

อุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ  
DROWSY DRIVING PREVENTIVE EQUIPMENT

โดย

นายกิติภูมิ แสงนิ่ม

นายฉัตริน ชนกกวินกุล

นายณัฐพล บัตรสูงเนิน

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2560

อุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ  
DROWSY DRIVING PREVENTIVE EQUIPMENT

โดย

นายกิติภูมิ แสงน้อม 57010107  
นายฉัตริน ชนกกวินกุล 57010229  
นายณัฐพล บัตรสูงเนิน 57010444

อาจารย์ที่ปรึกษา

รศ.ดร.พิพัฒน์ พรหมมี

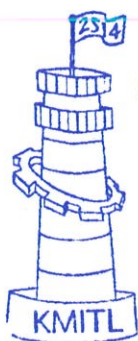
ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2560



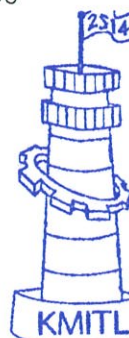
ผ่านการตรวจรูปเล่มแล้ว

(*Signature*)

อาจารย์ที่ปรึกษา

15/พ.ย. 61

วิศวกรรมโทรคมนาคม  
Telecommunications Engineering



ผ่านการตรวจชิ้นงานแล้ว

(*Signature*)

กรรมการผู้ตรวจชิ้นงาน

16/พ.ย. 61

วิศวกรรมโทรคมนาคม  
Telecommunications Engineering

ปริญญาโทปีการศึกษา 2560

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง อุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ

DROWSY DRIVING PREVENTIVE EQUIPMENT

ผู้จัดทำ

- |                         |          |
|-------------------------|----------|
| 1. นายกิติภูมิ แสงน้อม  | 57010107 |
| 2. นายฉัตริน ชนกกวิณกุล | 57010229 |
| 3. นายณัฐพล บัตรสูงเนิน | 57010444 |



..... อาจารย์ที่ปรึกษา

(รศ.ดร.พิพัฒน์ พรหมมี)

## กิตติกรรมประกาศ

โครงการนี้สำเร็จลุล่วงได้เป็นอย่างดีโดยได้รับความร่วมมือและความช่วยเหลือจากอาจารย์หลายท่านแนะนำแนะแนวทางในการแก้ไขปัญหา คณะผู้จัดทำขอขอบพระคุณ รศ.ดร.พิพัฒน์ พรหมมี อาจารย์ที่ปรึกษาโครงการที่ให้คำปรึกษาคำแนะนำทางทฤษฎีและปฏิบัติความอนุเคราะห์เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบตลอดจนชี้แนะแนวทางในการแก้ไขปัญหาต่างๆ ที่เกิดขึ้นในการทำโครงการเป็นอย่างดีมาโดยตลอด คณะผู้จัดทำจึงขอขอบพระคุณมา ณ ที่นี้

นายกิติภูมิ	แสงนิ่ม	57010107
นายฉัตริน	ชนกกวินกุล	57010229
นายณัฐพล	บัตรสุนเนิน	57010444

ผู้จัดทำ

อุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ  
DROWSY DRIVING PREVENTIVE EQUIPMENT

โดย	นายกิติภูมิ แสงน้อม	57010107
	นายฉัตริน ชนกกวินกุล	57010229
	นายณัฐพล บัตรสูงเนิน	57010444

อาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.พิพัฒน์ พรหมมี

บทคัดย่อ

โครงการนี้เป็นการออกแบบอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ โดยการทำงานภาพรวมจะถูกควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ และใช้คลื่นไฟฟ้าสมองเป็นตัววิเคราะห์อาการหลับใน โดยใช้ลูทูลในการรับส่งข้อมูล ซึ่งจะแบ่งอุปกรณ์ออกเป็น 2 ส่วนคือ ส่วนของการตรวจจับอาการหลับใน และ ส่วนของการแจ้งเตือนผู้ขับขี่เมื่อเริ่มตรวจจับได้ว่าผู้ขับขี่เริ่มมีอาการที่บ่งบอกว่าอาจเกิดการหลับใน ในส่วนแรกส่วนของการตรวจจับการหลับในนั้น จะใช้อุปกรณ์ Thinkgear AM สำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าสมองเพื่อนำมาวิเคราะห์ว่ามีอาการที่อาจเกิดการหลับในหรือไม่ ส่วนต่อมามีส่วนของการแจ้งเตือนผู้ขับขี่นั้น จะใช้อุปกรณ์ส่งสัญญาณแจ้งเตือนด้วยเสียง (Buzzer) ในการส่งสัญญาณเสียงแจ้งเตือน เพื่อให้ผู้ขับขี่รู้สึกตื่นตัว และกลับสู่สภาวะปกติ โดยการทำงานภาพรวมจะใช้ Arduino Nano เป็นตัวประมวลผลร่วมกับทุกๆส่วน

## ABSTRACT

THIS PROJECT PROPOSES A DESIGN OF A DROWSY DRIVING PREVENTIVE EQUIPMENT. THE EQUIPMENT DIVIDES FOR 2 PARTS, DROWSY DETECTION AND ALERTING SUBSYSTEMS. THE DETECTOR OPERATES BY USING THINKGEAR AM FOR MONITORING THE BRAINWAVE OF DRIVER. IF THE SLEEPY BRAIN WAVE HAS BEEN DETECTED, THIS SYSTEM WOULD BE SENT THE SIGNALS AS BUZZER SOUND AND STIMULUS SIGNAL TO THE DRIVER. THE EQUIPMENT IS CONSTRUCTED BY USING BRAIN WAVE SENSOR, AND THE PARTICULAR ALARM CIRCUITS AND PROGRAMMED BY ARDUINO NANO.

## สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	I
บทคัดย่อ	II
สารบัญ	IV
สารบัญรูป	VII
สารบัญตาราง	X
บทที่ 1	
บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์	1
1.3 ขอบเขตของโครงการ	2
บทที่ 2	
ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง	3
2.1 การตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง ELECTROENCEPHALOGRAM (EEG)	3
2.2 ชนิดคลื่นไฟฟ้าสมอง	3
2.3 ARDUINO	6
2.4 THINKGEAR AM	8
2.5 BLUETOOTH	9
2.6 อุปกรณ์ส่งสัญญาณแจ้งเตือนด้วยเสียง (BUZZER)	10
2.7 วงจรไฟกระตุก	11
2.8 LCD DISPLAY	12
2.9 หลอด LED	13
2.10 การใช้งานโปรแกรม ARDUINO IDE	14
2.11 การคำนวณวิเคราะห์สัญญาณคลื่น	18
2.12 สัญญาณรบกวน	18
2.13 การเลือกตำแหน่งของจุดที่วัดสัญญาณบนศีรษะ	19
2.14 ระยะเวลาต่างๆ ในการนอนหลับ	20

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.15 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	21
<b>บทที่ 3</b>	
การออกแบบและการจัดทำปริญญานิพนธ์	22
3.1 การออกแบบ	23
3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง	32
3.3 การจัดเก็บผลการทดลอง	32
<b>บทที่ 4</b>	
ผลการทดลอง	36
4.1 ผลทดสอบการทำงานของ ARDUINO NANO กับ THINKGEAR AM	36
4.2 ผลทดสอบการทำงานของ ARDUINO NANO กับ BLUETOOTH MODULE HC-05	39
4.3 ผลทดสอบการทำงานของ ARDUINO UNO R3 กับ BUZZER	41
4.4 ผลทดสอบการทำงานของ ARDUINO UNO R3 กับ LCD DISPLAY	41
4.5 ผลทดสอบการทำงานของ ARDUINO NANO กับ หลอด LED	42
4.6 ผลทดสอบการทำงานของ ARDUINO NANO กับ BATTERY	42
4.7 ผลทดสอบการทำงานของ BLUETOOTH MODULE HC-05 ระหว่างตัวส่งและรับ	43
4.8 ผลทดสอบการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่าง การขับรถ ในส่วนของการตรวจจับอาการหลับใน	43
4.9 ผลการทดสอบติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ ในสำหรัการใช้งานจริง	51
4.10 ผลการทดสอบว่าอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ สามารถใช้งานได้จริง	53
4.11 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับใน ระหว่างการขับรถ	55

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่ 5	
สรุปผลและข้อเสนอแนะ	78
5.1 สรุปผล	78
5.2 ข้อเสนอแนะ	78
บรรณานุกรม	79
ภาคผนวก ก	
ภาพชิ้นงาน	81
ภาคผนวก ข	
งานวิจัยที่อ้างอิง	84
ภาคผนวก ค	
โค้ดที่ใช้ในโครงการ	107

## สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 สัญญาณคลื่นสมองระดับเบต้า	4
2.2 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองระดับอัลฟา	4
2.3 สัญญาณคลื่นสมองระดับบีตา	5
2.4 สัญญาณคลื่นสมองระดับเดลต้า	5
2.5 บอร์ด ARDUINO NANO	6
2.6 บอร์ด ARDUINO UNO R3THINKGEAR AM	7
2.7 THINKGEAR AM	8
2.8 BLUETOOTH MODULE HC-05	9
2.9 อุปกรณ์ส่งสัญญาณแจ้งเตือนด้วยเสียง (BUZZER)	10
2.10 วงจรไฟกระตุก	11
2.11 วงจรภายในของวงจรไฟกระตุก	11
2.12 LCD DISPLAY	12
2.13 หลอด LED	13
2.14 โครงสร้างภายในหลอด LED	13
2.15 หน้าต่างโปรแกรม ARDUINO IDE	14
2.16 วิธีตรวจสอบอุปกรณ์ที่ใช้เชื่อมต่อ	15
2.17 วิธีเลือกชนิดของโปรแกรม	16
2.18 บริเวณของสมองส่วนต่างๆ	19
2.19 บริเวณของสมองส่วน FP1	19
3.1 ไดอะแกรมของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ	22
3.2 ผังหลักการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ	23
3.3 THINKGEAR AM	24
3.4 การเชื่อมต่อ ARDUINO NANO กับ THINKGEAR AM	24

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า	
3.5	BLUETOOTH MODULE HC-05	25
3.6	การเชื่อมต่อ ARDUINO NANO กับ BLUETOOTH MODULE HC-05 ตัวรับ	25
3.7	การเชื่อมต่อ ARDUINO NANO กับ BLUETOOTH MODULE HC-05 ตัวส่ง	26
3.8	อุปกรณ์ส่งสัญญาณแจ้งเตือนด้วยเสียง (BUZZER)	26
3.9	การเชื่อมต่อ ARDUINO UNO R3 กับ BUZZER	26
3.10	LCD DISPLAY	27
3.11	การเชื่อมต่อ ARDUINO UNO R3 กับ LCD DISPLAY	27
3.12	หลอด LED	28
3.13	การเชื่อมต่อ ARDUINO NANO กับ หลอด LED	28
3.14	BATTERY	29
3.15	การเชื่อมต่อ ARDUINO NANO กับ BATTERY	29
3.16	การเชื่อมต่อระหว่าง BLUETOOTH MODULE HC-05 ตัวส่งกับ BLUETOOTH MODULE HC-05 ตัวรับ	30
3.17	ผังการออกแบบไดอะแกรมของการตรวจจับอาการหลับใน	31
4.1	การสวมใส่อุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในที่ถูกต้อง	36
4.2	ผลทดสอบการทำงานของ ARDUINO NANO กับ THINKGEAR AM ขณะที่ไม่ได้ทำการติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในให้ถูกต้อง	37
4.3	ผลทดสอบการทำงานของ ARDUINO NANO กับ THINKGEAR AM ขณะที่ทำการติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในให้ถูกต้อง	37
4.4	ผลลัพธ์ของการตรวจสอบสถานการณ์ทำงานของบลูทูธ	39
4.5	ผลลัพธ์ของการตั้งค่าสถานะบลูทูธให้เป็น SLAVE	39
4.6	ผลลัพธ์ของการตรวจสอบสถานการณ์ทำงานของบลูทูธ	40
4.7	ผลลัพธ์ของการตั้งค่าสถานะบลูทูธให้เป็น MASTER	40

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.8 ผลลัพธ์ของการทดสอบการทำงานของ ARDUINO UNO R3 กับ BUZZER	41
4.9 ผลลัพธ์ของการทดสอบการทำงานของ ARDUINO UNO R3 กับ LCD DISPLAY	41
4.10 ผลลัพธ์ของการทดสอบการทำงานของ ARDUINO NANO กับ หลอด LED	42
4.11 ผลลัพธ์ของการทดสอบการทำงานของ ARDUINO NANO กับ BATTERY	42
4.12 ผลลัพธ์ของการส่งข้อความ “KMITL”	43
4.13 ค่าของ $(\theta + \alpha) / \beta$ ที่เปรียบเทียบกันระหว่างขณะเปิดตากับปิดตา ในเพศชาย	48
4.14 ค่าของ $(\theta + \alpha) / \beta$ ที่เปรียบเทียบกันระหว่างขณะเปิดตากับปิดตา ในเพศหญิง	50
4.15 อุปกรณ์แจ้งเตือนผู้ขับขี่รถยนต์	51
4.16 ติดตั้งอุปกรณ์ตรวจจับอาการหลับใน	52
4.17 ภาพรวมของการติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ	52
4.18 ผลการทดสอบขณะตอนที่ทำการ CALIBRATE อุปกรณ์	53
4.19 ผลการทดสอบขณะที่ผู้ขับขี่อยู่ในสภาวะปกติ	54
4.20 ผลการทดสอบขณะที่ผู้ขับขี่อยู่ในสภาวะที่อาจเกิดการหลับใน	54
4.21 ผู้ขับขี่รถยนต์มีอาการที่อาจเกิดการหลับใน	55

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า	
2.1	คุณสมบัติ ARDUINO NANO	7
2.2	คุณสมบัติของ ARDUINO UNO R3	8
2.3	คุณสมบัติของอุปกรณ์ส่งสัญญาณแจ้งเตือนด้วยเสียง (BUZZER)	10
2.4	คำสั่งพื้นฐานใน ARDUINO IDE	17
4.1	ผลการทดสอบค่าคลื่นไฟฟ้าสมองในเพศชายคนที่ 1	44
4.2	ผลการทดสอบค่าคลื่นไฟฟ้าสมองในเพศชายคนที่ 2	44
4.3	ผลการทดสอบค่าคลื่นไฟฟ้าสมองในเพศหญิงคนที่ 1	45
4.4	ผลการทดสอบค่าคลื่นไฟฟ้าสมองในเพศหญิงคนที่ 2	46
4.5	ผลทดสอบในเพศชายขณะเปิดตา	47
4.6	ผลทดสอบในเพศชายขณะปิดตา	47
4.7	ค่าเฉลี่ยคลื่นไฟฟ้าสมองที่ความถี่ต่างๆ และ $(\theta + \alpha) / \beta$ ในเพศชาย	48
4.8	ผลการเปรียบเทียบกันของค่า $(\theta + \alpha) / \beta$ ขณะที่เปิดตากับ ปิดตาในเพศชาย	48
4.9	ผลทดสอบในเพศหญิงขณะเปิดตา	49
4.10	ผลทดสอบในเพศหญิงขณะปิดตา	49
4.11	ค่าเฉลี่ยคลื่นไฟฟ้าสมองที่ความถี่ต่างๆ และ $(\theta + \alpha) / \beta$ ในเพศหญิง	50
4.12	ผลการเปรียบเทียบกันของค่า $(\theta + \alpha) / \beta$ ขณะที่เปิดตากับ ปิดตาในเพศหญิง	50
4.13	ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 1	56
4.14	ผลการทดสอบเพศชายคนที่ 1	56
4.15	ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 2	57
4.16	ผลการทดสอบเพศชายคนที่ 2	57
4.17	ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 3	58
4.18	ผลการทดสอบเพศชายคนที่ 3	58

## สารบัญตาราง (ต่อ)

ตารางที่		หน้า
4.19	ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 4	59
4.20	ผลการทดสอบเพศชายคนที่ 4	59
4.21	ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 5	60
4.22	ผลการทดสอบเพศชายคนที่ 5	60
4.23	ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 6	61
4.24	ผลการทดสอบเพศชายคนที่ 6	61
4.25	ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 7	62
4.26	ผลการทดสอบเพศชายคนที่ 7	62
4.27	ผลการทดสอบเพศชายคนที่ 8	63
4.28	ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 8	63
4.29	ผลการทดสอบเพศชายคนที่ 9	64
4.30	ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 9	64
4.31	ผลการทดสอบเพศชายคนที่ 10	65
4.32	ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 10	65
4.33	ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 1	66
4.34	ผลการทดสอบเพศหญิงคนที่ 1	66
4.35	ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 2	67
4.36	ผลการทดสอบเพศหญิงคนที่ 2	67
4.37	ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 3	68
4.38	ผลการทดสอบเพศหญิงคนที่ 3	68
4.39	ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 4	69
4.40	ผลการทดสอบเพศหญิงคนที่ 4	69

## สารบัญตาราง (ต่อ)

ตารางที่	หน้า	
4.41	ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 1	70
4.42	ผลการทดสอบเพศหญิงคนที่ 1	70
4.43	ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 2	71
4.44	ผลการทดสอบเพศหญิงคนที่ 2	71
4.45	ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 3	72
4.46	ผลการทดสอบเพศหญิงคนที่ 3	72
4.47	ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 4	73
4.48	ผลการทดสอบเพศหญิงคนที่ 4	73
4.49	ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 3	74
4.50	ผลการทดสอบเพศหญิงคนที่ 3	74
4.51	ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 4	75
4.52	ผลการทดสอบเพศหญิงคนที่ 4	75
4.53	ภาพรวมผลการทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์ป้องกัน อาการหลับในระหว่างการขับรถ	76

## บทที่ 1

### บทนำ

#### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในบางครั้งผู้ที่ขับซึร์ยนต์ก็เสี่ยงจากการอดนอนไม่ได้ เมื่อร่างกายอ่อนล้าจากการขับรถ อดหลับ อดนอนเป็นเวลานานๆ สมองจะเฉื่อยช้าลง การตัดสินใจไม่ฉับไวและมีโอกาสสวบลับได้เป็น ครั้งคราว สภาพดังกล่าวจะเป็นอันตรายอย่างมากในขณะที่ขับรถ เพราะส่งผลรุนแรงถึงเสียชีวิตหรือ พิการ บาดเจ็บได้ตลอดเวลา การหลับในเพียง4วินาที ในขณะที่รถวิ่งด้วยความเร็ว 90 กิโลเมตรต่อ ชั่วโมง รถจะวิ่งต่อไปอีก 100 เมตรโดยที่ไม่มีคนควบคุมรถ ลักษณะการชนจะรุนแรงมาก เพราะคนขับ ไม่ได้หักหลบหรือเหยียบเบรกทำให้บาดเจ็บสาหัสหรือเสียชีวิตได้ทันที อาการหลับในเป็นสาเหตุสำคัญ อย่างน้อยร้อยละ 20 ของการเสียชีวิตจากอุบัติเหตุจราจรของประเทศที่เจริญแล้ว อาการหลับในไม่ว่า จะเกิดจากสาเหตุใดก็ตามไม่ได้เกิดขึ้นทันที จะมีอาการ่วงเป็นสัญญาณเตือนมาก่อนเสมอ ถ้าคนขับ เฝิกเฉยไม่สนใจทนฝืนขับต่อไป ความ่วงจะเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ จนกระทั่งเกิดการหลับใน กลุ่มของข้าพเจ้า จึงมีความคิดที่จะจัดทำอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ เพื่อที่จะช่วยลดอุบัติเหตุและ การสูญเสียที่เกิดจากอาการหลับใน โดยจะแบ่งอุปกรณ์ออกเป็น 2 ส่วนคือ ส่วนของการตรวจจับ อาการหลับใน และส่วนของการแจ้งเตือนเมื่อเริ่มตรวจจับได้ว่าผู้ขับซึร์ยนต์เริ่มมีอาการที่บ่งบอกว่า อาจเกิดการหลับใน

#### 1.2 วัตถุประสงค์

- 1) เพื่อออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์ที่สามารถตรวจจับได้ว่าผู้ขับซึร์ยนต์เริ่มมีอาการที่ บ่งบอกว่าอาจเกิดการหลับในได้
- 2) เพื่อออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์ที่สามารถส่งสัญญาณแจ้งเตือนผู้ขับซึร์ยนต์ได้ หาก เริ่มมีอาการที่บ่งบอกว่าอาจเกิดการหลับในได้
- 3) เพื่อช่วยป้องกันและลดการสูญเสียบนท้องถนน ที่เกิดจากอาการหลับในของผู้ ขับซึร์ยนต์

### 1.3 ขอบเขตของปริญญาโท

- 1) สามารถตรวจจับได้ว่าผู้ขับขี่รถยนต์เริ่มมีอาการที่บ่งบอกว่าอาจเกิดการหลับในได้
- 2) สามารถส่งสัญญาณแจ้งเตือนผู้ขับขี่รถยนต์ได้หากเริ่มมีอาการที่บ่งบอกว่าอาจเกิดการหลับในได้
- 3) สามารถนำอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถไปใช้งานได้จริง

## บทที่ 2

### ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง

#### 2.1 การตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง Electroencephalogram (EEG)

การตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalogram หรือ EEG) เป็นการบันทึกสัญญาณไฟฟ้า ซึ่งเกิดจากผลรวมของกระแสไฟฟ้าของกลุ่มเซลล์ในสมอง ทั้งนี้โดยปกติสมองคนมีเซลล์ประสาทชนิดหนึ่งที่เรียกว่า นิวรอน (Neuron) จำนวนมากมายเป็นพันล้านเซลล์ เซลล์เหล่านี้สามารถติดต่อกันได้ โดยการขนส่งอนุภาคไฟฟ้าผ่านเยื่อเซลล์ เมื่อเซลล์ประสาทส่วนหนึ่งได้รับการกระตุ้นโดยสารเคมีที่เรียกว่าสารสื่อประสาท (Neurotransmitter) จะปล่อยอนุภาคที่มีประจุไฟฟ้า ให้เดินไปตามเนื้อเยื่อที่เรียกว่า โยประสาท (Nerve fiber) ที่เชื่อมระหว่างเซลล์ประสาท โดยกระแสไฟฟ้าปริมาณน้อยๆ ที่เกิดขึ้นนี้ จะไปกระตุ้นเซลล์ประสาทให้ปล่อยประจุไฟฟ้าต่อไปเป็นทอดๆ ซึ่งสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นนี้เรียกว่า คลื่นสมอง หรือ คลื่นไฟฟ้าสมอง (Brainwave) คลื่นไฟฟ้าสมองจะมี ลักษณะเคลื่อนไหวขึ้นและลง เหมือนคลื่นทั่วไป โดยใช้หน่วยการวัดเป็นรอบต่อวินาที เมื่ออยู่ในภาวะปกติ คลื่นไฟฟ้าสมองก็เป็นปกติ แต่เมื่อเกิดความผิดปกติของสมอง ความผิดปกตินั้นก็สามารถตรวจได้ จากการตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง สามารถที่จะแบ่งชนิดของคลื่นสมองตามความถี่ ได้เป็น 4 ชนิด

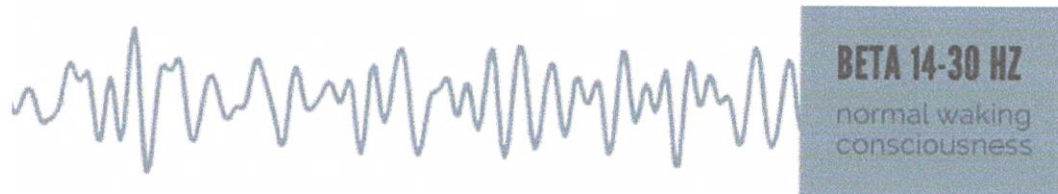
#### 2.2 ชนิดคลื่นไฟฟ้าสมอง

คลื่นไฟฟ้าสมองแบ่งได้เป็น 4 ชนิด ตามช่วงของความถี่ที่ปรากฏดังต่อไปนี้

##### 2.2.1 คลื่นสมองระดับเบต้า Beta Brainwave (ความถี่ระหว่าง 14 – 30 Hz)

คลื่นสมองระดับเบต้า (Beta brainwave) มีความถี่ประมาณ 14-30 รอบต่อวินาที (Hz) ดังแสดงในรูปที่ 2.1 เป็นช่วงคลื่นสมองที่เร็วที่สุด เกิดขึ้นในขณะที่สมองอยู่ในภาวะของการทำงานและควบคุมจิตได้สำนึก (Conscious Mind) ในขณะตื่นและรู้ตัว เช่น การนั่ง ยืน เดิน ทำงาน หรือกิจกรรมต่างๆ ในกรณีที่จิตมีความคิดมากมายหลายอย่างจาก การกิจประจำวัน วุ่นวายใจ สับสน หรือฟุ้งซ่าน และสิ่งการสมองอย่างไม่เป็นระเบียบ ความถี่ของคลื่นช่วงนี้อาจสูงขึ้นไปได้ถึง 40 Hz โดยเฉพาะคนในที่มีความเครียดมาก อยู่ในภาวะเร่งรีบบีบคั้น ตื่นเต้นตกใจ อารมณ์ไม่ดี

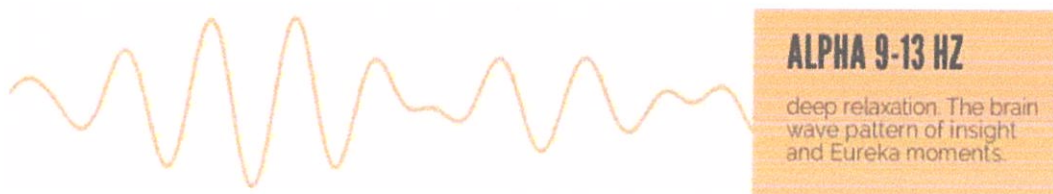
โกรธหรือดีใจมากๆ สมองจะมีการทำงานในช่วงคลื่นเบต้ามากเกินไป ในขณะที่หากไม่มีคลื่นเบต้าเกิดขึ้นเลย มนุษย์จะไม่สามารถเรียนรู้ หรือทำหน้าที่ได้สมบูรณ์ในโลกภายนอก



รูปที่ 2.1 สัญญาณคลื่นสมองระดับเบต้า

### 2.2.2 คลื่นสมองระดับอัลฟา Alpha Brainwave (ความถี่ระหว่าง 9-13 Hz)

คลื่นอัลฟา (Alpha brainwave) มีความถี่ประมาณ 9-13 รอบต่อวินาที (Hz) ดังแสดงในรูปที่ 2.2 ความถี่ของคลื่นที่ต่ำลงมานี้ เป็นคลื่นสมองที่ปรากฏบ่อยในสภาวะที่จิตสมดุล อยู่ในสภาวะสบายๆ เวลาที่ความถี่น้อยลง หมายถึงว่าเราจะคิดช้าลงเป็นจังหวะ ให้เวลาแก่จิตในการไตร่ตรองและมีความคิดเป็นระบบขึ้น สภาวะที่สมองทำงานอยู่ในคลื่นอัลฟายังพบอยู่ใน หลายๆ รูปแบบ เช่น ขณะที่กำลังง่วงนอน หรือ ร่างกายผ่อนคลาย ช่วงเวลาที่ง่วงนอน ก่อนหลับหรือหลับใหม่ๆ เวลาทำอะไรเพลินๆ จนลืมสิ่งรอบๆ ตัว เวลาสบายใจ เวลาอ่านหนังสือ หรือ จดจ่อกับกิจกรรมใดๆ อย่างต่อเนื่องในระยะเวลาหนึ่ง



รูปที่ 2.2 สัญญาณคลื่นสมองระดับเบต้า

### 2.2.3 คลื่นสมองระดับธีต้า Theta Brainwave (ความถี่ระหว่าง 4 – 8 Hz)

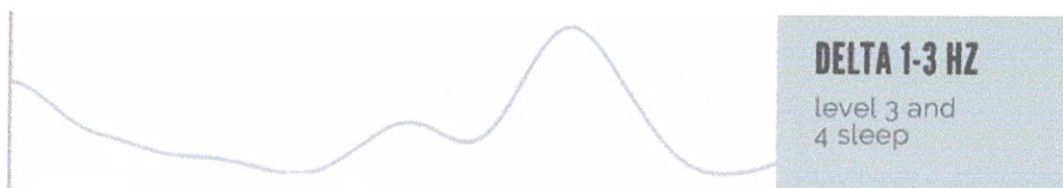
คลื่นธีต้า (Theta brainwaves) มีความถี่ประมาณ 4 - 11 รอบต่อวินาที (Hz) ดังแสดงในรูปที่ 2.3 เป็นช่วงคลื่นที่สมองที่ทำงานช้าลงมาก พบเป็นปกติในช่วงที่คนเราหลับหรือมีความผ่อนคลายอย่างสูง แต่ในภาวะที่ไม่หลับ คลื่นชนิดนี้ก็เกิดขึ้นได้เช่นกัน เป็นคลื่นสมองที่สะท้อนการทำงานของจิตใต้สำนึก (Subconscious Mind) อันเป็นการทำงานของเนื้อสมองส่วนใหญ่ของมนุษย์



รูปที่ 2.3 สัญญาณคลื่นสมองระดับธีต้า

### 2.1.4 คลื่นสมองระดับเดลต้า Delta Brainwave (ความถี่ระหว่าง 1 – 3 Hz)

คลื่นเดลต้า (Delta brainwaves) มีความถี่ประมาณ 0-4 รอบต่อวินาที(Hz) ดังแสดงในรูปที่ 2.4 เป็นคลื่นสมองที่ช้าที่สุด ภาวะนี้จะทำให้ร่างกายเกิดความผ่อนคลาย ในระดับที่สูงมาก เป็นคลื่นสมองที่ทำงานเชื่อมต่อกับส่วนที่เป็นจิตไร้สำนึก (Unconscious mind) เช่น ในขณะที่ร่างกายหลับลึกโดยไม่มีการฝัน



รูปที่ 2.4 สัญญาณคลื่นสมองระดับเดลต้า

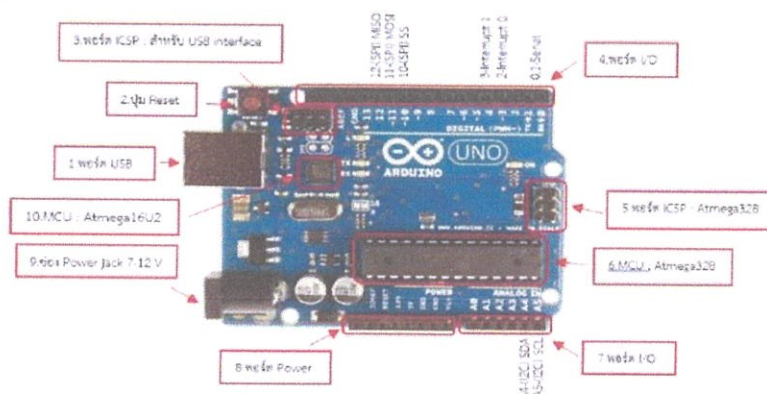


ตารางที่ 2.1 ตารางคุณสมบัติ Arduino Nano

Microcontroller	Atmel ATmega328
Operating Voltage (logic level)	5v
Input Voltage (recommended)	7v-12v
Input Voltage (limits)	6v-20v
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	8
DC Current per I/O Pin	40mA
Flash Memory	32 KB of which 2 KB used by bootloader
SRAM	2KB
EEPROM	1KB
Clock Speed	16MHz
Dimensions	0.73" x 1.70"
Length	45 mm
Width	18 mm
Weight	5g

### 2.3.2 Arduino UNO R3

Arduino Uno R3 บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์แบบ Open-source ออกแบบมาให้ใช้งานได้ง่าย ดังแสดงในรูปที่ 2.6 ใช้ชิพ ATmega328 รั้นที่ความถี่ 16 MHz หน่วยความจำแฟลช 32 KB แรม 2 KB บอร์ดใช้ไฟเลี้ยง 7 ถึง 12 V มีระดับแรงดันไฟฟ้าในการทำงานและขาสัญญาณอยู่ที่ 5 V (TTL) มี Digital Input / Output 14 ขา (เป็น PWM ได้ 6 ขา) มี Analog Input 6 ขา Serial UART 1 ชุด I2C 1 ชุด SPI 1 ชุด เขียนโปรแกรมบนซอฟต์แวร์ Arduino IDE และโปรแกรมผ่านพอร์ต USB คุณสมบัติของ Arduino UNO R3 แสดงดังตารางที่ 2.2



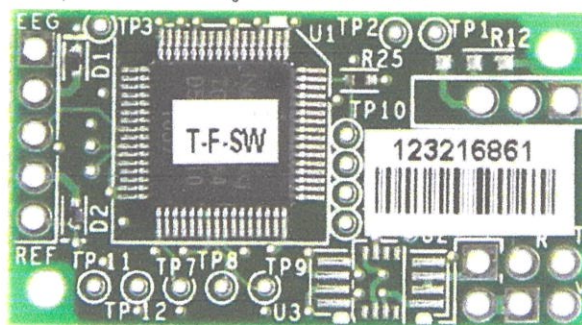
รูปที่ 2.6 บอร์ด Arduino UNO R3

ตารางที่ 2.2 คุณสมบัติของ Arduino UNO R3

Microcontrolle	ATmega328P
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommened)	7-12V, (limit): 6-20V
Digital I/O Pins	14
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	20mA
DC Current for 3.3V Pin	50mA
Flash Memory	32KB
SRAM	2KB
EEPROM	1KB
Clock Speed	16 MHz
Length	68.6 mm
Width	53.4 mm
Weight	25 g

## 2.4 Thinkgear AM

Thinkgear AM แสดงดังรูปที่ 2.7 เป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดคลื่นไฟฟ้าสมองถูกออกแบบมาเพื่อให้สามารถประยุกต์ใช้กับอุปกรณ์ทั่วไปได้โดยที่อุปกรณ์นี้สามารถประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองและแสดงผลออกมาในรูปแบบสเปคตรัม โดยเป็นการวัดผ่านตัวอิมพีแดนซ์ โดยอุปกรณ์นี้นิยมมาใช้เกี่ยวกับของเล่น เช่น วิดีโอเกม เป็นต้น หรือสามารถนำมาใช้วิเคราะห์สุขภาพเบื้องต้น เนื่องจากอุปกรณ์นี้มีราคาถูกและใช้พลังงานต่ำ



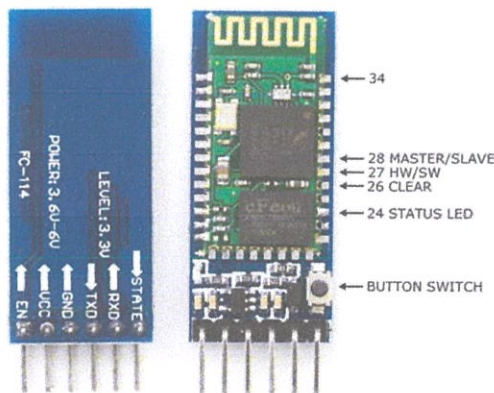
รูปที่ 2.7 Thinkgear AM

## 2.5 Bluetooth

เทคโนโลยีการสื่อสารไร้สายบลูทูธหรือ ระบบการสื่อสารของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์แบบสองทาง ที่ใช้เทคนิคการส่งคลื่นวิทยุระยะสั้น (Short-Range Radio Links) เป็นสื่อกลางในการติดต่อสื่อสารระหว่างอุปกรณ์ต่างชนิดกัน โดยปราศจากการใช้สายเคเบิล หรือ สายสัญญาณเชื่อมต่อ สามารถเชื่อมต่อได้ไกล เช่น การส่งข้อมูลจากโทรศัพท์เคลื่อนที่เครื่องหนึ่งไปยังโทรศัพท์เคลื่อนที่อีกเครื่องหนึ่ง หากส่งผ่านสายสัญญาณจำเป็นต้องใช้อุปกรณ์เสริมเพื่อให้อุปกรณ์ทั้งสองเชื่อมต่อกันได้ ซึ่งเทคโนโลยีบลูทูธช่วยให้การส่งข้อมูลของอุปกรณ์ทั้งสองสะดวกขึ้น โดยการส่งผ่าน คลื่นวิทยุ

### 2.5.1 Bluetooth module HC-05

Bluetooth Module HC-05 แสดงดังรูปที่ 2.8 เป็นโมดูล Bluetooth ที่ใช้งานในการเชื่อมต่อกับสมาร์ตทีวีซ์ต่างๆ ให้สมาร์ตทีวีซ์สามารถสื่อสารกับไมโครคอนโทรเลอร์ได้ ผ่าน Serial port โมดูลรุ่น HC-05 สามารถตั้งให้ใช้งานเป็นได้ทั้งโหมด Master และโหมด Slave การตั้งค่าต่างๆ เช่น ชื่ออุปกรณ์ รหัสผ่าน ทำได้ผ่าน AT Command ซึ่งจะต้องมีการต่อขาพิเศษเพื่อให้โมดูลเข้าโหมดการตั้งค่า หรือกดปุ่มบนโมดูลค้างไว้



รูปที่ 2.8 Bluetooth module HC-05

## 2.6 อุปกรณ์ส่งสัญญาณแจ้งเตือนด้วยเสียง (Buzzer)



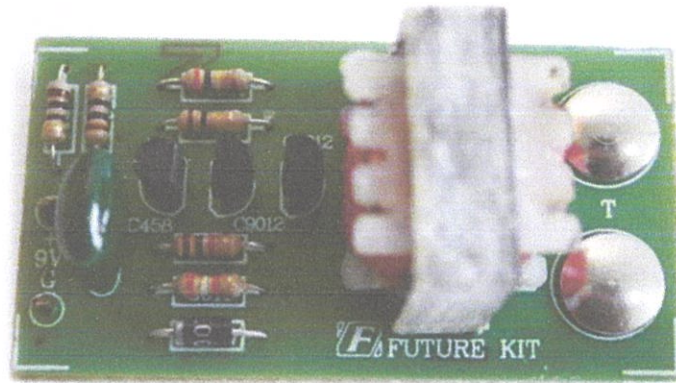
รูปที่ 2.9 อุปกรณ์ส่งสัญญาณแจ้งเตือนด้วยเสียง (Buzzer)

อุปกรณ์ส่งสัญญาณแจ้งเตือนด้วยเสียง (Buzzer) แสดงดังรูปที่ 2.9 เป็นอุปกรณ์ทำหน้าที่คล้ายลำโพง เพียงแต่ออกแบบมาเพื่อใช้ในการส่งสัญญาณเสียงความถี่สูงๆ บนบอร์ดมีทรานซิสเตอร์สำหรับช่วยขับมาให้แล้ว สามารถต่อใช้งานกับไมโครคอนโทรลเลอร์ได้โดยตรง การใช้งานเพียงเขียนโค้ดสร้างสัญญาณ HIGH LOW สลับกันไปมา หรือใน Arduino สามารถใช้ฟังก์ชัน tone() ได้เลย ข้อดีของอุปกรณ์ส่งสัญญาณแจ้งเตือนด้วยเสียง คือสามารถกำหนดความถี่เสียงที่ต้องการได้เอง โดยมีคุณสมบัติตามตารางที่ 2.3

ตารางที่ 2.3 ตารางคุณสมบัติของอุปกรณ์ส่งสัญญาณแจ้งเตือนด้วยเสียง (Buzzer)

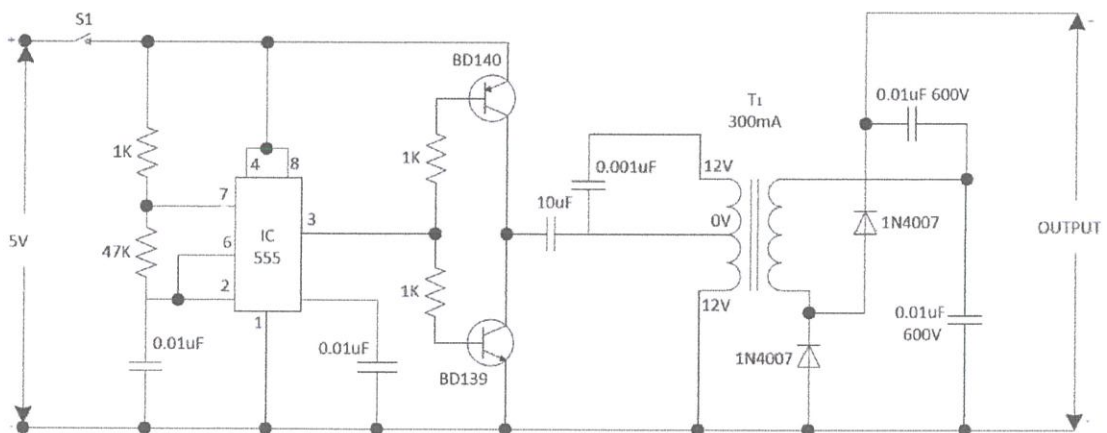
No oscillation source, need square wave(frequency 2K-5K ) to drive
Arduino 9012 drive
Work Voltage : 3.3-5V
Set bolt hole, easy to assemble
PCB Dimension: 3.3cm*1.3cm
VCC: 3.3-5V
GND: Ground
I/O: I/O Interface of SCM

## 2.7 วงจรไฟกระตุก



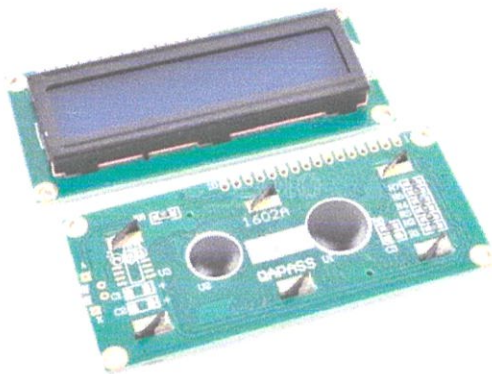
รูปที่ 2.10 วงจรไฟกระตุก

วงจรไฟกระตุก แสดงดังรูปที่ 2.10 คือวงจรอิเล็กทรอนิกส์ชนิดหนึ่งที่ทำหน้าที่แปลงไฟ 9 โวลต์ จากถ่านไปเป็นไฟสูงซึ่งแรงไฟนี้ถ้าเราไปจับหรือโดนมือจะทำให้มือเราเหมือนถูกไฟดูด วงจรนี้ไม่เป็นอันตรายแต่อย่างใดเพราะกระแสต้านไฟสูงน้อย วงจรนี้ยังมีคุณสมบัติเหนือวงจรอื่นๆ คือถ้าจ่ายไฟเข้าและไม่สัมผัสที่จุด T วงจรนี้จะไม่กินกระแสไฟเลย ดังนั้นจึงเป็นการประหยัดถ่านไปได้มากที่สุดและยังไม่จำเป็นต้องมีสวิตซ์เปิด-ปิดวงจรอีกด้วย โดยมีวงจรภายในแสดงดังรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 วงจรภายในของวงจรไฟกระตุก

## 2.8 LCD Display



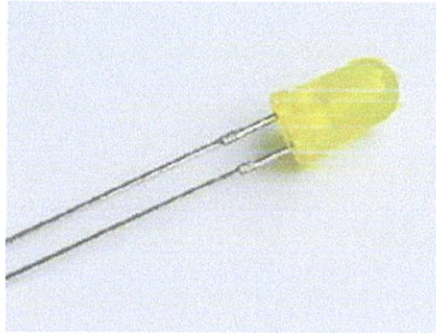
รูปที่ 2.12 LCD Display

LCD Display แสดงดังรูปที่ 2.12 คือ จอแสดงผลรูปแบบหนึ่งที่นิยมนำมาใช้งานกับระบบสมองกลฝังตัวอย่างแพร่หลาย จอ LCD มีทั้งแบบแสดงผลเป็นตัวอักษรเรียกว่า Character LCD ซึ่งมีการกำหนดตัวอักษรหรืออักขระที่สามารถแสดงผลไว้ได้อยู่แล้ว และแบบที่สามารถแสดงผลเป็นรูปภาพหรือสัญลักษณ์ได้ตามความต้องการของผู้ใช้งานเรียกว่า Graphic LCD นอกจากนี้บางชนิดเป็นจอที่มีการผลิตขึ้นมาใช้เฉพาะงาน ทำให้มีรูปแบบและรูปร่างเฉพาะเจาะจงในการแสดงผล เช่น นาฬิกาดิจิตอล เครื่องคิดเลข หรือ หน้าปัดวิทยุ เป็นต้น

โครงสร้างของ LCD ทั่วไปจะประกอบขึ้นด้วยแผ่นแก้ว 2 แผ่นประกบกันอยู่ โดยเว้นช่องว่างตรงกลางไว้ 6-10 ไมโครเมตร ผิวด้านในของแผ่นแก้วจะเคลือบด้วยตัวนำไฟฟ้าแบบใสเพื่อใช้แสดงตัวอักษร ตรงกลางระหว่างตัวนำไฟฟ้าแบบใสกับผลึกเหลวจะมีชั้นของสารที่ทำให้โมเลกุลของผลึกรวมตัวกันในทิศทางที่แสงส่องมากระทบเรียกว่า Alignment Layer และผลึกเหลวที่ใช้โดยทั่วไปจะเป็นแบบ Magnetic

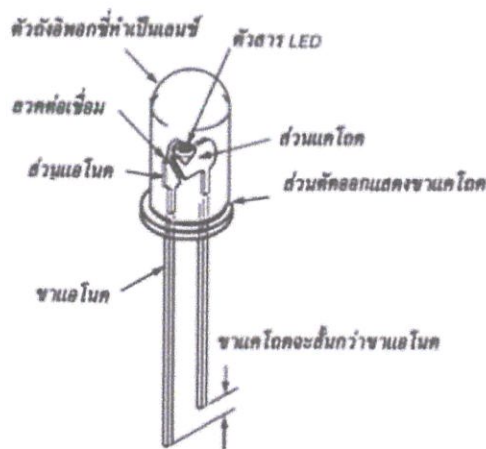
## 2.9 หลอด LED

หลอด LED แสดงดังรูปที่ 2.13 คือ สารกึ่งตัวนำไฟฟ้า ที่ยอมให้กระแสไฟฟ้าไหลผ่าน แล้วปล่อยแสงสว่างออกมาได้ทันที ทั้งนี้หลอด LED ที่เราค้นตา จะเป็นหลอดไฟขนาดเล็กหลากหลายสี เช่น สีแดง สีน้ำเงิน เป็นต้น เนื่องจากขึ้นอยู่กับวัสดุที่นำมาใช้



รูปที่ 2.13 หลอด LED

โครงสร้างประกอบไปด้วยสารกึ่งตัวนำสองชนิด (สารกึ่งตัวนำชนิด N และสารกึ่งตัวนำชนิด P) แสดงดังรูปที่ 2.14 ประกอบเข้าด้วยกันมีผิวข้างหนึ่งเรียบคล้ายกระจกเมื่อจ่ายไฟฟ้า กระแสตรงผ่านตัว LED โดยจ่ายไฟบวกให้ขาแอนโนด (A) จ่ายไฟลบให้ขาแคโทด (K) ทำให้อิเล็กตรอนที่สารกึ่งตัวนำชนิด N มีพลังงานสูงขึ้น จนสามารถวิ่งข้ามรอยต่อจากสารชนิด N ไปรวมกับโฮลในสารชนิด P การที่อิเล็กตรอนเคลื่อนที่ผ่านรอยต่อ PN ทำให้เกิดกระแสไหล เป็นผลให้ระดับพลังงานของอิเล็กตรอนเปลี่ยนไปและคาย พลังงานออกมาในรูปคลื่นแสง

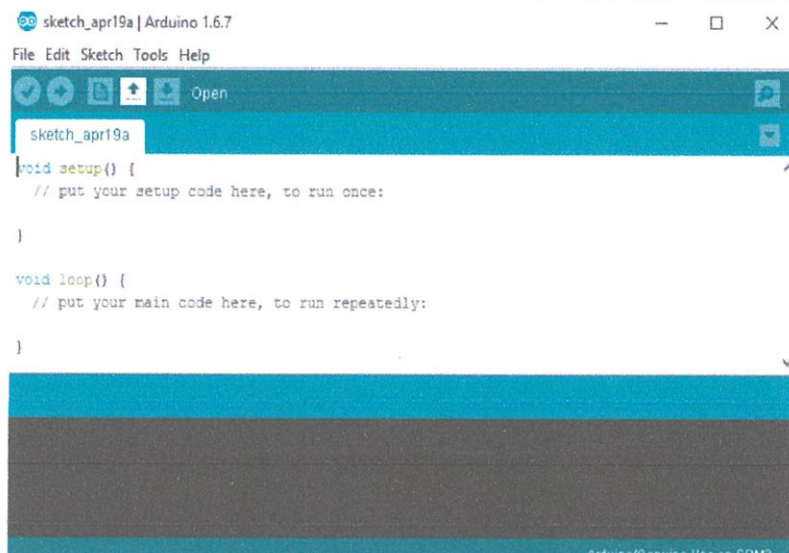


รูปที่ 2.14 โครงสร้างภายในหลอด LED

## 2.10 การใช้งานโปรแกรม Arduino IDE







### 2.10.1 แนะนำโปรแกรม

โปรแกรม Arduino IDE เป็นโปรแกรมที่ใช้เขียนภาษา C สำหรับบอร์ด Arduino โดยเฉพาะ ซึ่งสามารถเขียนได้สะดวกและง่ายต่อการใช้งาน หน้าตาของโปรแกรมแสดงในรูปที่ 2.15



รูปที่ 2.15 หน้าต่างโปรแกรม Arduino IDE

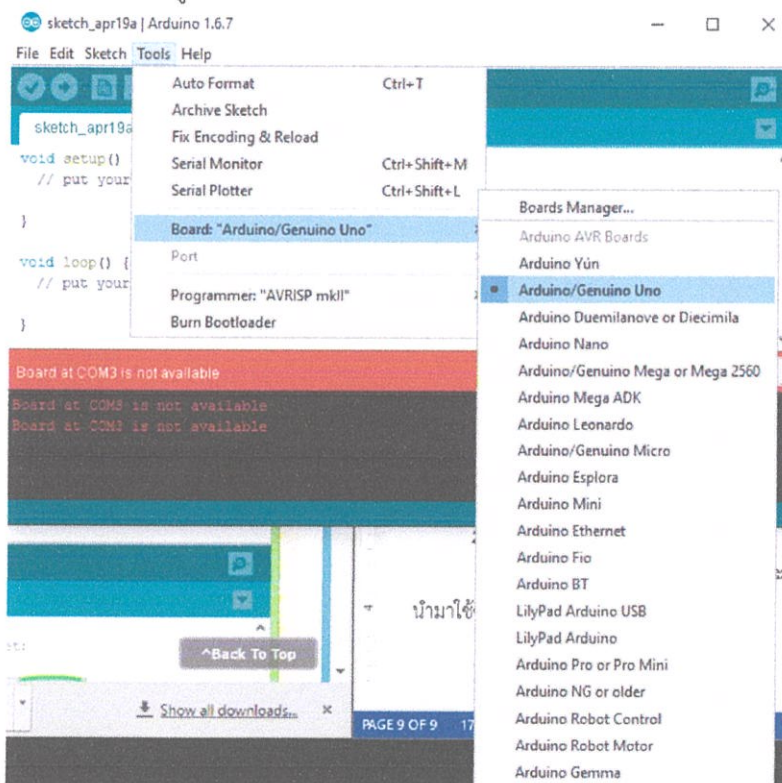
จากรูปที่ 2.15 แสดงถึงหน้าต่างของโปรแกรม Arduino IDE ส่วนไอคอนต่างๆในหน้าต่างโปรแกรมมีหน้าที่ดังนี้

-  การ verify หรือการแปลงไฟล์ให้เป็นภาษาเครื่อง
-  การ upload ไฟล์ลงในบอร์ด
-  สร้างไฟล์ใหม่
-  เปิดไฟล์เก่า
-  บันทึกไฟล์ปัจจุบัน
-  serial monitor

นอกจากนี้การเขียนโปรแกรม Arduino IDE นั้นจะมีส่วนพื้นฐานสำคัญ 2 ส่วน คือ void setup และ void loop โดย void setup นั้นจะเป็นส่วนที่ใช้ในการ setup pin หรือค่าต่างๆ เพื่อให้อุปกรณ์สามารถทำงานได้ตามกำหนด ในส่วนของ void loop นั้นจะเป็นส่วนการทำงานหลักของโปรแกรมซึ่งจะมีการวนซ้ำเรื่อยๆทำให้โปรแกรมทำงานตลอดเวลา

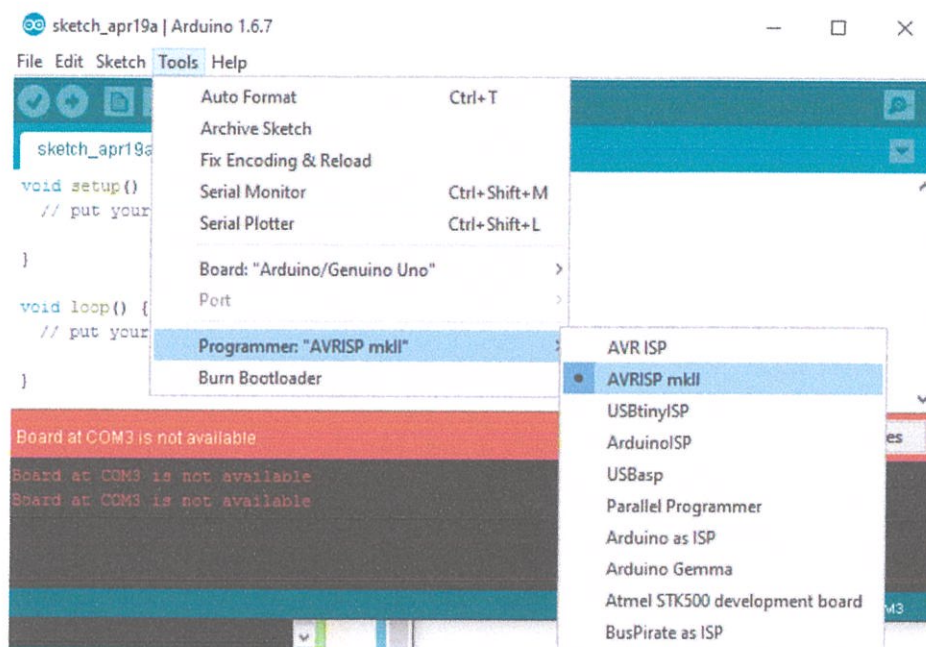
### 2.10.2 เริ่มต้นการใช้งาน

ก่อนการเขียนโปรแกรมจะต้องทำการตั้งค่าต่างๆให้สอดคล้องกับบอร์ดที่นำมาใช้ซึ่งวิธีการตั้งค่าสามารถทำได้ดังรูปที่ 2.16 นี้






รูปที่ 2.16 วิธีตรวจสอบอุปกรณ์ที่ใช้เชื่อมต่อ

จาก รูปที่ 2.16 เป็นการตั้งค่าอุปกรณ์ที่ใช้เชื่อมต่อจำเป็นต้องเลือกรุ่นของบอร์ดให้ตรงกับรุ่นที่ต้องการใช้งาน และเช็ค port ว่าได้ทำการเชื่อมต่อบอร์ดที่ port ไດ



รูปที่ 2.17 วิธีเลือกชนิดของโปรแกรม

จาก รูปที่ 2.17 เป็นการเลือกชนิดของโปรแกรมการทำงานซึ่งหากใช้งานบอร์ด Arduino UNO R3 นั้นจะต้องเลือกไปที่ AVRISP mkII จากนั้นจึงเริ่มทำการเขียนโปรแกรม เมื่อเขียนโปรแกรมได้ตามที่ต้องการแล้วให้กด  เพื่อทำการ verify ก่อน แล้วจึงกด  เพื่อเป็นการอัปโหลดโปรแกรมการทำงานที่เขียนไว้ลงบอร์ด หากมีการใช้งาน serial port สามารถดูการทำงานของโปรแกรมได้โดยกด  เข้าสู่ serial monitor เพื่อนตรวจสอบการทำงานของโปรแกรม

### 2.10.3 คำสั่งพื้นฐาน

การงานโปรแกรมให้มีประสิทธิภาพนั้นจำเป็นต้องรู้ถึงคำสั่งพื้นฐานต่างๆของโปรแกรมที่ใช้งานกันมากเพื่อให้สามารถทำงานได้รวดเร็ว โดยคำสั่งพื้นฐานแสดงได้ดังตารางที่ 2.4

ตารางที่ 2.4 คำสั่งพื้นฐานใน Arduino IDE

ชุดคำสั่ง	อธิบาย
pinMode(ขาที่จะใช้ ,OUTPUT )	ตั้งค่าให้ขาเป็นเอาต์พุตใช้ได้ทั้งอนาล็อกและดิจิตอล
pinMode(ขาที่จะใช้ ,INPUT )	ตั้งค่าให้ขาเป็นอินพุตใช้ได้ทั้งอนาล็อกและดิจิตอล
digitalWrite(ขาที่จะใช้,สถานะที่จะแสดง )	ใช้สั่งขาเป็นเอาต์พุตดิจิตอล เช่น LED หน้าจอ
delay(เวลาหน่วยเป็นมิลลิวินาที )	ใช้หน่วงเวลาทำงานก่อนทำงานคำสั่งต่อไป
delayMicroseconds (เวลาหน่วยเป็นไมโครวินาที)	ใช้หน่วงเวลาทำงานก่อนทำงานคำสั่งต่อไป
int	ใช้ตั้งชื่อตัวแปรสำหรับตั้งค่าเริ่มต้นที่เป็นตัวเลขหรือจองพื้นที่เก็บตัวเลขหรือตั้งชื่อให้ขา
serial.begin(9600)	ตั้งค่าเริ่มต้นเพื่อติดต่อสื่อสารกับคอมพิวเตอร์อัตราเร็ว 9600บิตต่อวินาที
serial.print(“คำพูด”)	ใช้พิมพ์คำพูดเพื่อให้เห็นแสดงผลบนจอคอมแบบไม่เว้นบรรทัด
serial.println(“คำพูด”)	ใช้พิมพ์คำพูดเพื่อให้เห็นแสดงผลบนจอคอมแบบเว้นบรรทัด

## 2.11 การคำนวณวิเคราะห์สัญญาณคลื่น

### 2.11.1 ค่าเฉลี่ยเลขคณิต ( Arithmetic Mean , Average , $\bar{x}$ )

ค่าเฉลี่ยเลขคณิต ( $\bar{x}$ ) หรือที่เรียกย่อๆ ว่าค่าเฉลี่ย เป็นค่ากลางทางสถิติค่าหนึ่งที่มีความสำคัญมาก เนื่องจากค่าเฉลี่ยเลขคณิตเป็นค่ากลางหรือเป็นตัวแทนของข้อมูลที่ดีที่สุด เพราะ

- 1) เป็นค่าที่ไม่เอนเอียง
- 2) เป็นค่าที่มีความคงเส้นคงวา
- 3) เป็นค่าที่มีความแปรปรวนต่ำที่สุด และ
- 4) เป็นค่าที่มีประสิทธิภาพสูงสุด

แต่ค่าเฉลี่ยเลขคณิตก็มีข้อจำกัดในการใช้ เช่น ถ้าข้อมูลมีการกระจาย มาก หรือข้อมูลบางตัวมีค่ามากหรือน้อยจนผิดปกติ หรือข้อมูลมีการเพิ่มขึ้นเป็นเท่าตัว ค่าเฉลี่ยเลข คณิตจะไม่สามารถเป็นค่ากลางหรือเป็นตัวแทนที่ดีของข้อมูลได้

การหาค่าเฉลี่ยเลขคณิตเมื่อข้อมูลไม่ได้มีการแจกแจงความถี่ ( $\bar{x}$ ) สามารถทำได้โดย

$$\text{สูตร } \bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n}$$

เมื่อ  $x_i$  แทนค่าสังเกตของข้อมูลลำดับที่

$n$  แทนจำนวนตัวอย่างข้อมูล

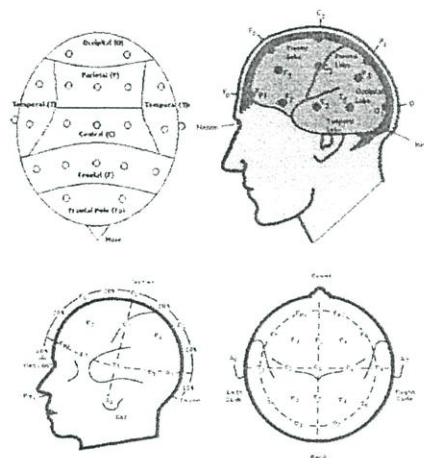
นิยามค่าเฉลี่ยเลขคณิตคือ ผลรวมของค่าสังเกตหรือค่าของตัวอย่างที่ได้จากการสำรวจทุกค่าของข้อมูล แล้วหารด้วยจำนวนตัวอย่างของข้อมูล

## 2.12 สัญญาณรบกวน

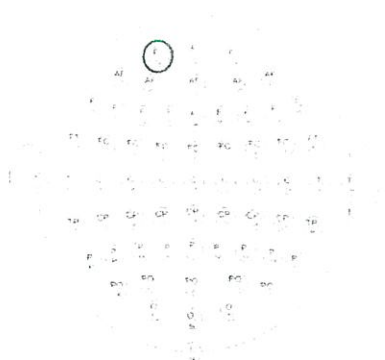
สัญญาณรบกวนที่เกิดจากอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์และวงจรจวัดที่ไม่มีประสิทธิภาพ และการไม่ได้ทำความสะอาดหน้ากระดาษก่อนแปะขั้ววัดในกรณีที่ใช้ขั้ววัดแบบพาสซีฟ ซึ่งเป็นขั้ววัดที่ไม่มีวงจรมีสัญญาณในตัวเอง สิ่งต่างๆ เหล่านี้จะเป็นตัวบั่นทอนคุณภาพของสัญญาณที่วัดได้ไปบางส่วน ดังนั้นเราควรทำการทำความสะอาดหน้ากระดาษก่อนแปะขั้ววัด และป้องกันสัญญาณรบกวนที่เกิดจากอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ให้ได้มากที่สุด

### 2.13 การเลือกตำแหน่งของจุดที่วัดสัญญาณบนศีรษะ

เนื่องจากสมองแต่ละส่วนจะมีหน้าที่ความสัมพันธ์กับกิจกรรมของร่างกายแตกต่างกัน ดังนั้นหากเลือกตำแหน่งที่ไม่เหมาะสมก็จะทำให้สัญญาณที่ได้มีองค์ประกอบที่ไม่ต้องการเยอะกว่า องค์ประกอบที่ต้องการ เราจึงต้องทำการเลือกตำแหน่งที่จะวัดสัญญาณบนศีรษะให้เหมาะสม โดย บริเวณของสมองส่วนต่างๆ แสดงดังรูปที่ 2.18 ซึ่งตำแหน่งที่สามารถวัดค่าคลื่นไฟฟ้าสมองได้ดีที่สุด ก็คือตำแหน่ง FP1 แสดงดังรูปที่ 2.19 เนื่องจากเป็นพื้นที่ที่หน้าผากที่มีเส้นผมน้อยที่สุดจึงมีความ ชัดเจนของ EEG เพื่อให้สามารถจัดส่ง RAW และ Powerband ได้อย่างถูกต้อง นอกจากนี้ก็ยังช่วยให้สามารถตรวจจับการกะพริบตาได้



รูปที่ 2.18 บริเวณของสมองส่วนต่างๆ



รูปที่ 2.19 บริเวณของสมองส่วน FP1

## 2.14 ระยะต่างๆในการนอนหลับ

ในการนอนหลับของคนปกติ นั้น จะมีระยะการนอนหลับด้วย ไม่ได้นอนรวดเดียวแม้ว่าเราจะรู้สึกหลับสนิท รวดเดียวตลอดทั้งคืนก็ตาม ในแต่ละคืนสมองจะมีการส่งผ่านระยะที่แตกต่างกันหลายลำดับขั้นของการนอนหลับ แต่แต่ละระยะของการนอนหลับจะมีผลต่อร่างกายของคุณที่แตกต่างกัน จากการซ่อมแซมส่วนที่สึกหรอของร่างกายในขณะที่คุณหลับสนิทมาจนถึงการรวบรวมความทรงจำต่างๆ ในขณะที่คุณฝันรวมทั้งหมดแล้วระยะต่างๆ เหล่านี้ใช้เวลาประมาณ 90-110 นาที เพื่อให้ครบวงจรของการนอนในแต่ละครั้ง

### 2.14.1 ระยะที่1 ของการนอน (Non Rapid Eye Movement Sleep)

เป็นช่วงหลับธรรมดาที่จะถูกปลุกให้ตื่นขึ้นมาได้อย่างง่ายๆ กล้ามเนื้อในส่วนต่างๆ ของร่างกายจะค่อยๆ ผ่อนคลาย อาจจะมีการกระตุกหรือสะดุ้งบ้างในบางขณะ ช่วงนี้จะเป็นช่วงประสาทหลอนซึ่งเกิดในขณะใกล้หลับ เช่น กำลังจะเคลิ้มหลับมองเห็นภาพผี หรือได้ยินเสียงคนพูดด้วย โดยไม่เห็นตัวผู้พูด (Hypnagogic hallucinations) แสงหลุมๆ และแถบสีต่างๆ จะสะกดจิตให้นำไปสู่การพักผ่อนนอนหลับ ในระยะที่ 1 ของการนอนหลับนี้ถูกจัดให้เป็นระยะที่สูญเสียการระแวดระวังของตัวเอง และความรู้สึกนึกคิดผูกติดกับสิ่งทางโลกที่ได้สัมผัส คลื่นความถี่สมองของระยะนี้จะพบคลื่นอัลฟา (alpha) ไปจนถึงธีต้า (theta)

### 2.14.2 ระยะที่2 ของการนอน

เป็นระยะที่มีการหลับอย่างแท้จริง กล้ามเนื้อในส่วนต่างๆ ของร่างกายผ่อนคลาย จนไม่มีปฏิกิริยาตอบสนองกับความฝันที่กำลังจะมาถึง ใช้เวลาประมาณครึ่งหนึ่งของการนอนทั้งหมดอยู่ที่ระยะนี้ ระยะของการนอนที่ยังไม่มีการฝัน

### 2.14.3 ระยะที่3 ของการนอน (Deep Sleep)

เป็นระยะที่อาจเรียกว่าระยะหลับลึกก็ได้ เพราะว่ามีลักษณะคลื่นสมองคล้ายๆ กัน เรียก Slow-wave sleep หรือ Delta stage ผู้หลับจะมีการตอบสนองกับสภาพแวดล้อมหรืออาจจะไม่มีการตอบสนองเลย ถ้าเกิดตื่นขึ้นมาช่วงนี้ จะรู้สึกมีนๆ งงๆ และสับสนอยู่ประมาณ 2-3 นาที เป็นอีกระยะของการนอนที่ไม่มีการฝัน และเป็นช่วงเวลาเดียวกับคนที่นอนละเมอเกิดขึ้น ระยะนี้เป็นระยะที่โกรทฮอร์โมน และ ฮอร์โมนต่างๆ ใ้ร่างกายหลั่งออกมา

#### 2.14.4 ระยะที่ 4 ของการนอน (Rapid Eyes Movement)

ระยะนี้将有ความฝันเกิดขึ้น เป็นระยะที่มีการเปลี่ยนแปลงต่างๆ เกิดขึ้นมากมาย เช่น มีการเปลี่ยนแปลงของจังหวะและอัตราการหายใจ คลื่นสมองมีความถี่สูงขึ้นกว่าระยะก่อนๆ และเป็นระยะที่ปลุกให้ตื่นยาก ถ้าถูกปลุกให้ตื่นในช่วงของการนอนหลับฝันแล้วก็จะล้มตัวลงนอนหลับได้อย่างรวดเร็ว ช่วงหลับฝัน เป็นช่วงเวลาที่สมองมีการทำงานหนัก ไม่ยิ่งหย่อนไปกว่าเวลาตื่น สมองจะมีกระบวนการที่จะจัดการกับข้อมูลต่างๆ ที่เข้ามา แล้วทำการจัดระเบียบ ทำให้เกิดเป็นความทรงจำ ความเข้าใจ และอื่นๆ ที่มีความจำเป็นสำหรับมนุษย์เราในการดำเนินชีวิต

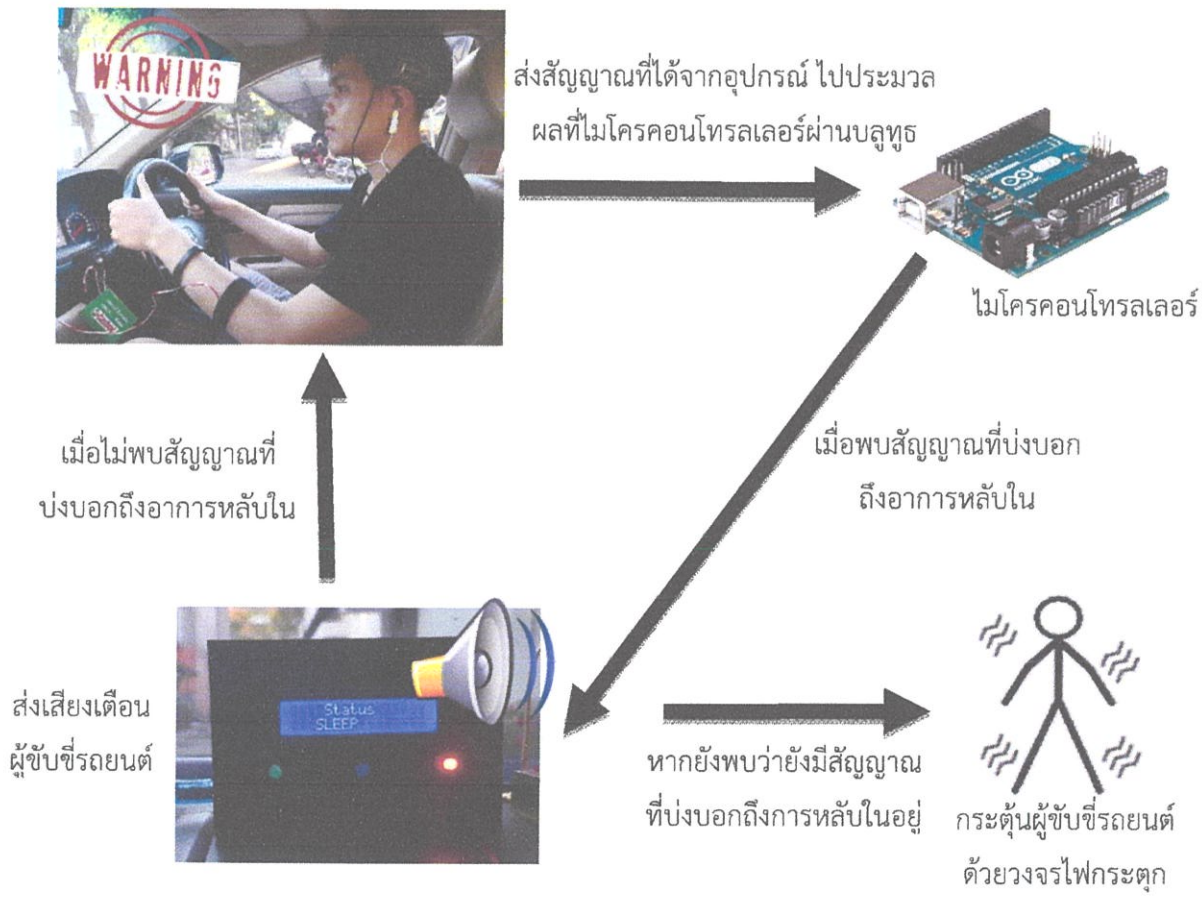
#### 2.15 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

มีงานวิจัยหลายงานที่ศึกษาเกี่ยวกับการหาวิธีป้องกันอาการหลับในขณะขับรถโดยใช้คลื่นไฟฟ้าสมอง [1] จากการศึกษาพบว่าอัตราส่วนของค่า  $(\theta + \alpha) / \beta$  มีนัยสำคัญสำหรับการตรวจสอบอาการหลับใน โดยจากเอกสารอ้างอิงที่ [2] จะสังเกตเห็นว่าค่าคลื่นไฟฟ้าสมองที่ใช้ในกระบวนการตรวจสอบอาการหลับใน จะสนใจแค่คลื่นอัลฟาเพียงอย่างเดียว โดยนำค่าเฉลี่ยของคลื่นอัลฟาในทุก ๆ 30 วินาทีมาเทียบกัน โดยการใช้กระบวนการนี้ มีประสิทธิภาพในการตรวจจับอาการหลับในเพียงแค่ 68.11% และ [3] ยังมีงานวิจัยอื่น ๆ ที่ใช้กระบวนการตรวจสอบอาการหลับในแตกต่างกันไป

### บทที่ 3

#### การออกแบบและการจัดทำปฏิญญาพันธ

อุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ มีวัตถุประสงค์เพื่อป้องกันและลดการสูญเสียบนท้องถนนที่เกิดจากอาการหลับในของผู้ขับขี่รถยนต์ ซึ่งถูกออกแบบเพื่อให้ตรวจจับได้ว่าผู้ขับขี่รถยนต์เริ่มมีอาการที่บ่งบอกว่าอาจเกิดการหลับในได้ และสามารถส่งสัญญาณแจ้งเตือนผู้ขับขี่รถยนต์ได้หากมีอาการที่บ่งบอกว่าอาจเกิดการหลับใน โดยการทำงานภาพรวมจะถูกควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ และใช้คลื่นไฟฟ้าสมองเป็นตัววิเคราะห์อาการหลับใน โดยใช้บลูทูธในการรับส่งข้อมูล จะมีไดอะแกรมของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถแสดงดังรูปที่ 3.1

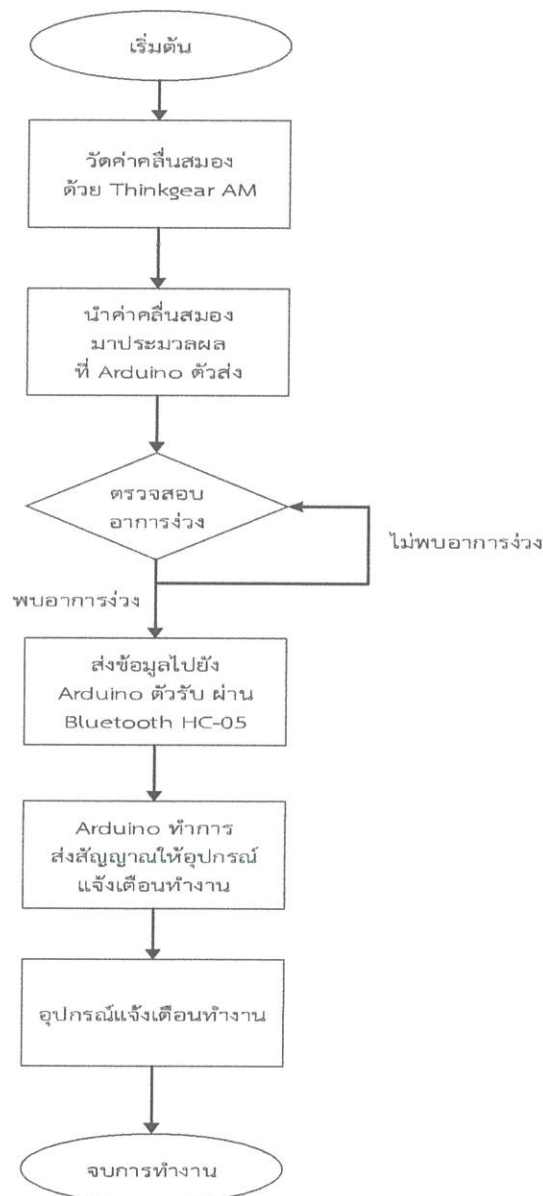


รูปที่ 3.1 ไดอะแกรมของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ

### 3.1 การออกแบบ

#### 3.1.1 ฟังก์ชันการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ

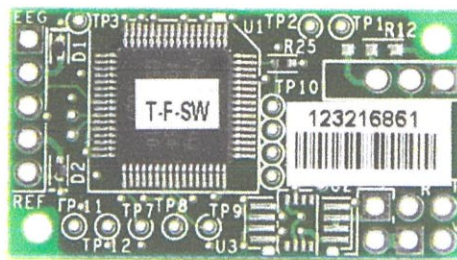
ฟังก์ชันการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ จะเป็นไปดังแสดงในรูปที่ 3.2



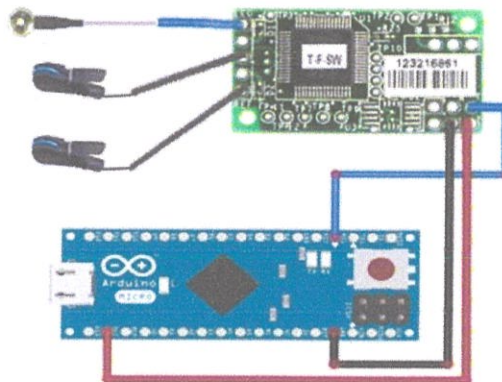
รูปที่ 3.2 ฟังก์ชันการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ

### 3.1.2 การออกแบบการใช้งาน Arduino Nano กับ Thinkgear AM

Thinkgear AM เป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดคลื่นสมองถูกออกแบบมาเพื่อให้สามารถประยุกต์ใช้กับอุปกรณ์ทั่วไปได้โดยที่อุปกรณ์นี้สามารถประมวลผลสัญญาณคลื่นสมองและแสดงผลออกมาในรูปแบบสเปคตรัม โดยเป็นการวัดผ่านตัวอิเล็กโทรด โดยต้องทำการต่อตัวอิเล็กโทรดเข้ากับขา EEG ของ Thinkgear AM และนำแรงดันไฟฟ้า 3.3 V จาก Arduino Nano ต่อเข้ากับขา V ของ Thinkgear AM โดยการจัดทำโครงงานครั้งนี้ใช้ Thinkgear AM ดังแสดงในรูปที่ 3.3 การเชื่อมต่อ Arduino Nano กับ Thinkgear AM แสดงได้ดังรูปที่ 3.4



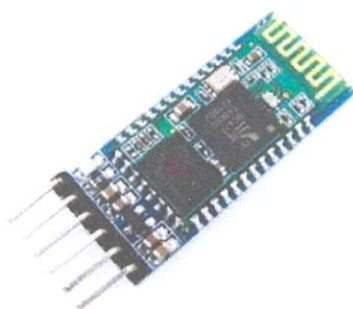
รูปที่ 3.3 Thinkgear AM



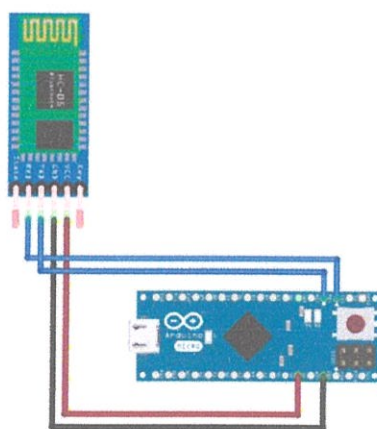
รูปที่ 3.4 การเชื่อมต่อ Arduino Nano กับ Thinkgear AM

### 3.1.3 การออกแบบการใช้งาน Arduino Nano กับ Bluetooth Module HC-05

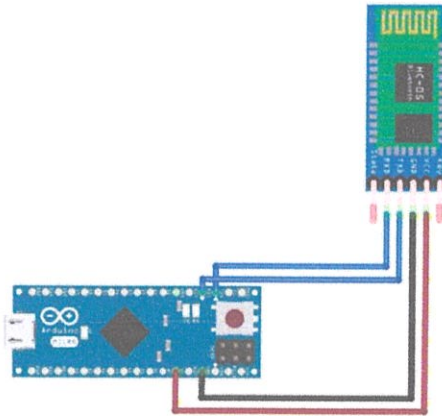
Bluetooth Module HC-05 เป็นโมดูล Bluetooth ที่ใช้งานในการเชื่อมต่อกับ สมาร์ทดีไวซ์ต่างๆ ให้สมาร์ตดีไวซ์สามารถสื่อสารกับไมโครคอนโทรเลอร์ได้ ผ่าน Serial port โมดูล รุ่น HC-05 สามารถตั้งให้ใช้งานเป็นได้ทั้งโหมด Master และโหมด Slave การตั้งค่าต่างๆ เช่น ชื่อ อุปกรณ์ รหัสผ่าน ทำได้ผ่าน AT Command ซึ่งจะต้องมีการต่อขาพิเศษเพื่อให้โมดูลเข้าโหมดการ ตั้งค่าหรือกดปุ่มบนโมดูลค้างไว้ โดยการจัดทำโครงงานครั้งนี้ใช้ Bluetooth Module HC-05 ดัง แสดงในรูปที่ 3.5 การเชื่อมต่อ Arduino Nano กับ Bluetooth Module HC-05 ตัวรับ แสดงได้ ดังรูปที่ 3.6 การเชื่อมต่อ Arduino Nano กับ Bluetooth Module HC-05 ตัวส่ง แสดงได้ดัง รูปที่ 3.7



รูปที่ 3.5 Bluetooth Module HC-05



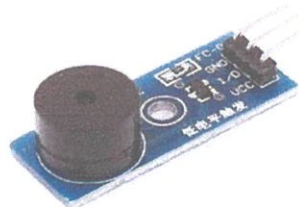
รูปที่ 3.6 การเชื่อมต่อ Arduino Nano กับ Bluetooth Module HC-05 ตัวรับ



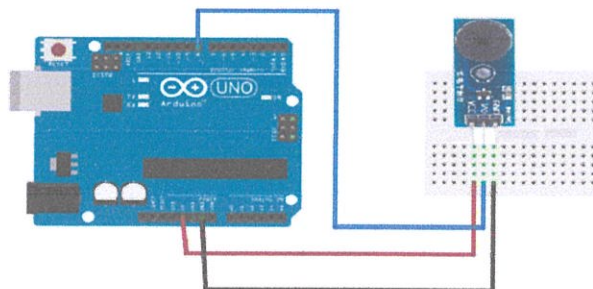
รูปที่ 3.7 การเชื่อมต่อ Arduino Nano กับ Bluetooth Module HC-05 ตัวส่ง

### 3.1.4 การออกแบบการใช้งาน Arduino UNO R3 กับ Buzzer

อุปกรณ์ส่งสัญญาณแจ้งเตือนด้วยเสียง (Buzzer) แสดงดังรูปที่ 3.8 สามารถสร้างเสียงแจ้งเตือนได้อย่างง่าย ๆ เพียงแค่จ่ายไฟเลี้ยง 3.3 - 5V เข้าไปที่ ขา I/O โมดูลนี้ โดยมีทรานซิสเตอร์เบอร์ 9012 ช่วยขยายสัญญาณจึงมีความดังเป็นพิเศษ โดยสามารถทำการเชื่อมต่อ Arduino กับ Buzzer ได้ดังรูป 3.9 คือ 1.VCC ต่อกับไฟเลี้ยง 3.3 V-5 V สามารถต่อจาก pin 3.3V หรือ 5V จากบอร์ด Arduino ได้เลย 2.GND ต่อกับ GND 3.I/O ต่อกับ Pin digital ของบอร์ด Arduino



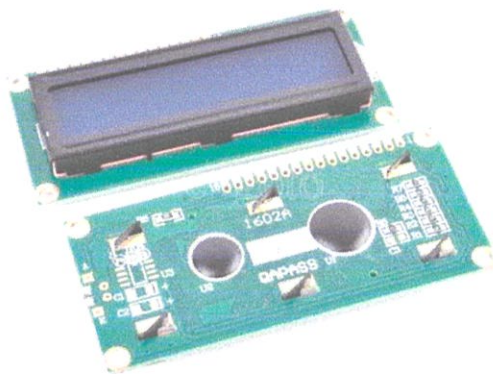
รูปที่ 3.8 อุปกรณ์ส่งสัญญาณแจ้งเตือนด้วยเสียง (Buzzer)



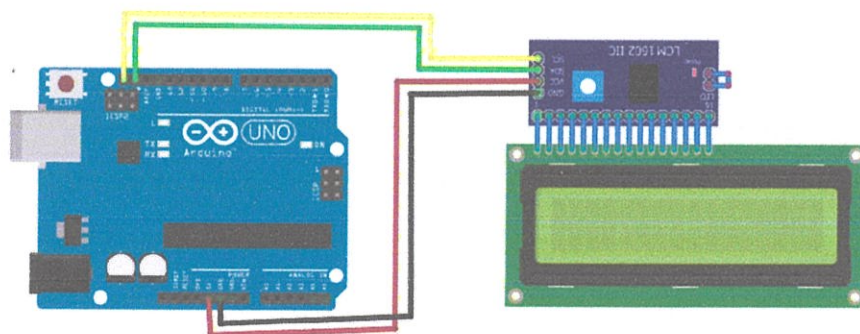
รูปที่ 3.9 การเชื่อมต่อ Arduino UNO R3 กับ Buzzer

### 3.1.5 การออกแบบการใช้งาน Arduino UNO R3 กับ LCD Display

LCD Display แสดงได้ดังรูปที่ 3.10 ที่มีการเชื่อมแบบ I2C นั้นมีขาในการเชื่อมต่อเพียง 4 ขา (แบบ Parallel ใช้ 16 ขา) ซึ่งทำให้ใช้งานได้ง่ายและสะดวกมากยิ่งขึ้น ในการควบคุมหรือสั่งงาน โดยทั่วไปจอ LCD จะมีส่วนควบคุม (Controller) อยู่ในตัวแล้ว ผู้ใช้สามารถส่งรหัสคำสั่งสำหรับควบคุมการทำงานของจอ LCD (I2C) เช่นเดียวกันกับจอ LCD แบบธรรมดา พุดง่าย ๆ คือรหัสคำสั่งที่ใช้ในการควบคุมนั้นเหมือนกัน แต่ต่างกันตรงที่รูปแบบในการรับส่งข้อมูล 1.ขา GND เป็น Ground ใช้ต่อระหว่าง Ground ของระบบ Microcontroller กับ LCD 2. VCC เป็นไฟเลี้ยงวงจรที่ป้อนให้กับ LCD มีขนาด +5VDC 3. SDA (Serial Data) เป็นขาที่ใช้ในการรับส่งข้อมูล 4. SCL (Serial Clock) เป็นขาสัญญาณนาฬิกาในการรับส่งข้อมูล การเชื่อมต่อ Arduino UNO R3 กับ LCD Display แสดงได้ดังรูปที่ 3.11



รูปที่ 3.10 LCD Display



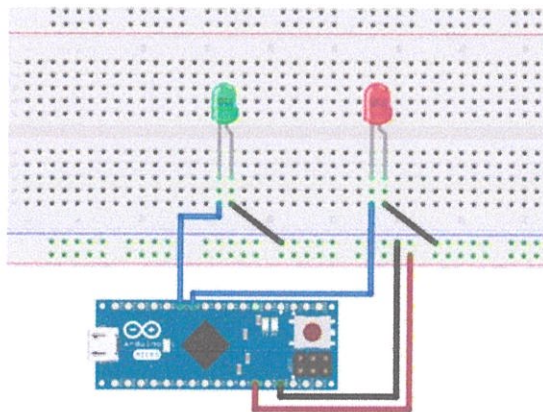
รูปที่ 3.11 การเชื่อมต่อ Arduino UNO R3 กับ LCD Display

### 3.1.6 การออกแบบการใช้งาน Arduino Nano กับ หลอด LED

หลอด LED หรือไดโอดเปล่งแสง โครงสร้างประกอบไปด้วยสารกึ่งตัวนำสองชนิด สารกึ่งตัวนำชนิด N และสารกึ่งตัวนำชนิด P ประกบเข้าด้วยกัน มีผิวข้างหนึ่งเรียบคล้ายกระจกเมื่อจ่ายไฟฟ้ากระแสตรงผ่านตัว LED โดยจ่ายไฟบวกให้ขาแอนโนด (A) จ่ายไฟลบให้ขาแคโทด (K) ทำให้อิเล็กตรอนที่สารกึ่งตัวนำชนิด N มีพลังงานสูงขึ้น จนสามารถวิ่งข้ามรอยต่อจากสารชนิด N ไปรวมกับโฮลในสารชนิด P การที่อิเล็กตรอนเคลื่อนที่ผ่านรอยต่อ PN ทำให้เกิดกระแสไหล เป็นผลให้ระดับพลังงานของอิเล็กตรอนเปลี่ยนไปและคายพลังงานออกมาในรูปคลื่นแสง โดยการจัดทำโครงการครั้งนี้ใช้หลอด LED ดังแสดงในรูปที่ 3.12 การเชื่อมต่อ Arduino กับ หลอด LED แสดงได้ดังรูปที่ 3.13



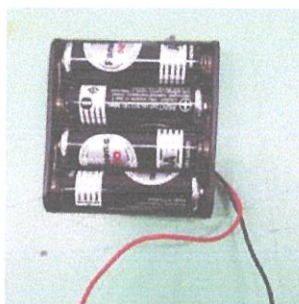
รูปที่ 3.12 หลอด LED



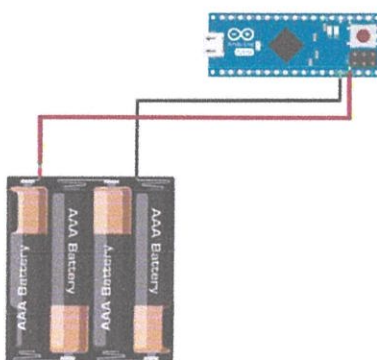
รูปที่ 3.13 การเชื่อมต่อ Arduino Nano กับ หลอด LED

### 3.1.7 การออกแบบการใช้งาน Arduino Nano กับ Battery

Battery เป็นอุปกรณ์ที่ประกอบด้วย เซลล์ไฟฟ้าเคมีหนึ่งเซลล์หรือมากกว่าที่มีการเชื่อมต่อภายนอกเพื่อให้กำลังงานกับอุปกรณ์ไฟฟ้า แบตเตอรี่มีขั้วบวก (Cathode) และขั้วลบ (Anode) ขั้วที่มีเครื่องหมายบวกจะมีพลังงานศักย์ไฟฟ้าสูงกว่าขั้วที่มีเครื่องหมายลบ ขั้วที่มีเครื่องหมายลบคือแหล่งที่มาของอิเล็กตรอนที่เมื่อเชื่อมต่อกับวงจรภายนอกแล้วอิเล็กตรอนเหล่านี้จะไหลและส่งมอบพลังงานให้กับอุปกรณ์ภายนอก เมื่อแบตเตอรี่เชื่อมต่อกับวงจรภายนอก สารอิเล็กโทรไลต์มีความสามารถที่จะเคลื่อนที่โดยทำตัวเป็นไอออน ยอมให้ปฏิกิริยาทางเคมีทำงานแล้วเสร็จในขั้วไฟฟ้าที่อยู่ห่างกัน เป็นการส่งมอบพลังงานให้กับวงจรภายนอก การเคลื่อนไหวของไอออนเหล่านั้นที่อยู่ในแบตเตอรี่ทำให้เกิดกระแสไหลออกจากแบตเตอรี่เพื่อปฏิบัติงาน โดยการจัดทำโครงการครั้งนี้ใช้ Battery ดังแสดงในรูปที่ 3.14 การเชื่อมต่อ Arduino Nano กับ Battery แสดงได้ดังรูปที่ 3.15



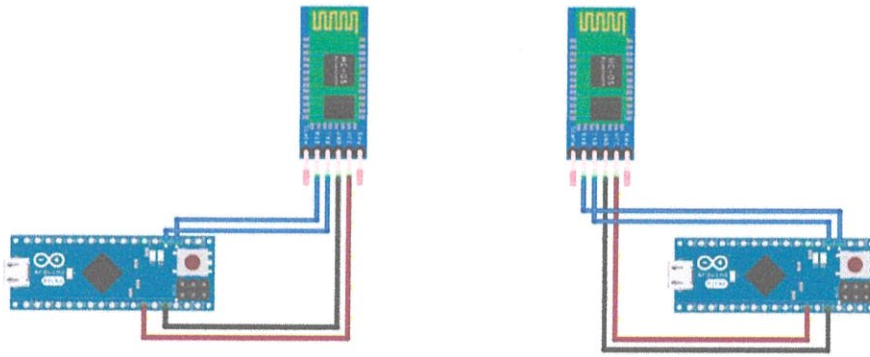
รูปที่ 3.14 Battery



รูปที่ 3.15 การเชื่อมต่อ Arduino Nano กับ Battery

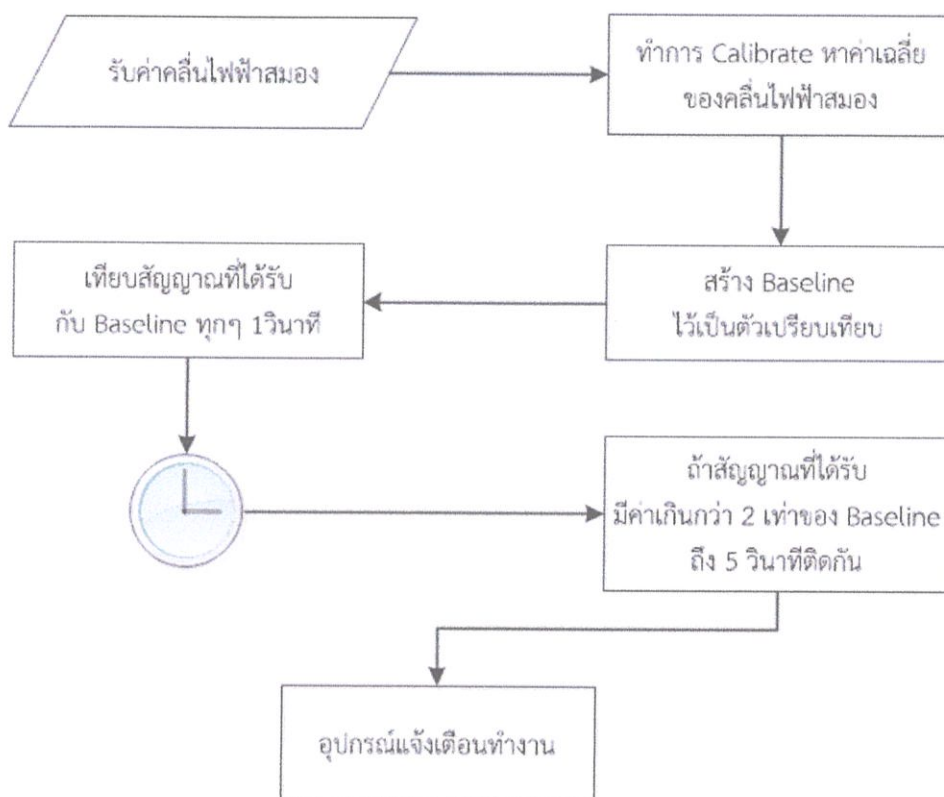
### 3.1.8 การออกแบบการใช้งาน Bluetooth Module HC-05ระหว่างตัวส่งและรับ

Bluetooth Module HC-05 สามารถตั้งให้ใช้งานเป็นได้ทั้งโหมด Master และโหมด Slave ดังนั้นวิธีการเชื่อมต่อกันระหว่าง Bluetooth Module HC-05 กับ Bluetooth Module HC-05 สามารถทำได้โดยทำการตรวจสอบสถานะการทำงานของบลูทูธแต่ละตัวก่อนว่าเป็น master หรือ slave หลังจากนั้นทำการตั้งค่าสถานะบลูทูธตัวแรกให้เป็น master และทำการตั้งค่าสถานะบลูทูธตัวที่สองให้เป็น slave หลังจากนั้นทำการเชื่อมต่อบลูทูธทั้งสองตัวโดยการสั่งคำสั่งผ่านทางหน้าต่าง Serial Monitor ของโปรแกรม Arduino IDE โดยการเชื่อมต่อระหว่าง Bluetooth Module HC-05 กับ Bluetooth Module HC-05 ได้แสดงดังรูปที่ 3.16



รูปที่ 3.16 การเชื่อมต่อระหว่าง Bluetooth Module HC-05 ตัวส่ง  
กับ Bluetooth Module HC-05 ตัวรับ

3.1.9 บล็อกไดอะแกรมการทำงานของ การตรวจจับอากาศหลักใน  
 บล็อกไดอะแกรมการทำงานของ การตรวจจับอากาศหลักใน จะแสดงรูปที่ 3.17



รูปที่ 3.17 ผังการออกแบบไดอะแกรมของ การตรวจจับอากาศหลักใน

### 3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง

1. Arduino Nano	1	ตัว
2. Arduino UNO R3	1	ตัว
3. Module Bluetooth HC-05	2	ตัว
4. Thinkgear AM	1	ตัว
5. อุปกรณ์ส่งสัญญาณแจ้งเตือนด้วยเสียง (Buzzer)	1	ตัว
6. Battery 1.5V	4	ก้อน
7. LCD Display	1	จอ
8. หลอด LED	3	หลอด
9. วงจรไฟกระตุก	1	วงจร
10. โปรแกรม Arduino IDE		

### 3.3 การจัดเก็บผลการทดลอง

#### 3.3.1 ทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ Thinkgear AM

ส่วนนี้จะเชื่อมต่อ Arduino Nano กับ Thinkgear AM เข้าด้วยกันโดยวงจรการเชื่อมต่อแสดงดังรูปที่ 3.4 หลังจากนั้นทำการติดตั้งตัวอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ในการวัดค่า EEG กับผู้ทำการทดลองให้ถูกต้องตามตำแหน่งที่เหมาะสมซึ่งตัวอิเล็กทรอนิกส์ จะเป็นตัวนำข้อมูลของคลื่นสมองมาประมวลผลที่ Thinkgear AM หลังจากนั้น Thinkgear AM จะส่งข้อมูลให้กับ Arduino Nano ซึ่งเราสามารถนำข้อมูลนั้นมาแสดงผลผ่านหน้าต่าง Serial Monitor ของโปรแกรม Arduino IDE ได้

#### 3.3.2 ทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ Bluetooth Module HC-05

ส่วนนี้จะทำการเชื่อมต่อ Arduino Nano กับ Bluetooth Module HC-05 ทั้งตัวรับและตัวส่ง โดยวงจรการเชื่อมต่อระหว่าง Arduino Nano กับ Bluetooth Module HC-05 ตัวรับจะแสดงดังรูปที่ 3.6 และ Arduino Nano กับ Bluetooth Module HC-05 ตัวส่งจะแสดงดังรูปที่ 3.7 โดยผลลัพธ์ของการทดสอบสามารถแสดงแสดงผลผ่านหน้าต่าง Serial Monitor ของโปรแกรม Arduino IDE ได้

### 3.3.3 ทดสอบการทำงานของ Arduino UNO R3 กับ Buzzer

ส่วนนี้จะทำการเชื่อมต่อ Arduino UNO R3 กับ อุปกรณ์ส่งสัญญาณแจ้งเตือนด้วยเสียง (Buzzer) เข้าด้วยกัน โดยวงจรการเชื่อมต่อแสดงดังรูปที่ 3.9 ซึ่งถ้าการทำงานของวงจรไม่มีปัญหาอะไร เมื่อเชื่อมต่อกันตามวงรดังกล่าวแล้ว อุปกรณ์ Buzzer จะส่งเสียงแจ้งเตือนออกมา

### 3.3.4 ทดสอบการทำงานของ Arduino UNO R3 กับ LCD Display

ส่วนนี้จะทำการเชื่อมต่อ Arduino UNO R3 กับ LCD Display เข้าด้วยกัน โดยวงจรการเชื่อมต่อแสดงดังรูปที่ 3.11 ซึ่งถ้าการทำงานของวงจรไม่มีปัญหาอะไร เมื่อเชื่อมต่อกันตามวงรดังกล่าวแล้ว พื้นหลังของจอ LCD จะสว่างขึ้นมา และเมื่อเราลองใช้คำสั่งจากโปรแกรม Arduino IDE ให้ส่งคำสั่งไปสั่งหน้าจอ LCD ขึ้นข้อความอะไรก็ได้ตามที่ต้องการ

### 3.3.5 ทดสอบการทำงานของ Arduino กับ หลอด LED

ส่วนนี้จะทำการเชื่อมต่อ Arduino กับ หลอด LED เข้าด้วยกัน โดยวงจรการเชื่อมต่อแสดงดังรูปที่ 3.13 ซึ่งถ้าการทำงานของวงจรไม่มีปัญหาอะไร เมื่อเชื่อมต่อกันตามวงรดังกล่าวแล้ว แสงของหลอด LED จะต้องสว่างขึ้นมา

### 3.3.6 ทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ Battery

ส่วนนี้จะทำการเชื่อมต่อ Arduino Nano กับ Battery เข้าด้วยกัน โดยวงจรการเชื่อมต่อแสดงดังรูปที่ 3.15 ซึ่งถ้าการทำงานของวงจรไม่มีปัญหาอะไร เมื่อเชื่อมต่อกันตามวงรดังกล่าวแล้ว Arduino Nano จะสามารถใช้งานได้ สังเกตได้โดยจะมีไฟขึ้นที่ปุ่ม power

### 3.3.7 ทดสอบการทำงานของ Bluetooth Module HC-05 ระหว่างตัวส่งและรับ

ส่วนนี้จะทดสอบการทำงานของ Bluetooth Module HC-05 ระหว่างตัวส่งและรับ สามารถทำได้โดยเมื่อทดสอบการทำงานของ Bluetooth Module HC-05 ทั้งสองตัวเสร็จแล้วตามการจัดเก็บผลการทดลองที่ 3.3.2 หลังจากนั้นจะทดสอบการเชื่อมต่อกันและผลลัพธ์ของการเชื่อมต่อกันของ Bluetooth Module HC-05 ทั้งสองผ่านหน้าต่าง Serial Monitor ของโปรแกรม Arduino IDE ได้

### 3.3.8 ทดสอบการวัดค่าคลื่นไฟฟ้าสมอง

ส่วนนี้จะทดสอบการวัดค่าคลื่นไฟฟ้าสมอง โดยจะทดสอบทั้งในผู้ทดสอบที่เป็นทั้งเพศชายและเพศหญิง เพศละ 2 คน เพื่อดูความแตกต่างของค่าคลื่นไฟฟ้าสมองที่ความถี่ต่างๆ ขณะที่อยู่ในสภาวะเปิดตาและปิดตา แล้วนำมาค่ามาเปรียบเทียบกัน

### 3.3.9 ทดสอบกระบวนการตรวจจับอาการหลับใน

ส่วนนี้จะทดสอบกระบวนการตรวจจับอาการหลับใน โดยจากหัวข้อที่ 2.15 นั้น จะทำการทดสอบกระบวนการตรวจจับอาการหลับในโดยใช้อัตราส่วนของค่า  $(\theta + \alpha) / \beta$  เป็นตัววิเคราะห์ว่าผู้ทดสอบกำลังอยู่ในสภาวะปกติหรือมีอาการที่บ่งบอกว่ากำลังจะหลับใน ซึ่งแบ่งออกเป็นสองส่วนคือการทดสอบในเพศชายและการทดสอบในเพศหญิง เพื่อวิเคราะห์ว่ากระบวนการตรวจจับอาการหลับในที่ใช้นั้น สามารถใช้งานได้มีประสิทธิภาพ

### 3.3.10 ทดสอบติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับระหว่างการขับรถในสำหรับการใช้งานจริง

ส่วนนี้จะทดสอบติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับระหว่างการขับรถในสำหรับการใช้งานจริง ทำการทดสอบโดยติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับใน ทั้งในส่วนของอุปกรณ์ตรวจจับอาการหลับในและอุปกรณ์ส่งสัญญาณแจ้งเตือนผู้ขับขี่รถยนต์ โดยทำการติดตั้งอุปกรณ์แจ้งเตือนผู้ขับขี่รถยนต์ไว้ที่บริเวณคอนโซลหน้ารถเพื่อสะดวกต่อการมองเห็นสถานะของอุปกรณ์ ซึ่งสามารถเชื่อมต่อไฟฟ้าจากช่อง USB ของรถยนต์มาจ่ายไฟให้กับอุปกรณ์แจ้งเตือนผู้ขับขี่รถยนต์ได้เลย และติดตั้ง อุปกรณ์ตรวจจับอาการหลับในให้ถูกต้องตามรูป โดยที่ต้องทำการหนีบตัว Reference ไว้ที่หูทั้งสองข้าง และแนบตัวอิเล็กทรอนิกส์ไว้ให้ติดกับหน้าผาก เพื่อให้ได้ผลการวัดคลื่นไฟฟ้าสมองที่ออกมา มีประสิทธิภาพในการใช้งานมากที่สุด

### 3.3.11 ทดสอบว่าอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถสามารถใช้งานได้จริง

ส่วนนี้ทดสอบว่าอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถสามารถใช้งานได้จริง โดยในการทดสอบได้แบ่งการทดสอบออกเป็น 3 ส่วน ส่วนที่1 คือตอนที่ต้องการ Calibrate อุปกรณ์ ส่วนที่2 คือตอนที่ผู้ขับขีรถยนต์อยู่ในสภาวะปกติ และส่วนสุดท้ายคือตอนที่ผู้ขับขีรถยนต์อยู่ในอาการที่บ่งบอกว่าอาจเกิดอาการหลับในได้

### 3.3.12 ทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ

ส่วนนี้ทดสอบประสิทธิภาพอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถโดยจะทดสอบกับผู้ทดสอบที่เป็นเพศชายกับผู้ทดสอบที่เป็นเพศหญิง เพศละ10คน โดยแบ่งการทดสอบออกเป็น 4 ครั้ง ครั้งละ 10 นาที โดยในครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 จะเป็นการทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติ และครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 จะเป็นการทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะหลับตา

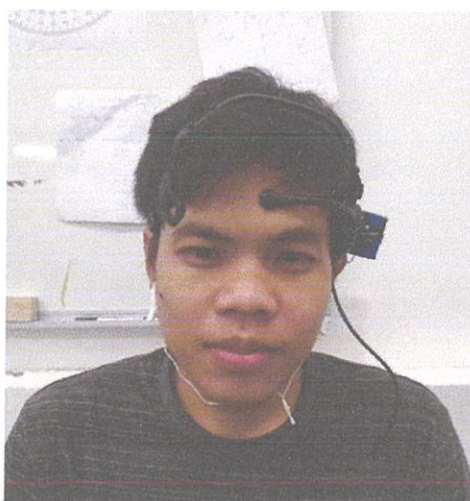
## บทที่ 4

### ผลการทดลอง

ในส่วนของบทนี้จะแสดงผลทดสอบการทำงานของอุปกรณ์ต่างๆ รวมถึงภาพรวมการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ ทั้งในส่วนของ การตรวจจับอาการหลับใน และส่วนแจ้งเตือนผู้ขับขี่รถยนต์

#### 4.1 ผลทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ Thinkgear AM

จากการศึกษาเกี่ยวกับค่าคลื่นไฟฟ้าสมอง สัญญาณที่วัดได้จากอุปกรณ์ Thinkgear AM ที่ดี ควรจะมีค่า Signal Strength เป็น 0 ซึ่งเป็นตัวบ่งบอกถึงคุณภาพของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่วัดได้ โดยการที่จะทำให้ค่า Signal Strength เป็น 0 ได้นั้น ต้องทำให้มีสัญญาณรบกวนขณะทำการวัดคลื่นไฟฟ้าสมองน้อยที่สุด สามารถทำได้โดยการติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถให้ถูกต้อง คือตัวอิเล็กทรอนิกส์ต้องแนบกับหน้าผาก และที่หนีบ Reference ต้องหนีบติดกับตึงหู แสดงได้ดังรูปที่ 4.1 และหลีกเลี่ยงสัญญาณรบกวนที่เกิดจากอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ ซึ่งค่าสัญญาณของคลื่นสมองที่ได้รับมาจากอุปกรณ์ Thinkgear AM นั้น จะแบ่งเป็น 11 ค่า คือ signal strength, attention, meditation, delta, theta, low alpha, high alpha, low beta, high beta, low gamma และ high gamma



รูปที่ 4.1 การสวมใส่อุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในที่ถูกต้อง

#### 4.1.1 ผลทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ Thinkgear AM ขณะที่ไม่ได้ทำการติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในให้ถูกต้อง

ผลทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ Thinkgear AM ขณะที่ไม่ได้ทำการติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในให้ถูกต้อง สามารถแสดงผลได้ผ่านทางหน้าต่าง Serial Monitor ของโปรแกรม Arduino IDE ดังรูปที่ 4.2 ซึ่งค่าสัญญาณของคลื่นสมองที่ได้รับมาจากอุปกรณ์ Thinkgear AM นั้น จะแบ่งเป็น 11 ค่า คือ signal strength, attention, meditation, delta, theta, low alpha, high alpha, low beta, high beta, low gamma และ high gamma เรียงจากซ้ายไปขวาตามลำดับ

COM3

```

200 0,0,658652,278082,61351,172144,79987,110111,125794,44421.
80 0,0,740683,319729,403809,353581,503896,395095,192414,86244.
54 0,0,150772,196840,50099,39496,104413,28544,5136,6534.
54 0,0,328099,20723,14094,5147,3884,3475,728,614.
54 0,0,258089,198532,174371,151111,297285,311711,102799,41414.
200 0,0,744488,804304,386070,90417,112958,211631,24013,37485.
200 0,0,227651,206107,18808,31404,58030,29046,6605,7417.
200 0,0,1007166,1428774,418412,1326068,1562399,612820,161603,109512.
200 0,0,991989,1583916,344765,88797,261518,224553,62922,101211.
54 0,0,139300,147653,77241,100098,160240,156583,20292,9114.
54 0,0,1984835,117502,125999,53477,77890,53298,14277,18369.
54 0,0,578674,529125,154728,152991,330491,600942,137966,55861.
80 0,0,1262348,226808,102180,118680,149681,129071,32699,20119.
200 0,0,523962,572241,444464,336290,285805,194527,45034,27478.
200 0,0,105001,72462,11129,37790,32209,35671,4449,4445.
200 0,0,2383656,515185,24224,78545,262560,62324,25834,18102.
200 0,0,1638847,2009707,478664,332303,371532,633381,139848,76157.
200 0,0,550467,629369,401777,590133,610133,653160,157788,148268.

