

การออกแบบและประดิษฐ์เครื่องวัดการหายใจแบบเหนี่ยวนำ



นางสาวพรทิพย์ ปิติโกด

ศูนย์วิทยทรัพยากร จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช (สหสาขาวิชา)

บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2553

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

DESIGN AND IMPLEMENTATION OF RESPIRATORY INDUCTIVE PLETHYSMOGRAPHY



Miss Porntip Pitiphok

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science Program in Biomedical Engineering

(Interdisciplinary Program)

Graduate School

Chulalongkorn University

Academic Year 2010

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์

การออกแบบและประดิษฐ์เครื่องวัดการหายใจแบบ
เหนียวหน้า

โดย

นางสาวพรทิพย์ ปิติโชค

สาขาวิชา

วิศวกรรมชีวเวช

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์ ทายาท ดีสุดจิต

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

รองศาสตราจารย์ ดร.เจษฎา ชินรุ่งเรือง

บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยนี้เป็นส่วนหนึ่ง
ของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

..... คนบดีบัณฑิตวิทยาลัย

(รองศาสตราจารย์ ดร.พรพจน์ เปี่ยมสมบุญ)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ

(รองศาสตราจารย์ ดร.มานะ ศรียุทธศักดิ์)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายแพทย์ ทายาท ดีสุดจิต)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

(รองศาสตราจารย์ ดร.เจษฎา ชินรุ่งเรือง)

..... กรรมการ

(แพทย์หญิงนฤชา จิรกาลวสาน)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย

(ดร.ยศชนัน วงศ์สวัสดิ์)

พรทิพย์ ปิติโกด : การออกแบบและประดิษฐ์เครื่องวัดการหายใจแบบ เหนี่ยวาน่า.
(Design and Implementation of Respiratory Inductive Plethysmography) อ. ที่
ปริกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ผศ. นายแพทย์ ทายาท ตีสุดจิต, อ.ที่ปริกษาวิทยานิพนธ์
ร่วม: รศ.ดร. เจษฎา ชินรุ่งเรือง, 58 หน้า.

งานวิทยานิพนธ์นี้มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาวิธีการตรวจหาการหยุดหายใจจาก
สัญญาณจาก Respiratory inductance plethymography(RIP) ของทรวงอกและช่องท้อง
มารวมกัน จากเครื่องมือที่ผู้วิจัยประดิษฐ์ขึ้น (amplitude modulation RIP, AM-RIP) และ
เครื่องมือของต่างประเทศ (Sleep Sense RIP) อุปกรณ์นี้ประกอบด้วย 1.วงจรไฟฟ้า 2.เข็มขัด
สองเส้น เพื่อรัดรอบท้องและหน้าอก 3.สายต่อเข้ากับเครื่องตรวจการนอนหลับ (CADWELL
EASYII)โดยจะสามารถเปรียบเทียบ RIP Flow จากเครื่องมือทั้งสองในเวลาเดียวกัน การ
ทดสอบในคนปกติ เพื่อเปรียบเทียบสัดส่วนของการหายใจแรงต่อการหายใจเบาที่วัดได้จาก
AM-RIP, Sleep Sense RIP และ Spirometer ในอาสาสมัครจำนวน 5 ราย พบว่าสัดส่วนที่
วัดได้จาก Sleep Sense และAM-RIP มีการทำงานที่ใกล้เคียงกันเสมอในอาสาสมัครราย
เดียวกัน แต่จะไม่ถูกต้องตรงกับสัดส่วนการไหลของอากาศที่วัดได้จาก Spirometer โดยมีค่า
Mean ± SD ที่ 2.10 ± (0.62), 2.28 ± (0.90), 2.37 ± (0.74) ตามลำดับ ในผู้ป่วยจากโรค
หยุดหายใจจากการนอนหลับจำนวน 5 ราย พบว่า Sleep Sense RIP และ เครื่องมือที่
ประดิษฐ์ขึ้น สามารถตรวจจับการหยุดหายใจได้ 1,138, และ 1,125 ครั้งตามลำดับโดยมี
Intraclass Correlation Coefficient= 0.998 ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95
Senesitivity:98.86%False Negative 1.14% สรุปผลการศึกษา พบว่า AM-RIP และ Sleep
Sense RIP สามารถวัดสัดส่วนของการหายใจแรงต่อการหายใจเบา และตรวจจับการหยุด
หายใจได้เท่าเทียมกัน สัดส่วนนี้จะไม่ตรงกับสัดส่วนที่วัดได้จริง การศึกษาคั้งนี้เป็นการศึกษา
แบบนำร่อง มีจำนวนตัวอย่างน้อย ควรมีการศึกษาในกลุ่มตัวอย่างที่มากกว่านี้ในอนาคต

สาขาวิชา...วิศวกรรมชีวเวช..... ลายมือชื่อนิสิต..... พรทิพย์ ปิติโกด
ปีการศึกษา..... 2553..... ลายมือชื่อ อ.ที่ปริกษาวิทยานิพนธ์หลัก..... ท.ต.ท.ก. กิ่งฟ้า
ลายมือชื่อ อ.ที่ปริกษาวิทยานิพนธ์ร่วมเจ.เจ.จ.จ. โยธิน

5187212620 : MAJOR BIOMEDICAL ENGINEERING

KEYWORDS : INDUCTANCE PLETHYSMOGRAPHY / OBSTRUCTIVE SLEEP APNEA

PORNTIP PITIPHOK: DESIGN AND IMPLEMENTATION OF
RESPIRATORY INDUCTIVE PLETHYSMOGRAPHY. ADVISOR: ASST.PROF.
TAYARD DESUDCHIT, M.D., CO-ADVISOR: ASSOC.PROF CHEDSADA
CHINRUNGRUENG, D.ENG, 58 pp.

The aim of this thesis is to develop apnea detection by using the sum of the respiratory inductance plethysmography of the chest and abdomen (RIP Flow) from a locally made amplitude modulation RIP (AM-RIP) and the standard instruments (Sleep Sense RIP). Our device consists of 1. Electronic circuit board, 2. RIP belts for the chest and abdomen, 3. A cable for Polysomnograph (CADWELL EASYII) connection. Both RIP Flow are obtained simultaneously. In five normal subjects, the ratios of air flow when breathing normally and during hyperventilation were compared against the spirometer. The flow ratios from AM-RIP and Sleep Sense RIP are always equal but do not match the ratio from actual flow measured by the spirometer with the *Mean ± SD* of $2.10 \pm (0.62)$, $2.28 \pm (0.90)$ and $2.37 \pm (0.74)$ accordingly. In five subjects with obstructive sleep apnea, Sleep Sense RIP and AM-RIP can detect total apnea of 1,138 and 1,125 accordingly with intraclass correlation coefficient = 0.998 at 95 % confidence level. The sensitivity 98.86%, false negative 1.14%. In conclusion, AM-RIP and standard instrument can detect apnea from the sum channel equally well. The RIP flow ratio do not reflect the actual flow ratio. This pilot study is limited by small sample size.

Field of Study : Biomedical Engineering
Academic Year : 2010

Student's Signature *Porn tip Pitiphok*

Advisor's Signature *Tayard Desudchit*

Co-advisor's Signature *Chedsada Chingrueng*

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี เนื่องจากได้รับความอนุเคราะห์จากหลายๆท่าน ผู้วิจัยขอขอบพระคุณผู้มีรายนามดังต่อไปนี้ที่มีส่วนช่วยเหลือให้งานวิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จ

ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์ ทายาท ดีสุดจิต อาจารย์ที่ปรึกษาหลักที่คอยให้คำแนะนำในการวิจัยวิธีการประดิษฐ์อุปกรณ์ คอยตรวจแก้วิทยานิพนธ์ และติดตามการวิจัยอย่างใกล้ชิดมาโดยตลอด

รองศาสตราจารย์ ดร.เจษฎา ชินรุ่งเรือง อาจารย์ที่ปรึกษาร่วมที่คอยแนะนำให้ความรู้ในเรื่องวิธีการประดิษฐ์อุปกรณ์ และคอยตอบข้อสงสัยในเวลาที่คุณวิจัยมีเรื่องสงสัยหรือปัญหาในการประดิษฐ์อุปกรณ์

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ เจตกุล โสภานิตย์ ที่คอยให้คำแนะนำทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ในการประดิษฐ์อุปกรณ์ตลอดจนตอบข้อสงสัยในการทำวิจัย

ศูนย์ตรวจการนอนหลับโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์สำหรับการจัดเตรียมผู้ป่วยในการศึกษาวิจัยครั้งนี้

ห้องตรวจสมรรถภาพปอดโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์สำหรับการจัดเตรียมคนปกติในการศึกษาวิจัยครั้งนี้

คุณพุง คุณสมยศ ปิติโชค คุณพ่อและคุณแม่ของผู้วิจัยที่คอยให้กำลังใจและคำแนะนำต่างๆและเป็นผู้ให้โอกาสให้ได้รับการศึกษาในระดับต่างๆจนกระทั่งสำเร็จการศึกษานี้

คุณอุกฤษฏ์ หมั่นจิตร พี่ๆและเพื่อนๆ ที่สหสาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวชและเจ้าหน้าที่ทุกท่านที่คอยให้กำลังใจและคำแนะนำในการทำงานวิจัยจนทำให้วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ผู้ป่วยทุกท่านและอาสาสมัครทุกท่านที่มาช่วยให้การทดสอบอุปกรณ์มีความสมบูรณ์
สุดท้ายความรู้และประโยชน์ที่ได้รับนี้ผู้วิจัยขอขอบคุณความดีนี้ให้แก่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฌ
สารบัญภาพ.....	ญ
 บทที่	
1. บทนำ.....	1
ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	2
ขอบเขตของการวิจัย.....	2
ข้อตกลงเบื้องต้น.....	2
ข้อจำกัดของการวิจัย.....	3
กรอบความคิดของการวิจัย.....	4
สมมติฐานของการวิจัย.....	5
คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย.....	5
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	7
วิธีดำเนินการวิจัย.....	7
ลำดับขั้นตอนในการเสนอผลการวิจัย.....	11
2. เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	12
แนวคิดและทฤษฎี.....	12
เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	18
3. วิธีดำเนินการวิจัย.....	26
ขั้นตอนการประดิษฐ์เครื่องวัดการหายใจแบบเหนี่ยวนำ.....	26
การพัฒนาเครื่องวัดการหายใจแบบเหนี่ยวนำ.....	32
การใช้งานของเครื่องวัดการหายใจแบบเหนี่ยวนำ.....	36

บทที่	หน้า
การพิจารณาขอผ่านจริยธรรมการวิจัย.....	36
รูปแบบการวิจัย	37
กลุ่มประชากร.....	37
วิธีดำเนินการวิจัย.....	37
การเก็บรวบรวมข้อมูล.....	39
สถานที่ทำวิจัย.....	40
เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย.....	40
การวิเคราะห์ข้อมูลและการทดสอบทางสถิติ.....	41
4. ผลการทดสอบ.....	42
ผลการทดสอบจากผู้ป่วย 5 ราย.....	42
ผลการทดสอบคนปกติจำนวน 5 ราย.....	45
5. สรุปผล อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ.....	49
สรุปผลอภิปรายผลการวิจัย.....	49
ข้อเสนอแนะ.....	50
รายการอ้างอิง.....	51
ภาคผนวก.....	55
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	58

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
2.1	ระดับอาการของโรค OSA.....	17
4.1	ข้อมูลพื้นฐานของผู้ป่วย.....	43
4.2	วิเคราะห์ข้อมูลที่ใช้ในการศึกษาวิจัย.....	43
4.3	ผลการทดลองการตรวจจับการหยุดหายใจขณะนอนหลับในผู้ป่วย.....	44
4.4	ผลการเปรียบเทียบการทำงานของเครื่อง Respiratory Inductance Plethysmography (RIP) กับเครื่อง RIP Sleep Sense.....	45
4.5	ข้อมูลพื้นฐานของคนปกติ.....	46
4.6	ผลการวิเคราะห์ข้อมูลที่ใช้ในการศึกษาวิจัย.....	46
4.7	ผลการทดสอบการหายใจแรงกับการหายใจเบาในคนปกติ.....	47

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญญภาพ

ภาพที่		หน้า
1.1	เครื่อง Oscilloscope และเครื่อง Trackit.....	8
1.2	การติดอุปกรณ์ที่ตัวผู้ป่วย.....	10
2.1	โรคอ้วน.....	13
2.2	โครงร่างใบหน้าที่ผิดปกติ.....	13
2.3	การอุดกั้นของทางเดินหายใจ.....	14
2.4	ก. ลักษณะของผู้ป่วยที่มีลิ้นไก่โต, ข. ลักษณะของผู้ป่วยที่มีเพดานอ่อนโต.....	14
2.5	Respiratory Inductive Plethysmography System.....	17
2.6	Thermistors and thermocouples.....	19
2.7	Nasal prongs.....	20
2.8	Inductive plethysmography.....	20
2.9	Pulse transit time technique.....	22
2.10	Forced oscillation technique.....	24
3.1	ส่วนประกอบของเครื่อง RIP.....	26
3.2	การประกอบเครื่องมือก่อนใช้งานจริง.....	27
3.3	(1) วงจรกำเนิดสัญญาณหมายเลข (2) วงจรเรียงกระแสทั้ง chest และ abdomen.....	28
3.4	การหายใจเมื่อมีการเคลื่อนไหวของทรวงอกและท้อง.....	29
3.5	Amplifier Circuit ของ Chest, Abdomen.....	29
3.6	วงจรของ Sum Amplifier Circuit.....	30
3.7	การรวมกันของสัญญาณเมื่อมีการอุดกั้นการหายใจ.....	31
3.8	Mid-Range Circuit.....	31
3.9	การเปรียบเทียบสัญญาณที่ได้จาก RIP และเครื่อง Sleep Sense.....	32
3.10	วงจรของ RIP ในการพัฒนาเครื่องครั้งที่ 1.....	33
3.11	สัญญาณที่ได้จากการพัฒนาเครื่องครั้งที่ 1.....	33
3.12	สัญญาณที่ได้จากการพัฒนาเครื่องครั้งที่ 2.....	34
3.13	การรบกวนกันของสัญญาณ.....	34

ภาพที่		หน้า
3.14	การออกแบบวงจรลงบนแผ่น PCB.....	35
3.15	การติดอุปกรณ์ในคนปกติ.....	38
3.16	การติดอุปกรณ์ในผู้ป่วย.....	39
4.1	การทำงานของ Sleep Sense และ RIP ของผู้ป่วย.....	44



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับ (sleep apnea) เป็นภาวะความผิดปกติอย่างหนึ่งของการหายใจที่เกิดขึ้นในระหว่างการนอนหลับทำให้การนอนหลับไม่ต่อเนื่องในเวลากลางคืน (Sleep fragmentation) ซึ่งมีอันตราย มักพบว่ามีการนอนกรนร่วมด้วยและให้เกิดความผิดปกติอื่นๆ จนถึงเสียชีวิตได้ พบภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับและนอนกรนได้บ่อยในคนอ้วนเพราะมีการสะสมไขมันและอุดตันบริเวณลำคอ และพบในเพศชายมากกว่าเพศหญิง เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงของกล้ามเนื้อจากผลของฮอร์โมน ทำให้เนื้อเยื่อบริเวณคอหอยอนยานลง [1] โดยเฉพาะผู้สูงอายุ [2,3] นอกจากนี้ยังพบว่ายังก่อให้เกิดโรคอื่นๆตามมา เช่นโรคหัวใจและหลอดเลือด [4] โรคความดันเลือดสูง [5] หลับง่าย [6] โรคสมองอัมพฤกษ์อัมพาต [7,8] โรคสมาธิภาพเสื่อมทางเพศ [9] โรคเบาหวาน [10] ปวดศีรษะในตอนเช้า [11] ผู้ป่วยมักมีอาการเหน็ดเหนื่อยมากผิดปกติ อ่อนล้า หงุดหงิดในการทำงาน มีปัญหาด้านความจำ มีอาการรบกวนนอนอย่างมากส่งผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตสุขภาพกายและใจ [12-14] และอาจประสบอุบัติเหตุจากการขับขี่ยานยนต์ หรือจากการทำงานได้ง่ายกว่าปกติถึง 7 เท่า [15] และจะส่งเสริมให้โรคที่เป็นอยู่เดิมเป็นมากขึ้น ภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับเกิดจากการอุดกั้นของทางเดินหายใจส่วนบนขณะหลับ เช่น กล้ามเนื้อของเพดานอ่อน โคนลิ้น และลิ้นไก่ห้อยจนไปอุดกั้นทางเดินหายใจ ทำให้ต้องใช้แรงหายใจมากจึงเกิดเสียงดัง และนำไปสู่การหยุดหายใจในที่สุด ส่งผลให้ขณะที่หยุดหายใจจะมีระดับออกซิเจนในเลือดลดต่ำลงมากอาจก่อให้เกิด ventricular tachycardia ได้ซึ่งสมองก็จะได้รับออกซิเจนน้อยลงไปด้วย [16,17] นอกจากนี้ยังพบว่ามียาระดับคาร์บอนไดออกไซด์สูงขึ้น ซึ่งจะไปกระตุ้นศูนย์การหายใจในสมองและทำให้ระบบหายใจตื่นตัวขึ้น นั่นคือ สมองส่งสัญญาณประสาทไปเปิดกล้ามเนื้อในทางเดินหายใจส่วนบน ตามมาด้วยอาการหายใจเฮือกอย่างดังและแรง [18] ทำให้เกิดการหยุดหายใจเป็นเวลามากกว่าหรือเท่ากับ 10 วินาทีหรือเกิดจากการที่อากาศไม่สามารถผ่านเข้าออกจมูกและปากของผู้ป่วยได้แม้ว่าจะมีการพยายามจะหายใจอยู่ตลอดเวลาก็ตาม เรียกภาวะนี้ว่า hypopnea [19] อาการที่พบในผู้ป่วยที่เป็นโรคหยุดหายใจขณะนอนหลับเนื่องมาจาก

การอุดกั้นของทางเดินอากาศส่วนบนนั้นพบว่าในขณะที่หายใจนั้นจะหายใจแรงและใช้กล้ามเนื้อหายใจมากกว่าปกติพบว่าในขณะที่หายใจเข้าหน้าอกจะยุบตัวลงแต่ท้องจะป่องขึ้นคือพบว่ามี การเปลี่ยนแปลงที่บริเวณหน้าอกและท้อง [20] ซึ่งทำให้ทราบลักษณะของการหายใจ โดยการสร้างเครื่องมือที่เป็น Respiratory Inductance Plethysmography ซึ่งสามารถตรวจจับการหายใจของ ผู้ป่วยที่มีภาวะ Apnea ได้โดยอาศัยหลักการเหนี่ยวนำของขดลวดที่เกิดจากการเปลี่ยนแปลงตาม จังหวะการหายใจ [21, 22]

งานวิทยานิพนธ์นี้จึงเป็นการออกแบบและประดิษฐ์เครื่องวัดการหายใจแบบเหนี่ยวนำเพื่อ ใช้เป็นเครื่องมือที่ช่วยวินิจฉัยอาการของโรคหยุดหายใจขณะนอนหลับ ถ้าผู้มารับการรักษาได้รับ ได้รับคำแนะนำที่เหมาะสม ได้รับการวินิจฉัยและการรักษาอย่างถูกต้องจะช่วยให้สามารถมี คุณภาพในการนอนหลับที่ดีขึ้น มีคุณภาพในการดำเนินชีวิตและมีประสิทธิภาพในการทำงานที่ดีได้ จุดเด่นของเครื่องมือนี้คือมีตัวตรวจจับ (sensor) ที่มีขนาดใหญ่ มีต้นทุนต่ำมีความจำเพาะไม่ รบกวนการนอนหลับของผู้ป่วยและประสิทธิภาพในการวัดดี

วัตถุประสงค์

1. เพื่อพัฒนาแบบตรวจการนอนหลับของผู้ป่วยที่มีภาวะการหยุดหายใจขณะนอนหลับโดยอาศัย การเหนี่ยวนำ
2. เพื่อเปรียบเทียบและประเมินประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือที่ผลิตขึ้นเองกับเครื่องมือของ ต่างประเทศ

ขอบเขตของงานวิจัย

1. สร้างเครื่องมือวัดการหายใจโดยการเหนี่ยวนำ
2. เป็นเครื่องมือที่ใช้กับผู้ใหญ่
3. ทดสอบการทำงานของเครื่องกับ Spirometer ในคนปกติ

ข้อตกลงเบื้องต้น

1. เกณฑ์ในการคัดเลือกเข้ามาวิจัย (Inclusion Criteria)
 - 1.1 คนปกติ

- บุคคลที่มีสุขภาพดี จำนวน 5 คน
- มีความสมัครใจเข้าร่วมในการวิจัย
- ผู้ที่มีอายุระหว่าง 20 ปีขึ้นไปในวันที่เข้าร่วมการศึกษา
- มีสุขภาพดี ไม่มีประวัติเจ็บป่วยเรื้อรัง
- ไม่มีความเจ็บป่วยในวันที่เข้าร่วมการศึกษา
- ไม่มีอาการหยุดหายใจขณะนอนหลับเป็นระยะเวลา 6 เดือน ก่อนเข้าร่วมการศึกษา

1.2 ผู้ป่วย

- ผู้ป่วยที่เข้ามาตรวจการนอนหลับและได้รับการวินิจฉัยว่ามีสภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น มีอายุ 20 ปีขึ้นไป จำนวน 5 ราย
- เป็นโรคหยุดหายใจขณะนอนหลับมาแล้วอย่างน้อย 6 เดือน
- ไม่มีโรคหรือภาวะทางอายุรกรรม/ศัลยกรรมที่ยังควบคุมไม่ได้
- ไม่มีปัญหาด้านการสื่อสาร (communication problems)

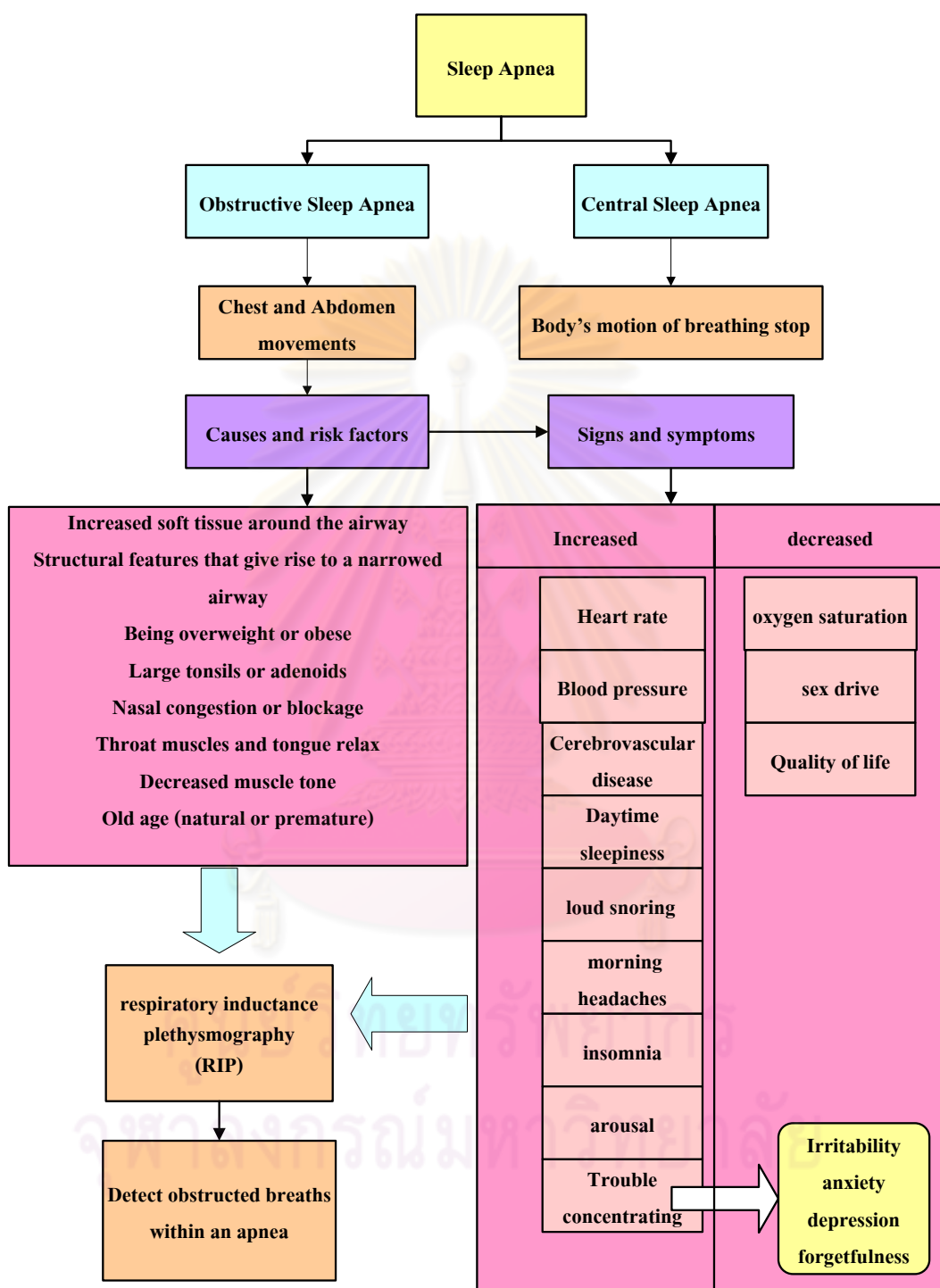
2. เกณฑ์ในการคัดเลือกออกจากการวิจัย

- ผู้ป่วยมีประวัติการใช้ยาหรือสารใด ๆ ที่มีผลกระทบต่อการนอนหลับเป็นประจำ
- ผู้ป่วยที่มีประวัติโรคทางกายหรือทางจิตประสาทที่มีผลกระทบต่อการนอนหลับ
- ผู้ป่วยที่มีประวัติการนอนโดยเฉลี่ยน้อยกว่าวันละ 6 ชั่วโมง
- ผู้ป่วยที่มีประวัติการนอนไม่เป็นเวลาปกติ

ข้อจำกัดของการวิจัย

1. ผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะนอนหลับบางรายที่มีอาการไม่แน่นอน อาจส่งผลกระทบต่อการวิเคราะห์ข้อมูลได้ บางรายต้องออกจากโครงการกลางคันเพราะมีอาการที่ส่งผลกระทบต่อการศึกษา ทำให้ไม่สามารถเก็บข้อมูลต่อได้
2. ผู้ป่วยไม่ผ่านเกณฑ์ในการคัดเลือกเข้าในการศึกษา
3. ผู้ป่วยบางรายเป็นโรคระดับต่ำไม่อาจสังเกตความผิดปกติได้

กรอบความคิดของการวิจัย



สมมติฐานของการวิจัย

1. การออกแบบและประดิษฐ์เครื่องวัดการหายใจแบบเหนียวนำสามารถนำมาวัดการหายใจในผู้ป่วยที่มีภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับได้

2. การออกแบบและประดิษฐ์เครื่องวัดการหายใจแบบเหนียวนำสามารถช่วยลดต้นทุนการนำเข้าเครื่องมือแพทย์จากต่างประเทศได้

คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย

Apnea

คือ ช่วงเวลาที่หยุดหายใจเป็นเวลามากกว่า หรือเท่ากับ 10 วินาที

Sleep Apnea

คือ การหยุดหายใจขณะหลับถือว่าผิดปกติเมื่อหยุดหายใจนานมากกว่า 10 วินาที เป็นจำนวนมากกว่า 5 ครั้งต่อชั่วโมง แบ่งออกได้เป็น 3 ชนิดคือ

1. Obstructive sleep apnea (OSA) คือการหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น แต่ยังมี การเคลื่อนไหวของผนังทรวงอกและหน้าท้อง พบได้มากประมาณร้อยละ 75 [23]

2. Central sleep apnea (CSA) การหยุดหายใจขณะหลับจากสมองส่วนกลางผิดปกติและไม่มีการเคลื่อนไหวของผนังทรวงอกและหน้าท้อง

3. Mixed sleep apnea (MSA) การหยุดหายใจขณะหลับแบบผสม ไม่มีการเคลื่อนไหวของผนังทรวงอกและหน้าท้องในระยะแรก แล้วมีการเคลื่อนไหวในระยะหลังและเป็นอีกรูปแบบหนึ่งของ Obstructive sleep apnea (OSA)

Hypopnea

คือ ภาวะที่ลมหายใจลดลงอย่างน้อยร้อยละ 30 ของการหายใจปกติ เป็นระยะเวลาอย่างน้อย 10 วินาที และมีการลดลงของความเข้มข้นของออกซิเจนในเลือด (desaturation) อย่างน้อยร้อยละ 4 [24]

Sleep apnea – hypopnea syndrome

คือ กลุ่มอาการที่ประกอบด้วยการหยุดหายใจหรือหายใจน้อยขณะหลับ ร่วมกับอาการหรือโรคที่เกิดตามมา

HI: Hypopnea index

คือ จำนวนครั้งของ hypopnea ในหนึ่งชั่วโมง

Hypoxia

คือ ภาวะที่เลือดมีออกซิเจนต่ำจะทำให้มีการหายใจเพิ่มขึ้นแต่จะเกิดเพียงเล็กน้อยเมื่อความดันของออกซิเจนในอากาศมากกว่า 60 มม.ปรอท และจะเพิ่มมากต่อเมื่อความดันของออกซิเจนต่ำกว่า 60 มม.ปรอท

Apnea index (AI)

คือ จำนวนครั้งของการหยุดหายใจขณะหลับในหนึ่งชั่วโมง

Apnea – hypopnea index (AHI)

คือ จำนวนครั้งของการหยุดหายใจ และการหายใจน้อย ขณะหลับในหนึ่งชั่วโมง

Snoring index (SI)

คือ จำนวนครั้งในการกรนในหนึ่งชั่วโมง

Respiratory disturbance index (RDI)

คือ จำนวนครั้งของการหายใจผิดปกติขณะหลับในหนึ่งชั่วโมง โดยรวมจำนวนทั้ง apnea, hypopnea , และ การหายใจที่มีความสัมพันธ์กับการสะดุ้งตื่น ในหนึ่งชั่วโมง

Tidal volume (TV หรือ V_T)

คือ ปริมาตรของอากาศหายใจเข้าหรือออกในครั้งหนึ่งในผู้ใหญ่จะมีประมาณ 500

มิลลิลิตร

PSG: Polysomnography

คือ เครื่องตรวจการนอนหลับ โดยตรวจบันทึก ข้อมูลต่าง ๆ ของผู้ป่วยขณะนอนหลับตลอดทั้งคืน ได้แก่ การตรวจคลื่นสมอง (EEG) ตรวจวัดการ เคลื่อนไหวของลูกตาเพื่อบอกระดับการนอนหลับ (EOG) การตรวจวัด การหายใจ วัดอากาศที่ผ่านจมูก ปาก (airflow) การขยายตัวของช่องอก และ หน้าท้อง (chest and abdominal effort) การตรวจการทำงานของกล้ามเนื้อ (EMG)

การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) การตรวจวัดระดับออกซิเจน ในเลือด (O_2 saturation) ระดับเสียงกรน [25]

Respiratory monitoring

คือ การติดตามการหายใจ

Respiratory Inductive Plethysmography

คือ การวัดการหายใจแบบไม่ลุกล้ำโดยใช้เทคนิคการเหนี่ยวนำของขดลวดผ่านสองบริเวณ คือ บริเวณหน้าอกและบริเวณหน้าท้อง

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากการวิจัย

1. เทคนิคการวัดการหายใจโดยอาศัยหลักการเหนี่ยวนำและมีตัวตรวจจับ (Sensor) ที่มีขนาดใหญ่ ต้นทุนต่ำ มีความจำเพาะและประสิทธิภาพในการวัดดี
2. ข้อมูลของการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นจากการวัดการหายใจโดยการเหนี่ยวนำสามารถนำไปวิเคราะห์ข้อมูลเพิ่มเติมได้รวดเร็วขึ้น
3. แนวทางในการพัฒนาเครื่องมือในการวัดการหายใจของผู้ป่วย
4. เพื่อพัฒนาคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยให้ดีขึ้น

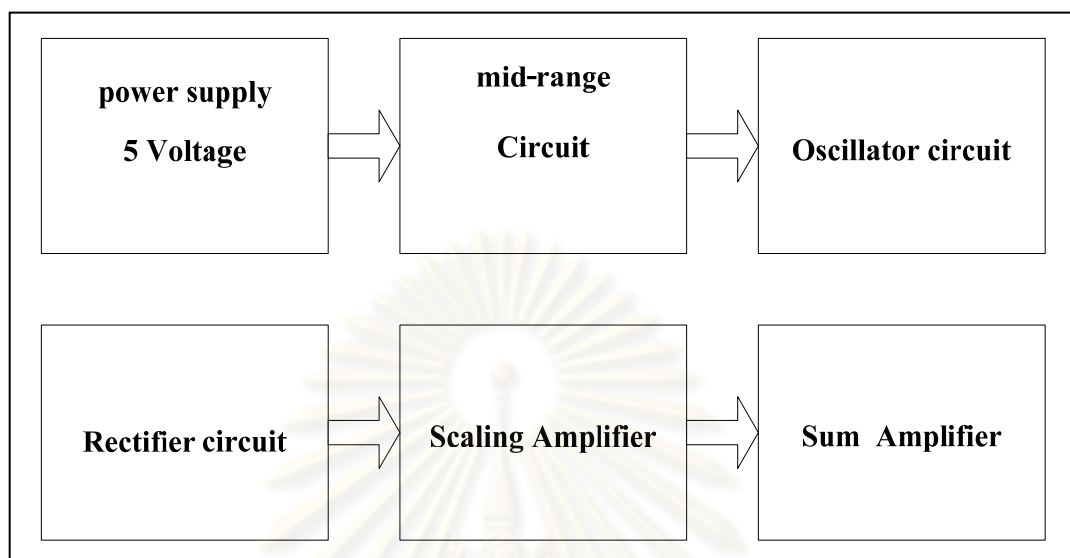
วิธีดำเนินการวิจัย

การศึกษาวิจัยจะแบ่งออกเป็น 3 ช่วง คือ

1. ช่วงออกแบบและประดิษฐ์เครื่องวัดการหายใจแบบเหนี่ยวนำ Respiratory Inductive Plethysmography (RIP)

1.1 ก่อนการทดสอบจริงกับผู้ป่วยผู้วิจัยทำการค้นคว้าหาข้อมูลที่เป็นต่อการประดิษฐ์อุปกรณ์การวัดการหายใจแบบเหนี่ยวนำและศึกษาพยาธิสภาพระบบการหายใจและพยาธิสภาพของโรคภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับที่เกิดจากการอุดกั้นของทางเดินอากาศ

1.2 จัดหาอุปกรณ์เพื่อทำการประกอบและทดสอบวงจรเบื้องต้นตาม Block Diagram ดังต่อไปนี้



1.3 ประกอบเครื่องมือเข้าด้วยกันทำการทดสอบเบื้องต้นกับเครื่อง oscilloscope และเครื่อง Trackit ซึ่งเป็นเครื่องตรวจคลื่นสมองขณะนอนหลับและสามารถตรวจการนอนหลับได้อีกด้วยเพื่อดูผลการทดลองในเบื้องต้น



รูปที่ 1.1 เครื่อง Oscilloscope และเครื่อง Trackit

1.4 ปรับปรุงเครื่องมือ RIP ให้พร้อมก่อนไปใช้งานจริง

2. ช่วงการคัดกรองผู้ป่วยและคนปกติก่อนการทดสอบ

2.1 ผู้ป่วย

ผู้ป่วยที่เข้าร่วมการทดสอบจะต้องได้รับการวินิจฉัยจากแพทย์ว่าเป็นผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะนอนหลับที่เกิดจากการอุดกั้นของทางเดินหายใจและจะได้รับเอกสารข้อมูลคำอธิบายสำหรับผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัย (Information sheet for research participant) และผ่านการรับรองจริยธรรมการวิจัยในคน จากคณะแพทยศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย จากนั้นผู้วิจัยจะทำเก็บข้อมูลพื้นฐานของผู้ป่วยเช่น อายุ รอบคอ น้ำหนัก ส่วนสูง ระยะเวลาที่เป็นโรค ช่วงเวลาในการรับประทานยา อาการของโรค เป็นต้น ผู้วิจัยจะทำการบันทึกข้อมูลลงในแบบฟอร์มตามภาคผนวก ก. ผู้ป่วยที่เข้าร่วมการทดสอบจะได้รับคำแนะนำและวิธีการใช้อุปกรณ์เครื่องมือที่เราจะทำการทดสอบจากนั้นก็ทำการทดสอบตามขั้นตอนที่ได้วางแผนไว้ถ้าผู้ป่วยไม่อยู่ในขอบเขตหรือลักษณะที่กำหนดจะทำการคัดออกทันที

2.2 คนปกติ

คนปกติคือบุคคลที่ไม่พบอาการมีโรคหยุดหายใจขณะนอนหลับอันเนื่องมาจากการอุดกั้นทางเดินหายใจหรืออาการอื่นๆที่มีผลต่อการทดลอง

3. ช่วงการทดสอบจริง

3.1 ในผู้ป่วย

1 อธิบายงานวิจัยที่ทำให้ผู้ป่วยได้รับทราบตลอดทั้งตอบข้อสงสัยหลังจากนั้นให้ผู้ป่วยได้อ่านเอกสารข้อมูลคำอธิบายสำหรับผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย และเอกสารรับรองโครงการวิจัยในคน จากคณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

2 เมื่อผู้ป่วยยินยอมเข้าร่วมงานวิจัย เริ่มทำการเก็บข้อมูลเบื้องต้น เช่น อายุ น้ำหนัก ส่วนสูง รอบคอ อาการที่สำคัญ เป็นต้น

3 ติดอุปกรณ์ที่ตัวผู้ป่วยโดยประกอบไปด้วย เครื่องมือ 3 ชุด

- Sleep Sense RIP (gold standard)
- Respiratory Inductive Plethysmography (RIP)
- Polysomnography



รูปที่ 1.2 การติดอุปกรณ์ที่ตัวผู้ป่วย

4. เก็บผลการทดสอบและวิเคราะห์ผล

3.2 คนปกติ

1 อธิบายงานวิจัยที่ทำพอสังเขปให้ผู้ป่วยได้รับทราบตลอดทั้งตอบข้อสงสัยหลังจากนั้นให้ผู้ป่วยได้อ่านเอกสารข้อมูลคำอธิบายสำหรับผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย และเอกสารรับรองโครงการวิจัยในคน จากคณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

2 เมื่อผู้ป่วยยินยอมเข้าร่วมงานวิจัย เริ่มทำการเก็บข้อมูลเบื้องต้น เช่น อายุ น้ำหนัก ส่วนสูง รอบคอ เป็นต้น

3 ติดอุปกรณ์ที่ตัวผู้ป่วยโดยประกอบไปด้วย เครื่องมือ 3 ชุด

- Sleep Sense RIP (gold standard)
- Respiratory Inductive Plethysmography (RIP)
- Spirometer

โดยกำหนดการทดสอบออกเป็น 2 ช่วงการทดสอบดังนี้

1. วัดการหายใจปกติเป็นเวลา 12 วินาที
2. กลับหายใจเป็นเวลา 12 วินาที

4. เก็บผลการทดสอบและวิเคราะห์ผล

ลำดับขั้นตอนในการเสนอผลการวิจัย

1. ค้นคว้าและรวบรวมข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย
2. ทำการ ออกแบบและประดิษฐ์เครื่องวัดการหายใจแบบเหนี่ยวนำ
3. นำเครื่องมือไปทดสอบเบื้องต้นกับคนปกติและผู้ป่วยภาวะโรคหยุดหายใจขณะนอนหลับที่เกิดจากการอุดกั้นทางเดินหายใจ
4. ทำการพัฒนาเครื่องวัดการหายใจแบบเหนี่ยวนำ
5. ทำการเก็บข้อมูลที่จะใช้ในการศึกษาวิจัย
6. นำผลการศึกษาวิจัยที่ได้มาวิเคราะห์ทางสถิติ
7. สรุปผลการศึกษาวิจัย



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

แนวคิดและทฤษฎี

1. พยาธิสภาพและสาเหตุของโรคภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น (Obstructive Sleep Apnea : OSA)

โรคภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น

คือการหยุดหายใจผิดปกติขณะหลับหมายถึงภาวะที่ไม่มีลมหายใจผ่านจมูกและปากเป็นเวลานานมากกว่า 10 วินาที เฉลี่ยแล้วประมาณ 5 ครั้งต่อชั่วโมง

ปัจจัยเสี่ยงของโรค

1. **เพศ** จากการศึกษาทางระบาดวิทยาและการเลือกผู้ป่วยเฉพาะกลุ่มพบว่าเพศชายมีโอกาสมากกว่าเพศหญิง 6.5 เท่า แต่เมื่อถึงวัยหมดประจำเดือนพบว่าเพศหญิงมีโอกาสเป็นมากขึ้น [26]

2. **อายุ** เมื่ออายุมากขึ้นพบว่าผู้ป่วยมีอาการหยุดหายใจมากขึ้นในช่วงอายุ 40 ปีพบร้อยละ 1.5 แต่เมื่ออายุมากขึ้นคือช่วง 70 ปีมีผู้ป่วยเพิ่มมากขึ้นถึงร้อยละ 12 อาจจะเป็นไปได้ว่าความรุนแรงของโรคมักขึ้นเมื่ออายุมากขึ้นโดยมีปัจจัยอื่นๆ ประกอบเข้าด้วยกัน นอกจากนี้ยังตรวจพบว่าความต้านทานในทางเดินหายใจในคนสูงอายุมีมากขึ้น

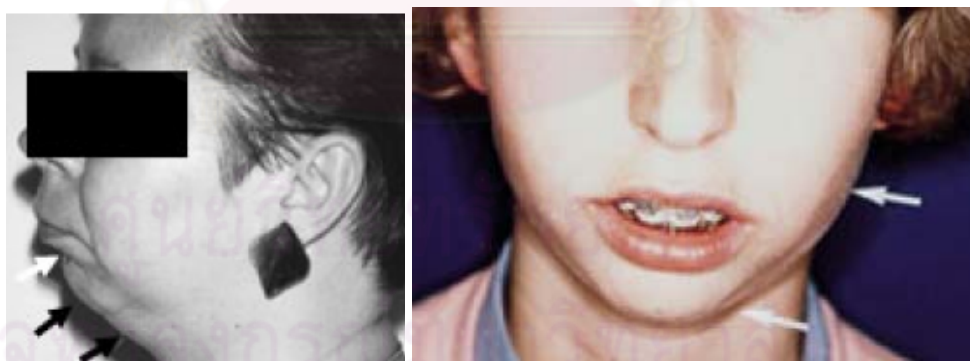
3. **โรคอ้วน** พบว่าผู้ป่วย 2 ใน 3 มี Body Mass Index (BMI) > 28 กิโลกรัม/ตารางเมตร พบว่า เมื่อทำการลดน้ำหนัก 5-10 กิโลกรัมจะส่งผลให้อาการต่างๆ ดีขึ้นได้ [27] ไขมันที่พอกพูนบริเวณลำคอทำให้เวลาที่ผู้ป่วยนอนหายใจเกิดน้ำหนักรกกดทับคอหอยได้ ในส่วนของหน้าท้องมีไขมันมากทำให้กระบังลมทำงานได้ไม่เต็มที่ ทำให้ความจุของปอดลดลงซึ่งเป็นปัจจัยเสริมที่ส่งผลให้มีการหยุดหายใจได้ง่าย



รูปที่ 2.1 โรคฉั่วน จาก <http://www.aafp.org/afp/9915/contents.html> 24/06/53

4. **กรรมพันธุ์** ในผู้ป่วยที่มีประวัติคนในครอบครัวเป็นโรคออยมีโอกาสมากกว่าคนที่ไม่มีประวัติในครอบครัวถึง 1.5 เท่า [28]

5. **กะโหลกศีรษะและกระดูกใบหน้าผิดปกติ** เช่น คางเล็ก คางเลื่อนไปด้านหลัง ลักษณะคอดยาวหน้าแบน ส่งผลให้ทางเดินหายใจช่วงบนแคบลงส่งผลให้เกิดการอุดกั้นและหยุดหายใจในที่สุด

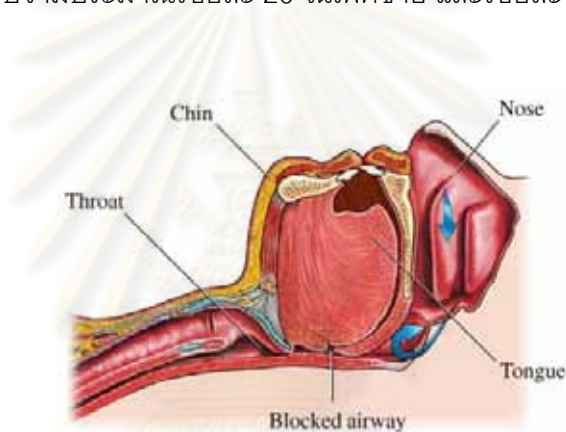


รูปที่ 2.2 โครงร่างใบหน้าผิดปกติ จาก <http://www.aafp.org/afp/9915/contents.html> 24/06/53

6. **การสูบบุหรี่หรือการดื่มสุรา** ส่งผลให้คอหอยมีการอักเสบจากการระคายเคืองมี อาการบวมหน้าของเนื้อเยื่อทำให้ทางเดินหายใจแคบลงส่งผลให้เกิดการหยุดหายใจจากการอุดกั้นได้ง่าย [29] ส่วนในสุรานั้นมีฤทธิ์ในการกดการหายใจเมื่อดื่มในปริมาณมากส่งผลให้มีการหยุดหายใจที่รุนแรงมากยิ่งขึ้น [30]

7. ยา ยาบางชนิดที่กีดการหายใจ

8. **ลักษณะทางเดินหายใจส่วนบนมีความปกติ** โรคภาวะหยุดหายใจขณะหลับ (Obstructive Sleep Apnea) เริ่มจากการตีบแคบของทางเดินหายใจส่วนบน ทำให้ต้องหายใจเข้ามากขึ้นเพื่อเอาชนะทางเดินหายใจที่ตีบแคบ มีปัจจัยทางด้านกายภาพหลายประการของทางเดินหายใจส่วนบนที่ส่งผลให้เกิดการหยุดหายใจในระหว่างการนอนหลับ เช่น ริดสีดวงจมูก ทอนซิลโต กล้ามเนื้อของเพดานอ่อน โคนลิ้น และลิ้นไก่ หย่อนจนไปอุดกั้นทางเดินหายใจทำให้ต้องใช้แรงหายใจมากจึงเกิดเสียงดังและเสียงกรน และที่ร้ายแรงคือนำไปสู่การหยุดหายใจในที่สุดหรือหยุดหายใจเป็นเวลามากกว่าหรือเท่ากับ 10 วินาที พบว่ามีประมาณร้อยละ 20 ในเพศชาย และร้อยละ 5 ในเพศหญิง



รูปที่ 2.3 การอุดกั้นของทางเดินหายใจจาก <http://www.aasmnet.org> 14/06/53



ก

ข

รูปที่ 2.4 ก. ลักษณะของผู้ป่วยที่มีลิ้นไก่โต, ข.ลักษณะของผู้ป่วยที่มีเพดานอ่อนโต

จาก <http://www.aaafp.org/afp/9915/contents.html> 24/06/53

2. โรคแทรกซ้อนและอาการอื่น ๆ ที่เกิดจากการหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น

ขณะที่มีการหยุดหายใจจะมีระดับออกซิเจนในเลือดลดต่ำลง และระดับคาร์บอนไดออกไซด์สูงขึ้น ซึ่งจะไปกระตุ้นศูนย์การหายใจในสมองและทำให้ระบบหายใจตื่นตัวขึ้น นั่นคือ สมองส่งสัญญาณประสาทไปเปิดกล้ามเนื้อในทางเดินหายใจส่วนบน ตามมาด้วยอาการหายใจเฮือกอย่างดังและแรงแม้ว่าการตื่นตัวเช่นนั้นจะช่วยให้ฟื้นการหายใจกลับเป็นปกติแต่ก็ทำให้ผู้ป่วยนอนหลับไม่สนิท ผู้ป่วยจึงง่วงนอนมากในเวลากลางวัน เสียสมาธิ และทำกิจวัตรด้วยประสิทธิภาพ [18] [31, 32] ทำให้เกิดผลแทรกซ้อนได้แก่

1. **โรคความดันโลหิตสูง (Hypertension)** สาเหตุในผู้ป่วยภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับนั้นมาจากการกระตุ้นระบบประสาทอัตโนมัติให้ทำงานมากขึ้นเนื่องจากการขาดออกซิเจน มักพบภาวะหัวใจและหลอดเลือดและความดันเลือดสูงร่วมด้วยได้ถึงร้อยละ 50 โดยมีความสัมพันธ์กับความรุนแรงของ apnea ทั้งในคนอ้วนและในคนรูปร่างปกติ [33]

2. **โรคหัวใจและหลอดเลือด (Cardiovascular Disease)** ในระหว่างการนอนหลับหัวใจมักเต้นผิดจังหวะได้ง่าย โดยเฉพาะที่เป็น bradyarrhythmia ในบางรายที่มีระดับออกซิเจนในเลือดต่ำลงมากก็อาจเกิด ventricular tachycardia ได้ ในผู้ป่วยที่มีโรคหลอดเลือดหัวใจอยู่ก่อน ภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับอาจส่งผลให้เกิดกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดและอาจรุนแรงจนถึงขั้นกล้ามเนื้อหัวใจตายและส่งผลกระทบต่อชีวิตอาจทำให้เสียชีวิตได้ในที่สุด [34, 35]

3. **อาการง่วงนอนมากผิดปกติในตอนกลางวัน (Excessive Daytime sleepiness)** การนอนหลับไม่เพียงพอเนื่องจากร่างกายไม่ได้รับการพักผ่อนอย่างเต็มที่ที่ตื่นตลอดเวลาในตอนกลางวันคือเมื่อมีการหยุดหายใจจะส่งผลให้ระดับออกซิเจนในเลือดต่ำลงมากจนระบบประสาทที่ศูนย์ควบคุมการหายใจที่สมองจะกระตุ้นให้มีการหายใจอีกครั้ง

4. **ปวดศีรษะในตอนเช้า (Headaches in the morning)** พบว่าการปวดหัวในตอนเช้า มักพบร่วมกับอาการ Snoring/obstructive sleep apnea เป็นประจำและไม่สามารถควบคุมได้ และมีท่าที่ที่จะเป็นเพิ่มมากขึ้น 2-3 เท่าถ้าไม่มีการดูแลรักษาที่เพียงพอ จากการศึกษาของ Jeanetta C. และคณะพบว่าเมื่อนำผู้ป่วยมาทดสอบกับเครื่อง polysomnography พบว่าอาการปวดหัวในตอนเช้ากับอาการ Snoring/obstructive sleep apnea มีความสัมพันธ์ซึ่งกันและกัน [11]

5. **โรคอื่นๆ โรคสมองอัมพฤกษ์อัมพาต** [7, 8] **โรคสมรรถภาพเสื่อมทางเพศ** [9] **โรคเบาหวาน** [10] ผู้ป่วยมักมีอาการเหน็ดเหนื่อยมากผิดปกติ อ่อนล้า หมดเรื้อรังในการทำงาน มีปัญหาด้านความจำ ส่งผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตสุขภาพกายและใจ [12-14]

3. การวัดการหายใจโดยอาศัยการเหนี่ยวนำ (Respiratory Inductive Plethysmography)

Respiratory Inductive Plethysmography (RIP) เป็นการตรวจการหายใจแบบไม่ลุกล้ำเข้าไปในร่างกายขณะหลับมีความสำคัญอย่างมากในแง่ของการติดตามในเรื่องของการหายใจ เนื่องจากวิธีนี้เป็นการใช้เทคนิคที่ใช้การเปลี่ยนแปลงที่เกิดจาก cross-sectional ที่เกิดจากการหายใจเข้าและหายใจออกส่งผลให้บริเวณหน้าอกและท้องมีการเปลี่ยนแปลงพื้นที่ sensor (ขดลวด) ที่ติดไว้บริเวณหน้าอกและท้องที่ประกอบไปด้วยเข็มขัดสองเส้นที่มีความยืดหยุ่นและพันด้วยขดลวดทองแดงพันมีลักษณะเป็นพันเลื้อยโดยใช้เทคนิคการเหนี่ยวนำของขดลวดโดยการป้อนไฟฟ้ากระแสสลับเข้าไปในขดลวดซึ่งไฟฟ้ากระแสสลับนั้นได้มาจากวงจรกำเนิดความถี่กระแสไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าในที่นี้จะน้อยไม่เป็นอันตรายต่อผู้ป่วย จากนั้นจะได้กราฟที่แสดงการหายใจ กราฟที่แสดงนี้มีทั้งการเปลี่ยนแปลงความถี่และการเปลี่ยนแปลงในทางแอมพลิจูด (ในที่นี้เราศึกษาในด้านของแอมพลิจูด) ซึ่งเมื่อทำการทดสอบแล้วพบว่าเทคนิค Inductive Plethysmography มีค่าความคลาดเคลื่อนเพียง $\pm 10\%$ เมื่อเปรียบเทียบกับเทคนิค Impedance Pneumography ที่มีค่าความคลาดเคลื่อนมากกว่า 15% [36, 37] นอกจากนี้แล้วยังช่วยประเมินผลทางด้านหยุดหายใจขณะนอนหลับที่เกิดขึ้นจากระบบประสาทส่วนกลางได้อีกด้วย ในการศึกษาเกี่ยวกับการตรวจการนอนหลับที่ American Academy of Sleep Medicine ได้แสดงให้เห็นว่าเทคนิค Inductive Plethysmography เป็นวิธีที่ดีที่สุดสำหรับการตรวจการนอนหลับแบบไม่

ลูก้าเข้าไปในร่างกาย [38] ซึ่งในการตรวจนั้นอาจจะมีการตรวจอื่นๆ ร่วมด้วยเพื่อให้มีประสิทธิภาพในการตรวจมากยิ่งขึ้น เช่น blood pressure, heart rate, posture, Oxygen saturation เป็นต้น ซึ่งในปัจจุบันนี้มีเครื่องมือที่เป็น gold-standard ของการตรวจการนอนหลับคือเครื่อง Polysomnography (PSG) สามารถบอกได้ว่า คุณภาพในการนอนของคืนนั้นๆ เป็นอย่างไร หลับได้ดีหรือสนิทเพียงไร มีปัญหาอะไรเกิดขึ้นในขณะนอนหลับ โดยที่ผู้ป่วยเองไม่สามารถทราบได้ โดยเฉพาะภาวะหยุดหายใจขณะหลับซึ่งจะสามารถหาระดับความรุนแรงของโรคได้ดังตารางต่อไปนี้

ระดับอาการของภาวะหยุดหายใจขณะหลับ	จำนวนครั้งที่หยุดหายใจ/ชั่วโมง
เบา	5-14.9
ปานกลาง	15-30
รุนแรง	>30 ขึ้นไป

ตารางที่ 2.1 ระดับอาการของโรค OSA



รูปที่ 2.5 respiratory inductive plethysmography system

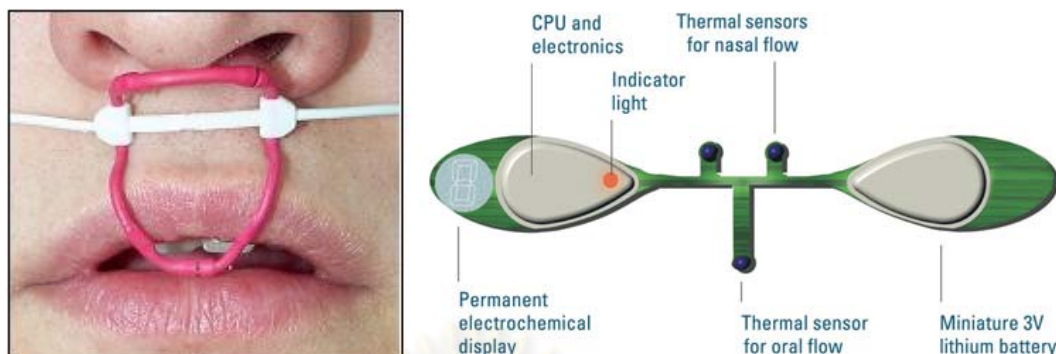
เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

1. การตรวจสอบการอุดกั้นทางเดินหายใจขณะหลับ (MONITORING AIRWAY OBSTRUCTION DURING SLEEP)

1.1 Noninvasive assessment of ventilation

การระบายอากาศที่ผิดปกติจากการนอนหลับอันเกิดมาจากการอุดกั้นของทางเดินหายใจซึ่งทำให้สามารถพบภาวะ apnoea-hypopnoea syndrome (SAHS) ได้ ซึ่งการประมวลผลนั้นสามารถแสดงออกมาให้เห็นในรูปความสามารถในการระบายอากาศ เช่น การเปลี่ยนแปลงของปริมาตรของการหายใจ ซึ่งสามารถคำนวณการเปลี่ยนแปลงจากการเปลี่ยนแปลงจากแอมพลิจูดที่เกิดจากการหายใจเข้าและหายใจออกโดยที่ไม่ต้องวัดจากการเปลี่ยนแปลงของปริมาตรได้โดยตรง จากเหตุผลดังกล่าวทำให้สามารถหาการเปลี่ยนแปลงที่เกิดจากการหายใจเข้าออก ตลอดจนความถี่ที่เกิดขึ้นได้ส่งผลให้รูปแบบของการระบายอากาศของทางเดินหายใจเป็นลักษณะเด่นที่สามารถนำมาหาภาวะ apnoeas , hypopnoeas ได้ เครื่องมือที่เป็น gold-standard ของวิธีการวัดการหายใจโดยวัดการระบายอากาศได้แก่ pneumotachograph. แต่เครื่องมือนี้จำเป็นจะต้องใส่อุปกรณ์อื่นๆเพิ่มได้แก่ Face mask ตลอดเวลาที่ทำการศึกษาซึ่งพบว่ก่อนความรำคาญให้กับผู้ป่วย ดังนั้นอุปกรณ์การวัดการหายใจที่จะไม่ก่อให้เกิดความรำคาญต่อผู้ป่วยได้แก่

1.1.1 Thermistors and thermocouples พบว่าตัวตรวจจับสัญญาณ (sensors) ทั้ง Thermistors และ thermocouples มีขนาดเล็กที่มีการเปลี่ยนแปลงทางด้านความต้านทานและแรงดันไฟฟ้าโดยขึ้นกับอุณหภูมิการที่จะตรวจจับการระบายอากาศของทางเดินหายใจนั้นจะต้องนำอุปกรณ์นี้ไว้ที่จมูก หรือปาก เพื่อวัดการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิเมื่อมีการหายใจเข้าและหายใจออก แต่ผลที่ได้จากเทคนิคนี้คือการตอบสนองของตัวตรวจจับสัญญาณแสดงผลได้เข้าสัญญาณที่ได้เป็น nonlinear และส่วนใหญ่จะขึ้นกับบริเวณที่มีอากาศไหลผ่าน จากเหตุผลดังกล่าวแสดงให้เห็นว่าวิธีนี้ไม่เหมาะที่จะหาลักษณะการระบายอากาศที่ดีได้



รูปที่ 2.6 Thermistors and thermocouples จาก

<http://www.braebon.com/support/reference.php> ,

http://www.medgadget.com/archives/2006/01/the_sleepstrip_1.html 13/06/53

1.1.2. Nasal prongs เป็นการตรวจจับความดันของอากาศบริเวณจมูก นอกจากนี้ยังออกแบบมาเพื่อให้ออกซิเจนและต่อเชื่อมกับ pressure transducer ที่ Nasal prongs เทคนิคนี้เป็นการวัดความดันของอากาศที่ไหลผ่านจมูก ผลการตอบสนองของเครื่องมือนี้เป็นไปอย่างดี แต่อย่างไรก็ตามยังมีข้อจำกัดคือความสัมพันธ์ระหว่าง nasal prongs pressure และการไหลของอากาศผลที่ได้ยังเป็น nonlinear และผลที่ได้ไม่ตรงกับความเป็นจริง ค่าที่ได้นั้นมากเกินกว่าความเป็นจริงแต่ถึงอย่างไรก็ตาม Nasal prongs ให้การตอบสนองที่รวดเร็วและยังช่วยประเมินการหายใจได้ จากการสอบเทียบเครื่องมือนี้พบว่าปัจจัยหลักๆ ของการใช้เครื่องมือนี้คือตำแหน่งของอุปกรณ์ ดังนั้นจะพบว่าการใช้เครื่องมือนี้ไม่สามารถหาค่าการไหลของอากาศในเชิงปริมาณได้ Nasal prongs ยังมีข้อบกพร่องอีกคือ อุปกรณ์นี้ไม่สามารถตรวจจับลมหายใจจากปากได้เพราะว่าบางครั้งผู้ป่วยจะมีการหายใจออกทางปากบ้างทำให้ลมหายใจบางส่วนที่ต้องผ่านจมูกนั้นลดน้อยลงไป ผลที่ได้จะไม่เป็นความจริงและข้อด้อยอีกประการคือ Nasal prongs จะไม่มีความพอดีกับในผู้ป่วยแต่ละรายแต่เมื่อนำ Thermistors และ Nasal prongs มาเปรียบเทียบการทำงานกันโดยวัดประสิทธิภาพการทำงานเทียบกับ polysomnographic พบว่า Nasal prongs มีประสิทธิภาพเหนือกว่า Thermistors [39]



รูปที่ 2.7 Nasal prongs จาก <http://www.travel-air-us.com/catalog/21.html> 21/06/53

1.1.3. Inductive plethysmography การหาการระบายอากาศของทางเดินหายใจสามารถหาได้จากการเปลี่ยนแปลงของ cross-sectional ของสองพื้นที่ คือบริเวณหน้าอกและท้องซึ่งวิธีนี้จะไม่รบกวนการนอนหลับของผู้ป่วย เทคนิคคือใช้สายวัดสองเส้นไว้ตรงทั้งสองบริเวณ ซึ่งในแต่ละเส้นจะประกอบไปด้วย inductive coil ที่จะสามารถเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าได้จากการเปลี่ยนแปลงพื้นที่ซึ่งวิธีนี้เรียกว่า respiratory inductive plethysmography เป็นเทคนิคที่วัดการหายใจโดยใช้หลักการเหนี่ยวนำของขดลวดการทดสอบประสิทธิภาพทำงานของเครื่องสามารถทดสอบเทียบกับ pneumotachograph หรือ spirometer ก็ได้ วิธี Inductive plethysmography ถือว่าประสบความสำเร็จอย่างมากในการหาภาวะความเจ็บป่วยจากทางเดินหายใจ แต่ก็ยังมีข้อจำกัดบางประการ คือในการที่เราจะ calibration gains ในผู้ป่วยในแต่ละคน ลักษณะท่าทางของผู้ป่วยเป็นอีกหนึ่งปัจจัยที่จะต้องคำนึงถึง



รูปที่ 2.8 Inductive plethysmography

จาก http://telemetry.emka.fr/images/illustr_prod_01-2-22-hr.jpg 18/06/53

1.2 Noninvasive assessment of inspiratory effort

ผลของการอุดกั้นทางเดินหายใจทำให้เกิดแรงพยายามอย่างมากที่จะหายใจ เพื่อให้คงสภาพปกติไว้ดังนั้นจึงจำเป็นต้องมีการติดตามผลของการทำงานของกล้ามเนื้อและอวัยวะที่เกี่ยวข้องในการหายใจเพื่อดูการอุดกั้นของทางเดินหายใจเทคนิคนี้ได้แก่

1.2.1 Thoraco-abdominal bands เทคนิคนี้เป็นการวัดการเปลี่ยนแปลงที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของหน้าอกและหน้าท้องซึ่งจะวัดแรงพยายามที่จะหายใจในรายที่เกิดการอุดกั้นของทางเดินหายใจในรายที่เป็น central apnoea ผลรวมที่ได้จากสัญญาณทั้งสองจะเป็นศูนย์เพราะว่าไม่พบการเคลื่อนไหวของทั้งหน้าอกและท้องแต่ถ้าในรายที่การหายใจนั้นมีการอุดกั้นของทางเดินหายใจผลรวมของสัญญาณจะค่อยๆลดลงจนเป็นเส้นตรงซึ่ง สรุปได้ว่าผู้ป่วยที่เป็นโรคนี้สามารถนำมาตรวจหาความผิดปกติได้แต่ก็พบว่าวิธีการวัดการหายใจของผู้ป่วยแบบนี้ยังพบข้อบกพร่อง คือเป็นแค่การวัดแรงพยายามของการหายใจและความผิดปกติของสายรัดหน้าอกและท้องเท่านั้นซึ่งการวัดแบบนี้ก็จะใช้ Strain Gauges , Piezoelectric เป็นตัวเปลี่ยนแปลงความถี่หรือกระแสซึ่งในขณะนั้นไม่เป็นที่นิยมแล้วเพราะว่าอุปกรณ์ที่ใช้มีขนาดเล็กบริเวณที่จะตรวจจับการเปลี่ยนแปลงน้อยและถ้าติดอุปกรณ์ไม่ดีพออาจจะเกิดความเสียหายได้เมื่อผู้ป่วยมีการขยับหรือเปลี่ยนท่าในการนอนผลที่ได้ก็จะคลาดเคลื่อนไปด้วย

1.2.2 Pulse transit time technique เป็นเทคนิคการวัดในเรื่องของเวลาในการเดินของหัวใจโดยใช้การจับเวลาของช่วง R wave ถึง R wave คือ วัดตามจังหวะการเต้นของหัวใจในขณะที่หัวใจบีบตัวหนึ่งครั้งและจับเวลาจนหัวใจบีบเลือดไปถึงอวัยวะเป้าหมายในที่นี้คือนิ้วมือจากเครื่องมือที่ดูการเต้นของหัวใจ โดยการวัดนั้นจะติดเครื่องมือวัดไว้ที่นิ้วมือของผู้ป่วยและแสดงผลออกทาง Electrocardiogram ซึ่งหลักการนี้มีข้อจำกัดก็คือถ้าผู้ป่วยมีอาการแข็งตัวของหลอดเลือดและหลอดเลือดขาดความยืดหยุ่นการวัดการหายใจจะไม่ได้ผลและอุปกรณ์ที่ติดที่นิ้วมือก็ไม่สะดวกต่อการวัดอาจจะหลุดได้ในขณะที่ผู้ป่วยพลิกตัวผลที่ได้ อาจจะคลาดเคลื่อนจากความ เป็นจริง [40,41]และยังจะต้องต่อกับเครื่อง ECG อีกด้วยจึงได้มีความพยายามที่จะสร้างเป็น ECG ลักษณะที่เป็นสร้อยคอที่คอยบันทึกการทำงานของหัวใจ 24 ชั่วโมงโดยจะมีอิเล็กทรอนิกส์ที่บริเวณหน้าอกและจับสัญญาณแทนแต่ผลที่ได้ก็ไม่สามารถนำมาวิเคราะห์ได้เลยเพราะต้องนำสัญญาณที่ได้ นั้นกลับมาวิเคราะห์ใหม่และยังพบปัญหาอีกว่าเมื่อมีการเคลื่อนไหวร่างกายสัญญาณที่ได้จะไม่ดีเท่าที่ควร สรุปได้ว่า เครื่องมือนี้เหมาะสำหรับบันทึกผลในท่าที่ไม่มีการเคลื่อนไหวมากกว่า

ถึงแม้ว่าจะพัฒนาให้เครื่องมือที่ออกมามีขนาดเล็กแล้วก็ตามแต่ยังใช้งานไม่ได้ผลดีเท่าที่ควร [42]



รูปที่ 2.9 Pulse transit time technique

จาก <http://www.univie.ac.at/cga/courses/BE513/prolects/> 12/06/53

1.3 Noninvasive assessment of airway obstruction

ถึงแม้ว่าการไหลของอากาศและแรงพยายามที่จะทำการหายใจนั้นสามารถบอกอาการที่ชัดเจนของโรค SAHS โดยส่วนใหญ่แล้วจะติดตามผลโดยเครื่อง polysomnography (PSG) ที่เกิดจากการอุดกั้นของทางเดินหายใจ แต่ก็ยังมีในส่วนอื่นๆ ที่เกี่ยวข้องเช่นกันในส่วนของความดันของท่อที่ใช้ในการหายใจคือความดันที่ pharyngeal หรือ oesophageal (Poes) ซึ่งการประเมินในผู้ป่วยในทำนองนี้จะไม่เหมือนกับ nasal pressure และ airflow ซึ่งมีข้อแตกต่างกัน 2 ประการคือการหาความแปรปรวนของอากาศบันทึกโดยเครื่อง Starling resistor ซึ่งจะหาในส่วนของ upper airway และ อีกส่วนจะทำการบันทึกในแง่ของ airway resistance โดยหาแรงในการหายใจโดยใช้ oscillation เทคนิคทั้งสองวิธีนี้วัดโดยการไหลของอากาศโดยจะใช้ pneumotachograph และ nasal mask ซึ่งจะประเมินผลทางด้านอุดกั้นซึ่งเป็นเรื่องที่ยากมากในการใช้กับผู้ป่วย ซึ่งยุ่งยากมากกว่าการใช้ thermistor หรือ thermocouple หรือ thoraco-abdominal bands ถึงอย่างไรก็ตามทั้งสองเทคนิคนี้จะวัดอาการของทางเดินอากาศที่เกิดขึ้นจากการอุดกั้นของทางเดินอากาศโดยตรงแต่ยังไม่สามารถวัดได้อย่างมีประสิทธิภาพ

1.4 Upstream resistance and critical pressure of the upper airway

เทคนิคนี้แสดงความแตกต่างการไหลของทางเดินอากาศ ที่ประกอบไปด้วยการวัดการหายใจเข้าสู่สูงสุดที่ได้จากจมูกแต่พบว่าเมื่อไม่มีอากาศผ่านจมูก CPAP จะปรับระดับให้จนมี

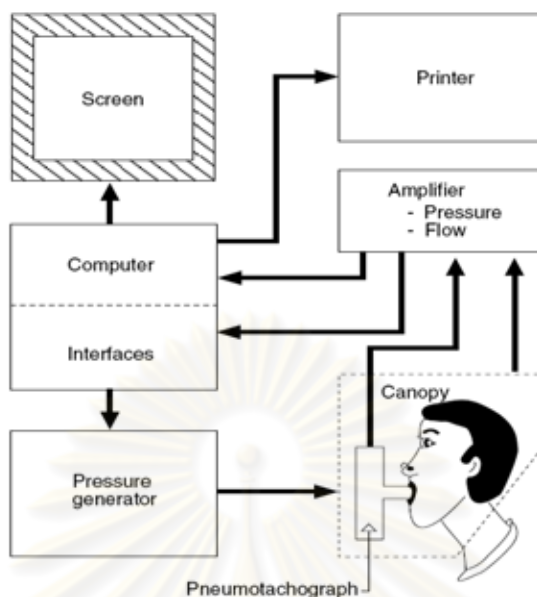
การหายใจได้ตามปกติกล่าวคือปรับให้เปิดทางเดินอากาศให้ ผ่านจุดของ upper airway critical pressure (P_{crit}) ซึ่งสามารถบันทึกได้โดย Starling resistor ที่มีความสัมพันธ์กับ nasal pressure (P_n), peak inspiratory flow ($V'max$) และ P_{crit} ตามสมการ

$$V'max = \frac{(P_n - P_{crit})}{R_{up}}$$

ซึ่งค่า R_{up} นั้นจะแทน Upstream resistance ของการอุดตันของทางเดินอากาศระหว่างมีการระบายของอากาศ P_{crit} ดังนั้นข้อมูลของ P_n และ $V'max$ จะถูกบันทึกลงใน computer ขึ้นตอนการประเมินผลของ และ R_{up} ในขั้นแรกจะดูการใช้ปริมาณอากาศของ CPAP ก่อนเพื่อที่จะปรับให้มีความเหมาะสมกับทางเดินหายใจก่อนเพื่อให้การทำงานนั้นง่ายขึ้น ลักษณะของทางเดินอากาศนั้นมีคุณสมบัติที่จะสามารถบอก P_{crit} และ R_{up} ได้โดยที่จะบอกได้ว่ามีการระบายอากาศหรือไม่มีการระบายอากาศ การที่ไม่มีมีการระบายอากาศนั้นแสดงว่ามีเนื้อเยื่อหรือเกิดการอุดตันขึ้นเนื่องจากค่า R_{up} จะขึ้นอยู่กับลักษณะทางเดินอากาศและการแปรผันของก๊าซโดยเทคนิคนี้ทำให้เห็นว่าสามารถแสดง upper airway collapsibility ได้โดยที่ P_{crit} จะทำการวัดความแตกต่างของภาวะ active และ passive ในภาวะ apnoeas

1.5 Forced oscillation technique (FOT)

เป็นเทคนิคที่ใช้ low-amplitude highfrequency Oscillation ในขณะที่ทางเดินหายใจเปิดอยู่หรือมีการหายใจเกิดขึ้น จะทำการบันทึกความดันและการไหลของอากาศซึ่งวิธีนี้จะสามารถบอกความต้านทานของทางเดินอากาศได้แต่จะไม่นิยมวัดความดันที่ transpulmonary โดยตรงเพราะว่ากล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องกับการหายใจนั้นไม่สนับสนุนให้เกิดการสร้างกระแสของ FOT หลักการนี้เสนอขึ้นโดย DUBOIS ในปี 1956 ในลักษณะของความสัมพันธ์ของ sinusoidal pressure ที่มีการเปลี่ยนแปลงของระบบการหายใจที่ต่อเข้ากับทางปากโดยจะชักนำให้เกิด flow oscillations ซึ่งจะสามารถประเมินความต้านทานและแรงยืดหยุ่นภายในระบบการหายใจได้



รูปที่ 2.10 Forced oscillation technique [43]

จากรูปอธิบายได้นำน่าผู้ป่วยนั่งตัวตรงนำศีรษะใส่ใน Canopy อุดจมูกแล้วหายใจผ่าน pneumotachograph ความดันบวกที่เกิดจาก Pressure generator การ oscillations นี้จะมีความถี่ประมาณ 4-32 Hz จะต่อเข้าสู่ปากโดยผ่านทาง loudspeaker ผลที่ได้จะออกมาในรูปความดันและการไหลของอากาศแสดงโดย computer พร้อมคำนวณความต้านทานที่เกิดขึ้นภายในทางเดินหายใจโดยวิธี linear regression [43] ซึ่งวิธีนี้จะใช้ดู lung function ในทางคลินิก และดูการอุดกันของทางเดินหายใจได้แต่ไม่สามารถบอกความแตกต่างระหว่างการอุดกันและโรคของปอดได้แต่ก็ยังพบปัญหาว่าถ้าปิด Canopy ไม่ดีหรือพบรอยรั่วและการใช้ face mask แบบเต็มรูปแบบจะทำให้เกิดการหายใจที่เสียเปล่าไม่ทางปากหรือจมูกหรือการทดสอบในคนที่สูบบุหรี่ผลที่ได้อาจจะคลาดเคลื่อนได้ [44]

1.6 Respiratory inductive plethysmography

Respiratory Inductive Plethysmography ถูกคิดค้นโดย Marvin Sackner และ Herman Watson ในปี 1982 โดยอาศัยหลักการ cross-sectional area ใช้ sensor เป็นขดลวด

ในปี 1989 Laughton Miles ได้จดสิทธิบัตรขึ้น โดยการออกแบบนั้นจะนำ sensor พันไว้ที่ตัวผู้ป่วยโดยจะมีคุณลักษณะที่ไม่สามารถยึดหดได้อย่างสมบูรณ์ซึ่งการออกแบบนี้ใช้วัดการเปลี่ยนแปลงเส้นรอบวงของร่างกายที่มีความสัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของการหายใจ

ในปี 1987 บริษัท Compumedics ได้จัดทำเป็นเครื่องมือเป็นรายแรกโดยใช้หลักการ inductive oscillator ซึ่งได้ประยุกต์ใช้กับ sleep system มีด้วยกันสองรุ่น ได้แก่ S-Series และ P-Series

ในปี 1990 ได้ใช้ Inductance plethysmography วัดปริมาตรการหายใจและใช้แรกเริ่มที่ pediatric และ veterinary asthma research โดยใช้งานร่วมกับเครื่องตรวจการนอนหลับ polysomnography [21]

ในปี 2000 Compumedics ได้ออกแบบและจดสิทธิบัตรผลิตภัณฑ์ใหม่ในนามของ Somt โดยบันทึกเหมือนเดิมคือใช้หลักการ inductive แต่ออกแบบใหม่คือให้ sensor อยู่บนบางส่วนของร่างกายคือวางไว้ที่ทรวงอกและท้อง และได้ออกแบบมาใช้กับคนที่มีน้ำหนักน้อยที่สุด 60 ปอนด์ และคนที่มีน้ำหนักกว่า 800 ปอนด์

การวิจัยและการคิดค้น RIP sensors นั้นมีความสัมพันธ์กับการหาความพยายามที่จะหายใจซึ่งมีการศึกษามากกว่า 600 งานวิจัยซึ่ง RIP นี้จะตรวจจับภาวะ apneas, hypopneas และ paradoxical respiration ได้ [45] ดังจะขอยกตัวอย่างต่อไปนี้

ในปี 1999 Daniel I. และคณะได้ทำการวิจัยเรื่อง Accuracy of Respiratory Inductive Plethysmography for the Diagnosis of Upper Airway Resistance Syndrome (UARS) เพื่อตรวจหาความจำเพาะของปริมาตรการหายใจโดยวิธี Respiratory inductive plethysmography (RIP) เทียบกับเครื่องมือมาตรฐานคือ esophageal pressure (P_{es}) เพื่อวัดในการวินิจฉัยโรคความต้านทานการหายใจในผู้ใหญ่ (UARS) โดยที่นำอาสาสมัครมา 14 คนที่ไม่เป็นโรคและอีก 14 คนที่สงสัยว่าเป็นโรควัดโดย esophageal pressure (P_{es}) และ Porysomnography และ RIP เทียบกันพบว่าในผู้ป่วย UARS พบการเปลี่ยนแปลงของระบบทางเดินหายใจที่ (P_{es}) พบว่าความดันภายในมีค่าต่ำที่สุดคือ น้อยกว่าหรือเท่ากับ $-12\text{cm.H}_2\text{O}$ และตามมาด้วยอาการหยุดหายใจเป็นช่วงๆ มากกว่า 10 ครั้ง/ชั่วโมง ผลที่ได้คือ RIP สามารถแยกอาการของ UARS ได้และแม่นยำที่สุด [22]

ในปี 2008 Karen A. Brown md. และคณะได้มีการนำ RIP มาใช้ตรวจจับการหายใจการเคลื่อนไหวของทรวงอกและท้องของทารกหลังการผ่าตัดเพื่อมาจำแนกว่าเป็นการหยุดหายใจจากการอุดกั้นหรือเกิดจากการทำงานของระบบประสาทผลการทดสอบก็สามารถแยกอาการต่างๆ ออกจากกันได้

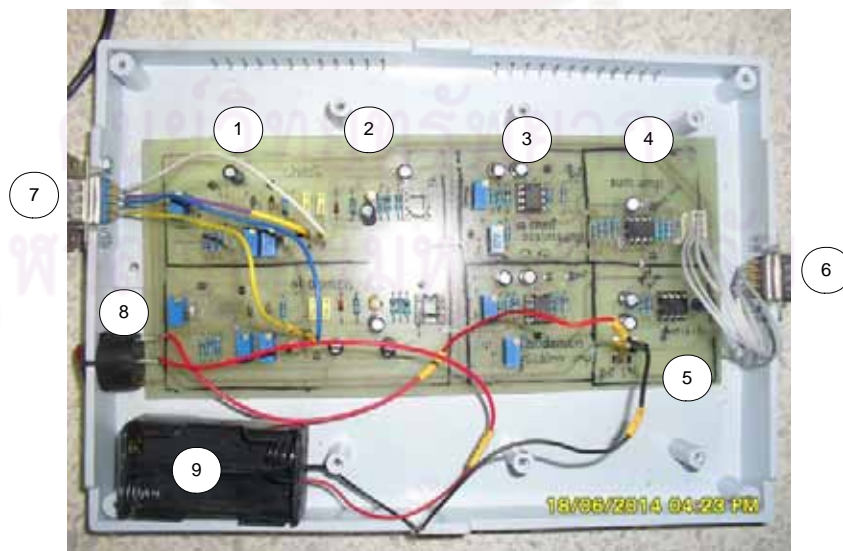
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย

ขั้นตอนการประดิษฐ์เครื่องวัดการหายใจแบบเหนี่ยวนำ

การออกแบบและประดิษฐ์เครื่องวัดการหายใจแบบเหนี่ยวนำ จะมีส่วนประกอบทั้งหมด 5 ส่วนหลักได้แก่

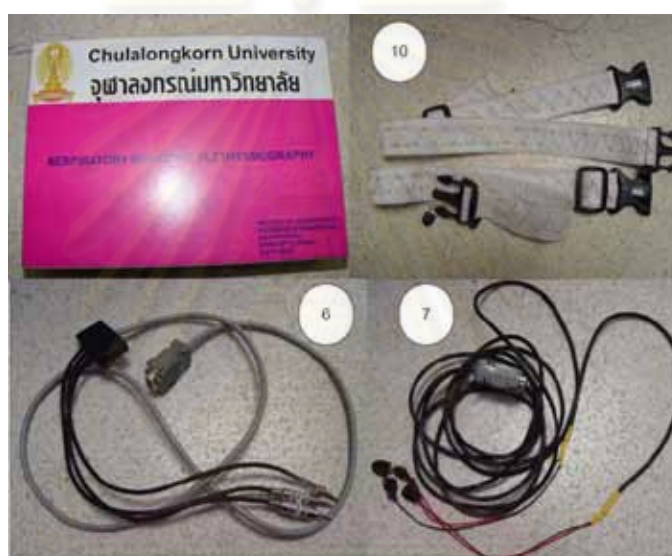
1. วงจรกำเนิดสัญญาณ (Oscillator circuit)
2. วงจรเรียงกระแส (Rectifier circuit)
3. วงจรขยายสัญญาณ (Scaling Amplifier Circuit)
4. วงจรรวมสัญญาณ (Sum Amplifier Circuit)
5. วงจรสร้างแรงดันค่ากลางอ้างอิง (Mid-Range Circuit)

เครื่องวัดการหายใจแบบเหนี่ยวนำนี้ประกอบด้วยสายรัดเข็มขัด 2 เส้น เส้นที่หนึ่งอยู่บริเวณหน้าอกมีความยาว 100 เซนติเมตร เส้นที่ 2 อยู่บริเวณท้องมีความยาว 100 เซนติเมตร มีสายไฟของแต่ละเส้นจากเข็มขัดมายังตัวเครื่องยาว 1.5 เมตร ระบบจะเริ่มทำงานเมื่อได้รับไฟจากถ่าน Nickel-Metal Hydride จำนวน 4 ก้อน ก้อนละ 1.2 โวลท์ รวมเป็น 4.8 โวลท์ จากนั้นทำการประกอบสายเข็มขัดเข้ากับตัวเครื่องและต่อสาย PSG connector ดังแสดงในรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 ส่วนประกอบของเครื่อง RIP

- | | |
|---|---------------------------------|
| หมายเลข 1 วงจรกำเนิดสัญญาณ | หมายเลข 2 วงจรเรียงกระแส |
| หมายเลข 3 วงจรขยายสัญญาณ | หมายเลข 4 วงจรรวมสัญญาณ |
| หมายเลข 5 วงจรสร้างแรงดันค่ากลางอ้างอิง | หมายเลข 6 CADWELL connector |
| หมายเลข 7 Chest and Abdomen connector | หมายเลข 8 On -Off |
| หมายเลข 9 ถ่าน | หมายเลข 10 เข็มขัดหน้าอกและท้อง |



รูปที่ 3.2 การประกอบเครื่องมือก่อนใช้งานจริง

1. ไฟเลี้ยง 4.8 โวลท์

เนื่องจากเครื่องมือนี้ต้องทำงานโดยตรงกับผู้ป่วยจึงไม่ต้องการให้เกิดปัญหาเรื่องไฟฟ้าดูด จึงเลือกใช้เป็นถ่าน Nickel-Metal Hydride ขนาด 1.2 โวลท์ จำนวน 4 ก้อน เพราะ เวลาการใช้งาน ต้องใช้ทั้งคืน การคงค่าแรงดันจะดีกว่าถ่านไฟฉายธรรมดา (แรงดันตกน้อยกว่า)

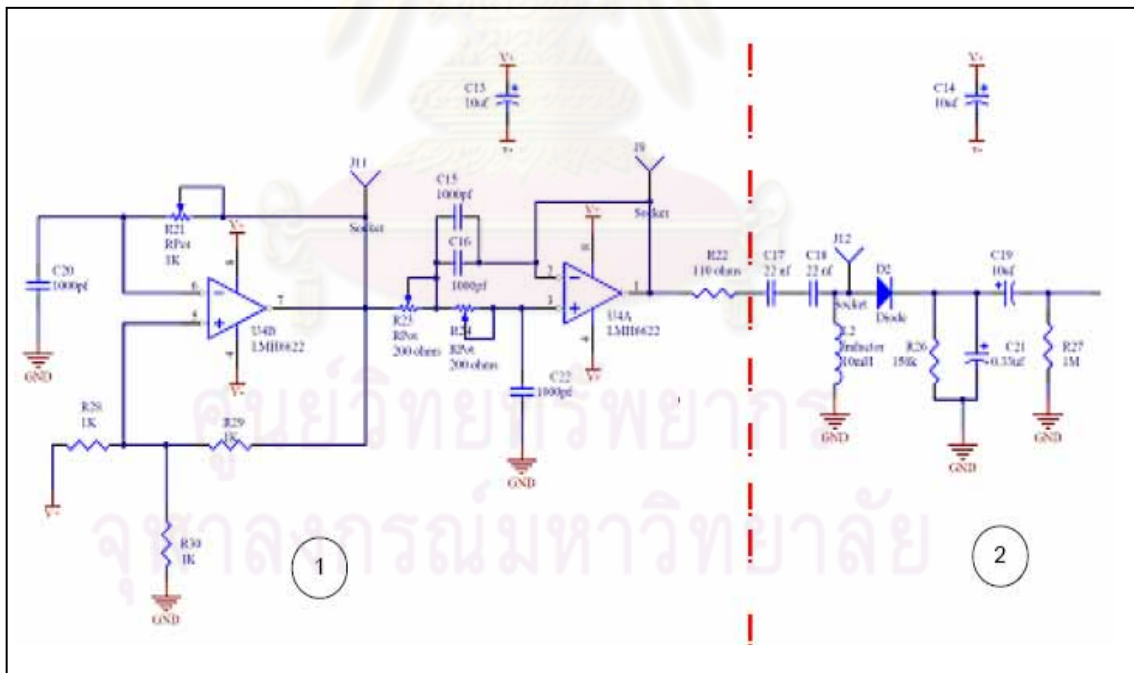
2. วงจรกำเนิดสัญญาณ (Oscillator or Waveform Generator)

วงจร LC Oscillator ที่ออกแบบขึ้นจะประกอบไปด้วย 2 วงจรวงจรที่ 1 คือวงจรที่กำเนิดสัญญาณที่หน้าอกที่ความถี่ 2.5 MHz และวงจรที่ 2 กำเนิดสัญญาณที่ความถี่ 3.5 MHz สัญญาณที่ได้เป็นรูปไซน์ (Sinusoidal waveform) แล้วผ่านวงจร LC ซึ่งค่า C เป็นค่าคงที่ ส่วน L เกิดจาก

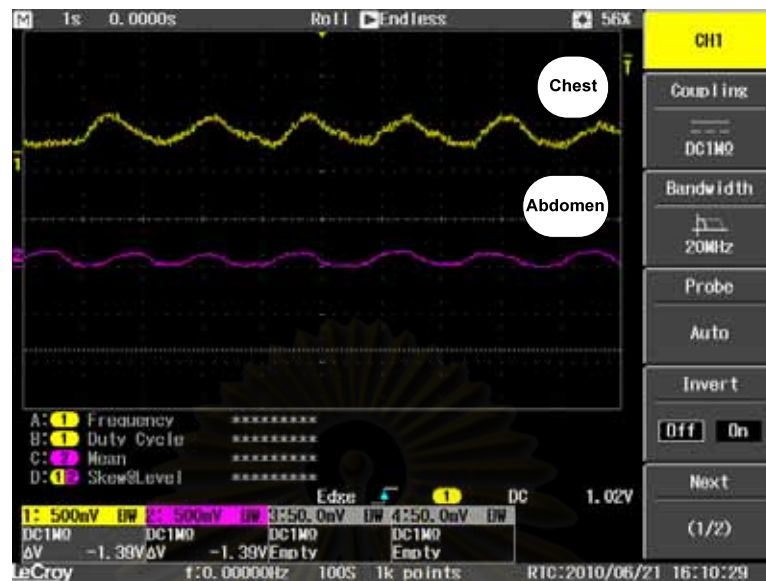
การเปลี่ยนแปลงจากเข็มขัดที่เกิดจากการยืดหด L เมื่อคนใช้หายใจเข้า L จะมีขนาดใหญ่ขึ้น เมื่อคนใช้หายใจออก L จะมีขนาดเล็กลง แรงดันที่ออกมาจะเปลี่ยนไปตามการยืดหดของหน้าอกและท้อง ดังรูป 3.4

3. วงจรเรียงกระแส (Rectifier circuit)

วงจรเรียงกระแส หรือ เป็นวงจรทางไฟฟ้าที่เปลี่ยนไฟฟ้ากระแสสลับเป็นไฟฟ้ากระแสตรง วงจรเรียงกระแส นั้นจะมีไดโอดเป็นส่วนประกอบสำคัญในที่นี้จะใช้วงจรเรียงกระแสแบบครึ่งคลื่น จะเป็นวงจรที่ทำหน้าที่ตัดเอาแรงดันไฟสลับที่ป้อนเข้ามาเฉพาะครึ่งบวก แรงดันที่ส่งออกมาที่พุทจะเป็นช่วงๆ คือช่วงมีแรงดันและช่วงไม่มีแรงดันสลับกันไป วงจรประกอบด้วยไดโอดตัวเดียวดังรูปที่ 3.3 การทำงานของวงจร ไฟกระแสสลับจะปรากฏที่ขาแอนโนด โดยไดโอดจะยอมให้กระแสไหลผ่านได้ทางเดียว คือช่วงที่ได้รับไบอัสตรง ดังนั้นวงจรจะมีกระแสไหลเพียงช่วงบวกของไฟสลับเท่านั้น ถ้าช่วงลบจะไม่มีกระแสไหล แรงดันไฟฟ้ากระแสตรงที่เอาท์พุทนี้ต้องมีการกรองโดยใช้ตัวเก็บประจุทำหน้าที่กรองอีกชั้นหนึ่งเพื่อให้แรงดันออกเรียบขึ้น



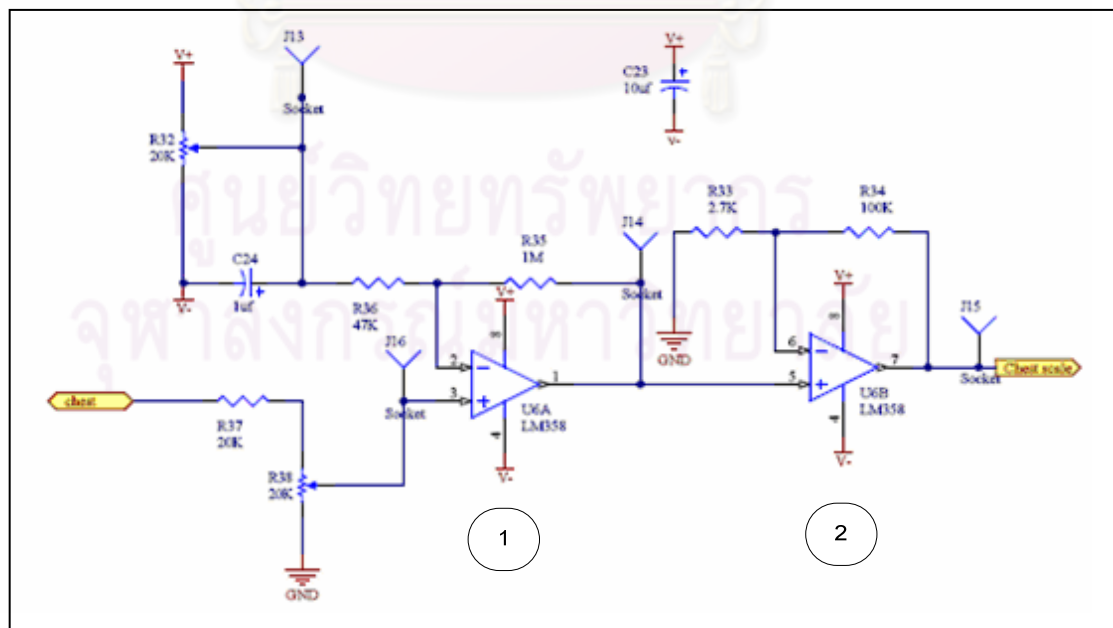
รูปที่ 3.3 (1) วงจรกำเนิดสัญญาณ (2) วงจรเรียงกระแสทั้ง chest และ abdomen



รูปที่ 3.4 การหายใจเมื่อมีการเคลื่อนไหวของทรวงอกและท้อง

4. วงจรขยายสัญญาณ (Amplifier Circuit)

วงจรที่ใช้ในการขยายสัญญาณไฟฟ้าในที่นี้จะใช้ R ปรับค่าได้ในการปรับอัตราขยาย เนื่องจากสัญญาณที่ได้มีขนาดเล็กเกินไปไม่สามารถที่จะอ่านค่าได้จำเป็นต้องใช้วงจรขยายสัญญาณมาช่วย

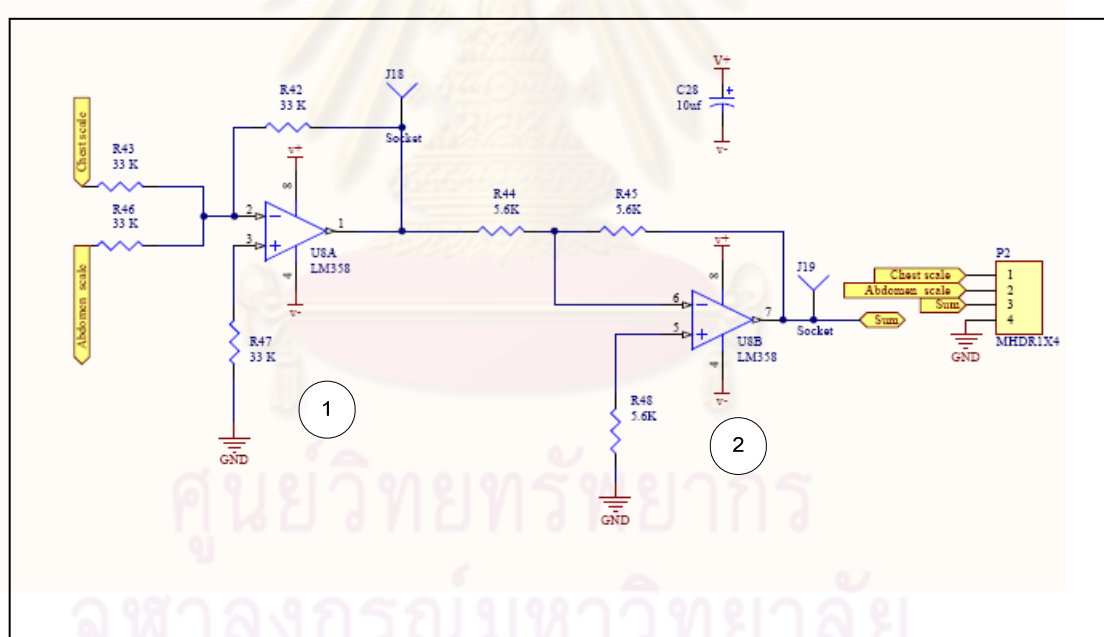


รูปที่ 3.5 Amplifier Circuit ของ chest, Abdomen

จากรูปที่ 3.5 ประกอบด้วยวงจรรขยายแบบไม่กลับเฟสโดยใช้ Op-Amp 2 วงจรรขยายทางหมายเลข 1 จะรับสัญญาณจากวงจรเรียงกระแสที่ขั้ว Chest, Abdomen มี R38 ทำหน้าที่ปรับอัตราขยายสัญญาณและเพื่อไม่ให้สัญญาณที่ถูกขยายโดนขลิบเนื่องจากมีแรงดัน Off Set จึงจำเป็นต้องมี R 32 ลดค่าแรงดัน Off - Set

5. วงจรรวมสัญญาณ (Summing Amplifier)

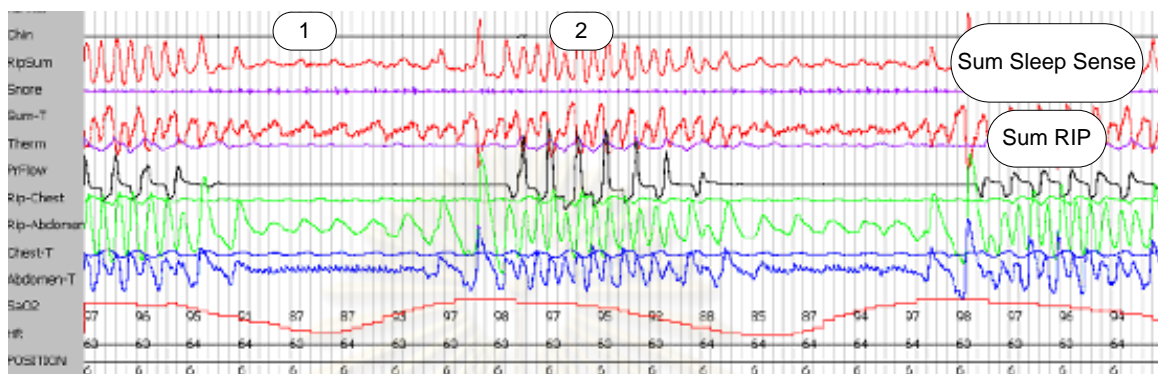
วงจรรขยายสัญญาณแบบรวมสัญญาณ คือ วงจรออปแอมป์ที่รวมอินพุตตั้งแต่ 2 อินพุตขึ้นไปมารวมกันในที่นี้จะมี 2 สัญญาณคือ Chest, Abdomen วงจรนี้ประกอบด้วย Op-amp 2 ชุดซึ่ง Op-Am หมายเลข 1 จะทำหน้าที่รวมสัญญาณที่เกิดจากวงจรรขยายสัญญาณของ chest, Abdomen ซึ่งสัญญาณที่ได้นั้นไม่กลับเฟสจำเป็นต้องใช้ Op-Amp หมายเลข 2 ทำหน้าที่สร้างสัญญาณกลับเฟส



