Madoš, " Non-Invasive Brain Imaging Technique for Playing Chess with Brain-Computer Interface," International Journal of Computer and Information Technology, ISSN: 2279 – 0764, Volume 03 – Issue 05, September 2014

[13] Knoll, Y. Wang, F. Chen, J. Xu, N. Ruiz, J. Epps and P. Zarjam, "Measuring cognitive workload with low-cost electroencephalograph." In IFIP Conference on Human-Computer - (2011, September), Interaction (pp. 568-571). Springer Berlin Heidelberg

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ประวัติผู้วิจัย

รองศาสตราจารย์ ดร. พีระพงษ์ อุฑารสกุล สำเร็จการศึกษาหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต และวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิตจากจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เมื่อ พ.ศ. 2539 และ 2541 จากนั้นเข้าทำงานในตำแหน่งวิศวกรระบบโทรคมนาคมที่องค์การโทรศัพท์แห่งประเทศไทย จนกระทั้ง พ.ศ. 2543 จึงได้ย้ายมาเป็นอาจารย์ประจำสาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี และได้ลาศึกษาต่อระดับปริญญาเอกตั้งแต่ปี พ.ศ. 2546 ณ University of Queensland, Australia เมื่อ พ.ศ. 2549 จึงได้กลับเข้ามาปฏิบัติหน้าที่อาจารย์ตามเดิม ผู้วิจัยมีเชี่ยวชาญในด้านระบบ MIMO, Information Theory, Signal Processing, Radio Wave Modelling, Mobile Communication, Advance Wireless Communication ปัจจุบันมีบทความวิจัยตีพิมพ์เผยแพร่ในวารสารวิชาการระดับนานาชาติ 30 บทความ ในวารสารวิชาการระดับชาติ 6 บทความ ในการประชุมวิชาการระดับนานาชาติ 115 บทความ หนังสือวิชาการในประเทศ 1 เล่มและต่างประเทศ 1 เล่ม มีลิขสิทธิ์ 1 รายการและ สิทธิบัตร 1 รายการ

รองศาสตราจารย์ ดร. พีระพงษ์ อุฑารสกุล ได้รับรางวัล Young Scientist Travel Grant Award จากงานประชุมวิชาการนานาชาติ International Symposium on Antenna Propagation ปี พ.ศ. 2547 ณ ประเทศญี่ปุ่น และได้รับรางวัล Best Student Presentation Award จากงานประชุมวิชาการนานาชาติ Australian Symposium on Antanna ปี พ.ศ. 2548 ณ ประเทศออสเตรเลีย ในปี พ.ศ. 2553 รองศาสตราจารย์ ดร. พีระพงษ์ อุฑารสกุล ได้รับรางวัลพนักงานดีเด่น ด้านการวิจัย สำหรับนักวิจัยรุ่นใหม่ จากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี และในปี พ.ศ. 2556 บทความที่เป็นผู้ประพันธ์หลักเรื่อง Low-profile beamforming MIMO systems for wireless communications ได้รับรางวัลประกาศนียบัตร ผู้นำเสนอผลงานวิจัยดีมากแบบโปสเตอร์ ในงานการประชุมสุดยอดมหาวิทยาลัยวิจัยแห่งชาติ ครั้งที่ 2 (The Second Thailand National Research Universities Summit : NRU SUMMIT II) วันที่ 7-8 พฤษภาคม 2556 ณ ศูนย์การประชุมแห่งชาติสิริกิติ์ กรุงเทพฯ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี