สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

ระบบช่วยวิเคราะห์อาการกรนและภาวการณ์หยุดหายใจขณะหลับ

SNORING AND SLEEP APNEA ANALYSIS ASSIST SYSTEM

T117363

ฐิตินันท์ เทพแก้ว

วสุพล ทิพยมงคล

วัชระ สุริยวรพันธ์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เลขหมู่
ลงทะเบียน 117363
วัน.เดือน.ปี - 1 ส.ค. 2554

b 12343119
i

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2553

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2553

สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง ระบบช่วยวิเคราะห์อาการกรนและภาวการณ์หยุดหายใจขณะหลับ

SNORING AND SLEEP APNEA ANALYSIS ASSIST SYSTEM

ผู้จัดทำ

1. นายฐิตินันท์ เทพแก้ว รหัสนักศึกษา 50010406

2. นายวสุพล ทิพยมงคล รหัสนักศึกษา 50011423

3. นายวัชระ สุริยวรพันธ์ รหัสนักศึกษา 50011433

_____อาจารย์ที่ปรึกษา

(อาจารย์อำนาจ ขาวเน)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระบบช่วยวิเคราะห์อาการกรนและภาวการณ์หยุดหายใจขณะหลับ

นายฐิตินันท์ เทพแก้ว 50010406
นายวสุพล ทิพยมงคล 50011423
นายวัชระ สุริยวรพันธ์ 50011433
อาจารย์อำนาจ ขาวเน อาจารย์ที่ปรึกษา
ปีการศึกษา 2553

บทคัดย่อ

โครงงานนี้จัดทำขึ้นเพื่อ ศึกษา ออกแบบ และพัฒนาระบบช่วยวิเคราะห์อาการกรนและภาวการณ์หยุดหายใจขณะหลับ โดยนำโครงงานไปใช้โดยแพทย์และผู้ป่วยที่มีอาการหยุดหายใจขณะหลับ เพื่อช่วยอำนวยความสะดวกของผู้ป่วยในการเข้ารับการตรวจ และช่วยแพทย์ในการวิเคราะห์อาการของผู้ป่วย ซึ่งปกติแล้วผู้ป่วยจะต้องค้างคืนที่โรงพยาบาลเพื่อให้แพทย์สังเกตอาการของผู้ป่วยขณะนอนหลับ แต่ระบบนี้ จะมีอุปกรณ์ซึ่งผู้ป่วยสามารถนำไปใช้ในที่พักของผู้ป่วยโดยอุปกรณ์จะทำการเก็บลักษณะอาการขณะนอนหลับของผู้ป่วยที่เกี่ยวข้องกับโรค ซึ่งก็คือ การหายใจและเสียงกรน

ระบบที่นำเสนอนี้จะแบ่งออกเป็นสองส่วน โดยส่วนแรก ประกอบด้วย อุปกรณ์ตรวจโรคและ Application ซึ่งผู้ป่วยต้องทำการติดตั้งในเครื่องคอมพิวเตอร์ของผู้ป่วยเพื่อใช้อุปกรณ์ในการเก็บข้อมูลลงเครื่องคอมพิวเตอร์ ในส่วนที่สองจะเป็นส่วนของ Web Application ซึ่งผู้ป่วยจะต้องล็อกอินและทำการอัพโหลดข้อมูลที่อุปกรณ์ได้บันทึกไว้ในคอมพิวเตอร์ของผู้ป่วย เมื่อแพทย์ต้องการตรวจอาการของผู้ป่วยก็จะทำการเปิดไฟล์ซึ่งระบบจะช่วยทำการแปลงค่าต่างๆให้สะดวกต่อการวินิจฉัยมากขึ้นหลังจากแพทย์วินิจฉัยเรียบร้อยแล้วก็สามารถบันทึกผลการวินิจฉัยลงในข้อมูลของผู้ป่วยเพื่อให้ผู้ป่วยสามารถเข้ามาเปิดอ่านภายหลังได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Snoring and Sleep Apnea Analysis Assist System

Mr.Thitinan	Thepkaeo	50010406
Mr.Vasupol	Tipmongkol	50011423
Mr.Wachara	Suriyavorapant	50011433
Mr.Amnach	Khawne	Advisor

Acedemic Year 2010

ABSTRACT

This project is to study design and analysis of symptoms of snoring and sleep apnea. The project to be used by physicians and patients with sleep apnea symptoms to assist patients in taking this examination and allows physicians to analyze patient. Normally, patients will have to overnight at the hospital for medical observation of patients during sleep, but this system has devices that patients can be used in the rest of the patients with the device will keep symptoms while sleeping patient-related diseases, that is, breathing and snoring sound.

The proposed system is divided into two parts: The first section includes equipment and examination, with the application must be installed on the computer of the patient to use the device to store data into the computer of the patient. In the second part is a web application which patients will have to log in and upload the data stored in the computer equipment of the patient. When doctors want to check the patient, doctors can open a file that allows the system to convert the values to a more convenient diagnosis. After diagnosis, doctors can successfully save the data of patients so that patients can read their diagnosis information later.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

รายงานฉบับนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาของ อาจารย์อำนาจ ขาวเน อาจารย์ที่ปรึกษาโครงงาน ซึ่งได้ให้คำปรึกษา ข้อชี้แนะ และความช่วยเหลือในหลายสิ่งหลายอย่างจนกระทั่งลุล่วงไปได้ด้วยดี ข้าพเจ้าขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงมา ณ ทีนี้

ขอกราบขอบพระคุณ คณาจารย์ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ทุกท่าน ที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้แก่ข้าพเจ้าตลอดการศึกษาที่ผ่านมา

ขอขอบคุณพี่และเพื่อนภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ทุกคน ให้คำแนะนำ ให้กำลังใจ แก่ข้าพเจ้าเสมอมา

สุดท้ายนี้ข้าพเจ้าขอกราบขอบพระคุณบิดา มารดา และครอบครัวของข้าพเจ้าที่ให้กำลังใจและให้การสนับสนุนในทุกๆเรื่อง ทำให้ข้าพเจ้าสามารถทำรายงานฉบับนี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี คุณค่าและประโยชน์อันพึงมาจากรายงานฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบแด่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

ฐิตินันท์ เทพแก้ว
วสุพล ทิพยมงคล
วัชระ สุริยวรพันธ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย..... I

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ..... II

กิตติกรรมประกาศ.....III

สารบัญ..... IV

สารบัญตาราง.....VI

สารบัญภาพ.....VII

บทที่ 1 บทนำ 1

1.1 ความเป็นมาของปัญหา 1

1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา..... 1

1.3 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....1

1.4 ขอบเขตของโครงงาน.....2

1.5 ส่วนประกอบของรายงาน.....2

บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....3

2.1 ภาวะหยุดหายใจขณะหลับ.....3

2.2 เสียงและไมโครโฟน.....14

2.3 เซนเซอร์ตรวจวัดอุณหภูมิ.....20

2.4 MicroController.....23

บทที่ 3 การออกแบบและพัฒนา.....25

3.1 ทฤษฎีและแนวคิด.....25

3.2 โครงสร้างระบบช่วยวิเคราะห์อาการกรนและภาวการณ์หยุดหายใจขณะหลับ โดยรวม.....25

3.3 ฮาร์ดแวร์ที่ใช้ร่วมกับระบบ.....26

3.4 ซอฟท์แวร์ที่ใช้ในระบบ.....26

3.5 การออกแบบอัลกอริทึม.....29

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

3.6 Use Case Diagram.....31

บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง.....33

4.1 ผลการวิเคราะห์จากเสียงกรน.....33

4.2 ผลการวิเคราะห์จากอุณหภูมิของลมหายใจ.....36

4.3 หน้าตาส่วนติดต่อผู้ใช้ของเว็บแอพพลิเคชั่น.....39

4.4 หน้าตาส่วนติดต่อผู้ใช้ของแอพพลิเคชั่น.....43

บทที่ 5 สรุป.....45

5.1 สรุป.....45

5.2 ปัญหา อุปสรรคและแนวทางแก้ไข.....45

5.3 แนวทางการพัฒนาต่อ.....45

บรรณานุกรม.....46

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตาราง **หน้า**

2.1 การเปรียบเทียบลักษณะภาวะหยุดหายใจขณะหลับในเด็กและผู้ใหญ่.....12

2.2 ความรุนแรงของ OSAS ตามค่าของ RDI และ LSAT.....13

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูป **หน้า**

2.1 Stage ต่างๆ ของการนอนหลับในผู้ใหญ่อายุน้อย.....5

2.2 ลักษณะทางกายวิภาคของส่วนที่สามารถเกิดการอุดกั้นทาง เดินหายใจส่วนบนได้ง่าย เนื่องจากไม่มีอวัยวะส่วนแข็งค้ำยัน.....7

2.3 ลำดับของการหยุดหายใจขณะหลับ และพยาธิวิทยารวมทั้งผลกระทบต่อร่างกาย.....9

2.4 ลักษณะของการหยุดหายใจแบบต่างๆ และการหายใจน้อยลง โดยการวัดลมหายใจผ่านเข้าออกทางจมูกหรือปาก การเคลื่อนไหวของทรวงอกและท้องในการตรวจการนอนหลับ.....10

2.5 คลื่นเสียงกรนทั่วไป.....13

2.6 คลื่นเสียงกรนของผู้ป่วย OSA.....13

2.7 การเคลื่อนที่ของโมเลกุลของอากาศเทียบกับลักษณะของคลื่น.....15

2.8 จำนวนโมเลกุลของอากาศกับแอมพลิจูดของคลื่นเสียง.....15

2.9 การแปลงคลื่นเสียงให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้าของไมโครโฟน.....17

2.10 พิสัยพลวัตและผลตอบสนองทางความถี่ของไมโครโฟน.....18

2.11 วงจรแปลง A/D Bridge-Nulling.....21

2.12 วงจรเทอร์มิสเตอร์และเอาท์พุต.....22

3.1 โครงสร้างระบบช่วยวิเคราะห์อาการกรนและภาวการณ์หยุดหายใจขณะหลับโดยรวม.....25

3.2 ส่วนวัดอุณหภูมิ.....26

3.3 อินพุท โพรเซส และเอาท์พุท.....26

3.4 อัลกอริทึมที่ใช้ในการตรวจจับเสียงการกรน.....29

3.5 อุณหภูมิของลมหายใจจากคนปกติ.....30

3.6 Use Case Diagram of Admin.....31

3.7 Use Case Diagram of Doctor.....31

3.8 Use Case Diagram of Patient.....32

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป(ต่อ)

รูป		หน้า
4.1	เสียงกรนที่ได้ทำการบันทึก	33
4.2	เสียงกรนที่หาค่าสัมบูรณ์	34
4.3	เสียงกรนที่ผ่านขั้นตอนที่ 1-2	34
4.4	เสียงกรนที่ผ่านขั้นตอนที่ 1-3	35
4.5	เสียงกรนที่ผ่านขั้นตอนที่ 1-4	35
4.6	เสียงกรนที่ผ่านขั้นตอนที่ 1-5	36
4.7	ข้อมูลอุณหภูมิของลมหายใจที่ได้ทำการบันทึกไว้	37
4.8	ข้อมูลอุณหภูมิของลมหายใจที่ผ่านขั้นตอนที่ 1	37
4.9	ข้อมูลอุณหภูมิของลมหายใจที่ผ่านขั้นตอนที่ 1-2	38
4.10	ข้อมูลอุณหภูมิของลมหายใจที่ผ่านขั้นตอนที่ 1-3	38
4.11	หน้าแรกเมื่อทำการเปิดเว็บ	39
4.12	หน้าเว็บของผู้ดูแลระบบ	40
4.13	หน้าเว็บของแพทย์ (1)	40
4.14	หน้าเว็บของแพทย์ (2)	41
4.15	หน้าเว็บของผู้ป่วย	42
4.16	หน้าเว็บของการเปลี่ยนรหัสผ่าน	42
4.17	หน้าแอพพลิเคชั่นที่ใช้ในการบันทึก	43
4.18	วงจรวัดอุณหภูมิลมหายใจ (1)	44
4.19	วงจรวัดอุณหภูมิลมหายใจ (2)	44

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่1
บทนำ

1.1 ความเป็นมาของปัญหา

การนอนกรนไม่ได้เป็นเพียงการสร้างเสียงรบกวนขณะนอนหลับแก่บุคคลใกล้ชิดเท่านั้น แต่ยังอาจเป็นสัญญาณเตือนที่แสดงให้ถึงปัญหาสุขภาพอื่นๆ เช่น การหยุดหายใจขณะหลับหรือโรคOSA (Obstructive Sleep Apnea) ซึ่งอาจมีอันตรายถึงชีวิต ทั้งอาการของโรคเองและผลกระทบจากอาการที่เกิดจากโรคนี้ (เกิดอาการหลับในเนื่องจากพักผ่อนไม่เพียงพอ) นอกจากนี้ยังมีอัตราเสี่ยงสูงที่จะเป็นโรคอื่นๆหลายโรค ได้แก่ โรคความดันโลหิตสูง, กล้ามเนื้อหัวใจตายเฉียบพลันจากการขาดเลือด, ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ, โรคความดันโลหิตในปอดสูง, โรคของหลอดเลือดในสมอง ตลอดจนการมีสมรรถภาพทางเพศที่เสื่อมลง

การตรวจสอบว่าเป็นโรคนี้หรือไม่นั้น ปัจจุบันสามารถตรวจได้โดยการให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญวิเคราะห์การหายใจของผู้ป่วยในขณะนอนหลับ ซึ่งเป็นการตรวจที่เสียเวลาและค่าใช้จ่ายสูงเนื่องจากจะต้องให้ผู้ป่วยนอนพักที่โรงพยาบาลเพื่อทำการตรวจ

โครงงานนี้จึงเกิดขึ้นเพื่อที่จะพัฒนาอุปกรณ์และโปรแกรมที่จะสามารถนำมาใช้ช่วยในการตรวจสอบอาการนอนกรนและเป็นส่วนช่วยในการวิเคราะห์การหายใจของผู้ป่วยว่ามีโอกาสเป็นโรคนี้หรือไม่ในเบื้องต้น โดยที่ไม่ต้องไปนอนพักที่โรงพยาบาลซึ่งจะช่วยลดเวลาและประหยัดค่าใช้จ่าย

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงงาน

1) เพื่อศึกษาการออกแบบโปรแกรมที่ใช้ในการตรวจโรค Sleep Apnea
2) เพื่อช่วยลดค่าใช้จ่ายและเวลาที่ต้องไปตรวจที่โรงพยาบาล
3) เพื่อสร้างระบบต้นแบบที่ใช้ในการอำนวยความสะดวกให้แก่ผู้ป่วยและแพทย์ ซึ่งสามารถนำไปพัฒนาต่อ เพื่อนำไปใช้ได้จริงต่อไป

1.3 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1) ได้รับความรู้เรื่องอัลกอริทึมที่ใช้ในการวิเคราะห์เสียงกรน
2) ได้รับความรู้ในการสร้างเว็บแอพพลิเคชั่นด้วยโปรแกรม Microsoft Visual Developer
3) ได้รับความรู้ในการเขียนคุมเทอร์โมมิเตอร์เซนเซอร์(MLX90614) ผ่านพอร์ตอนุกรม
4) ได้รับความรู้ในการออกแบบฐานข้อมูลที่ใช้ในระบบ
5) ได้รับความรู้ในการเขียน USE CASE ในการออกแบบระบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.4 ขอบเขตของโครงงาน

1) สร้างอุปกรณ์ตรวจจับปัญหาการนอนกรนและภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับเบื้องต้น โดย ใช้งานร่วมกับคอมพิวเตอร์
2) ผลที่ได้จากระบบไม่สามารถระบุว่าเป็นโรค Sleep Apnea หรือไม่อย่างถูกต้อง100% เพราะระบบนี้สามารถตรวจสอบได้แต่อาการเบื้องต้นเท่านั้น
3) แอพพลิเคชั่นสามารถบันทึกข้อมูลที่ได้จากเทอร์โมมิเตอร์เซนเซอร์และไมโครโฟนได้
4) เว็บแอพพลิเคชั่นสามารถแสดงผลคลื่นเสียงและอุณหภูมิได้
5) เว็บแอพพลิเคชั่นสามารถแสดงผลการวินิจฉัยของแพทย์ได้
6) เว็บแอพพลิเคชั่นสามารถช่วยในการวินิจฉัยของแพทย์ได้
7) เว็บแอพพลิเคชั่นสามารถเก็บประวัติทางการแพทย์ ผลการวินิจฉัยของผู้ป่วยได้
8) ผู้ป่วยสามารถอัพโหลดข้อมูลที่ได้จากอุปกรณ์ไปให้แพทย์ได้
9) ผู้ป่วยสามารถนัดแพทย์ล่วงหน้าผ่านเว็บแอพพลิเคชั่นได้
10) อุปกรณ์ไม่สามารถทำงานในบริเวณที่มีเสียงดังมากเกินไปได้

1.5 ส่วนประกอบของรายงาน

เนื้อหาในบทที่ 1 กล่าวเกี่ยวกับ ความเป็นมาของปัญหา วัตถุประสงค์ของโครงงาน ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ ขอบเขตของโครงงานและส่วนประกอบของโครงงาน

เนื้อหาในบทที่2 ได้กล่าวถึงทฤษฎีพื้นฐานต่างๆที่เกี่ยวข้องและใช้ในโครงงานชิ้นนี้ ประกอบไปด้วย เสียงและไมโครโฟน อาการนอนกรนและภาวะหยุดหายใจขณะหลับ

เนื้อหาในบทที่3 ได้กล่าวถึงการออกแบบและพัฒนา

เนื้อหาในบทที่4 ได้กล่าวถึงการทดลองและผลการทดลอง

เนื้อหาในบทที่5 ได้กล่าวถึงบทสรุปและวิจารณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2
ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 ภาวะหยุดหายใจขณะหลับ (Sleep Apnea)

อาการนอนกรน (Snoring) เป็นปัญหาและความผิดปกติของการนอนหลับที่พบบ่อยในเวชปฏิบัติ อาการนอนกรนเป็นอาการที่บ่งบอกถึงการอุดกั้นของทางเดินหายใจส่วนบน ซึ่งมีความสัมพันธ์โดยตรงต่อภาวะหยุดหายใจขณะหลับในขณะที่มีการพยายามหายใจเข้า (Obstructive Sleep Apnea: OSA) ภาวะหยุดหายใจขณะหลับนี้เป็นภาวะที่มีการอุดกั้นในทางเดินหายใจมากจนกระทั่งทำให้เกิดการหยุดหายใจเป็นช่วงๆขณะนอนหลับ อาการนอนกรนและภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับ เป็นความผิดปกติของการหายใจขณะนอนหลับ (Sleep-Disordered Breathing) ที่พบได้บ่อย

2.1.1 อาการนอนกรน

อาการนอนกรนมี 2 ประเภท คือ

1) อาการนอนกรนธรรมดา (Primary Snoring) (ไม่อันตรายเพราะไม่มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับร่วมด้วย) ถึงแม้ไม่มีผลกระทบมากนักต่อสุขภาพของผู้ป่วยเอง แต่จะมีผลกระทบต่อสังคมและคุณภาพชีวิตของผู้อื่น โดยเฉพาะกับคู่นอน, บุคคลอื่นๆ ในครอบครัว, เพื่อนบ้าน หรือเพื่อนร่วมงาน เช่น ทำให้ผู้อื่นนอนหลับยาก หรืออาจมากจนกระทั่งมีผลกระทบต่อความสัมพันธ์ระหว่างบุคคลดังกล่าวได้ เช่น อาจทำให้เกิดการหย่าร้างของคู่สามีภรรยา

2) อาการนอนกรนอันตราย (มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับร่วมด้วย) นอกจากจะมีผลกระทบต่อคนรอบข้างแล้ว ภาวะหยุดหายใจขณะหลับ มีผลกระทบที่สำคัญต่อสุขภาพ คือเมื่อเกิดการหยุดหายใจขณะหลับ จะทำให้ผู้ป่วยนอนหลับได้ไม่สนิท มีการสะดุ้งตื่นเป็นช่วงๆ ส่งผลให้นอนหลับได้ไม่เต็มที่ ผู้ป่วยที่มีภาวะนี้จะมีแนวโน้มที่จะเรียนหรือทำงานได้ไม่เต็มที่นัก เนื่องจากมีอาการง่วงมากผิดปกติในเวลากลางวัน (Excessive Daytime Sleepiness)และมีแนวโน้มที่จะเกิดอุบัติเหตุในท้องถนนและในโรงงานอุตสาหกรรมได้มากถึง 2-3 เท่าเมื่อเทียบกับคนปกติ เนื่องจากการหลับในขณะขับขี่รถและขณะทำงานกับเครื่องจักรกล นอกจากนั้นยังพบว่าผู้ป่วยที่มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับนั้นมีอัตราเสี่ยงสูงที่จะเป็นโรคอื่นๆหลายโรค ได้แก่ โรคความดันโลหิตสูง, กล้ามเนื้อหัวใจตายเฉียบพลันจากการขาดเลือด, ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ, โรคความดันโลหิตในปอดสูง, โรคของหลอดเลือดในสมอง ตลอดจนการมีสมรรถภาพทางเพศที่เสื่อมลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผู้ที่มีอาการนอนกรนและ/หรือภาวะหยุดหายใจขณะ หลับจำเป็นที่ต้องให้แพทย์ตรวจวินิจฉัยและให้ การรักษาที่ถูกต้องและเหมาะสม

2.1.2 อุบัติการณ์

อุบัติการณ์ของอาการนอนกรนและภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับในคนไทย 30-35 ปี พบว่าประมาณร้อยละ 20 ของเพศชายและร้อยละ 5 ของเพศหญิงจะมีอาการนอนกรนและเมื่ออายุมากขึ้นถึง 60 ปี ประมาณร้อยละ 60 ของเพศชายและร้อยละ 40 ของเพศหญิงจะกรนเป็นนิสัย จะเห็นได้ว่าอุบัติการณ์ของอาการนอนกรนจะเพิ่มขึ้นตามอายุ ส่วนภาวะหยุดหายใจขณะหลับพบได้ประมาณร้อยละ 4 ในเพศชายและร้อยละ 2 ในเพศหญิง จากการศึกษาพบว่าอุบัติการณ์ของภาวะหยุดหายใจขณะหลับนี้ได้ เพิ่มขึ้นสูงกว่าเมื่อก่อนมาก

2.1.3 สรีรวิทยาของการนอนหลับ (Sleep Physiology)

คนปกติ (ผู้ใหญ่) ต้องการเวลานอนในแต่ละคืนประมาณ 7-8 ชั่วโมง ขณะนอนหลับนั้นเราสามารถแบ่งระยะ (Stage) ของการนอนหลับได้โดยใช้คลื่นไฟฟ้าสมอง(Electroencephalograph : EEG) การเคลื่อนไหวของลูกตา (Electrooculograph : EOG) และการวัดความตึงตัว(Tone) ของกล้ามเนื้อที่คาง(Chin Electromyograph : EMG) ดังนี้

1) Non-Rapid Eye Movement (NREM) sleep เป็นช่วงที่ EEG มีลักษณะของ Cortical Sedation หรืออาจเรียกว่า Quiet Stage of Sleep คือเป็นช่วงที่มีอัตราการเต้นของหัวใจและอัตราหายใจช้าและความดันเลือดต่ำ ซึ่งยังแบ่งออกเป็น 4 stages ย่อยคือ

- stage 1
- stage 2

} เป็นช่วงของการหลับตื้น

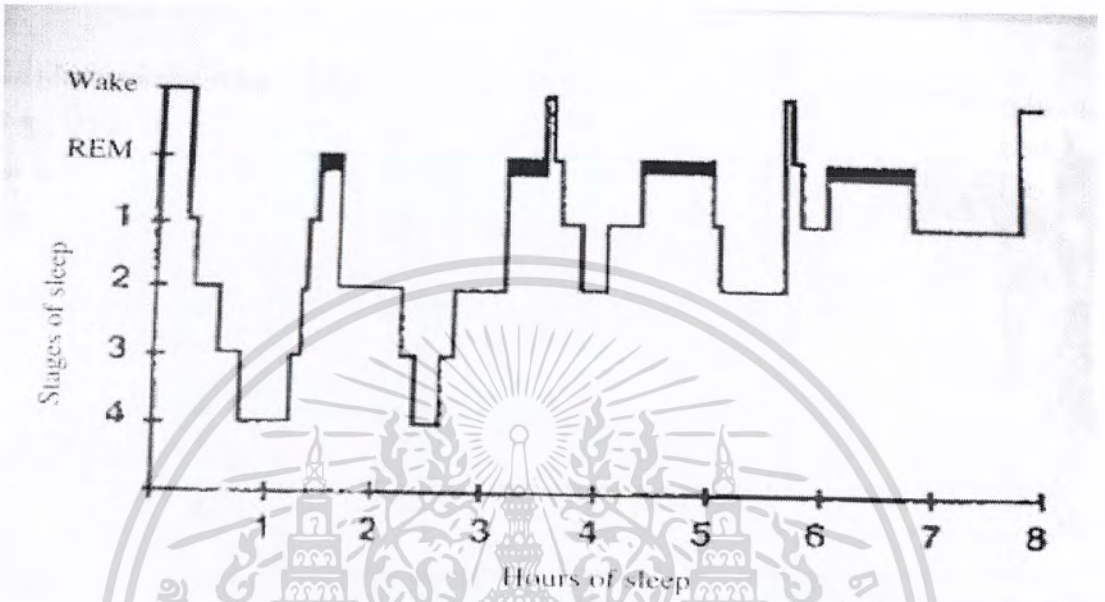
- stage 3
- stage 4

} เป็นช่วงของการหลับลึกหรือที่เรียกว่า slow wave หรือ delta sleep

2) Rapid Eye Movement (REM) Sleep เป็นช่วงที่ EEG มีลักษณะของ Cortical Activation โดยจะมีการเคลื่อนไหวของลูกตาอย่างรวดเร็ว (Rapid Eye Movement) เป็นลักษณะเด่นและมี Muscle Atonia และ Muscle Twitching ซึ่งใน Stage นี้มีความสัมพันธ์กับการฝัน (Dreaming) มีการเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาหลายชนิดเกิดขึ้นในช่วง REM นี้ เช่นมีการหายใจน้อยลงโดยกล้ามเนื้อ Intercostal ทำงานน้อยลงซึ่งจะทำให้มีปริมาตรปอดที่น้อยลง ทำให้เกิดการขาดออกซิเจน (Hypoxemia) ได้ง่ายและมีการเปลี่ยนแปลงขึ้นๆลงๆ ของอัตราการเต้นของหัวใจและความดันเลือด การที่ความตึงตัว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของกล้ามเนื้อน้อยลง โดยเฉพาะกล้ามเนื้อ Genioglossus จะทำให้ลิ้นตกไปด้านหลัง เกิดการอุดกั้นทางเดินหายใจได้ง่าย ภาวะเหล่านี้ทำให้ช่วง REM มีโอกาสที่จะเกิดการอุดกั้นทางเดินหายใจ คือเกิดอาการนอนกรน หรือภาวะหยุดหายใจขณะหลับได้ง่าย



รูป 2.1 stage ต่างๆ ของการนอนหลับในผู้ใหญ่อายุน้อย (Young Adult)

ในช่วงแรกของคืนจะเห็นว่าเกิดการหลับลึกถึง Stage 3 และ 4 เกิดขึ้น 1-2 Cycles แล้วตามด้วย stage ที่ตื้นขึ้นเรื่อยๆ จนเกิด REM Stage ส่วนใหญ่ REM Stage ครั้งแรกของคืนจะเกิดขึ้นประมาณ 60-100 นาที หลังจากที่หลับและจะมีการสลับกันระหว่าง REM และ NREM ตลอดทั้งคืน โดยมีช่วงห่างกันประมาณ 100 นาที ในช่วงหลังของการนอนหลับ ระยะเวลาของ REM stage จะยาวมากขึ้น ขณะที่ช่วงของการเกิด Slow Wave จะน้อยลงเรื่อยๆ

รูปแบบของการนอนในผู้ใหญ่อายุน้อย (Young Adult) (รูป 2.1) จะเริ่มจาก Stage 1 NREM ประมาณ 2-3 นาที หลังจากนั้นจะไปยัง Stage 2 ซึ่งเป็น Stage ที่มีการหลับลึกขึ้น ใช้เวลาประมาณ 10-25 นาที แล้วไปยัง Stage 3 และ 4 ซึ่งเป็นการหลับที่ลึกขึ้นเรื่อยๆ โดย Stage 3 ใช้เวลาประมาณ 2-3 นาที ส่วน Stage 4 ใช้เวลาประมาณ 20-40 นาที. หลังจากนั้นก็อาจหลับตื้นขึ้นไปยัง Stage 2 และ Stage 1 หรือ REM โดยช่วงแรกๆของการนอน ช่วงของ REM จะสั้นและค่อยๆ ยาวขึ้นเรื่อยๆ โดยรวมจะเป็น stage ของ NREM ประมาณร้อยละ 80 และ stage ของ REM ประมาณร้อยละ 20. เด็กจะมี Stage ของ REM และ Stage 3 และ 4 NREM ค่อนข้างยาว เมื่อเปรียบเทียบกับผู้ใหญ่และจะมีรูปแบบของการนอนเหมือนผู้ใหญ่เมื่ออายุ 10 ปี ในคนอายุมาก Stage 3 และ 4 NREM จะน้อยลงอย่างชัดเจนและมีการตื่นบ่อยๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

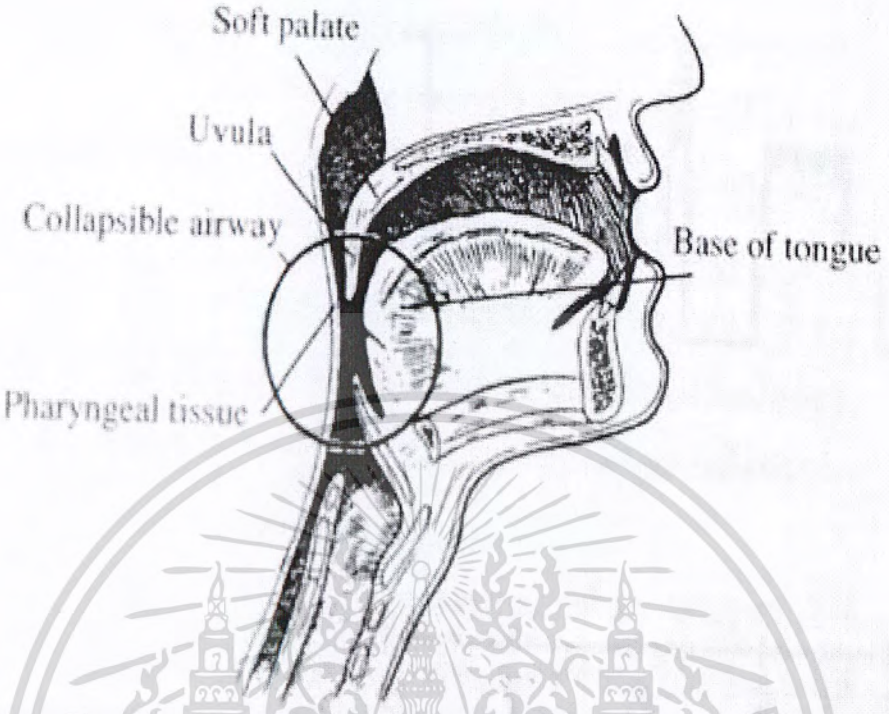
2.1.4 พยาธิสรีรวิทยาของการนอนกรน

เสียงของการกรน เกิดจากการที่อากาศเคลื่อนผ่านทางเดินหายใจที่แคบลง เช่นบริเวณที่มีเนื้อเยื่อ อ่อนที่นุ่ม หรือหย่อนเกินไป หรือบริเวณซึ่งไม่มีอวัยวะส่วนแข็งค้ำยัน ซึ่งบริเวณเหล่านี้สามารถเกิดการอุดกั้นทางเดินหายใจได้ง่าย (Collapsible airway) เช่น ส่วนของเพดานอ่อน (Soft Palate) ลิ้นไก่ (Uvula) Tonsillar Pillars โคนลิ้น (Base of Tongue) กล้ามเนื้อและเยื่อบุของลำคอ (Pharynx) (รูป 2.2) บริเวณ ที่แคบลงนี้ทำให้มีการอุดกั้นทางเดินหายใจบางส่วน (Incomplete Obstruction)

2.1.4.1 ปัจจัยทางกายวิภาคที่มีส่วนร่วมทำให้เกิดอาการกรน คือ

1) ความตึงตัวของกล้ามเนื้อเพดานอ่อน ลิ้น ลำคอ อ่อนตัว (Incompetent Tone of Palatal, Pharyngeal, and Glossal Muscles) สาเหตุนี้มักทำให้เกิดอาการนอนกรนในผู้ใหญ่ โดยในขณะหลับลึก กล้ามเนื้อจะมีความตึงตัวต่ำ ไม่สามารถทำให้ทางเดินหายใจเปิดกว้างได้ขณะหายใจเข้าเหมือนขณะตื่นได้ ถ้าผู้ป่วยนั้นได้ดื่มเครื่องดื่มที่มีส่วนผสมของแอลกอฮอล์ รับประทานยานอนหลับ หรือยาแก้แพ้ชนิดง่วง หรือมีโรคประจำตัวที่ทำให้เกิด Hypotonia ได้ เช่น Hypothyroidism, Cerebral Palsy, Muscular Dystrophy, Myasthenia Gravis ก็จะช่วยเสริมทำให้กล้ามเนื้อมีความตึงตัวต่ำลงมากขึ้นและมีการอุดกั้นทางเดินหายใจมากขึ้น อย่างไรก็ตาม ขณะตรวจร่างกายผู้ป่วยที่มีอาการนอนกรน ขณะตื่นอาจไม่พบลักษณะที่บ่งบอกว่าความตึงตัวของกล้ามเนื้อต่ำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 2. ด้าย

เนื่องจากไม่มีอวัยวะส่วนแข็งค้ำยัน

2) ก้อน (Space-Occupying Masses) ที่ขวางอยู่ในระบบทางเดินหายใจ เช่น ต่อมทอนซิลและต่อมอดีนอยด์ที่โต ซึ่งเป็นสาเหตุของอาการนอนกรนที่สำคัญในเด็ก ผู้ป่วยที่อ้วนมากอาจเกิดจากเนื้อเยื่อผนังคอที่หนา ผู้ป่วยที่มีคางเล็ก (Micrognathia) หรือคางถอยร่นมาด้านหลัง (Receding Chin or Retrognathia) ซึ่งพบได้ในผู้ป่วยที่มี Craniofacial Anomalies จะทำให้ลิ้นตกไปด้านหลัง อุดกั้นทางเดินหายใจได้ ผู้ป่วย Down's Syndrome หรือ Acromegaly จะมีลิ้นขนาดใหญ่ อุดกั้นทางเดินหายใจได้ง่าย เช่นกัน นอกจากนั้นเนื้องอก หรือซิสต์ที่เกิดจากอวัยวะใดอวัยวะหนึ่งในระบบทางเดินหายใจ ก็อาจทำให้เกิดการอุดกั้นทางเดินหายใจได้

3) เพดานอ่อนและลิ้นไก่ มีความยาวผิดปกติ ซึ่งจะทำให้ทางผ่านของลมหายใจหลังจมูก (Nasopharyngeal Aperture) แคบ จากการตรวจร่างกายโดยเฉพาะถ้าให้ผู้ป่วยนอนราบ แล้วส่องกล้องดู อาจเห็นรูเปิดจากจมูกไปยังคอหอยแคบ (Slit-Like Opening)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

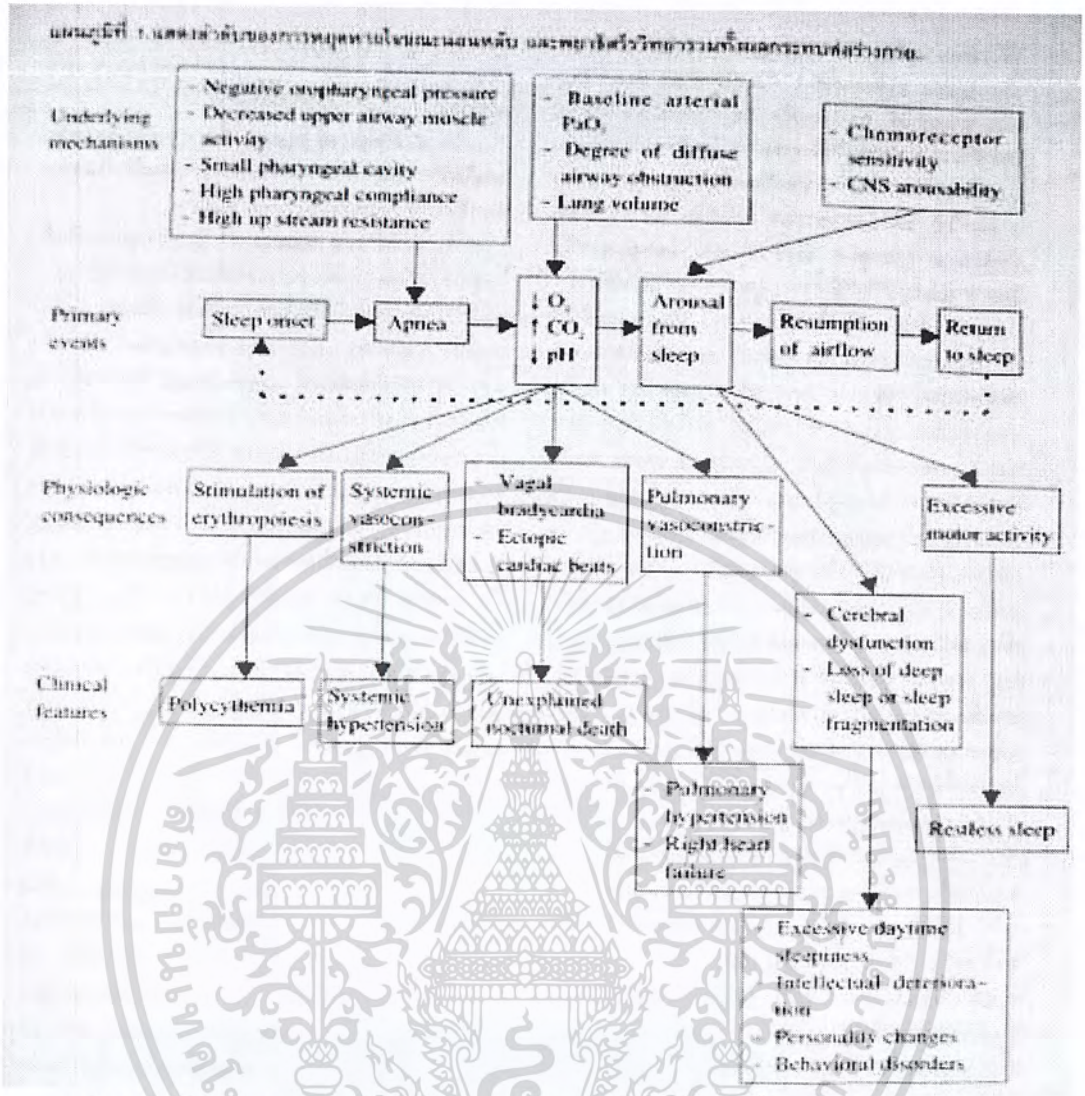
4) การอุดกั้นของโพรงจมูก ซึ่งจะทำให้เกิดความดันที่เป็นลบเพิ่มมากขึ้นระหว่างการหายใจเข้า ทำให้ส่วน Collapsible Airway เข้ามาชิดกัน เกิดการอุดกั้นทางหายใจมากขึ้น อาจเห็นตัวอย่างได้จากบางคนไม่มีปัญหานอนกรน เมื่อเป็นหวัดคัดจมูก หรือสัมผัสสารก่อภูมิแพ้ แล้วมีอาการคัดจมูก จะทำให้เกิด อาการนอนกรน สาเหตุอื่นๆ ที่ทำให้มีอาการคัดจมูกและเกิดอาการนอนกรน ได้แก่ความผิดปกติของผนังกั้นช่องจมูก เยื่อบุจมูกบวม เนื้องอกในจมูกและโพรงอากาศข้างจมูก ริดสีดวงจมูก ไซนัสอักเสบ เป็นต้น

ปัจจัยทางกายวิภาคเหล่านี้ทำให้ทางเดินหายใจส่วนบนแคบ ซึ่งทำให้ต้องเพิ่มแรงในการพยายามนำลมหายใจเข้าไปสู่ระบบทางเดินหายใจมากขึ้น ทำให้เกิดความดันเป็นลบในทางเดินหายใจมากขึ้น ทำให้ส่วน Collapsible Airway ตีบแคบมากยิ่งขึ้น ยิ่งมีการอุดกั้นทางเดินหายใจมากขึ้น การที่ลมผ่านทางเดินหายใจที่แคบนั้น จะทำให้เกิด Turbulent Flow เกิดการสั่นสั่นสะเทือนของอวัยวะที่ลมผ่าน เช่น ลิ้นไก่ เพดานอ่อน Tonsillar Pillars โคนลิ้น ทำให้เกิดเสียงดังออกมาเป็นเสียงกรน

2.1.5 พยาธิสรีรวิทยาของภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับ

การเกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับ เริ่มจากการตีบแคบของทางเดินหายใจส่วนบน ทำให้ต้องหายใจเข้ามากขึ้น เกิดความดันที่เป็นลบบริเวณทางเดินหายใจเหนือกล่องเสียง เมื่อร่วมกับปัจจัยอื่นๆ (รูป 2.3) จะทำให้เกิดการหยุดหายใจ ระหว่างที่หยุดหายใจ จะมีการลดลงของความดันก๊าซออกซิเจนในเลือดและมีการเพิ่มขึ้นของความดันก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ (CO_2) ในเลือด ทำให้เลือดมีความเป็นกรดเพิ่มขึ้น (Acidosis) ภาวะที่เป็นกรดนี้จะกระตุ้น Chemoreceptor ให้ผู้ป่วยตื่นขึ้น มีความตึงตัวของกล้ามเนื้อกลับมาดังเดิม เพื่อให้หายใจได้ปกติ แล้วก็หลับต่อเป็นวงเวียนเช่นนี้ การลดลงของระดับออกซิเจนในเลือด จะกระตุ้นให้มีการหลั่ง Catecholamine ทำให้หลอดเลือดทั่วร่างกายและหลอดเลือดในปอดหดตัว เกิดความดันโลหิตสูงและโรคความดันโลหิตในปอดสูง (Pulmonary Hypertension) ตามลำดับ ซึ่งการที่มีโรคความดันโลหิตในปอดสูงนี้จะทำให้เกิด Right Ventricular Hypertrophy และเกิด Right Heart Failure ตามมาได้ นอกจากนี้การขาดออกซิจนในระยะเวลาที่นาน จะกระตุ้นให้มีการสร้างเม็ดเลือดแดงเพิ่มขึ้น (Erythropoiesis) เกิดภาวะเลือดขึ้น (Polycythemia) ตามมาได้และยังสามารถทำให้เกิดภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ (Cardiac Arrhythmia) ได้ ซึ่งจะเพิ่มอัตราตายแก่ผู้ป่วยที่มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับ

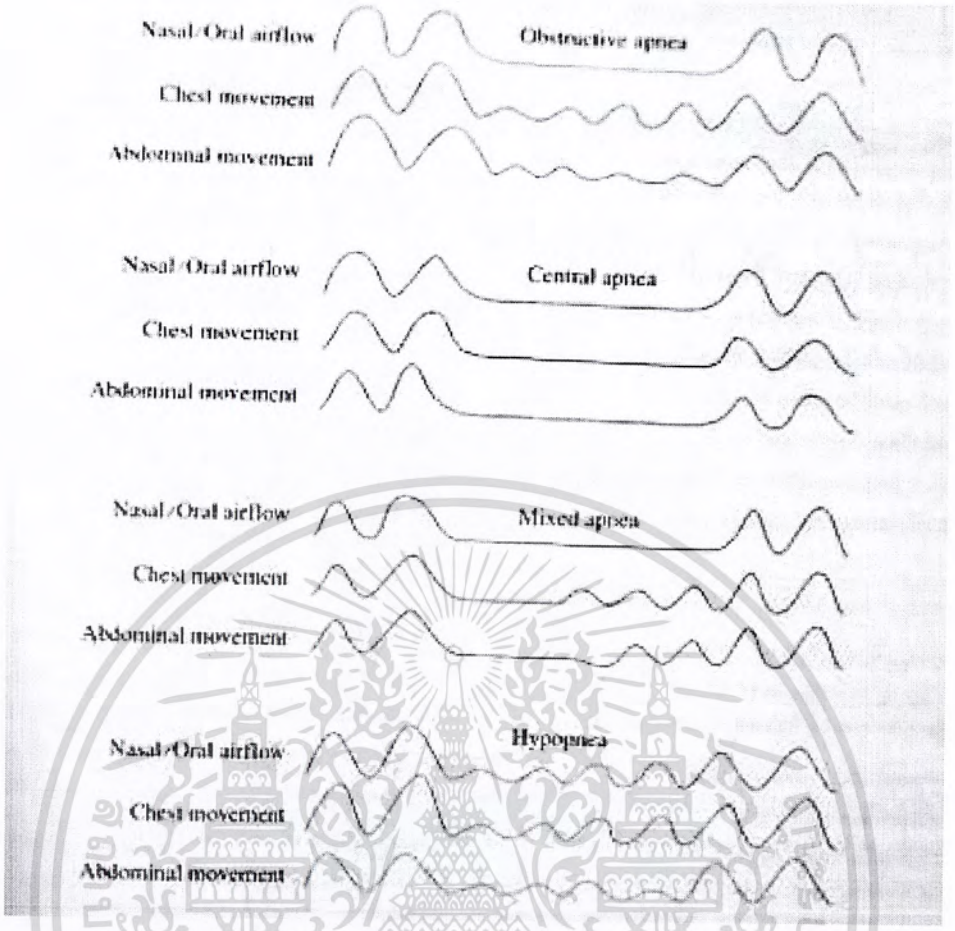
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 2.3 ลำดับของการหยุดหายใจขณะหลับและพยาธิวิทยารวมทั้งผลกระทบต่อร่างกาย

การที่ต้องสะดุ้งตื่น (Arousal) บ่อยๆ จะทำให้ผู้ป่วยมีอาการง่วงในเวลากลางวันมากกว่าปกติ ทำให้สมรรถภาพต่างๆในการทำงานลดน้อยลง ไม่สามารถมีสมาธิในการทำงานได้ ทำให้มีปัญหาทางบุคลิกภาพและการอยู่ร่วมในสังคมตามมา ความผิดปกติของการหายใจขณะนอนหลับแบบอุดกั้น (Obstructive Sleep-Disordered Breathing) นั้น มีลักษณะทางคลินิกที่แตกต่างกันไป เริ่มตั้งแต่น้อยสุดคือ ถ้ามีการอุดกั้นของทางเดินหายใจเพียงอย่างเดียว จะมีอาการนอนกรนอย่างเดียว (Primary Snoring) โดยยังหายใจปกติ ถ้ามีการอุดกั้นทางเดินหายใจมากขึ้น แต่ยังไม่มีการหยุดหายใจที่ชัดเจน จะเป็น Upper Airway Resistant Syndrome (UARS). ส่วนในรายที่มีการอุดกั้นทางเดินหายใจมากจนกระทั่งมีการหยุดหายใจชัดเจนจะเป็น Obstructive Sleep Apnea Syndrome (OSAS) ตัวแปรที่กำหนดรูปแบบของโรคคือ ความรุนแรงของการอุดกั้นทางเดินหายใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 2.4 ลักษณะของการหยุดหายใจ (Apnea) แบบต่างๆและการหายใจน้อยลง (Hypopnea) โดยการ วัดลมหายใจผ่านเข้าออกทางจมูก หรือปาก (Nasal or Oral Airflow) การเคลื่อนไหวของทรวงอก (Chest movement)และท้อง (Abdominal Movement)ในการตรวจการนอนหลับ

2.1.6 การหยุดหายใจ (Apnea)

การหยุดหายใจ คือ ภาวะที่ไม่มีลมหายใจเข้า หรือออกบริเวณรูจมูก หรือปากเป็นระยะเวลาอย่างน้อย 10 วินาทีในผู้ใหญ่และ 6 วินาทีในเด็ก (รูป 2.4) และมักจะตามด้วยการสะดุ้งตื่น ส่วนใหญ่ระยะเวลาของการหยุดหายใจในช่วง REM มักยาวกว่า NREM เนื่องจาก Arousal Threshold ใน REM สูงกว่า NREM และกล้ามเนื้อในระบบทางเดินหายใจที่ทำให้ทางเดินหายใจเปิดโล่งจะมีความตึงตัวที่ต่ำกว่าในช่วง REM

2.1.7 ภาวะหยุดหายใจ

มี 3 ชนิดดัง (รูป 2.4)

1) Obstructive apnea คือ ภาวะหยุดหายใจในขณะที่มีการพยายามหายใจเข้า (Inspiratory Effort) โดยสังเกตจากการเคลื่อนไหวของทรวงอกและท้อง.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2) Central apnea คือ ภาวะหยุดหายใจโดยไม่มีการพยายามหายใจเข้า สาเหตุมักเกิดจากพยาธิสภาพในระบบประสาทส่วนกลาง.

3) Mixed apnea คือ ภาวะหยุดหายใจที่ในช่วงแรกไม่มีการพยายามหายใจเข้า (Central Apnea) แต่ในช่วงหลังมีการพยายามหายใจเข้า (Obstructive Apnea)

ในที่นี้ต่อไปจะใช้คำ ภาวะหยุดหายใจขณะหลับ ในความหมายของ Obstructive Apnea

2.1.8 การหายใจน้อยลง (Hypopnea)

คือ ภาวะที่ลมหายใจลดลงอย่างน้อยร้อยละ 30 ของการหายใจปกติ เป็นระยะเวลาอย่างน้อย 10 วินาที (รูป 2.4) และมีการลดลงของความเข้มข้นของออกซิเจนในเลือด (Desaturation) อย่างน้อยร้อยละ 4 ร่วมด้วย ซึ่งอาจทำให้เกิดการสะดุ้งตื่นตามมาได้

2.1.9 Apnea Index (AI)

คือ จำนวนครั้งของการหยุดหายใจใน 1 ชั่วโมง ผู้ใหญ่ปกติมักมี AI ไม่เกิน 5 เนื่องจากทั้ง Apnea และ Hypopnea สามารถทำให้เกิดการรบกวนเวลานอนหลับ (Sleep Disruption) ได้เหมือนกัน จึงมีการนับจำนวน Apnea และ Hypopnea รวมกันใน 1 ชั่วโมง เรียกว่า Apnea-Hypopnea Index (AHI) โดยทั่วไปถือว่าถ้า AHI > 5 ในผู้ใหญ่ หรือ AHI > 1 ในเด็กถือว่าผิดปกติ มีการศึกษาพบว่า ผู้ป่วยที่มี AHI สูงกว่า 20 จะมีการเพิ่มขึ้นของอัตราตายอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

2.1.10 Primary Snoring

เป็นภาวะที่มีการอุดกั้นทางเดินหายใจ ทำให้ผู้ป่วยมีอาการนอนกรน เสียงดัง แต่ไม่มีอาการง่วงในเวลากลางวันมากกว่าปกติ เมื่อตรวจการนอนหลับ (Polysomnography: PSG) พบว่า AHI น้อยกว่า 5 ในผู้ใหญ่ หรือน้อยกว่า 1 ในเด็ก

2.1.11 RERA

เป็นภาวะที่เกิดจากการอุดกั้นทางเดินหายใจ ทำให้มีการสะดุ้งตื่น เกิด Sleep Fragmentation ได้โดยไม่มีลักษณะของ Apnea หรือ Hypopnea ที่ชัดเจน แต่เมื่อทำการวัดความดันในหลอดอาหาร (Esophageal Pressure) จะพบว่ามีความดันที่เป็นลบในช่องอก (Negative Intrathoracic Pressure) และมีการทำงานของกล้ามเนื้อกะบังลม หรือ Intercostals เพิ่มขึ้น ซึ่งวัดโดย EMG (Diaphragmatic or Intercostal EMG Activity) และมีการลดลงของความดันของลมหายใจที่ผ่านเข้าออกทางจมูก (Nasal Pressure Flow Limitation)

2.1.12 Respiratory Disturbance Index (RDI)

RDI คือ AHI รวมกับ Respiratory Effort-Related Arousal (RERA)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตาราง 2.1 การเปรียบเทียบลักษณะภาวะหยุดหายใจขณะหลับในเด็กและผู้ใหญ่

อาการ	Adult OSA	Childhood OSA
• ง่วงในเวลากลางวัน	มักเป็นอาการนำ	พบได้ไม่บ่อย
• ภาวะอ้วน	พบบ่อย	พบน้อย
• ภาวะน้ำหนักต่ำกว่ามาตรฐานและไม่โต	มักไม่พบ	พบน้อย
• ภาวะหายใจทางปาก	มักไม่พบ	พบบ่อย
• เพศที่พบ	มักพบในเพศชายมากกว่าเพศหญิง	มักพบในเพศชายเท่ากับเพศหญิง
• การมีต่อมทอนซิลโต	มักไม่พบ	พบบ่อย
ลักษณะอาการนอนหลับ		
• การอุดกั้นทางเดินหายใจ	Obstructive apnea	Obstructive apnea
• การสะดุ้งตื่นหลังมีการอุดกั้นทางเดินหายใจ	พบบ่อย	มักไม่พบ
• Disrupted sleep pattern	พบบ่อย	มักไม่พบ
การรักษา		
• การผ่าตัด	ใช้ในส่วนน้อยของผู้ป่วย	มักเป็นการรักษาที่ใช้บ่อยของผู้ป่วย
• การให้ positive airway pressure	เป็นการรักษาที่ใช้บ่อย	ใช้ในผู้ป่วยบางรายเท่านั้น

2.1.13 Upper Airway Resistance Syndrome (UARS)

UARS เป็นภาวะที่มีการอุดกั้นทางเดินหายใจ ทำให้ผู้ป่วยมีอาการกรนและมีอาการง่วงในเวลากลางวันมากกว่าปกติ เนื่องจากมี Arousal ค่อนข้างบ่อย ซึ่งทำให้เกิด Sleep Fragmentation ทั้งๆที่การตรวจการนอนหลับ พบว่า AHI น้อยกว่า 5 ในผู้ใหญ่ หรือน้อยกว่า 1 ในเด็ก ซึ่งไม่เข้าเกณฑ์วินิจฉัยของภาวะหยุดหายใจขณะหลับ แต่จะมีการเพิ่มขึ้นของ RERA พบ UARS ในผู้หญิงได้บ่อยเท่ากับผู้ชาย พบได้ในคนไม่อ้วนและมักพบในผู้ใหญ่อายุน้อย บ่อยกว่าผู้ใหญ่อายุมาก

2.1.14 Obstructive Sleep Apnea Syndrome (OSAS)

OSAS คือภาวะที่มีการอุดกั้นทางเดินหายใจมากจนมีการหยุดหายใจ หรือมีการลดลงของลมหายใจที่เข้าสู่ปอดและทำให้เกิดผลเสียต่อร่างกายมากมาย เช่น ทำให้ประสิทธิภาพในการคิดจดจำ สื่อสาร เรียนและทำงานด้อยลง มีอัตราเสี่ยงต่อการเกิดอุบัติเหตุสูง รวมทั้งโรคต่างๆ เช่น โรค

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

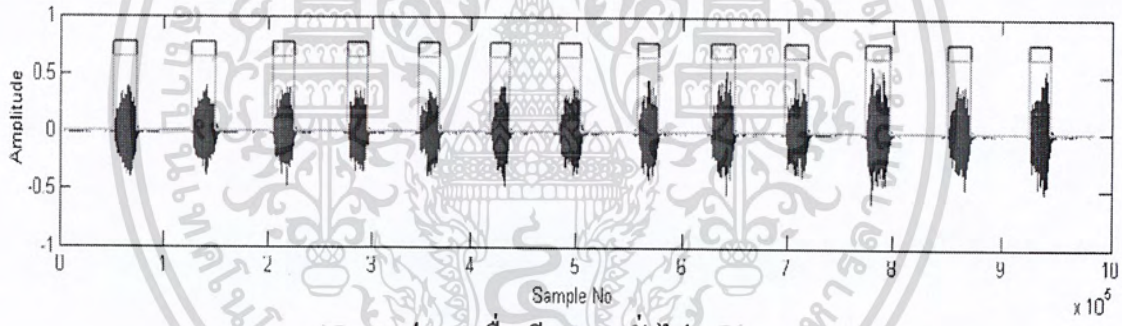
ปอด โรคหัวใจและหลอดเลือด ลักษณะภาวะหยุดหายใจขณะหลับในเด็กอาจแตกต่างจากผู้ใหญ่ (ตาราง 2.1)

2.1.15 ความรุนแรงของ OSAS

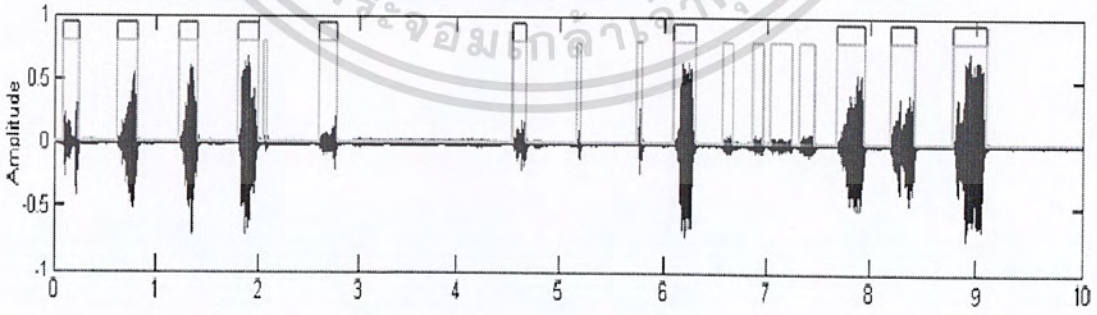
ได้มีการแบ่งความรุนแรงของ OSAS เป็นน้อย, ปานกลางและมาก ตามค่าของ RDI และระดับออกซิเจนในเลือดที่ต่ำที่สุด (Lowest Oxygen Saturation: LSAT) ดังนี้

ตาราง 2.2 ความรุนแรงของ OSAS ตามค่าของ RDI และ LSAT

	RDI	LSAT (%)
Mild	5 – 14	86 – 90
Moderate	15 – 29	70 – 85
Severe	>= 30	< 70



รูป 2.5 คลื่นเสียงกรนทั่วไป



รูป 2.6 คลื่นเสียงกรนของผู้ป่วย OSA

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.16 คลื่นเสียงกรน

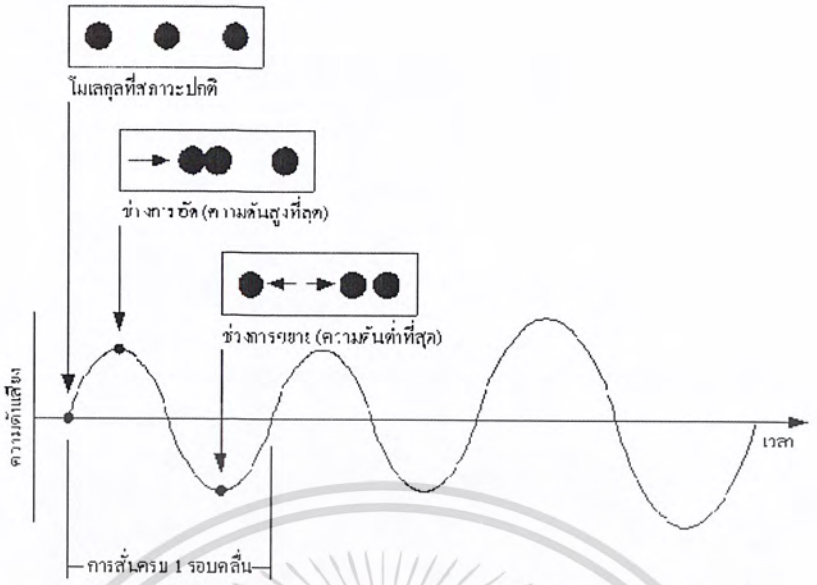
จากรูป 2.5 และ รูป 2.6 แสดงกราฟคลื่นเสียงกรน โดยจะสังเกตได้ว่าคลื่นเสียงกรนทั่วไปจะมีลักษณะเป็นคลื่นสม่ำเสมอ แต่คลื่นเสียงกรนของผู้ป่วย OSA จะมีลักษณะเป็นคลื่นไม่สม่ำเสมอ โดยจะมีทั้งช่วงที่มีการกรนและช่วงที่มีการหยุดหายใจ

2.2 เสียงและไมโครโฟน

2.2.1 การเกิดเสียง

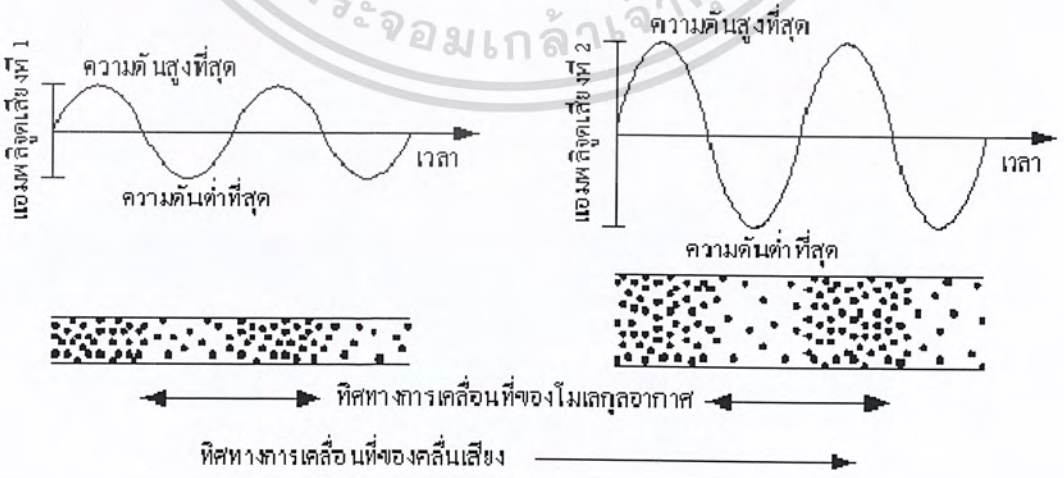
เสียง เริ่มเกิดขึ้นเมื่อวัตถุหรือแหล่งกำเนิดเสียงมีการสั่นสะเทือน ส่งผลต่อการเคลื่อนที่ของโมเลกุลของอากาศที่อยู่โดยรอบ กล่าวคือโมเลกุลของอากาศเหล่านี้จะเคลื่อนที่จากตำแหน่งเดิม ไปชนกับโมเลกุลที่อยู่ถัดไป ก่อให้เกิดการถ่ายโอนโมเมนตัมจากโมเลกุลที่มีการเคลื่อนที่ ให้กับโมเลกุลที่อยู่ในสภาวะปกติ จากนั้น โมเลกุลที่ชนกันนี้จะแยกออกจากกัน โดยโมเลกุลที่เคลื่อนที่มาจะถูกดึงกลับไปยังตำแหน่งเดิมด้วยแรงปฏิกิริยาและโมเลกุลที่ได้รับการถ่ายโอนพลังงานจะเคลื่อนที่ไปชนกับโมเลกุลที่อยู่ถัดไป ปรากฏการณ์นี้จะเกิดขึ้นสลับกันไปมาได้เมื่อสื่อกลาง (ในที่นี้คืออากาศ) มีคุณสมบัติของความยืดหยุ่น การเคลื่อนที่ของโมเลกุลอากาศนี้จึงเกิดเป็นคลื่นเสียง รูป 2.9 แสดงการเคลื่อนที่ของโมเลกุลอากาศ เทียบกับลักษณะของคลื่น เมื่อแหล่งกำเนิดเสียงมีการสั่นสะเทือน อาจสังเกตได้จากภาพว่า ขณะที่แหล่งกำเนิดเสียงไม่มีการสั่นสะเทือน หรือโมเลกุลของอากาศอยู่ในสภาวะปกติ ความดันเสียง (Sound Pressure) ในขณะนี้จะคงที่ที่ค่าหนึ่ง เมื่อโมเลกุลของอากาศมีการชนกัน ความดันอากาศจะมีค่าเพิ่มมากขึ้นจากปกติส่งผลให้ความดันเสียง ณ ช่วงเวลานี้เพิ่มมากขึ้นด้วย เสมือนเป็นช่วงการอัด (Compression) เกิดเป็นยอดคลื่นที่มีความดันเสียงสูงที่สุดในคลื่นเสียงและเมื่อโมเลกุลของอากาศแยกออกจากกัน ความดันอากาศจะมีค่าลดลงจากปกติ ส่งผลให้ความดันเสียง ณ ช่วงเวลานี้ลดลงด้วย เสมือนเป็นช่วงการขยาย(Rarefaction) เกิดเป็นจุดที่มีความดันเสียงต่ำที่สุดในคลื่นเสียง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 2.7 การเคลื่อนที่ของโมเลกุลของอากาศเทียบกับลักษณะของคลื่น

ดังนั้น การสั่นสะเทือนของแหล่งกำเนิดเสียงจากช่วงการอัดถึงช่วงการขยาย จึงเปรียบได้กับการเคลื่อนที่ครบหนึ่งรอบ (Cycle) ของคลื่น ซึ่งจำนวนรอบในเวลาหนึ่งวินาทีนี้หมายถึงความถี่ (Frequency) ของคลื่นเสียง มีหน่วยเป็นเฮิรตซ์ (Hz) หรือรอบต่อวินาที (cps) และนอกจากนี้จำนวนโมเลกุลของอากาศที่เคลื่อนที่ทั้งในช่วงการอัดและช่วงการขยายของโมเลกุลของอากาศ ยังหมายถึงแอมพลิจูด (Amplitude) ของคลื่นเสียงด้วย เช่นถ้าจำนวนโมเลกุลของคลื่นเสียงที่หนึ่ง น้อยกว่าของคลื่นเสียงที่สอง ยอดคลื่นของเสียงที่หนึ่ง ย่อมจะต่ำกว่ายอดคลื่นของเสียงที่สอง ซึ่งทำให้แอมพลิจูดของเสียงที่หนึ่ง ต่ำกว่าแอมพลิจูดของเสียงที่สอง เป็นต้น รูป 2.8 แสดงจำนวนโมเลกุลของอากาศกับแอมพลิจูดของคลื่นเสียง



รูป 2.8 จำนวนโมเลกุลของอากาศกับแอมพลิจูดของคลื่นเสียง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อพิจารณาจากภาพดังกล่าวจะเห็นได้ว่าเสียงเป็นคลื่นตามยาว (longitudinal wave) เนื่องจากโมเลกุลของอากาศเคลื่อนที่ในทิศทางเดียวกันกับทิศทางการเคลื่อนที่ของคลื่นเสียง คลื่นเสียงจะเคลื่อนที่ออกห่างจากแหล่งกำเนิดเสียงมีลักษณะคล้ายกับคลื่นที่เกิดขึ้นเมื่อโยนก้อนหินลงในน้ำ รูปคลื่นที่ใช้แทนคลื่นเสียงจากรูปที่ 1 และ 2 นั้นเป็นรูปคลื่นไซน์ ประกอบด้วยพลังงานที่มีเพียงความถี่เดียว จึงเรียกว่าเสียงบริสุทธิ์ (Pure Tones) ซึ่งในความเป็นจริงแล้ว เสียงที่มนุษย์ได้ยินมิใช่ในรูปของเสียงบริสุทธิ์ แต่อยู่ในรูปของคลื่นความถี่ต่างๆผสมกัน เพราะเสียงที่มนุษย์สามารถได้ยิน เกิดจากแหล่งกำเนิดเสียงที่มีการสั่นในหลายลักษณะหรือมีหลายความถี่รวมกัน ทำให้รูปคลื่นที่เกิดขึ้นมีความซับซ้อนมากกว่าคลื่นรูปไซน์

2.2.2 แหล่งกำเนิดเสียง

เสียงที่มนุษย์ได้ยินนั้นมีอยู่มากมาย อาจเกิดจากมนุษย์เองหรือเกิดจากสิ่งแวดล้อม เสียงที่เกิดจากมนุษย์มีทั้งที่เป็นเสียงพูด ไม่เป็นเสียงพูด บ้างก็เป็นเสียงที่สื่อความหมาย บ้างก็ไม่ได้สื่อความหมายใดๆ เสียงพูดของมนุษย์เริ่มต้นจากการหดตัวของกล้ามเนื้อหน้าอก ซึ่งเป็นผลของอากาศจากปอดที่ดันขึ้นมา ผ่านไปยังคู่สายเสียง (Vocal Cords) ที่อยู่ภายในกล่องเสียง (Larynx) ทำให้มีการสั่นสะเทือนที่บริเวณดังกล่าว เกิดเป็นเสียงที่ออกมาจากลำคอ แล้วใช้อวัยวะในช่องปากปรับให้กลายเป็นเสียงพูด ได้แก่เสียงพูดทั้งพยัญชนะและสระรวมทั้งเสียงร้องเพลง ส่วนเสียงที่ไม่ใช่เสียงพูดอาจยกตัวอย่างได้ เช่น เสียงถอนหายใจ เสียงผิวปาก เป็นต้นและถ้าพิจารณาถึงรูปคลื่นที่เกิดขึ้นเมื่อแหล่งกำเนิดเสียงมีการสั่นสะเทือน แหล่งกำเนิดเสียงที่ให้รูปคลื่นที่มีความซับซ้อนมากและมีลักษณะไม่เป็นระเบียบ (Random) เสียงที่เกิดขึ้นนี้จะถูกเรียกว่าเสียงรบกวน(Noise) ซึ่งให้ความรู้สึกไม่น่าฟังและไม่มีความหมาย เสียงดนตรีเป็นเสียงอีกชนิดหนึ่งที่มนุษย์ให้ความสนใจศึกษารายละเอียด เสียงที่ถูกสร้างขึ้นโดยเครื่องดนตรีส่วนมากเกิดจากการสั่นเชิงกลของตัวสั่น(Oscillator) ที่ได้รับการกระตุ้นในรูปแบบใดรูปแบบหนึ่ง เช่น ดีด สี ตี เป่า เป็นต้น ส่งผลให้ส่วนต่างๆของเครื่องดนตรีสั่น เสียงดนตรีจึงเกิดขึ้นจากการสั่นของส่วนประกอบทั้งหมดที่รวมกันเป็นเครื่องดนตรี สำหรับเครื่องดนตรีประเภทเครื่องเป่า เช่น ขลุ่ยทั้งของฝรั่งและของไทย การสั่นของลำอากาศในการเกิดเสียงเป็นการสั่นตามยาว กล่าวคือ เมื่อเป่าลมเข้าไปในช่องว่างที่อยู่ภายในกระบอก โมเลกุลของอากาศที่อยู่ภายในจะเคลื่อนที่กลับไปกลับมาตามความยาวของกระบอกเกิดเป็นเสียงขึ้น เสียงดังกล่าวหากเราวัดรูปคลื่นได้ พบว่ามีลักษณะของรูปคลื่นใกล้เคียงกับรูปคลื่นไซน์ และการเปลี่ยนระดับเสียงของเครื่องดนตรีชนิดนี้ยังสามารถทำได้โดย การเปลี่ยนแปลงความยาวของลำอากาศ ด้วยวิธีปิดเปิดนิ้วมือของผู้เล่นเครื่องดนตรีนั้น

เนื่องจากเสียงที่มนุษย์ได้ยินมาจากแหล่งกำเนิดเสียงที่มีหลายความถี่รวมกัน คุณภาพของเสียงจึงขึ้นอยู่กับความเข้มของความถี่เหล่านี้ ในทางฟิสิกส์คุณภาพของเสียงจะขึ้นอยู่กับสเปกตรัมที่เกิดขึ้น แต่สำหรับในทางดนตรีนั้น คุณภาพของเสียงจะเรียกว่าทิมเบรอะ (Timbre) หรือน้ำเสียง

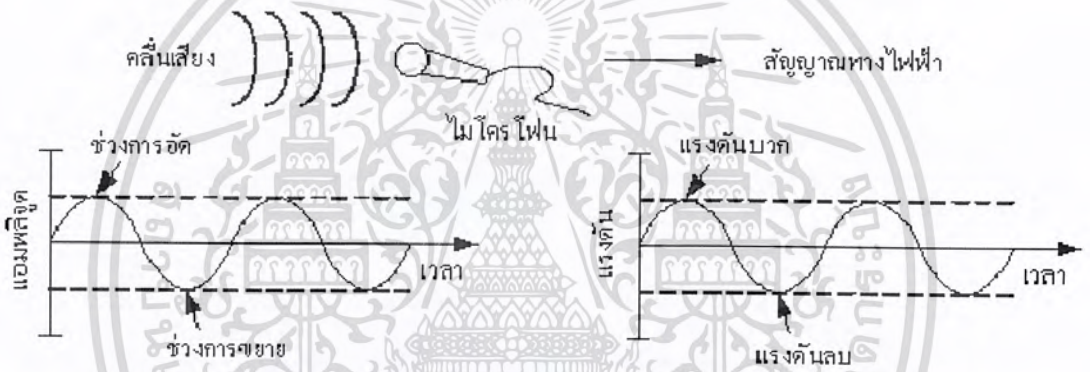
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

(Tone color) ซึ่งหมายถึงคุณลักษณะเฉพาะของเสียง ตัวอย่างเช่น นำเครื่องดนตรีชนิดต่างๆมาเล่นโน้ตตัวเดียวกันด้วยความดังเท่ากัน จะพบว่าเสียงที่ได้ยินจากเครื่องดนตรีแต่ละชนิดไม่เหมือนกัน เป็นต้น

2.2.3 ไมโครโฟน

เมื่อต้องการนำเสียงที่ได้ยินมาทำการวิเคราะห์หรือขยายความดัง อุปกรณ์สำคัญซึ่งทำหน้าที่ในการรับพลังงานเสียงและแปลงเสียงให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้าคือไมโครโฟน แอมพลิจูดของสัญญาณทางไฟฟ้าที่ได้จากไมโครโฟนเป็นสัดส่วนกับแอมพลิจูดของคลื่นเสียงที่ผ่านเข้ามาและยังขึ้นอยู่กับความสามารถของไมโครโฟนอีกด้วย ในกรณีที่ไมโครโฟนสามารถแปลงคลื่นเสียงให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้าได้ทั้งหมด แอมพลิจูดของสัญญาณทางไฟฟ้าจะมีความสูงเท่ากันกับแอมพลิจูดของคลื่นเสียง รูป 2.9 แสดงตัวอย่างการแปลงสัญญาณของไมโครโฟนในกรณีนี้



รูป 2.9 การแปลงคลื่นเสียงให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้าของไมโครโฟน

ซึ่งจะเห็นว่าแอมพลิจูดของคลื่นเสียงได้รับการแปลงไปเป็นสัญญาณแรงดันไฟฟ้า กล่าวคือในช่วงการอัดของโมเลกุลของอากาศ ซึ่งมีแอมพลิจูดสูงสุดนั้น จะเกิดแรงดันบวกของสัญญาณทางไฟฟ้าขึ้นและในช่วงการขยายของโมเลกุลของอากาศ ซึ่งมีแอมพลิจูดต่ำสุด จะเกิดแรงดันลบของสัญญาณทางไฟฟ้า

2.2.4 ความสามารถของไมโครโฟน

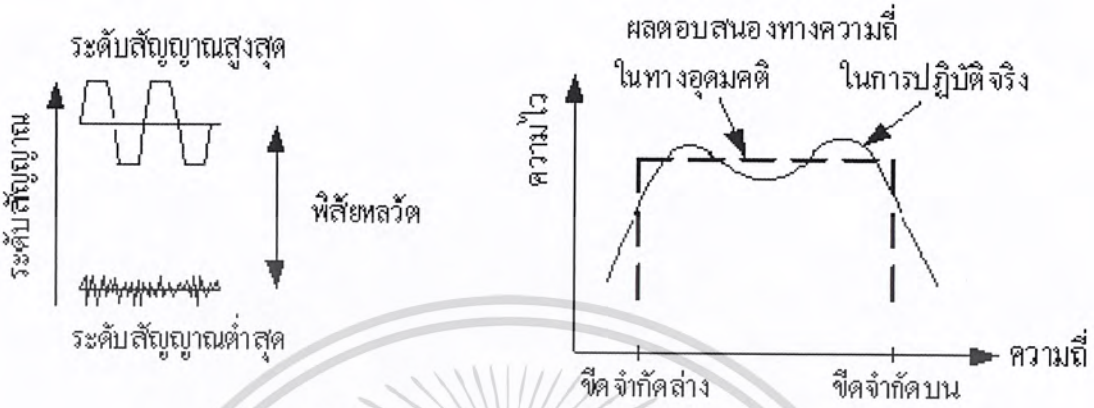
ความสามารถของไมโครโฟนอาจพิจารณาได้จากลักษณะสมบัติที่สำคัญดังต่อไปนี้

1) ความไว (Sensitivity) คือ ค่าอัตราส่วนของแรงดันเอาต์พุตที่เกิดจากไมโครโฟนเทียบกับความดันเสียงที่เข้ามา มีหน่วยเป็นโวลต์ต่อปาสคาล (V/Pa) และอาจแสดงในหน่วยเดซิเบล (dB) ก็ได้ ซึ่งไมโครโฟนที่ดีควรมีค่าความไวสูง
2) พิสัยพลวัต(Dynamic Range) คือ พิสัยการวัดของไมโครโฟนซึ่งถูกจำกัดการวัดที่ระดับต่ำสุด ด้วยสัญญาณรบกวนทางอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic Noise) ของไมโครโฟน (สัญญาณรบกวนทางอิเล็กทรอนิกส์ คือ เอาต์พุตที่เกิดขึ้นแม้ไม่มีความดัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

117363

เสียงเข้ามายังไมโครโฟนเลย) และถูกจำกัดการวัดที่ระดับสูงสุดด้วยความไม่เป็นเชิงเส้นของไมโครโฟนและการเพี้ยนของรูปคลื่น พิสัยพลวัตอาจแสดงได้ดังรูป 2.10



รูป 2.10 พิสัยพลวัตและผลตอบสนองทางความถี่ของไมโครโฟน

3) ผลตอบสนองทางความถี่ (Frequency Response) ของไมโครโฟน คือค่าความไวเทียบกับความถี่ในทางอุดมคติ ไมโครโฟนควรจะมีค่าความไวเท่ากันตลอดทุกความถี่ หรือมีผลตอบสนองทางความถี่ที่แบนราบ (Flat) แต่ในทางปฏิบัติจริงนั้นพบว่าผลตอบสนองทางความถี่ เพียงแต่ค่อนข้างแบนราบเท่านั้น ในช่วงระหว่างขีดจำกัดความถี่บนและล่างและผลตอบสนองจะลดลงอย่างรวดเร็วที่ขีดจำกัดความถี่บนและล่างดังที่แสดงในรูป 2.10

2.2.5 ชนิดของไมโครโฟน

ไมโครโฟนสามารถแบ่งได้ตามชนิดของวัสดุที่ใช้ ดังนี้

1) ไมโครโฟนที่ค่าความจุแปรผันได้ (Variable-Capacitance Microphone) ประกอบด้วยแผ่นโลหะขนาดเล็ก 2 แผ่น วางขนานกัน แผ่นหนึ่งสามารถเคลื่อนที่ตามการเปลี่ยน-แปลงของความดันเสียงส่วนอีกแผ่นหนึ่งอยู่กับที่ การเปลี่ยนแปลงของค่าความจุที่เกิดจากความดันเสียงจะถูกแปลงไปเป็นค่าแรงดันที่เปลี่ยนแปลงระหว่างแผ่นโลหะทั้งสองเรียกไมโครโฟนชนิดนี้ว่า คอนเดนเซอร์ไมโครโฟน (Condenser Microphone) หรือในบางครั้งอาจเรียกว่า อิเล็กโตรสแตติกไมโครโฟน (Electrostatic Microphone) คอนเดนเซอร์ไมโครโฟนสามารถสร้างแรงดันไฟฟ้าตามสัญญาณเสียงที่ผ่านเข้ามาได้แม่นยำมาก แต่มีข้อเสียคือต้องการแหล่งจ่ายไฟแรงดันสูงจากภายนอกเพื่อรักษาให้ค่าประจุไฟฟ้าระหว่างแผ่นโลหะทั้งสองคงที่และไม่สามารถทนต่อสภาพอากาศชื้นได้ดีนัก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2) อิเล็กเทรดไมโครโฟน (Electret Microphone) ได้รับการพัฒนาขึ้นจากคอนเดนเซอร์ไมโครโฟน โดยใช้แผ่นพอลิเมอร์บางๆเคลือบบนพื้นผิวด้านหนึ่งของแผ่นโลหะ พอลิเมอร์จะทำให้ประจุไฟฟ้ายังคงอยู่บนแผ่นโลหะทั้งสองจึงไม่ต้องการแหล่งจ่ายไฟแรงดันสูงเหมือนคอนเดนเซอร์ไมโครโฟนและยังทนทานต่อสภาพอากาศชื้นได้ดี จากคุณสมบัติดังกล่าวทำให้อิเล็กเทรดไมโครโฟนเป็นที่นิยมใช้กันมากในการวัดและบันทึกเสียง

3) พิโซอิเล็กตริกไมโครโฟน (Piezoelectric Microphone) ประกอบด้วยวัสดุพิโซอิเล็กตริก ได้แก่ ผลึก (Crystal) และเซรามิก (Ceramic) ต่ออยู่กับแผ่นโลหะบางๆ เมื่อความดันเสียงกระทบกับแผ่นโลหะ วัสดุพิโซอิเล็กตริกจะเกิดความเค้น (Stress) ขึ้นเนื่องจากการเคลื่อนที่ของแผ่นโลหะซึ่งความเค้นนี้จะเปลี่ยนเป็นแรงดันไฟฟ้าเรียกไมโครโฟนชนิดนี้ว่า คริสตอลไมโครโฟน (Crystal Microphone) หรือเซรามิกไมโครโฟน(Ceramic Microphone)ตามวัสดุที่ใช้ พิโซอิเล็กตริกไมโครโฟนมีราคาถูกกว่าทั้งคอนเดนเซอร์ไมโครโฟนและอิเล็กเทรดไมโครโฟน แต่มีข้อด้อยตรงที่วัสดุพิโซอิเล็กตริกจะเปลี่ยนไปตามอายุการใช้งานและพิโซอิเล็กตริกไมโครโฟนยังมีผลตอบสนองทางความถี่ไม่ค่อยดีนัก

2.2.6 เดซิเบล

เดซิเบล เป็นสเกลที่มาจากการแปลงค่าความดันเสียงที่หูมนุษย์สามารถรับได้และได้ยิน ซึ่งมีช่วงกว้างมากและมีตัวเลขหลายหน่วย (20 ไมโครปาสคาล ถึง 100 ปาสคาล) ให้เป็นสเกลที่แคบลงและให้ง่ายต่อการเข้าใจ เมื่อเปลี่ยนเป็นสเกลเดซิเบลแล้วจะมีช่วงระหว่าง 0 - 140 เดซิเบล การแปลงจะใช้เป็นอัตราส่วนลอกการิทมิกของค่าความดันเสียงที่ได้ยิน กับค่าความดันเสียงอ้างอิง เสียงที่เราได้ยินไม่ว่าเป็นเสียงจากแหล่งกำเนิดใดจะเป็นเสียงที่ซับซ้อนที่เกิดจากการรวมกันของคลื่นเสียงที่มีความถี่ต่างๆและระดับเสียงต่างๆ เช่น

1) เสียงดนตรี มีระดับเสียงประมาณ 20-90 เดซิเบล ช่วงความถี่ประมาณ 50 -10,000 เฮิร์ทซ์

2) เสียงสนทนาของมนุษย์ มีระดับเสียงประมาณ25-80 เดซิเบล ช่วงความถี่ประมาณ 100- 4,000 เฮิร์ทซ์

3) เสียงกรนของมนุษย์อยู่ในช่วงระหว่าง 70-90 dB

สำหรับหูของมนุษย์สามารถได้ยินเสียงที่ความดันเสียง 0-130 dB และช่วงความถี่ 20-20,000 เฮิร์ทซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 เซนเซอร์ตรวจวัดอุณหภูมิ (Temperature Sensor)

การตรวจวัดอุณหภูมิใช้รูปแบบการเปลี่ยนแปลงระดับแรงดันไฟฟ้าจากสัญญาณอนาล็อกไปสู่สัญญาณดิจิตอลโดยสัมพันธ์กับอุณหภูมิ โดยมีรูปแบบใหญ่ๆของเซนเซอร์อยู่ด้วยกัน 3 รูปแบบ คือ

2.3.1 Thermocouples

เป็นอุปกรณ์เบื้องต้นในการวัดอุณหภูมิซึ่งสามารถเก็บอุณหภูมิได้ 273 องศาเคลวิน วัสดุที่ใช้ทำ Thermocouples เป็นวัสดุที่มีคุณภาพ ทำให้ระดับแรงดันไฟฟ้าที่ได้มีความถูกต้องสูง อย่างไรก็ตามปัญหาของ Thermocouples ที่ทำให้ยากต่อการใช้งานมีดังนี้

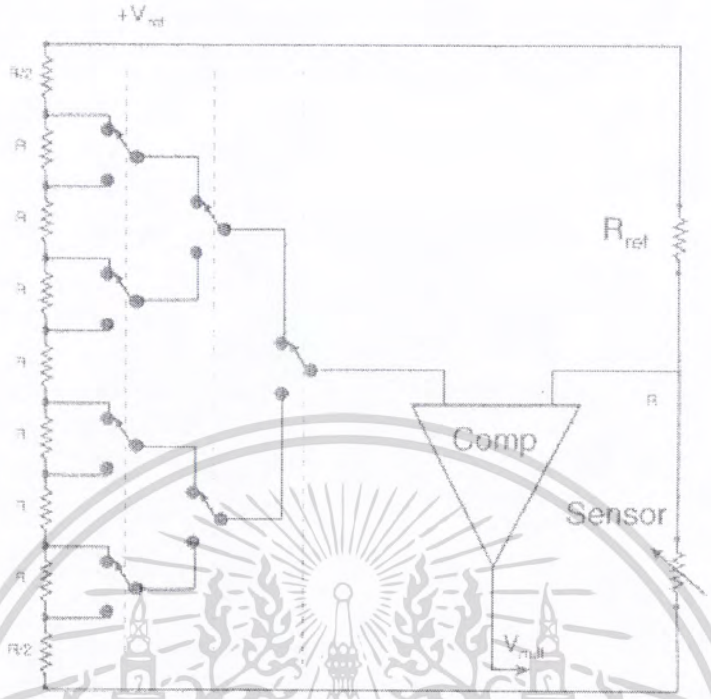
1) จุดอ้างอิงของ Thermocouples อยู่ที่อุณหภูมิ 273 องศาเคลวิน (จุดเยือกแข็งของน้ำ) ซึ่งเป็นจุดสามสถานะยากในการปรับแต่งให้เป็นจุดอ้างอิง
2) ผลของระดับแรงดันไฟฟ้าที่ Thermocouples วัดได้ จะอยู่ในหน่วย มิลลิโวลท์ (mV) แต่ถ้าจะวัดเป็น ไมโครโวลท์ จะต้องใช้กระบวนการแปลงสัญญาณให้เป็นอนาล็อกก่อนแล้วจึงแปลงให้อยู่ในรูปของสัญญาณดิจิตอล
3) วัสดุในการสร้างอุปกรณ์ต้องมีคุณภาพสูง
4) ถ้าแนวโน้มของค่าที่วัดได้ไม่เป็นเส้นตรง จะใช้การประมาณค่าผลลัพธ์ซึ่งทำให้ไม่สะดวกในการใช้งาน

2.3.2 Resistance thermometers

ลดข้อเสียของ Thermocouple บางอย่างลงไปและสามารถปรับแต่งจุดอ้างอิงที่ใดก็ได้(ไม่จำเป็นต้องไปทำที่องค์กรเหมือน Thermocouples) แต่ข้อเสียคือ จุดอ้างอิงไม่ได้มาตรฐานและมีข้อเสียอีก 2 ข้อ คือ

1) ต้องการวัดค่าการเปลี่ยนแปลงเล็กน้อยของความต้านทานค่ามากๆ ตรงข้ามกับ Thermocouples ซึ่งต้องการวัดค่าที่อยู่ในช่วงเล็กๆ แต่ทั้งสองแบบยังต้องอาศัยกระบวนการการขยายสัญญาณ นั่นหมายถึงยังต้องการการแปลงสัญญาณทางอนาล็อก
2) ปัญหาของวัสดุที่ใช้ เพราะว่าภายในวงจรต้องระวังค่าความต้านทานบางอย่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 2.11 วงจรแปลง A/D Bridge-Nulling

จากรูป 2.11 แสดงให้เห็นว่ารูปแบบพิเศษของการเปลี่ยนจากสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิตอล สามารถทำงาน เหมือนกับวงจรไฟฟ้าแบบบริดจ์ (Bridge) เพื่อใช้ในการวัดค่าความต้านทานได้โดยตรง สังเกตว่าระดับแรงดันไฟ ฟ้าอ้างอิงไม่จำเป็นสำหรับวงจรนี้ ในขณะที่วงจร Comparator และ Ladder อาจต้องใช้ระดับแรงดันทางไฟฟ้าอ้างอิงนี้ บางทีเทคนิคนี้สามารถนำไปใช้เป็นเครื่องวัดความต้านทานเนื่องจากสามารถตรวจจับการเปลี่ยนแปลงเพียง เล็กน้อยของความต้านทานได้

2.3.3 Thermistor

เทอร์มิสเตอร์ (Thermistor) เป็นตัวต้านทานชนิดหนึ่งที่ค่าความต้านทานสามารถเปลี่ยนแปลงได้ตามอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงไป โครงสร้างของเทอร์มิสเตอร์ไม่มีรอยต่อของสารกึ่งตัวนำต่อชนกัน แต่เป็นคุณสมบัติของเนื้อสารที่มีผลเปลี่ยนแปลงความต้านทานไป เมื่อุณหภูมิที่ตัวเนื้อสารนั้นเปลี่ยนแปลง สารที่นำมาใช้ในการผลิตเทอร์มิสเตอร์มีหลายชนิด ปกติจะใช้พวกสนิมโลหะที่อาจเป็นชนิดเดียวหรือชนิดผสมก็ได้ สารที่ใช้ เช่น โคบอลต์ นิกเกิล แมงกานีส ทองแดง เหล็กและสตรอนเทียม เป็นต้น รูปร่างของเทอร์มิสเตอร์ที่ผลิตขึ้นมาใช้งานมีหลากหลายรูปแบบเพื่อให้เกิดความเหมาะสมกับการนำไปใช้งาน รูปร่างของเทอร์มิสเตอร์ที่สร้างขึ้นมาใช้งาน เช่น แบบหยดน้ำ แบบโปรบแก้ว แบบแผ่นกลม แบบวงแหวนและแบบทรงกระบอก เป็นต้น

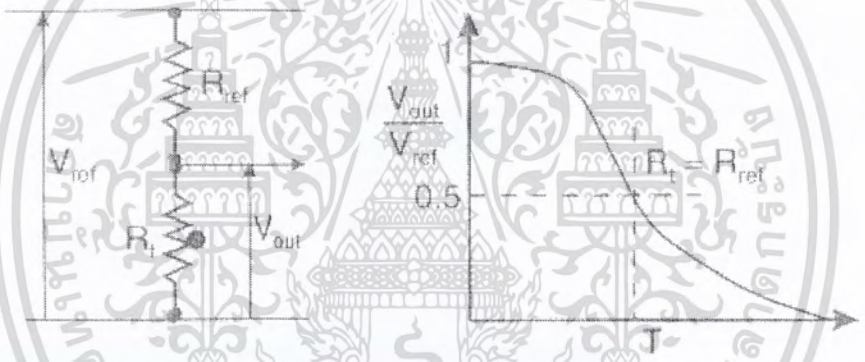
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าความต้านทานในตัวเทอร์มิสเตอร์เปลี่ยนแปลงเพิ่มมากขึ้นหรือลดน้อยลง ขึ้นอยู่กับอุณหภูมิรอบ ๆ ตัวเทอร์มิสเตอร์ที่เปลี่ยนแปลงไป ค่าความต้านทานของเทอร์มิสเตอร์ที่เปลี่ยนแปลงไปมีทั้งแบบเชิงเส้นและแบบไม่เชิงเส้น ในการนำมาใช้งานต้องพิจารณาคุณสมบัติโดยเฉพาะของเทอร์มิสเตอร์แต่ละชนิด

ค่าความต้านทานภายในของเทอร์มิสเตอร์มีความไวต่อการวัดอุณหภูมิอย่างมาก ซึ่งข้อดีของ Thermistor คือ สัญญาณกว้างไม่ต้องการการอ้างอิง แต่ข้อเสียคือค่าที่ได้ไม่ถูกต้องหรือแน่นอน ซึ่งค่าความสัมพันธ์ของอุณหภูมิกับความต้านทานคือ

$$\frac{1}{T} = A + B\ln(\ln(R))^3 \qquad (2.1)$$

ซึ่งเป็นความสัมพันธ์แบบไม่เชิงเส้นโดยจะเพิ่ม Thermistor ลงไปในวงจรดังรูป 2.12



รูป 2.12 วงจรเทอร์มิสเตอร์และเอาท์พุต

จากวงจรดังรูป 2.12 การวัดจะได้ผลที่ดี ถ้า Rt มีค่าอยู่ในย่านใกล้เคียงกับ Rref และจะค่อยๆแย่ลง สำหรับ R ที่มีค่าห่างออกไป ดังนั้นโดยปกติใน การใช้งานจึงมักจะเซตให้วงจรมีการตอบสนองค่าที่อยู่ในช่วงกลางๆการหาค่าที่แท้จริงที่วัดได้ ซึ่งต้องแปลงมาจากปริมาณทางไฟฟ้าเป็นเรื่องที่ยุ่งยากเพราะต้องมีการวัดและเปรียบเทียบมากมาย เพื่อการหา Table Look-up โดยทั่วไป

2.3.3.1 เทอร์มิสเตอร์

เทอร์มิสเตอร์ แบ่งออกได้เป็น 2 แบบ คือ

1) แบบ NTC (Negative Temperature Coefficient) หรือเทอร์มิสเตอร์ชนิดลบ (-) เป็นเทอร์มิสเตอร์ที่เปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานเพิ่มมากขึ้น หรือลดน้อยลงในลักษณะตรงข้ามกับอุณหภูมิ เมืออุณหภูมิสูงขึ้นความต้านทานของเทอร์มิสเตอร์ลดต่ำลง เมื่ออุณหภูมิลดต่ำลง ความต้านทานของเทอร์มิสเตอร์สูงขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2) แบบ PTC (Positive Temperature Coefficient) หรือเทอร์มิสเตอร์แบบบวก (+) เป็นเทอร์มิสเตอร์ที่เปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานเพิ่มมากขึ้น หรือลดน้อยลงในลักษณะตามอุณหภูมิที่เพิ่มมากขึ้นหรือลดน้อยลง เมื่ออุณหภูมิสูงขึ้นความต้านทานของเทอร์มิสเตอร์สูงขึ้น เมื่ออุณหภูมิลดต่ำลงความต้านทานของเทอร์มิสเตอร์ก็ลดต่ำลง

เทอร์มิสเตอร์มักจะไม่ได้ถูกออกแบบมาเพื่อให้สเปคสามารถแทนกันได้โดยสมบูรณ์ ดังนั้นในการใช้งานเทอร์มิสเตอร์แต่ละตัว จึงต้องทำการวัดเพื่อหาตารางเปรียบเทียบค่าตัวต่อตัว อย่างไรก็ตาม ยังมีเทอร์มิสเตอร์เฉพาะบางแบบที่ถูกออกแบบมาให้สามารถแทนกันได้ ทำให้การใช้งานสะดวกขึ้นมาก

2.3.4 การคำนวณเชิงเส้นตรง

เซนเซอร์โดยปกติมักจะมีการทำงานที่ไม่เป็นเชิงเส้น แต่ในการใช้งานจะสะดวกกว่ามาก ถ้าผลลัพธ์ที่ได้เป็นปริมาณที่มีความสัมพันธ์เป็นเส้นตรง คือจะทำให้ตัววงจร สำหรับประมวลผลมีความสลับซับซ้อนน้อยลงมีหลายวิธีที่ใช้ในการแก้ปัญหานี้ ยกตัวอย่างเช่น

1) Analytic Equation ถ้าความสัมพันธ์ในลักษณะที่ไม่เป็นเส้นตรงนี้ สามารถเขียนอยู่ในรูปของสมการได้ การแปลงค่าที่ได้ก็จะง่าย เช่น การหาค่าพลังงานความร้อน ขึ้นกับยกกำลังสองของความต่างศักย์ที่คร่อมมัน

2) Look-Up Table เป็นวิธีที่ดีและรวดเร็ว ถ้าระบบมีส่วนเก็บข้อมูลที่เพียงพอ มันสามารถจัดการกับข้อมูลแบบที่ไม่เป็นเส้นตรงที่ไม่สามารถหาเป็นสมการออกมาได้ด้วย แต่วิธีนี้จะยุ่งยากในการหาตารางเปรียบเทียบเริ่มต้นและต้องการที่เก็บข้อมูลมากในกรณีที่ต้องการได้ผลลัพธ์ที่ละเอียดขึ้น

3) Piece-Wise Linearisation เหมาะสำหรับระบบที่ไม่เป็นเส้นตรงขนาดเล็ก โดยจะแบ่งช่วงให้เป็นช่วงเล็กๆ พอที่จะประมาณได้ว่า ในช่วงนั้นมีความสัมพันธ์เป็นเส้นตรงมีข้อดี คือ ไม่จำเป็นต้องใช้ที่เก็บข้อมูลและเร็วกว่าวิธีทั้ง 2 ข้างต้น

2.4 MicroController

2.4.1 ความหมายของ MicroController

คือ ตัวควบคุมการทำงานของอุปกรณ์หรือขบวนการต่างๆ ซึ่งอาจทำขึ้นมาจากวงจร-วงจรไฟฟ้ากลไก PLC ฯลฯ MicroController ก็คือ อุปกรณ์ประเภทสารกึ่งตัวนำที่รวบรวมฟังก์ชั่นการทำงานต่างๆ ไว้ภายในตัวของมันเอง มีขนาดเล็กและสามารถเขียโปรแกรมควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ต่างๆ ที่เชื่อมต่อกับตัวมัน โดยเน้นความสมบูรณ์ภายในตัวของมันเองและง่ายต่อการนำไปใช้งานหรือแก้ไขดัดแปลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.2 ส่วนประกอบของ MicroController

Micro-Controller ทั่วๆไปจะประกอบด้วย

1) CPU (Central Processing Unit)

2) RAM (Random Access Memory)

3) EPROM/PROM/ROM (Erasable Programmable Read Only Memory)

4) I/O (Input/Output) - serial and parallel

5) Timers

6) Interrupt Controller

ส่วนประกอบอื่นๆ เช่น Analog to Digital Convertor, Pulse Width Modulator ฯลฯ ซึ่งขึ้นกับผู้ผลิตที่จะใส่เข้าไป เพื่อเพิ่มความสามารถของ Micro-Controller และจุดประสงค์ในการใช้งาน

2.4.3 ภาษาของMicroController

1) ภาษาเครื่อง/ภาษา Assembly โดย ภาษาเครื่อง(Machine Language) คือโปรแกรมที่ MicroController สามารถเข้าใจมัน แต่มันไม่ง่ายสำหรับ มนุษย์ที่จะอ่านได้ ภาษา Assembly คือ รูปแบบของภาษาเครื่องที่มนุษย์สามารถอ่านออกได้ ภาษา ฤssembly เป็นโปรแกรมที่ทำหน้าที่ในการแปลงจากคำสั่งที่มนุษย์อ่านออกได้ไปเป็นภาษาเครื่อง ซึ่งแปลงคำสั่ง/คำสั่ง โปรแกรมที่เขียนโดยภาพา Assembly จะทำงานเร็วและมีขนาดเล็ก เพราะว่ามันสามารถเข้าถึง Hardware ได้โดยตรง แต่ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับวิธีการเขียนของผู้เขียนด้วย

2) Interpreters คือ ภาษาระดับสูงซึ่งใกล้เคียงกับภาษาของมนุษย์ โดยจะฝังตัวอยู่ในหน่วยความจำและทำหน้าที่อ่านคำสั่งจากโปรแกรมขึ้นมาทีละคำสั่งแล้วปฏิบัติตามคำสั่งนั้นๆ ตัวอย่างของ interpreter ที่รู้จักกันดีคือ ภาษา BASIC ข้อเสียของ interpreter คือ ทำงานได้ช้า เนื่องจากต้องแปลคำสั่งทีละคำสั่ง

3) Compiler คือ ภาษาระดับสูงซึ่งทำหน้าที่แปลโปรแกรมที่เขียนขึ้นให้เป็นภาษาเครื่อง จากนั้นจึงนำเอาโปรแกรมที่แปลเสร็จแล้วเข้าไปเก็บในหน่วยความจำ ทำให้การทำงานเร็วขึ้น ตัวอย่างเช่น ภาษา C เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

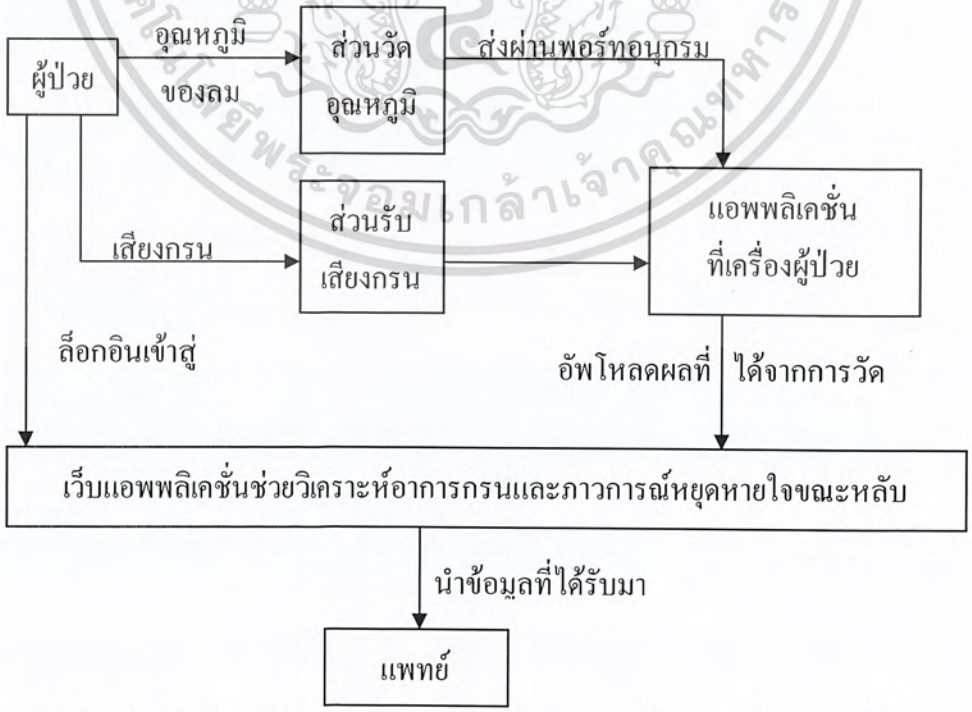
บทที่3

การออกแบบและพัฒนา

3.1 ทฤษฎีและแนวคิด

อาการกรน เกิดจากการมีการอุดตันในช่องหลอดลม โดยอาการกรนนั้นก็เป็นหนึ่งในอาการของโรคภาวะหยุดหายใจระหว่างนอนหลับจากการอุดกั้น ซึ่งจะทำให้เกิดเสียงกรนและหายใจไม่สะดวกจนอาจก่อให้เกิดภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับได้และในความเป็นจริงอุณหภูมิของการหายใจเข้าและหายใจออกนั้นมีค่าที่แตกต่างกัน ทำให้เกิดแนวคิดที่ว่า ถ้าต้องการตรวจสอบการหยุดหายใจ ควรตรวจสอบที่อุณหภูมิของลมหายใจและเสียงกรน ณ เวลาเดียวกัน โดยถ้าตรวจสอบพบอาการกรนและอุณหภูมิของลมหายใจเข้าและออกยังปกติอยู่ แสดงให้เห็นว่า ผู้ป่วยยังมีการหายใจปกติ แต่ถ้าไม่มีเสียงกรนและ อุณหภูมิไม่เปลี่ยนแปลงแล้ว มีความเป็นไปได้ที่ผู้ป่วยจะหยุดหายใจ ในกรณีที่อุณหภูมิลมหายใจไม่เปลี่ยนแปลง แต่ยังมีเสียงกรน ก็เป็นไปได้ที่ Sensor อุณหภูมิลมหายใจ จะหลุดออกจากตำแหน่ง แต่ก็ทำให้เราทราบได้ว่า ผู้ป่วยยังหายใจอยู่

3.2 โครงสร้างระบบช่วยวิเคราะห์อาการกรนและภาวการณ์หยุดหายใจขณะหลับโดยรวม



รูป 3.1 โครงสร้างระบบช่วยวิเคราะห์อาการกรนและภาวการณ์หยุดหายใจขณะหลับโดยรวม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

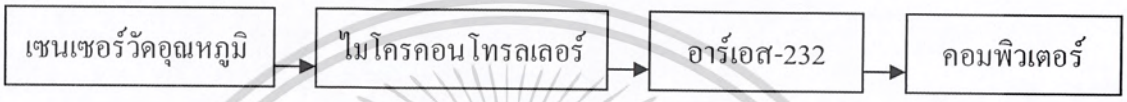
3.3 ฮาร์ดแวร์ที่ใช้ร่วมกับระบบ

3.3.1 ส่วนวัดอุณหภูมิ

เป็นส่วนที่ประกอบไปด้วย เซนเซอร์วัดอุณหภูมิ ไมโครคอนโทลเลอร์และอาร์-เอส232 โดยมีหน้าที่ ดังต่อไปนี้

1) เซนเซอร์วัดอุณหภูมิ ทำหน้าที่ในการวัดอุณหภูมิลมหายใจของผู้ป่วย

2) ไมโครคอนโทรลเลอร์และอาร์เอส-232 ทำหน้าที่ในการส่งข้อมูลจากตัวเซนเซอร์ไปยังคอมพิวเตอร์โดยผ่านทางพอร์ทอนุกรม (serial port)



รูป 3.2 ส่วนวัดอุณหภูมิ

3.3.2 ส่วนรับเสียงกรน

เป็นส่วนรับเสียงกรนโดยใช้ไมโครโฟน แล้วส่งเข้าคอมพิวเตอร์ เพื่อนำไปประมวลผลต่อไป

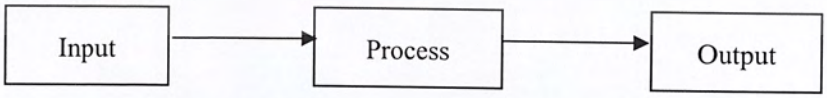
3.4 ซอฟท์แวร์ที่ใช้ในระบบ

3.4.1 แอพพลิเคชั่นที่ใช้ในการเก็บข้อมูล

เป็นแอพพลิเคชั่นที่ทำงานบนเครื่องผู้ป่วยซึ่งต้องทำการติดตั้ง มีการทำงานหลักๆ 2 ส่วน ดังนี้

3.4.1.1 ส่วนของการตรวจจับเสียงกรนมี

มีโครงสร้างการทำงานดังนี้



รูป 3.3 อินพุท โพรเซสและเอาท์พุท

โดย

1) อินพุท คือ เสียงกรนที่รับเข้ามาจากไมโครโฟน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2) โพรเซส คือ กระบวนการบันทึกเสียงกรน โดยเสียงกรนจะถูกบันทึกในรูปของไฟล์เสียง (.wav) แบ่งตามช่วงเวลา เพื่อช่วยป้องกันความผิดพลาดที่อาจเกิดกับไฟล์ในการบันทึกเป็นไฟล์ใหญ่เพียงไฟล์เดียว โดยจะกำหนดให้ขนาดไฟล์จะยาว 1 ชั่วโมงต่อ 1 ไฟล์ ซึ่งไฟล์ทั้งจะถูกจัดเก็บไว้ ณ ที่โปรแกรมกำหนด

3) เอาท์พุท คือ ไฟล์เสียงย่อยๆซึ่งเมื่อผู้ป่วยทำการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตและล็อกอินเข้าสู่ระบบ ไฟล์ก็จะถูกอัพโหลดเข้าสู่ฐานข้อมูล เพื่อให้แพทย์นำไปวินิจฉัยต่อไป

3.4.1.2 ส่วนของการตรวจจับอุณหภูมิลมหายใจ

มีโครงสร้างการทำงานดังรูป 3.3 โดย

1) อินพุท คือ อุณหภูมิที่อ่านค่าได้จากเทอร์โมมิเตอร์เซนเซอร์

2) โพรเซส คือ กระบวนการบันทึกค่าอุณหภูมิในช่วงเวลาต่างๆ โดยจะถูกบันทึกอยู่ในรูปของเท็กซ์ไฟล์ โดยจะเก็บข้อมูลยาว 1 ชั่วโมง ต่อ 1 ไฟล์ ซึ่งไฟล์ทั้งจะถูกจัดเก็บไว้ ณ ที่โปรแกรมกำหนด

3) เอาท์พุท คือ ข้อมูลการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิของลมหายใจ (เท็กซ์ไฟล์) ซึ่งเมื่อผู้ป่วยทำการเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตและล็อกอินเข้าสู่ระบบไฟล์ ก็จะถูกอัพโหลดเข้าสู่ฐานข้อมูล เพื่อให้แพทย์นำไปวินิจฉัย

3.4.2 เว็บแอพพลิเคชั่น

เว็บแอพพลิเคชั่นจะทำงานอยู่บนเครือข่ายอินเทอร์เน็ต ซึ่งมีแพทย์และผู้ป่วยเป็นผู้ใช้งาน โดยจะต้องทำการล็อกอินเข้าสู่ระบบก่อนใช้งาน ซึ่งการทำงานของเว็บแอพพลิเคชั่น มีดังนี้

3.4.2.1 ส่วนของอัพโหลดไฟล์ข้อมูล

เมื่อผู้ป่วยทำการล็อกอินแล้ว ผู้ป่วยจะต้องทำการกดปุ่มอัพโหลด เพื่อให้เว็บแอพพลิเคชั่นไปดึงไฟล์ข้อมูล ณ ตำแหน่งที่แอพพลิเคชั่นกำหนดมาทำการอัพโหลดลงฐานข้อมูลของผู้ป่วยบน เว็บแอพพลิเคชั่น โดยไฟล์เหล่านั้นคือ การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ (Text file) และไฟล์เสียง (.wav)

3.4.2.2 ส่วนของการเปิดไฟล์

เมื่อผู้ป่วยได้ทำการอัพโหลดไฟล์ข้อมูลทั้งหมดเรียบร้อยแล้ว ไฟล์อุณหภูมิจะถูกนำมาพล็อต กราฟ เพื่อนำมาให้แพทย์ได้วินิจฉัยต่อไป ส่วนไฟล์เสียงนั้น (.wav) จะถูกนำมาผ่านกระบวนการแปลงสัญญาณแอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิตอล ค่าเสียงที่แปลงมาแล้ว จะถูกนำข้อมูลไปเก็บในเท็กซ์ไฟล์ ซึ่งจะถูกนำไปพล็อตเป็นกราฟ เพื่อนำไปให้แพทย์วินิจฉัยต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.2.3 ส่วนของการช่วยวินิจฉัย

เมื่อไฟล์ถูกเปิดและทำการพล็อตกราฟเรียบร้อยแล้ว กราฟจะถูกนำมาคำนวณและวิเคราะห์ โดยผลที่ได้จะแสดงข้อมูลว่า ตลอดการนอนหลับนั้น ตรวจพบการหยุดหายใจทั้งกี่ครั้ง เวลาใดบ้างและยังสามารถดูกราฟ ณ เวลาต่างๆ ซึ่งเป็นการช่วยแพทย์ในการวินิจฉัยสภาวการณ์หยุดหายใจขณะหลับได้ง่ายขึ้น

3.4.3 ฐานข้อมูล

ฐานข้อมูลของระบบ มีทั้งหมด 3 ตาราง คือ

3.4.3.1 ตาราง DATA

ประกอบด้วยคอลัมน์ ดังต่อไปนี้

1) UserName (USERNAME ของผู้ป่วย)

2) SOUND_NAME (ชื่อไฟล์เสียงกรน)

3) FILEID (ลำดับไฟล์)

3.4.3.2 ตาราง PATIENT

ประกอบด้วยคอลัมน์ ดังต่อไปนี้

1) UserName (USERNAME ของผู้ป่วย)

2) PATIENT_NAME (ชื่อของผู้ป่วย)

3) SEX (เพศของผู้ป่วย)

4) AGE (อายุของผู้ป่วย)

5) WEIGHT (น้ำหนักของผู้ป่วย)

6) HEIGHT (ส่วนสูงของผู้ป่วย)

7) BLOOD (กรุ๊ปเลือด)

8) ALLERGIC (ยาที่แพ้)

9) ADDRESS (ที่อยู่ของผู้ป่วย)

10) PHONE (เบอร์โทรศัพท์ของผู้ป่วย)

11) E-MAIL (E-MAIL ของผู้ป่วย)

12) TEMP (ตำแหน่งโฟลเดอร์ที่เก็บข้อมูลอุณหภูมิของลมหายใจ)

13) DOCANA (ผลการวินิจฉัยโรคของแพทย์)

14) PROGANA (ผลการวินิจฉัยโรคของโปรแกรม)

3.4.3.3 ตาราง UserName

ประกอบด้วยคอลัมน์ ดังต่อไปนี้

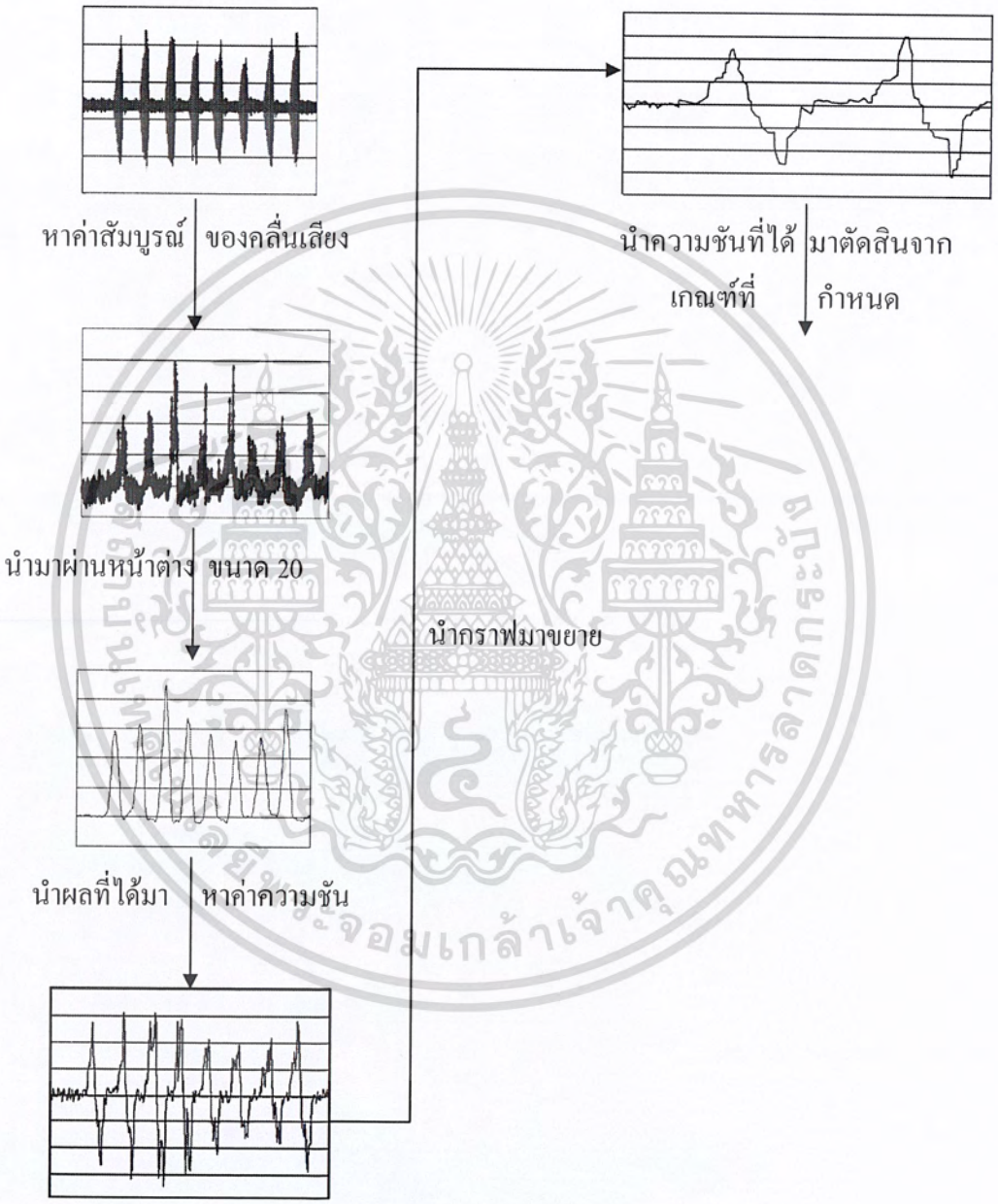
1) USERNAME (USERNAME)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2) PASSWORD (รหัสผ่าน)

3) ROLE (กลุ่มของสมาชิก)

3.5 การออกแบบอัลกอริทึม



รูป 3.4 อัลกอริทึมที่ใช้ในการตรวจจับเสียงการกรน

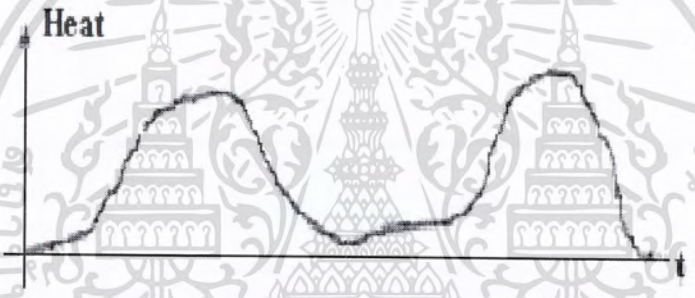
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5.1 อัลกอริทึมที่ใช้ในการตรวจจับเสียงการกรน

นำเสียงที่ได้มาหาค่าความต่างศักย์กับค่าพื้นฐาน จากนั้นนำค่าสัมบูรณ์ของค่าที่ได้มาผ่านหน้าต่างเฉลี่ยค่าที่มีความกว้างเท่ากับ 20 เพื่อปรับให้ค่าความต่างศักย์ที่ได้ให้มีความราบเรียบมากขึ้น จากนั้นจึงนำค่าความต่างศักย์ที่ได้มาหาความชัน โดยในช่วงที่มีความชันเกินค่าเกณฑ์ให้มีตัวแปรเป็น 1 และช่วงที่มีความชันน้อยกว่าค่าเกณฑ์ให้มีตัวแปรเป็น 0 ช่วงที่มีตัวแปรเป็น 1 จะเป็นช่วงที่มีการกรนเกิดขึ้น โดยปกติจะมีระยะเวลาประมาณ 0.6 ถึง 1.8 วินาที

3.5.2 อัลกอริทึมที่ใช้ในการนำอุณหภูมิมาตรวจสอบ

นำค่าอุณหภูมิของลมหายใจเข้าและออกที่ถูกบันทึกในเท็กซ์ไฟล์ มาอ่านค่าแล้วนำมาวิเคราะห์ โดยถ้าค่าที่อ่านได้มีลักษณะเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา แสดงว่าผู้ป่วยยังหายใจปกติดีอยู่ แต่ถ้าค่าที่อ่านมาได้นั้น มีลักษณะที่คงที่ แสดงว่าผู้ป่วยหยุดหายใจ



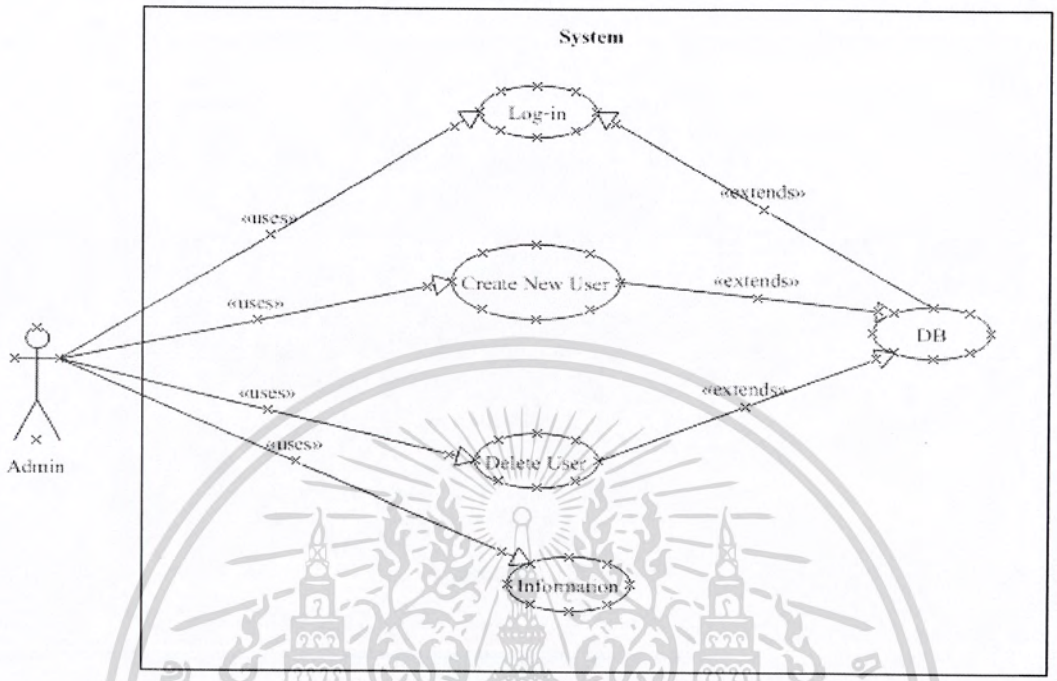
รูป 3.5 อุณหภูมิของลมหายใจจากคนปกติ

3.5.3 อัลกอริทึมที่ใช้ช่วยวินิจฉัยโรคภาวะหยุดหายใจระหว่างนอนหลับจากการอุดกั้น

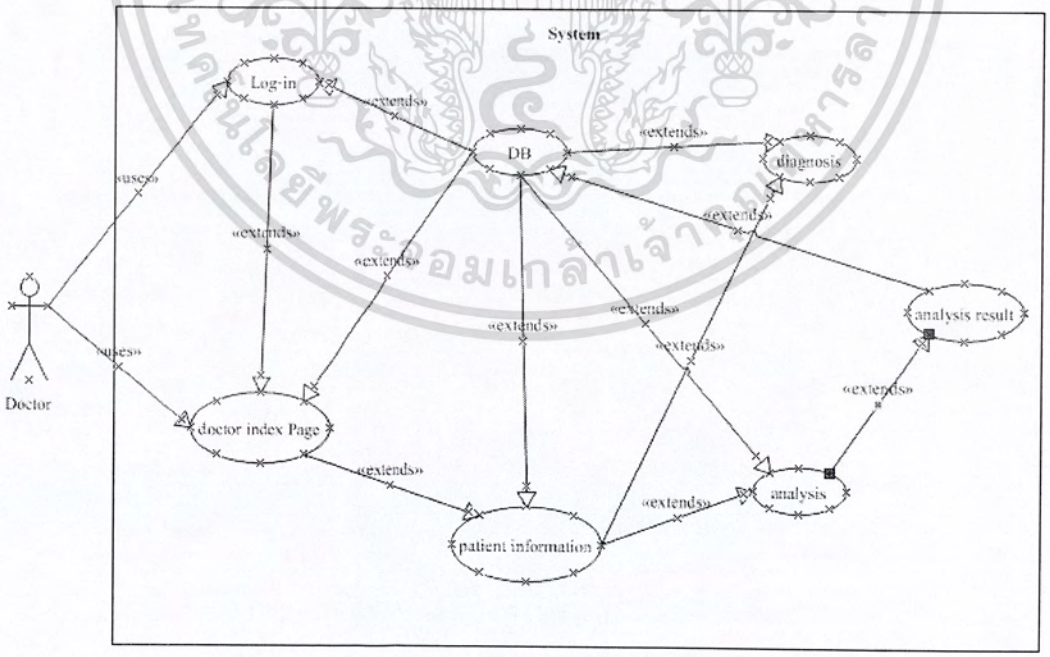
นำผลการตรวจจากอัลกอริทึมข้างต้น ณ เวลาเดียวกัน โดยถ้าในเวลาเดียวกันตรวจพบการหยุดหายใจจากทั้ง 2 ส่วน คือ ทั้งส่วนของอุณหภูมิและส่วนของเสียงกรน นานต่อเนื่องเป็นเวลามากกว่า 10 วินาที แสดงว่าผู้นั้นมีโอกาสเสี่ยงที่จะเป็นโรคภาวะหยุดหายใจระหว่างนอนหลับจากการอุดกั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.6 Use Case Diagram

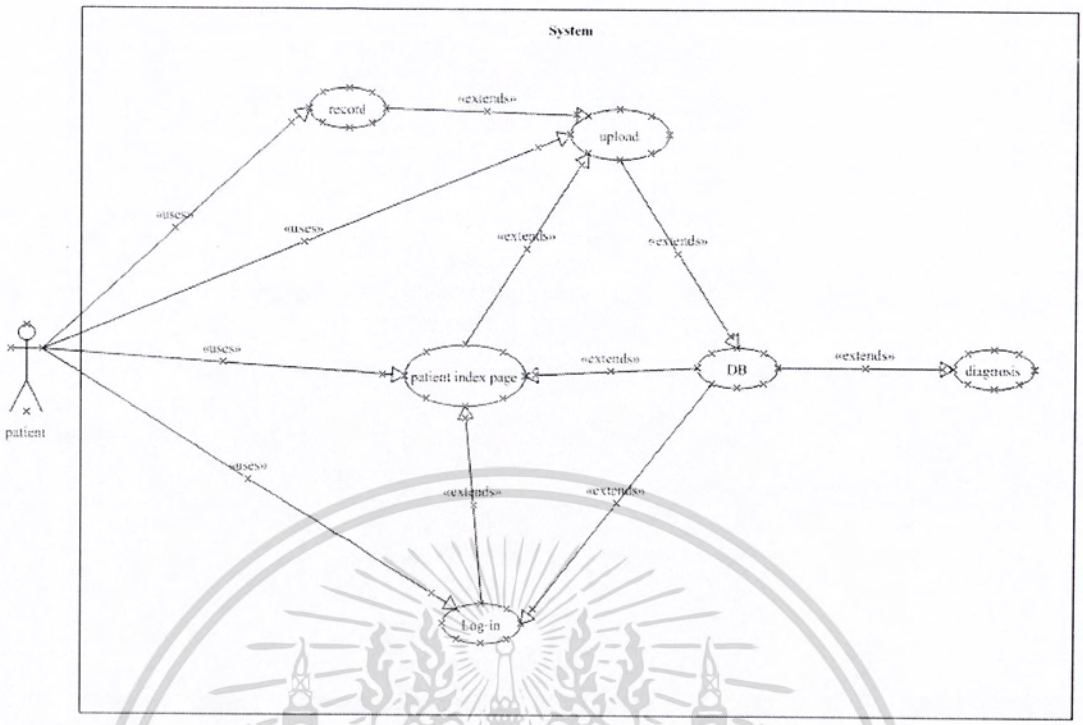


รูป 3.6 Use Case Diagram of Admin



รูป 3.7 Use Case Diagram of Doctor

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 3.8 Use Case Diagram of Patient

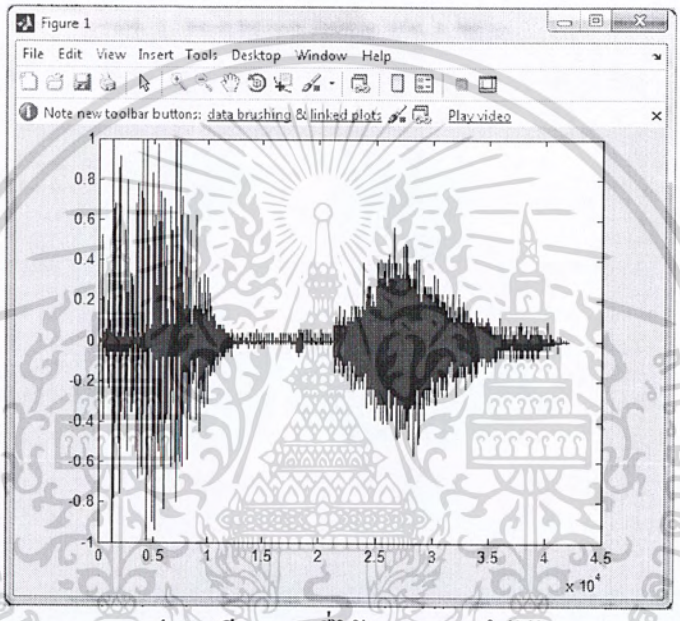
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

การทดลองและผลการทดลอง

4.1 ผลการวิเคราะห์จากเสียงกรน

เมื่อนำเสียงกรนที่ได้ทำการบันทึกเข้ามาวิเคราะห์ผ่านอัลกอริทึมที่ใช้ จะได้ผลที่มีลักษณะดังกราฟต่อไปนี้

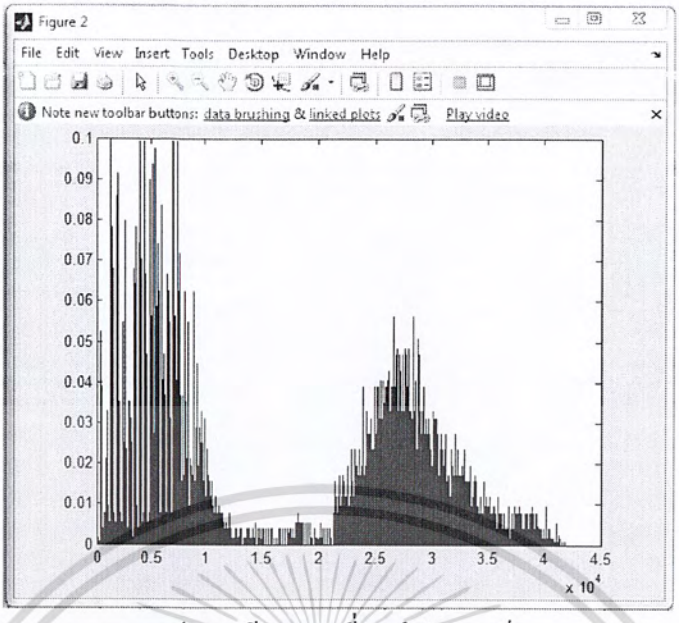


รูป 4.1 เสียงกรนที่ได้ทำการบันทึกไว้

จากรูป 4.1 เป็นการนำเสียงกรนที่ได้ทำการบันทึกไว้ นำมาทำการนอมอลไลซ์ (คือ การนำค่าที่ได้รับ มาคำนวณให้อยู่ในช่วงที่กำหนด คือ -1 ถึง 1) แล้วนำมาพลอตเป็นกราฟ โดยมีขั้นตอนการวิเคราะห์เสียงกรน ดังต่อไปนี้

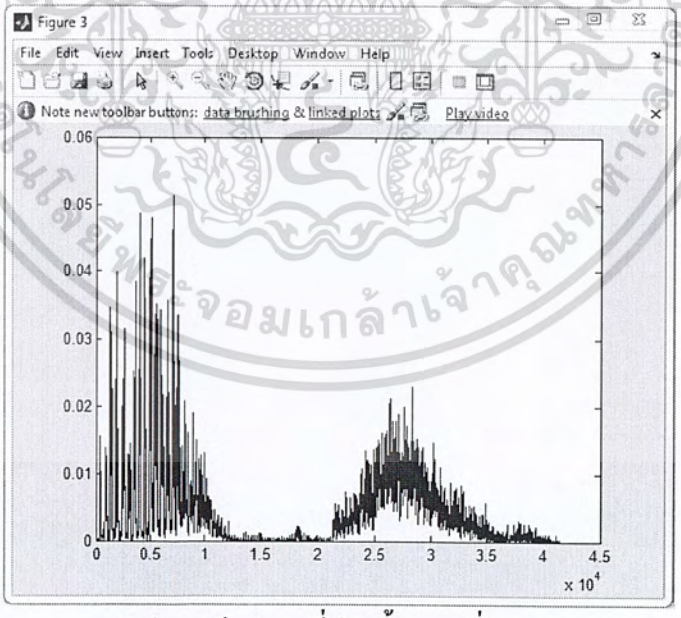
1) นำเสียงกรนที่ได้จากการบันทึกมาหาค่าสัมบูรณ์ จะทำให้ค่าที่ได้มาจากขั้นตอนนี้มีแต่ค่าบวก คืออยู่ระหว่าง 0-1 จะได้ดังรูป 4.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 4.2 เสียงกรนที่หาค่าสัมบูรณ์

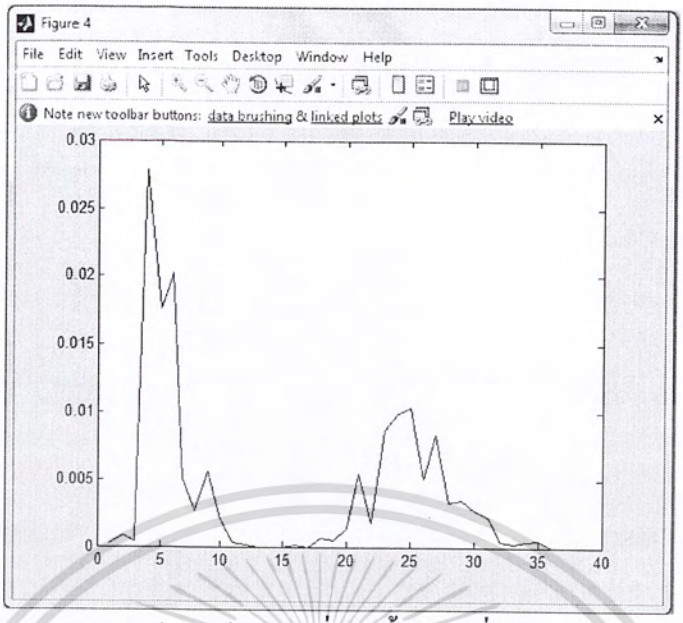
2) นำข้อมูลที่ได้จากขั้นตอนที่ 1 มาผ่านวิน โดว์ขนาด 20 (เป็นการนำข้อมูลมาหาค่าเฉลี่ย โดยนำค่า ณ ตำแหน่งปัจจุบัน ไปรวมกับ 19 ค่า ที่อยู่ถัดไป แล้วนำมาหาร 20) เพื่อทำให้ค่าที่ได้มีความราบรื่นยิ่งขึ้น ดังรูป 4.3



รูป 4.3 เสียงกรนที่ผ่านขั้นตอนที่ 1 - 2

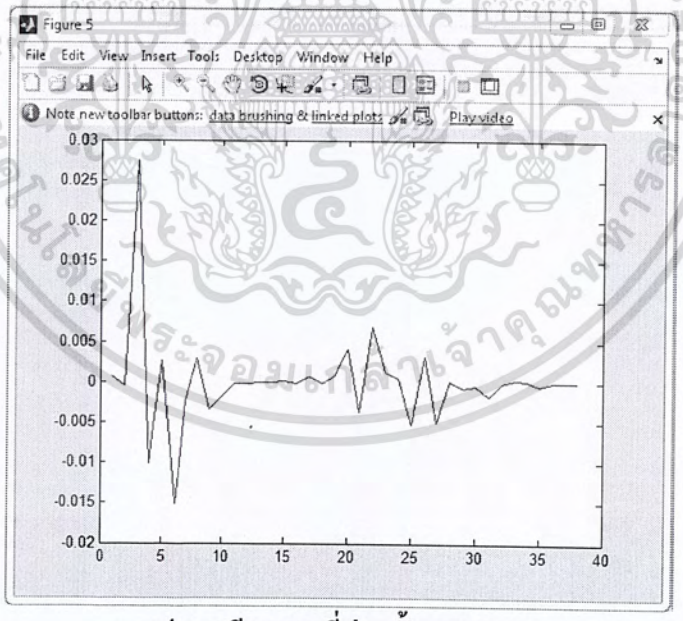
3) นำข้อมูลที่ในขั้นตอนที่ 2 มาสุ่มตัวอย่าง โดยมีค่าแซมปลิ้งเรทที่ 10 ไบท์/วินาที คือ ในเวลาหนึ่งวินาที ได้ทำการสุ่มนำข้อมูลมาใช้แค่ 10 ไบท์ ดังรูป 4.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 4.4 เสียงกรนที่ผ่านขั้นตอนที่ 1- 3

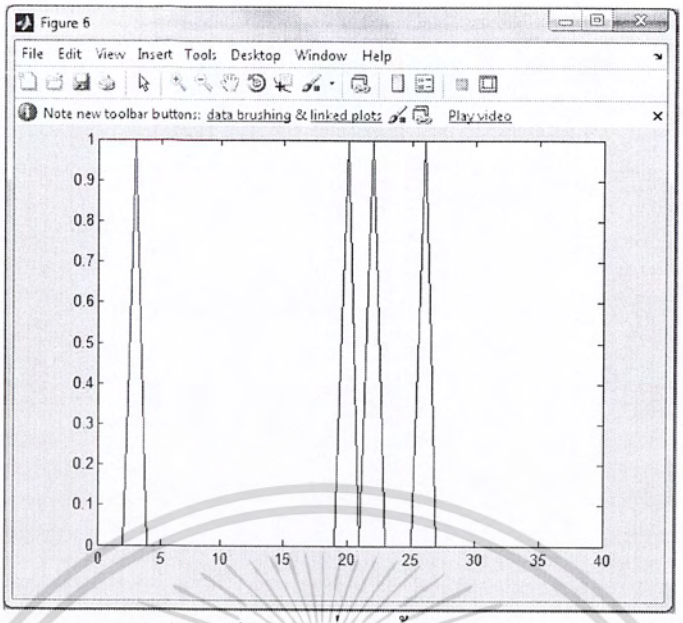
4) นำข้อมูลที่ได้ในขั้นตอนที่ 3 มาหาค่าความชันของข้อมูลแต่ละจุด คือ การนำค่าข้อมูล ณ ตำแหน่งถัดไปมาลบด้วยค่าของข้อมูลในตำแหน่งปัจจุบัน ดังรูป 4.5



รูป 4.5 เสียงกรนที่ผ่านขั้นตอน 1- 4

5) นำข้อมูลที่ได้จากการคำนวณในขั้นตอนที่ 4มาตัดสินจากเกณฑ์ที่ 0.003 โดย ช่วงข้อมูลที่มีค่าสูงกว่าหรือเท่ากับเกณฑ์ จะให้ค่าเป็น 1 ส่วนที่น้อยกว่าจะให้ค่าเป็น 0 ดังรูป 4.6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



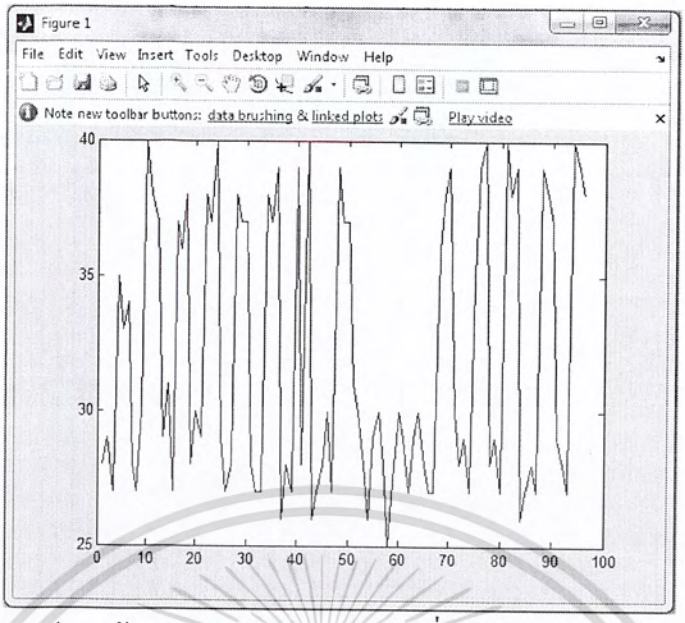
รูป 4.6 เสียงกรนที่ผ่านขั้นตอน 1- 5

6) หลังจากที่ได้ข้อมูลดังในขั้นตอนที่ 5 แล้ว ถ้าข้อมูลมีค่าเท่ากับ 1 จะหมายความว่า ขณะนั้นมีการกรนเกิดขึ้น ดังนั้น ถ้าข้อมูลที่ได้มีลักษณะเป็น 1 แล้วกลายเป็น 0 ติดต่อกันเป็นระยะเวลานาน เกิน10 วินาที หรือ 100 ค่า (10 วินาที X 10 ไบท์/วินาที) แสดงว่าผู้ที่ถูกตรวจแสดงอาการหยุดหายใจเพิ่มขึ้น 1 ครั้ง

4.2 ผลการวิเคราะห์จากอุณหภูมิของลมหายใจ

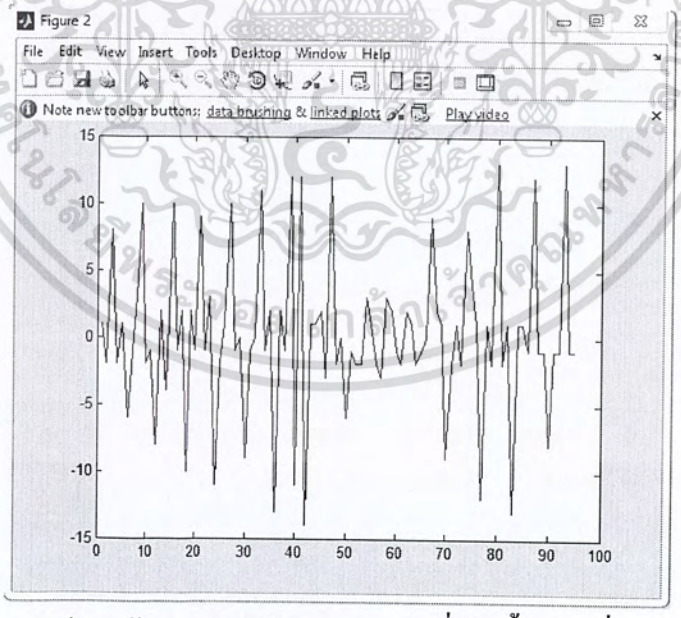
เมื่อนำข้อมูลที่ได้จากการบันทึกอุณหภูมิของลมหายใจเข้ามาพลอตเป็นกราฟจะได้ลักษณะกราฟดังรูป 4.7 โดยมีขั้นตอนการวิเคราะห์ข้อมูลจากอุณหภูมิของลมหายใจ ดังต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 4.7 ข้อมูลอุณหภูมิของลมหายใจที่ได้ทำการบันทึกไว้

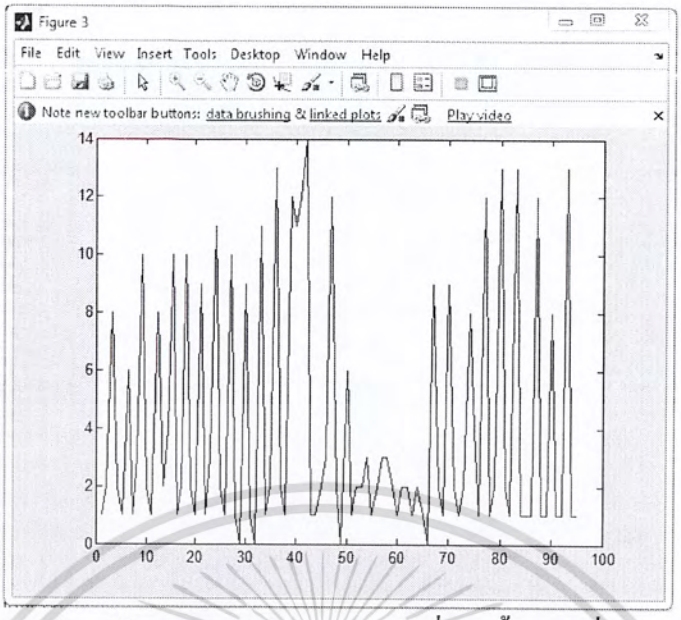
1) นำข้อมูลจากอุณหภูมิของลมหายใจที่ได้มาจากการบันทึก มาหาค่าความชัน ณ ช่วงเวลา 1 วินาที ซึ่งก็คือการนำอุณหภูมิที่วัดได้วินาทีถัดไปมาลบออกจากอุณหภูมิที่วัดได้วินาทีปัจจุบัน โดยจะได้ผลดังรูป 4.8



รูป 4.8 ข้อมูลอุณหภูมิของลมหายใจที่ผ่านขั้นตอนที่ 1

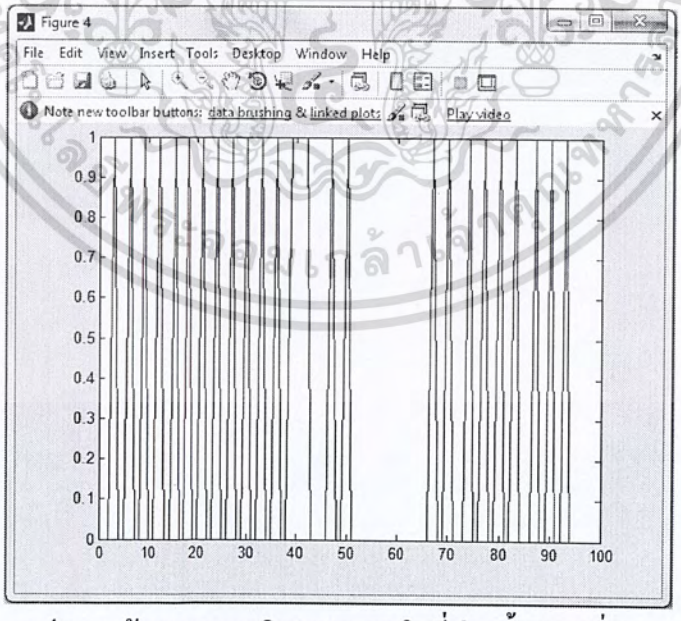
2) นำข้อมูลจากอุณหภูมิของลมหายใจที่ได้มาจากขั้นตอนที่ 1 มาหาค่าสมบูรณ์ เพื่อที่จะให้ได้แต่ค่าบวกเท่านั้น จะได้ผลดังรูป 4.9

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 4.9 ข้อมูลอุณหภูมิของลมหายใจที่ผ่านขั้นตอนที่ 1-2

3) นำข้อมูลที่ได้จากการคำนวณในขั้นตอนที่ 2 มาตัดสินจากเกณฑ์ที่เท่ากับ 5 โดย ช่วงข้อมูลที่มีค่าสูงกว่าหรือเท่ากับเกณฑ์ จะให้ค่าเป็น 1 ส่วนที่น้อยกว่าจะให้ค่าเป็น 0 ดังรูป 4.9 ซึ่งหมายความว่า ถ้าอุณหภูมิ ณ ช่วงเวลาหนึ่ง ต่างกันเกิน 5 องศา แสดงว่า ผู้ที่รับการตรวจนั้นกำลังหายใจออก แต่ถ้าน้อยกว่า 5 องศา แสดงว่ากำลังหายใจเข้า



รูป 4.10 ข้อมูลอุณหภูมิของลมหายใจที่ผ่านขั้นตอนที่ 1-3

4) ดังนั้น ถ้าข้อมูลมีลักษณะสลับกัน เช่น ตัวอย่างวินาทีที่ 0 -50 แสดงว่าผู้ที่ได้รับการตรวจนั้นหายใจปกติดีอยู่ แต่ถ้าข้อมูลที่ได้มานั้นมีลักษณะไม่สลับกัน คือ เป็น 0 เกิน 10 ค่า หรือเกิน

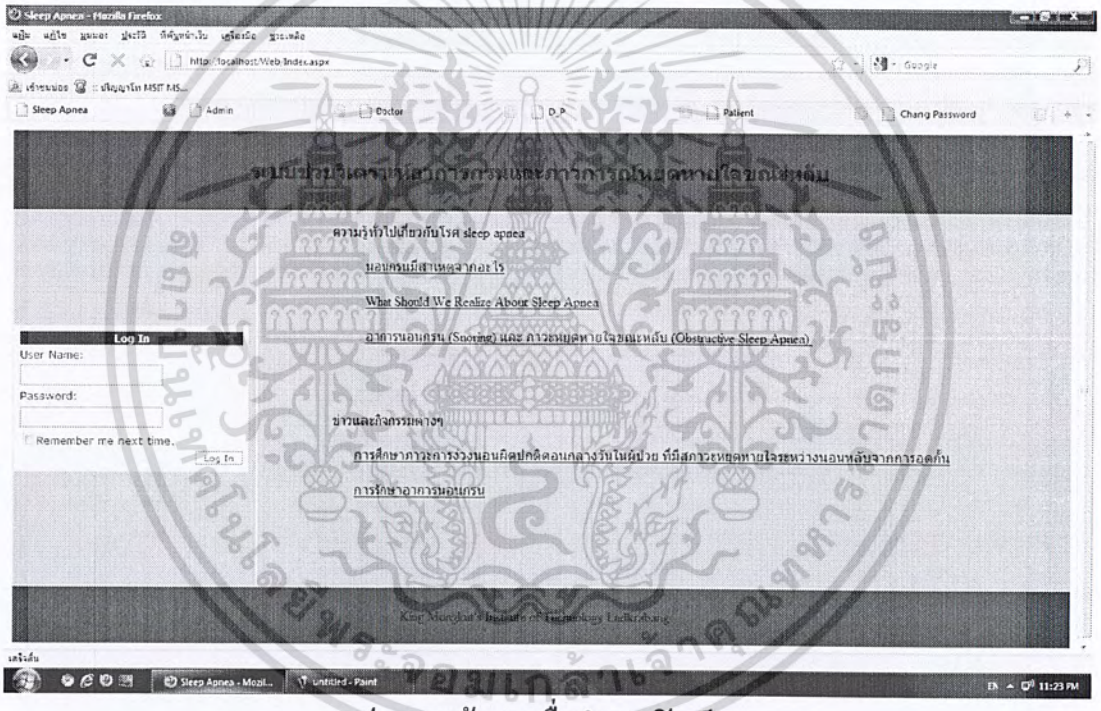
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

10 วินาที เช่น ตัวอย่างในวินาทีที่ 50 – 65 แสดงผู้ที่รับการตรวจนั้นแสดงอาการหยุดหายใจเพิ่มมา 1 ครั้ง

4.3 หน้าตาส่วนติดต่อผู้ใช้ของเว็บแอพพลิเคชั่น

4.3.1 หน้าแรกเมื่อทำการเปิดเว็บ

ประกอบไปด้วย ส่วนของการล็อกอินเข้าสู่ระบบซึ่งอยู่ทางซ้ายมือของหน้าจอ โดยถ้าผู้ใช้ลืมรหัสผ่าน สามารถขอรหัสผ่านใหม่ได้ โดยระบบจะทำการส่งรหัสผ่านใหม่ไปให้ทางอีเมล์ ที่ได้ลงทะเบียนไว้ ส่วนทางด้านขวาของหน้าจอ จะมีลิงค์ที่น่าสนใจเกี่ยวกับความรู้ทั่วไปของโรคหยุดหายใจขณะหลับและข่าวกิจกรรมต่างๆ ดังรูป 4.11

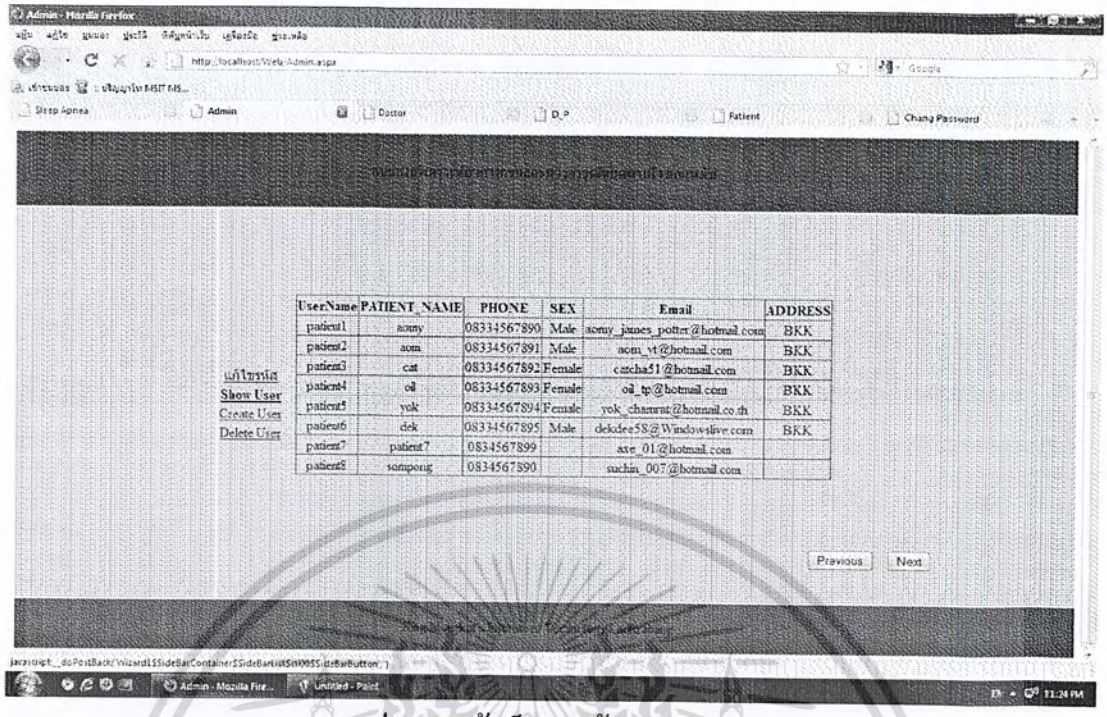


รูป 4.11 หน้าแรกเมื่อทำการเปิดเว็บ

4.3.2 หน้าเว็บของผู้ดูแลระบบ

เป็นหน้าที่ผู้ดูแลระบบสามารถใช้ในการ เพิ่ม แก้ไข ลบและแสดงรายละเอียดต่างๆ ของผู้ใช้อื่นในระบบ ดังรูป 4.12

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



UserName	PATIENT_NAME	PHONE	SEX	Email	ADDRESS
patient1	aomy	08334567890	Male	aomy_james_potter@hotmail.com	BKK
patient2	aom	08334567891	Male	aom_vt@hotmail.com	BKK
patient3	cat	08334567892	Female	catcha51@hotmail.com	BKK
patient4	oil	08334567893	Female	oil_tp@hotmail.com	BKK
patient5	yok	08334567894	Female	yok_chamrat@hotmail.co.th	BKK
patient6	dek	08334567895	Male	dekdee58@Windowslive.com	BKK
patient7	patient7	0834567899		axe_01@hotmail.com	
patient8	somporng	0834567890		suchin_007@hotmail.com	

รูป 4.12 หน้าเว็บของผู้ดูแลระบบ

4.3.3 หน้าเว็บของแพทย์ (1)

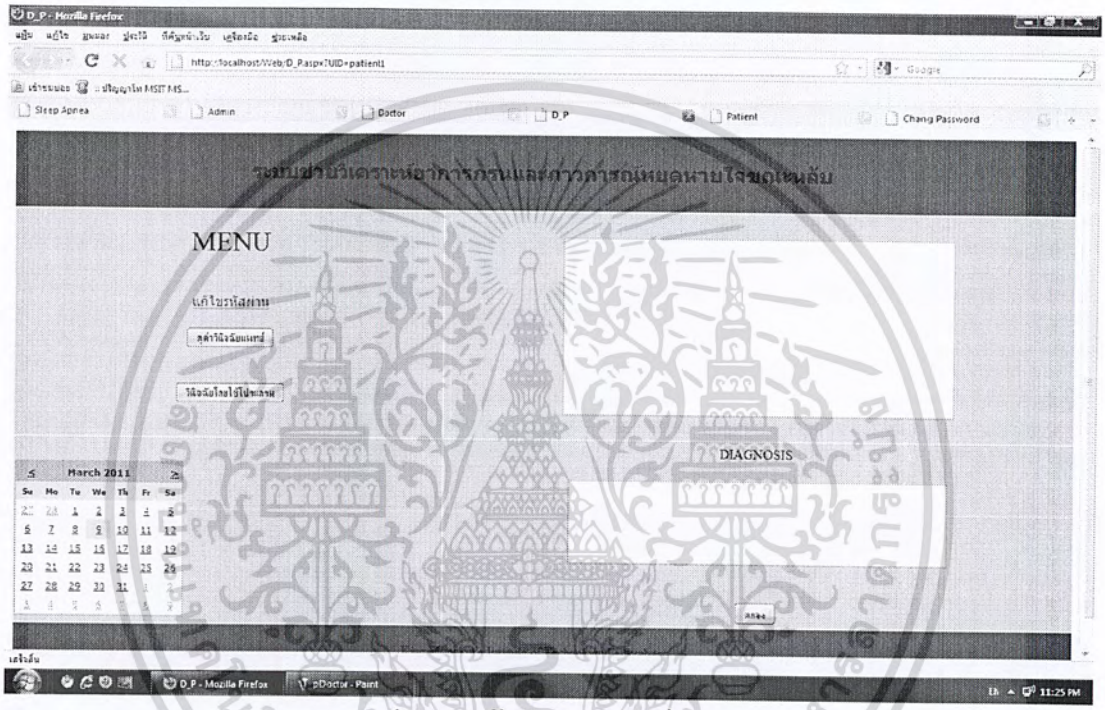
ประกอบไปด้วย ส่วนแก้ไขรหัสผ่านของตนเอง โดยที่จะแสดงผลอยู่ทางซ้ายมือของหน้าจอ ส่วนทางขวามือของหน้าจอ จะประกอบไปด้วยลิสต์รายชื่อผู้ป่วยที่แพทย์ผู้นั้นเป็นผู้ดูแล โดยถ้ากดปุ่ม “SELECT” จะเป็นการเข้าไปดูในรายละเอียดของผู้ป่วยแต่ละคน แต่ถ้ากดปุ่ม “EDIT” จะเป็นการแก้ไขข้อมูลผู้ป่วย ณ หน้านั้นเลย ดังรูป 4.13

รูป 4.13 หน้าเว็บของแพทย์ (1)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.4 หน้าเว็บของแพทย์ (2)

ประกอบไปด้วย ส่วนแก้ไขรหัสผ่านของตนเอง โดยที่จะแสดงผลอยู่ทางซ้ายมือของหน้าจอและนอกจากนี้ยังสามารถดูคำวินิจฉัยและฟังเสียงกรนในอดีตและยังดูคำวินิจฉัยจากโปรแกรมช่วยวิเคราะห์ได้ ส่วนทางขวามือของหน้าจอ จะประกอบไปด้วย ส่วนแสดงผลต่างๆ และส่วนที่แพทย์ที่ใช้โพสคำวินิจฉัยให้ผู้ป่วยแต่ละคน ดังรูป 4.14

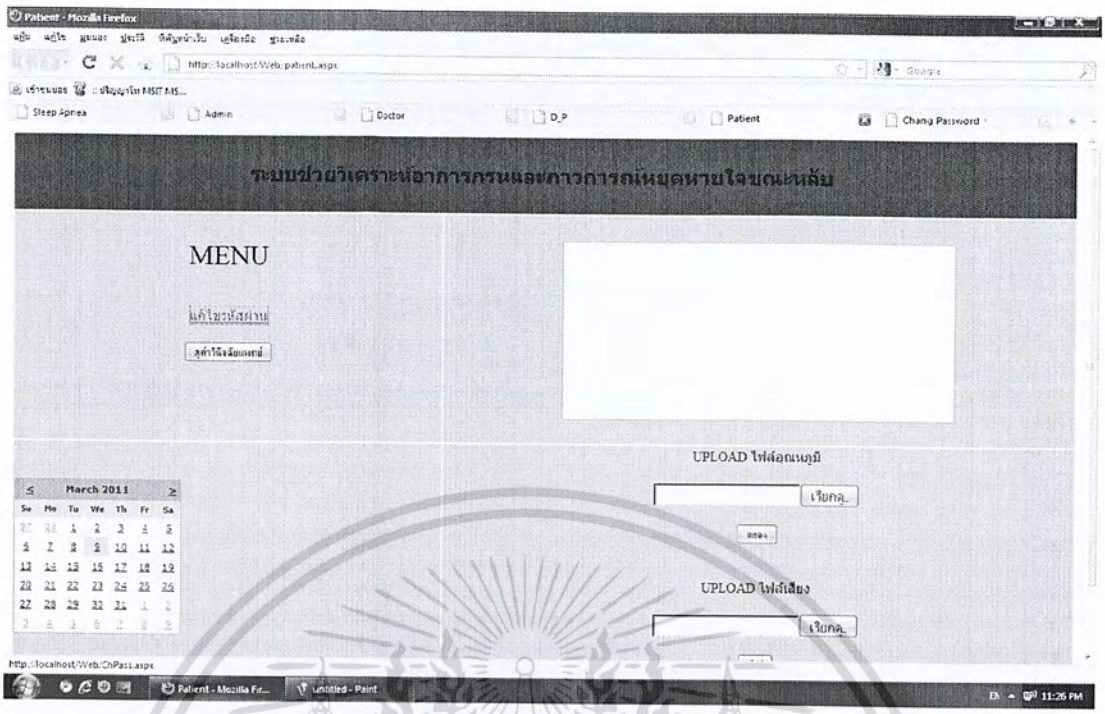


รูป 4.14 หน้าเว็บของแพทย์ (2)

4.3.5 หน้าเว็บของผู้ป่วย

ประกอบไปด้วย ส่วนแก้ไขรหัสผ่านของตนเอง ดูคำวินิจฉัยของแพทย์และฟังเสียงกรน โดยที่จะแสดงผลอยู่ทางซ้ายมือของหน้าจอ ส่วนทางขวามือจะมีปุ่มสำหรับทำการอัพโหลดไฟล์เข้าสู่ระบบเพื่อนำมาทำการวินิจฉัยต่อไปและยังสามารถดูคำวินิจฉัยของแพทย์ที่โพสไว้ได้ด้วย ดังรูป 4.14

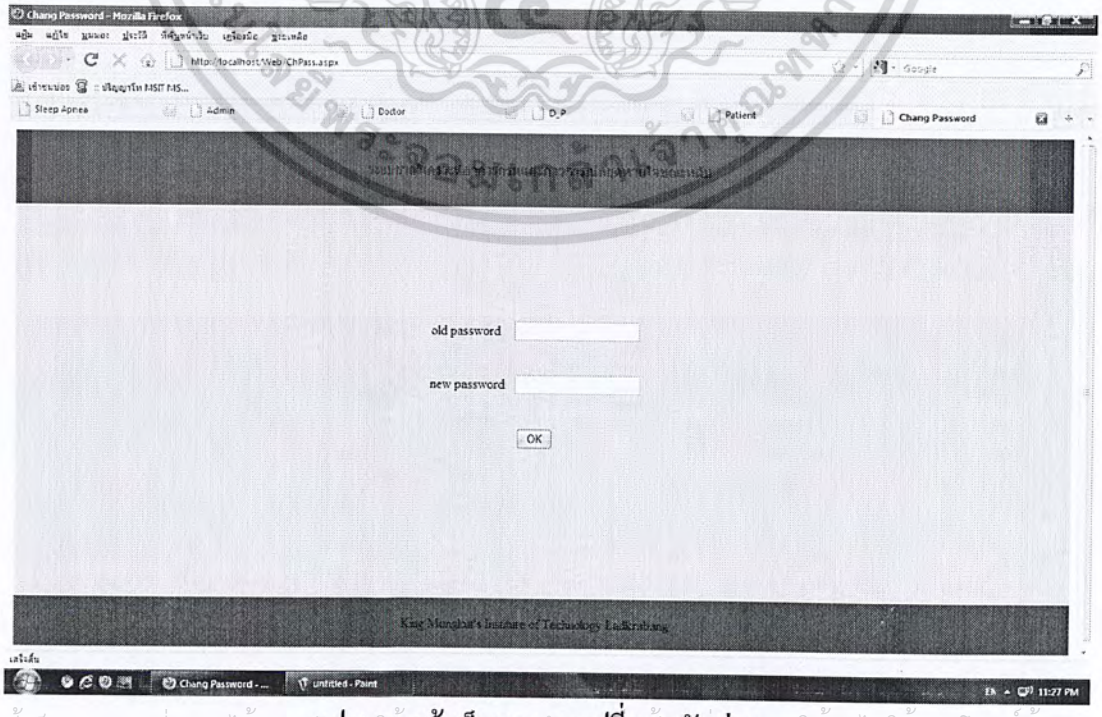
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 4.15 หน้าเว็บของผู้ป่วย

4.3.6 หน้าเว็บของการเปลี่ยนรหัสผ่าน

ระบบจะทำการเข้าสู่หน้านี้เมื่อมีผู้ต้องการเปลี่ยนรหัสผ่าน ซึ่งผู้ใช้ต้องทำการกรอกรหัสเดิม เพื่อยืนยันตัวตน และเปลี่ยนรหัสใหม่ตามต้องการ โดยต้องกรอกรหัสใหม่เพื่อยืนยันรหัสใหม่อีกครั้งหนึ่ง

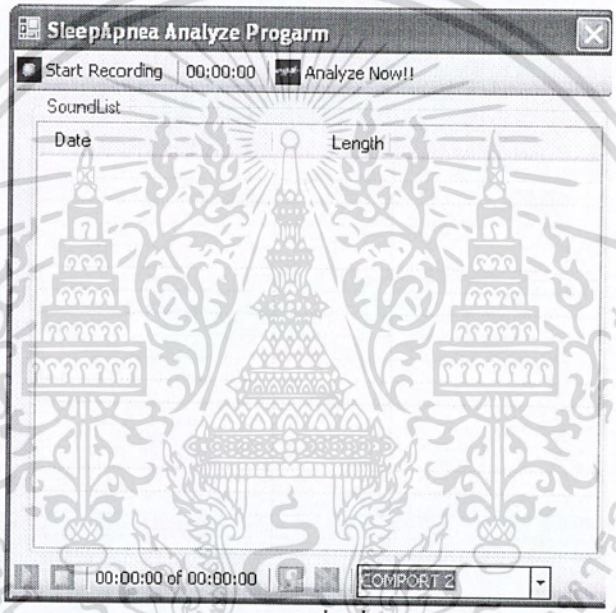


รูป 4.16 หน้าเว็บของการเปลี่ยนรหัสผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

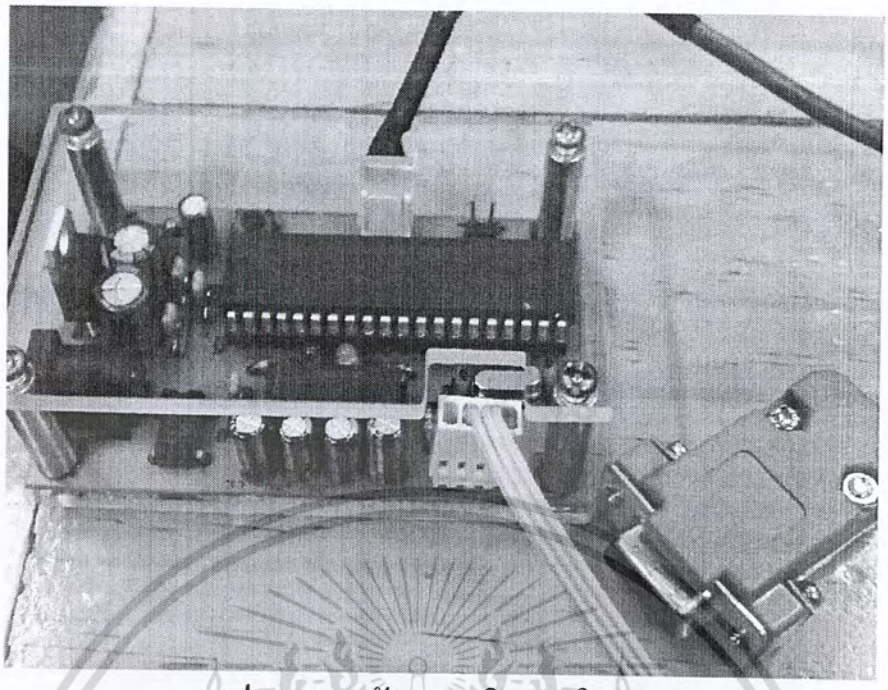
4.4 หน้าตาส่วนติดต่อผู้ใช้ของแอพพลิเคชั่น

เป็นส่วนที่ใช้ในการอัดเสียงลงไฟล์ .wav และบันทึกค่าอุณหภูมิลมหายใจลงเท็กซ์ไฟล์ ดังรูป 4.16 โดยแอพพลิเคชั่นนี้จะต้องใช้ร่วมกับตัววงจรวัดอุณหภูมิ ดังรูป 4.17 และ 4.18 ซึ่งต้องต่อเข้ากับคอมพิวเตอร์ผ่านพอร์ตยูเอสบี ซึ่ง ผู้ใช้ต้องเลือกหมายเลขพอร์ตที่ด้านล่างของหน้าจอส่วนติดต่อผู้ใช้ให้ถูกต้องด้วย ซึ่งหมายเลขพอร์ตสามารถดูได้ โดยเข้าไปดูในส่วนของดีไวซ์ เมเนเจอร์ และดูในหัวข้อคอมพอร์ต

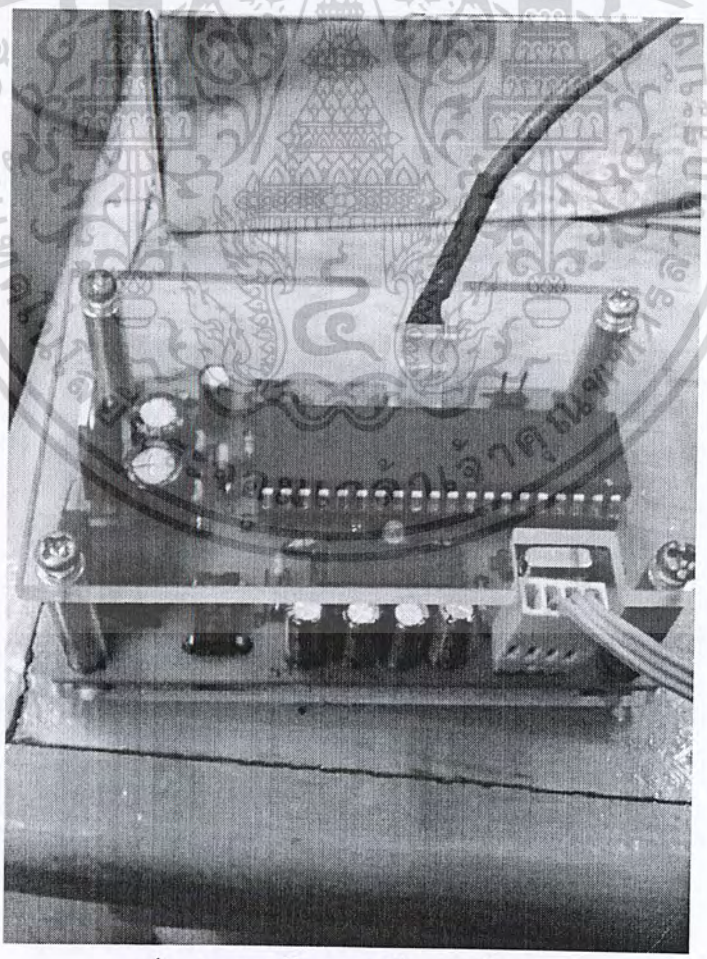


รูป 4.17 หน้าแอพพลิเคชั่นที่ใช้ในการบันทึก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 4.18 วงจรวัดอุณหภูมิลมหายใจ (1)



รูป 4.19 วงจรวัดอุณหภูมิลมหายใจ (2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5
สรุป

5.1 สรุป

ในภาคการศึกษานี้ได้นำผลจากการศึกษาในภาคการศึกษาที่แล้ว ที่ทำการศึกษาเกี่ยวกับโรคภาวการณ์หยุดหายใจขณะหลับเกี่ยวกับสาเหตุและอาการต่างๆของโรค เพื่อทำการออกแบบระบบช่วยเหลือในการวิเคราะห์และอำนวยความสะดวกในการรับการวินิจฉัยจากแพทย์ มาใช้ในการสร้างระบบขึ้นมา

โดยระบบจะประกอบไปด้วย อุปกรณ์ตรวจอาการของโรค แอพพลิเคชั่นและเว็บแอพพลิเคชั่น ซึ่งผู้ป่วยสามารถใช้อุปกรณ์ได้เองในที่พักและอัพโหลดข้อมูลในเว็บแอพพลิเคชั่นเพื่อให้แพทย์ทำการวินิจฉัยได้ ที่เว็บแอพพลิเคชั่นจะมีการปรับค่าผลที่ได้จากอุปกรณ์ให้แพทย์สามารถตรวจดูได้ง่ายขึ้นและจะมีผลการช่วยวินิจฉัยด้วย

5.2 ปัญหา อุปสรรคและแนวทางการแก้ไข

1) ไม่สามารถหาฐานข้อมูลตัวอย่างเสียงกรนของผู้ป่วยโรคภาวการณ์หยุดหายใจขณะหลับได้ เนื่องจากเป็นข้อมูลทางการแพทย์ของผู้ป่วย ทางกลุ่มจึงจำลองตัวอย่างขึ้นมา โดยให้ตัวอย่างทดลองเลียนแบบพฤติกรรมอาการของผู้ป่วยทั้งการหยุดกรนและหยุดหายใจ
2) อุปกรณ์จะไม่สามารถทำงานได้ดีหากสภาวะแวดล้อมมีเสียงดังเกิน 60 dB และอุณหภูมิห้องสูงกว่าอุณหภูมิร่างกายผู้ป่วย ใช้อุปกรณ์ในห้องปิดไม่มีเสียงภายนอกรบกวนและอุณหภูมิห้องไม่สูงเกินไป
3) ขาดความชำนาญในการต่อวงจรและเขียนโปรแกรมคุมคอลโทรลเลอร์ จึงแก้ปัญหาโดยการไปศึกษามาเพิ่มเติม

5.3 แนวทางการพัฒนาต่อ

1) พัฒนาอุปกรณ์ให้มีประสิทธิภาพสามารถเก็บข้อมูลได้อย่างแม่นยำ
2) พัฒนาแอพพลิเคชั่นให้ผู้ป่วยสามารถใช้งานได้สะดวก
3) พัฒนาฟังก์ชันการใช้งานต่างๆ ให้หลากหลายและมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น
4) หาตัวอย่างของจริงมาใช้จริงในการวิเคราะห์ เพื่อแก้ไขในส่วนของการวิเคราะห์ให้ถูกต้องยิ่งขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

สราวุฒิ สุจิตจร . 2545 . การวิเคราะห์เสียงดนตรีไทย . นครราชสีมา : มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี.

Charles B. Clayman, *editor. 1989* .The American Medical Association Encyclopedia of Medicine. Random House Publishing Group.

ปารยะ อาศนะเสน. 2551. การรักษาอาการนอนกรน. คลีนิก.278.

M Cavusoglu , M Kamasak , O Erogul , T Ciloglu , Y Serinagaoglu and T Akcam . 2007 . An efficient method for snore / nonsnore classification of sleep sounds . UK . IOP Publishing Ltd.

Yeh - Liang Hsu . 2008 . " Development of a Portable Device for Telemonitoring of Snoring and Obstructive Sleep Apnea Syndrome Symptoms " . Telemedicine and E-Health . 14(1).

ณัฐพล มีพงษ์ และ ภัทรศักดิ์ ชุณหะมณีวัฒน์ . Temperature Sensor and Pressure Sensor . [Online].Available :http://www.cpe.ku.ac.th/~yuen/204471/sensor/temp_pres/

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้