รูปที่ 3.6 วงจร Sum Amplifier Circuit

เมื่อนำสัญญาณของหน้าอกและท้องมารวมกันจาก Sum Amplifier Circuit จะสามารถประมาณปริมาณอากาศที่ไหลเข้าและออกได้ และสามารถดูภาวะการอุดกั้นของทางเดินหายใจได้ และเมื่อมีการอุดกั้นทางเดินหายใจ เช่น อุดจุก หรือเกิดการอุดกั้นจากทางเดินหายใจส่งผลให้การเคลื่อนไหวของทรวงอกและท้องจะเกิดในทิศทางตรงกันข้ามเมื่อนำสัญญาณที่ได้มารวมกันจึงเห็น

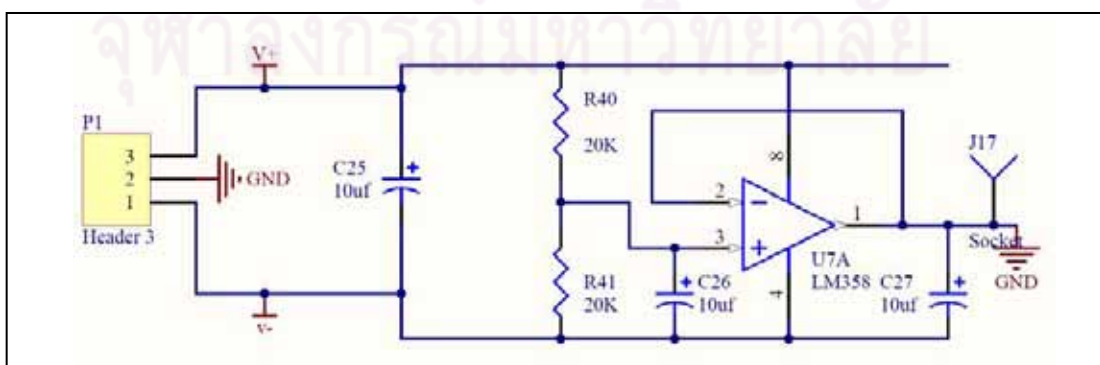
เป็นกราฟเส้นตรงดังแสดงที่หมายเลข 1 และเมื่อระบบประสาทสั่งการให้กลับมาหายใจอีกครั้งจะแสดงในรูปหมายเลข 2 ที่ 3.7



รูปที่ 3.7 การรวมกันของสัญญาณเมื่อมีการอุดกั้นการหายใจ

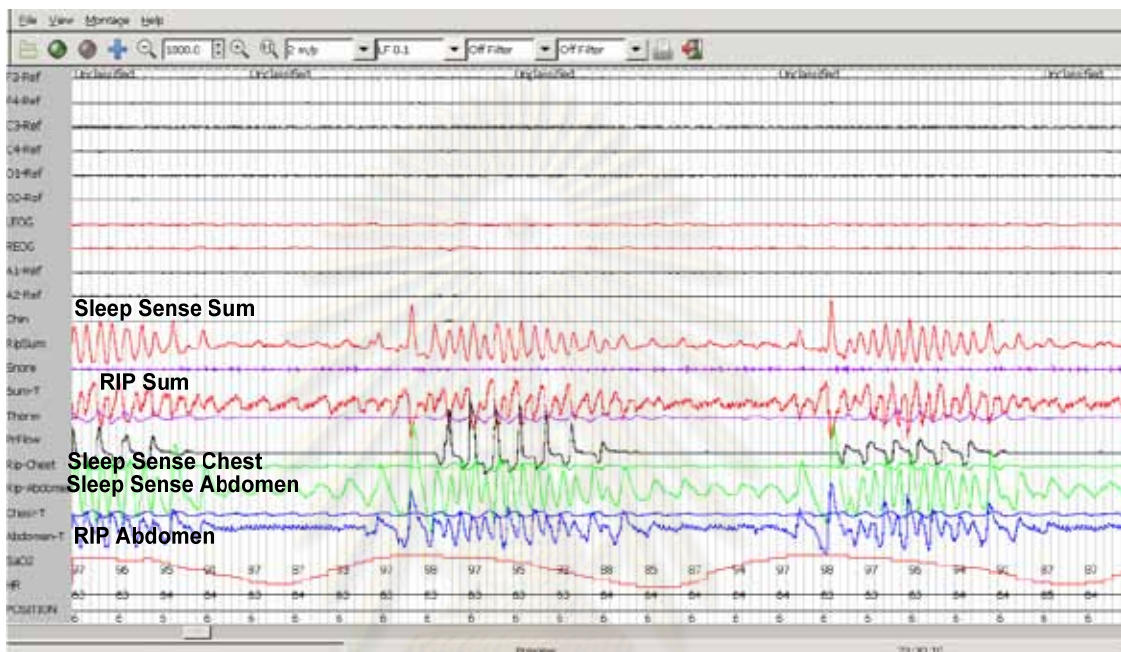
6. วงจรสร้างแรงดันค่ากลางอ้างอิง (Mid-Range Circuit)

วงจรสร้างค่าแรงดันอ้างอิงทำหน้าที่สร้างแรงดันบวกและค่าแรงดันลบเพื่อใช้เป็นจุดอ้างอิงของสัญญาณวัดและขยายในส่วนต่างๆของวงจรการทำงานของวงจรประกอบด้วย R40 และ R41 ทำหน้าที่แบ่งครึ่งแรงดันระหว่างแรงดันบวกและแรงดันลบและ C26 ทำหน้าที่กรองแรงดันที่ถูกแบ่งให้เรียบขึ้น Op-amp ในวงจรจะต่อแบบ Voltage Follower ซึ่งจะสร้างแรงดันที่ขา 1 เท่ากับแรงดันของตัวเก็บประจุ C26 ทำให้เมื่อมีการจ่ายกระแสไปยังส่วนต่างๆของวงจรจะไม่ได้กระทบกระเทือนต่อแรงดันคร่อมตัวเก็บประจุ C26



รูปที่ 3.8 Mid-Range Circuit

เมื่อทำการทดสอบจากวงจรที่สมบูรณ์แบบแล้วและนำไปทดสอบกับเครื่อง Sleep Sense พบว่าการทำงานมีทิศทางไปในทางเดียวกันคือเมื่อพบการอุดกั้นของทางเดินหายใจเส้นกราฟจะเป็นเส้นตรงซึ่งจะต่างกันอย่างชัดเจนเมื่อมีการหายใจดังแสดงให้เห็นในรูปที่ 3.9

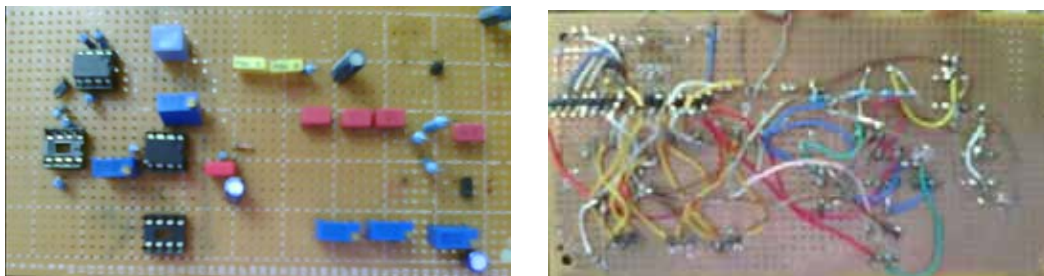


รูปที่ 3.9 การเปลี่ยนแปลงสัญญาณที่ได้จาก RIP และเครื่อง Sleep Sense

การพัฒนาเครื่องวัดการหายใจแบบเหนียวนำ

การพัฒนาเครื่องวัดการหายใจแบบเหนียวนำ ครั้งที่ 1

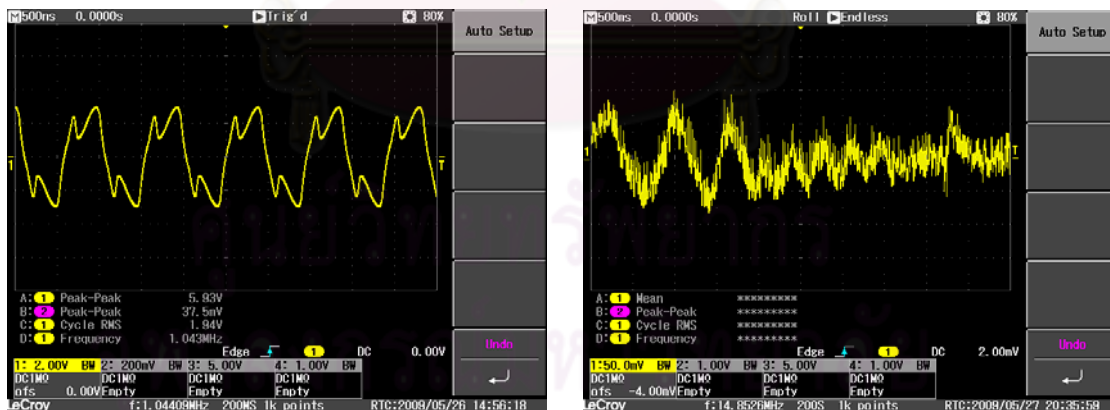
ในการออกแบบเครื่องวัดการหายใจแบบเหนียวนำในครั้งที่ 1 นั้นได้ใช้ LM 308 ในการสร้างและกำเนิดความถี่ผลปรากฏว่า LM 308 ไม่สามารถที่จะสร้างสัญญาณที่มีความถี่ที่สูงพอเท่าที่ต้องการได้เพราะมีค่า Slew rate เพียง 50 V/us และเป็นการออกแบบโดยใช้ Universal Print Circuit Board เป็นการต่ออุปกรณ์ต่างๆ โดยมีการต่อวงจรเรียงกระแสเข้าไปด้วยเพื่อให้กระแสที่ได้ นั้นเรียกว่าเดิม



รูปที่ 3.10 วงจรของ RIP ในการพัฒนาเครื่องครั้งที่ 1

ปัญหาของเครื่องวัดการหายใจแบบเหนี่ยวนำต้นแบบครั้งที่ 1

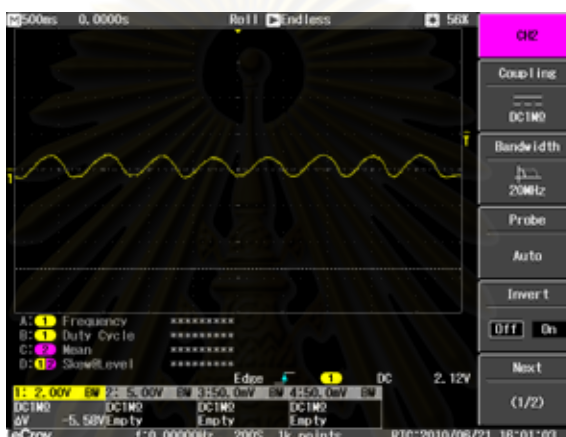
เนื่องจากใช้ LM 308 สร้างสัญญาณความถี่ที่สูงๆ ไม่ได้จำเป็นจะต้องหาออปแอมป์ (OP-AMP) ที่สามารถสร้างสัญญาณความถี่ที่สูงๆ ได้เป็นระดับเมกะเฮิรตซ์ส่วนการออกแบบโดยใช้แผ่น Universal Print Circuit Board เหมือนเดิมเพราะง่ายในการปรับเปลี่ยนวงจรแต่พบปัญหาว่ามีการขาดและหลุดของสายไฟบ่อยๆ ทำให้ต้องเสียเวลาในการหาจุดที่หลุดหรือชำรุดสัญญาณที่ได้พบว่าไม่เรียบเท่าที่ควรจึงต้องปรับปรุงแก้ไขต่อไป



รูปที่ 3.11 สัญญาณรูปขายนที่่ได้จากการพัฒนาเครื่องครั้งที่ 1

การพัฒนาเครื่องวัดการหายใจแบบเหนี่ยวนำ ครั้งที่ 2

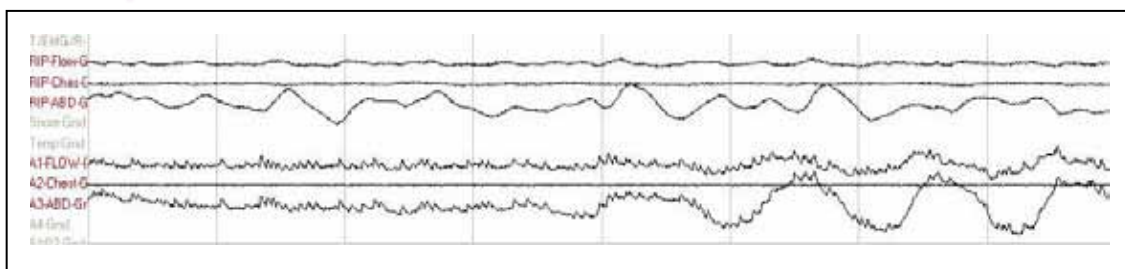
นำ LMH 6622 มาใช้แทน LM 308 ในการสร้างควมถี่เนื่องจาก LMH 6622 สามารถสร้างควมถี่ได้ถึง 160 เมกะเฮิร์ตซ์และมีค่า Slew rate 85 V/nS ซึ่งสามารถนำมาสร้างควมถี่ที่สูงๆ ได้และเมื่อนำวงจรเรียงกระแสมาต่อเข้ากับวงจรสร้างควมถี่สัญญาณที่ได้สัญญาณที่ได้เรียบและควมถี่ที่ได้ตรงตามความต้องการคือเมื่อขยับสายเข็มขัดพบว่าสัญญาณมีการเปลี่ยนแปลงที่สามารถนำมาใช้งานตามที่ต้องการได้



รูปที่ 3.12 สัญญาณรูปไซน์ที่ได้จากการพัฒนาเครื่องครั้งที่ 2

ปัญหาของเครื่องวัดการหายใจแบบเหนี่ยวนำต้นแบบครั้งที่ 2

ถึงแม้ว่าได้สัญญาณที่ได้นั้นตรงตามความต้องการแต่เพียงเป็นสัญญาณควมถี่เดี่ยวเท่านั้นยังไม่ได้สร้างสัญญาณควมถี่ขึ้นมาอีกสัญญาณเพราะว่าต้องการ 2 ควมถี่ (Chest, Abdomen) ที่แตกต่างกันเนื่องจากถ้าสร้างสัญญาณควมถี่ที่มีขนาดเท่ากันสัญญาณจะรบกวนกัน ดังนั้นต้องสร้างวงจรกำเนิดควมถี่ขึ้นมา 2 ชุดโดยใช้วงจรชุดเดิมแต่ปรับควมถี่โดยปรับควมถี่ที่ R ปรับค่าได้จนกว่าสัญญาณนั้นจะไม่รบกวนกันและสัญญาณมีควมคงที่



รูปที่ 3.13 การรบกวนกันของสัญญาณ

การพัฒนาเครื่องวัดการหายใจแบบเหนี่ยวนำ ครั้งที่ 3

หลังจากการทดลองอย่างง่ายจากการพัฒนาเครื่องในครั้งที่ 2 ของการสร้างสัญญาณความถี่แล้วในขั้นต่อมาได้ออกแบบวงจรต่างๆ ดังแสดงดังรูปที่ 3.14 ลงบนแผ่น PCB โดยออกแบบด้วยโปรแกรม Altium Designer Protel

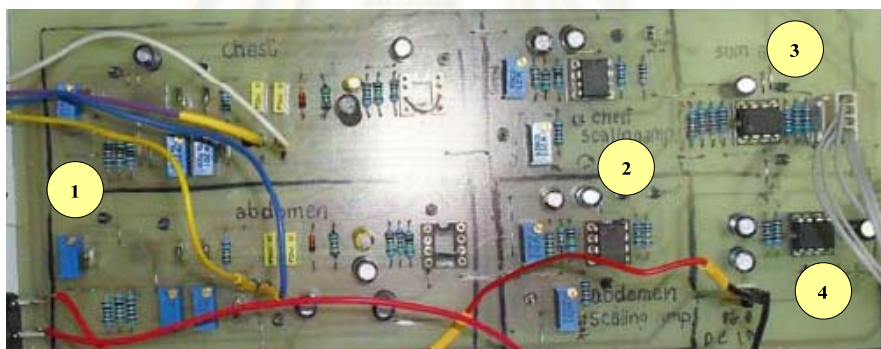
หมายเลข 1 วงจรกำเนิดสัญญาณ (Oscillator circuit) และ วงจรเรียงกระแส (Rectifier circuit)

หมายเลข 2 คือวงจรขยายสัญญาณ (Amplifier Circuit)

หมายเลข 3 คือวงจรรวมสัญญาณ (Summing Amplifier)

หมายเลข 4 คือวงจรสร้างแรงดันค่ากลางอ้างอิง (Mid-Range Circuit)

สรุปได้ว่าในแต่ละวงจรที่สร้างขึ้นบางชุดจะต้องทำเป็น 2 ส่วนเพื่อทำหน้าที่ประมวลผลในแต่ละส่วนแยกกันแล้วจึงนำผลไปรวมกันที่ Sum Amplifier Circuit โดยสร้างวงจรที่ทำหน้าที่จ่ายไฟให้กับวงจรได้แก่ Mid-Range Circuit



รูปที่ 3.14 การออกแบบวงจรลงบนแผ่น PCB

ลักษณะของเครื่องวัดการหายใจแบบเหนี่ยวนำ

1. ขนาดเครื่อง 17 x 24 เซนติเมตร
2. สายต่อของสายต่างๆ ยาว 1.5 เมตร
3. ใช้ Nickel-Metal Hydride ขนาด 1.2 โวลต์ 4 ก้อน
4. เข็มขัดใช้ได้กับผู้ใหญ่ว่านั้นหรือผู้ที่มีรอบเอว 28 – 50 นิ้ว

การใช้งานของเครื่องวัดการหายใจแบบเหนี่ยวนำ

1. ชาร์จแบตเตอรี่ให้เต็มใส่รางถ่านประกอบเครื่อง
2. รัดเข็มขัดบริเวณหน้าอกและท้องให้แน่นพอประมาณ
3. ต่อสายสัญญาณจากเครื่องไปยังหน้าอกและท้องอย่างละเส้น
4. ต่อสายสัญญาณจากเครื่องไปยังเครื่อง CADWELL (PSG) เพื่อให้แสดงผลที่หน้าจอ Monitor
5. เปิดเครื่องที่ปุ่ม ON-OFF
6. ตรวจสอบการทำงานของสัญญาณจากจอ Monitor
7. ปรับแก้เมื่อพบความผิดปกติ
8. บันทึกผลและอ่านผล
9. วิเคราะห์ผลที่ได้

การพิจารณาขอผ่านจริยธรรมการวิจัย

การศึกษาวิจัยครั้งนี้ได้รับการอนุมัติจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย คณะแพทยศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ซึ่งการพิจารณานี้เป็นไปตาม บทบัญญัติเฮลซิงกิ (Declaration of Helsinki) โดยก่อนเข้าร่วมโครงการวิจัย ผู้เข้าร่วมจะได้รับทราบข้อมูลต่างๆ ดังนี้

1. วัตถุประสงค์ของการศึกษา
2. รายละเอียดต่างๆที่เกี่ยวข้องกับการวิจัย
3. ประโยชน์ที่ผู้เข้าร่วมจะได้รับจากการวิจัย
4. มาตรการรักษาความปลอดภัยในการวิจัย
5. ผู้เข้าร่วมมีสิทธิในการถอนตัวออกจากกรวิจัยเมื่อใดก็ได้ตามต้องการ
6. ระหว่างเข้าร่วมการวิจัยผู้ทำการวิจัยจะอยู่กับผู้เข้าร่วมการวิจัยตลอดเวลา
7. ข้อมูลที่ได้จากการวิจัย ผู้วิจัยจะเก็บไว้เป็นความลับ จะเปิดเผยต่อสาธารณะเพื่อประโยชน์ทางวิชาการ โดยที่ไม่ระบุชื่อของผู้ป่วย
8. ผู้เข้าร่วมการวิจัยสามารถทำการซักถามผู้ทำการวิจัยจนกว่าจะเข้าใจและสามารถขอความเห็นจากแพทย์หรือผู้ที่เกี่ยวข้องได้

รูปแบบการวิจัย

Descriptive study

กลุ่มประชากร

จำนวนผู้ร่วมในโครงการวิจัย 10 คน

1. บุคคลที่มีสุขภาพดี จำนวน 5 คน

เกณฑ์ในการคัดเลือกเข้ามาวิจัย (Inclusion Criteria)

- มีความสมัครใจเข้าร่วมในการวิจัย
- ผู้ที่มีอายุตั้งแต่ 20 ปีขึ้นไปในวันที่เข้าร่วมการศึกษา
- มีสุขภาพดี ไม่มีประวัติเจ็บป่วยเรื้อรัง
- ไม่มีความเจ็บป่วยในวันที่เข้าร่วมการศึกษา

2. ผู้ที่มีอายุ 20 ปีขึ้นไปที่มีปัญหาด้านการนอนหลับ และผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะนอนหลับ จำนวน 5 ราย

เกณฑ์ในการคัดเลือกผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะนอนหลับ (Inclusion Criteria)

- มีความสมัครใจเข้าร่วมในการวิจัย
- เป็นผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะนอนหลับที่มีอายุมากกว่า 20 ปี
- เป็นโรคหยุดหายใจขณะนอนหลับมาแล้วอย่างน้อย 6 เดือน
- ไม่มีโรคหรือภาวะทางอายุรกรรม/ศัลยกรรมที่ยังควบคุมไม่ได้
- ไม่มีปัญหาด้านการสื่อสาร (communication problems)

วิธีดำเนินการวิจัย

การดำเนินการวิจัย แบ่งเป็น 2 ขั้นตอน ได้แก่

1. อาสาสมัครที่ปกติจำนวน 5 คน

เข้ารับการตรวจการหายใจโดยเครื่อง SleepSense Inductive Respiratory ซึ่งเป็นเครื่องมือมาตรฐานที่นำเข้ามาจากต่างประเทศ (Gold standard) และวัดการหายใจด้วยเครื่อง Spirometer พร้อมกับเครื่องRIPที่ทำการวัดพร้อมกันโดยที่ตรวจปริมาณการหายใจ ตึก สก ชั้น 13 โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์โดยวัดตามเงื่อนไขดังต่อไปนี้

- วัดการหายใจเบาเป็นเวลา 12 วินาที
- วัดการหายใจแรงเป็นเวลา 12 วินาที

นำผลที่ได้มาทำการเปรียบเทียบปริมาณการหายใจในแต่ละเงื่อนไขบันทึกผลและวิเคราะห์ผล



รูปที่ 3.15 การติดอุปกรณ์ในคนปกติ

2. ผู้ป่วยจำนวน 5 คน

คุณสมบัติของผู้ป่วยคือเป็นโรคหยุดหายใจขณะนอนหลับเนื่องมาจากการอุดกั้นของทางเดินหายใจโดยได้รับคำวินิจฉัยจากแพทย์แล้วนำผู้ป่วยมาตรวจการนอนหลับที่ตึก ศัลยกรรม ชั้น 8 โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์โดยผู้ป่วยจะได้รับการติดอุปกรณ์การตรวจการนอนหลับมาตรฐาน (Polysomnography: PSG) และจะติดเครื่องมือที่ผู้จัดทำได้ทำขึ้นคือเครื่องมือวัดการหายใจแบบเหนี่ยวนำ (RIP) ติดไว้ที่ตัวผู้ป่วยด้วยโดยจะทำการวัดตลอดทั้งคืนเป็นเวลา 1 คืน โดยจะทำการบันทึกผลเครื่องมือที่ชื่อว่า cadwell-easy-II

โดยจะนำผลจำนวนครั้งของการหยุดหายใจที่ได้จากเครื่อง SleepSense Inductive Respiratory, Polysomnography: PSG และจำนวนครั้งที่ได้จากเครื่อง RIP ที่เราทำขึ้นมาทำการเปรียบเทียบกันว่าการผลของการวัดการหายใจมีความแตกต่างกันมากน้อยเพียงไร พบภาวะ apnea ตรงกันหรือไม่ เกิดกี่ครั้ง ไม่ตรงกันกี่ครั้ง ความคลาดเคลื่อนเป็นเท่าไรและบันทึกผล

ความปลอดภัยของอาสาสมัครจากเครื่องมือใหม่ เนื่องจากเครื่องมือใหม่ที่ได้ออกแบบและประดิษฐ์ขึ้นนั้นมีความปลอดภัยสูงทั้งผู้ใช้และผู้ป่วยเนื่องจากกระแสไฟฟ้าที่ใช้นั้นไม่เกิน 5 โวลต์

ทดสอบแล้วไม่มีผลข้างเคียงใดๆและไม่ก่อให้เกิดอันตราย (ใช้ถ่านไฟขนาด 1.2 โวลต์จำนวน 4 ก้อน $1.2 \times 4 = 4.8$ โวลต์) และตัวเครื่องมือใหม่เป็นฉนวนไม่นำไฟฟ้า

การรบกวนของเครื่องมือ 2 ชนิดที่จะใช้พร้อมกันในอาสาสมัครจากการทดสอบเบื้องต้นพบว่าไม่มีการรบกวนกันของเครื่องมือทั้งสองชนิด เนื่องจากการทำงานของเครื่องมือที่ทำงานคนละความถี่กันไม่มีการเชื่อมต่อกันทางวงจรไฟฟ้าและการบันทึกผลนั้นจะบันทึกออกมาแยกกันชัดเจน



รูปที่ 3.16 การติดอุปกรณ์ในผู้ป่วย

การเก็บรวบรวมข้อมูล

ทำการเก็บข้อมูลดังต่อไปนี้

1. ประวัติทั่วไป
2. น้ำหนัก
3. ส่วนสูง
4. รอบคอ
5. อายุ
6. โรคประจำตัว
7. ประวัติการเจ็บป่วย

สถานที่ทำวิจัย

- ศูนย์ตรวจการนอนหลับ ตึก คัดขวางค์ ชั้น 8 โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ ในผู้ป่วย
- ห้องตรวจปริมาตรการหายใจ ตึก สก ชั้น 13 โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ในคนปกติ

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

- แบบบันทึกข้อมูล
- Respiratory Inductive Plethysmography (RIP)
- Spirometer
- Polysomnography (PSG)
- Sleep Sense
- Tracki /CADWELL easy II

การเตรียมตัวสำหรับการมาตรวจการนอนหลับสำหรับผู้ป่วย

1. ต้องสระผมให้สะอาดก่อนมารับการตรวจ และห้ามใช้น้ำมันหรือครีมที่ผม เพราะการติดอุปกรณ์ที่หนังศีรษะ จำเป็นต้องให้บริเวณที่ติดอุปกรณ์ไม่มีไขมัน เพื่อให้สัญญาณกราฟคมชัด และสามารถอ่านระดับการนอนหลับได้ถูกต้อง
2. ห้ามทาแป้งหรือครีมที่บริเวณใบหน้า คอและขา เพื่อให้อุปกรณ์ที่ติดอยู่ได้นานตลอดทั้งคืน
3. ห้าม ดื่มชา กาแฟ หรือเครื่องดื่มที่มีแอลกอฮอล์ก่อนมา เพราะจะทำให้คุณภาพของการนอนหลับผิดปกติไป ยกเว้น ในรายที่ดื่มเป็นประจำและต้องให้แพทย์ที่ทำการรักษา รับทราบก่อนทำการตรวจ
4. ห้าม รับประทานยาละลายหรือยานอนหลับ ก่อนมารับการตรวจเพราะจะทำให้การนอนตรวจไม่ต่อเนื่อง ในรายที่รับประทานยาละลาย และในรายที่รับประทานยานอนหลับจะทำให้การนอนหลับไม่เป็นปกติที่ควรเป็น ยกเว้นในรายที่แพทย์อนุญาตเท่านั้น
5. ยาที่ผู้ป่วยรับประทานเป็นประจำ เช่น ยาควบคุมความดันโลหิต และยารักษาโรคอื่นๆ ให้รับประทานได้ตามเดิม และกรุณาแจ้งให้เจ้าหน้าที่รับทราบทุกครั้ง

การวิเคราะห์ข้อมูลและการทดสอบทางสถิติ

ผู้ป่วย

ใช้วิธีการทดสอบที่เรียกว่า Intraclass Correlation Coefficient (ICC) หมายถึงสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในกลุ่ม เป็นค่าที่บอกความสอดคล้องกันของตัวอย่างภายในกลุ่มหรือในระดับชั้นเดียวกันในที่นี้คือความสอดคล้อง(Agreement) ของการทำงานของเครื่องมือวัดทั้งสองเครื่องได้แก่ SleepSense Inductive Respiratory (gold standard measure) และ Respiratory Inductive Plethysmography (RIP) ค่าสัมประสิทธิ์นี้ใช้ประเมินความเชื่อมั่นของผลการวัดตัวแปรชนิดต่อเนื่อง โดยค่า ICC จะมีค่าตั้งแต่ 0 ถึง 1 ค่า ICC ที่มีค่าเข้าใกล้ 1 จะบ่งชี้ว่าผลการวัดตัวแปรมีความเชื่อมั่นได้มาก โดยค่า 1.00 จัดว่าเป็นค่าที่แสดงถึงความเชื่อมั่นอย่างสมบูรณ์ (perfect) ซึ่งจะเป็นตัวบ่งชี้ว่าผลการวัดตัวแปรนั้นมีความเชื่อมั่นได้มาก การหาสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในกลุ่ม เป็นวิธีที่นิยมหาค่าความเชื่อมั่นของเครื่องมือวิจัย ในที่นี้จะใช้ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 โดยกำหนดค่า ICC ที่น้อยกว่า 0.6 หมายถึงความน่าเชื่อถือต่ำ ค่า 0.6-0.8 หมายถึงความน่าเชื่อถือปานกลาง และมากกว่า 0.8 หมายถึงความน่าเชื่อถือสูงโดยใช้วิธีการตรวจสอบโดยใช้สถิติ จากโปรแกรมสำเร็จรูป SPSS ซึ่งไม่จำเป็นต้องแสดงสูตรการคำนวณแต่อย่างไร

คนปกติ

ในการวิเคราะห์ผลในคนปกตินั้นจะใช้เป็นการเปรียบเทียบการหายใจที่เกิดจากการนำผลที่ได้คือผลของการหายใจเบาและผลของการหายใจแรงของเครื่องมือทั้งสามได้แก่ Sleep Sense, RIP และ Spirometer แล้วนำมาสรุปว่าผลจากการหายใจเบาและการหายใจที่แรงนั้นเป็นกี่เท่าของกันและกันและมีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกันหรือไม่อย่างไร

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 4

ผลการทดสอบ

ในบทนี้จะกล่าวถึงการทดลองและการวิเคราะห์ผลจากการศึกษาวิจัยครั้งนี้ได้รับความร่วมมือจากผู้ป่วย 5 คนและคนปกติจำนวน 5 คน โดยผลที่ทำการทดสอบจะแบ่งออกเป็น 2 ช่วง ได้แก่

1. ผลจากการทดสอบผู้ป่วย
2. ผลจากการทดสอบคนปกติ

1. ผลจากการทดสอบผู้ป่วยจำนวน 5 ราย

ในที่นี้จะทำการทดสอบที่ศูนย์ตรวจการนอนหลับที่ตึกคัคณางค์ ชั้น 8 โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ การทดสอบจะติดอุปกรณ์ทั้งหมดพร้อมกัน โดยมีการเก็บข้อมูลเบื้องต้นของผู้ป่วยดังแสดงที่ตาราง 4.1 การทำการทดสอบเครื่องมือนี้เพื่อประเมินการทำงานของเครื่องมือที่ประดิษฐ์ขึ้นเทียบกับเครื่องมือที่นำเข้ามาจากต่างประเทศ การอ่านรายงานการวิจัยทางการแพทย์มีสิ่งสำคัญสามสิ่งที่จะต้องประเมินคือ

1. การวิจัยนั้นมีความถูกต้องตรงกับความเป็นจริงมากน้อยเพียงใด (Validity)
2. ผลของการวิจัยนั้นมีประโยชน์ทางคลินิกมากน้อยเพียงใด (Clinical Significant)
3. ผลของการวิจัยนั้นสามารถนำมาประยุกต์ใช้กับผู้ป่วยของเราได้จริงหรือไม่

(Applicability)

รายละเอียดข้อมูลพื้นฐานของผู้ป่วย

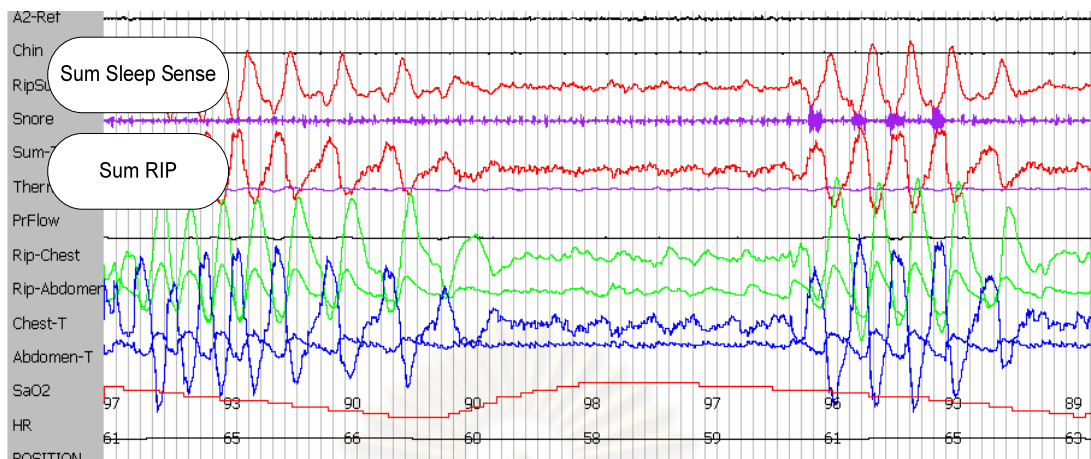
ผู้ป่วยที่เข้าร่วมในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ประกอบด้วย ผู้ป่วยชายจำนวน 3 คน และ ผู้ป่วยหญิงจำนวน 2 คน ข้อมูลพื้นฐานของผู้ป่วยจะแสดงในตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ข้อมูลพื้นฐานของผู้ป่วย

ลำดับ ที่	เพศ	ส่วนสูง /ซม.	อายุ/ ปี	น้ำหนัก/ กก.	รอบคอ/ นิ้ว	โรคประจำตัว
1	ชาย	172	50	65	15	-
2	ชาย	161	61	57	13.9	กรดไหลย้อน,โรคหืดหอบ
3	หญิง	161	63	65.5	13	โรคความดันสูง,โรคหืดหอบ, ทานยานอนหลับทุกวัน
4	หญิง	155	74	46.5	12.5	โรคความดันสูง, ทานยานอนหลับทุกวัน
5	ชาย	170	44	75	16	โรคภูมิแพ้

ตารางที่ 4.2 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลที่ใช้ในการศึกษาวิจัย

		ส่วนสูง	อายุ	รอบคอ	เพศ	น้ำหนัก
N	Valid	5	5	5	5	5
	Missing	0	0	0	0	0
	Mean	163.800	58.4000	14.0800	-	61.6000
	Std. Error of Mean	3.15278	5.24023	0.64140	-	4.63519
	Std. Deviation	7.04982	11.7175	1.43422	-	10.3646
	Minimum	155.000	44.0000	12.5000	-	46.5000
	Maximum	172.000	74.0000	16.0000	-	74.0000



รูปที่ 4.1 การทำงานของ Sleep Sense และ RIP ของผู้ป่วย

ตารางที่ 4.3 ผลการทดลองการตรวจจับการหยุดหายใจขณะนอนหลับในผู้ป่วย

Patients	Sleep Sense	RIP
1	85	85
2	412	412
3	481	472
4	48	46
5	112	110
Total	1,138	1,125

จากตารางที่ 4.3 แสดงผลการเปรียบเทียบการทำงานของเครื่องมือทั้งสองคือ Sleep Sense และ RIP ในการตรวจจับการหยุดหายใจขณะนอนหลับในผู้ป่วยพบว่า Sleep Sense ตรวจจับการหยุดหายใจในขณะนอนหลับได้ 1,138 ครั้ง และ RIP ตรวจจับการหยุดหายใจในขณะนอนหลับได้ 1,125 ครั้ง พบว่ามีค่า Sensitivity: 98.86% False Negative 1.14% และไม่มี false positive

ตารางที่ 4.4 แสดงผลการเปรียบเทียบการทำงานของเครื่อง Respiratory Inductance Plethysmography (RIP) กับเครื่อง RIP Sleep Sense (Intraclass Correlation Coefficient, ICC)

	Intraclass Correlation	95% Confidence Interval			F Test with True Value 0		
	Lower Bound	Upper Bound	Value	Df1	Df2	Sig	Lower Bound
Single Measures	1.000	0.998	1.000	11774.841	4.0	4	0.000
Average Measures	1.000	0.999	1.000	11774.841	4.0	4	0.000

จากตารางที่ 4.4 ผลการเปรียบเทียบการทำงานของเครื่อง Respiratory Inductance Plethysmography (RIP) กับเครื่อง Sleep Sense (Intraclass Correlation Coefficient) พบว่าการใช้เครื่องมือที่ประดิษฐ์ขึ้นเองนั้นสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพโดยจะมีค่า Intraclass Correlation Coefficient (ICC) เท่ากับ 0.998 ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 แสดงว่าผลการวัดตัวแปรมีความเชื่อมั่นมาก (โดยค่า Intraclass Correlation Coefficient (ICC) เท่ากับ 1.00 ถือว่าเป็นค่าที่แสดงถึงความเชื่อมั่นที่สูงที่สุด)

2. ผลจากการทดสอบคนปกติจำนวน 5 ราย

ในที่นี้จะทำการทดสอบที่ห้องตรวจสมรรถภาพปอด ชั้น 13 โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ การทดสอบจะติดอุปกรณ์ทั้งหมดพร้อมกัน โดยมีการเก็บข้อมูลเบื้องต้นของผู้ป่วยดังแสดงที่ตาราง 4.5 การทดสอบนี้เพื่อประเมินการทำงานของเครื่องมือที่ประดิษฐ์ขึ้นกับเครื่องมือที่นำเข้าจากต่างประเทศและเครื่อง Spirometer

รายละเอียดข้อมูลพื้นฐานของคนปกติ

คนปกติที่เข้าร่วมในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ประกอบด้วย ชายจำนวน 1 คน และ หญิงจำนวน 4 คน ข้อมูลพื้นฐานของคนปกติจะแสดงในตารางที่ 4.5

ตารางที่ 4.5 ข้อมูลพื้นฐานของคนปกติ

ลำดับที่	เพศ	ส่วนสูง/ซม	อายุ/ปี	น้ำหนัก/กก	รอบคอ/นิ้ว
1	หญิง	163	26	48.0	12.5
2	หญิง	158	28	42.0	11.5
3	หญิง	155	26	47.0	12.0
4	หญิง	150	34	47.5	12.0
5	ชาย	173	32	60.0	13.5

ตารางที่ 4.6 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลที่ใช้ในการศึกษาวิจัย

		ส่วนสูง	อายุ	รอบคอ	เพศ	น้ำหนัก
N	Valid	5	5	5	5	5
	Missing	0	0	0	0	0
Mean		159.8000	29.2000	12.3000	-	48.9000
Std. Error of Mean		3.91663	1.62481	0.33912	-	2.97658
Std. Deviation		8.75785	3.63318	0.75829	-	6.65582
Minimum		150.000	26.0000	11.5000	-	42.0000
Maximum		173.000	34.0000	13.5000	-	60.0000

ตารางที่ 4.7 ผลการทดสอบการหายใจแรงกับการหายใจเบาในคนปกติ

คนที่	Sleep Sense (μV)		RIP (μV)		Spirometer (L/min)	
	หายใจเบา	หายใจแรง	หายใจเบา	หายใจแรง	หายใจเบา	หายใจแรง
1	129,459	249,274	127,104	224,104	4	10
2	68,601	147,299	56,952	145,716	4	10
3	47,474	90,633	86,452	153,359	7	20
4	28,429	88,081	113,539	422,427	9	23
5	76,461	107,288	359,923	563,477	4	16
	จำนวนเท่า (หายใจแรง:หายใจเบา)		จำนวนเท่า (หายใจแรง:หายใจเบา)		จำนวนเท่า (หายใจแรง:หายใจเบา)	
1	1.93		1.77		2.50	
2	2.15		2.56		2.50	
3	1.91		1.77		2.86	
4	3.10		3.72		2.56	
5	1.40		1.57		4.00	