```

รูปที่ 4.2 ผลทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ Thinkgear AM ขณะที่ไม่ได้ทำการติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในให้ถูกต้อง

จากรูปที่ 4.2 ผลทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ Thinkgear AM ขณะที่ไม่ได้ทำการติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในให้ถูกต้อง จะสังเกตเห็นว่าตัวเลขในตำแหน่งแรกของแต่ละแถวของคลื่นไฟฟ้าสมองที่ได้รับมาจากอุปกรณ์ Thinkgear AM มีค่าไม่เป็น 0 ซึ่งนั่นก็คือค่าของ Signal Strength หมายความว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่วัดได้ขณะที่ยังไม่ได้ทำการติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในให้ถูกต้องนั้น ไม่สามารถนำไปใช้งานจริงได้

#### 4.1.2 ผลทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ Thinkgear AM ขณะที่ทำการติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในให้ถูกต้อง

ผลทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ Thinkgear AM ขณะที่ทำการติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในให้ถูกต้อง สามารถแสดงผลได้ผ่านทางหน้าต่าง Serial Monitor ของโปรแกรม Arduino IDE ดังรูปที่ 4.2 ซึ่งค่าสัญญาณของคลื่นสมองที่ได้รับมาจากอุปกรณ์ Thinkgear AM นั้น จะแบ่งเป็น 11 ค่า คือ signal strength, attention, meditation, delta, theta, low alpha, high alpha, low beta, high beta, low gamma และ high gamma เรียงจากซ้ายไปขวาตามลำดับ

```

COM5
0, 50, 44, 124559, 13273, 1673, 2076, 2419, 2918, 1312, 2345.
0, 57, 50, 503988, 117799, 14195, 17390, 15608, 7388, 3175, 6448.
0, 61, 38, 92010, 16340, 2701, 2297, 809, 1738, 990, 3434.
0, 57, 51, 193991, 38230, 25181, 3038, 1605, 982, 1303, 2589.
0, 48, 53, 159435, 32384, 4919, 3189, 2918, 2690, 1448, 1361.
0, 64, 60, 364929, 17590, 2621, 11430, 8924, 6033, 3550, 9400.
0, 51, 51, 421054, 111250, 6109, 6619, 3682, 3575, 3723, 1964.
0, 43, 44, 108376, 71037, 19289, 7665, 1846, 484, 1101, 1404.
0, 47, 41, 334125, 99440, 5981, 13647, 7149, 10216, 4849, 4729.
0, 23, 35, 959905, 174664, 39628, 5898, 11257, 4127, 2124, 11039.
0, 34, 51, 156325, 85869, 39276, 10353, 7089, 7138, 3426, 4986.
0, 54, 43, 1744164, 211406, 22115, 16429, 23477, 10723, 3624, 8404.
0, 51, 44, 72635, 8822, 1869, 359, 953, 649, 453, 366.
0, 57, 41, 338616, 91844, 7778, 9133, 4535, 3974, 4184, 1805.
0, 54, 29, 3059931, 204608, 22598, 17478, 6235, 7990, 3120, 6081.
0, 54, 38, 85982, 8312, 2366, 1172, 1715, 469, 349, 566.
0, 67, 37, 34166, 32167, 6425, 3844, 14592, 9900, 3792, 5953.
0, 74, 41, 282353, 63450, 17007, 4514, 6385, 4814, 2026, 1050.
  
```

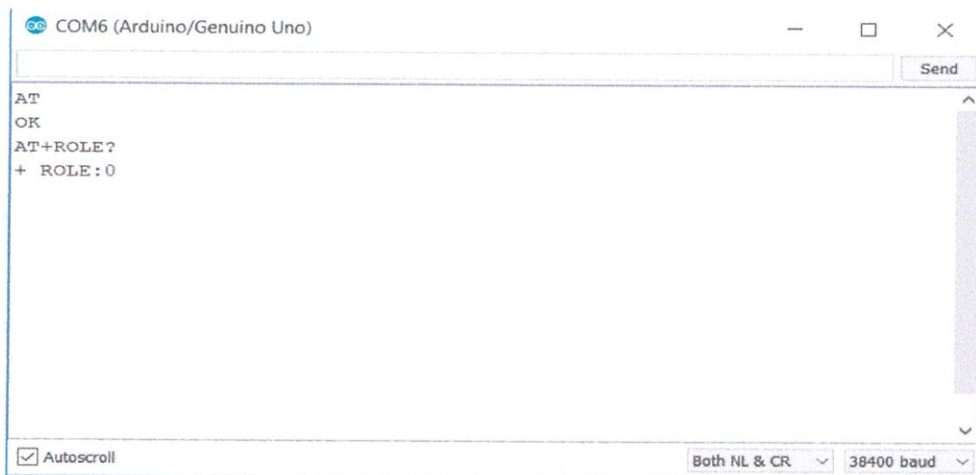
รูปที่ 4.3 ผลทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ Thinkgear AM ขณะที่ทำการติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในให้ถูกต้อง

จากรูปที่ 4.3 ผลทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ Thinkgear AM ขณะที่ทำการติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในให้ถูกต้อง จะสังเกตเห็นว่าตัวเลขในตำแหน่งแรกของแต่ละแถวของคลื่นไฟฟ้าสมองที่ได้รับมาจากอุปกรณ์ Thinkgear AM มีค่าไม่เป็น 0 ซึ่งนั่นก็คือค่าของ Signal Strength หมายความว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่วัดได้ขณะที่ทำการติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในให้ถูกต้องนั้น สามารถนำไปใช้งานได้

## 4.2 ผลทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ Bluetooth Module HC-05

### 4.2.1 ผลทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ Module Bluetooth HC-05 ตัวรับ

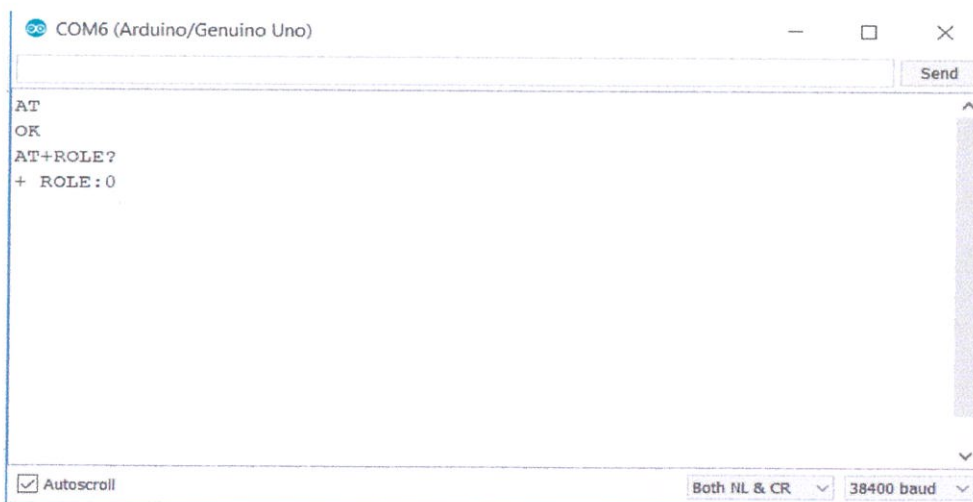
การทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ Bluetooth Module HC-05 ตัวรับนั้นสามารถทำได้โดย ทำการตรวจสอบสถานะการทำงานของบลูทูธก่อนว่าเป็น master หรือ slave ดังแสดงในรูปที่ 4.4 หลังจากนั้นก็ทำการตั้งค่าสถานะบลูทูธให้เป็น slave ได้ผลลัพธ์ดังแสดงในรูปที่ 4.5



```

COM6 (Arduino/Genuino Uno)
Send
AT
OK
AT+ROLE?
+ ROLE:0
Autoscroll Both NL & CR 38400 baud
  
```

รูปที่ 4.4 ผลลัพธ์ของการตรวจสอบสถานะการทำงานของบลูทูธ



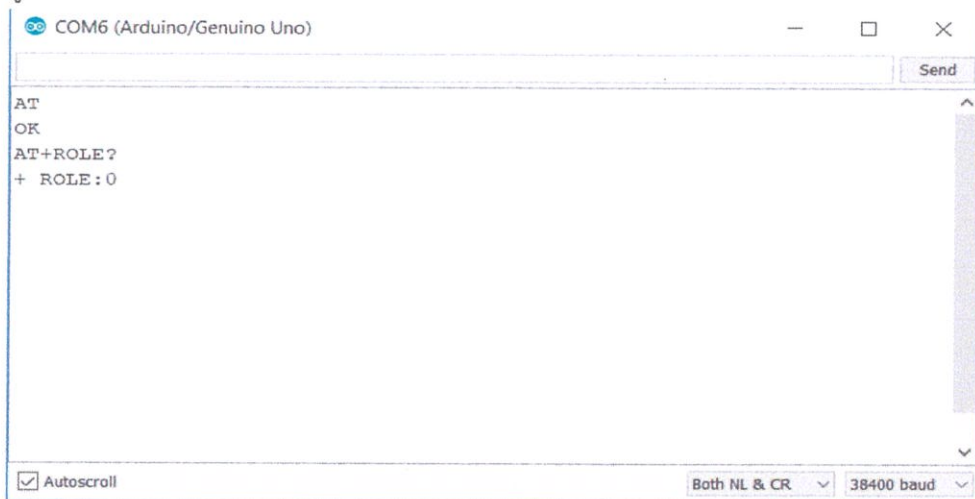
```

COM6 (Arduino/Genuino Uno)
Send
AT
OK
AT+ROLE=0
+ ROLE:0
Autoscroll Both NL & CR 38400 baud
  
```

รูปที่ 4.5 ผลลัพธ์ของการตั้งค่าสถานะบลูทูธให้เป็น slave

## 4.2.2 ผลทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ Bluetooth Module HC-05 ตัวส่ง

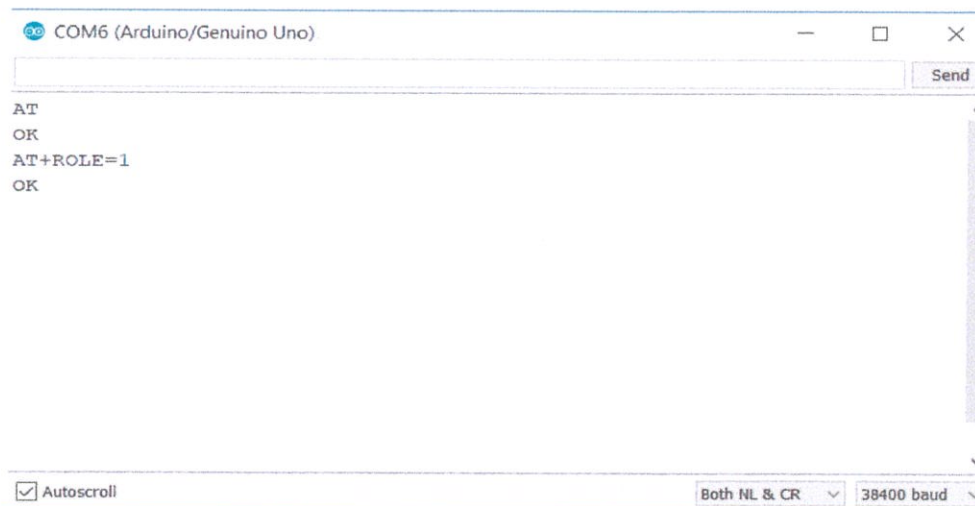
การทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ Bluetooth Module HC-05 ตัวส่งนั้นสามารถทำได้โดย ทำการตรวจสอบสถานะการทำงานของบลูทูธก่อนว่าเป็น master หรือ slave ดังแสดงในรูปที่ 4.6 หลังจากนั้นก็ทำการตั้งค่าสถานะบลูทูธให้เป็น master ได้ผลลัพธ์ดังแสดงในรูปที่ 4.7



```

COM6 (Arduino/Genuino Uno)
Send
AT
OK
AT+ROLE?
+ ROLE: 0
Autoscroll Both NL & CR 38400 baud
  
```

รูปที่ 4.6 ผลลัพธ์ของการตรวจสอบสถานะการทำงานของบลูทูธ



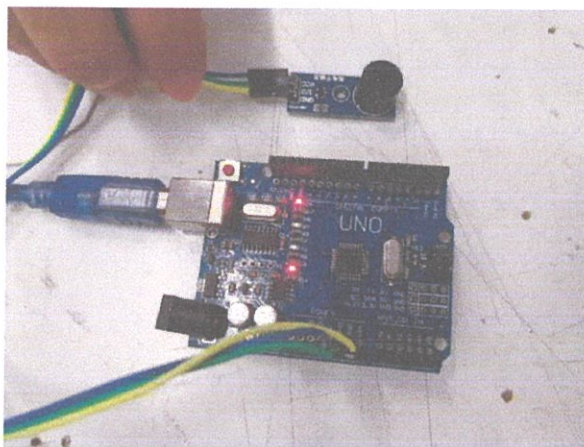
```

COM6 (Arduino/Genuino Uno)
Send
AT
OK
AT+ROLE=1
OK
Autoscroll Both NL & CR 38400 baud
  
```

รูปที่ 4.7 ผลลัพธ์ของการตั้งค่าสถานะบลูทูธให้เป็น master

### 4.3 ผลทดสอบการทำงานของ Arduino UNO R3 กับ Buzzer

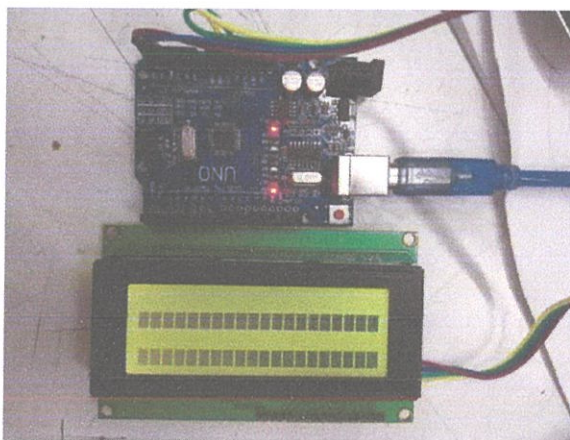
ผลลัพธ์ของการทดสอบการทำงานของ Arduino UNO R3 กับ อุปกรณ์ส่งสัญญาณแจ้งเตือนด้วยเสียง (Buzzer) หลังจากต่อวงจรการเชื่อมต่อให้ถูกต้อง สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.8 โดยเมื่อเชื่อมต่อกันแล้ว และตั้งค่าให้ Buzzer ทำงาน จะมีเสียงแจ้งเตือนดังออกมาจาก Buzzer



รูปที่ 4.8 ผลลัพธ์ของการทดสอบการทำงานของ Arduino UNO R3 กับ Buzzer

### 4.4 ผลทดสอบการทำงานของ Arduino UNO R3 กับ LCD Display

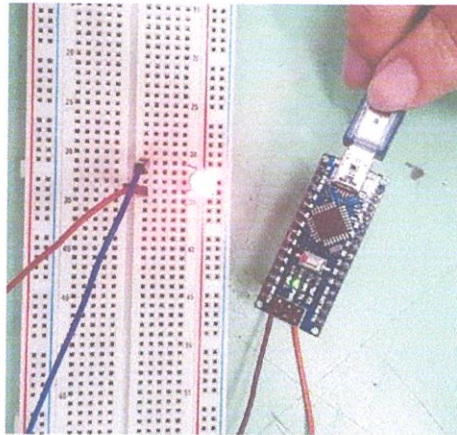
ผลลัพธ์ของการทดสอบการทำงานของ Arduino UNO R3 กับ LCD Display หลังจากต่อวงจรการเชื่อมต่อให้ถูกต้อง สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.9 โดยจะสังเกตเห็นว่า หน้าจอ LCD เริ่มสว่างขึ้นมา พร้อมทั้งจะแสดงผล



รูปที่ 4.9 ผลลัพธ์ของการทดสอบการทำงานของ Arduino UNO R3 กับ LCD Display

#### 4.5 ผลทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ หลอด LED

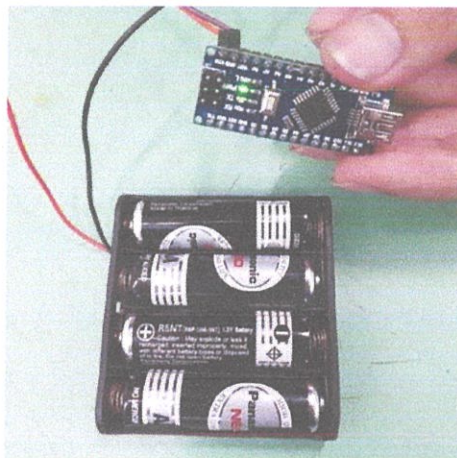
ผลลัพธ์ของการทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ หลอด LED หลังจากต่อวงจรการเชื่อมต่อให้ถูกต้อง สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.10 โดยจะสังเกตเห็นว่า หลอด LED มีแสงสว่างติดขึ้นมา



รูปที่ 4.10 ผลลัพธ์ของการทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ หลอด LED

#### 4.6 ผลทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ Battery

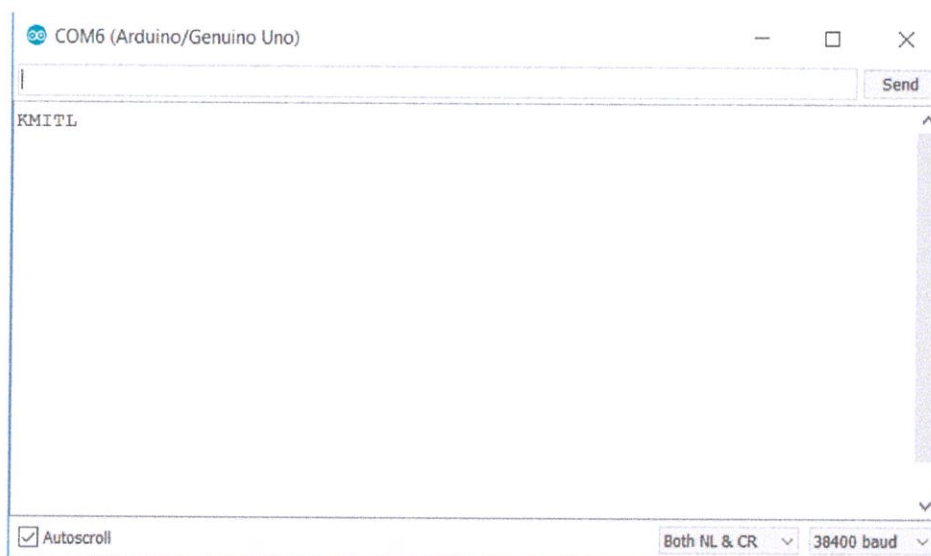
ผลลัพธ์ของการทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ Battery หลังจากต่อวงจรการเชื่อมต่อให้ถูกต้อง สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.11 โดยจะสังเกตเห็นว่าอุปกรณ์ Arduino Nano จะสามารถใช้งานได้



รูปที่ 4.11 ผลลัพธ์ของการทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ Battery

#### 4.7 ผลทดสอบการทำงานของ Bluetooth Module HC-05 ระหว่างตัวส่งและรับ

หลังจากทำการทดสอบการทำงานของ Arduino Nano กับ Bluetooth Module HC-05 ทั้งตัวรับและตัวส่ง ในผลการทดลองที่ 4.2.2 แล้ว จะทดสอบการทำงานของ Bluetooth Module HC-05 ระหว่างตัวส่งและรับ โดยจะลองส่งข้อความ “KMITL” ได้ผลลัพธ์ดังรูปที่ 4.12



รูปที่ 4.12 ผลลัพธ์ของการส่งข้อความ “KMITL”

#### 4.8 ผลทดสอบการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการ

##### ขับรถ ในส่วนของการตรวจจับอาการหลับใน

##### 4.8.1 ผลทดสอบการวัดค่าคลื่นไฟฟ้าสมอง

ทำการทดสอบวัดค่าคลื่นไฟฟ้าสมอง โดยการทดสอบจะแบ่งออกเป็นสองส่วน คือ ทดสอบในเพศชายและทดสอบในเพศหญิง ซึ่งจะทดสอบในขณะที่เปิดตา กับ ปิดตา แล้วเก็บข้อมูลเป็นเวลา 1 นาที จากนั้นนำค่าคลื่นไฟฟ้าสมองที่ได้ในแต่ละความถี่มาหาค่าเฉลี่ย แล้วนำข้อมูลมาเปรียบเทียบกัน

#### 4.8.1.1 ผลทดสอบการวัดค่าคลื่นไฟฟ้าสมองในเพศชาย

ทำการทดสอบวัดค่าคลื่นไฟฟ้าสมองในเพศชาย ซึ่งจะทดสอบในขณะที่เปิดตา กับ ปิดตา แล้วเก็บข้อมูลเป็นเวลา 1 นาที จากนั้นนำค่าคลื่นไฟฟ้าสมองที่ได้ในแต่ละความถี่มาหาค่าเฉลี่ย แล้วนำข้อมูลมาเปรียบเทียบกัน ในเพศชายคนที่ 1 จะได้ผลดังตารางที่ 4.1 ในเพศชายคนที่ 2 จะได้ผลดังตารางที่ 4.22

ตารางที่ 4.1 ผลการทดสอบค่าคลื่นไฟฟ้าสมองในเพศชายคนที่ 1

Brainwave Type	Average Magnitude		Percentage Difference
	Eyes-Open	Eyes-Closed	
Delta	238910	227459	95 %
Theta	51622	56247	109 %
Low Alpha	15396	56852	369 %
High Alpha	14837	30984	208 %
Low Beta	9128	10520	115 %
High Beta	8943	9886	116 %
Low Gamma	8918	9522	107 %
Mid Gamma	3210	2874	89 %

ตารางที่ 4.2 ผลการทดสอบค่าคลื่นไฟฟ้าสมองในเพศชายคนที่ 2

Brainwave Type	Average Magnitude		Percentage Difference
	Eyes-Open	Eyes-Closed	
Delta	257169	214792	84 %
Theta	48125	58951	122 %
Low Alpha	20143	59473	295 %
High Alpha	17822	29876	168 %
Low Beta	11507	12086	105 %
High Beta	9852	10487	106 %
Low Gamma	7024	6587	94 %
Mid Gamma	4126	3874	94 %

จากตารางที่ 4.11 และตารางที่ 4.2 ผลการทดสอบค่าคลื่นไฟฟ้าสมองในเพศชาย จะสังเกตเห็นได้ว่าในขณะที่เปิดตา กับ ปิดตานั้น ช่วงของคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดการเปลี่ยนแปลงชัดเจนที่สุดก็คือช่วงของคลื่นอัลฟา แต่นอกเหนือจากคลื่นอัลฟา ก็ยังจะสังเกตเห็นได้ว่าคลื่นอีต้าและคลื่นเบต้า ก็เกิดการเปลี่ยนแปลงเหมือนกัน

#### 4.8.1.2 ผลทดสอบการวัดค่าคลื่นไฟฟ้าสมองในเพศหญิง

ทำการทดสอบวัดค่าคลื่นไฟฟ้าสมองในเพศหญิง ซึ่งจะทดสอบในขณะที่เปิดตา กับ ปิดตา แล้วเก็บข้อมูลเป็นเวลา 1 นาที จากนั้นนำค่าคลื่นไฟฟ้าสมองที่ได้ในแต่ละความถี่มาหาค่าเฉลี่ย แล้วนำข้อมูลมาเปรียบเทียบกัน ในเพศหญิงคนที่ 1 จะได้ผลดังตารางที่ 4.3 ในเพศหญิงคนที่ 2 จะได้ผลดังตารางที่ 4.4

ตารางที่ 4.3 ผลการทดสอบค่าคลื่นไฟฟ้าสมองในเพศหญิงคนที่ 1

Brainwave Type	Average Magnitude		Percentage Difference
	Eyes-Open	Eyes-Closed	
Delta	198921	171472	86 %
Theta	83329	85708	103 %
Low Alpha	42291	83243	197 %
High Alpha	32788	34411	105 %
Low Beta	19561	20660	106 %
High Beta	16688	17047	102 %
Low Gamma	9805	8412	86 %
Mid Gamma	5876	3941	67 %

ตารางที่ 4.4 ผลการทดสอบค่าคลื่นไฟฟ้าสมองในเพศหญิงคนที่ 2

Brainwave Type	Average Magnitude		Percentage Difference
	Eyes-Open	Eyes-Closed	
Delta	184235	168459	91 %
Theta	67318	72875	108 %
Low Alpha	35182	92636	263 %
High Alpha	30619	43577	142 %
Low Beta	19632	19155	98 %
High Beta	11332	17737	157 %
Low Gamma	8081	8014	99 %
Mid Gamma	7455	6912	93 %

จากตารางที่ 4.3 และตารางที่ 4.4 ผลการทดสอบค่าคลื่นไฟฟ้าสมองในเพศหญิง จะสังเกตเห็นได้ว่าในขณะที่เปิดตา กับ ปิดตานั้น ช่วงของคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดการเปลี่ยนแปลงชัดเจนที่สุดก็คือช่วงของคลื่นอัลฟา แต่นอกเหนือจากคลื่นอัลฟา ก็ยังจะสังเกตเห็นได้ว่าคลื่นธิต้าและคลื่นเบต้า ก็เกิดการเปลี่ยนแปลงเหมือนกัน

จากผลการทดสอบวัดคลื่นสมองในขณะที่เปิดตา กับ ปิดตาทั้งในเพศชายและเพศหญิง จะสังเกตเห็นได้ว่าช่วงคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดการเปลี่ยนแปลงชัดเจนที่สุดก็คือคลื่นอัลฟา แต่นอกเหนือจากคลื่นอัลฟาก็ยังจะสังเกตเห็นได้ว่าคลื่นธิต้าและคลื่นเบต้า ก็เกิดการเปลี่ยนแปลงเหมือนกัน แต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าสมองที่ความถี่อัลฟานั้น สามารถถูกรบกวนได้ง่าย จึงทำให้การวิเคราะห์ว่าผู้ขับขีรยนต์มีอาการที่บ่งบอกว่าอาจเกิดการหลับในหรือไม่นั้น มีความผิดพลาดค่อนข้างสูง จึงจะนำคลื่นไฟฟ้าสมองที่ความถี่อื่นๆ มาช่วยในการวิเคราะห์ด้วย ดังนั้นจะใช้อัตราส่วนของค่า  $(\theta + \alpha) / \beta$  มาใช้ในกระบวนการตรวจจับอาการหลับใน

#### 4.8.2 ผลการทดสอบกระบวนการตรวจจับอาการหลับใน

จากหัวข้อที่ 4.8.1 จะทำการทดสอบกระบวนการตรวจจับอาการหลับใน โดยใช้ อัตราส่วนของค่า  $(\theta + \alpha) / \beta$  เป็นตัววิเคราะห์ว่าผู้ทดสอบกำลังอยู่ในสภาวะปกติหรือมีอาการที่บ่งบอกว่ากำลังจะหลับใน ซึ่งแบ่งการทดสอบออกเป็นสองส่วน คือการทดสอบในเพศชายและการทดสอบในเพศหญิง

##### 4.8.2.1 ผลการทดสอบกระบวนการตรวจสอบอาการหลับใน ในเพศชาย

ทำการทดสอบกระบวนการตรวจจับอาการหลับใน ในเพศชาย โดยใช้อัตราส่วนของค่า  $(\theta + \alpha) / \beta$  เป็นตัววิเคราะห์ว่าผู้ทดสอบกำลังอยู่ในสภาวะปกติหรือมีอาการที่บ่งบอกว่ากำลังจะหลับใน โดยได้ทำการทดสอบเก็บค่าคลื่นไฟฟ้าสมองที่ความถี่ต่างๆ และ  $(\theta + \alpha) / \beta$  ขณะที่เปิดตา และปิดตา เป็นเวลาอย่างละ 30 วินาที แล้วนำมาหาค่าเฉลี่ย จากนั้นนำมาเปรียบเทียบกัน ได้ผลการทดสอบในเพศชายขณะเปิดตาแสดงดังตารางที่ 4.5 และได้ผลการทดสอบในเพศชายขณะปิดตาแสดงดังตารางที่ 4.6 ค่าเฉลี่ยคลื่นไฟฟ้าสมองที่ความถี่ต่างๆ และ  $(\theta + \alpha) / \beta$  แสดงดังตารางที่ 4.7

ตารางที่ 4.5 ผลทดสอบในเพศชายขณะเปิดตา

ผู้ รวม	Theta1	Low Alpha 1	High Alpha1	Low Beta1	High Beta1	$\frac{\theta + \alpha}{\beta}$
1	7122	8289	19420	17790	6849	1.413653
2	22244	26951	1718	20441	6672	1.877808
3	23085	10197	6736	14962	5754	1.931744
4	24668	10352	18059	9249	6565	3.356456
5	54664	27490	22049	22634	7362	3.473897
6	63550	9221	28134	17658	20546	2.641216
7	56007	35469	100731	48204	14103	3.084838
8	38765	4676	43920	15433	22511	2.302367
9	95808	2371	21980	18615	8280	4.467708
10	31477	15419	13764	4341	10201	4.171366
11	78494	56991	28153	30270	9194	4.146513
12	184570	8760	19095	41173	21297	3.400432
13	103572	7317	46644	36030	49925	1.832738
14	83093	4261	21644	13904	4311	5.983969
15	95187	10589	20742	19076	15124	3.699357
16	128523	12368	21135	27200	9156	4.456651
17	225675	41126	25550	21708	37235	4.959893
18	254087	39425	82838	59119	29141	4.264106
19	16200	21141	15409	5005	3383	6.288746
20	171557	59462	19738	39689	16810	4.438256
21	46653	2462	27785	16206	6726	3.353393
22	125092	10046	33366	49003	12714	2.730269
23	46202	15662	16578	8256	12237	3.827746
24	65652	17592	36568	68277	25702	1.274881
25	35729	15676	16414	22422	21195	1.554875
26	157429	25850	19280	23990	16860	4.958605
27	83074	41662	22741	29052	21944	2.891933
28	80477	50697	7526	39295	11460	2.732736
29	8652	13921	6770	5962	5157	2.638996
30	52698	31071	34020	11128	7408	6.354607
Mean	82000.2	21217.13	26616.9	25203.07	14860.73	3.483658

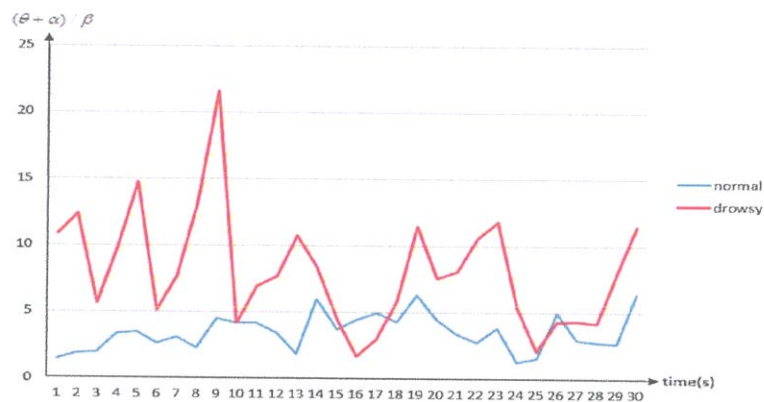
ตารางที่ 4.6 ผลทดสอบในเพศชายขณะปิดตา

ผู้ รวม	Theta1	Low Alpha 1	High Alpha1	Low Beta1	High Beta1	$\frac{\theta + \alpha}{\beta}$
1	176821	60596	17047	13181	10271	10.85042
2	247251	46357	16755	10894	14267	12.33508
3	54957	34588	22365	8942	10972	5.619665
4	155180	37905	11127	9030	11799	9.804215
5	173135	89230	30746	14005	5867	14.74995
6	134511	59584	28231	24307	19308	5.097466
7	43178	147785	10961	21574	4833	7.646609
8	111898	157448	24017	13915	8535	13.06739
9	184717	151145	15750	11442	4860	21.56864
10	33300	105216	7887	12315	22907	4.156578
11	121798	104228	17112	26740	8381	6.922867
12	112607	47627	24989	17722	6509	7.644051
13	62554	30488	11631	4620	5137	10.72799
14	141735	70057	83439	21675	13548	8.381768
15	74070	107567	45552	31845	19371	4.435899
16	61693	51168	23088	64952	15982	1.679751
17	72827	26662	93874	35856	30001	2.936104
18	91943	33490	16065	15027	9359	5.802428
19	63534	121462	36027	8092	11224	11.44248
20	80540	20497	49401	11439	8456	7.561598
21	42397	100025	59702	12880	12196	8.060456
22	67979	169833	15408	12613	11351	10.56668
23	64000	108575	28635	9406	7655	11.79356
24	71468	14734	50327	15113	10361	5.359543
25	71166	73521	3029	20043	52540	2.035132
26	111121	116590	26811	36359	23645	4.241751
27	27939	152213	32016	26533	22734	4.306493
28	46815	85658	33933	29752	10158	4.169531
29	43434	15469	5629	5441	2715	7.912212
30	67771	78250	26768	8956	6133	11.45132
Mean	93744.63	80598.93	28944.07	18488.97	13369.17	8.077588

ตารางที่ 4.7 ค่าเฉลี่ยคลื่นไฟฟ้าสมองที่ความถี่ต่างๆ และ  $(\theta + \alpha) / \beta$  ในเพศชาย

Mean	เปิดตา	ปิดตา	Ratio(%)
Theta	82000.2	93744.63	114.3224
Low Alpha	21217.13	80598.93	379.8767
High Alpha	26616.9	28944.07	108.7432
Low Beta	25203.07	18488.97	73.35999
High Beta	14860.73	13369.17	89.96308
$(\theta + \alpha) / \beta$	3.483658	8.077588	231.8709

จากตารางที่ 4.7 ค่าเฉลี่ยคลื่นไฟฟ้าสมองที่ความถี่ต่างๆ และ  $(\theta + \alpha) / \beta$  ในเพศชาย จะสังเกตเห็นได้ว่าค่าของ  $(\theta + \alpha) / \beta$  ในขณะเปิดตากับปิดตานั้นมีความต่างกันค่อนข้างมากถึงประมาณ 2 เท่า ซึ่งเมื่อได้เก็บผลทดสอบกระบวนการตรวจจับอาการหลับใน ในเพศชายให้มากขึ้น โดยนำค่าของ  $(\theta + \alpha) / \beta$  มาพล็อตเป็นกราฟ จะได้ดังรูปที่ 4.13 และเมื่อทำการทดสอบซ้ำอีก 4 ครั้ง จะได้ผลออกมาแสดงดังตารางที่ 4.8



รูปที่ 4.13 ค่าของ  $(\theta + \alpha) / \beta$  ที่เปรียบเทียบกันระหว่างขณะเปิดตากับปิดตาในเพศชาย

ตารางที่ 4.8 ผลการเปรียบเทียบกันของค่า  $(\theta + \alpha) / \beta$  ขณะเปิดตากับปิดตาในเพศชาย

สภาวะ	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	ครั้งที่ 4
เปิดตา	5.18	5.01	6.28	4.67
ปิดตา	8.08	7.95	10.31	9.45
อัตราการเพิ่ม	55.98 %	58.68 %	64.17 %	102.35 %

จากรูปที่ 4.13 ค่าของ  $(\theta+\alpha)/\beta$  ที่เปรียบเทียบกันระหว่างขณะเปิดตา กับ ปิดตา ในเพศชายและตารางที่ 4.8 ผลการเปรียบเทียบกันของค่า  $(\theta+\alpha)/\beta$  ขณะที่เปิดตา กับ ปิดตา ในเพศชายจะสังเกตเห็นได้ว่า ค่าของ  $(\theta+\alpha)/\beta$  ในเพศชายขณะที่เปิดตา กับ ปิดตานั้นมีความต่างกันค่อนข้างมากถึงประมาณ 1.5-2 เท่าอยู่เสมอ

#### 4.8.2.2 ผลการทดสอบกระบวนการตรวจสอบอาการหลับใน ในเพศหญิง

ทำการทดสอบกระบวนการตรวจจับอาการหลับใน ในเพศหญิง โดยใช้อัตราส่วนของค่า  $(\theta+\alpha)/\beta$  เป็นตัววิเคราะห์ว่าผู้ทดสอบกำลังอยู่ในสภาวะปกติหรือมีอาการที่บ่งบอกว่ากำลังจะหลับใน โดยได้ทำการทดสอบเก็บค่าคลื่นไฟฟ้าสมองที่ความถี่ต่างๆ และ  $(\theta+\alpha)/\beta$  ขณะที่เปิดตา และปิดตา เป็นเวลาอย่างละ 30 วินาที แล้วนำมาหาค่าเฉลี่ย จากนั้นนำมาเปรียบเทียบกัน ได้ผลการทดสอบในเพศหญิงขณะเปิดตาแสดงดังตารางที่ 4.9 และได้ผลการทดสอบในเพศหญิงขณะปิดตาแสดงดังตารางที่ 4.10 ค่าเฉลี่ยคลื่นไฟฟ้าสมองที่ความถี่ต่างๆ และ  $(\theta+\alpha)/\beta$  แสดงดังตารางที่ 4.11

ตารางที่ 4.9 ผลทดสอบในเพศหญิงขณะเปิดตา

ผู้หญิง ขณะ ปกติ	Theta2	Low Alpha 2	High Alpha2	Low Beta2	High Beta2	$\frac{\theta+\alpha}{\beta}$
1	39571	61492	21984	12392	17262	4.149423
2	198115	26106	42735	19392	6115	10.46599
3	22709	5799	1551	13664	5366	1.579559
4	16197	8771	20593	23113	7501	1.488241
5	28502	50483	21112	20462	3667	4.148411
6	28339	92329	30720	10092	9382	7.773852
7	12303	103657	3688	11932	19109	3.854515
8	61786	31256	32317	13846	7418	5.895363
9	62907	67795	44941	29503	8125	4.66788
10	84378	6651	6947	5041	5117	9.645206
11	14737	10297	18345	21448	3382	1.74704
12	37031	21178	32158	9772	9266	4.746665
13	40264	33276	15982	6358	6167	7.147465
14	39136	8701	24295	26956	9189	1.995629
15	124345	24198	22245	9520	6188	10.87268
16	22063	49950	17644	6599	14503	4.248744
17	53840	16151	8458	8519	9758	4.292225
18	32750	18008	11790	23091	14349	1.67062
19	26615	55574	55892	29763	6139	3.846053
20	44651	51681	38663	12504	9708	6.077571
21	173861	60894	28386	37808	13159	5.162968
22	181633	51171	10736	4728	9708	16.87032
23	102270	20070	50375	2953	5112	21.41538
24	34208	5737	10903	9860	5332	3.347025
25	24761	19522	32764	17602	11329	2.66313
26	23719	14728	34848	15046	14640	2.469009
27	15240	19526	10366	10532	6378	2.668953
28	81328	45691	21440	15220	5129	7.295641
29	19771	34878	6550	4862	10683	3.936893
30	31829	6378	26319	12430	3422	4.070527
Mean	55961.97	34064.93	23491.57	14833.6	8753.433	5.673766

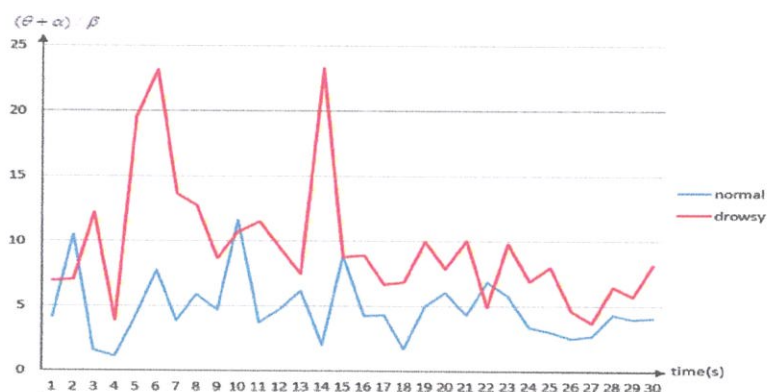
ตารางที่ 4.10 ผลทดสอบในเพศหญิงขณะปิดตา

ผู้หญิง ขณะ หลับ	Theta2	Low Alpha 2	High Alpha2	Low Beta2	High Beta2	$\frac{\theta+\alpha}{\beta}$
1	224318	31765	71965	15373	31610	6.98227
2	156262	15281	22933	18755	9084	6.985739
3	64169	210632	42406	14981	11105	12.16005
4	213819	4162	9382	20599	37383	3.921269
5	65691	139014	31535	4543	7578	19.49014
6	75796	142143	48381	4513	6982	23.16833
7	64032	47471	15415	22132	13022	3.610343
8	49728	69455	41734	47089	11789	2.733058
9	35865	141940	45908	62241	22475	2.640741
10	168033	38206	39171	10893	20233	7.884405
11	154331	107818	8599	16542	6981	11.50993
12	22838	106302	8557	7011	7564	9.447479
13	21123	24606	4040	2468	4173	7.494203
14	84633	164737	41275	7172	5309	23.287
15	88297	29020	50247	13516	5540	8.793241
16	62217	84492	6328	9978	7208	8.904748
17	54041	197406	31074	34145	8037	6.697667
18	53794	25212	32251	5953	10287	6.8508
19	94160	297944	19539	32763	8480	9.980918
20	29736	44219	13064	19447	14090	2.594716
21	52927	213971	74684	21316	12888	9.98661
22	42274	48445	19528	15984	5424	5.149804
23	18540	61628	54436	7471	6251	9.809357
24	22218	29233	33683	63301	8687	1.182614
25	62463	59824	42874	6963	13690	7.99695
26	51394	5217	88901	21789	10041	4.571536
27	25141	130350	38688	36724	15790	3.697662
28	43931	29835	17650	19618	18107	2.423221
29	51893	36226	6318	10274	6309	5.694808
30	18327	23182	19058	14478	5427	3.042803
Mean	72399.7	85324.53	32654.13	19601.07	11718.13	7.956414

ตารางที่ 4.11 ค่าเฉลี่ยคลื่นไฟฟ้าสมองที่ความถี่ต่างๆ และ  $(\theta + \alpha) / \beta$  ในเพศหญิง

Mean	เปิดตา	ปิดตา	Ratio(%)
Theta	55961.97	72399.7	129.373
Low Alpha	34064.93	88657.87	260.2614
High Alpha	23491.57	32654.13	139.0036
Low Beta	14833.6	19601.07	132.1396
High Beta	8753.433	11718.13	133.869
$(\theta + \alpha) / \beta$	5.673766	8.458346	149.0782

จากตารางที่ 4.11 ค่าเฉลี่ยคลื่นไฟฟ้าสมองที่ความถี่ต่างๆ และ  $(\theta + \alpha) / \beta$  ในเพศหญิง จะสังเกตเห็นได้ว่าค่าของ  $(\theta + \alpha) / \beta$  ในขณะเปิดตากับปิดตานั้นมีความต่างกันค่อนข้างมากถึงประมาณ 1.5 เท่า ซึ่งเมื่อได้เก็บผลทดสอบกระบวนการตรวจจับอาการหลับใน ในเพศหญิงให้มากขึ้น โดยนำค่าของ  $(\theta + \alpha) / \beta$  มาพล็อตเป็นกราฟ จะได้ดังรูปที่ 4.14 และเมื่อทำการทดสอบซ้ำอีก 4 ครั้ง จะได้ผลออกมาแสดงดังตารางที่ 4.12



รูปที่ 4.14 ค่าของ  $(\theta + \alpha) / \beta$  ที่เปรียบเทียบกันระหว่างขณะเปิดตากับปิดตาในเพศหญิง

ตารางที่ 4.12 ผลการเปรียบเทียบกันของค่า  $(\theta + \alpha) / \beta$  ขณะเปิดตากับปิดตาในเพศหญิง

สภาวะ	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	ครั้งที่ 4
เปิดตา	5.18	5.01	6.28	4.67
หลับตา	8.08	7.95	10.31	9.45
อัตราเพิ่ม	55.98 %	58.68 %	64.17 %	102.35 %

จากรูปที่ 4.14 ค่าของ  $(\theta + \alpha) / \beta$  ที่เปรียบเทียบกันระหว่างขณะเปิดตา กับ ปิดตา ในเพศหญิง และ ตารางที่ 4.12 ผลการเปรียบเทียบกันของค่า  $(\theta + \alpha) / \beta$  ขณะที่เปิดตา กับ ปิดตา ในเพศหญิง จะสังเกตเห็นได้ว่า ค่าของ  $(\theta + \alpha) / \beta$  ในเพศหญิง ขณะที่เปิดตา กับ ปิดตานี้ มีความต่างกันค่อนข้างมากถึงประมาณ 1.5-2 เท่า อยู่เสมอ

จากผลการทดสอบที่ 4.8.2.1 กับ 4.8.2.2 จะสังเกตเห็นได้ว่า ค่าของ  $(\theta + \alpha) / \beta$  ทั้งในเพศชาย และ ในเพศหญิง ในขณะที่เปิดตา กับ ปิดตานี้ มีความต่างกันค่อนข้างมากถึงประมาณ 1.5-2 เท่า อยู่เสมอ ดังนั้นจึงสามารถนำค่าของ  $(\theta + \alpha) / \beta$  มาใช้เป็นตัววิเคราะห์ ในการตรวจจับอาการหลับในของผู้ขับขี่รถยนต์

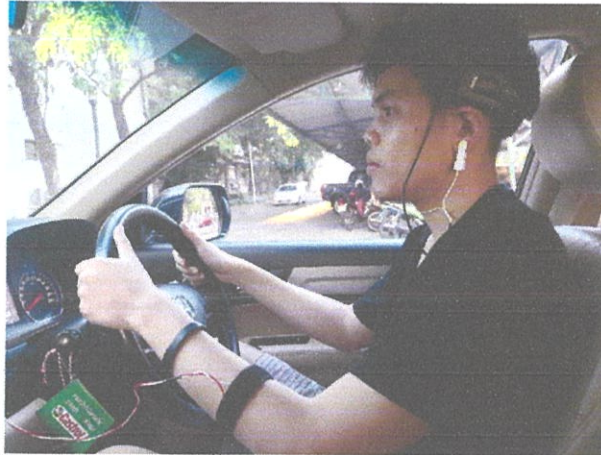
#### 4.9 ผลการทดสอบติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับระหว่างการขับรถในสำหรับการใช้งานจริง

ทำการทดสอบติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในสำหรับการใช้งานจริง ทั้งในส่วนของอุปกรณ์ตรวจจับอาการหลับใน และ อุปกรณ์ส่งสัญญาณเตือนผู้ขับขี่รถยนต์ โดยทำการติดตั้งอุปกรณ์แจ้งเตือนผู้ขับขี่รถยนต์ดังรูปที่ 4.15 ติดตั้งอุปกรณ์ตรวจจับอาการหลับในให้ถูกต้องดังรูปที่ 4.16 และมีภาพรวมของการติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถดังรูปที่ 4.17



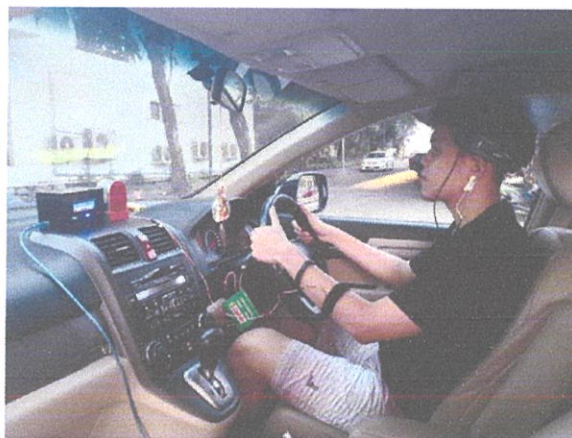
รูปที่ 4.15 อุปกรณ์แจ้งเตือนผู้ขับขี่รถยนต์

จากรูปที่ 4.16 ทำการติดตั้งอุปกรณ์แจ้งเตือนผู้ขับขี่รถยนต์ไว้ที่บริเวณคอนโซลหน้ารถเพื่อสะดวกต่อการมองเห็นสถานะของอุปกรณ์ ซึ่งสามารถเชื่อมต่อไฟฟ้าจากช่อง USB ของรถยนต์มาจ่ายไฟให้กับอุปกรณ์แจ้งเตือนผู้ขับขี่รถยนต์ได้เลย โดยตอนที่เริ่มทำการจ่ายไฟให้กับอุปกรณ์ จะแสดงผลดังรูปที่ 3 คือรอให้ผู้ขับขี่สวมใส่อุปกรณ์ตรวจจับอาการหลับในให้ถูกต้อง เพื่อทำการ Calibrate ในขั้นต่อไป



รูปที่ 4.16 ติดตั้งอุปกรณ์ตรวจจับอาการหลับใน

จากรูปที่ 4.17 ทำการติดตั้งอุปกรณ์ตรวจจับอาการหลับในให้ถูกต้องตามรูป โดยที่ต้องทำการหนีบตัว reference ไว้ที่หูทั้งสองข้าง และแนบตัวอิเล็กทรอนิกส์โทรดไว้ให้ติดกับหน้าผาก เพื่อให้ได้ผลการวัดคลื่นไฟฟ้าสมองที่ออกมามีประสิทธิภาพในการใช้งานมากที่สุด



รูปที่ 4.17 ภาพรวมของการติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ

#### 4.10 ผลการทดสอบว่าอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถสามารถใช้งานได้จริง

ทำการทดสอบว่าอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถสามารถใช้งานได้จริง โดยในการทดสอบได้แบ่งการทดสอบออกเป็น 3 ส่วน ส่วนที่1 คือตอนที่ต้องการทำการ Calibrate อุปกรณ์ ส่วนที่2 คือตอนที่ผู้ขับขี่รถยนต์อยู่ในสภาวะปกติ และส่วนสุดท้ายคือตอนที่ผู้ขับขี่รถยนต์อยู่ในอาการที่บ่งบอกว่าอาจเกิดอาการหลับในได้ โดยผลการทดสอบในส่วนที่1 แสดงได้ดังรูปที่ 4.18 ผลการทดสอบในส่วนที่2 แสดงได้ดังรูปที่ 4.19 ผลการทดสอบในส่วนสุดท้าย แสดงได้ดังรูปที่ 4.20



รูปที่ 4.18 ผลการทดสอบขณะตอนที่ต้องการทำการ Calibrate อุปกรณ์

จากรูปที่ 4.18 เมื่อติดตั้งอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถให้ถูกต้องเรียบร้อยแล้ว อุปกรณ์แจ้งเตือนจะแสดงไฟสีน้ำเงินและขึ้นข้อความมาเตือนว่ากำลังทำการ Calibrate ค่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง โดยใช้เวลาในการ Calibrate ทั้งหมด 30 วินาที เพื่อที่จะนำคลื่นไฟฟ้าสมองที่ได้จากการ Calibrate ในตอนแรกนั้น มาเป็นตัวเทียบเพื่อประมวลผลตรวจจับอาการหลับใน และอุปกรณ์จะทำการ Calibrate ตัวเองทุกๆ ครั้งที่ทำการติดตั้งใหม่ หรือใช้งานติดต่อกันนานเกินกว่า 1 ชั่วโมง



รูปที่ 4.19 ผลการทดสอบขณะที่ผู้ขับขี่อยู่ในสภาวะปกติ

เมื่ออุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถได้ทำการ Calibrate เรียบร้อยแล้ว สถานะการแสดงผลของอุปกรณ์แจ้งเตือนก็จะเป็นดังรูปที่ 4.19 คือแสดงไฟสีเขียวและขึ้นข้อความแจ้งเตือนว่าผู้ขับขี่รถยนต์อยู่ในสภาวะปกติ



รูปที่ 4.20 ผลการทดสอบขณะที่ผู้ขับขี่อยู่ในสภาวะที่อาจเกิดการหลับใน



รูปที่ 4.21 ผู้ขับขี่รถยนต์มีอาการที่อาจเกิดการหลับใน

จากรูปที่ 4.21 ถ้าผู้ขับขี่รถยนต์มีอาการที่บ่งบอกว่าอาจเกิดการหลับในได้นั้น อุปกรณ์แจ้งเตือนจะทำการเปลี่ยนสถานะ โดยจะแสดงไฟสีแดงแทนสีเขียว แล้วขึ้นข้อความแจ้งเตือนผู้ขับขี่รถยนต์ ดังรูปที่ 4.20 และส่งสัญญาณเสียงแจ้งเตือนจาก buzzer แล้วถ้าผู้ขับขี่ยังคงมีอาการที่อาจเกิดการหลับในได้อีก ก็จะทำให้การกระตุ้นด้วยไฟกระตุก


#### 4.11 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ

ทำการทดสอบประสิทธิภาพอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถโดยจะทดสอบกับผู้ทดสอบที่เป็นเพศชายกับผู้ทดสอบที่เป็นเพศหญิง เพศละ 10 คน โดยแบ่งการทดสอบออกเป็น 4 ครั้ง ครั้งละ 10 นาที โดยในครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 จะเป็นการทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติ และครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 จะเป็นการทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะหลับตา

#### 4.11.1 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถในเพศชาย

ทำการทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถในเพศชาย 10 คน โดยแบ่งการทดสอบออกเป็น 4 ครั้ง ครั้งละ 10 นาที โดยในครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 จะเป็นการทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติ และครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 จะเป็นการทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะหลับตา

ตารางที่ 4.13 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 1


ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	ชาย
	อายุ	22 ปี
	ส่วนสูง	177 ซม.
	น้ำหนัก	74 กก.

ตารางที่ 4.14 ผลการทดสอบเพศชายคนที่ 1

สภาวะ (เพศชาย)	ทดสอบ ครั้งที่ 1 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 2 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 3 (D)	ทดสอบ ครั้งที่ 4 (D)	รวมทั้งหมด
การแจ้งเตือน ที่ถูกต้อง	-	-	4	4	8
การแจ้งเตือน ที่ผิดพลาด	0	1	1	1	2

จากตารางที่ 4.13 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 1 ได้ผลการทดสอบออกมาดังตารางที่ 4.14 ซึ่งหมายความว่าในการทดสอบครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติ เกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 1 ครั้ง การทดสอบในครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 ทดสอบโดยการหลับตาค้างไว้ทุกๆ 2 นาที ซึ่งเกิดการแจ้งเตือนที่ถูกต้องรวมกัน 8 ครั้ง และเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 2 ครั้ง ดังนั้นถ้ามองภาพรวมการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถที่ทดสอบในเพศชายคนที่ 1 จะพบว่ามีประสิทธิภาพในการทำงาน 80 %

ตารางที่ 4.15 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 2


ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	ชาย
	อายุ	22 ปี
	ส่วนสูง	171 ซม.
	น้ำหนัก	65 กก.

ตารางที่ 4.16 ผลการทดสอบเพศชายคนที่ 2

สภาวะ (เพศชาย)	ทดสอบ ครั้งที่ 1 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 2 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 3 (D)	ทดสอบ ครั้งที่ 4 (D)	รวมทั้งหมด
การแจ้งเตือน ที่ถูกต้อง	-	-	4	4	8
การแจ้งเตือน ที่ผิดพลาด	1	0	1	1	3

จากตารางที่ 4.15 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 2 ได้ผลการทดสอบออกมาดังตารางที่ 4.16 ซึ่งหมายความว่าในการทดสอบครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 1 ครั้ง การทดสอบในครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 ทดสอบโดยการหลับตาค้างไว้ทุกๆ 2 นาที ซึ่งเกิดการแจ้งเตือนที่ถูกต้องรวมกัน 8 ครั้ง และเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 2 ครั้ง ดังนั้นถ้ามองภาพรวมการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถที่ทดสอบในเพศชายคนที่ 2 จะพบว่ามีประสิทธิภาพในการทำงาน 73 %

ตารางที่ 4.17 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 3


ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	ชาย
	อายุ	22 ปี
	ส่วนสูง	165 ซม.
	น้ำหนัก	65 กก.

ตารางที่ 4.18 ผลการทดสอบเพศชายคนที่ 3

สภาวะ (เพศชาย)	ทดสอบ ครั้งที่ 1 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 2 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 3 (D)	ทดสอบ ครั้งที่ 4 (D)	รวมทั้งหมด
การแจ้งเตือน ที่ถูกต้อง	-	-	4	3	7
การแจ้งเตือน ที่ผิดพลาด	0	0	1	2	3

จากตารางที่ 4.17 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 3 ได้ผลการทดสอบออกมาดังตารางที่ 4.18 ซึ่งหมายความว่าในการทดสอบครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติไม่เกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาด การทดสอบในครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 ทดสอบโดยการหลับตาค้างไว้ทุกๆ 2 นาที ซึ่งเกิดการแจ้งเตือนที่ถูกต้องรวมกัน 7 ครั้ง และเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 3 ครั้ง ดังนั้นถ้ามองภาพรวมการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถที่ทดสอบในเพศชายคนที่ 3 จะพบว่ามีประสิทธิภาพในการทำงาน 70 %

ตารางที่ 4.19 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 4


ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	ชาย
	อายุ	22 ปี
	ส่วนสูง	173 ซม.
	น้ำหนัก	67 กก.

ตารางที่ 4.20 ผลการทดสอบเพศชายคนที่ 4

สภาวะ (เพศชาย)	ทดสอบ ครั้งที่ 1 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 2 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 3 (D)	ทดสอบ ครั้งที่ 4 (D)	รวมทั้งหมด
การแจ้งเตือน ที่ถูกต้อง	-	-	3	4	7
การแจ้งเตือน ที่ผิดพลาด	0	1	2	1	4

จากตารางที่ 4.19 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 4 ได้ผลการทดสอบออกมาดังตารางที่ 4.20 ซึ่งหมายความว่าในการทดสอบครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 1 ครั้ง การทดสอบในครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 ทดสอบโดยการหลับตาค้างไว้ทุกๆ 2 นาที ซึ่งเกิดการแจ้งเตือนที่ถูกต้องรวมกัน 7 ครั้ง และเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 3 ครั้ง ดังนั้นถ้ามองภาพรวมการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถที่ทดสอบในเพศชายคนที่ 4 จะพบว่ามีประสิทธิภาพในการทำงาน 64 %

ตารางที่ 4.21 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 5


ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	ชาย
	อายุ	22 ปี
	ส่วนสูง	170 ซม.
	น้ำหนัก	53 กก.

ตารางที่ 4.22 ผลการทดสอบเพศชายคนที่ 5

สภาวะ (เพศชาย)	ทดสอบ ครั้งที่ 1 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 2 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 3 (D)	ทดสอบ ครั้งที่ 4 (D)	รวมทั้งหมด
การแจ้งเตือน ที่ถูกต้อง	-	-	5	3	8
การแจ้งเตือน ที่ผิดพลาด	1	1	0	2	4

จากตารางที่ 4.21 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 5 ได้ผลการทดสอบออกมาดังตารางที่ 4.22 ซึ่งหมายความว่าในการทดสอบครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 2 ครั้ง การทดสอบในครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 ทดสอบโดยการหลับตาค้างไว้ทุกๆ 2 นาที ซึ่งเกิดการแจ้งเตือนที่ถูกต้องรวมกัน 8 ครั้ง และเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 2 ครั้ง ดังนั้นถ้ามองภาพรวมการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถที่ทดสอบในเพศชายคนที่ 5 จะพบว่ามีประสิทธิภาพในการทำงาน 67 %

ตารางที่ 4.23 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 6


ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	ชาย
	อายุ	24 ปี
	ส่วนสูง	173 ซม.
	น้ำหนัก	63 กก.

ตารางที่ 4.24 ผลการทดสอบเพศชายคนที่ 6

สภาวะ (เพศชาย)	ทดสอบ ครั้งที่ 1 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 2 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 3 (D)	ทดสอบ ครั้งที่ 4 (D)	รวมทั้งหมด
การแจ้งเตือน ที่ถูกต้อง	-	-	4	4	8
การแจ้งเตือน ที่ผิดพลาด	1	0	1	1	3

จากตารางที่ 4.23 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 6 ได้ผลการทดสอบออกมาดังตารางที่ 4.24 ซึ่งหมายความว่าในการทดสอบครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 1 ครั้ง การทดสอบในครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 ทดสอบโดยการหลับตาค้างไว้ทุกๆ 2 นาที ซึ่งเกิดการแจ้งเตือนที่ถูกต้องรวมกัน 8 ครั้ง และเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 2 ครั้ง ดังนั้นถ้ามองภาพรวมการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถที่ทดสอบในเพศชายคนที่ 6 จะพบว่ามีประสิทธิภาพในการทำงาน 73 %

ตารางที่ 4.25 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 7


ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	ชาย
	อายุ	21 ปี
	ส่วนสูง	177 ซม.
	น้ำหนัก	75 กก.

ตารางที่ 4.26 ผลการทดสอบเพศชายคนที่ 7

สภาวะ (เพศชาย)	ทดสอบ ครั้งที่ 1 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 2 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 3 (D)	ทดสอบ ครั้งที่ 4 (D)	รวมทั้งหมด
การแจ้งเตือน ที่ถูกต้อง	-	-	4	3	7
การแจ้งเตือน ที่ผิดพลาด	0	0	1	2	3

จากตารางที่ 4.25 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 7 ได้ผลการทดสอบออกมาดังตารางที่ 4.26 ซึ่งหมายความว่าในการทดสอบครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติ ไม่เกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาด การทดสอบในครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 ทดสอบโดยการหลับตาค้างไว้ ทุกๆ 2 นาที ซึ่งเกิดการแจ้งเตือนที่ถูกต้องรวมกัน 7 ครั้ง และเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 3 ครั้ง ดังนั้นถ้ามองภาพรวมการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถที่ทดสอบในเพศชายคนที่ 7 จะพบว่ามีประสิทธิภาพในการทำงาน 70 %

ตารางที่ 4.27 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 8


ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	ชาย
	อายุ	22 ปี
	ส่วนสูง	177 ซม.
	น้ำหนัก	62 กก.

ตารางที่ 4.28 ผลการทดสอบเพศชายคนที่ 8

สภาวะ (เพศชาย)	ทดสอบ ครั้งที่ 1 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 2 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 3 (D)	ทดสอบ ครั้งที่ 4 (D)	รวมทั้งหมด
การแจ้งเตือน ที่ถูกต้อง	-	-	3	4	7
การแจ้งเตือน ที่ผิดพลาด	1	0	2	1	4

จากตารางที่ 4.27 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 8 ได้ผลการทดสอบออกมาดังตารางที่ 4.28 ซึ่งหมายความว่าในการทดสอบครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 2 ครั้ง การทดสอบในครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 ทดสอบโดยการหลับตาค้างไว้ทุกๆ 2 นาที ซึ่งเกิดการแจ้งเตือนที่ถูกต้องรวมกัน 7 ครั้ง และเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 3 ครั้ง ดังนั้นถ้ามองภาพรวมการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถที่ทดสอบในเพศชายคนที่ 8 จะพบว่ามีประสิทธิภาพในการทำงาน 64 %

ตารางที่ 4.29 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 9


ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	ชาย
	อายุ	21 ปี
	ส่วนสูง	172 ซม.
	น้ำหนัก	70 กก.

ตารางที่ 4.30 ผลการทดสอบเพศชายคนที่ 9

สภาวะ (เพศชาย)	ทดสอบ ครั้งที่ 1 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 2 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 3 (D)	ทดสอบ ครั้งที่ 4 (D)	รวมทั้งหมด
การแจ้งเตือน ที่ถูกต้อง	-	-	4	3	7
การแจ้งเตือน ที่ผิดพลาด	0	0	1	2	3

จากตารางที่ 4.29 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 9 ได้ผลการทดสอบออกมาดังตารางที่ 4.30 ซึ่งหมายความว่าในการทดสอบครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติไม่เกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาด การทดสอบในครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 ทดสอบโดยการหลับตาค้างไว้ทุกๆ 2 นาที ซึ่งเกิดการแจ้งเตือนที่ถูกต้องรวมกัน 7 ครั้ง และเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 3 ครั้ง ดังนั้นถ้ามองภาพรวมการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถที่ทดสอบในเพศชายคนที่ 9 จะพบว่ามีประสิทธิภาพในการทำงาน 70 %

ตารางที่ 4.31 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 10

ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	ชาย
	อายุ	20 ปี
	ส่วนสูง	169 ซม.
	น้ำหนัก	67 กก.

ตารางที่ 4.32 ผลการทดสอบเพศชายคนที่ 10


สภาวะ (เพศชาย)	ทดสอบ ครั้งที่ 1 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 2 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 3 (D)	ทดสอบ ครั้งที่ 4 (D)	รวมทั้งหมด
การแจ้งเตือน ที่ถูกต้อง	-	-	4	4	8
การแจ้งเตือน ที่ผิดพลาด	1	0	1	1	3

จากตารางที่ 4.31 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศชายคนที่ 10 ได้ผลการทดสอบออกมาดังตารางที่ 4.32 ซึ่งหมายความว่าในการทดสอบครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติ เกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 1 ครั้ง การทดสอบในครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 ทดสอบโดยการหลับตาค้างไว้ทุกๆ 2 นาที ซึ่งเกิดการแจ้งเตือนที่ถูกต้องรวมกัน 8 ครั้ง และเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 2 ครั้ง ดังนั้นถ้ามองภาพรวมการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถที่ทดสอบในเพศชายคนที่ 10 จะพบว่ามีประสิทธิภาพในการทำงาน 73 %

#### 4.11.2 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถในเพศหญิง

ทำการทดสอบประสิทธิภาพอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถในเพศหญิง 10 คน โดยแบ่งการทดสอบออกเป็น 4 ครั้ง ครั้งละ 10 นาที โดยในครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 จะเป็นการทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติ และครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 จะเป็นการทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะหลับตา

ตารางที่ 4.33 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 1


ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	หญิง
	อายุ	22 ปี
	ส่วนสูง	158 ซม.
	น้ำหนัก	42 กก.

ตารางที่ 4.34 ผลการทดสอบเพศหญิงคนที่ 1

สภาวะ (เพศหญิง)	ทดสอบ ครั้งที่ 1 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 2 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 3 (D)	ทดสอบ ครั้งที่ 4 (D)	รวมทั้งหมด
การแจ้งเตือน ที่ถูกต้อง	-	-	2	5	7
การแจ้งเตือน ที่ผิดพลาด	0	0	3	0	3

จากตารางที่ 4.33 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 1 ได้ผลการทดสอบออกมาดังตารางที่ 4.34 ซึ่งหมายความว่าในการทดสอบครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติ ไม่เกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาด การทดสอบในครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 ทดสอบโดยการหลับตาค้างไว้ทุกๆ 2 นาที ซึ่งเกิดการแจ้งเตือนที่ถูกต้องรวมกัน 7 ครั้ง และเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 3 ครั้ง ดังนั้นถ้ามองภาพรวมการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถที่ทดสอบในเพศหญิงคนที่ 1 จะพบว่ามีประสิทธิภาพในการทำงาน 70 %

ตารางที่ 4.35 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 2

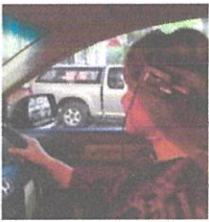
ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	หญิง
	อายุ	22 ปี
	ส่วนสูง	164 ซม.
	น้ำหนัก	52 กก.

ตารางที่ 4.36 ผลการทดสอบเพศหญิงคนที่ 2

สภาวะ (เพศหญิง)	ทดสอบ ครั้งที่ 1 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 2 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 3 (D)	ทดสอบ ครั้งที่ 4 (D)	รวมทั้งหมด
การแจ้งเตือน ที่ถูกต้อง	-	-	4	4	8
การแจ้งเตือน ที่ผิดพลาด	1	1	1	1	4

จากตารางที่ 4.35 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 2 ได้ผลการทดสอบออกมาดังตารางที่ 4.36 ซึ่งหมายความว่าในการทดสอบครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 2 ครั้ง การทดสอบในครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 ทดสอบโดยการหลับตาค้างไว้ทุกๆ 2 นาที ซึ่งเกิดการแจ้งเตือนที่ถูกต้องรวมกัน 8 ครั้ง และเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 2 ครั้ง ดังนั้นถ้ามองภาพรวมการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถที่ทดสอบในเพศหญิงคนที่ 2 จะพบว่ามีประสิทธิภาพในการทำงาน 67 %

ตารางที่ 4.37 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 3


ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	หญิง
	อายุ	22 ปี
	ส่วนสูง	164 ซม.
	น้ำหนัก	54 กก.

ตารางที่ 4.38 ผลการทดสอบเพศหญิงคนที่ 3

สภาวะ (เพศหญิง)	ทดสอบ ครั้งที่ 1 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 2 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 3 (D)	ทดสอบ ครั้งที่ 4 (D)	รวมทั้งหมด
การแจ้งเตือน ที่ถูกต้อง	-	-	3	4	7
การแจ้งเตือน ที่ผิดพลาด	1	0	2	1	3

จากตารางที่ 4.37 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 3 ได้ผลการทดสอบออกมาดังตารางที่ 4.38 ซึ่งหมายความว่าในการทดสอบครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 1 ครั้ง การทดสอบในครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 ทดสอบโดยการหลับตาค้างไว้ทุกๆ 2 นาที ซึ่งเกิดการแจ้งเตือนที่ถูกต้องรวมกัน 7 ครั้ง และเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 3 ครั้ง ดังนั้นถ้ามองภาพรวมการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถที่ทดสอบในเพศหญิงคนที่ 3 จะพบว่ามีประสิทธิภาพในการทำงาน 70 %

ตารางที่ 4.39 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 4

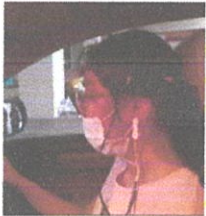
ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	หญิง
	อายุ	21 ปี
	ส่วนสูง	160 ซม.
	น้ำหนัก	52 กก.

ตารางที่ 4.40 ผลการทดสอบเพศหญิงคนที่ 4

สภาวะ (เพศหญิง)	ทดสอบ ครั้งที่ 1 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 2 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 3 (D)	ทดสอบ ครั้งที่ 4 (D)	รวมทั้งหมด
การแจ้งเตือน ที่ถูกต้อง	-	-	4	4	8
การแจ้งเตือน ที่ผิดพลาด	0	0	1	1	2

จากตารางที่ 4.39 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 4 ได้ผลการทดสอบออกมาดังตารางที่ 4.40 ซึ่งหมายความว่าในการทดสอบครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติ ไม่เกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาด การทดสอบในครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 ทดสอบโดยการหลับตาค้างไว้ทุกๆ 2 นาที ซึ่งเกิดการแจ้งเตือนที่ถูกต้องรวมกัน 8 ครั้ง และเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 2 ครั้ง ดังนั้นถ้ามองภาพรวมการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถที่ทดสอบในเพศหญิงคนที่ 4 จะพบว่ามีประสิทธิภาพในการทำงาน 80 %

ตารางที่ 4.41 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 5


ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	หญิง
	อายุ	22 ปี
	ส่วนสูง	168 ซม.
	น้ำหนัก	57 กก.

ตารางที่ 4.42 ผลการทดสอบเพศหญิงคนที่ 5

สภาวะ (เพศหญิง)	ทดสอบ ครั้งที่ 1 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 2 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 3 (D)	ทดสอบ ครั้งที่ 4 (D)	รวมทั้งหมด
การแจ้งเตือน ที่ถูกต้อง	-	-	4	3	7
การแจ้งเตือน ที่ผิดพลาด	0	1	1	2	4

จากตารางที่ 4.41 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 5 ได้ผลการทดสอบออกมาดังตารางที่ 4.42 ซึ่งหมายความว่าในการทดสอบครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 1 ครั้ง การทดสอบในครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 ทดสอบโดยการหลับตาค้างไว้ทุกๆ 2 นาที ซึ่งเกิดการแจ้งเตือนที่ถูกต้องรวมกัน 7 ครั้ง และเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 3 ครั้ง ดังนั้นถ้ามองภาพรวมการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถที่ทดสอบในเพศหญิงคนที่ 5 จะพบว่ามีประสิทธิภาพในการทำงาน 64 %

ตารางที่ 4.43 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 6


ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	หญิง
	อายุ	21 ปี
	ส่วนสูง	153 ซม.
	น้ำหนัก	45 กก.

ตารางที่ 4.44 ผลการทดสอบเพศหญิงคนที่ 6

สภาวะ (เพศหญิง)	ทดสอบ ครั้งที่ 1 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 2 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 3 (D)	ทดสอบ ครั้งที่ 4 (D)	รวมทั้งหมด
การแจ้งเตือน ที่ถูกต้อง	-	-	3	4	7
การแจ้งเตือน ที่ผิดพลาด	0	1	2	1	4

จากตารางที่ 4.43 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 2 ได้ผลการทดสอบออกมาดังตารางที่ 4.44 ซึ่งหมายความว่าในการทดสอบครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 1 ครั้ง การทดสอบในครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 ทดสอบโดยการหลับตาค้างไว้ทุกๆ 2 นาที ซึ่งเกิดการแจ้งเตือนที่ถูกต้องรวมกัน 7 ครั้ง และเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 3 ครั้ง ดังนั้นถ้ามองภาพรวมการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถที่ทดสอบในเพศหญิงคนที่ 6 จะพบว่ามีประสิทธิภาพในการทำงาน 64 %

ตารางที่ 4.45 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 7


ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	หญิง
	อายุ	22 ปี
	ส่วนสูง	158 ซม.
	น้ำหนัก	48 กก.

ตารางที่ 4.46 ผลการทดสอบเพศหญิงคนที่ 7

สภาวะ (เพศหญิง)	ทดสอบ ครั้งที่ 1 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 2 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 3 (D)	ทดสอบ ครั้งที่ 4 (D)	รวมทั้งหมด
การแจ้งเตือน ที่ถูกต้อง	-	-	5	4	9
การแจ้งเตือน ที่ผิดพลาด	1	0	0	1	2

จากตารางที่ 4.45 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 7 ได้ผลการทดสอบออกมาดังตารางที่ 4.36 ซึ่งหมายความว่าในการทดสอบครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 1 ครั้ง การทดสอบในครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 ทดสอบโดยการหันหน้าซ้ายขวาทุกๆ 2 นาที ซึ่งเกิดการแจ้งเตือนที่ถูกต้องรวมกัน 9 ครั้ง และเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 1 ครั้ง ดังนั้นถ้ามองภาพรวมการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถที่ทดสอบในเพศหญิงคนที่ 7 จะพบว่ามีประสิทธิภาพในการทำงาน 82 %

ตารางที่ 4.47 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 8


ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	หญิง
	อายุ	20 ปี
	ส่วนสูง	161 ซม.
	น้ำหนัก	56 กก.

ตารางที่ 4.48 ผลการทดสอบเพศหญิงคนที่ 8

สภาวะ (เพศหญิง)	ทดสอบ ครั้งที่ 1 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 2 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 3 (D)	ทดสอบ ครั้งที่ 4 (D)	รวมทั้งหมด
การแจ้งเตือน ที่ถูกต้อง	-	-	3	3	6
การแจ้งเตือน ที่ผิดพลาด	0	0	2	2	4

จากตารางที่ 4.47 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 8 ได้ผลการทดสอบออกมาดังตารางที่ 4.48 ซึ่งหมายความว่าในการทดสอบครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติไม่เกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาด การทดสอบในครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 ทดสอบโดยการหลับตาค้างไว้ทุกๆ 2 นาที ซึ่งเกิดการแจ้งเตือนที่ถูกต้องรวมกัน 6 ครั้ง และเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 4 ครั้ง ดังนั้นถ้ามองภาพรวมการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถที่ทดสอบในเพศหญิงคนที่ 8 จะพบว่ามีประสิทธิภาพในการทำงาน 60 %

ตารางที่ 4.49 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 9


ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	หญิง
	อายุ	21 ปี
	ส่วนสูง	163 ซม.
	น้ำหนัก	55 กก.

ตารางที่ 4.50 ผลการทดสอบเพศหญิงคนที่ 9

สภาวะ (เพศหญิง)	ทดสอบ ครั้งที่ 1 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 2 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 3 (D)	ทดสอบ ครั้งที่ 4 (D)	รวมทั้งหมด
การแจ้งเตือน ที่ถูกต้อง	-	-	4	4	8
การแจ้งเตือน ที่ผิดพลาด	1	0	1	1	3

จากตารางที่ 4.49 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 9 ได้ผลการทดสอบออกมาดังตารางที่ 4.50 ซึ่งหมายความว่าในการทดสอบครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 1 ครั้ง การทดสอบในครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 ทดสอบโดยการหันหน้าซ้ายขวาทุกๆ 2 นาที ซึ่งเกิดการแจ้งเตือนที่ถูกต้องรวมกัน 8 ครั้ง และเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 2 ครั้ง ดังนั้นถ้ามองภาพรวมการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถที่ทดสอบในเพศหญิงคนที่ 9 จะพบว่ามีประสิทธิภาพในการทำงาน 73 %

ตารางที่ 4.51 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 10

ข้อมูลผู้ทำการทดสอบ		
	เพศ	หญิง
	อายุ	21 ปี
	ส่วนสูง	165 ซม.
	น้ำหนัก	53 กก.

ตารางที่ 4.52 ผลการทดสอบเพศหญิงคนที่ 10

สภาวะ (เพศหญิง)	ทดสอบ ครั้งที่ 1 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 2 (N)	ทดสอบ ครั้งที่ 3 (D)	ทดสอบ ครั้งที่ 4 (D)	รวมทั้งหมด
การแจ้งเตือน ที่ถูกต้อง	-	-	4	3	7
การแจ้งเตือน ที่ผิดพลาด	0	0	1	2	3

จากตารางที่ 4.51 ข้อมูลผู้ทำการทดสอบเพศหญิงคนที่ 10 ได้ผลการทดสอบออกมาดังตารางที่ 4.52 ซึ่งหมายความว่าในการทดสอบครั้งที่ 1 และครั้งที่ 2 ทดสอบขณะที่อยู่ในสภาวะปกติ ไม่เกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาด การทดสอบในครั้งที่ 3 และครั้งที่ 4 ทดสอบโดยการหลับตา ค้างไว้ทุกๆ 2 นาที ซึ่งเกิดการแจ้งเตือนที่ถูกต้องรวมกัน 7 ครั้ง และเกิดการแจ้งเตือนที่ผิดพลาดรวมกัน 3 ครั้ง ดังนั้นถ้ามองภาพรวมการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถที่ทดสอบในเพศหญิงคนที่ 10 จะพบว่ามีประสิทธิภาพในการทำงาน 70 %

เมื่อนำข้อมูลที่ได้จากผลการทดสอบที่ 4.11.1 และ 4.11.2 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถทั้งในเพศชายและเพศหญิง มาสร้างเป็นตารางภาพรวม ได้ผลดังตารางที่ 4.53

ตารางที่ 4.53 ภาพรวมผลการทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์ป้องกัน  
อาการหลับในระหว่างการขับรถ

ผู้ทดสอบ	ข้อมูลผู้ทดสอบ				ผลการทดสอบ (%)
	เพศ	อายุ(ปี)	ส่วนสูง(ซม.)	น้ำหนัก(กก.)	
เพศชายคนที่ 1	ชาย	22	177	74	80
เพศชายคนที่ 2	ชาย	22	171	65	73
เพศชายคนที่ 3	ชาย	22	165	65	70
เพศชายคนที่ 4	ชาย	22	173	67	64
เพศชายคนที่ 5	ชาย	22	170	53	67
เพศชายคนที่ 6	ชาย	24	173	63	73
เพศชายคนที่ 7	ชาย	21	177	75	70
เพศชายคนที่ 8	ชาย	22	177	62	64
เพศชายคนที่ 9	ชาย	21	172	70	70
เพศชายคนที่ 10	ชาย	20	169	67	73
เพศหญิงคนที่ 1	หญิง	22	158	42	70
เพศหญิงคนที่ 2	หญิง	22	164	52	67
เพศหญิงคนที่ 3	หญิง	22	164	54	70
เพศหญิงคนที่ 4	หญิง	21	160	52	80
เพศหญิงคนที่ 5	หญิง	22	168	57	64
เพศหญิงคนที่ 6	หญิง	21	153	45	64
เพศหญิงคนที่ 7	หญิง	22	158	48	82
เพศหญิงคนที่ 8	หญิง	20	161	56	60
เพศหญิงคนที่ 9	หญิง	21	163	55	73
เพศหญิงคนที่ 10	หญิง	21	165	53	70

จากตารางที่ 4.53 ภาพรวมผลการทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์ป้องกันอาการ  
หลับในระหว่างการขับรถ เมื่อนำผลการทดสอบทั้งหมดมาหาค่าเฉลี่ยของประสิทธิภาพของอุปกรณ์  
ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ จะได้ว่าอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถมี  
ประสิทธิภาพในการใช้งานอยู่ 70 %

## บทที่ 5

### สรุปผลและข้อเสนอแนะ

#### 5.1 สรุปผล

ในโครงการนี้เป็นการศึกษาและสร้างอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ ซึ่งได้เรียนรู้และศึกษาถึงหลักการทำงานของบอร์ด Arduino, Electroencephalogram (EEG), บอร์ด Thinkgear AM, คลื่นสมองในที่มีความต่างๆ, Bluetooth module HC-05, Buzzer, หน้าจอ LCD, หลอด LED, วงจรไฟกระตุก, การใช้งานโปรแกรม Arduino IDE, การเลือกตำแหน่งของจุดที่วัดสัญญาณบนศีรษะ, การคำนวณวิเคราะห์สัญญาณคลื่น, สัญญาณรบกวนที่เกิดจากอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ และระยะต่างๆในการนอนหลับ ซึ่งจากสิ่งที่ได้เรียนรู้มา สามารถนำองค์ความรู้มาประยุกต์ สร้างอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างขับรถ โดยเริ่มต้นจากการออกแบบโปรแกรมของการทำงานของอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อให้สามารถตรวจจับได้ว่าผู้ขับขี่รถยนต์กำลังมีอาการที่บ่งบอกว่าอาจเกิดการหลับในได้ และสามารถส่งสัญญาณแจ้งเตือนไปยังผู้ขับขี่รถยนต์ได้ ถ้าเกิดมีอาการที่อาจเกิดการหลับใน โดยการทำงานภาพรวมจะถูกควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ และใช้คลื่นไฟฟ้าสมองเป็นตัววิเคราะห์ โดยใช้ขลุทู่ในการรับส่งข้อมูล และมีBuzzerเป็นอุปกรณ์แจ้งเตือนร่วมกับวงจรไฟกระตุก

#### 5.2 ข้อเสนอแนะ

จากการสร้างและทดสอบอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถ พบว่ามีปัจจัยภายนอกที่มารบกวนค่าสัญญาณของคลื่นไฟฟ้าสมองได้เยอะมาก ซึ่งจะทำให้ค่าที่วัดได้ไม่สามารถนำมาใช้งานได้จริง และประสิทธิภาพในการใช้งานอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถจะลดลง ดังนั้นเราควรจะทำจัดปัจจัยภายนอกที่มีผลให้ได้มากที่สุด เช่น การทำความสะอาดหนังศีรษะก่อนแปะขั้ววัด Electroencephalogram, ป้องกันสัญญาณรบกวนที่เกิดจากอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้งาน, เลือกตำแหน่งที่จะทำการวัดให้เหมาะสม จึงจะทำให้ได้ค่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่วัดได้สามารถใช้งานได้จริง และอุปกรณ์ป้องกันอาการหลับในระหว่างการขับรถจะมีประสิทธิภาพมากขึ้น

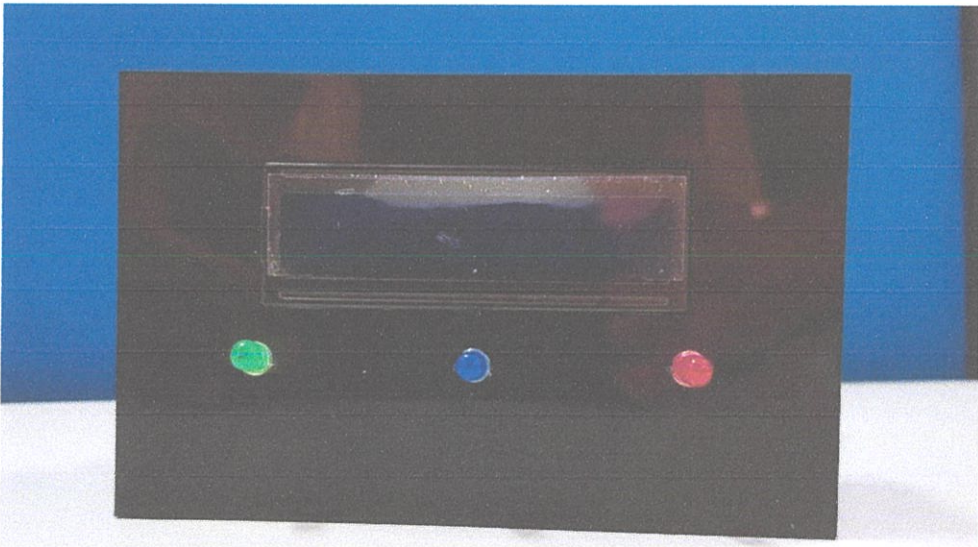
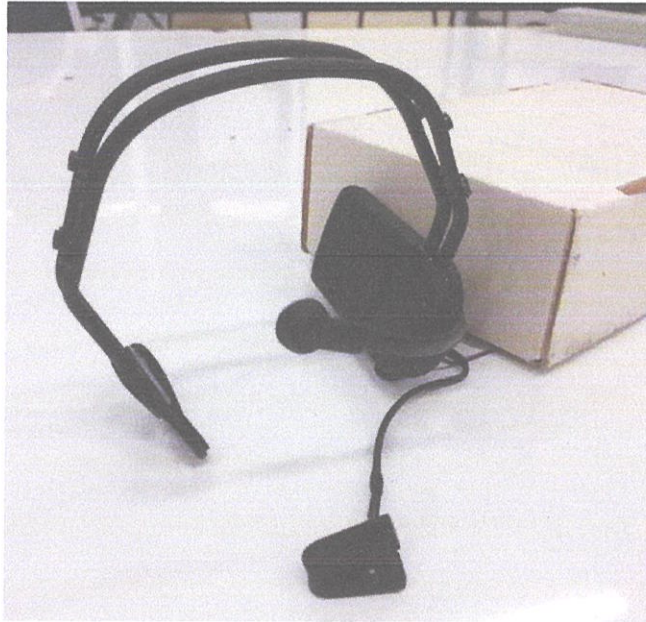
## บรรณานุกรม

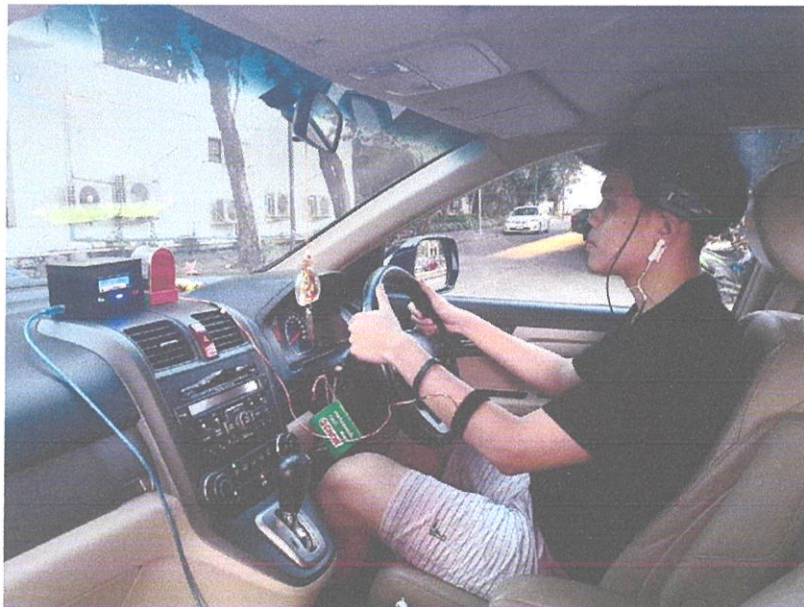
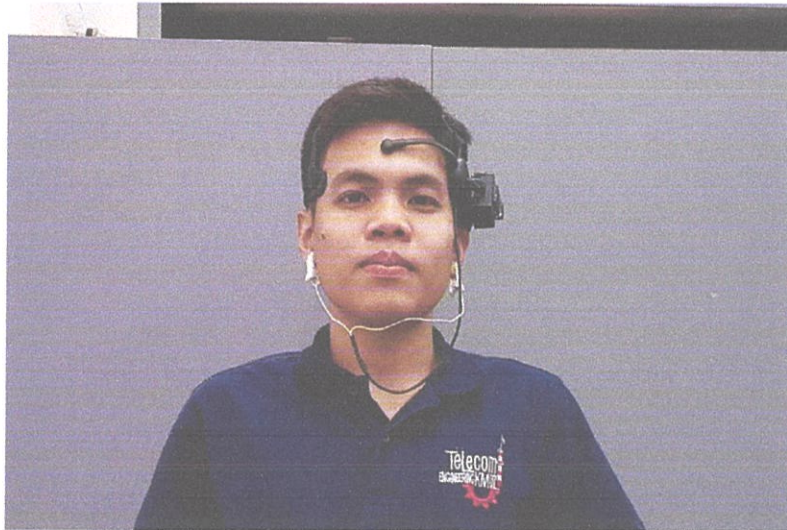
- [1] NeuroSky, "thinkgear\_communications\_protocol [NeuroSky Developer - Docs]," 12August2013.[Online].Available:[http://developer.neurosky.com/docs/doku.php?id=mindset\\_data\\_types](http://developer.neurosky.com/docs/doku.php?id=mindset_data_types)
- [2] H. J. Eoh, M. K. Chung, and S. H. Kim, "Electroencephalographic study of drowsiness in simulated driving with sleep deprivation," *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 35, no. 4, pp. 307–320, Apr. 2005.
- [3] Giovanni, T. Supriyadi, and K. Karyono, "DROWTION: Driver drowsiness detection software using MINDWAVE," *Proc. - Int. Conf. Ind. Autom. Inf. Commun. Technol. IAICT 2014*, no. August, pp. 141–144, 2014.
- [4] B. Van Hal, S. Rhodes, B. Dunne, and R. Bossemeyer, "Low-cost EEG-based sleep detection," *Conf. Proc. ... Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Conf.*, 2014.
- [5] Chee-Keong Alfred Lim and Wai Chong Chia. "A Mobile Driver Safety System: Analysis of SingleChannel EEG on Drowsiness Detection". Faculty of Science and Technology, Sunway University, 2014
- [6] Daniel Martinez-Maradiaga. "Morpheus alert: A smartphone application for preventing microsleeping with a brain-computer-interface". UniTyLab, Heilbronn University, Heilbronn, Germany, 2017
- [7] Eller, Evan "NeuroSk ThinkGear Mind-Controlled Toys With Sega". [gamrFeed.com](http://gamrFeed.com)
- [8] Lin Lu, Zhong. "Comparison of Mindflex Toy to EEG Research System". Youtube.com. University of Southern California.
- [9] Arduino Nano, [Online].Available:  
<http://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardNano>, เข้าถึงเมื่อ 20 พฤศจิกายน 2560.
- [10] บัซเซอร์ (Buzzer), [Online].Available:  
<http://www.thaimicrotron.com/mcs51/Speaker.htm>, เข้าถึงเมื่อ 22 พฤศจิกายน 2560

- [11] กฤษณ์กร เขาว์มณี. (2555). เทคนิคการตรวจวัดคลื่นสมองสำหรับการฟื้นฟูการรับรู้โดยใช้ไออีจีราคาประหยัดแบบน้อย. กรุงเทพฯ: จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- [12] ตลยา ลิมปิติ. (2555). รู้จักกับสัญญาณคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากสมอง. กรุงเทพฯ: สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าคุณทหารลาดกระบัง
- [13] กนก พานทอง, เสรี ชัดเข้ม และกาญจนา พิทักษ์วัฒนานนท์. (2552, มีนาคม-เมษายน). ผลของความยากของข้อสอบและความสามารถของผู้สอบที่มีต่อคลื่นไฟฟ้าสมอง กรุงเทพฯ: มหาวิทยาลัยบูรพา
- [14] วรสิทธิ์ ศิริพรพาณิชย์. (2548). การประเมินความตั้งใจจดจ่อโดยการตรวจ คลื่นไฟฟ้าสมอง และการประยุกต์ใช้ ในเด็กที่เป็นโรคสมาธิสั้น. กรุงเทพฯ: มหาวิทยาลัยมหิดล.

ภาคผนวก ก

ภาพชิ้นงาน





ภาคผนวก ข  
งานวิจัยที่อ้างอิง



Available online at [www.sciencedirect.com](http://www.sciencedirect.com)



International Journal of Industrial Ergonomics 35 (2005) 307–320

International Journal of

**Industrial  
Ergonomics**

[www.elsevier.com/locate/ergon](http://www.elsevier.com/locate/ergon)

## Electroencephalographic study of drowsiness in simulated driving with sleep deprivation

Hong J. Eoh, Min K. Chung\*, Seong-Han Kim

*Department of Industrial Engineering, Division of Mechanical and Industrial Engineering, Pohang University of Science and Technology, Hyoja San 31, Nam-Gu, Kyungbuk, Pohang 790-784, Republic of Korea*

Received 12 December 2003; received in revised form 17 September 2004; accepted 17 September 2004  
Available online 11 November 2004

### Abstract

Drivers' drowsiness is one of the main causes of car accidents or near-missed accidents. This has been proven by many studies that established links between driver's drowsiness and road accidents. The objective of this study was to analyze the EEG changes in fatigued subjects while performing a simulated driving task. After a night of sleep deprivation, eight subjects were given a dose of caffeine to reduce drowsiness. During about 50 min of continuous driving, car movements and subject behaviors were recorded on video cameras, and 8 channels of EEG were also recorded. Three basic indices, three ratio indices, and two burst indices were calculated from preprocessed EEG signals. EEG  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\beta/\alpha$  and  $(\alpha + \theta)/\beta$  indices showed significant differences between driving periods. In the comparison of road type, EEG  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\beta/\alpha$  and  $(\alpha + \theta)/\beta$  indices of the straight section of the driving task were significantly different from those of the curved section. This study also analyzed EEG changes before and after car accidents, showing that  $\beta$  and  $(\alpha + \theta)/\beta$  were related to the mental alertness level. In the analysis of burst activity,  $\theta$  burst activity, which was not significant in the mean power analysis, was significantly different between driving sessions.

### Relevance to Industry

Driver's drowsiness is a major cause of serious traffic accidents. This study deals with time variant EEG change of sleep-deprived drivers – an important aspect of driver drowsiness analysis.

The result of this study can be used to estimate overall alertness level of drivers.

© 2004 Elsevier B.V. All rights reserved.

*Keywords:* EEG; Driver's fatigue; Drowsiness; Driving simulator; Alpha burst

### 1. Introduction

Fatigued drivers cannot focus on driving and tend to commit manipulation errors. Their information

\*Corresponding author. Tel.: +82 562 279 2192;  
fax: +82 562 279 2870.  
E-mail address: [mke@postech.ac.kr](mailto:mke@postech.ac.kr) (M.K. Chung).

processing speed and memory capacity are decreased and a drastic change in task performance occurs (Wylie et al., 1996). The existing statistical data and survey reports indicate that the driver's fatigue is one of the major causes of traffic accidents (Ryan, 1995; Shuman, 1992). However, research on countermeasures for traffic accidents focuses on the reinforcement of safety devices, elimination of road defects, and laws and regulations, with little attention given to the driver's human factors aspects.

Fatigue can lead to drowsiness and sleepiness. The terms 'sleepiness' and 'fatigue' are used synonymously to mean sleepiness resulting from the neurobiological processes regulating circadian rhythms and the drive to sleep (Dinges, 1995). Many studies show the close relationship among drowsiness, sleepiness, and fatigue. Sleepiness is one of the main factors of the driver's fatigue, and drowsiness can be used as a criterion for determining the driver's fatigue. There are various causes of the driver's fatigue such as duration of continuous driving, sleep deprivation, circadian rhythm, driving environment, and the driver's personal characteristics. This study focuses on the driver's drowsiness caused by sleep deprivation and its relation to car accidents.

The driver's drowsiness can be detected in several ways. It can be directly captured from video images (Summala et al., 1999), the rate and duration of the EOG (electrooculogram) (Horne and Reyner, 1996), and estimated through various analyses of EEG (Horne and Reyner, 1995; Khardi and Vallet, 1994; Lal and Craig, 2002). It can also be estimated from other biosignals such as ECG (electrocardiogram), body pressure, and respiration (Milosevic, 1997; Chung et al., 1999). This study adopted EEG as a proof of the driver's drowsiness.

It has been recognized that the changes in the EEG theta band and the alpha band reflect cognitive and memory performance (Klimesch, 1999). EEG beta band is related to alertness level, and as the activity of beta band increases, performance of a vigilance task also increases (Scerbo et al., 2000).

There have been several EEG studies related to driving. Åkerstedt and Thorsvall (1984) and Åkerstedt et al. (1991) reported that EEG power

of alpha and theta bands was increased as the alertness level of the driver decreased. Petit et al. (1990) showed a close correlation between the movement of the steering wheel and the power of EEG alpha band. Waard and Brookhuis (1991) showed that the relative energy parameter ( $(\alpha + \theta)/\beta$ ) of the driver decreased as the driving task continued. Lal and Craig (2002) showed that significant electroencephalographic changes of four bands occur during fatigue. Schier (2000) used a driving simulator to observe EEG during the driving task. Four channels (F3, F4, P3, P4) of EEG were measured from frontal and parietal lobes, and the results showed that the attention level of the driver decreased, and that the relative power of alpha waves increased as the repetitions of the same course increased. Though many studies on the driver's fatigue with EEG have been performed, most of them merely showed the binary difference between the opening part and ending part of the driving task. A few studies even showed conflicting results (Åkerstedt and Thorsvall, 1984; Brookhuis, 1995).

The objectives of this study were (1) to observe EEG changes as time proceeds, (2) to compare the EEGs of the driver on straight/curved roads, (3) to observe the EEG difference between pre-accident and post-accident, and (4) to analyze EEG alpha and theta burst and its relationship to microsleep.

## 2. Method

### 2.1. Subjects

The previous research found that there is a difference in the degree of fatigue felt by drivers older than 30 years of age and that felt by drivers younger than 30 (Brown, 1995). Ryan (1995) reported that the number of the traffic accidents caused by male driver's fatigue was different from that of women drivers. To reduce inter-subject differences, all subjects were males in their mid-20s with at least 2 years of actual driving experience. Average age of the selected participants was 26.1 years, and on the average they got up at 9:30 AM and went to bed at 2:15 AM. They drove after 10 P.M. approximately once a month.

## 2.2. Apparatus

Experiments were carried out to understand the EEG characteristics of drivers in drowsiness on the driving simulator. Grand Turismo 2 (Polyphony, 1999), a well-known software for its high fidelity driving, was used on the Playstation (Sony, 1998) hardware. The maximum velocity of the vehicle is 140 km/h. The driving roadway, which looks like a stadium, consists of two straight sections and two curved sections (see Fig. 1). Only the subject's car moved on the one-way two lane road.

While there was no side inclination on the straight section, on the curved section was a proper side inclination, which counterbalances the centrifugal force. Total length of the circuit was 5 km, and the ratio of the length of the straight section to the curved section was 3:2.

## 2.3. Experimental design

The independent variable was driving time, the duration of the continuous driving performed by one subject. Three units of the driving time—'period', 'section' and 'second'—were used for further analysis. One unit of 'period' consisted of three laps of driving. Since the whole driving experiment consisted of 15 consecutive laps, a total of five periods was produced. There were two types of 'section' unit. One type was the shape of road, and it was divided into a straight section and a curved section. The other type was the time band of the accident. Each treatment level of the accident sections is described in Section 3.2.3. The 'second' unit was used as a basic unit for the

elimination of artifact and observation of power spectrum. Statistical analysis was applied to 'period' units and 'section' units. In addition to the driving experiment, reference EEGs were measured four times, which was called a session. Each treatment level of the session is described in Section 3.2.1. The length of one session was 3 min.

Dependent variables were task performance and EEG. Task performances were the number of accidents and lap time per cycle. Accidents comprise every stoppage of driving, slight contact with partition wall, driving in the off-road, and more than 20% deviation from the predetermined speed range (100–120 km/h). Accidents and lap time were measured from video after the completion of the experiment.

As shown in Fig. 2, EEG signals were collected from eight locations (Fp1, Fp2, T3, T4, P3, P4, O1, O2) following the international 10–20 systems (Andreassi, 1995).

## 2.4. Experiment set-up

The driving simulator consists of a driving software and hardware, a steering wheel, the pedals, the car seat, the beam project, and the screen. To reflect the real driving situation, a frame was made based on a real car dimensions and the pedals, the steering wheel, and the seat were installed. The size of the screen was large enough (160 × 110 cm) to cover driver's vision. Every movement of the vehicle and the subject was recorded for further analysis.

Fig. 3 represents the lineup and location of the experimental equipment. A beam projector placed

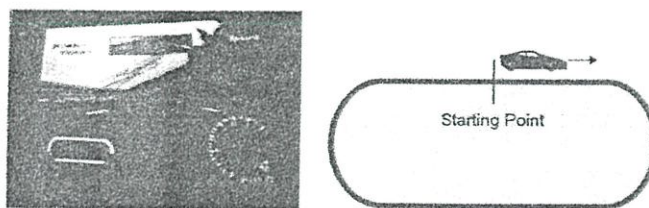


Fig. 1. Virtual driveway.

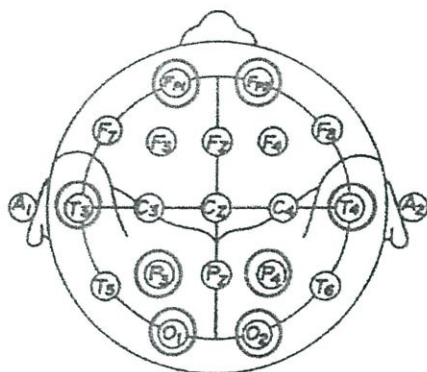


Fig. 2. Locations of the EEG channels.

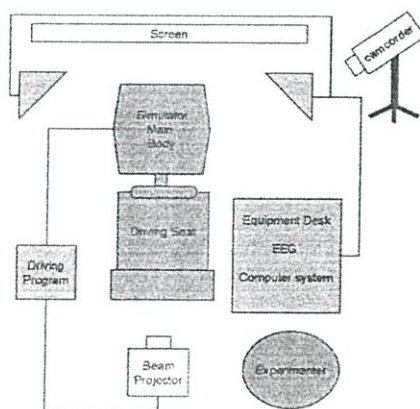


Fig. 3. Layout of experimental equipments.

behind the subject presented the virtual driving environment. Projected image was simultaneously transmitted to VCR to analyze the lap time and accident situations. The EEG instrument and the computer were located on the right side of the subject for the convenience of the experimenter. Every behavior of the driver was recorded on a camcorder.

## 2.5. Procedure

Experimental procedure was as follows (see Fig. 4). Training was performed 1 day before the experiment to prevent learning effects. No further training was given if the subject could drive five consecutive laps with no accident. The experiment started at 8 AM after a whole night sleep deprivation. Since the subjects were in highly drowsy conditions, they were given coffee to temporarily increase their arousal level. Before and after a dosage of coffee 3 min of EEG was measured. The driving task consisted of 15 laps of a 5 km circuit during which no questions were asked and no additional measurements were made, so as to maintain a monotonous and boring condition. After the driving task, 3 min of EEG were measured with both eyes opened and closed.

## 2.6. Data analysis

### 2.6.1. Data acquisition

The EEG measuring instrument was 8-channel LXE1008C (Laxtha, 2002). A/D conversion and signal recording was done by MPI00WSW and Acknowledge 3.5.7 (BIOPAC System Inc., 1998). The monopolar recording technique was used, with a sampling rate of 256 Hz, and a gain of 9000. Each of the movement of the vehicle and the subject was recorded on separate video tapes and analyzed at 10 frames per second. Matlab 5.3 (MathWork Inc., 1999) and SAS 8.2 (SAS Institute Inc., 1999) were used to preprocess and analyze the raw data.

### 2.6.2. Preprocessing

EEG raw data were contaminated with noise, which had to be eliminated through a preprocessing procedure. Generally, the raw signals of the EEG larger than 50–70  $\mu\text{V}$  were treated as artifact (Jung et al., 1997; Wilson et al., 1999). Under this assumption, the simple out-of-bounds test, which sets estimated artifacts to 0 based on the simple comparison of signal amplitude, was mainly used to eliminate the pure EEG signals above the criterion. This, however, may not extract artifacts below the criterion, since the mechanism is a simple comparison of the signal amplitude. Recent

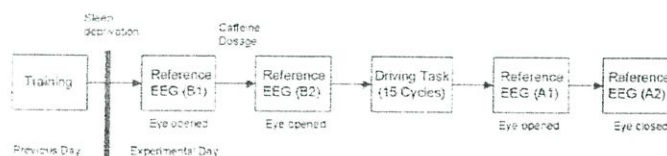


Fig. 4. Procedure of experiment.

advanced artifact elimination methods were employed in this study, using independent component analysis (Jung et al., 1998) and correlation density (Lee et al., 2002) to better reflect signal characteristics.

### 2.6.3. Data reorganization

The preprocessed data were separated into  $\theta$  (4–8 Hz),  $\alpha$  (8–13 Hz), and  $\beta$  (13–22 Hz) bands through band pass filtering. The  $\delta$  (0.5–4 Hz) band was not included in our analysis, since it happens in a deep sleep state and usually overlaps with artifacts. Each band of the EEG signals was reorganized by units of second, section, and cycle for the convenience of analysis. To observe the variations of the subject's sleepiness state, three cycles of driving were grouped into one period. A total of five periods of driving time were generated from 15 laps.

### 2.6.4. Indices

The EEG indices, classified into three groups—the basic index, the ratio index, and the burst index, were derived from the reorganized data. The basic index means the relative power of the EEG  $\theta$ ,  $\alpha$  and  $\beta$  bands. The relative power equation of the  $\theta$  band is represented as

$$\text{Relative power of } \theta = \frac{\text{power of } \theta}{(\text{power of } \theta + \text{power of } \alpha + \text{power of } \beta)} \quad (1)$$

Since the basic indices have a tendency to 'contradict each other', the ratio indices were calculated to amplify the difference. The known ratio indices  $\beta/\alpha$ ,  $\theta/\alpha$ , and  $(\theta+\alpha)/\beta$  were analyzed in previous studies (Brookhuis and Waard, 1993; Ryu et al., 1997; Pyun and Kim, 2000).

Kecklund and Akerstedt (1993) had reported that the increased alpha or theta power density in response to sleepiness occurs rather in a few, short 'burst' of activities. The mean value of the first 30 min EEG was set as the threshold value, and the number of bursts above 100–200% of the threshold value was calculated. The results showed that the burst approach yielded significant effects in contrast to the simple average. In addition to the previously used 7.5 s epoch, a 1 s epoch approach was tried in this study. The criteria of the burst was also varied in the range of 100–500% to find adequate values.

## 3. Results

### 3.1. Driving performance

The subjects were required to maintain a vehicle speed range of 100–120 km/h. Although, theoretically, there should be no time difference between the first and the last period, the actual lap time gradually increased from the first period to the last period ( $p$ -value = 0.053), and the number of accidents also increased ( $p$ -value = 0.074), because of the increased drowsiness and decreased attention level of the subjects (see Fig. 5a). There was a high correlation ( $r = 0.96$ ) between the lap time and the mean number of accidents that occurred.

For Participant 4, who had no accidents, the maximum difference of lap times was only 12 s, and there was no tendency of lap time to increase as the period increased. For all participants, net lap time with the exception of the accident time showed a decreasing tendency from the start to the end of the whole driving.

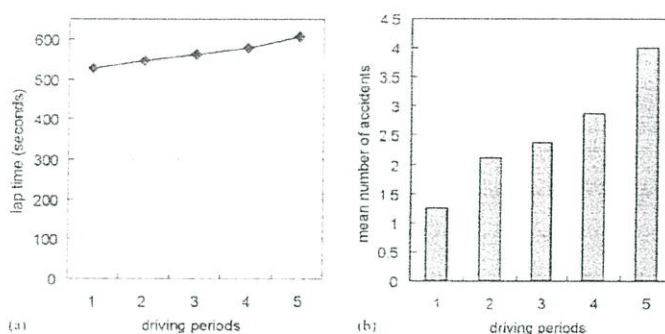


Fig. 5. Driving performance.

### 3.2. Basic and ratio indices of EEG

#### 3.2.1. Comparison of reference EEG

Reference EEG values were measured twice before and twice after the driving task. They were designated as B1 (eye-open EEG before a dosage of coffee), B2 (eye-open EEG after a dosage of coffee), A1 (eye-open EEG after the driving task), A2 (eye-closed EEG after the driving task), as described in Fig. 4. Three basic indices and three ratio indices were calculated from each reference EEG, and ANOVA was used for further analysis. A two-factor within subject design was adopted for ANOVA, and the electrode location and the session were assigned to each main factor.

ANOVA results of the six basic and ratio indices are presented in Table 1. All indices except  $\theta$  showed significant difference in location, and all indices except  $\theta$  and  $\theta/\alpha$  showed significant difference in session.

No indices showed a significant difference of interaction effect. SNK Student Newman Keuls (SNK) post hoc analysis for the factor of location showed that the temporal lobe (T3, T4), the frontal lobe (Fp1, Fp2), and the others (P3, P4, O1, O2) are separated into statistically different groups ( $\alpha = 0.05$ ). In the post hoc analysis for the factor of session, index  $\beta/\alpha$  was separated into three different groups (B1, B2), (A1), and (A2), and the other three indices were separated into two different groups (B1, B2, A1) and (A2). EEG

Table 1  
ANOVA summary for reference EEG

Index	Location	Session	Interaction
$\theta$	< 0.794	0.9032	0.2403
$\alpha$	< 0.001**	0.0040**	0.8746
$\beta$	< 0.001**	< 0.001**	0.1373
$\theta/\alpha$	0.0008**	0.6529	0.9875
$\beta/\alpha$	0.0003**	< 0.001**	0.0600
$(\alpha + \theta)/\beta$	< 0.001**	< 0.001**	0.0757

\*Significant at  $\alpha = 0.05$ , \*\*Significant at  $\alpha = 0.01$ .

plots of four indices whose main factor was statistically significant are shown in Fig. 6. Index values consistently trended  $A2 > A1 > B1 > B2$ , or the opposite.

#### 3.2.2. EEG analysis for driving task

The ANOVA results of EEG measured during the driving task are summarized in Table 2.

In the comparison of location, index  $\alpha$  and index  $\beta/\alpha$  were found to be statistically significant (see Table 2). In the comparison of period,  $\alpha/\beta$ ,  $\beta/\alpha$  and  $(\alpha + \theta)/\beta$  showed a significant difference, which was the same as the result of reference EEG comparison. In the post hoc analysis for the factor of location, no location was grouped to significantly different between each other. In the post hoc analysis for the factor of period, first part, middle part and last part were grouped to significantly different each other (see Fig. 7).

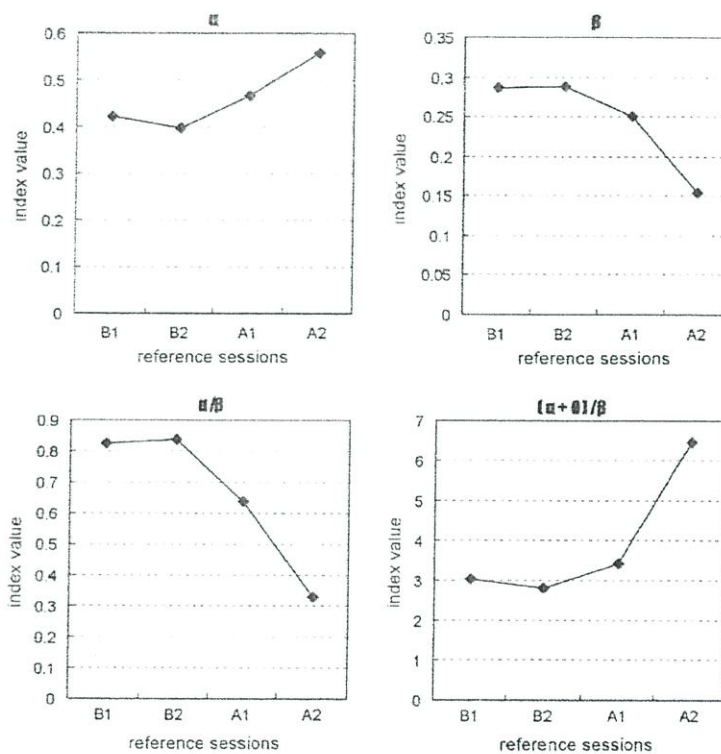


Fig. 6. EEG indices plot (four reference EEG).

Table 2  
ANOVA summary for driving EEG

Index	Location	Period	Interaction
$\alpha$	0.2783	0.9982	< 0.001**
$\gamma$	0.0376*	0.0003**	0.1969
$\beta$	0.1623	0.0002**	0.0351*
$\alpha/\gamma$	0.1374	0.7967	0.0131**
$\beta/\gamma$	0.0423*	0.0018**	0.2194
$(\alpha + \theta)/\beta$	0.5613	< 0.001**	0.7893

\*Significant at  $\alpha = 0.05$ . \*\*Significant at  $\alpha = 0.01$ .

Fig. 8 presents four EEG indices whose main factor of period was statistically significant. Index

$\alpha$  and index  $(\alpha+\theta)/\beta$  showed a gradually increasing tendency, and index  $\beta$  and index  $\beta/\alpha$  showed gradually decreasing tendency by time elapsed.

### 3.2.3. Analysis for specific situation

3.2.3.1. Comparison by road type. The driving road of this experiment consists of a straight section and a curved section. Since the curved section forced the driver to continually change direction with its shape and the side slope, it can be assumed that the attention level required to drive on the curved section is higher than that required by the straight section. The results of ANOVA for road type support this assumption (see Table 3).

$\alpha$				$\beta$			
SNK Group	Mean	N	period	SNK Group	Mean	N	period
A	0.327	64	5	A	0.341	64	1
B	0.316	64	4	B	0.329	64	2
B	0.308	64	3	B	0.320	64	3
B	0.300	64	2	B	0.313	64	4
C	0.288	64	1	C	0.299	64	5

$\alpha/\beta$				$(\alpha+1)/\beta$			
SNK Group	Mean	N	period	SNK Group	Mean	N	period
A	1.711	64	1	A	3.514	64	5
B	1.561	64	2	B	3.291	64	4
B	1.497	64	3	C	3.192	64	3
B	1.417	64	4	C	3.063	64	2
B	1.325	64	5	D	2.897	64	1

(Means with the same letter in first column are not significantly different)

Fig. 7. SNK result of four significant indices.

The same four indices, which were significant in the analysis of reference EEG and driving EEG, showed a significant difference between road types. No interaction effect was significant. As described in Fig. 9, EEG index  $\alpha$  and  $(\alpha+1)/\beta$  of the straight section were larger than those of the curved section, and EEG index  $\beta$  and  $\beta/z$  of the curved section were larger than those of the straight section in each period.

**3.2.3.2. Analysis of accident EEG.** As described in Section 2.3, every event that went out of control was defined as an accident in this research. As described previously, analyses were performed after the elimination of the accident section. In this subsection, EEG changes from the onset of the accident to the returning to normal driving were analyzed. In order to do a consistent analysis, the prescribed overall categories of accidents were narrowed down to stopped car movements due to spin. This narrowed scope of accidents can be separated by three points: 'accident onset', 'return to driving road', and 'starting of normal driving (reaching 80 km/h)'. Four sections were defined for the analysis of accidents in detail (see Fig. 10). Section 1 corresponds to the time range from '10 s before the accident onset' to 'accident onset'. Section 2 corresponds to the time range from 'accident onset' to 'return to driving road.' Section

3 corresponds to the time range from 'return to driving road' to 'starting of normal driving'. Section 4 corresponds to the time range from 'starting of normal driving' to '10 s after normal driving'.

ANOVA results for accident analysis are presented in Table 4. EEG index  $\beta$  and  $(\alpha+1)/\beta$  were found to be statistically significant.

Fig. 11 presents the EEG plots of two significant indices. Index  $\beta$ , whose value was low before the accident onset, increased directly after the accident onset and gradually decreased with the elapse of time. Index  $(\alpha+1)/\beta$  showed an opposite tendency.

### 3.3. Burst indices of EEG

The mean value of the first 30 min out of 6 h of entire driving was defined as a criterion of 'burst' in a previous research (Kecklund and Akerstedt, 1993). The time interval for 1 epoch was 7.5 s. Every artifact-free epoch was analyzed for the number of bursts above 100–200% of the criterion, and the number of bursts during each hour was averaged. In this study, the first 5 min out of the total 50 min of driving was used as a criterion of 'burst'. Two kinds of time intervals, 7.5 and 1 s, were used as the size of one epoch. The numbers of bursts above 100–500% of criterion were counted

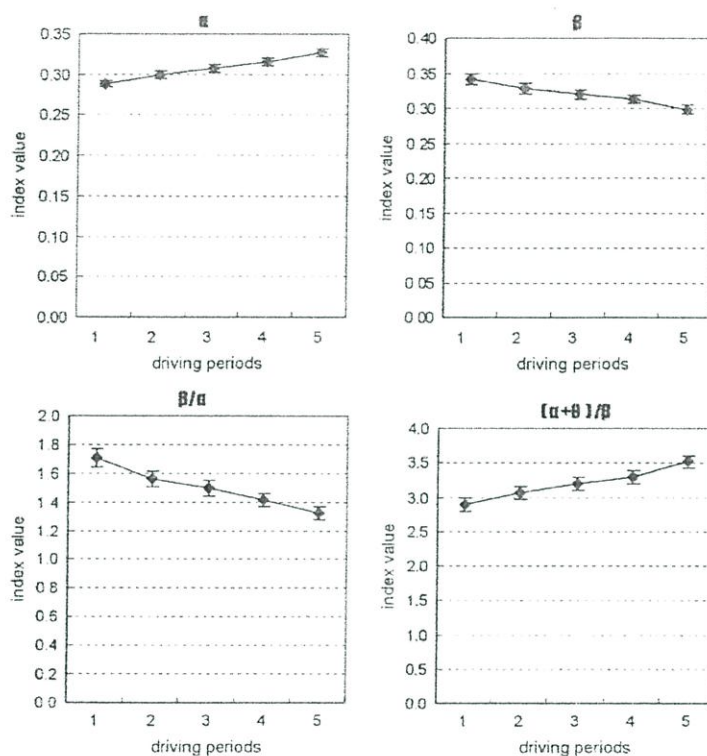


Fig. 8. EEG indices plot by driving period.

Table 3  
ANOVA summary of the road type comparison

Index	Road type	Period	Interaction
$\theta$	0.093	0.998	0.882
$\alpha$	0.035*	0.004**	0.365
$\beta$	0.0004**	0.002**	0.790
$\theta/\alpha$	0.631	0.881	0.705
$\beta/\alpha$	0.001**	0.012*	0.402
$(\alpha + \theta)/\beta$	0.005**	<.0001**	0.506

\*Significant at  $\alpha = 0.05$ . \*\*Significant at  $\alpha = 0.01$ .

per minute for 15 driving laps, and they were averaged for each driving period. Analysis results of the  $\alpha$ -burst and  $\theta$ -burst are presented in Table 5.

Both  $\alpha$ -burst (1 s) and  $\alpha$ -burst (7.5 s) showed a significant difference between driving periods regardless of the threshold size. The  $\theta$ -burst (1 s) showed the same results, but the  $\theta$ -burst (7.5 s) showed a significant difference at the only two threshold levels, 100% and 150%. SNK post hoc analysis for  $\alpha$ -burst (1 s) showed that the threshold

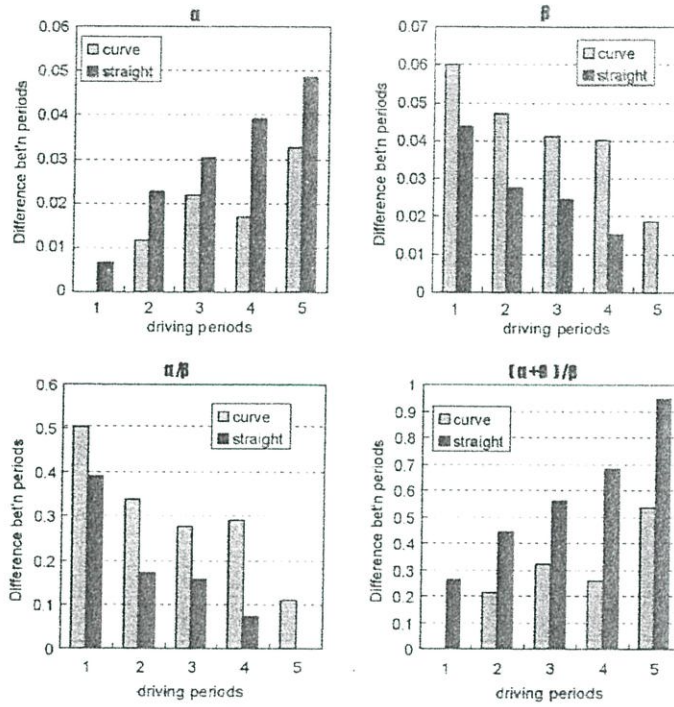


Fig. 9. Comparison of straight section and curved section.

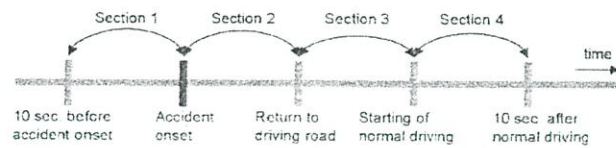


Fig. 10. Section definition for accident analysis

levels of 200% and 300% were best for the statistical discrimination of each driving periods. In the case of  $\alpha$ -burst (7.5 s), 150% was best and in case of  $\theta$ -burst (7.5 s), 100% and 150% were best. There was no difference between the threshold

levels of  $\theta$ -burst (1 s) for the discrimination of driving periods. An example of the burst indices change is presented in Fig. 12. The burst indices gradually increased from the start of driving to the end of driving.

#### 4. Discussion

Sleep deprivation can increase subjective drowsiness and fatigue (Davis and Parasuraman, 1982). Reyner and Horne (2002) studied the effect of caffeine as a countermeasure of driver's drowsiness and showed the efficacy of caffeine for the reduction of sleepiness. Caffeine acts as an inhibitor of the potent sleep promoter, adenosine receptors. On the other hand, it acts on the synthesis of catecholamines, which appears on the excitement of the sympathetic nervous system (Radulovaeki, 1995; Porkka-Heiskanen et al., 1997; Battig and Welsl, 1993). To accelerate fatigue and drowsiness, the subject was deprived of a whole night's sleep before the experiment, and caffeine was given just before the experiment. In

the comparison of reference EEGs B1 and B2, the alpha wave of B1 was higher than that of B2, and the beta wave of B2 was higher than that of B1, but the differences were statistically insignificant (see Fig. 6). Previous research done by Reyner and Horne (2002) could not show a significant difference between active and control groups classified by caffeine dosage. It just showed that subjective sleepiness and number of incidents identified by lateral lane drifting of the active group were significantly higher than those of the control group.

In studies of fatigue and drowsiness, it is not necessary to assess all the four stages of sleep, but only the phase between the awake stage and the first stage of sleep—sleep onset (Lal and Craig, 2001). Beta waves are associated with increased alertness and arousal, alpha waves occur during relaxed conditions, at decreased attention levels and in a drowsy but wakeful state, and theta waves mainly occur at sleep state 1 (Grandjean, 1988; Okogbaa et al., 1994; Rains and Penzien, 2003). Alpha and beta waves showed a significant change while driving in a drowsy state in this study, and the directions of their changes were consistent with previous studies. In contrast to previous studies (Åkerstedt et al., 1991; Lal and Craig, 2001), theta waves did not show significant change in this study. Though the dull and monotonous driving

Table 4  
ANOVA summary of accident analysis

Index	Location	Session	Interaction
$\theta$	0.7007	0.4437	0.4174
$\alpha$	0.4468	0.1884	0.2706
$\beta$	0.5890	0.0350*	0.6790
$\theta/\alpha$	0.5748	0.9115	0.7843
$\beta/\alpha$	0.4548	0.4484	0.8739
$(\alpha + \theta)/\beta$	0.7921	0.0072**	0.8933

\*Significant at  $\alpha = 0.05$ , \*\*Significant at  $\alpha = 0.01$ .

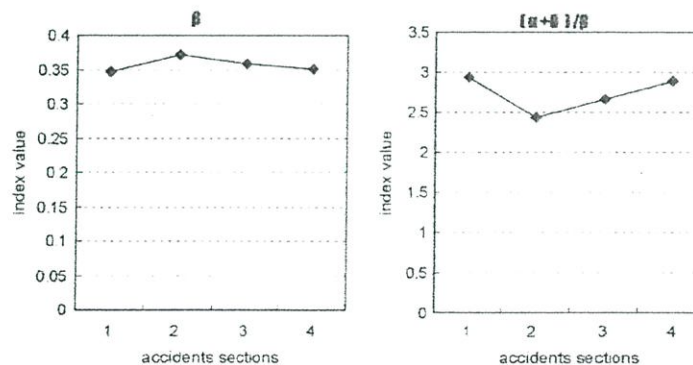


Fig. 11. EEG plots of accident sessions.

Table 5  
ANOVA summary of  $\alpha$ -burst and  $\theta$ -burst (*p*-values for factor 'period')

Threshold (%)	$\alpha$ -burst (1 s)	$\alpha$ -burst (7.5 s)	$\alpha$ -burst (1 s)	$\alpha$ -burst (7.5 s)
100	0.0007**	0.0007**	0.0053**	0.0032**
150	<0.0001**	<0.0001**	0.0048**	0.0099**
200	<0.0001**	<0.0001**	0.0087**	0.1072
300	<0.0001**	0.0008**	0.0139*	0.0876
400	<0.0001**	0.0038**	0.0241*	0.0653
500	<0.0001**	0.0110*	0.0191*	0.1582

\*Significant at  $\alpha = 0.05$ , \*\*Significant at  $\alpha = 0.01$ .

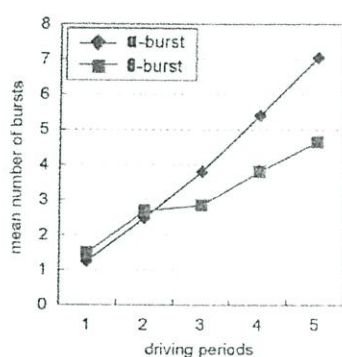


Fig. 12. Burst changes by driving period (epoch: 1 s, threshold: 300%).

may lead the subjects to microsleep, which would cause an instant change of theta waves, it could not lead the subject to a continuous sleep state. Hence it was hard to observe significant changes of theta mean power. Theta waves that were insignificant at mean power comparison showed a significant change in the burst analysis because of the burst activity caused by microsleep. A few subjects fell into a continuous sleep state during reference session A2, and theta waves showed dominant activities at that time.

Among the ratio indices, index  $\beta/\alpha$  and index  $(\alpha+\theta)/\beta$  were statistically significant in this experiment. Index  $(\alpha+\theta)/\beta$  was the best discriminator of driving periods to statistically significant groups in the SNK analysis, and it also discriminated period

5 which no other indices could do (see Fig. 7). In spite of the insignificance of the basic index  $\theta$ , index  $(\alpha+\theta)/\beta$  showed different statistical characteristics compared to index  $\beta/\alpha$  due to the mutual addition effect of alpha waves and theta waves during the repetitive phase transition between wakefulness and microsleep. According to the EEG study of long distance driving done by Macchi et al. (2002), theta waves alone showed insignificant effect, but the index containing both theta and alpha band showed significant effect.

There were significant differences between EEG indices before and after the accidents. The difference was highest between Section 1 and Section 2, and it gradually decreased from Section 2 to Section 4. This means that the alertness level, whose value was low just before the accident, took a high value immediately after the accident onset and reduced as time went. If the main cause of the accident was drowsiness, index  $(\alpha+\theta)/\beta$  of Section 1 was similar or higher than that of latter driving periods. However, the actual index value of Section 1 was similar to that of the former driving periods. Two potential factors might have affected this phenomenon. One factor is the road type. Eighty percent of the accidents from a total of 45 accidents occurred on the curved section. Since the attention level required for driving on the curved section is higher than the level required for driving on the straight section, index  $(\alpha+\theta)/\beta$  measured at the accident was a relatively low value. The other factor is the calculation method. Since the EEG indices of driving periods were calculated after the exclusion of the accident sections, EEG indices of driving periods might have been overestimated.

EEG changes of the theta and the alpha bands caused by drowsiness could appear in the form of bursts, and these changes might not be recognized if they were averaged over a long time band. Kecklund and Akerstedt (1993) suggested the analysis of burst activity for long distance night driving. They showed a significant difference in alpha and theta bursts between the first 4 h of the driving task and the remaining 2 h of the driving task. They also suggested that the criteria for burst be lower than 200% of mean value of the starting period. If the criteria were higher than 200%, a large portion of EEG variability would have been eliminated in the previous study. In this study, however, criteria were varied from 100% to 500% and EEG burst indices were analyzed at each of the criteria. When the time interval was set at 7.5 s, the burst value of the former driving part was zero at the criteria of 200%. This result was the same as the result of the previous study. When the time interval was set at 1 s, the burst value of the former driving part was zero at the criteria of 500%.

Characteristics of the EEG when the subjects fell in sleep at the wheel could be caught by simultaneous observation of the EEG time series and the subject behavior video. When the subjects closed their eyes for more than 3 s and nodded their head, the high amplitude of alpha band from the parietal and the occipital lobe could be observed. The observed duration of alpha burst was 1–3 s, and the increase of the amplitude was more than 2 times the usual amplitude. Since the actual duration of burst was less than 3 s, a time interval of 7.5 s may be too long to validly analyze burst activity. It is suggested that the proper time interval be 1 s and the proper criterion be within the range of 200–400%.

## 5. Conclusion

EEG analysis of drowsy drivers was performed using a driving simulator after a whole night of sleep deprivation. While previous studies showed a binary difference from long time driving, this study discriminated the driving task into more than three different groups from a relatively short driving time. In the EEG analysis for the driving

task, alpha waves, beta waves, index  $\beta/\alpha$  and index  $(\alpha+\theta)/\beta$  were found to be statistically significant. The same four indices were significant in the road type analysis. Only the beta waves and index  $(\alpha+\theta)/\beta$  were significant in the accident analysis. Since the accidents that occurred in this experiment were not controlled, they were not equally distributed to each subject and each driving period. To analyze the accident EEG in more detail, a well-planned and controlled generation of accidents is required in future studies. The burst analysis showed significant changes in theta waves that were insignificant in the mean power analysis. The result of the burst analysis showed that the criteria level suggested by previous researches was too low, and a proper level of criteria should be considered in future studies.

## References

- Akerstedt, T., Thorsvall, L., 1984. Continuous electrophysiological recordings. In: Cullen, F.J., Siegest, J. (Eds.), *Breakdown in Human Adaptation to Stress. Towards a Multidisciplinary Approach*, Vol. 1. Martinus Nijhoff, The Hague, pp. 567–584.
- Akerstedt, T., Kecklund, G., Knutsson, A., 1991. Manifest sleepiness and the EEG spectral content during night work. *Sleep* 14, 221–225.
- Andreassi, J.L., 1995. *Psychophysiology: Human Behavior & Physiological Response*, third ed. Lawrence Erlbaum Associates, New Jersey.
- Battig, K., Welsch, H., 1993. Psychopharmacological profile of caffeine. In: Garattini, S. (Ed.), *Caffeine, Coffee and Health*. Raven Press, New York, pp. 213–253.
- Brookhuis, K.A., 1995. Driver impairment monitoring by physiological measures. In: Hartley, L. (Ed.), *Fatigue & Driving*. Taylor & Francis, London, pp. 181–188.
- Brookhuis, K.A., Waard, D., 1993. The use of psychophysiology to assess driver status. *Ergonomics* 39 (9), 1099–1110.
- Brown, I.D., 1995. Methodological issues in driver fatigue research. In: Hartley, L. (Ed.), *Fatigue & Driving*. Taylor & Francis, London, pp. 155–166.
- Chung, M.K., Park, S.H., Lee, I.S., Lim, S.H., Chang, J.W., Kim, S.H., Na, S.H., Ryu, H.G., 1999. *Driver's Fatigue Evaluation Based on Posture and Motion Analysis*. Postech, Pohang.
- Davis, D.R., Parasuraman, R., 1982. *The Psychology of Vigilance*. Academic Press, London.
- Dinges, D.F., 1995. An overview of sleepiness and accidents. *Journal of Sleep Research* 4 (Suppl. 2), 4–14.
- Grandjean, E., 1988. *Fitting the Task to the Man*. Taylor & Francis, London.

- Horne, J.A., Reyner, L.A., 1995. Driver sleepiness. *Journal of Sleep Research* 4 (Suppl. 2), 23–29.
- Horne, J.A., Reyner, L.A., 1996. Counteracting driver sleepiness: effects of napping, caffeine, and placebo. *Psychophysiology* 33, 306–309.
- Jung, T., Makeig, S., Stensmo, M., Sejnowski, T.J., 1997. Estimating alertness from the EEG power spectrum. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 44 (1), 60–69.
- Jung, T., Humphries, C., Lee, T., Makeig, S., McKeown, M., Iragui, V., Sejnowski, T.J., 1998. Extended ICA removes artifacts from electroencephalographic recordings. *Advances in Neural Information Processing Systems* 10, 894–900.
- Kecklund, G., Akerstedt, T., 1995. Sleepiness in long distance truck driving: an ambulatory EEG study of night driving. *Ergonomics* 36 (9), 1007–1017.
- Khardi, S., Vallet, M., 1994. Driver's vigilance, analysis of differences in vigilance states assessments by physiological and mechanical indicators. Conference Proceedings 'Telematics for Transport', Paris, 1991–1998.
- Klimesch, W., 1999. EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. *Brain Research Reviews* 29, 169–195.
- Lai, S.K.L., Craig, A., 2001. A critical review of psychophysiological of driver fatigue. *Biological Psychology* 55, 173–194.
- Lai, S.K.L., Craig, A., 2002. Driver fatigue: electroencephalography and psychological assessment. *Psychophysiology* 39, 313–321.
- Lee, U.C., Um, W.S., Kim, S., Eoh, H.J., Yun, M.H., 2002. The phase relationship between eye blink and alpha activity generation during drive simulation. Proceedings of the Conference of the Korean Physics Society.
- Macchi, M.M., Boulos, Z., Ranney, T., Simmons, L., Campbell, S.S., 2002. Effects of an afternoon nap on nighttime alertness and performance in long-haul drivers. *Accident Analysis & Prevention* 34, 825–834.
- Milosevic, S., 1997. Driver's fatigue studies. *Ergonomics* 40 (3), 381–389.
- Okogbaa, O.G., Shell, R.L., Filipusic, D., 1994. On the investigation of the neurophysiological correlates of knowledge worker mental fatigue using the EEG signal. *Applied Ergonomics* 25 (6), 355–365.
- Petit, C., Chaput, D., Tarriere, C., LeCoz, J.Y., Planque, S., 1990. Research to prevent the driver from falling asleep behind the wheel. Proceedings of the 34th AAAM Conference, American Association of Automotive Medicine, pp. 505–523.
- Polyphony, 1999. Polyphony Homepages. (On-line). Available <http://www.polyphony.co.jp>.
- Porkka-Heiskanen, T., Strecker, R.E., Thakkar, M., Bjorkum, A.A., Greene, R.W., McCarley, R.W., 1997. Adenosine: a mediator of the sleep-including effects of prolonged wakefulness. *Science* 276, 1265–1268.
- Pyun, H.G., Kim, J.R., 2000. A study on the effect of emotion-evoking advertisement with EEG analysis. Proceedings of 2000 Joint Conference of KHE and KORMS, KHE and KORMS, Seoul, pp. 413–416.
- Radulovački, M., 1995. Pharmacology of the adenosine system. In: Kales, A. (Ed.), *Handbook of Experimental Pharmacology—The Pharmacology of Sleep*. Springer, Berlin, pp. 307–322.
- Rains, J.C., Penzien, D.B., 2003. Sleep and chronic pain challenges to the  $\alpha$ -EEG sleep pattern as a pain specific sleep anomaly. *Journal of Psychosomatic Research* 54, 77–83.
- Reyner, L.A., Horne, J.A., 2002. Efficacy of a 'functional energy drink' in counteracting driver sleepiness. *Physiology and Behavior* 75, 331–335.
- Ryan, G.A., 1995. Road traffic crashes by region in western Australia. In: Hartley, L. (Ed.), *Fatigue & Driving*. Taylor & Francis, London, pp. 51–57.
- Ryu, C.S., Kim, S., Park, S.H., Lee, I.G., Kim, J.E., Sohn, J.H., 1997. A time-frequency analysis of the EEG in negative and positive emotional states evoked by visual stimuli. 97 Annual Conference of Korean Society for Emotion and Sensibility, Korean Society for Emotion and Sensibility, Daejeon, pp. 98–101.
- Scerbo, M., Freeman, F.G., Mikulke, P.J., 2000. A Biocybernetic System for Adaptive Automation. In: Backs, R.W., Boucsein, W. (Eds.), *Engineering Psychophysiology: Issues and Applications*. Lawrence Erlbaum Associates, New Jersey, pp. 241–253.
- Schier, M.A., 2000. Changes in EEG alpha power during simulated driving: a demonstration. *International Journal of Psychophysiology* 37, 155–162.
- Shuman, M., 1992. Asleep at the wheel. *Traffic Safety*, January/February.
- SONY, 1998. Sony Playstation Homepages. (on-line). Available <http://us.playstation.com/hardware>.
- Summala, H., Hakkanen, H., Mikkola, T., Sinkkonen, J., 1999. Task effects on fatigue symptoms in overnight driving. *Ergonomics* 42 (6), 798–806.
- Ward, D., Brookhuis, K.A., 1991. Assessing driver status: a demonstration experiment on the road. *Accident Analysis and Prevention* 23 (4), 297–307.
- Wilson, G.F., Swain, C.R., Ullsperger, P., 1999. EEG power changes during a multiple level memory retention task. *International Journal of Psychophysiology* 32, 107–118.
- Wylie, C.D., Shultz, T., Miller, J.C., Miller, M.M., Mackie, R.R., 1996. Commercial motor vehicle driver fatigue and alertness study. Technical Summary (FHWA-MC-97-001). Federal Highway Administration.

# DROWTION: Driver Drowsiness Detection Software Using MINDWAVE

Giovanni<sup>1</sup>, Topo Suprihadi<sup>2</sup>, Kanisius Karyono<sup>3</sup>

Computer Engineering Department,  
ICT Faculty, Universitas Multimedia Nusantara  
Gading Serpong, Tangerang, INDONESIA

<sup>1</sup>ivan2007i@yahoo.co.id, <sup>2</sup>topo.suprihadi@umn.ac.id, <sup>3</sup>karyono@unimedia.ac.id

**Abstract**—A Significant numbers of road accidents are caused by drowsy driver. This factor can be reduced if the drowsy condition of the driver can be identified and alarmed. This research is conducted by using Electroencephalography approach to detect drowsy state of the driver using Mindwave. Mindwave will sense the value changes of the driver's awareness caused by changes in concentration value. The changes between conscious and drowsiness state are mapped and used as threshold values for triggering the alarm. Result shows that the drowsy state is detected when the average value of low-alpha is below 0.7, the high-alpha value fall below 0.6 and the theta values is below 0.7 from the normal condition. The low-alpha values are sufficient enough to show the condition of drowsiness, but the high-alpha and theta value can be used to minimize the false alarm event. DrowTion application is developed based on this result. DrowTion is implemented with Mindwave headset with the capability of minimizing false alarm and having the capability of giving multiple alarms. Accuracy of DrowTion application in normal condition is about 68,11%.

**Keywords**— EEG, DrowTion, drowsiness detection application, low-alpha value

## I. INTRODUCTION

According to National Highway Traffic Safety Administration, at least, 1,500 people die in crashes related to fatigued or drowsy drivers in the United States of America each year. At least 40,000 people are injured in drowsy driver crashes in more than 100,000 crashes each year [1]. German insurance organization GDV's statistics reveal that about 25 percent of all fatal autobahn accidents are caused by tired or drowsy drivers. According to Automaker like Ford, Volvo, and others respond to this issue by developing a system to give alert when the abnormal driving behaviors detected [2]. But this feature is only available on the top-of-the-line cars or the new one. This feature cannot be added to a model for a custom features because many components in the system will need to be replaced and it must be done at the manufacturer site.

Many efforts have been done to provide the solution for this problem. The first approach is using visual/imaging to monitor driver's condition. Ranging from driver's pupils detection [3] up to facial images analysis with neural network based algorithm for measuring the eye opening and closing [4].

Another approach is using sensor based in-vehicle system, to detect driver's drowsiness [5].

The drowsy detection systems as mentioned before are relatively complex and have strong dependencies on some on-board sensors. Instead of implementing on-board sensor, this work focused on utilizing sensor which can have a direct contact with driver to detect drowsiness. For that reason, an independent and portable system is developed to detect drowsiness based on Electroencephalography (EEG) approach. Previous study have been conducted to develop this kind of system [6] but the portability, the ease of use and the comfort ability factors are still become a problem.

This study is conducted to overcome those problem and forms more reliable solution. Mindwave is used as a probe to detect the brain wave pattern of the user. This system can be used in various vehicles and can be moved from one to another. Application called DrowTion is built based on Windows Operating System using C# and can be installed in Windows based portable devices. This device can automatically get data from Mindwave, process it and give suggestion or alert to the users when the drowsy state detected.

## II. RELATED WORK

Various studies have been conducted to analyze the connection between EEG and drowsiness condition. The brainwave signal that has correlation with the drowsy condition are Alpha and Theta wave. Some of the studies said that there are some differences in raw wave pattern in normal and drowsy state [7].

The previous study uses 2 stages of interpretation [6]. The first stage captured raw EEG voltages under normal & drowsy condition. The second stage judged drowsiness and triggered alarm. This previous study uses 2 microcontrollers, one for capturing raw data, while the second microcontroller is responsible for triggering drowsiness alarm.

Based on the previous EEG research, our work use single channel dry sensor electrodes and this is already developed by MINDWAVE. The data reading then translated from analog to digital values and transmitted to Windows based device using MINDWAVE.

### III. BACKGROUND THEORY

#### A. Stages of Sleep

Sleep is natural activity when the body rested. However, human brain activity changed drastically at that moment. In general, sleep consists of two basic states: rapid eye movement (REM) sleep and non-rapid eye movement (NREM) sleep. Basically NREM sleep was divided into:

- Stage 1: the beginning of sleep. In this stage, the eye is closed but someone can be easily awakened. In this stage the theta and alpha wave is changed.
- Stage 2: period of light sleep. In this stage, the heartbeat frequency and the body temperature are decreased.
- Stage 3 & 4: deep sleep stages. In this stage, someone need some minutes to restore their consciousness. [8]

Rapid Eye Movement (REM) is the next phase after non-REM sleep is exceeded. This phase occurs after a person is falling asleep approximately 90 minutes. In this stage, the brain activity is similar as people do not fall asleep [9].

#### B. Electroencephalography (EEG)

Electroencephalography is used to record the electrical activity of the human brain. Impulse is generated electrically by the nervous system in the brain that can be measured by electrodes placed on certain parts of the human head. EEG provides an overview of human neural activity and can be used to detect brain physiology. EEG signal is measured in microvolt ( $\mu V$ ) with frequencies up to 30 Hertz (Hz) [10].

EEG rhythmic activity is divided into frequency bands. Classification of EEG rhythmic activity can be seen in Table I.

TABLE I EEG RHYTHMIC ACTIVITY [11]

Brainwave Type	Frequency Range	Mental States and Condition
Delta	0 Hz to 3Hz	Deep, dreamless sleep, non-REM sleep, unconscious
Beta	4Hz to 7Hz	Intuitive, creative, recall, fantasy, imaginary, dream
Alpha	8Hz to 12Hz	Relaxed, but not drowsy, tranquil, conscious
Low Beta	12Hz to 15Hz	Formerly SMR, relaxed yet focused, integrated
Midrange Beta	16Hz to 20Hz	Blinking, aware of self & surroundings
High Beta	21Hz to 30Hz	Alertness, agitation
Gamma	30Hz to 100Hz	Motor Functions, higher mental activity

#### C. Neurosky Mindwave

Mindwave is one of the Neurosky product released in 2010. It can be used to detect mental states of the user. Mindwave using dry electrodes to detect the brain wave of the user. The electrodes get the raw signal. Thinkgear chip then processes the raw signal and differentiate the value based on the frequency

range. The Mindwave can detect blink strength, focus, and meditation of the user. There are 2 versions of Mindwave, the normal one (using RF to transfer data) and the mobile version (using bluetooth connection to transfer data)[11]. The Mindwave has been marketed as both an education and entertainment device [12].

Mindwave transmit data from the probe using Serial Communication Protocol. The Mindwave transmit the data asynchronously. Thinkgear Library is provided by Neurosky that help developers to get the data from the probe. Connection initialization provided by this library. It can classify packets to some variable that declared before. The baud rate of Mindwave is 57,600 [11].

### IV. METHODOLOGY

#### A. Hardware and Software

Neurosky Mindwave is the smallest and cheapest EEG headset available right now. It used dry sensor electrode to read brain signal data. Thinkgear library was used to initialize connection and data transfer between the Mindwave and the computer. An application to log data sent by Mindwave was developed. This application classifies the data and saved them into \*.csv file.

During normal condition (active brain), every data are logged and then compared with the data from drowsy condition to check the differences between them. DatPlot Application was used to process and draw the graph for each data. DatPlot was chosen for its simplicity and ability to count the mean, minimum, and maximum value for each variable. The experimental framework can be seen in Figure 1.

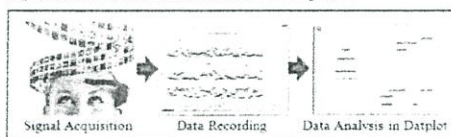


Fig. 1. Experimental Framework

#### B. Data Collection and Manipulation

Six data gathering scenario were created to get the comparison between the normal and drowsy condition. Table II shows the scenario to differentiate the normal brain activity and drowsy condition. Data will be compared between each group to analyze the characteristic. 3000 sample data are taken for each scenario to provide overview of the condition. Minimum 5 seconds initial delay are given before the application start to log. This procedure is needed to prevent Mindwave from getting false data. False data can be generated when the electrodes position are moved, unstable or loose which can lead to unstable brain wave signal generation. This condition often occurs after the subject changes his position and gets other interferences. The comparison was performed using DatPlot in Theta and Alpha Wave that indicate the drowsiness condition or stage 1 sleep.

TABLE II DATA GATHERING SCENARIO

No.	Position	Condition
1.	Sit down	Normal
2.	Sit down	Drowsy
3.	Lie down	Normal
4.	Lie down	Drowsy
5.	Driving	Normal
6.	Driving	Drowsy

Retrieval of data in the scenario with the same position and difference condition was done without changing the electrode position of Mindwave. When the position changes, Mindwave will detect different values and make data set becomes invalid. Every data received by the application, will be initially checked whether it has the same value as the last data written. Raw value was detected by the electrodes. The rapid changing values are also detected, so values monitoring can be delivered directly based only on the raw value. This is done to prevent the duplication of data.

V. RESULTS AND DISCUSSION

Not all of the MINDWAVE generated data are used in this work. Only Alpha and Theta values are processed. Power spectral analysis was performed, plotted and compared for two conditions, normal and drowsy. Some differences were observed between two states: Drowsy & Normal within the same position of tests. The sample of Alpha and Theta plots of the collected data are shown in Figure 2

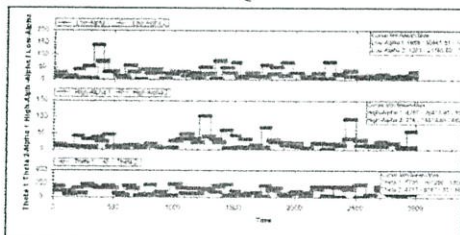


Fig. 2. The Sample chart of low-alpha, high-alpha, and theta signal in DatPlot for Scenario 1 and 2

Drowsy states produced lower level of low-alpha, high-alpha, and theta. Result of the research are shown in Table III and Table IV. Table III shows the result for scenario 1-4 which are Sit Down and Lie Down position both for normal and drowsy condition. Based on this data, the values of coefficient X are calculated which representing the value of drowsy condition compared with the normal one. Table IV shows the result for scenario 5 and 6 which are the result for driving, both for normal and drowsy condition. The trials for these scenarios are conducted more than previous scenario, to give more accurate result and better system performance.

Coefficient X is generated based on the trial results. The coefficient calculation can be seen in Table V. When the value

of coefficient X is exceeding 1, the value will be ignored because sleep state is not detected in that wave.

TABLE III SAMPLE COMPARISON RESULT BETWEEN NORMAL & DROWSY CONDITION FOR SIT DOWN AND LIE DOWN POSITION

Variable	Scenario 1	Scenario 2	Scenario 3	Scenario 4	Scenario 5	Scenario 6	X
Low-alpha	30,851 6*	21,188 5*	0.7	17,970 45	15,668 85	0.8	15,860 68
High-alpha	26,440 81	34,507 9*	0.9	11,284 25	17,319 86	1.5	17,315 95
Theta	101,238 70	81,869 80	0.8	77,980 80	65,958 07	0.9	72,116 09

TABLE IV SAMPLE COMPARISON RESULT BETWEEN NORMAL & DROWSY CONDITION WHILE DRIVING

Variable	Scenario trial 1	Scenario 6 trial 1	Scenario 6 trial 2	Scenario 6 trial 3	Scenario 6 trial 4	Scenario 6 trial 5	Scenario 6 trial 6	X
Low-alpha	18,345 75	17,769 51	0.7	18,842 61	10,930 43	0.6	48,813 52	32,670 34
High-alpha	12,461 73	13,968 26	1.1	12,499 95	8,111 72	0.6	21,296 16	17,01 62
Theta	22,983 55	46,579 24	2.0	42,117 34	21,484 70	0.6	14,929 03	48,816 94

TABLE V VALUE OF COEFFICIENT X

Variable	X1	X2	X3	X4	X5	X6	X'
Low-alpha	0.7	0.8	1	0.7	0.6	0.7	0.7
High-alpha	0.9	*	1	*	0.6	0.7	0.6
Theta	0.8	0.9	1	*	0.5	0.4	0.7

\* Ignored value (more than 1)

VI DROWTION

Neurosky Mindwave, the cheapest and smallest EEG headset can indicate the drowsiness of the user. Although the initial goal is for entertainment and mental exercise, Mindwave also provide another potential if used properly. Another output of Mindwave that can be utilizing to detect drowsiness is low-beta and high beta. But, there are some limitations of the headset because of using single channel electrodes, changes in electrode position affect the detection value. Thus, the application cannot save profile of the user and when the user changes the position of the electrodes, they have to do the calibration process again to get the normal condition data.

DrowTion application was made based on the experiment result. The driver has to wear Mindwave headset while driving and activate DrowTion application in his device or smartphone. In this work, Windows based application is selected for development due to the availability of Mindwave. In this work, we use RF Mindwave. If Bluetooth Mindwave is available, the development of multiplatform DrowTion is much easier.

Application is initialized by preparing memory and variables and then the application will start to get the normal condition data (calibration process). This process is carried out to overcome many disturbances that can cause reading error such as sensor position and the difference readings between different people. After the calibration process is complete, the detection process can be executed. The mean of each wave

(low-alpha, high-alpha, and theta wave) from the calibration are compared with the mean in detection process.

When the mean from detection process are below the coefficient  $X$  then sleep counter in each wave will be increased. When the mean of the detection process are greater than coefficient  $+0.1$  then the sleep counter will be decreased. Low-alpha has 2 times higher priority than high-alpha or theta because in low-alpha drowsy condition will always be detected. Algorithm to detect drowsiness in this application can be seen in Table VI. These counters are necessary to avoid false alarm while not reducing the performance of DrowTion to warn the driver.

TABLE VI DROWTION ALGORITHM TO DETECT DROWSINESS

Condition	Explanation	Changed in Value
$D_{LA} < X_{LA} * C_{LA}$	$D_{LA} = \text{Mean low-alpha detection}$ $X_{LA} = X \text{ low-alpha (0.7)}$ $C_{LA} = \text{Mean low-alpha calibration}$	SleepA1 Counter = 2
$D_{HA} < X_{HA} * C_{HA}$	$D_{HA} = \text{Mean high-alpha detection}$ $X_{HA} = X \text{ high-alpha (0.6)}$ $C_{HA} = \text{Mean high-alpha calibration}$	SleepA2 Counter = 2
$D_T < X_T * C_T$	$D_T = \text{Mean theta detection}$ $X_T = X \text{ theta (0.7)}$ $C_T = \text{Mean theta calibration}$	SleepT Counter = 2

DrowTion is designed to warn the driver when drowsiness is detected. Alarm in DrowTion application would go on when sleepCounter reaches minimum 4 (Table VII). This system is also equipped with multiple alarm and special settings can be implemented in the program, such as ringing louder alarm when the counter reach higher values.

TABLE VII SLEEP COUNTER FORMULA

Formula	Condition	Output
sleepCounter - SleepA1Counter * 2 + SleepA2Counter - SleepTCounter	sleepCounter = 0	Normal
	sleepCounter = 2	Alarm not ringing
	sleepCounter = 4	Alarm I
	sleepCounter = 6	Alarm II
	sleepCounter = 8	Alarm III

DrowTion is tested against false alarm. From 48 cycles, DrowTion generated 3 false alarms or about 6.25%. DrowTion is also tested when driver is getting drowsy with average accuracy of 68.11%. During testing in extreme condition (the driver was in heavy drowsy condition), the result is 86.9% accurate.

## VII. CONCLUSION

Drowsiness detected when the average value of low-alpha is below 0.7, high-alpha is below 0.6, and theta is below 0.7 from the normal condition. Low-alpha can illustrate more than other waves to detect the actual condition of drowsiness. Thus, low-alpha has greater priority (2 times higher than high-alpha or theta). DrowTion is implemented with Mindwave headset with the capability of minimizing false alarm and having the capability of giving multiple alarms. Accuracy of DrowTion application in normal condition is about 68.11%.

## REFERENCES

- [1] Phil Konstantin, "Statistics Related to Drowsy Driver Crashes", <http://americaindian.net/sleepstats.html>, last accessed: July 18, 2014.
- [2] Euro NCAP, "Ford Active City Stop", [http://www.euroncap.com/rewards/Ford\\_ActiveCityStop.aspx](http://www.euroncap.com/rewards/Ford_ActiveCityStop.aspx), last accessed: March 19, 2014.
- [3] Richard Grace and Sonya Steward, "Drowsy Driver Monitor and Warning System", First International Driving Symposium on Human Factors in Driver Assessment, Training and Vehicle Design, pp. 64-69, Iowa University, 2001.
- [4] Itenderpal Singh and Banga, "Development of a Drowsiness Warning System using Neural Network", International Journal of Advanced Research in Electrical, Electronics and Instrumentation Engineering, Vol. 2, Issue 8, August 2013, pp. 3614-3623.
- [5] Ronald R Kripling and Walter W Wierwille, "Vehicle-Based Drowsy Driver Detection: Current Status and Future Prospects", IVHS America Fourth Annual Meeting, Atlanta, GA, April, 1994.
- [6] Neelima, S.Sri Lakshmi and T.Jaya Vardhan, "Design and Development of Warning System for Drowsy Drivers", International Journal of Scientific and Research Publications, Volume 3, Issue 11, November 2013.
- [7] Choi, Jones, "Using Brain-Computer Interfaces to Analyze EEG Data for Safety Improvement," Team Rx Research in Ubiquitous Secure Technology, 2010.
- [8] Pined, J.P.J., "Biopsychology", Needham Heights, MA: Allyn & Bacon, 1992.
- [9] Dement, W.C., "Some must watch while some must sleep", New York: W.W.Norton, 1978.
- [10] Niedermeyer E and da Silva F.L., "Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields", Lippincott Williams & Wilkins, 2004.
- [11] Neurosky, "Brain Wave Signal (EEG)", NeuroSky, Inc., <http://frontierminds.com/files/neurosky-vs-medical-eeeg.pdf>, last accessed: December, 2009.
- [12] Fiolet, Eliane, "NeuroSky MindWave Brings Brain-Computer Interface to Education", Ubergizmo, [www.ubergizmo.com](http://www.ubergizmo.com), last accessed: March 19, 2014.

## Low-Cost EEG-based Sleep Detection

Bryan Van Hal, Samhita Rhodes, Bruce Dunno-*IEEE Member* and Robert Bossemeyer-*IEEE member*

**Abstract**—A real-time stage 1 sleep detection system using a low-cost single dry-sensor EEG headset is described. This device issues an auditory warning at the onset of stage 1 sleep using the “NeuroSky Mindset,” an inexpensive commercial entertainment-based headset. The EEG signal is filtered into low/high alpha and low/high beta frequency bands which are analyzed to indicate the onset of sleep. Preliminary results indicate an 81% effective rate of detecting sleep with all failures being false positives of sleep onset. This device was able to predict and respond to the onset of drowsiness preceding stage 1 sleep allowing for earlier warnings with the result of fewer sleep-related accidents.

### I. INTRODUCTION

Operator fatigue and drowsiness is a serious safety issue in many forms of transportation [1], [2]. Currently, there are two approaches to drowsiness detection: driving pattern based detection, and eye closure detection. Driving pattern based detection is triggered by sensing driver control errors that occur due to falling asleep at the wheel. The drawback with this approach is that once effects become noticeable, it may already be too late to prevent an accident. Alternatively, the eye closure detection approach utilizes a vision system to track the eyes of a driver to determine if they are closed. This approach allows for earlier detection of driver drowsiness than driving pattern detection, but it is limited by the accuracy of the vision system used to sense eye closure.

Recent new techniques based on changes in body physiology as a function of fatigue are now being used to detect the onset of sleep. One such method is the use of signals recorded from scalp electrodes that measure patterns of changing electrical activity in the brain from a state of complete alertness to fatigue and drowsiness. The process of recording these signals is known as Electroencephalography (EEG). EEG has been used to detect the stages of sleep since the 1930s [3]. It has also been clinically used to monitor driver and pilot drowsiness [4], [5]. However, these medical grade EEG devices are impractical for everyday driver drowsiness detection since they require the use of expensive equipment and complicated skin preparation with conductive gel for effective monitoring. To circumvent this issue, commercially available entertainment-based headsets that detect EEG signals have recently been introduced. These devices use a single dry-electrode to record EEG signal

power in select frequency bands (as opposed to medical grade EEG that uses multiple electrodes, attached with conductive gel and adhesive, to record EEG signal power at multiple locations). These simple and cheap systems offer an attractive target for research efforts into effective driver drowsiness detection systems using EEGs. One such low cost EEG headset is the NeuroSky Mindset [6]. This device is shown below in Figure 1.

### II. SLEEP DETECTION METHOD

#### A. Brain Activity during and preceding Sleep

Traditional methods of frequency domain analysis of EEG activity for studying sleep has centered around four major bands of frequencies as shown in Table I.

TABLE I. EEG FREQUENCY BANDS FOR SLEEP DETECTION

Sleep Stage versus Frequency Band		
Stage	Band	Range
Adult slow wave	Delta	<4Hz
Drowsiness	Theta	4-7Hz
Resting, relaxed	Alpha	8-16Hz
Alert	Beta	17-30Hz

Sleep is broken into four stages. Stage 1 is the transition from wakefulness to sleep, during which a person can be woken easily, and may not be aware that they were sleeping. Here, EEG signals are low amplitude and low frequency. During stage 2 sleep, body temperature decreases and the heart rate slows. In stage 2, alpha waves are periodically interrupted by alpha spindles which are 12-14Hz bursts of brain activity that last at least half a second [7]. Stages 3 and 4 are progressively deeper stages of sleep. Rapid Eye Movement (REM) sleep follows stage 4. During REM sleep, dreaming occurs and brain activity increases. The sleeper continuously cycles through each of these stages throughout the sleeping period.



Figure 1. NeuroSky Mindset Single EEG Headset

B. Van Hal is with GE Aviation, Grand Rapids, MI 49512 USA (email: bryan.vanh@ge.com)

S. Rhodes is with the School of Engineering, Grand Valley State University, Grand Rapids, MI 49504 USA (phone: 616-331-6267, fax: 616-331-7215, e-mail: rhodesam@gvsu.edu)

B. Dunno is with the School of Engineering, Grand Valley State University, Grand Rapids, MI 49504 USA (e-mail: dunneb@gvsu.edu)

R. Bossemeyer is with the School of Engineering, Grand Valley State University, Grand Rapids, MI 49504 USA (e-mail: bossem@gsu.edu)

The majority of brain activity during the transition from wakefulness to sleep occurs in the frontal and occipital lobes. In the transition from wakefulness to sleep, alpha activity moves from the occipital to the frontal lobe. High occipital lobe activity is associated with relaxed wakefulness. In general, frequencies from 1Hz to 16Hz increase while approaching sleep, while frequencies 17Hz and higher decrease. This pattern continues after the onset of sleep, except that power in the 8–11Hz range begins to increase as well. The change in the 8–11Hz signal is especially noticeable in the occipital region where the signal diminishes and transitions to the frontal lobe [8]. During stages 2–4, delta activity in the frontal lobe increases and theta activity in the occipital lobe increases [9]. A viable approach is to detect sleep onset by observing these changing features in the brain during the transition from wakefulness to sleep.

#### B. Comparable Sleep Detection Approaches

One real-time EEG-based sleep detection system focuses on three critical parameters in EEG recordings: waveform amplitude, waveform frequency, and duration of synchronization of the waveform (time the amplitude exceeds a detection threshold for a particular frequency band) [10]. Settings include a 50 $\mu$ V predefined voltage threshold, focus frequencies of 8–12Hz (Alpha) and 11.5–15Hz (low Beta). Two counters are used to detect the EEG threshold crossing: one to track the number of sequential pattern matches indicative of sleep; a second counter to track the number of sequential non-matches. A frequency, amplitude and duration match increments the first counter; a non-match increments the second counter. A match count of '3' indicates sleep while a non-match count of '8' indicates wakefulness. This method proved highly accurate in detecting alpha-spindle epochs. In addition, the method was able to detect about 12.2% more epochs than visual scoring. While this method may be modifiable to detect stage 1 sleep, the presence of alpha-spindle epochs indicates a deeper stage of sleep. Hence, this approach is not currently applicable to the detection of sleep onset.

In another approach, an algorithm was designed for the detection of drowsiness in drivers, assuming a gradual transition towards sleep [11]. The algorithm classified drowsiness/fatigue EEG signals into transitional (early fatigue phase), transitional-posttransitional (medium fatigue phase), posttransitional (extreme fatigue phase and early stage 1 of sleep), and arousal phases (emergence from drowsiness). The signal was separated into delta, theta, alpha, and beta waves. An EEG baseline was recorded before the subject was drowsy. From this baseline, the mean and standard deviation for each of the frequency bands was computed. The algorithm included coefficients to allow for fine-tuning a threshold for each frequency band. A maximum threshold was also hard coded to remove outliers. Data were analyzed in blocks of thirty seconds and this algorithm demonstrated a 10% error rate in sleep detection.

Both of the above methods utilize a multi-sensor EEG configuration. In one study [12], the frequency domain analysis of EEG collected from the Neurosky dry-sensor EEG device was considered. The frequency content of the

signal was divided into clinically relevant frequency bands alpha, beta, and theta waves. It was expected that, as in clinical studies, alpha and beta waves would decrease when drowsy and theta waves would increase in stage 1 sleep. The investigators found that alpha and beta waves did decrease when drowsy, but theta waves remained constant. These results suggest that EEG signals obtained from low-cost EEG devices like the Neurosky Mindset are useable for drowsiness detection schemes.

#### C. Our Low-Cost Simplified Sleep Detection System

We designed a system incorporating the Neurosky Mindset, with a single dry-sensor electrode attached to the forehead at position Fp1 (see Figure 2. [13]) and grounded with three electrodes on the ear (along with supporting portable hardware and software) to detect the onset of stage 1 sleep in real-time. This system records a single EEG signal (at 512Hz) and automatically splits the signal into delta (0.5–2.75Hz), theta (3.5–6.75Hz), low alpha (7.5–9.25Hz), high alpha (10–11.75Hz), low beta (13–16.75Hz), high beta (18–29.75Hz), low gamma (31–39.75Hz), and mid gamma (41–49.75Hz) frequency bands. The Mindset further makes this sampled data available wirelessly through a Bluetooth interface for further processing on an external microprocessor board. As processed on the external board, time-frequency analysis monitors the changes in these bands over time. Stage 1 sleep is indicated when the amplitude of the raw signal is low, and signal power in higher frequencies has been attenuated. The comparable methods previously described are now combined in our algorithm to include the counting approach of [10] (to reduce false positive assertion) combined with the algorithm approach of [11]. Finally, when the EEG transitions resemble that of stage 1 sleep, the device produces an auditory alarm.

Initially, and for the first 30 seconds, baseline "wake" data is collected to calculate threshold levels. The power in each of the frequency sub-bands alpha low ( $A_L$ ), alpha high ( $A_H$ ), beta low ( $B_L$ ) and beta high ( $B_H$ ) is calculated, and the mean and standard deviation of these power measurements are computed. From the mean and standard deviation results, thresholds are determined to be used to increment or decrement a sleep-indication counter. Six such thresholds are calculated for the following frequency bands for both sleep and wake states: low alpha sleep ( $A_{L,SR}$ ) and wake ( $A_{L,WR}$ ), high alpha sleep ( $A_{H,SR}$ ) and wake ( $A_{H,WR}$ ), low beta sleep ( $B_{L,SR}$ ) and wake ( $B_{L,WR}$ ) and high beta sleep ( $B_{H,SR}$ ) and wake ( $B_{H,WR}$ ).

Figure 2. Placement of Single Electrode at Fp1

The computation of each of the thresholds is similar as

$$X_{b,m,T} = r_{b,m,1} X_{b,m} + r_{b,m,2} X_{b,m,SD}, \quad (1)$$

where ' $X$ ' indicates the frequency band (restricted to  $A$ -alpha and  $B$ -beta bands), with ' $b$ ' indicating L-low or H-high sub-band and ' $m$ ' mode (S-sleep or W-wake).  $X_{b,m}$  and  $X_{b,m,SD}$  are the particular frequency band  $X$  mean and standard deviation, respectively, and  $r_{b,m,1}$  and  $r_{b,m,2}$  are heuristically derived proportionality constants associated with this  $X$  frequency band,  $b$  sub-band and  $m$  mode. These proportionality constants are determined by relating the mean and standard deviation of the wake baseline signal to the signal amplitude when sleep is indicated. They are then fine-tuned during debugging to improve response time while limiting false positives. Once determined, these constants are used for each subject without modification. In other words, these values need to be fine-tuned for the specific hardware and software configuration but are not altered once set.

Additionally, using the unfiltered EEG data (denoted as signal ' $R$ '), overall "raw" sleep mean ( $R_{STM}$ ) and raw wake ( $R_{WT}$ ) thresholds are computed as

$$R_{STM} = r_{s1} R, \quad (2)$$

$$R_{WT} = r_{w1} R_M + r_{w2} R_{SD}. \quad (3)$$

Above,  $R_M$  and  $R_{SD}$  are the mean and standard deviation of the baseline  $R$  signal, respectively, and  $r_{s1}$ ,  $r_{w1}$  and  $r_{w2}$  are similarly derived heuristic proportionality constants.

Once the baseline is complete and the thresholds computed, the EEG raw data and sub-band data are compared to their respective thresholds in order to update a sleep detection counter at a rate of once per second. The rule for the  $A_L$  signal is summarized as

$$A_L < A_{LST}, A_L > A_{LWT}, \quad (4)$$

which is interpreted as: if  $A_L$  is less than  $A_{LST}$ , increment the sleep counter by one; conversely, if  $A_L$  is greater than  $A_{LWT}$ , decrement the sleep counter by one. Similar rules based on the other signals and thresholds to affect the sleep counter are given in the equations below:

$$A_H < A_{HST}, A_H > A_{HWT}, \quad (5)$$

$$B_L < B_{LST}, B_L > B_{LWT}, \quad (6)$$

$$B_H < B_{HST}, B_H > B_{HWT}, \quad (7)$$

$$R < R_{STM}, R > R_{WT}. \quad (8)$$

When the sleep counter  $CNT$  reaches and exceeds a predetermined threshold (in our current configuration this counter threshold is 35), sleep is declared and the alarm asserts. Additionally, the Neurosky Mindset has a feature that identifies and flags noisy data. This notification was

used to validate the baseline computations insuring that only low-noise signals were used to create the baseline. Lastly, (and in keeping with [11]), a maximum signal threshold "max" was used to discard any data with a value inappropriately large to help reject artifacts. The constants used for this configuration are shown in Table II.

### III. TESTING

#### A. Implementation

For hardware, the commercially available Arduino Uno board serves as the main processor for the data retrieval and sleep algorithm analysis [14]. The similarly available BlueSMIRF module is the interface between the Neurosky Mindset and the Arduino board. Fig. 3 gives the wiring diagram showing each hardware component.

The algorithm was implemented in the C programming language on the Arduino. A piezoelectric buzzer sounds to indicate that sleep has been detected, producing a 4000Hz sound at 70dBA measured at 12 inches from the device enclosure. LEDs indicate the establishment of a connection to the Neurosky Mindset. The LEDs also indicate the progression toward sleep by displaying the current sleep counter value. Finally, if a poor connection to the headset or poor contact with the scalp is sensed after the baseline has been recorded, the alarm is activated to alert the user that the device is no longer functional.

TABLE II. SLEEP DETECTION ALGORITHM CONSTANTS

Constant Name and Value					
Name	Value	Name	Value	Name	Value
$a_{LS1}$	0.7	$a_{HW1}$	0.7	$b_{HS1}$	1.0
$a_{LS2}$	0.0	$a_{HW2}$	0.0	$b_{HS2}$	-0.55
$a_{LM1}$	0.8	$b_{LS1}$	1.0	$b_{HW1}$	0.9
$a_{LM2}$	0.0	$b_{LS2}$	-0.57	$b_{HW2}$	0.0
$a_{MS1}$	0.6	$b_{LW1}$	0.9	$r_{w1}$	3.0
$a_{MS2}$	0.0	$b_{LW2}$	0.0	$r_{w2}$	0.6
$CNT$	35	$max$	300.0	$r_{s1}$	0.6

#### B. Test Protocol

Three subjects were tested in two different sleep positions, lying down and seated. Only tests which concluded in a false positive or actual sleep were recorded; those tests for which the subject remained awake and the alarm did not activate were discarded. The subjects were informed that they needed to stay awake for a few minutes to record baseline values. Once the baseline was recorded, they were encouraged to fall asleep. Subjects were given the option of trying to immediately fall asleep or wait until they felt drowsy.

### IV. RESULTS

#### A. Sleep Detection Effectiveness

A total of 16 tests were run using the three test subjects. For these 16 tests, drowsiness was correctly detected in 13 or 81% of the cases. In 10 cases, the sleep algorithm indicated sleep an average of about 8.4 seconds after stage 1 sleep was

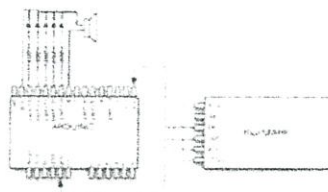


Figure 3. Hardware Configuration of Sleep Detection System

inferred by manually observing the EEG data and monitoring the test subject's appearance. In two cases, the sleep algorithm indicated sleep an average of about 38 seconds before stage 1 sleep was visually inferred. In another case, the sleep algorithm indicated sleep about 13 minutes into a 33 minute session in which stage 1 sleep was never clearly identifiable from visually observing the EEG data.

In three cases, the sleep algorithm indicated sleep before the subject had begun to attempt to sleep; these cases were considered false positives. These false alarms tended to occur almost immediately after the baseline was recorded. Here, the signals registered fairly high levels following the baseline period but dropped suddenly while the subject was awake but attempting to sleep. Finally, it was found that the baseline values in all cases of false positive were higher than other, correctly functioning tests.

#### B. Validation

To validate the algorithm, three EEG datasets (for which sleep occurred) from an electrode at position Fp1 from physionet.org were used [15]. This data includes defined sleep assertion time points. Following filtering to separate into low alpha, high alpha, low beta, and high beta frequency bands, the data was processed by our detection algorithm. The results from processing this control data closely mirrored the results from real-time live testing.

For all of the control datasets, sleep was detected, but arguably too early. On average, the algorithm indicated sleep approximately 120 seconds before clinical results indicated sleep. A comparison between the clinical reference time point and the algorithm performance is given below in Table III.

TABLE III. COMPARISON OF CONTROL SLEEP DETECTION TIME AND DERIVED DETECTION TIME

Dataset	Stage 1 Sleep Detection Time Point		
	Derived (s)	Control (s)	Error (s)
one	968	1226	258
two	1046	1106	60
three	724	766	42

#### C. Conclusion

The stage 1 sleep detection algorithm herein presented shows potential for use as a simple, low-cost drowsiness

detection system. The major deficiency of the algorithm is the false positive assertion of stage 1 sleep for about 20% of the test cases. Examination of these problematic cases has identified that the critical baseline data used in creating the thresholds tends to larger values with higher variance. These differences may be due to variability of the subject's alertness at the start of test (drowsy versus alert) and other arrangements such as test subject position. The variability of the baseline data suggests that improvement in obtaining the baseline thresholds will directly translate into reduction of the false positive rate. Furthermore, the possibility of offline, long-term calibration of each subject's baseline thresholds stored and accessed on an as-needed basis is promising. Lastly, further use of the control data [15] will provide a highly reliable source for improved algorithm development.

#### REFERENCES

- [1] National Sleep Foundation, "Facts and Stats," available at [drivingdrowsy.org](http://drivingdrowsy.org), retrieved Feb. 2014.
- [2] National Sleep Foundation, "Sleepy Pilots, Train Operators and Drivers," available at [drivingdrowsy.org](http://drivingdrowsy.org), retrieved Feb. 2014.
- [3] A.L. Loomis, E.N. Harvey and G.A.I. Hobart, "Cerebral States during Sleep, as Studied by Human Brain Potentials," *J. Experimental Psychology*, vol. 21, pp. 127-144, Feb. 1937.
- [4] S.K.L. Lal and A. Craig, "Driver fatigue: electroencephalography and psychological assessment," *Psychophysiology*, vol. 39, pp. 313-21, March 2002.
- [5] J.A. Caldwell, M.M. Mallis, J.L. Caldwell, M. Paul, J.C. Miller, and D.F. Neri, "Fatigue Countermeasures in Aviation," *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, vol. 80, pp. 29-59, Jan. 2009.
- [6] Neurosky Brain Computer Interface Technologies, "NeuroSky MindSet Instruction Manual," 2009.
- [7] A. Rechtschaffen and A. Kales, "A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects," UCLA Brain Information Service, Brain Research Institute, 1968.
- [8] H. Merica and R.D. Fortune, "State transitions between wake and sleep, and within the ultradian cycle, with focus on the link to neuronal activity," *Sleep Medicine Reviews*, vol. 8, pp. 473-85, June 2004.
- [9] L. Finelli, A. Borbély, and P. Achermann, "Functional topography of the human nonREM sleep electroencephalogram," *European J. Neuroscience*, vol. 13, pp. 2282-90, Dec. 2001.
- [10] T.J. Morrow and K.L. Casey, "A microprocessor device for the real-time detection of synchronized alpha and spindle activity in the EEG," *Brain Research Bulletin*, vol. 16, pp. 439-42, March 1986.
- [11] S.K.L. Lal, A. Craig, P. Hoord, L. Kirkup, and H. Nguyen, "Development of an algorithm for an EEG-based driver fatigue countermeasure," *J. Safety Research*, vol. 34, pp. 321-328, 2003.
- [12] H.S. Choi, S.M. College and G. Schwartz, "Using Brain-Computer Interfaces to Analyze EEG Data for Safety Improvement," *Trust Autumn Conference*, 2012.
- [13] F. Sharbrough, C. Chatrian, R. Lesser, H. Luders, M. Nuwer and T. Picton, "American Electroencephalographic Society guidelines for standard electrode position nomenclature," *Clinical Neurophysiology* 8, pp. 200-202, 1991.
- [14] Neurosky Brain Computer Interface Technologies, "Interfacing the MindSet with Arduino," 2010.
- [15] A.L. Goldberger, L.A.N. Amaral, L. Glass, J.M. Hausdorff, P.Ch. Ivanov, R.G. Mark, J.E. Mietus, G.B. Moody, C-K Peng, H.E. Stanley, *PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals*. *Circulation* 101(23):e215-e220.

ภาคผนวก ค  
โค้ดที่ใช้ในโครงการ

โค้ดที่ใช้ใน Arduino Nano ฝังประมวลผลคลื่นสมอง

```
#include <Brain.h>
#include <SoftwareSerial.h>
Brain brain(Serial);
SoftwareSerial mySerial(2,3); // RX, TX
unsigned long tht,lap,hap,lbt,hbt;
float theshold,thesholdtotal,MeanTheshold,Meanthesholdsec;
int count,countsec,countsleep;
void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  Serial.begin(9600);

  while (!Serial) ;
  mySerial.begin(38400);
  pinMode(5,OUTPUT);
  digitalWrite(5,0);
  pinMode(6,OUTPUT);
  digitalWrite(6,0);
}

void loop() {
  // put your main code here, to run repeatedly:
  if (brain.update()) {
    if(brain.readSignalQuality() == 0){
      count++;
      tht = brain.readTheta();
      lap = brain.readLowAlpha();
      hap = brain.readHighAlpha();
      lbt = brain.readLowBeta();
```

```
hbt = brain.readHighBeta();

if(count<10){
mySerial.write('A');
}
if(count<40 && count >= 10){
theshold = float(tht+lap+hap)/float(lbt+hbt);
thesholdtotal += theshold;
Serial.print(tht);
Serial.print(",");
Serial.print(lap);
Serial.print(",");
Serial.print(hap);
Serial.print(",");
Serial.print(lbt);
Serial.print(",");
Serial.println(hbt);
Serial.print("Round = ");
Serial.print(count);
Serial.print(" Theshold = ");
Serial.print(theshold);
Serial.print(" Thesholdtotal = ");
Serial.println(thesholdtotal);
mySerial.write('A');
}
if(count==40){
String buf2;
Serial.print("Mean Theshold = ");
MeanTheshold = thesholdtotal/30;
buf2 += String(MeanTheshold, 2);
mySerial.print(buf2);
```

```
mySerial.write('$');

if(MeanTheshold > 7 ){
  MeanTheshold =0;
  count=10;
}
Serial.println(MeanTheshold);
}

if(count > 40){
countsec++;
theshold = float(tht+lap+hap)/float(lbt+hbt);
Serial.print(tht);
Serial.print(",");
Serial.print(lap);
Serial.print(",");
Serial.print(hap);
Serial.print(",");
Serial.print(lbt);
Serial.print(",");
Serial.println(hbt);
Serial.print("Round = ");
Serial.print(count);
Serial.print(" Theshold = ");
Serial.print(theshold);
if(countsec%1==0){
  mySerial.write('^');
  if(theshold-MeanTheshold > 1){
    Serial.print("different = ");
    Serial.println(theshold-MeanTheshold);
    countsleep++;
```

```
    }  
    if(theshold-MeanTheshold < 1)  
    {  
        countsleep=0;  
        mySerial.write('B');  
    }  
}  
if(countsleep==5)  
{  
    mySerial.write('C');  
}  
}  
if(brain.readSignalQuality() == 200)  
{  
    Serial.println("Signal poor");  
    mySerial.write('D');  
}  
}  
if(count == 3600)  
{  
    count =0 ;  
    MeanTheshold =0;  
}  
}
```

โค้ดที่ใช้ใน Arduino Uno R3 ฝั่งบอกสถานะและแจ้งเตือนผู้ขับ

```
#include <SoftwareSerial.h>
#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
LiquidCrystal_I2C lcd(0x3F, 16, 2);
SoftwareSerial mySerial(2,3); // RX, TX
char c;
int count;
int Statebuz,Stateshot;
unsigned int count2;
String buf,mean;
int i,j;
void setup()
{
  lcd.begin();
  pinMode(5,OUTPUT); //ขาไฟคาร์เบต
  pinMode(6,OUTPUT); //ขาไฟอเว็ค
  pinMode(4,OUTPUT); //ขาไฟหลับ
  pinMode(7,OUTPUT);
  pinMode(8,OUTPUT);
  pinMode(9,OUTPUT);
  digitalWrite(7,1);
  lcd.clear(); // ล้างหน้าจอ
  Serial.begin(9600);
  while (!Serial) ;
  mySerial.begin(38400);
  lcd.setCursor(2,0);
  lcd.print("Please wait");
}
void loop()
```

```
{
  if (mySerial.available()){
    c = mySerial.read();
    buf += c;
    Serial.println(buf);
    Serial.println(buf.length());
    for(i=0;i<500;i++)
    {
      if(buf[i]=='$')
      {
        mean="";
        for(j=4;j>0;j--)
        {
          mean += buf[i-j];
          Serial.println(mean);
        }
      }
    }
    Serial.println(c);

    if(c=='A')
    {
      lcd.clear();
      lcd.setCursor(4,0);
      lcd.print("Please !!");
      lcd.setCursor(3,1);
      lcd.print("Calibrate");
      digitalWrite(5,1);
      digitalWrite(4,0);
      digitalWrite(6,0);
    }
  }
}
```

```
    if(c=='B')
    {
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0,0);
        lcd.print("Mean : ");
        lcd.print(mean);
        lcd.setCursor(0,1);
        lcd.print("Status : Awake");
        digitalWrite(6,1);
        digitalWrite(4,0);
        digitalWrite(5,0);
    }
    if(c=='C')
    {
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(4,0);
        lcd.print("Status");
        lcd.setCursor(5,1);
        lcd.print("SLEEP");
        Stateshot = 1;
        Statebuz=1;
    }
    if(c=='D')
    {
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(2,0);
        lcd.print("Please wait");
        digitalWrite(5,0);
        digitalWrite(4,0);
        digitalWrite(6,0);
    }
```

```
    if(Statebuz){
    digitalWrite(7,0);
    digitalWrite(4,1);
    digitalWrite(5,0);
    digitalWrite(6,0);
    count++;
    Serial.println(count);
    if(count==5){
    Statebuz=0;
    count=0;
    digitalWrite(7,1);
    }
    }
if(Stateshot){
    digitalWrite(8,1);
    count2++;
    if(count2==80){
    Stateshot=0;
    count2=0;
    digitalWrite(8,0);
    }
    }
    if(buf.length(>500){
    buf="";
    }
if(count==30000)
{count=0;}
}
}
```