จากตารางที่ 4.7 ผลการทดสอบการหายใจแรงกับการหายใจเบาในคนปกติโดยทำการทดสอบสองเครื่องคือ Sleep Sense และ RIP ในหน่วย ไมโครโวลต์ (μV) ซึ่งค่าที่ได้จากวัดทางเทคนิคนี้มีค่าสูงต่ำห่างกันมาก แต่มีแนวโน้มที่เหมือนกันคือเมื่อมีการหายใจที่เบาค่าที่ได้ออกมาจะน้อยและหายใจแรงค่าที่ได้จะออกมาจะมาก แต่ในการแสดงผลของ Spirometer ผลจะออกมาเป็นลิตร/นาที (L/Min) ผลที่ได้มีแนวโน้มคือ เมื่อมีการหายใจที่เบาค่าที่ได้ออกมาจะน้อยและหายใจแรงค่าที่ได้จะออกมาจะมาก แต่ไม่สามารถนำข้อมูลของทั้งสามเครื่องนั้นมาเปรียบเทียบกันได้เนื่องจากมีความแตกต่างกันทางด้านหน่วยจึงต้องหาค่าเป็นจำนวนอัตราส่วนการหายใจแรงต่อการหายใจเบาแทน ผลที่ได้พบว่า เครื่องมือ Sleep Sense กับ RIP มีผลในอัตราส่วนที่ใกล้เคียงกัน

อัตราส่วนการหายใจแรง: การหายใจเบา ของ Sleep Sense และ RIP คือ

คนที่1	Sleep Sense ได้เท่ากับ	1.93	RIP ได้เท่ากับ	1.77
คนที่2	Sleep Sense ได้เท่ากับ	2.15	RIP ได้เท่ากับ	2.56
คนที่3	Sleep Sense ได้เท่ากับ	1.91	RIP ได้เท่ากับ	1.77
คนที่4	Sleep Sense ได้เท่ากับ	3.10	RIP ได้เท่ากับ	3.72
คนที่5	Sleep Sense ได้เท่ากับ	1.40	RIP ได้เท่ากับ	1.57

เนื่องจาก ตำแหน่งที่ติดตั้ง รูปร่าง คน สภาวะต่างๆ เหมือนกัน แต่ผลที่ได้จาก Spirometer จะมีค่าผลการหายใจแรงต่อการหายใจเบาในอัตราส่วนมากกว่า Sleep Sense กับ RIP คือ

คนที่1	Sleep Sense ได้เท่ากับ	1.93	RIP ได้เท่ากับ	1.77	Spirometer ได้เท่ากับ	2.50
คนที่2	Sleep Sense ได้เท่ากับ	2.15	RIP ได้เท่ากับ	2.56	Spirometer ได้เท่ากับ	2.50
คนที่3	Sleep Sense ได้เท่ากับ	1.91	RIP ได้เท่ากับ	1.77	Spirometer ได้เท่ากับ	2.86
คนที่4	Sleep Sense ได้เท่ากับ	3.10	RIP ได้เท่ากับ	3.72	Spirometer ได้เท่ากับ	2.56
คนที่5	Sleep Sense ได้เท่ากับ	1.40	RIP ได้เท่ากับ	1.57	Spirometer ได้เท่ากับ	4.00

ซึ่งสัดส่วนที่ได้นี้จะไม่ถูกต้องตรงกับปริมาณการไหลของอากาศจริงที่วัดได้จาก Spirometer โดยที่ Sleep Sense RIP มีค่า Mean ที่ 2.0964 ± 0.62271 , AM- RIP มีค่า Mean ที่ 2.2770 ± 0.89166 และ Spirometer มีค่า Mean ที่ 2.3666 ± 0.74249 ตามลำดับ

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 5

สรุปผล อภิปรายผล และ ข้อเสนอแนะ

สรุปผลอภิปรายผลการวิจัย

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอการศึกษาการทำงานของเครื่องมือที่ประดิษฐ์ขึ้นคือเครื่อง Respiratory Inductance Plethysmography (RIP) เพื่อเปรียบเทียบกับการทำงานของเครื่องมือมาตรฐานซึ่งได้แก่เครื่อง Sleep Sense และเครื่อง Spirometer (gold standard) ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

1. นำเครื่อง Respiratory Inductance Plethysmography (RIP) ไปทดสอบการทำงานกับผู้ป่วยที่เป็นโรคหยุดหายใจขณะนอนหลับโดยเปรียบเทียบกับการทำงานกับเครื่อง Sleep Sense สรุปผลการทดสอบได้ดังนี้

- Intraclass Correlation Coefficient (ICC) เท่ากับ 0.998 ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 แสดงว่าผลการวัดตัวแปรมีความเชื่อมั่นที่สูง (โดยค่า Intraclass Correlation Coefficient (ICC) เท่ากับ 1.00 จัดว่าเป็นค่าที่แสดงถึงความเชื่อมั่นที่สูงที่สุด)

- Sensitivity เท่ากับ 98.86%

- False Negative เท่ากับ 1.14%

2. นำเครื่อง Respiratory Inductance Plethysmography (RIP) ไปทดสอบการทำงานกับเครื่อง Spirometer และเครื่อง Sleep Sense ในคนปกติ

ผลการเปรียบเทียบการทำงานของเครื่อง Respiratory Inductance Plethysmography (RIP) กับเครื่อง Sleep Sense พบความเป็น linear มีการทำงานของเครื่องที่ใกล้เคียงกัน เนื่องจากตำแหน่งที่ติดตั้งคือที่หน้าอกและท้อง รูปร่าง คน สภาวะต่างๆ เหมือนกัน

ผลการเปรียบเทียบการทำงานของเครื่อง Respiratory Inductance Plethysmography (RIP) กับการทำงานของ Spirometer ในคนปกติ พบว่า RIP ไม่สามารถวัดออกมาเทียบกับ lung volume ของเครื่อง Spirometer ได้ ทำให้ผลได้การทำงานที่ไม่ใกล้เคียงกัน ไม่พบความเป็น linear และผลที่ได้อีกประการหนึ่งคือ Spirometer มีค่าผลการหายใจแรงต่อการหายใจเบาในอัตราส่วนมากกว่า RIP สาเหตุเนื่องจากตำแหน่งที่ติดตั้งต่างกันคือ Spirometer ติดตั้งที่ปาก ขณะที่ RIP ติดตั้งที่หน้าอกและท้อง

ผลการเปรียบเทียบการทำงานของเครื่อง Sleep Sense กับเครื่อง Spirometer มีการทำงานที่ไม่ใกล้เคียงกันคือ Sleep Sense ไม่สามารถวัดออกมาเทียบกับ lung volume ของเครื่อง Spirometer ได้ ทำให้ผลได้การทำงานที่ไม่ใกล้เคียงกัน ไม่พบความเป็น linear และผลที่ได้อีกประการหนึ่งคือ Spirometer มีค่าผลการหายใจแรงต่อการหายใจเบาในอัตราส่วนมากกว่า Sleep Sense สาเหตุเนื่องจาก Spirometer ติดตั้งที่ปาก Sleep Sense ติดตั้งที่หน้าอกและท้อง

ข้อเสนอแนะ

จากเรื่องของเครื่องมือและอุปกรณ์ปัญหาหนึ่งที่เกิดขึ้นกับการทดลองดังนี้

1. ปัญหาการรบกวนจากช่วงต่อของสายอุปกรณ์ที่ยังคงดีไม่พอ จำเป็นจะต้องปรับปรุงให้มีประสิทธิภาพที่ดีขึ้นซึ่งจะทำให้เครื่องมือมีการทำงานที่สมบูรณ์
2. ปัญหาทางการสอบเทียบ เพราะเอกสารข้อมูลที่เขียนเกี่ยวกับการสอบเทียบนั้นมีน้อยมาก เป็นการยากที่จะทำ คือ ในการสอบเทียบท่าที่ถูกต้องในการสอบเทียบคือ ท่าที่นอนหงายและต้องมีการเคลื่อนไหวร่างกายให้น้อยที่สุดเพื่อเพื่อความถูกต้องแม่นยำ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รายการอ้างอิง

- [1] Sean, M. Caples, Apoor, S. Gami., and Virend, K. Somers., Obstructive Sleep Apnea. Ann Intern Med. 2005; 142:187-197.
- [2] Young, T., Palta, M., Dempsey, J., Skatrud, J., Weber, S., and Badr, S. The occurrence of sleep-disordered breathing among middle-aged adults. N Engl J Med 1993; 328: 1230-5.
- [3] Charoenpan, P., et al. Sleep apnoea syndrome in Ramathibodi Hospital : clinical and polysomnographic baseline data. Respirology 1999; 4:371-4.
- [4] Koskenvuo, M., Kaprio, J., Telakivi, T. Snoring as a risk factor for ischemic heart disease and stroke in men. BMJ 1987; 294:16-9.
- [5] Gislason, T., Benediktsdottir, B., and Bjorsson, JK. Snoring, hypertension and the sleep apnea syndrome. An epidemiology survey of middle-aged woman. chest 1993; 103:1147-51.
- [6] Guilleminault, C., Stoohs, R., and Duncan, S. Snoring I. Daytime sleepiness in regular heavy snorers. Chest 1991; 99:40-8.
- [7] Palomaki, H., Partinen, M., Erkinjuntti, and Kaste, M. Snoring, sleep apnea syndrome, and stroke. neurology 1992; 42:75-82.
- [8] Partinen, M., and Palomaki, H. Snoring and cerebral infarction. Lancet 1985; 2:1325-6.
- [9] Seftel, AD., Strohl, KP., Loye, TL., Bayard, D., Kress, and J., Netrer, NC. Erectile dysfunction and symptoms of sleep disorders. Sleep 2002; 25:643-7.
- [10] Boethel, CD. Sleep and the endocrine system: New associations to old diseases. Cur Opin Pulm Med 2002; 8:502-5
- [11] Sand, T., Hagen, K., and Schrode, H. Sleep apnea and chronic headache. Cephalalgia 2003; 23:90-5
- [12] Jay, F. Piccirillo, et al. Sleep-Disordered Breathing. Otolaryngology Head and Neck Surgery, 3rd edition, 1998; 1546-1571.

- [13]Flemons , WW. et al. Quality of life consequences of sleep-disordered breathing. J Allergy Clin Immunol.1997;(2):S750-6.
- [14]Guilleminault ,C. et al. Determinants of daytime sleepiness in obstructive sleep-apnea. Chest 1988; 94(1):32-7.
- [15]Guilleminault,C. et al. Relationship between sleep disorders and daytime complaints. Sleep 1983; 6 : 91-100.
- [16]Guilleminault ,C. Connolly SJ, Winkle RA. Cardiac arrhythmia and conduction disturbances during sleep in 400 patients with sleep apnea syndrome. Am J Cardiol 1983; 52:490-4.
- [17] American Academy of Sleep Medicine.Obstructive Sleep Apnea. IL 60154 (708)492-0930
- [18]Howard,ME., et al. Sleepiness, sleep-disordered breathing, and accident risk factors in commercial vehicle drivers. Am J Respir Crit Care Med 2004; 170:1014-21.
- [19]Loube, DI., Gay, PC., Strohl, KP., Pack, AI., White, DP.,and Collop, NA. Indications for positive airway pressure treatment of adult obstructive sleep apnea patients, a consensus statement. Chest 1999; 115:863-6.
- [20]Poole K.A, Thompson J.R, Hallinan H.M, Beardsmore C.S. Respiratory inductance plethysmography in healthy infants: a comparison of three calibration methods. Eur Respir J 2000; 16:1084-1090.
- [21]Gandis,G. Mazeika.Rick Swanson, RPSGT, CRTT.Respiratory Inductance Plethysmography an Introduction. Pro-Tech Services, Inc. 4338 Harbour Pointe Blvd. S.W. Mukilteo, WA 98275.
- [22]Daniel, I. Loube., Teotimo,A and Robin,S. Howard.Accuracy of Respiratory Inductive Plethysmography for the Diagnosis of Upper Airway Resistance Syndrome.Chest 1999;115;1333-1337 DOI 10.1378/chest.115.5.1333.
- [23]Sean,M. Caples., Apoor, S. Gami., and Virend, K. Somers. Obstructive Sleep Apnea. Ann Intern Med. 2005; 142:187-197.
- [24]Gould, GA.,et al. The sleep hypopnea syndrome. Am Rev Respir Dis 1988; 137:8958.

- [25]Russell, C. Polysomnographic (PSG) Recording in Humans. Department of Psychology, Monash University, AUSTRALIA
- [26]Knight,H., Millman, RP., Gru, RC., Saykin, AJ., Doherty,JU.,and Pack, AI , Clinical significance of sleep apnea in the elderly . Am Rev Respir Dis 1987; 136:845-50.
- [27]Aubert-Tulkens, G.,Culee, C .,and Roden-stein .Cure of sleep apnea after long-term nasal CPAP and weight loss. Sleep 1989 ; 12:216-12.
- [28]Redinie,S.,Millman,RP.,Tosteson,T.,Carskadon, M.,and Tishler, PV, Familial aggregation of symptoms of sleep related breathing disorders.Sleep research(abstract)1988;17:P 219
- [29]Colt,HG.,Hass,H.,and Rich, GB.Hypoxemia vs sleep fragmentation as cause excessive daytime sleepiness in obstructive sleep apnea .Chest 1991;100:15428.
- [30]Issa,FG,and Sullivan, CE.Alcohol,snoring and sleep apnea. J Neurol Neurosurg Psychiatry 1982; 45:353-9.
- [31]Willis,H. Tsai,FRCPC, DABSM.OBSTRUCTIVE SLEEP APNE(OA).CANADIAN SLEEP SOCIETY 2003 .University of Calgary
- [32] ปารยะ อาศนะเสน.อาการนอนกรน (Snoring) และภาวะหยุดหายใจขณะหลับ (Obstructive sleep apnea) ตอนที่ 1. สาขาโรคจมูกและโรคภูมิแพ้ ภาควิชาโสตนาสิก ลาริงซ์วิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล.
- [33]Klar H.Yaggi,John,C,Walter,N.Kernan.,Lawrence,M.Brass.,and Vahid M,. Obstructive Sleep Apnea as a Risk Factor for Stroke and Death.The New England Journal of medicine . Volume 353:2034-2041.
- [34]Shahar,E., et al. Sleep-disordered breathing and cardiovascular disease: cross-sectional results of the Sleep Heart Health Study. Am J Respir Crit Care Med 2001; 163:19-25.
- [35]Johns,MW. Daytime sleepiness, snoring, and obstructive sleep apnea: the Epworth Sleepiness Scale. Chest 1993; 103:30-36.
- [36]Ellis,WS.,and Jones, RT. Using LabVIEW to facilitate calibration and verification for respiratory impedance plethysmography. Computer Methods & Programs in Biomedicine. 1991;36:169-175.

- [37]Tobin,MJ., Chadha,TS., Jenouri, G., Birch, SJ.,Gazeroglu HB,and Sackner MA. Breathing patterns. 1. Normal subjects. Chest. 1983; 84:202-205.
- [38]Flemons,WW.,and Buysee, D. Sleep-related breathing disorders in adults: recommendations for syndrome definition and measurement techniques in clinical research. The Report of an American Academy of Sleep Medicine Task Force. Sleep. 1999; 22:667-689.
- [39] farre .R, Montserrat J.M,and Navajas .D. 2004. Noninvasive monitoring of respiratory mechanics sleep .Journal of Respiratory 24; 052-1060
- [40]D.J. Pitson , A. Sandell , R. Van den Hout , J.R. Stradling .1995. Use of Pulse transit time as a measure of inspiratory effort in patients with obstructive sleep apnoea. Journal of Respiratory Vol:8 ; 1669-1674
- [41]Jochanan,E.Naschitz.,Stanislas,B, Renata M-P.,and ,Scorr Sundick,2004. Pulse Transit Time by R-Wave-Gated Infrared Photoplethysmography Journal of Clinical monitoring and Computing. 18:333-342
- [42]Kim.J.M., hong. J.H., Kim N.J. J.Cha E.and Lee T.S.2004. Two Algorithms for Detecting Respiratory Rate from ECG Signal. Biomedical Engineering College of Medicine Chungbuk National University . 6 JC 27
- [43]Pham ,Q.T.et al . Forced oscillation technique (FOT): a new tool for epidemiology of occupational lung diseases? Eur Respir J, 1995, 8, 1307–1313.
- [44]Oostveen ,E.et al.The forced oscillation technique in clinical practice: methodology, recommendations and future developments. Eur Respir J 2003; 22: 1026–1041.
- [45]Respiratory Inductive Plthysmography .[online].Available from : <http://www.compumedics.com/library/Summit> [2553, June 17]



ภาคผนวก

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

แบบสอบถามข้อมูลเพื่อการคัดกรองขั้นต้น

เลขที่

1. เพศ ชาย หญิง
2. อายุ ปี น้ำหนัก.....กิโลกรัม รอบคอ.....นิ้ว
3. สถานภาพ โสด หย่า คู่ แยกกันอยู่ หม้าย พระ/แม่ชี
4. เชื้อชาติ ไทย จีน อื่น ๆ.....
5. สัญชาติ ไทย จีน อื่น ๆ.....
6. ศาสนา พุทธ คริสต์ อื่น ๆ.....
- 7.อาชีพ รับราชการ รับจ้าง ค้าขาย พนง.รัฐวิสาหกิจ เกษตรกร นักเรียน นักศึกษา
อื่น ๆ.....
- 8.โรคประจำตัว.....
- 9.ความเจ็บป่วยในอดีต.....
- 10.พฤติกรรมสุขภาพ (การกิน การขบถ่าย เพศสัมพันธ์ การพักผ่อน สิ่งเสพติด สุขอนามัย)
.....
.....
- 11.ความเจ็บป่วยของบุคคลในครอบครัว
.....
.....

อาการสำคัญ

อาการสำคัญ	ระยะเวลาที่เป็น

Epworth Sleepiness Scale

How likely are you to doze off or fall asleep in the situations described in the box below, in contrast to feeling just tired? This refers to your usual way of life in recent times. If you haven't done some of these things recently, try to work out how they would have affected you.

Use the following scale to choose the **most appropriate** number for each situation:

0 = would never doze

1 = slight chance of dozing

2 = moderate chance of dozing

3 = high chance of dozing

Situation	Chance of Dozing
Sitting and reading	
Watching TV	
Sitting , inactive in a public place (e.g., a theatre or a meeting)	
As a passenger in a car for an hour without a break	
Lying down to rest in the afternoon when circumstances permit	
Sitting and talking to someone	
Sitting quietly after a lunch without alcohol	
In a car , while stopped for a few minutes in traffic	

Total Score

A score of more than 10 suggests clinificant daytime sleepiness, although a lower score does not exclude it.

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

ชื่อ นางสาวพรทิพย์ ปิติโกค
 วันเดือนปีเกิด 22 ตุลาคม พ.ศ. 2528
 ที่อยู่ 22/1 หมู่ 5 ต. ลาดชิด อ.ผักไห่ จ.พระนครศรีอยุธยา 13120
 เบอร์โทรศัพท์ติดต่อ 089-0903198
 E-mail deenaa09@hotmail.com

ประวัติการศึกษา

ปี พ.ศ. 2547 ประกาศนียบัตรมัธยมศึกษาตอนปลาย จากโรงเรียนจอมสุรางค์
 อุดมภ์ จังหวัดพระนครศรีอยุธยา
 ปี พ.ศ. 2551 จบการศึกษาจากวิทยาศาสตร์บัณฑิตจาก มหาวิทยาลัยรังสิต
 จังหวัดปทุมธานี
 ปี พ.ศ. 2551 ได้เข้ารับการศึกษต่อในระดับปริญญาโท
 สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช บัณฑิตวิทยาลัย
 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ศูนย์วิทยทรัพยากร
 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย